



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102834061 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 19

(21) 申请号 201180018684. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 12. 22

A61B 8/06 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-287297 2010. 12. 24 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 10. 12

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/007208 2011. 12. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02012/086207 JA 2012. 06. 28

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 川端章裕 伊藤嘉彦 铃木隆夫

(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 汪惠民

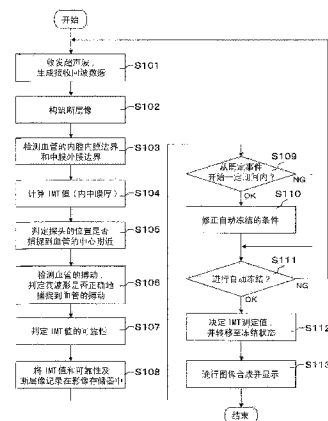
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 10 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置是能连接具有振荡器的探头的超声波诊断装置,其具备控制器(100),该控制器(100)进行驱动探头(1)向被检体发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头接收到的来自所述被检体的反射超声波的接收信号的接收处理,在满足了基于所述接收信号的规定的条件的情况下,控制器(100)进行使所述发送处理及所述接收处理的至少其中一个停止的自动冻结处理,控制器(100)在受理规定的操作事件之后的规定的期间抑制自动冻结处理。



1. 一种超声波诊断装置,能连接具有振荡器的探头,其具备控制器,
该控制器进行驱动所述探头向被检体发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头所接收的来自所述被检体的反射超声波的接收信号接收处理,
在满足了基于所述接收信号的规定的条件的情况下,所述控制器还进行使所述发送处理及所述接收处理的至少其中一个停止的自动冻结处理,
所述控制器在受理了规定的操作事件之后的规定的期间,抑制所述自动冻结处理。
2. 一种超声波诊断装置,能连接具有振荡器的探头,其具备控制器,
该控制器进行驱动所述探头向被检体发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头所接收的来自所述被检体的反射超声波的接收信号接收处理,
该控制器针对所述接收信号进行规定的信号处理,
在满足了基于所述接收信号的规定的条件的情况下,所述控制器进行使所述发送处理、所述接收处理及所述规定的信号处理的至少其中一个停止的自动冻结处理,
所述控制器在受理了规定的操作事件之后的规定的期间,抑制所述自动冻结处理。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
作为对所述自动冻结处理的抑制,所述控制器在所述规定的期间使所述自动冻结处理无效。
4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
作为对所述自动冻结处理的抑制,所述控制器在所述规定的期间进行设定变更至比所述规定的条件还高的基准的处理。
5. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其中,
作为对所述自动冻结处理的抑制,所述控制器在受理了所述规定的操作事件之后,进行设定变更至比所述规定的条件还高的基准的处理,所述规定的期间后进行恢复至所述规定的条件的处理。
6. 根据权利要求 1 至 5 任一项所述的超声波诊断装置,其中,
所述规定的操作事件是所述冻结状态的解除。
7. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,
所述控制器进行范围指定处理,该范围指定处理用来指定进行所述超声波收发处理的范围、或者针对所述接收信号进行规定的信号处理的范围的至少其中一个,
所述规定的操作事件是所述范围的位置的移动或者大小的变更。
8. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,
所述规定的信号处理包括超声波图像的生成,
所述规定的操作事件是所述超声波图像的深度范围的变更。
9. 根据权利要求 1 至 5 任一项所述的超声波诊断装置,其中,
所述规定的操作事件是所述超声波收发处理的参数的变更。
10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其中,
所述超声波收发处理的参数是扫描线密度、并列接收的有无或者并列接收数、发送频率、发送功率、发送间隔的任意一个。
11. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,
所述规定的操作事件是与所述规定的信号处理相关的参数的变更。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其中,
与所述规定的信号处理相关的参数是增益、动态范围、滤波处理的有无或者特性的任意一个。

13. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,
所述控制器具有记录部,该记录部用于记录所述接收信号或者进行了所述规定的信号处理而得到的信息,

所述规定的操作事件是伴随着所述记录部中记录的数据被清除的操作事件。

14. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,
作为所述规定的信号处理,所述控制器基于所述接收信号来检测所述血管的内腔内膜边界及中膜外膜边界,将其间隔计算为血管壁厚值。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其中,
作为所述规定的信号处理,所述控制器判定所述血管壁厚值的可靠性,并基于该判定结果将所述血管壁厚值确定为内中膜复合体厚来进行自动冻结处理。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其中,
所述控制器基于对所述血管的内腔内膜边界及中膜外膜边界进行检测的接收信号的特征,来判定所计算出的所述血管壁厚值的可靠性。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置,其中,
所述接收信号的特征是信号强度及信号强度分布的至少其中一个。

18. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其中,
所述控制器根据所述接收信号来构成断层像,
基于所述断层像上的特征,来判定所计算出的所述血管壁厚值的可靠性。

19. 根据权利要求 18 所述的超声波诊断装置,其中,
所述断层像上的特征是亮度、亮度分布及形体的至少其中一个。

20. 一种超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置能连接具有振荡器的探头,所述超声波诊断装置的控制方法包括:

第一步骤,进行驱动所述探头来发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头所接收的来自被检体的反射超声波的接收信号的接收处理;

第二步骤,在满足了基于所述接收信号的规定的条件的情况下,在受理了规定的操作事件之后的规定的期间对自动冻结处理进行抑制,该自动冻结处理是使所述发送处理及所述接收处理的至少其中一个停止的处理;和

第三步骤,在经过所述规定的期间后,进行所述自动冻结处理。

21. 一种超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置能连接具有振荡器的探头,所述超声波诊断装置的控制方法包括:

第一步骤,进行驱动所述探头来发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头接收到的来自被检体的反射超声波的接收信号的接收处理;

第二步骤,针对所述接收信号进行规定的信号处理;

第三步骤,在满足了基于所述接收信号的规定的条件的情况下,在受理了规定的操作事件之后的规定的期间对自动冻结处理进行抑制,该自动冻结处理是使所述发送处理、所述接收处理及所述规定的信号处理的至少其中一个停止的处理;和

第四步骤,在经过所述规定的期间后,进行所述自动冻结处理。

22. 根据权利要求 20 或 21 所述的超声波诊断装置的控制方法,其中,

在所述第一步骤中,进行驱动所述探头向包括血管的被检体发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头接收到的来自包括所述血管的被检体的反射超声波的接收信号的接收处理,还进行如下的规定处理:基于所述接收信号来检测所述血管的内腔内膜边界及中膜外膜边界,将其间隔计算为血管壁厚值,判定计算出的血管壁厚值的可靠性,并基于该判定结果将所述血管壁厚值确定为内中膜复合体厚。

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置能够获取被检验者体内的断层像,被广泛用于体内组织的形状观察等。此外,在动脉硬化的诊断中,还用于作为了解初期的粥样硬化的重要指标的颈动脉的内中膜复合体厚 (Intima-Media Thickness、以下简记为 IMT。) 的计测。IMT 是颈动脉的血管壁的内膜及中膜的复合体的厚度,如图 11(a) 及 (b) 所示,是指在血管内腔 201 与外膜 202 之间看到的层 (内中膜 203) 的厚度。超声波诊断装置对该血管内腔 201 与内膜的边界 (以下记为内腔内膜边界 204。) 及中膜与外膜 202 的边界 (以下记为中膜外膜边界 205。) 进行检测,并将该边界间的距离作为 IMT 进行计测。

[0003] 在 IMT 的计测中,如图 11(a) 所示那样设定沿着颈动脉的血管伸长方向 (以后设为长轴方向。) 的 IMT 计测范围 206,一般作为 IMT 值会计测其间的最大厚度 (maxIMT)、平均厚度 (meanIMT)。例如,非专利文献 1 中推荐作为 IMT 计测范围 206 而设定颈动脉之中总颈动脉 207 (CCA :Common Carotid Artery) 的远位侧 (头侧) 的一端 1cm。在图 11(a)、(b) 中点线 L 的右侧是总颈动脉,图 11(b) 所示的推荐 IMT 计测范围 208 是被推荐的 IMT 计测范围。

[0004] 专利文献 1 中公开了一种自动计测 IMT 的超声波诊断装置。专利文献 1 的超声波诊断装置具备 :区域设定单元,其设定用于对血管的 IMT 计测的可靠性进行评价的区域 ;可靠性计算单元,其计算由区域设定单元所设定的区域中的 IMT 计测的可靠性,将计算出的 IMT 计测的可靠性显示在显示部 ;和 IMT 计测单元,在由区域设定单元所设定的区域中自动计测 IMT。以下,说明使用了专利文献 2 所公开的超声波诊断装置的 IMT 计测的一例。

[0005] 在 IMT 的计测中,探头在与血管的长轴方向 (血管延伸的方向) 垂直的剖面 (以后称为短轴剖面。) 的中心附近进行超声波收发,如果不能清楚地描绘出血管的内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205,则无法正确地进行计测。因此,操作者首先使探头抵接于被检查者的头部表面,按照能够在颈动脉的血管的短轴剖面的中心附近收发超声波的方式来调整探头的收发超声波的面即探测面的位置及方向。

[0006] 如果探头的位置及方向调整完成,则设定图 11(b) 所示的推荐 IMT 计测范围 208 (专利文献 1 中由区域设定单元所设定的区域)。在此,在探头处于适当位置的初期状态下,假设 IMT 计测范围的设定位置例如图 11(a) 的 IMT 计测范围 206 所示那样比推荐位置靠右而没有处于适当的位置。在该情况下,操作者使用跟踪球、触摸面板这种用于设定 IMT 计测范围的位置的操作单元 (区域设定单元),使 IMT 计测范围移动至图 11(b) 的推荐 IMT 计测范围 208 的位置。探头被保持在适当的位置,在推荐 IMT 计测范围 208 设定了 IMT 计测范围之后,通过满足规定的条件来自动地进行 IMT 计测,计算出 IMT 值。

[0007] 【现有技术文献】

[0008] 【专利文献】

[0009] 【专利文献 1】JP 特开 2010-022565 号公报

[0010] 【非专利文献】

[0011] 【非专利文献 1】Journal of the American Society of Echocardiography February 2008(93 ~ 111 页)

发明内容

[0012] 【发明要解决的技术问题】

[0013] 根据专利文献 1 所公开的装置, 计算出的 IMT 被显示在显示部。但是, 在基于超声波诊断装置的计测持续进行的情况下, 显示于显示部的断层像在 IMT 的计测完成后也被更新, 继续显示最新的断层像。所以, 因所显示的断层像与求出 IMT 时的断层像不同, 从而 IMT 与断层像不对应, 操作者难以根据在显示部所显示的信息来判断是否正确地计测了 IMT。此外, 尽管 IMT 的计测已完成, 但是之后探头对被检体的接触状态变化而无法进行计测的情况下, 由于最新的计测状态不适合于计测, 因此无法得到正确的断层像、或者没有表示出正确的计测结果, 但因为 IMT 已被显示在显示部, 因此有时会给操作者带来不协调感。此外, 还认为在持续进行计测的情况下, 即便 IMT 被显示, 但是难以判断何时结束计测为宜。

[0014] 这种课题不仅在 IMT 的计测中会产生, 在各种的体内的诊断中想要求出规定组织的长度等时或者想要获得高清晰的断层像时也可能产生。

[0015] 本发明的目的在于提供一种解决这种现有技术中的至少一个课题、在操作性方面优异的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

[0016] 【用于解决课题的技术方案】

[0017] 本发明的超声波诊断装置能连接具有振荡器的探头, 其具备控制器, 该控制器进行驱动所述探头向被检体发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头所接收的来自所述被检体的反射超声波的接收信号的接收处理, 在满足了基于所述接收信号的规定的条件的情况下, 所述控制器还进行使所述发送处理及所述接收处理的至少其中一个停止的自动冻结处理, 所述控制器在受理了规定的操作事件之后的规定的期间, 抑制所述自动冻结处理。

[0018] 此外, 本发明的超声波诊断装置的控制方法是能连接具有振荡器的探头的超声波诊断装置的控制方法, 其包括: 第一步骤, 进行驱动所述探头来发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头所接收的来自被检体的反射超声波的接收信号的接收处理; 第三步骤, 在满足了基于所述接收信号的规定的条件的情况下, 在受理了规定的操作事件之后的规定的期间对自动冻结处理进行抑制, 该自动冻结处理是使所述发送处理及所述接收处理的至少其中一个停止的处理; 和第四步骤, 在经过所述规定的期间后, 进行所述自动冻结处理。

[0019] 此外, 本发明的超声波诊断装置是能连接具有振荡器的探头的超声波诊断装置, 其具备: 超声波收发处理部, 其进行驱动所述探头向被检体逐次发送超声波的发送处理、逐次生成基于由所述探头接收到的来自所述被检体的反射超声波的接收信号的接收处理;

[0020] 断层像处理部, 其基于所述接收信号, 逐次构筑断层像, 并判定抵接于被检体的探头是否传播到所述被检体所包含的血管的短轴剖面的中心附近;

[0021] 血管壁厚计算部, 其基于所述接收信号, 来计算所述血管的血管壁的厚度;

[0022] 搏动检测部, 其判定能否正确地检测所述血管的搏动状态, 在所述被检体的一次心搏中的规定的定时输出信号;

[0023] 可靠性判定部,其基于所述断层像处理部的判定及所述搏动检测部的判定,输出表示所述血管壁的厚度的可靠性的信号以及所述血管壁的厚度;

[0024] 图像合成部,其对所述断层像及表示所述血管壁的厚度的信号进行合成,并生成用于在显示部进行显示的图像数据;和

[0025] 控制部,其基于表示所述可靠性的信号,按照进行所述超声波的发送处理的停止、所述超声波的接收处理的停止及所构筑的所述断层像的静止的至少其中一个的方式,来控制超声波收发处理部及所述图像合成部。

[0026] 【发明效果】

[0027] 根据本发明,在满足了基于接收信号的规定的条件的情况下,进行使发送处理及接收处理的至少其中一个停止的自动冻结处理,因此,在 IMT 的计测、各种的体内的诊断中,在自动地计测了规定的组织的长度等时或者获得了高清晰的超声波图像时,结束计测。因此,在自动地进行了希望的计测等的情况下,能够获得良好的操作感。

[0028] 此外,通过在受理了规定的操作事件之后的规定的期间,进行自动冻结处理的抑制,一旦所期望的计测完成之后,即便在进行计测范围调整等而想要再次进行计测的情况下,也不会在不适当的定时转移至冻结状态,因此能够提高操作性。

附图说明

[0029] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的一实施方式的框图。

[0030] 图 2 是图 1 所示的超声波诊断装置的详细框图。

[0031] 图 3(a) 及 (b) 是表示配置于被检体的探头与血管的短轴剖面的位置关系的图。

[0032] 图 4(a) 是表示颈动脉的长轴剖面的示意剖面图,(b) 是表示由来自心脏的血液搏出引起的颈动脉的内径随时间的变化波形的图。

[0033] 图 5 是表示图 1 所示的超声波诊断装置的动作的流程图。

[0034] 图 6 是详细表示颈动脉的内径变化波形的图。

[0035] 图 7(a) 是表示颈动脉的模型波形与内径变化波形的相关的图,(b) 是表示在时间轴上使颈动脉的模型波形伸展的方法的图。

[0036] 图 8 是表示血管的内径变化波形、IMT 值的变化波形及 ECG 波形的关系的图。

[0037] 图 9 是表示正确地捕捉到血管时和没有正确地捕捉到血管时的颈动脉的内径变化波形的图。

[0038] 图 10(a) 及 (b) 是表示判定是否进行自动冻结的基准值的变更方法的例子的图。

[0039] 图 11(a) 及 (b) 是说明颈动脉的构成和 IMT 的计测范围的图。

具体实施方式

[0040] 以下,参考图面来详细说明本发明的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方式的实施方式。

[0041] 在本实施方式中,超声波诊断装置进行被检验体的 IMT 计测。图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的框图。

[0042] 超声波诊断装置 101 具备控制器 100。该控制器 100 包括:超声波收发处理部 2、信号处理部 21、控制部 7、影像存储器 8、操作事件受理部 9 及图像合成部 11。在本实施方

式中,超声波诊断装置 101 也可以不配备探头 1,而是可连接通用的探头 1。不过,超声波诊断装置 101 也可以配备探头 1。

[0043] 超声波收发处理部 2、操作事件受理部 9、影像存储器 8、图像合成部 11 例如由使用了各种电子部件的公知硬件来实现。此外,信号处理部 21 既可以由软件构成,也可以由硬件来构成。在由软件构成信号处理部 21 的情况下,优选由信号处理部 21 所生成的接收信号是数字信号。控制部 7 例如由微型计算机等的运算器和软件等来构成。

[0044] 超声波收发处理部 2 构成为探头 1 是可装卸的。探头 1 具有超声波振荡器(超声波振動子),由超声波振荡器将超声波发送至被检体,并且接收来自被检体的反射超声波并变换为电信号。

[0045] 超声波收发处理部 2 在规定的定时向探头 1 的超声波振荡器供给驱动脉冲,进行按照探头 1 发送超声波的方式来驱动的发送处理。此外,通过接收反射超声波、从探头 1 接受被变换之后的电信号,进行该电信号的放大、检波等的构筑超声波的断层像所需的接收处理,以生成接收信号。

[0046] 通常,超声波诊断装置 101 为了在包含进行 IMT 计测的区域在内的计测区域中获得被检体的体内的断层像,而发送多个超声波,并以超声波来扫描获得断层像的区域。通过该扫描,获得用于得到 1 帧份的断层像的接收信号。通过反复进行该扫描,例如在 1 秒期间生成数帧至几十帧份的断层像。由此,超声波收发处理部 2 反复地连续进行 1 帧份的发送处理,逐次生成所对应的接收信号。因此,针对所生成的接收信号逐次地进行以下的处理。

[0047] 信号处理部 21 接收由超声波收发处理部 2 所生成的接收信号,进行超声波图像的生成、计测对象的检测、计测值的计算等处理。在进行 IMT 计测的情况下,优选信号处理部 21 包括断层像处理部 3、血管壁厚计算部 4、搏动检测部 5 及可靠性判定部 6。

[0048] 断层像处理部 3 接收由超声波收发处理部 2 所生成的接收信号,进行接收信号的坐标变换等,来构筑超声波像。在本实施方式中,逐次构筑基于超声波的二维图像即被检体的体内的断层像。例如通过生成与接收信号的振幅、即信号强度相应的亮度信号来得到断层像。此外,基于所构筑的断层像,判定抵接于被检体的探头 1 的探测面的位置及方向是否合适,即从探头 1 发送的超声波是否传播至作为计测对象的血管的短轴剖面的中心附近。

[0049] 血管壁厚计算部 4 按照以下详细说明的那样来计算成为计测对象的被检体的 IMT 即血管的血管壁的厚度。

[0050] 搏动检测部 5 检测并判定是否能够正确检测血管的搏动状态。此外,在一次心搏中的规定定时输出信号。该信号被用于计测 IMT 的参考时刻。

[0051] 可靠性判定部 6 基于断层像处理部 3 及搏动检测部 5 的输出、即从断层像处理部 3 得到的判定及从搏动检测部 5 得到的判定,来判断在对成为计测对象的血管的壁厚等进行计测时观测状态是否合适、或者计测值作为计测结果能否信赖。也就是说,可靠性判定部 6 基于接收信号判定是否满足断层像处理部 3 及搏动检测部 5 所进行的观测状态是否合适的这一条件、或者是否满足计测值作为计测结果能否信赖的这一条件。此外,从血管壁厚计算部 4 接收 IMT 值。判定结果作为表示 IMT 值的可靠度的信号而与 IMT 的计测值一起被输出。

[0052] 影像存储器 8 从可靠性判定部 6 接收 IMT 值以及表示其可靠度的信号,与由断层像处理部 3 所构成的断层像的信号一起存储。再者,图 1 中尽管省略了图示及说明,但是也

可以构成为将超声波收发处理部 2 所生成的接收信号存储在影像存储器 8 中。

[0053] 操作器 10 是操作者用来操作超声波诊断装置 101 的设备,是操作面板、跟踪球、键盘、鼠标、触摸面板等。操作事件受理部 9 接收操作者使用操作器 10 所进行的操作的事件,通知给控制部 7。

[0054] 控制部 7 接收来自操作事件受理部 9 的操作事件,以控制各模块。此外,控制部 7 具备自动冻结控制部 70,自动冻结控制部 70 基于可靠性判定部 6 的判定结果自动地、也就是不必由操作者直接进行用于使其处于冻结状态的操作就进行转移至冻结状态的控制,从而将计测结果确定为 IMT 值。此外,自动冻结控制部 70 按照在操作事件受理部 9 接收到规定的操作事件之后在一定期间内抑制自动冻结的方式进行控制。在此,所谓冻结状态在超声波诊断装置的领域中一般是指停止超声波的收发处理且使所显示的图像静止的状态。但是,在本申请说明书中,意味着进行了超声波的发送处理的停止、超声波的接收处理的停止以及所显示的图像的静止的至少任意一个之后的状态。此外,所谓抑制自动冻结除了抑制自动地转移至冻结状态之外,还包括使向自动冻结状态的转移无效。

[0055] 这样,通过将计测结果确定为 IMT 值,并进行超声波的发送处理的停止、超声波的接收处理的停止以及所显示的图像的静止的至少任意一个,由于所显示的断层像与求得 IMT 时的断层像一致,因此不会给操作者带来不协调感,此外,因为操作者容易识别计测结束的定时,所以能够实现协调且优异的操作性。

[0056] 图像合成部 11 构成为能够连接显示器 12,按照由所连接的显示器 12 能够显示的方式,对可靠性判定部 6 进行了判定的计测结果和由断层像构筑部 31 构成的断层像的信号进行合成。显示器 12 是与图像合成部 11 连接、用于显示该图像信号的监视器。

[0057] 图 2 是表示图 1 所示的超声波诊断装置 101 的更为详细的构成的框图。以下,参照图 2 来详细地说明超声波诊断装置 101 的构造。再者,对于图 1 中已说明的构成,省略其说明。

[0058] 如图 2 所示,血管壁厚计算部 4 具有边界检测部 41、IMT 计算部 42。边界检测部 41 基于从超声波收发处理部 2 得到的接收信号,在包括 IMT 计测范围(参照图 11(a)、(b)。)在内的范围中,检测作为计测对象的血管的内腔内膜边界 204 与中膜外膜边界 205 的 2 种血管边界。IMT 计算部 42 计算由边界检测部 41 检测出的内腔内膜边界 204 与中膜外膜边界 205 之间的距离,将其作为 IMT 值。此时,如果要取得 IMT 计测范围中的距离的最大值则计算 $\max\text{IMT}$,如果要取得平均值则计算 meanIMT ,将该 $\max\text{IMT}$ 或者 meanIMT 作为最终的 IMT 值来计算。不过,本发明并不限于此,也可以利用在 IMT 计测范围中计测出的多个 IMT 值来进行各种的统计处理,并输出所获得的值。

[0059] 断层像处理部 3 具有断层像构筑部 31 及血管中心判定部 32。如上所述,断层像构筑部 31 基于接收信号来构筑断层像。血管中心判定部 32 根据由断层像构筑部 31 所构筑的断层像和由边界检测部 41 检测的血管边界,来评价在断层像中在血管边界的位置是否清楚地描绘出内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205、在断层像中内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205 被清楚地描绘出的部分的长度等。由于这些是基于断层像来进行评价的结果,因此意味着血管中心判定部 32 基于构成断层像的信号的接收信号的特征、即信号强度(或者亮度)及信号强度(或者亮度)的分布的至少任意一方来进行评价。此外,意味着对血管边界的位置这种形状特征进行评价。由此,可判定抵接于被检体的探头 1 的探测

面的位置及方向是否合适、从探头 1 发送的超声波是否传播至作为计测对象的血管的短轴剖面的中心附近。

[0060] 搏动检测部 5 具有搏动信息处理部 51、搏动性判定部 52 及心搏期检测部 53。搏动信息处理部 51 根据由超声波收发处理部 2 所生成的接收信号,提取用于对作为计测对象的血管是否搏动进行判定的信息。搏动性判定部 52 根据由搏动信息处理部 51 处理并提取而得到的信息,判定血管是否在搏动。心搏期检测部 53 根据由搏动信息处理部 51 进行处理并提取而得到的信息,检测心搏中的特定的定时。例如检测心脏收缩后进行扩张从而血流处于最小的定时即心扩张末期等。

[0061] 血管中心判定部 32 以及具有搏动信息处理部 51、搏动性判定部 52、心搏期检测部 53 的搏动检测部 5 所进行判定表示是否满足用于正确且再现良好地计测 IMT 值的以下 2 个条件。

[0062] 第一个条件是血管的内腔内膜边界 204 与中膜外膜边界 205 的两个边界被清楚地描绘出。由血管中心判定部 32 判定这两个边界是否被清楚地描绘出。

[0063] 通过检测血管的内腔内膜边界 204 和中膜外膜边界 205,并计测其厚度,由此求得 IMT 值。因此,如果两个边界没有被清楚地描绘出,则无法正确且再现良好地计测 IMT 值。为了清楚地描绘出这两个边界,需要抵接于被检体的探头 1 的探测面的位置及方向适当、且从探头 1 发送的超声波向血管的短轴剖面的中心附近传播。也就是说,由于血管的短轴剖面为大致圆形,因此必须按照超声波成为电波使其通过该圆形的中心的方式来配置探头 1。利用图 3 对这一点进行详细说明。

[0064] 图 3 是表示配置于被检体的探头 1 与血管的短轴剖面的位置关系的图,图 3(a) 表示抵接于被检体的探头 1 的探测面的位置及方向适当的状态。在该情况下,从探头 1 发送、被体内的组织进行反射的超声波回波的前进路径、即声线通过血管的短轴剖面的中心附近。将该状态也称为“探头正在捕捉血管的短轴剖面的中心附近”。超声波回波在组织边界等声阻抗有差异的边界处进行反射,而越是垂直地碰到边界面则反射越发强烈,可获得清楚的反射回波信号。因此,图 3(a) 所示的状态可在内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205 的两个边界处获得较强且清楚的反射回波。

[0065] 另一方面,图 3(b) 表示抵接于被检体的探头 1 的探测面的方向合适但是位置不合适的状态。探头 1 所收发的超声波回波的声线没有通过血管的短轴剖面的中心附近。在图 3(b) 所示的状态下,由于超声波回波没有垂直地碰到血管的两个边界,因此仅获得较弱且不清楚的反射回波。因此,内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205 被描绘得模糊从而不可分离,或者内腔内膜边界没有被描绘出。

[0066] 因此,为了清楚地描绘出血管的内腔内膜边界 204 和中膜外膜边界 205 的两个边界,需要适当地调整探头 1 的探测面的位置及方向,以便探头 1 处于可捕捉血管的短轴剖面的中心附近的状况。

[0067] 血管中心判定部 32 如上述那样判定满足第一个条件。具体而言,在血管边界的位置,评价在断层像中内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205 是否被清楚地描绘出,由此判定低于被检体的探头 1 是否能够捕获血管的短轴剖面的中心附近。

[0068] 进一步具体说明,在所检测出的血管边界位置及其周边部位的断层像数据中,如图 11(a)、(b) 所示那样评价从检测出的内腔内膜边界 204 位置的血管内腔 201 侧至内中膜

203 侧是否存在亮度的上升、从检测出的中膜外膜边界 205 位置的内中膜 203 侧至外膜 202 侧是否存在亮度的上升、以及在检测出的内腔内膜边界 204 位置与中膜外膜边界 205 位置之间是否存在亮度的下降等,由此判定在血管边界的位置处在断层像中内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205 是否被清楚地描绘出。由此,来确认是否满足了第一个条件。

[0069] 再者,所谓上述的两种边界被清楚地描绘出的血管的短轴剖面的中心附近,例如是指从血管剖面的中心向与图 3(a) 所示的声线垂直的方向的偏离为 0.5mm 左右以内。其中,由于该值还依赖于被检体、超声波诊断装置的计测精度、计测条件等,因此并不是严格地限定。

[0070] 此外,如上述,还可将断层像中内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205 被清楚地描绘出的部分的长度,用于判定抵接于被检体的探头 1 是否捕捉血管的短轴剖面的中心附近。此时,例如可以将上述的两种边界在 IMT 计测范围(参照图 11(a)、(b))的全部区域或者以一定比例以上被清楚地描绘出,作为判定的准则。更为具体而言,例如,在 IMT 计测范围是 1cm,将上述的一定比例设定为 75% 以上的情况下,如果在 1cm 之中的 7.5mm 以上的范围内两种边界被清楚地描绘出,则判定为已捕捉到血管的中心,并确认为满足了第一个条件。

[0071] 第二个条件是在规定的定时进行随着心搏的变化而变动的 IMT 的计测。判定该规定的定时是否是由心搏期检测部 53 检测心搏、并由搏动性判定部 52 根据搏动信息处理部 51 进行处理并提取而得到的信息能够正确地计测血管的信息的状态。

[0072] 血管与其内部流过的血流的量、流速对应地进行伸缩,血管壁的厚度发生变动。因此,IMT 值也根据进行计测的时刻而变化。因此,如果不在规定的定时进行 IMT 计测,则无法正确地且再现良好地计测 IMT 值。

[0073] 利用图 4 对这一点进行详细说明。图 4(a) 表示颈动脉的长轴方向的剖面(以后称为长轴剖面。),图 4(b) 表示由来自心脏的血液的拍出引起的颈动脉的内径的随着时间的变化波形。

[0074] 在心脏的收缩期血流速度变快、血压变高,因此,该收缩期的血管的内径(图 4(a) 所示的前壁的 A 与后壁的 B 之间的 2 点间距离)变大,并且血管壁的厚度变小。另一方面,在心脏的扩张期血流速度变慢、血压变低,因此,扩张期的血管的内径变小,血管壁的厚度变大。因此,由于血管壁的厚度与心搏同步地变化,所以 IMT 值也根据进行计测的定时而变化。此外,血管的内壁随着来自心脏的血液的搏出而随时间变化,观测到图 4(b) 所示的这种脉波状的变化波形。

[0075] 图 4(b) 中也表示为了检测心脏的心扩张末期而通常使用的 ECG 的 R 波触发定时。如图 4(b) 所示,在 ECG 的 R 波触发定时之后,紧接着血管的内径暂时变小,然后急剧地变大,渐渐恢复至原来的直径。因此,在 1 次心搏中,血管壁的厚度最大是在从心脏的心扩张末期开始经过规定的期间之后的血管的内径暂时变小的定时。

[0076] 在 IMT 计测中,在血管壁的厚度为最大时进行计测被认为是理想的。因此,例如通过在血管壁的厚度变为最大时的定时来进行 IMT 计测等、在 1 次心搏的规定的定时进行 IMT 计测,从而能够正确地且再现良好地进行 IMT 计测。

[0077] 在本实施方式中,为了方便地检测 IMT 计测的最佳定时,基于搏动信息处理部 51 利用接收信号所生成的信息,搏动性判定部 52 判定有无搏动。此外,心搏期检测部 53 根据

由搏动信息处理部 51 进行处理・提取而得到的信息,例如检测并输出与从上述的 ECG 的 R 波开始经过规定的期间之后的时刻对应的定时。

[0078] 搏动性判定部 52 根据从心搏期检测部 53 接收到的表示上述定时的信号,将判定有无搏动之后的结果输出至可靠性判定部 6。

[0079] 再者,在本实施方式中示出了心搏期检测部 53 利用接收信号来检测规定的定时的构成,但也可以构成为利用通常的 ECG 来检测规定的定时。在该情况下,图 2 中的心搏期检测部 53 并不是用来接收由搏动信息处理部 51 进行处理・提取而得到的信息的部件(即不需要从搏动信息处理部 51 至心搏期检测部 53 的通路),心搏期检测部 53 与 ECG 连接。

[0080] 如上述,控制部 7 具备自动冻结控制部 70,自动冻结控制部 70 基于可靠性判定部 6 的判定结果自动地进行转移至冻结状态的控制,将计测结果确定为 IMT 值。由于能够通过接收信号进行处理来进行 IMT 的计测,因此此时显示器 12 可以不显示断层像。在该情况下,由于操作者不知道已转移至冻结状态,因此例如在显示器 12 的画面上用图标等显示已转移至冻结状态、或者设置发出警报音等的通知单元,由此能够对操作者通知向冻结状态的转移。再者,这些通知单元在进行图像显示的情况下也能够使用。

[0081] 接下来,参照图 5 利用超声波诊断装置 101 的动作来进行说明。图 5 是表示超声波诊断装置 101 的典型动作的流程图。

[0082] 首先,在步骤 S101 中,由超声波收发处理部 2 进行超声波信号的发送控制、接收控制,通过驱动探头 1 来发送超声波,针对被被检体反射、由探头 1 接收到的反射超声波与一般的超声波诊断装置同样地进行信号处理,来生成接收信号(接收回波数据)。

[0083] 然后,在步骤 S102 中,断层像构筑部 31 对该接收信号进行处理来构筑断层像。在此,所生成的断层像数据是以被检体的内脏等各种物体为对象的,但在此主要说明对血管、特别是颈动脉的图像及其数据进行处理的情况。

[0084] 另一方面,从超声波收发处理部 2 输出的接收信号也被送往血管壁厚计算部 4、搏动检测部 5。

[0085] 在步骤 S103 中,血管壁厚计算部 4 的边界检测部 41 基于从超声波收发处理部 2 输出的接收信号的振幅、相位,来检测血管的内腔内膜边界 204 和中膜外膜边界 205,并将其位置信息输出至血管中心判定部 32 及 IMT 计算部 42。针对预先所设定的对象图像范围内(ROI)的各点进行该处理。在 IMT 计测中,ROI 通常对应于 IMT 计测范围(参照图 11(a)、(b))来进行设定。

[0086] 接下来在步骤 S104 中,由 IMT 计算部 42 根据边界检测部 41 所检测出的内腔内膜边界 204 和中膜外膜边界 205 的位置信息,来计测内中膜 203 的厚度、即计算 IMT 值。

[0087] 在步骤 S105 中,血管中心判定部 32 根据来自断层像构筑部 31 的断层像、从边界检测部 41 得到的边界的位置信息,判定当前被探头 1 捕捉到的血管的接收信号是否为血管的中心附近的接收信号。

[0088] 另一方面,从超声波收发处理部 2 输出的接收信号也被送往搏动检测部 5。

[0089] 在步骤 S106 中,由搏动检测部 5 检测作为对象的血管的搏动,并判定其波形是否为正确捕捉血管的搏动而得到的结果。首先,搏动信息处理部 51 如图 4(a) 所示那样在作为对象的血管的前壁和后壁上设定计测点 A、B,通过对接收信号的振幅、相位进行分析,来追踪计测点 A、B 的移动。动脉因心搏而反复进行收缩扩张,计测点 A、B 间的距离进行图 4(b)

所示的周期性移动,因此,将此作为血管的内径变化波形来检测。由此,不需要心电装置等的装置与被检体之间的特别的连接,就能够通过将探头抵接于被检体的简单的操作来获得血管的内径变化波形。

[0090] 接下来,由搏动性判定部 52 针对该内径变化波形是否为脉波状进行评价,由此判定由搏动信息处理部 51 得到的内径变化波形是否正确地捕捉了血管的搏动。

[0091] 作为进行判定的方法,例如列举出着眼于内径变化波形的单纯的特征量的方法(以后称为方法(1。))、着眼于与内径变化波形的基准(模型)波形的一致度的方法(以后称为方法(2。))等。

[0092] 首先,利用图 6 来说明方法(1)。图 6 是详细表示颈动脉的内径变化波形的图。搏动性判定部 52 基于颈动脉的内径变化波形,来判定振幅或峰值的定时是否在通常人们能够取得的范围内。作为用于判定的特征量的参数如下所示。

[0093] • 最大振幅、最小振幅:分别为图 6 的 A_{\max} 、 A_{\min}

[0094] • 成为最大振幅(A_{\max})的定时: T_{\max}

[0095] • 成为最小振幅(A_{\min})的定时: T_{\min}

[0096] • 一个心搏周期: T_R

[0097] 上述参数是一例,但在图 6 所示的波形中,通过实验确认了在 A_{\max} 不足 1mm、 A_{\min} 为负值、 T_R 为 1 秒左右、 $T_{\min} < T_{\max}$ 的情况下能够判定搏动性。因此,在这些全部都满足的情况下能够判定为是脉波状。

[0098] 接下来,利用图 7 来说明方法(2)。图 7(a) 是表示颈动脉的模型波形与内径变化波形的相关的图,图 7(b) 是在时间轴上使颈动脉的模型波形伸展的方法的图。

[0099] 首先,生成作为基准的模型波形,通过计算相关系数来判定该波形与被计测的内径变化波形的匹配度。模型波形使用预先收集多个人的内径波形的数据进行均等而生成的结果。

[0100] 具体而言,计算模型波形和被计测的内径变化波形两者的相关系数。在模型波形与计测波形的时间长不同的情况下,如图 7(b) 所示,使模型波形和计测波形在时间轴上进行伸缩使得时间长度相同来计算相关系数。图 7(b) 中表示计测波形长比模型波形长还长的情况。由于大部分情况下模型波形与某个被检验者的内径变化波形的周期、即 1 个心搏周期不一致,因此如图 7(b) 所示那样以所计测的内径变化波形为基准在时间方向上使模型波形伸缩。并且,计算伸缩之后的模型波形与被计测的内径变化波形的相关系数,例如若相关系数为规定的阈值以上则判定为是脉波状。

[0101] 再者,图 7(b) 示出了在模型波形与某个被检验者的内径变化波形的 1 个心搏周期不一致的情况下、以所计测的内径变化波形为基准使模型波形在时间方向上伸缩,但即便以模型波形为基准使所计测的内径变化波形在时间方向上伸缩也可获得同样的效果。

[0102] 在这样判定搏动性的两种方法之中,仅通过其中一种方法就能够进行判定,通过两种方法也能够进行。如果仅采用一种则其处理时间被缩短,通过两种都进行则能够进一步提高波形的一致度判定的精度。

[0103] 至此,叙述了基于波形评价的判定,但为了正确地计测 IMT 值,如上所述,进行计测的定时是重要的,因此,需要检测心扩张末期的定时。

[0104] 心搏期检测部 53 从搏动信息处理部 51 接收血管的内径变化波形,在内径变化波

形中检测振幅急剧地增大的时刻、即内径急剧地变大的定时,并将该一定时间前的定时作为心扩张末期。

[0105] 如上述,由于在心扩张末期附近的定时,IMT 的值最大,因此通过检测该心扩张末期的定时,能够在最佳的定时对 IMT 值进行计测。

[0106] 图 8 是使时间轴一致来表示血管的内径变化波形、IMT 值的变化波形及 ECG 的波形。严格来说,由于 IMT 值成为最大值的理想的定时如图 8 所示那样是从心扩张末期(心电图中相当于 R 波的定时)开始延迟了规定时间之后的定时,因此考虑该延迟时间来决定 IMT 值的计测定时,由此能够进行准确度更高的计测。这样,如果使用血管的内径变化波形,则不必使用 ECG 等的装置,就能够简便地在 IMT 计测中检测最佳的定时。

[0107] 再者,在一次心搏中,作为用于计测 IMT 值的定时也未必是心扩张末期,如果能够根据处理的延迟时间、处理方法来检测任意的定时则可提高通用性。

[0108] 在此,图 9 表示在诊断中正确地捕捉到血管时、没有正确地捕捉到血管时的波形。

[0109] 图 9 表示在扩张末期定时的各点(a 至 e)来检测扩张末期,其中点 a、b、c 是没有正确地捕捉到血管的状态,点 d、e 是正确地捕捉到血管的状态。

[0110] 此外,点 d、e 表示通过内径变化波形的评价进行的搏动性判定和心扩张末期检测的双方被正确地检测到的状态,而如点 a、b、c 所示,在诊断中想要搜索血管而使探头移动时等等,即便检测到不是心扩张末期的点也通过内径变化波形的评价而判定为没有正确地捕捉到血管。

[0111] 也就是说,搏动性判定部 52 通过参考由搏动信息处理部 51 检测出的内径变化波形的评价结果、由心搏期检测部 53 检测出的心扩张末期的定时的双方,可提高判定血管是否处于搏动、即由探头是否正确捕捉到血管的精度。

[0112] 接下来,在步骤 S107 中,可靠性判定部 6 对由血管中心判定部 32 判定出的结果和由搏动检测部 5 检测并判定出的搏动性进行评价,来判定由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值的可靠性。具体而言,可靠性判定部 6 根据作为诊断对象的当前被捕捉到的血管是否是为了决定 IMT 计测结果而妥当的状态,来判定 IMT 值的可靠性。基于血管中心判定部 32 中的判定结果,搏动性判定部 52 中判定结果来进行判定。

[0113] 更为具体而言,在由血管中心判定部 32 判定为探头 1 的位置捕捉到血管的中心附近时,可靠性判定部 6 判定为 IMT 值的可靠性高。此外,在由搏动性判定部 52 判定为正确地捕捉到血管的搏动时,可靠性判定部 6 判定为 IMT 值的可靠性高。并且,在双方都满足时,可靠性判定部 6 判定为对于决定 IMT 计测结果而言具有充分的可靠性。

[0114] 或者,也可以不是通过有或无的二选一来判定可靠性,而是搏动性判定部 52 及血管中心判定部 32 输出表示可能性的多值。具体而言,血管中心判定部 32 对表示探头 1 的位置捕捉到血管的中心附近的可能性的评价进行计算。此外,搏动性判定部 52 对表示正确地捕捉到血管的搏动的可能性的评价进行计算。可靠性判定部 6 根据由血管中心判定部 32 计算出的评价和由搏动性判定部 52 计算出的评价,来计算表示 IMT 值的可靠性的评价。

[0115] 此时,由血管中心判定部 32 计算的评价例如按照如下方式确定即可,即:上述的内腔内膜边界 204 及中膜外膜边界 205 被清楚地描绘出的部分的长度越大则评价越大、或者上述检测出的内腔内膜边界 204 位置或中膜外膜边界 205 位置的周边的断层像的

亮度上升或者下降越大则评价价值越大。此外,由搏动性判定部 52 计算的评价价值例如按照上述的模型波形和被计测的内径变化波形的相关越大则评价价值越大的方式来确定即可。

[0116] 在可靠性判定部 6 的判定中,既能够仅根据血管中心判定部 32 的结果来进行判定,也能够仅根据搏动性判定部 52 的结果来进行判定。通过参考双方的判定结果,能够提高其判定精度。另一方面,由于即便是通过一方的判定也能够根据诊断状况来进行判定,因此可以基于装置的用途、成本、要处理的信号量、控制器 100 的信号处理能力来适当地选择软件。

[0117] 在步骤 S108 中,影像存储器 8 从可靠性判定部 6 接收 IMT 值及其可靠度,与由断层像构筑部 31 构成的断层像一起进行存储。

[0118] 最后,在自动冻结控制部 70 中,基于可靠性判定部 6 的判定结果,判定是否满足用于进行自动冻结的条件,如果条件已满足则进行自动地转移至冻结状态的处理(步骤 S109 ~ 步骤 S112)。

[0119] 首先,在步骤 S109 中,如果由操作事件受理部 9 受理规定的操作事件开始在规定的期间内,则自动冻结控制部 70 为了在后面的步骤 S111 的判定中抑制自动冻结,而在步骤 S110 中修正用于进行自动冻结的条件。在此,所谓规定的期间例如是从受理规定的操作事件开始、或者从操作事件结束开始的例如“5 秒钟”。此外,也可以根据操作事件的种类单独地设定、变更该规定的期间。

[0120] 作为对自动冻结进行抑制的规定的操作事件,可以是如下的操作事件等,即:冻结状态的解除、由超声波收发处理部 2 进行超声波的收发处理的范围的移动或大小的变更、由血管壁厚计算部 4 进行处理的对象范围(ROI)的移动或大小的变更、由断层像构筑部 31 构筑的断层像的深度范围的变更、与超声波收发处理部 2 中的收发处理相关的参数(扫描线密度、并列接收的有无或者并列接收数、发送频率、发送功率、发送间隔)的变更、与信号处理部 21 中的信号处理相关的参数(增益、动态范围、滤波处理的有无或者特性)的变更、伴随着影像存储器 8 中记录的数据被清除的操作事件。

[0121] 通过在冻结状态的解除的操作事件之后对自动冻结进行抑制,能够防止在一度自动地转移至冻结状态之后,在操作者想要进一步进行调整而解除了冻结状态时在进行调整之前再次进行自动冻结。此外,如上述所推荐的 IMT 计测范围(参照图 11(a)、(b))是颈动脉之中总颈动脉 207 的远位侧(头侧)的一端 1cm,血管壁厚计算部 4 中进行处理的对象范围(ROI)是对应于该 IMT 计测范围来设定的,但通过在 ROI 的移动或大小的变更之后抑制自动冻结,能够防止在调整中将 IMT 计测范围自动冻结在被推荐的位置和大小。

[0122] 此外,通过在由断层像构筑部 31 构筑的断层像的深度范围的变更之后抑制自动冻结,由此能够防止在调整中对断层像的深度范围进行自动冻结。

[0123] 此外,也可以在扫描线密度、并列接收的有无或者并列接收数、发送频率、发送功率、发送间隔这种的与超声波收发处理部 2 中的收发处理相关的参数变更之后抑制自动冻结。在此,所谓扫描线密度是进行超声波的收发扫描时的扫描线的间隔的密集程度,所谓并列接收是针对一次的超声波脉冲的发送而以多个扫描线同时进行接收处理。所谓并列接收数是同时进行接收处理的扫描线数,发送频率是进行发送的超声波脉冲的频率,发送功率是进行发送的超声波脉冲的振幅大小,发送间隔是连续的超声波脉冲的发送期间的的时间间隔。由此,能够防止在与收发处理相关的参数的变更中进行自动冻结。

[0124] 此外,还能够在增益、动态范围、滤波处理的有无或者特性这种的与信号处理部 21 中的信号处理相关的参数变更之后抑制自动冻结。在此,所谓增益是接收信号的放大量,动态范围是将接收信号图像化为断层像等时的作为图像化对象的接收信号的值的范围,滤波处理是针对接收信号或者其信号处理过程的数据而适用的各种滤波处理(例如低通滤波、高通滤波、噪声截止用的空间滤波、超声波图像的帧间滤波等)。由此,能够防止在与信号处理相关的参数的变更中进行自动冻结。

[0125] 此外,通过在伴随着影像存储器 8 中存储的数据被清除的操作事件之后来抑制自动冻结,对于伴随着影像存储器中记录的数据被清除的全部操作,能够防止在这些操作中进行自动冻结。

[0126] 以上,作为对自动冻结进行抑制的规定的操作事件而列举了几个例子,但也可以在其中的一个操作事件之后就抑制自动冻结,还可以在多个或者全部的操作事件之后抑制自动冻结。此外,并不限于在此列举的操作事件,也可以在其他的操作事件之后抑制自动冻结。

[0127] 作为步骤 S110 中的自动冻结的条件的修正方法,包括使自动冻结无效化的方法(以后称为方法(a)。)、严格地变更自动冻结的条件的方法(以后称为方法(b)。)。

[0128] 方法(a)中与可靠性判定部 6 的结果无关地在后面的步骤 S111 中概不进行自动冻结。该方法在可靠性判定部 6 中的判定是 IMT 值有无可靠性的二选一的情况下能够应用,在计算表示 IMT 值的可靠性的评价值的情况下也能够应用。这样一来,在各种调整等的操作中进行自动冻结从而使得操作性不会受损。

[0129] 方法(b)在由可靠性判定部 6 计算表示 IMT 值的可靠性的评价值的情况下能够应用,使得在后面的步骤 S111 中判定是否进行自动冻结时的基准值更为严格,即在表示 IMT 值的可靠性的评价值超过了预先确定的基准值时进行冻结的情况下,按照评价值难以超过基准值的方式,使该基准值变更至更高的值。

[0130] 图 10 表示方法(b)的基准值的变更的例子。图 10(a)表示在操作事件受理后的规定的一定期间、将基准值变更至比原来的值大一定量的值时的时间与基准值的关系。这样一来,在各种调整等的操作中难以进行自动冻结,在操作中进行自动冻结从而操作性不会受损,同时在 IMT 值的可靠性极高、且超过了被变更至大值的基准值的情况下,即便是操作中也能够将其 IMT 值用作计测值来进行自动冻结。

[0131] 图 10(b)是在操作事件受理时使基准值变更至比原来的值还大的值之后、直至返回至变更前的条件为止逐渐地降低基准值时的例子。这样一来,越是在各种调整等的操作之后则越是难以进行自动冻结,能够在操作中进行自动冻结从而操作性不会受损。此外,同时在 IMT 值的可靠性足够高的情况下越是从操作开始经过了时间,则即便是在操作中也越能够将其 IMT 值用作计测值而容易进行自动冻结。

[0132] 接下来,自动冻结控制部 70 在步骤 S111 中基于可靠性判定部 6 的结果来判定是否进行自动冻结。在由可靠性判定部 6 通过有无可靠性的二选一来判定 IMT 值的可靠性的情况下,在判定为有可靠性时进行自动冻结。此外,在由可靠性判定部 6 以评价值来计算 IMT 值的可靠性的情况下,将评价值与规定的基准值进行比较,在评价值超过了基准值而判定为有可靠性的情况下进行自动冻结。

[0133] 再者,上述说明中示出了在评价值超过了规定的基准值的情况下判定为有可靠性

的构成,但是根据评价值的获取方法不同,也能够评价值低于基准值时判定为有可靠性。例如,只要单纯地使评价值的正负反转即可,在该情况下所谓“严格地变更基准值”是将基准值变更为小的值。

[0134] 在此,在步骤 S111 的自动冻结的判定中,在步骤 S109 中从受理规定的操作事件开始的一定期间内的情况下,使其反映出步骤 S110 中的自动冻结的条件修正来进行判定。即、在步骤 S111 中自动冻结被无效化的情况下,与可靠性判定部 6 的判定结果无关地不进行自动冻结。此外,在步骤 S110 中变更了自动冻结的基准值的情况下,将 IMT 值的可靠性的评价值与变更后的基准值进行比较来进行判定。

[0135] 在步骤 S111 中判定为进行自动冻结之后,自动冻结控制部 70 在步骤 S112 中将 IMT 值决定为 IMT 计测值,并转移至冻结状态。并且,控制部 7 与向冻结状态的转移相应地控制各模块。具体而言,按照使超声波的发送处理或者接收处理停止的方式控制超声波收发处理部 2。此外,按照显示器 12 所显示的断层像静止的方式来控制图像合成部 11。所谓“断层像的静止”是指,按照进行了决定为 IMT 计测值的计测而得到的断层像被显示在显示器 12 的方式由图像合成部 11 生成合成信号、在以后的帧的断层像中不更新合成信号。

[0136] 在步骤 S111 中判定为不进行自动冻结的情况下,返回至步骤 S101 继续进行计测。此外,此时,自动冻结的条件返回至修正前的值。也就是说,自动冻结的条件被设定为初始条件。

[0137] 在步骤 S113 中,图像合成部 11 对基于由该可靠性判定部 6 判定出的结果而决定的 IMT 计测值、由断层像构筑部 31 所构筑的断层像进行合成,并输出至显示器 12。由此,操作者能够确认诊断图像和计测结果。此时,也可以从影像存储器 8 读出 IMT 值和断层像,进行合成并显示。

[0138] 再者,图 5 中是按照血管中心判定处理(步骤 S105)、搏动性判定处理(步骤 S106)的顺序所执行的,但它们的顺序也可不同。此外,为了便于说明,在图 5 中每次在判定了 IMT 值的可靠性(步骤 S107)之后,如果是从规定事件开始的一定期间内则修正自动冻结的条件(步骤 S109 及步骤 S110),但是也可以按照在受理了规定的操作事件的时刻修正自动冻结的条件、之后通过计时处理在经过一定期间后使自动冻结的条件返回至原始状态的方式、或者按照以规定周期的计时处理来逐渐地改变自动冻结的条件直至恢复至原始状态为止的方式,以事件驱动型进行处理。也就是说,如图 10(a) 或者图 10(b) 所示,也可以具有自动冻结的条件随着时间而变化的基准值。此时,在图 5 所示的流程图中,步骤 S109、S110 被省略。

[0139] 此外,在本实施方式中,血管中心判定部 32 使用由断层像构筑部 31 所构筑的断层像和由边界检测部 41 检测出的血管边界,来判定抵接于被检体的探头 1 是否捕捉到血管的中心。但是,通过构成为作为超声波收发处理部 2 的输出的接收回波信号不经由断层像构筑部 31 而直接输入至血管中心判定部 32,可代替断层像而将超声波收发处理部 2 输出的接收回波信号的振幅用于判定抵接于被检体的探头 1 是否捕捉到血管的中心。由此,能够在不依赖于构成断层像时的设定或参数的情况下实施判定。

[0140] 以上,以使用了超声波诊断装置的 IMT 计测时的构成为例进行了说明,但是在 IMT 计测以外的各种情况下也能够适用本发明。

[0141] 在 IMT 以外的计测中,在基于判定了可靠性的结果来进行自动冻结时,通过在受

理了规定的操作之后在一定时间内抑制自动冻结的方式进行控制,由此来应用本发明。例如,在产科中使用超声波诊断装置来计测胎儿的大腿骨的长度,在判定为能够以高可靠性计测大腿骨的长度之后进行自动冻结时,在受理了规定的操作之后,能够在一定时间内抑制自动冻结。在该情况下,可由可靠性判定部判定基于接收信号所得到的大腿骨的长度是否在规定的范围内、或将大腿骨和周围组织的接收信号的强度比为规定值以上等等作为条件来判定这些条件是否满足。

[0142] 此外,并不限定于进行某种计测时,例如在根据规定的基准判定为得到了高画质的图像时进行自动冻结的情况下,通过在受理了规定的操作之后也按照在一定时间内抑制自动冻结的方式来进行控制,由此也可以适用本发明。此时,可由可靠性判定部使用如下的条件来判定基于接收信号所得到的断层像的画质是否高,该条件例如是计算表示帧间的图像的变化数值并且该数值是否在规定的范围内。这是因为:在探头稳定地抵接于被检体的情况下,帧间的图像的变化变小,可获得高画质的断层像。

[0143] 再者,在以 IMT 计测为对象的上述说明中,将进行计测处理的范围设为 ROI,但是例如也可以将断层像显示或彩色流式图像显示中进行超声波的收发扫描的范围、进行断层像生成或者彩色图像生成的信号处理的范围设为 ROI。此外,还可以将多普勒频谱分析的范围设为 ROI。此时,通过在 ROI 的位置移动或者变更了大小之后,按照在一定时间内抑制自动冻结的方式进行控制,由此可适用本发明。

[0144] 此外,在以 IMT 计测为对象的上述说明中,在断层像的深度范围变更之后抑制自动冻结,但变更深度范围的对象超声波图像并不限于断层像,在彩色流式图像、时间变化像(M 模式像)等的其他超声波图像的情况下也能够适用本发明。

[0145] 以上,列举了几个在 IMT 计测以外适用本发明的例子,但是只要不违反本发明的主旨,即在满足了规定条件时进行自动冻结的超声波诊断装置中在受理规定的操作事件之后按照在一定期间内抑制上述自动冻结的方式进行控制,当然不会限定于在此所述的情况。

[0146] 这样,根据本发明,能够提供一种通过自动冻结从而提高了操作性、同时也在各种调整等的操作中进行自动冻结从而操作性不会受损的超声波诊断装置。

[0147] 【工业可用性】

[0148] 本发明采取上述构成,无论操作者是否正在进行计测范围或其他调整等的操作,但由于不会在不适当的定时转移至冻结状态,因此能够提高操作性。因此,作为与以 IMT 计测为主的自动冻结有用的各种诊断、计测相对应的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法,能够广泛地应用。

[0149] 【符号说明】

[0150] 1 探头

[0151] 2 超声波收发处理部

[0152] 3 断层像处理部

[0153] 4 血管壁厚计算部

[0154] 5 搏动检测部

[0155] 6 可靠性判定部

[0156] 7 控制部

- [0157] 8 影像存储器
- [0158] 9 操作事件受理部
- [0159] 10 操作器
- [0160] 11 图像合成部
- [0161] 12 显示器
- [0162] 21 信号处理部
- [0163] 31 断层像构筑部
- [0164] 32 血管中心判定部
- [0165] 41 边界检测部
- [0166] 42IMT 计算部
- [0167] 51 搏动信息处理部
- [0168] 52 搏动性判定部
- [0169] 53 心搏期检测部
- [0170] 70 自动冻结控制部
- [0171] 90 血管
- [0172] 91 被检体皮肤表面
- [0173] 100 控制器
- [0174] 101 超声波诊断装置
- [0175] 201 血管内腔
- [0176] 202 外膜
- [0177] 203 内中膜
- [0178] 204 内腔内膜边界
- [0179] 205 中膜外膜边界
- [0180] 206IMT 计测范围
- [0181] 207 总颈动脉
- [0182] 208 推荐 IMT 计测范围

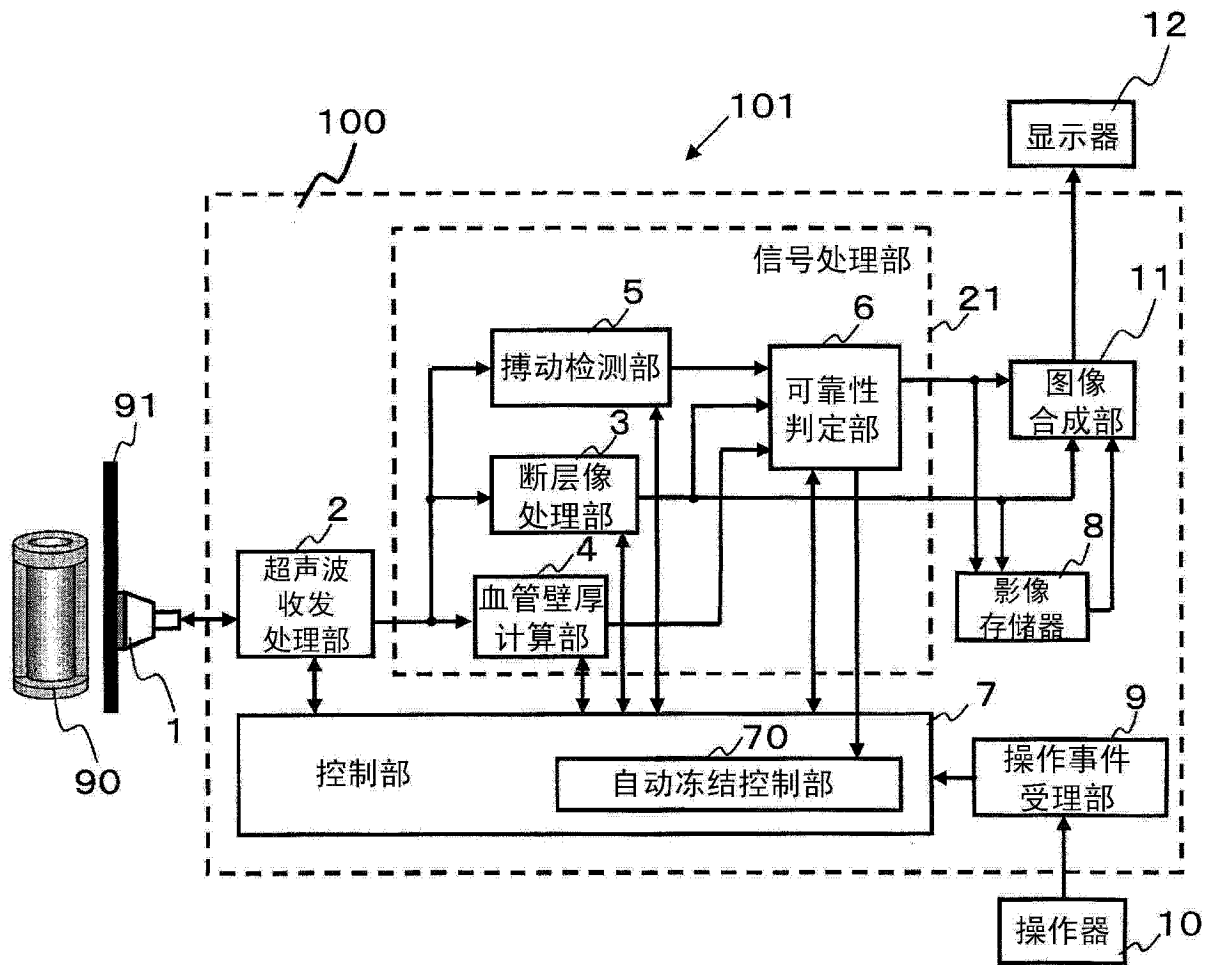


图 1

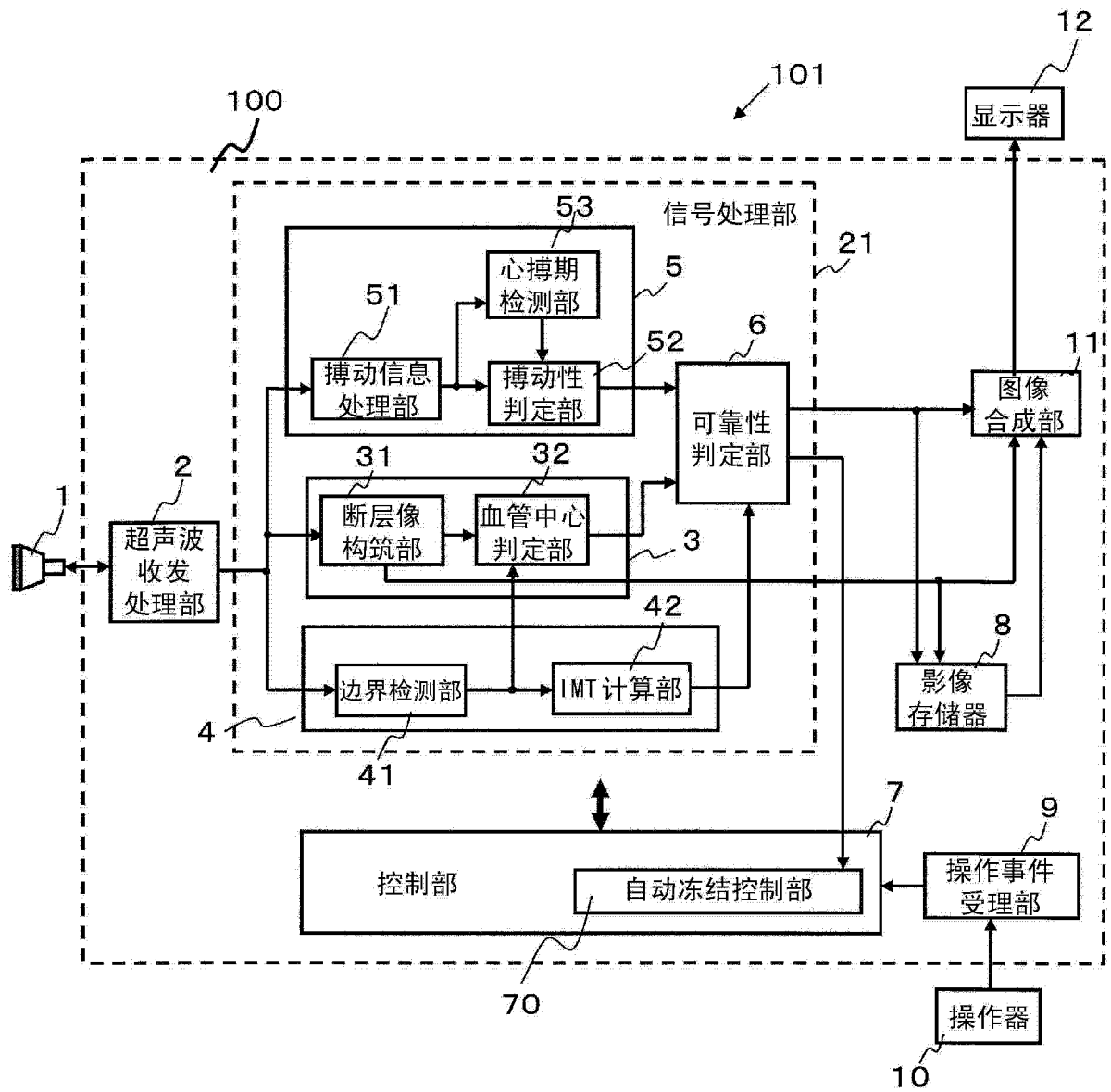


图 2

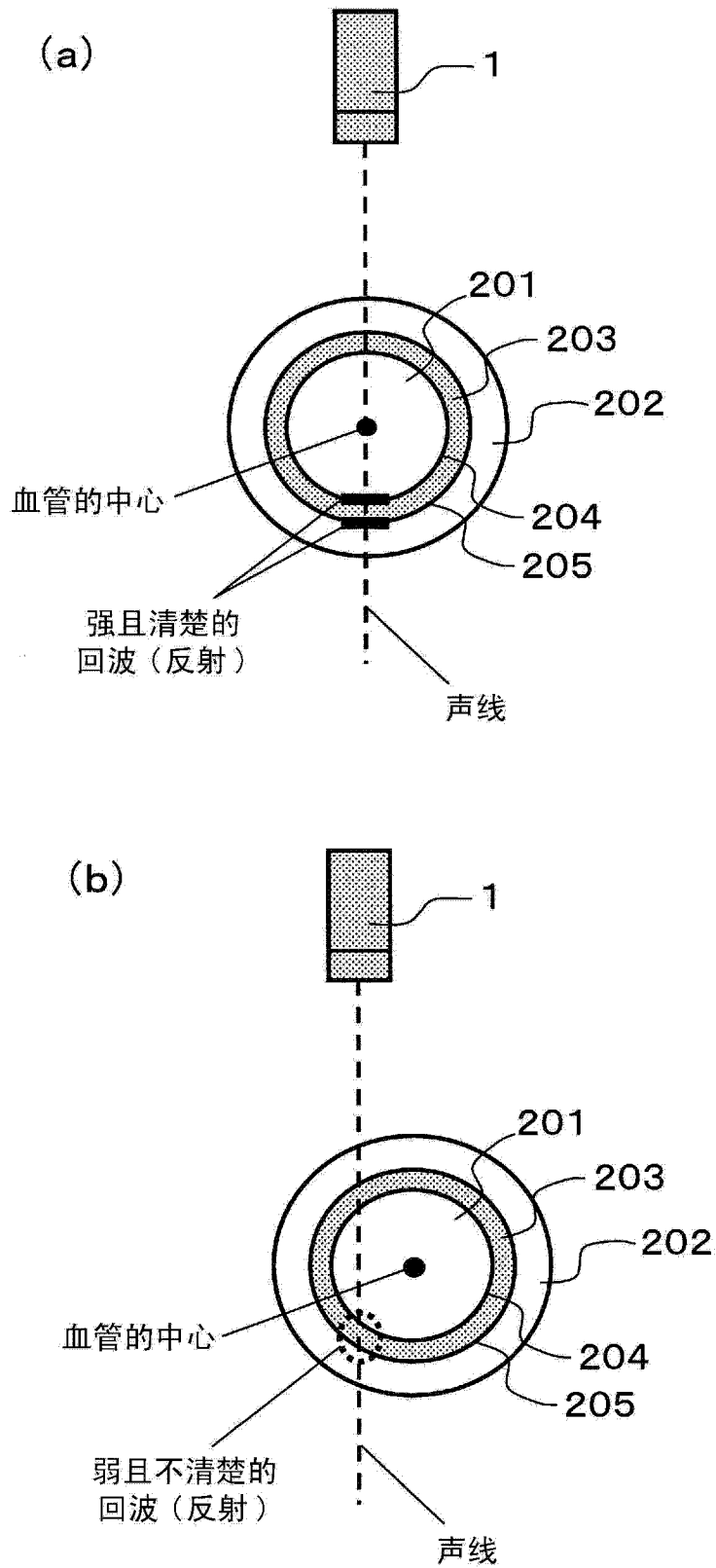


图 3

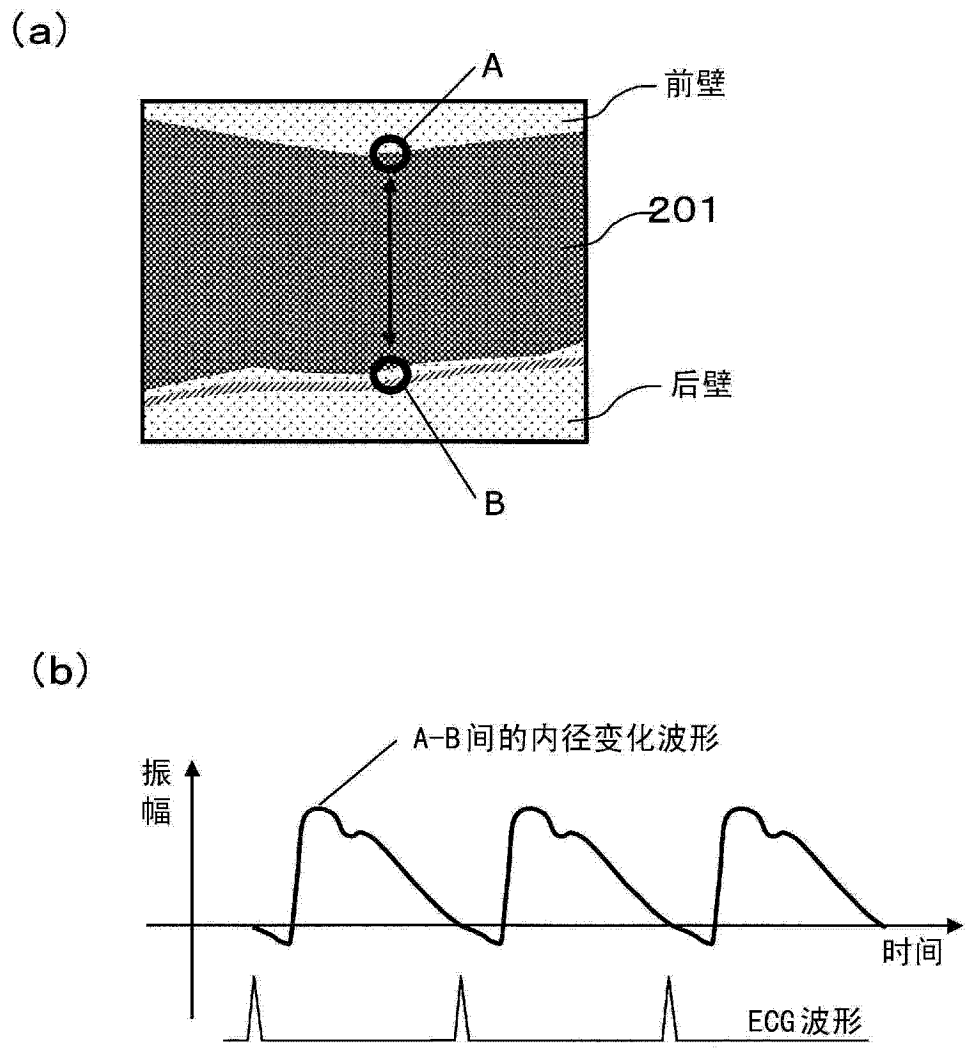


图 4

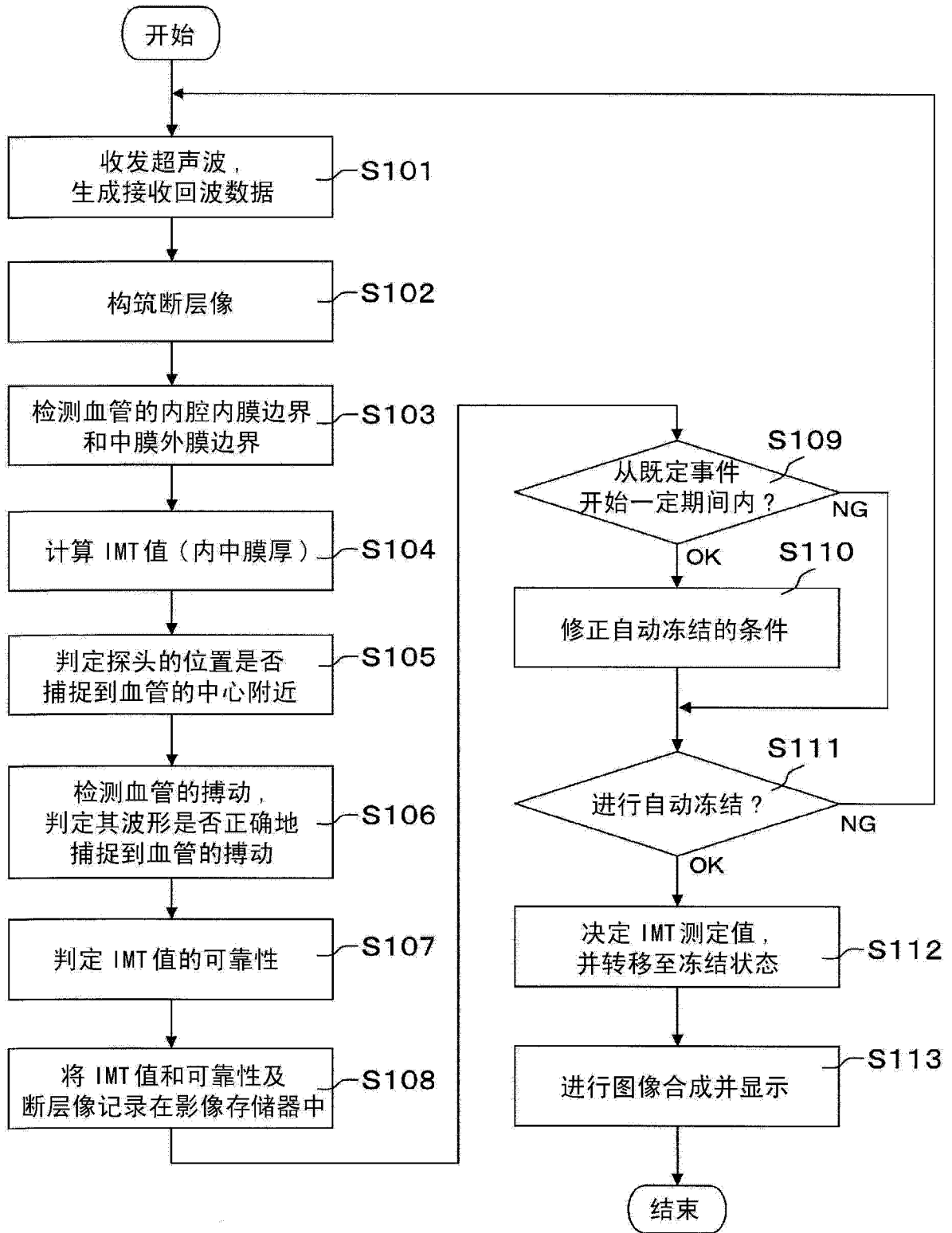


图 5

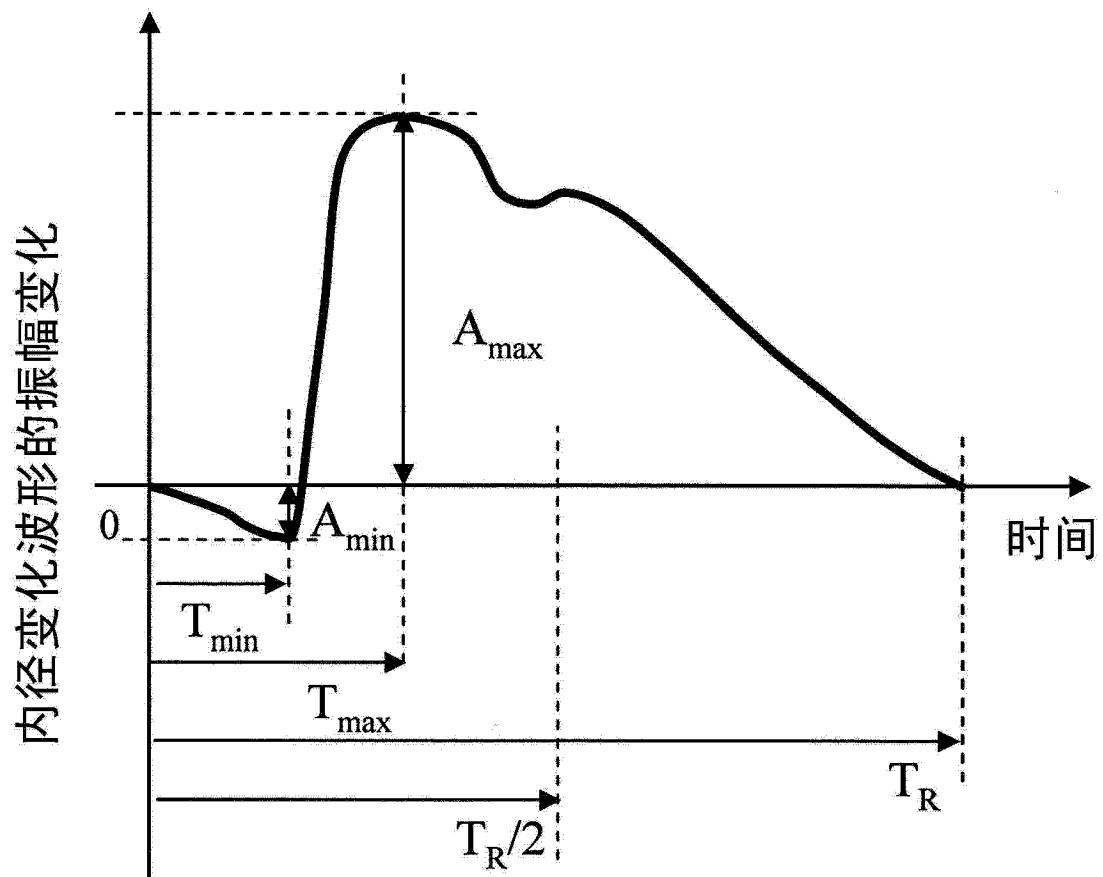


图 6

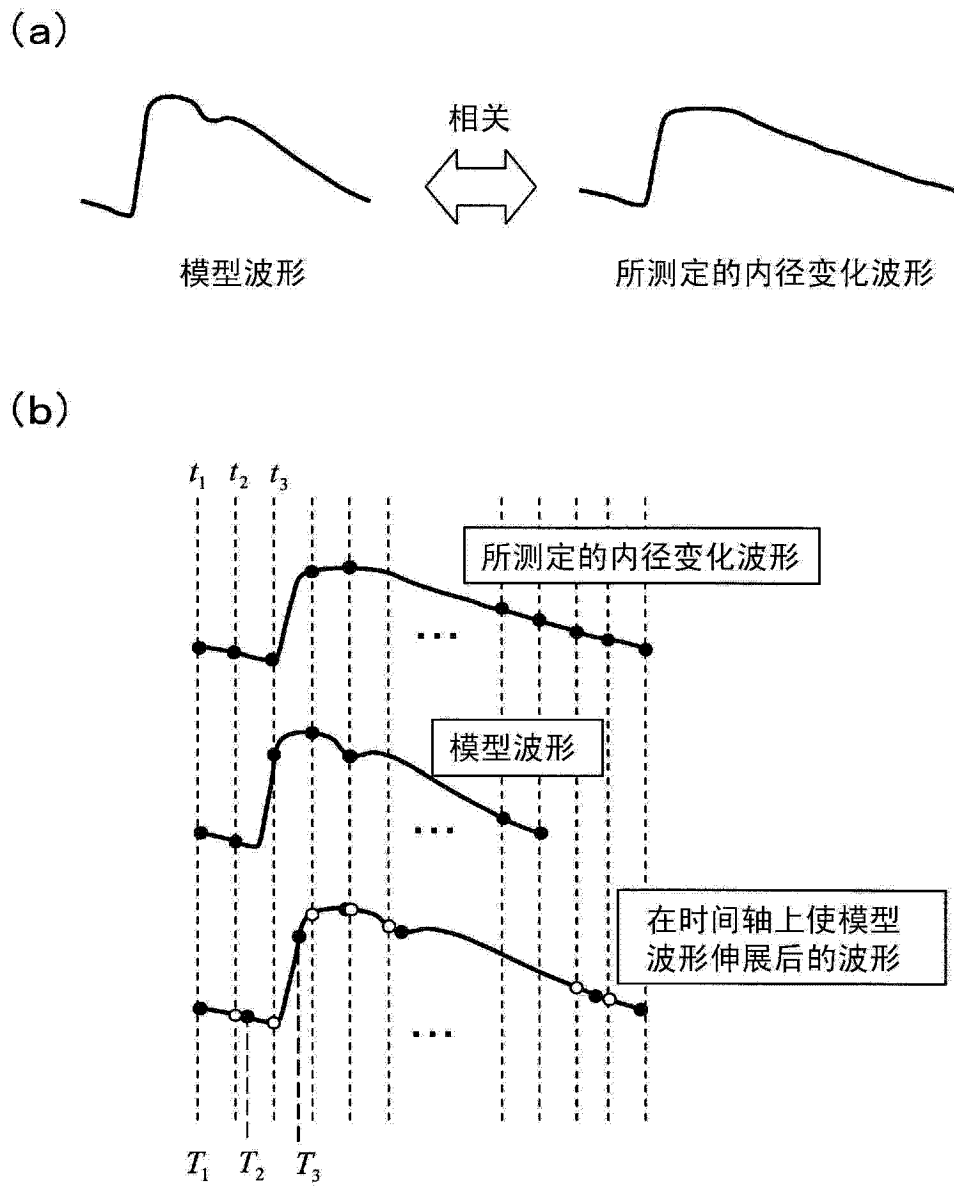


图 7

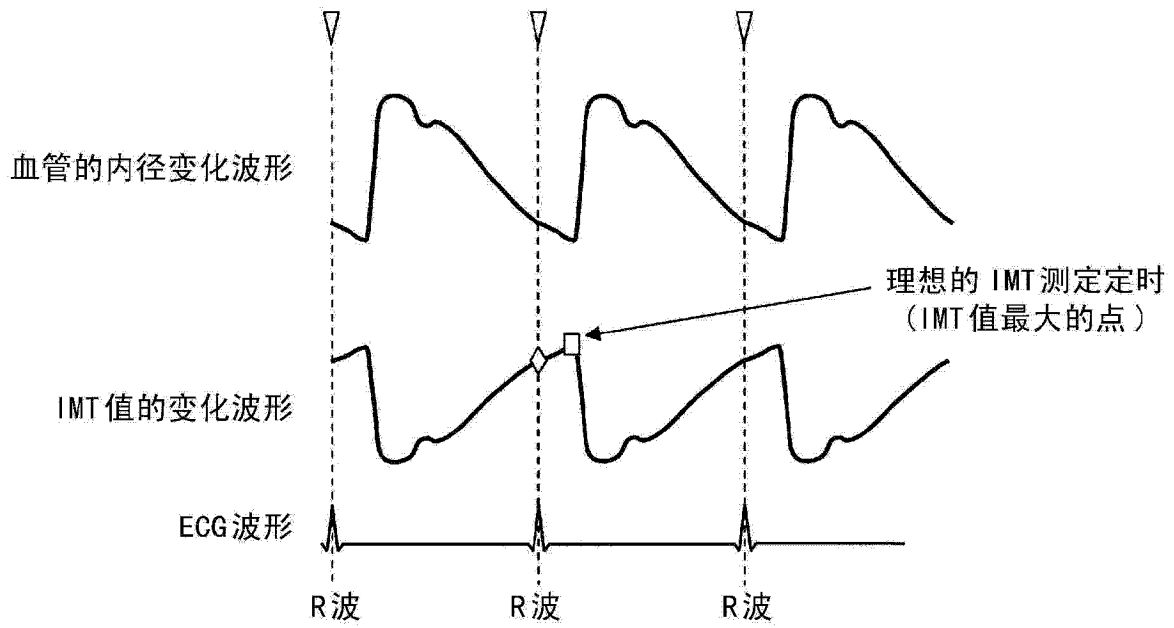


图 8

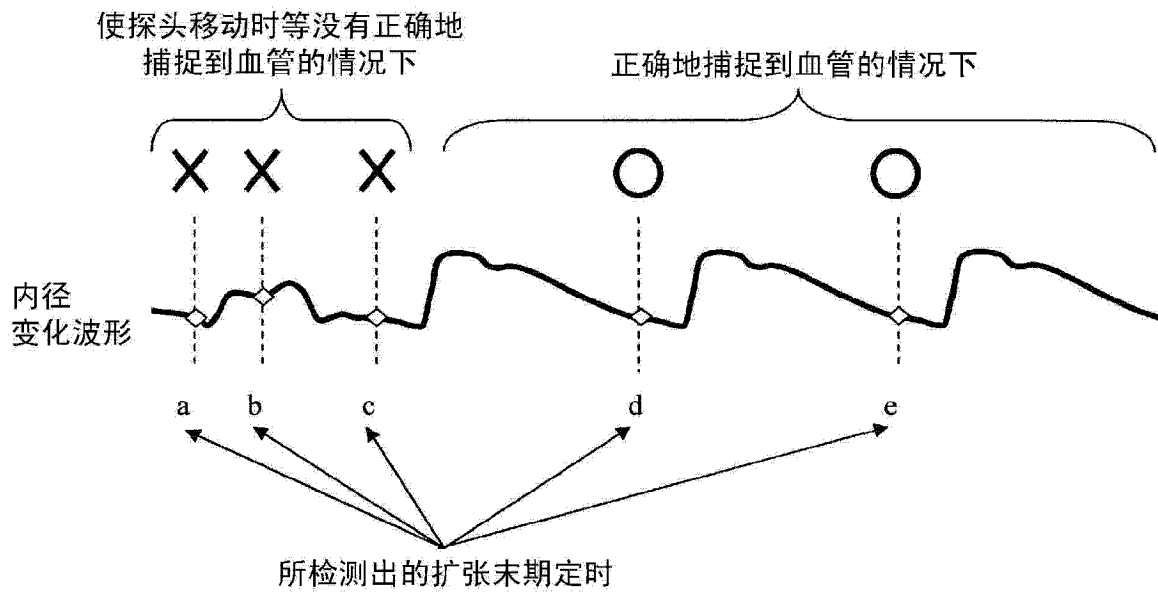


图 9

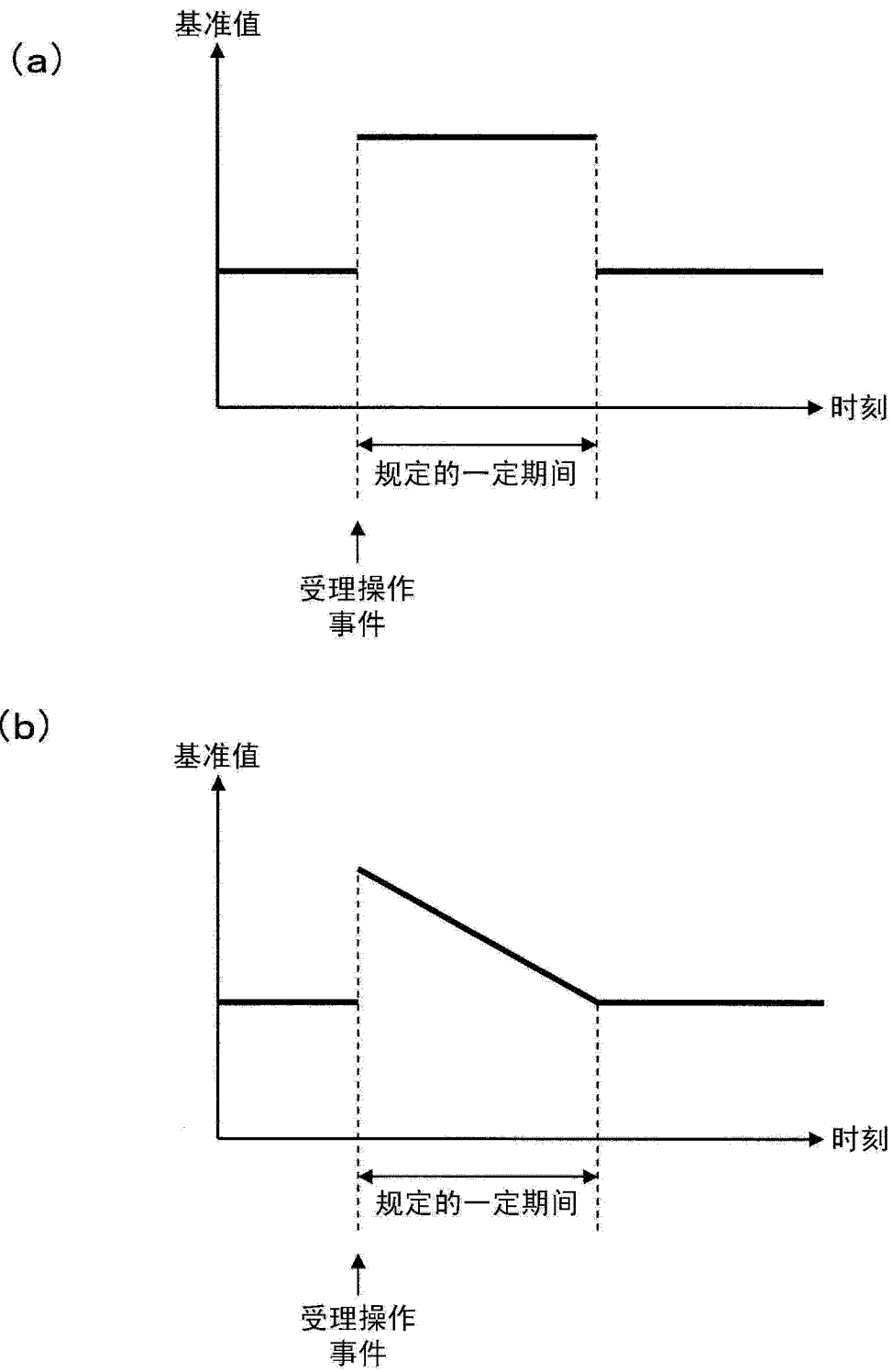


图 10

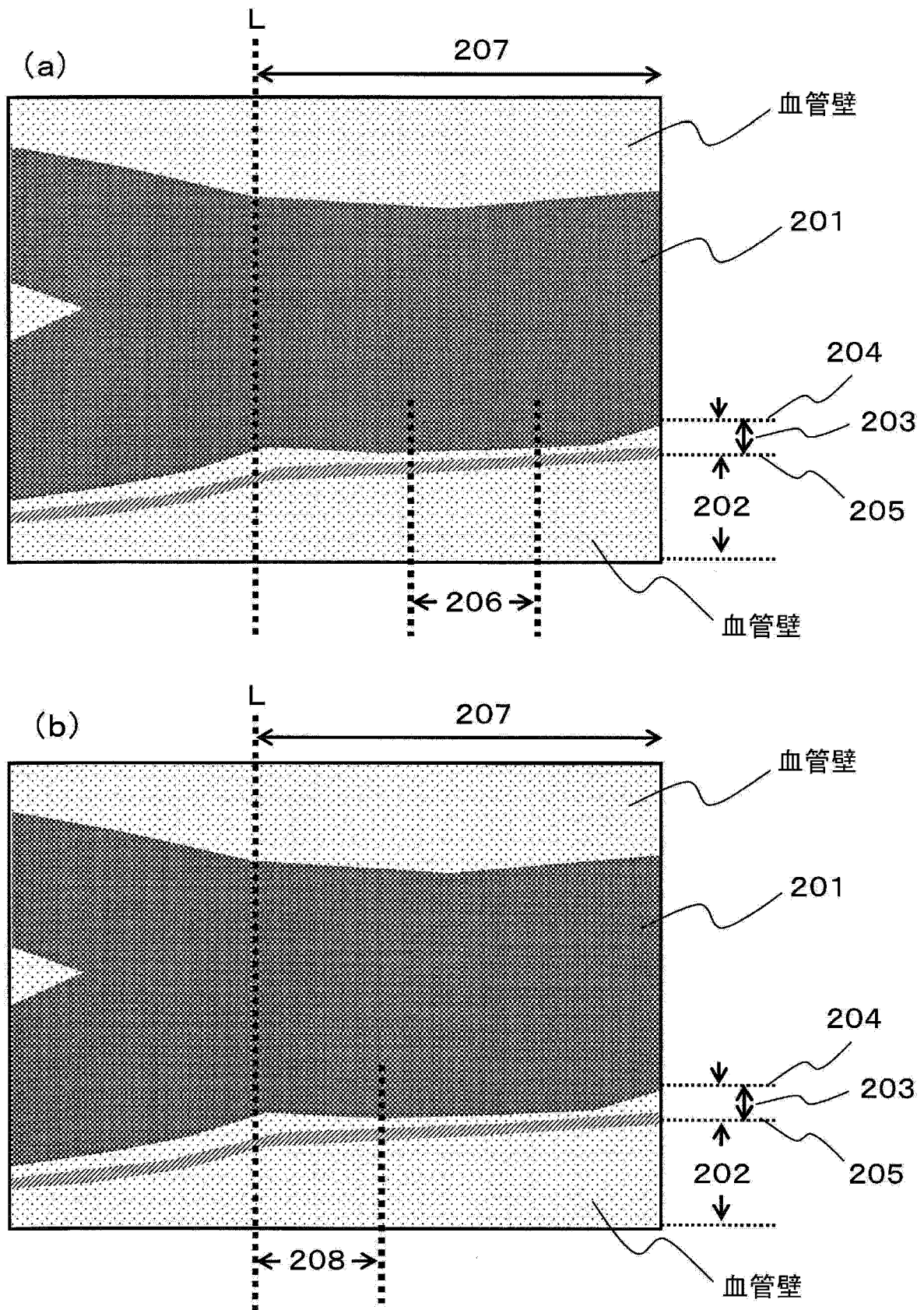


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN102834061A	公开(公告)日	2012-12-19
申请号	CN201180018684.2	申请日	2011-12-22
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	川端章裕 伊藤嘉彦 铃木隆夫		
发明人	川端章裕 伊藤嘉彦 铃木隆夫		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/5223 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/4444 A61B8/0891 A61B8/54		
优先权	2010287297 2010-12-24 JP		
其他公开文献	CN102834061B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置是能连接具有振荡器的探头的超声波诊断装置，其具备控制器(100)，该控制器(100)进行驱动探头(1)向被检体发送超声波的发送处理、生成基于由所述探头接收到的来自所述被检体的反射超声波的接收信号的接收处理，在满足了基于所述接收信号的规定的条件的情况下，控制器(100)进行使所述发送处理及所述接收处理的至少其中一个停止的自动冻结处理，控制器(100)在受理规定的操作事件之后的规定的期间抑制自动冻结处理。

