

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200480041565.9

[43] 公开日 2007 年 3 月 7 日

[11] 公开号 CN 1925792A

[22] 申请日 2004.12.9

[21] 申请号 200480041565.9

[30] 优先权

[32] 2003.12.10 [33] JP [31] 412384/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/018398 2004.12.9

[87] 国际公布 WO2005/055831 日 2005.6.23

[85] 进入国家阶段日期 2006.8.10

[71] 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

共同申请人 金井浩

[72] 发明人 金井浩 长谷川英之

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 魏晓刚 李晓舒

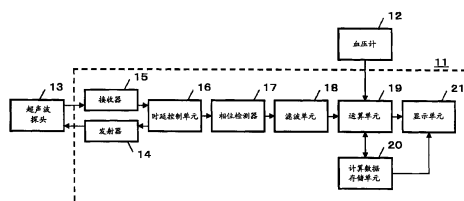
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 5 页

[54] 发明名称

超声诊断设备和超声诊断方法

[57] 摘要

一种提供超声诊断设备的技术和通过利用诊断驱血法后血管内皮反应的超声波以高的精度测量血管内膜和中膜的弹性模量的变化，从而高灵敏度地诊断血管内皮功能的超声诊断设备。该超声诊断设备设置有用来确定血管壁(4)的弹性模量的运算单元(19)，和至少任一计算数据存储单元(20)或显示单元(21)，所述存储单元(20)存储在动脉被驱血和随后停止驱血时动脉血管壁弹性模量随时间的变化，所述显示单元(21)显示血管壁的弹性模量随时间的变化。



1、一种诊断血管内皮功能的超声波诊断设备，所述设备包括：

用来将超声发射波发送到活体组织内的超声波发射器；

用来接收来自所述活体组织中的血管壁的超声回波的超声波接收器；

用来检测所述超声回波相位的相位检测器；

运算单元，所述运算单元从所述相位检测器确定的相位检测信号得到所述血管壁内多个位置中的两个任意位置之间的厚度变化，并且从所述厚度变化和血压值得到所述血管壁的弹性模量；和

至少一个存储单元或显示单元，所述存储单元存储在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化，所述显示单元显示在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化。

2、一种诊断血管内皮功能的超声波诊断设备，所述设备包括：

用来将超声发射波发送到活体组织内的超声波发射器；

用来接收来自所述活体组织中的血管壁的超声回波的超声波接收器；

用来检测所述超声回波相位的相位检测器；

运算单元，所述运算单元从所述相位检测器确定的相位检测信号得到所述血管壁内多个位置的位置位移，从所述两个位置的位置变化之间的差值得到所述多个位置中的两个任意位置之间的厚度变化，并且从所述厚度变化和血压值确定所述血管壁的弹性模量；和

至少一个存储单元或显示单元，所述存储单元存储在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化，所述显示单元显示在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化。

3、根据权利要求1或2所述的超声波诊断设备，其中所述运算单元得到包括至少一部分中膜的血管壁的弹性模量。

4、根据权利要求3所述的超声波诊断设备，其中所述运算单元得到内膜和中膜中的血管壁的弹性模量。

5、一种通过使用超声波诊断设备诊断血管内皮功能的超声波诊断方法，所述超声波诊断设备包括用来发射和接收超声波的发射器/接收器、用来检测接收的超声回波相位的相位检测器、和基于通过相位检测得到的超声回波计算血管壁弹性模量的运算单元，其中所述方法包括：

步骤(A), 将超声波发送到包括血管壁的活体组织内, 并且在所述超声波被所述血管壁反射和散射时接收得到的超声回波;

步骤(B), 检测所述超声回波的相位;

步骤(C), 从所述相位检测器确定的相位检测信号得到所述血管壁内多个位置中的两个任意位置之间的厚度变化, 并且从所述厚度变化和血压值确定所述血管壁的弹性模量; 和

至少其中一个步骤(D)或步骤(E), 在步骤(D)中, 存储在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化, 在步骤(E)中, 显示在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化。

6、一种通过使用超声波诊断设备诊断血管内皮功能的超声波诊断方法, 所述超声波诊断设备包括用来发射和接收超声波的发射器/接收器、用来检测接收的超声回波相位的相位检测器、和基于通过相位检测得到的超声回波计算血管壁弹性模量的运算单元, 其中所述方法包括:

步骤(A), 将超声波发送到包括血管壁的活体组织内, 并且在所述超声波被所述血管壁反射和散射时接收得到的超声回波;

步骤(B), 检测所述超声回波的相位;

步骤(C), 从所述相位检测器确定的相位检测信号得到所述血管壁内多个位置的位置位移, 从所述两个位置的位置变化的差值得到所述多个位置中的两个任意位置之间的厚度变化, 并且从所述厚度变化和血压值确定所述血管壁的弹性模量; 和

至少其中一个步骤(D)或步骤(E), 在步骤(D)中, 存储在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化, 在步骤(E)中, 显示在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化。

7、根据权利要求5或6所述的超声波诊断方法, 其中得到所述弹性模量的所述步骤(C)是得到包括至少一部分中膜的血管壁弹性模量的步骤。

8、根据权利要求7所述的超声波诊断方法, 其中确定所述弹性模量的所述步骤(C)是确定内膜和中膜区域中血管壁弹性模量的步骤。

超声诊断设备和超声诊断方法

技术领域

本发明涉及一种利用超声波诊断血管壁组织状况和行为的超声波诊断设备。本发明还涉及一种超声波诊断方法。

背景技术

近年来，受循环器官疾病如心肌梗塞、脑梗塞等之苦的患者已经增加，并且现在一个重要的问题是预防和治疗这些疾病。

心肌梗塞或脑梗塞的发展与动脉粥样硬化密切相关。更具体地，当动脉壁上形成动脉粥样化或者动脉的新细胞由于各种原因如高血压而不能形成时，动脉失去弹性并且硬化变脆。当血管在动脉粥样化形成的部分被阻塞时或者当包围动脉粥样化的脉管组织破裂时，动脉粥样化会流入血管。动脉可能在其他部分被阻塞或者动脉的硬化部分可能会破裂，从而诱发了上述疾病。在这方面，对于预防和治疗这些疾病来说，在早期诊断动脉粥样硬化是非常重要的。

过去，对于动脉粥样硬化病的诊断来说，实际上通过使用血管导管直接观测和检查血管中的状况。然而，为了实施这种诊断，必需将血管导管插入到血管中，这意味着在患者上施加了更重的负担。为此，利用血管导管的检查在使用方面已经被限制为只对已经明确确定为具有这种动脉粥样硬化病的患者的病灶部位进行。例如，该操作已经不能在健康检查中使用了。

可以更容易的方式进行胆固醇测量，其是其中一种动脉粥样硬化的原因，或者血压的测量，而无需给患者增加太重的负担。然而，这些值不能直接表明动脉粥样硬化的严重程度。

如果可在更早的阶段诊断出动脉粥样硬化并且为患者使用治疗动脉粥样硬化的治疗药物，则可为动脉粥样硬化的治疗提供好的效果。然而，一旦动脉粥样硬化发展和加重，即使有可能抑制动脉粥样硬化的进一步发展，但是染病的动脉就很难完全恢复了。

为此，现在强烈需要开发和使用通过其有可能在早期即在动脉粥样硬化

加重之前诊断出动脉粥样硬化的诊断方法或诊断设备。

另一方面，作为给患者增加更少负担的医疗诊断设备，已经使用了超声波诊断设备。通过使用超声波诊断设备从患者体外辐射超声波，有可能得到构造移动信息或者可以得到体内性质，而不会给患者带来痛苦。

特别是，如果通过使用超声波进行测量，可得到被测量物体的移动信息，并且可从位移量确定被测量物体的弹性特性。即，可得到活体内部血管的弹性特性，并且有可能直接识别动脉粥样硬化如何加重。而且，仅通过在患者上施加超声波探头就可以进行测量，并且在这种情况下患者的负担相对低。为此，如果使用超声波诊断设备，则可实现动脉粥样硬化的准确诊断，并且可进行预防目的的检查而不会给患者带来较重的负担。

然而，在过去的超声波诊断设备中，如表现为用来观测胎儿形状和状况或用于胎儿心音听诊的超声波诊断设备，不能以非常高的分辨率给出形状信息或运动信息。为此，利用传统的超声波诊断设备，没有可能识别出随心跳扩张和收缩的动脉的弹性特性。例如，作为下文给出的专利文件 1 中披露的设备，对被测量物体的位移的测量精度已经不是非常满意了。

近年来，随着电子技术的快速发展，超声波诊断设备的测量精度已经大大提高了。随着这种前进和进步，已经尝试开发一种超声波诊断设备，通过该诊断设备，甚至可测量活体组织的轻微运动。例如，在下文给出的专利文件 2 中，披露了一种超声波诊断设备，通过该设备，通过利用检测信号的振幅和相位二者并且通过根据带约束的最小二乘法确定物体的即时位置，以高的精度实现了相位跟踪。通过该设备，有可能测量被搏动移动的活体组织的微小振动。根据专利文件 2，即使在搏动重复大约 10 次时，也可以在高达几百 Hz 的微小振动上在与振幅为 10mm 或更大的搏动相关的振幅位移上以良好的再现能力进行测量。

专利文件 2 中描述的设备可以良好的再现能力测量高达几百 Hz 的频率分量。通过会聚超声波束，可测量心肌或动脉壁上直径为 1 - 2mm 的区域的弹性特性。而且，可得到单次心跳中的每个时间相位分量的超声波信号，并且据报导，该设备提供有可分析信号频谱的这种优越特性。

因此，根据使用该专利公开的技术的超声波诊断设备，期望随时间确定动脉粥样硬化的进展而不会给例如健康检查的项目带来负担，并且可预防由动脉粥样硬化导致的疾病。而且，通过测量小区域血管中的弹性特性，有可

能指出可能发生血管破裂的部位并且治疗指出的部位。

在所有类型血管的内侧，都存在内皮，其包括一层细胞。内皮细胞响应于血流产生的机械应力（剪应力）表现出各种类型的生理反应。这些反应的其中一种是产生一氧化氮（NO）。NO 通过 NO 合成酶产生和释放，并且已知 NO 起的作用是作为内皮细胞源性舒张因子（EDRF）松弛即软化血管壁中膜中的平滑肌。脉管内皮（血管内皮）细胞的功能是唤起内皮依赖性舒张反应（EDR）。

另一方面，致病因素例如高血压、高脂、吸烟、糖尿病等可能降低血管内皮细胞的功能。可以相信，这种功能紊乱代表早期的动脉粥样硬化的变化。通过诊断血管内皮细胞的功能，有可能诊断早期的动脉粥样硬化。作为通过使用 EDR 诊断动脉内皮功能的方法，下文的非专利文件 1 中描述了通过超声波测量驱血法之前和之后的动脉直径变化的方法。根据该方法，通过在肱动脉上在 250 毫米汞柱下放置袖带持续 5 分钟来实施驱血法。立即停止驱血法，立刻测量血管直径持续几十秒，并且从动脉直径的增加率诊断血管内皮功能。

[专利文件 1]日本专利申请公开 JP-A-62-266040

[专利文件 2]日本专利申请公开 JP-A-10-5226

[非专利文件 1] Masayoshi HASHIMOTO and Yasuyoshi Ouchi: "Vascular extensibility Test"; J. Japan Medical Association, Vol.120, No.8; Oct. 15, 1998, pp.S93-S96.

根据非专利文件 1 中描述的方法，为了测量血管直径，m-线之间的距离，即，中膜和各个前壁和后壁的被膜之间的中间点，在血管纵轴的横截面图像上以高达 0.1mm 的精度读取。然后，从 4 到 6 个测量值得到平均值，并且这被看作为动脉直径的测量值。图 6 示出了 9 名雄性受检者的测量结果。黑色正方形表示在停止右前臂驱血法之后肱动脉中的血流增加率，黑色圆圈表示肱动脉相对于休息时的血管直径的增加率。停止驱血法之后的时间沿横坐标表示。血流增加率在左侧的纵坐标轴表示，血管直径增加率沿右侧纵坐标轴表示。在停止驱血法之后，血流率瞬间增加，然后，随时间降低。显然，被驱血法停止之后瞬间增加的血流的增加而刺激的血管直径与停止驱血法之后休息大约 45 - 60 时间的值相比显著扩张。在图 6 示出的结果中，增加率大约为 6%。当一个月之后通过该方法测试该值的再现性时，增加率为大

约 10% (未示出)。

根据该方法, 血管直径以 0.1mm 被测量。如果我们考虑肱动脉的血管直径为大约 3mm, 则误差可能高达大约 3%。即, 在非专利文件 1 描述的方法中, 测量精度存在问题。

因为该方法是测量血管中膜的直径, 所以通过该方法不仅测量血管壁的厚度变化, 其在诊断血管内皮反应中很重要, 而且测量包括血管直径变化的值。即, 在非专利文件 1 描述的方法中, 也存在测量敏感性问题。

发明内容

为了解决上述问题, 本发明的一个目的是提供一种超声波诊断设备, 通过该设备, 有可能通过利用超声波高精度测量由于驱血法停止之后的血管内皮反应引起的血管壁弹性模量的变化来高灵敏度地诊断血管内皮功能。

根据本发明的超声波诊断设备包括用来将超声发射波发送到活体组织内的超声波发射器, 用来接收来自所述活体组织中的血管壁的超声回波的超声波接收器, 用来检测所述超声回波相位的相位检测器, 运算单元, 所述运算单元从所述相位检测器确定的相位检测信号得到所述血管壁内多个位置中的两个任意位置之间的厚度变化, 并且从所述厚度变化和血压值得到所述血管壁的弹性模量, 和至少一个存储单元或显示单元, 所述存储单元存储在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化, 所述显示单元显示在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化。

利用上述布置, 可以高的灵敏度诊断血管内皮功能。

另外, 根据本发明的超声波诊断设备包括用来将超声发射波发送到活体组织内的超声波发射器, 用来接收来自所述活体组织中的血管壁的超声回波的超声波接收器, 用来检测所述超声回波相位的相位检测器, 运算单元, 所述运算单元从所述相位检测器确定的相位检测信号得到所述血管壁内多个位置的位置位移, 从所述两个位置的位置变化之间的差值得到所述多个位置中的两个任意位置之间的厚度变化, 并且从所述厚度变化和血压值确定所述血管壁的弹性模量, 和至少一个存储单元或显示单元, 所述存储单元存储在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化, 所述显示单元显示在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变

化。

利用上述布置，可以高的灵敏度诊断血管内皮功能。

在本发明的优选方面，所述运算单元确定包括至少一部分中膜的血管壁的弹性模量。

而且，在本发明的另一优选方面，所述运算单元确定内膜和中膜区域中的血管壁的弹性模量。

另外，根据本发明的超声波诊断方法包括用来发射和接收超声波的发射器/接收器、用来检测接收的超声回波相位的相位检测器、和基于通过相位检测得到的超声回波计算血管壁弹性模量的运算单元，其中所述方法包括：步骤（A），将超声波发送到包括血管壁的活体组织内，并且在所述超声波被所述血管壁反射和散射时接收得到的超声回波，步骤（B），检测所述超声回波的相位，步骤（C），从所述相位检测器确定的相位检测信号得到所述血管壁内多个位置中的两个任意位置之间的厚度变化，并且从所述厚度变化和血压值确定所述血管壁的弹性模量，和至少其中一个步骤（D）或步骤（E），在步骤（D）中，存储在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化，在步骤（E）中，显示在动脉被驱血和随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化。

通过该方法，可以高的灵敏度诊断血管内皮功能。

AAAA 而且，本发明提供了一种超声波诊断方法，其包括用来发射和接收超声波的发射器/接收器、用来检测接收的超声回波相位的相位检测器、和基于通过相位检测得到的超声回波计算血管壁弹性模量的运算单元，其中所述方法包括：步骤（A），将超声波发送到包括血管壁的活体组织内，并且在所述超声波被所述血管壁反射和散射时接收得到的超声回波，步骤（B），检测所述超声回波的相位，步骤（C），从所述相位检测器确定的相位检测信号得到所述血管壁内多个位置的位置位移，从所述多个位置中的两个任意位置的位置变化的差值得到所述两个位置之间的厚度变化，并且从所述厚度变化和血压值确定所述血管壁的弹性模量，和至少其中一个步骤（D）或步骤（E），在步骤（D）中，动脉被驱血和存储在随后停止驱血时所述血管壁弹性模量随时间的变化，在步骤（E）中，显示所述血管壁弹性模量随时间的变化。

通过该方法，可以高的灵敏度诊断血管内皮功能。

在本发明的优选方面，包括至少一部分中膜的血管壁的弹性模量在确定

弹性模量的步骤(C)中确定。

而且,在本发明的另一优选方面,内膜和中膜区域中血管壁的弹性模量在确定弹性模量的步骤(C)中确定。

根据本发明,通过使用超声波可以高的精度测量停止驱血法之后由于血管内皮反应引起的血管壁弹性模量的变化。结果,有可能提供一种超声波诊断设备,该诊断设备使得高灵敏度测量血管内皮功能成为可能。

附图说明

图1是示意性框图,示出了根据本发明的诊断血管壁组织的行为和状况的布置。

图2是框图,示出了根据本发明的超声波诊断设备的布置。

图3是示意图,示出了根据本发明的测量血管内皮反应的实施例。

图4是本发明中被测量后血管壁的示意性放大图。

图5A是图表,示出了根据本发明的在驱血法停止之前和之后的血管壁的中膜和内膜的弹性模量随时间的变化。

图5B是图表,示出了根据本发明的在驱血法停止之前和之后的血管壁的外膜的弹性模量随时间的变化。

图6是图表,示出了在传统型的血管内皮反应测量中停止驱血法之后的血流增加率和血管直径增加率随时间的变化。

具体实施方式

根据本发明的超声波诊断设备确定被测量物体各区域的移动速度以及微小尺寸区域内的弹性模量和扩张和收缩量。被测量物体本身并不移动。特别是,本发明的超声波诊断设备适于测量活体各区域的弹性模量并且具有高的空间分辨率。为此,优选地,它可被用来测量血管壁的扩张和收缩以及弹性模量。下文将给出测量血管壁扩张、收缩和弹性模量的情况的说明。

下文将给出根据本发明的超声波诊断设备实施例的简要说明。图1是示意性框图,示出了使用超声波诊断设备11诊断血管壁组织状况和行为的布置。连接到超声波诊断设备11的超声波探头13附着在被测物体的体表2上,并且向着体组织1发射超声波。如此发射的超声波被血管3反射和散射。一部分超声波返回到超声波探头13并且作为回波接收。超声波诊断设备11执

行接收信号的分析 and 计算并且确定血管壁 4 的状况和行为。而且, 血压计 12 连接到超声波诊断设备 11。被血压计 12 测量的受测体的血压数据输入到超声波诊断设备 11。根据专利文件 2 披露的方法, 超声波诊断设备 11 通过带约束的最小二乘法通过使用检测信号的振幅和相位二者确定被测量物体的即时位置。通过执行高精度的相位跟踪(位置变化的测量精度在 ± 0.2 微米), 可以足够的精度测量血管壁 4 的厚度变化。另外, 通过使用从血压计 12 得到的血压数据, 可确定血管壁 4 的弹性模量。

接下来, 将参考附图给出超声波诊断设备 11 的布置和操作的详细说明。图 2 是框图, 示出了超声波诊断设备 11 的布置。超声波诊断设备 11 包括发射器 14、接收器 15、时延控制单元 16、相位检测器 17、滤波单元 18、运算单元 19、计算数据储存单元 20 和显示单元 21。发射器 14 给出超声波探头 13 所需的驱动脉冲信号。如借助于驱动脉冲从超声波探头 13 发射的超声发射波被组织如血管壁 4 反射和散射, 并且如此产生的超声反射波被超声波探头 13 接收。被超声波探头 13 接收的超声反射波在接收器 15 处放大。接收器 15 包括 A/D 转换器, 在接收器 15 处放大的超声反射波被转换为数字信号。

时延控制单元 16 连接到发射器 14 和接收器 15 并且扩张驱动脉冲信号的时延, 其从发射器 14 发送到超声波探头 13 的超声波转换器元件。通过这种控制, 改变了从超声波探头 13 发射的超声发射波的超声波束的聚焦深度和声音传输线方向。而且, 通过控制由超声波探头 13 接收并由接收器 15 放大的超声反射波的时延, 可改变接收的超声波声音传输线的方向。时延控制单元 16 的输出被输入到相位检测器 17。

相位检测器 17 检测在时延控制单元 16 的延迟控制下的接收的反射波信号的相位, 并且它被分为实部信号和虚部信号。如此分开的实部信号和虚部信号被输入到滤波单元 18。滤波单元 18 去除来自那些除被测量物体之外的反射分量和噪音分量。相位检测器 17 和滤波单元 18 可由软件或硬件构成。

利用相位检测后的信号的实部信号和虚部信号, 运算单元 19 确定设定在血管壁 4 内的多个跟踪位置的移动速度。通过积分所述移动速度, 可确定血管壁 4 内的多个跟踪位置的各个跟踪位置的实时位移。通过找出所述多个位置位移中的两个任意位置之间的差值, 可得到两点之间的厚度变化。另外, 从如此得到的厚度变化和从血压计 12 确定的血压数据, 可确定两点之间的组织的弹性模量。

在这种情况下，两点之间的厚度变化也可以从相位检测信号得出。在专利文件 2 描述的跟踪方法中，两点的相对位置变化，即，厚度变化，可从相位检测信号得出，而无需单独得出两个任意点的位置变化。例如，在以下文件中给出了细节：Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI and Yoshiro KOIWA: “Modified Phase Tracking Method for Measurement of Change in Thickness of Arterial Wall”; J Jpn. J. Appl. Phys., Vol.41(2002), pp.3563-3571.

在运算单元 19 处计算的数据例如位置位移、厚度变化、弹性模量等都储存在计算数据储存单元 20 中并且可根据需要在任何时间读取。

而且，在运算单元 19 处计算的数据例如位置位移、厚度变化、弹性模量等被输入到显示单元 21，并且可以可视化这些数据。另外，如果显示单元 21 与计算数据储存单元 20 连接，则可根据需要在任何时间在显示单元 21 上显示各种类型的储存数据。

在这种情况下，优选地，运算单元 19 处计算的各种类型的数据都被储存和显示，而即使在数据可能不被储存或者可能不被显示时也没关系。

接下来，将给出得到弹性模量的过程的说明。在要被计算弹性模量的组织上，从某一时间周期内的厚度变化中抽取出最大值和最小值。这里，假定最大值和最小值之间的差值为最大厚度变化 Δh 。而且，假定血压最大值和最小值之间的差值为脉压 Δp 。如果假设被测量组织的厚度为 h ，并且血管的半径为 r ，则可从以下方程得出弹性模量 E ：

$$E = 1/2 [(r/h) + 1] \times \Delta p / (-\Delta h/h)$$

下面，将给出利用上述超声波诊断设备测量血管内皮反应的情况的详细说明。受检者的右前臂通过在 250 毫米汞柱下施加袖带持续大约 5 分钟进行驱血。在停止驱血法后大约 120 秒，通过超声波诊断设备测量血管壁的厚度变化。受检者的血压通过血压计连续测量。从如此得到的血压数据和从厚度变化，可确定血管壁的弹性模量，并且在停止驱血法之前和之后，间歇记录大约 150 秒计算结果。规定，从超声波诊断设备发出的超声波的中心频率为 10MHz，并且接收的采样频率为 40MHz。

图 3 是测量血管内皮反应的实施例的示意图。超声波探头 13 放置在体表 2，从而血管 3 可延短轴显示。被测量的血管壁是图 3 中的距离超声波探头 13 最远位置处的后部血管壁 4a。后部血管壁 4a 置于血液 7 和体组织 1 之间。

图 4 是图 3 中的后部血管壁 4a 一部分（由双点划线包围）的放大图。后部血管壁 4a 被分为处于内膜和中膜区域中的血管壁 5 和处于外膜区域中的血管壁 6。要对这两个区域测量弹性模量。为了确定各层的厚度变化，在三个点处设定了跟踪位置 8：血液 7 和后部血管壁 4a 之间的边界（8a）、后部血管壁 4a 内的区域（8b）、和后部血管壁 4a 和体组织 1 之间的边界（8c）。内膜和中膜中的血管壁 5 的厚度变化从位置 8a 和位置 8b 之间的位移差得到，外膜中的血管壁 6 的厚度变化从位置 8b 和位置 8c 之间的位移差得到。对于跟踪位置的设定，可参考通过使用超声波探头 13 得到的 B 型超声波扫描图像。

图 5A 和图 5B 分别示出了在停止驱血法之前之后血管壁弹性模量随时间变化的图示。图 5A 示出了内膜和中膜区域内的血管壁 5 的弹性模量随时间的变化，图 5B 示出了外膜区域内的血管壁 6 的弹性模量随时间的变化。在图中，时间延横轴表示，并且驱血法停止的时间被设为 0[秒]。如图 5B 所示的外膜血管壁 6 的弹性模量中，在停止驱血法之后的 120 秒看不到显著变化。另一方面，在图 5A 所示的内膜和中膜区域中的血管壁 5 的弹性模量在停止驱血法（大约 520kPa）之后立刻开始下降，并且在大约 50 秒之后回到最小值（大约 230kPa）。在这种情况下，弹性模量的变化率为大约 -55%。

从上述结果来看，显然主要观察到了内膜和中膜区域中的血管壁 5 上的依赖血管舒张的内皮，并且显然 NO（即，内皮细胞源性舒张因子）主要导致了内膜和中膜区域中的血管壁 5 上的反应。具体地，在利用超声波测量血管内皮反应中，通过对内膜和中膜区域中的血管壁 5 的弹性模量采取特殊的注意，可以高的灵敏度和高的精度诊断血管内皮功能。这意味着通过如本实施例所示的诊断内皮功能，可在早期诊断动脉粥样硬化。

在本实施例中，血管壁被分为内膜和中膜区域中的血管壁 5 层和外膜区域中的血管壁 6 层，并且在测量内膜和中膜中的血管壁 5 时，从血管内皮反应诊断内皮功能。然而，无需说明的是，当测量包括一部分中膜的血管壁时或者当仅测量内膜和中膜时或者当仅测量中膜时，也可以实现相似的诊断，因为 EDRF（内皮细胞源性舒张因子）在中膜区域的血管壁的平滑肌上施加作用。

在本实施例中，使用弹性模量作为显要参数来诊断血管内皮反应，而在使用弹性模量或柔度（即，弹性模量的倒数）的计算中使用的厚度变化时，

也可以实现相似的诊断。

如上所述，根据本发明实施例的超声波诊断设备，有可能通过测量内膜和中膜区域中的血管壁5的弹性模量的变化从而以比现有技术的更高的灵敏度和更高的精度诊断血管内皮功能。

产业适用性

根据本发明的超声波诊断设备，利用超声波通过测量驱血法停止后由血管内皮反应导致的血管壁弹性模量的变化而以高的灵敏度和高的精度诊断血管内皮功能。因而，作为利用超声波诊断血管壁中的组织的状况和行为的超声波诊断设备，这是有用的。

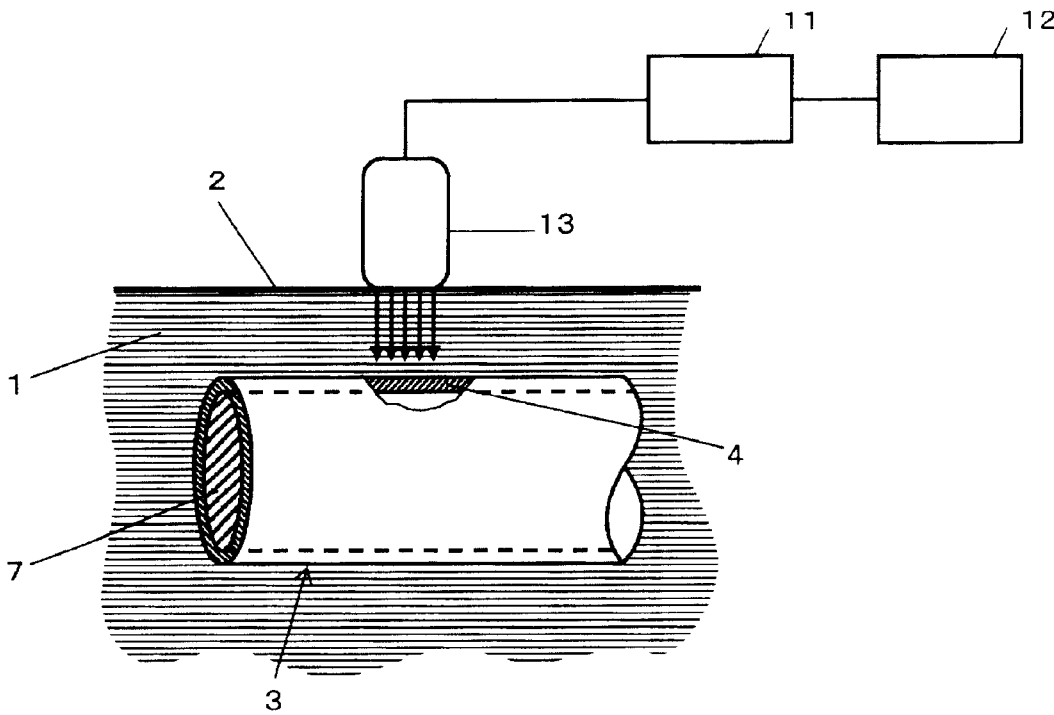


图 1

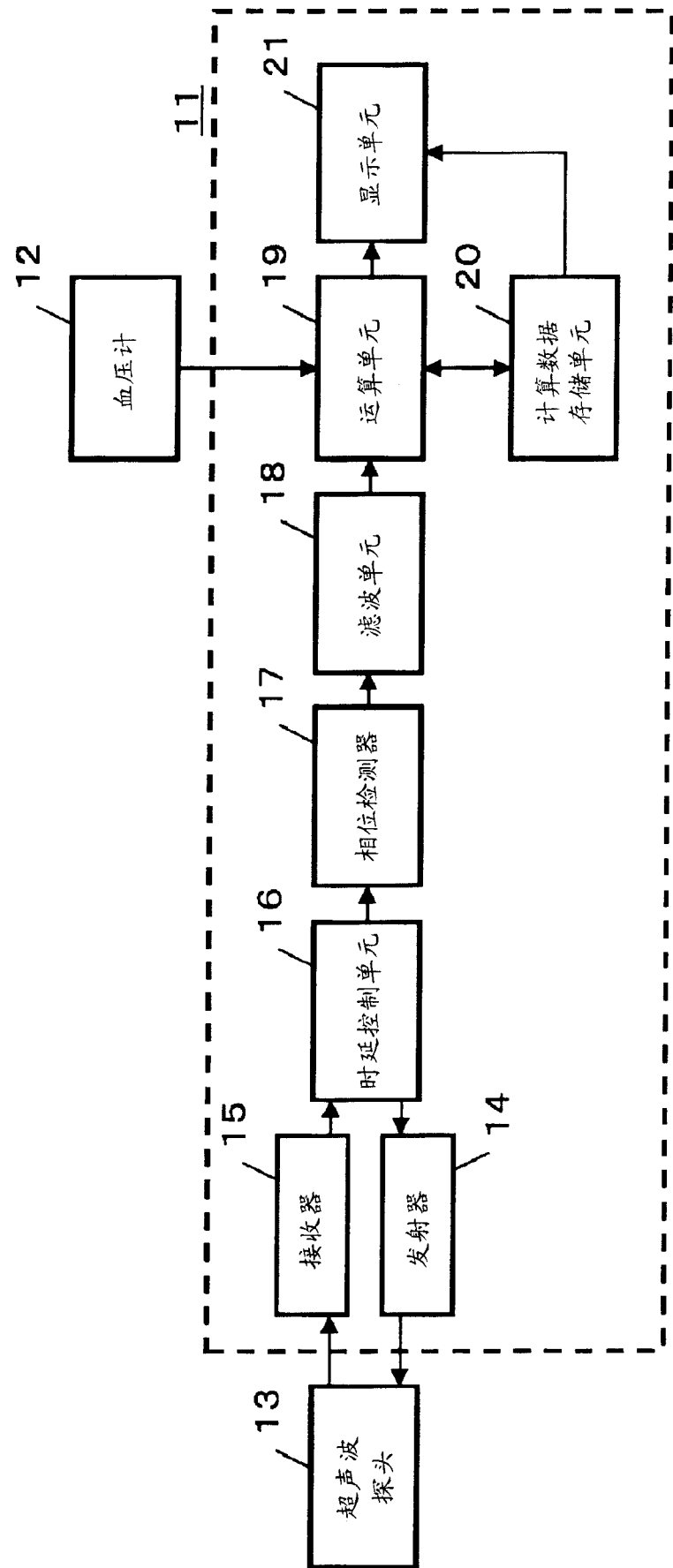


图 2

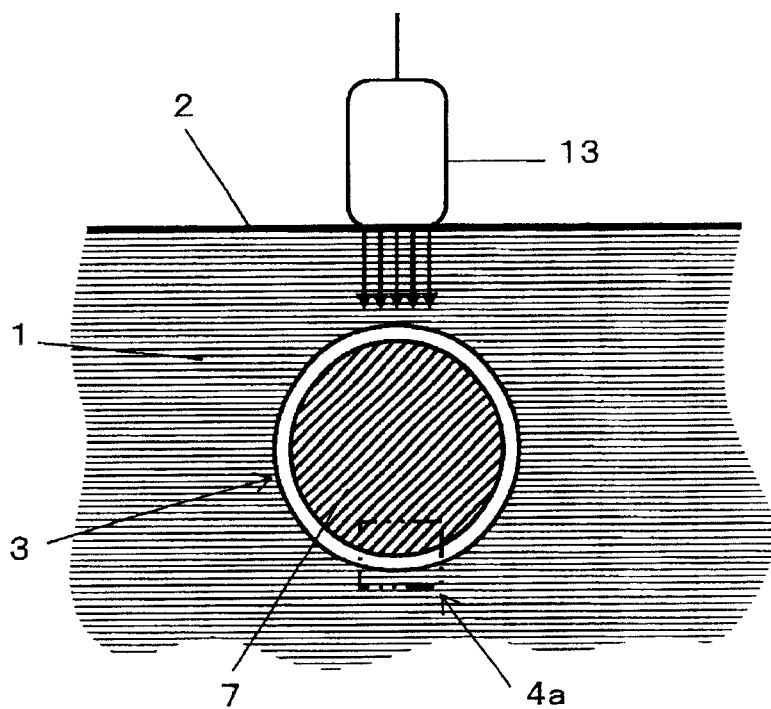


图 3

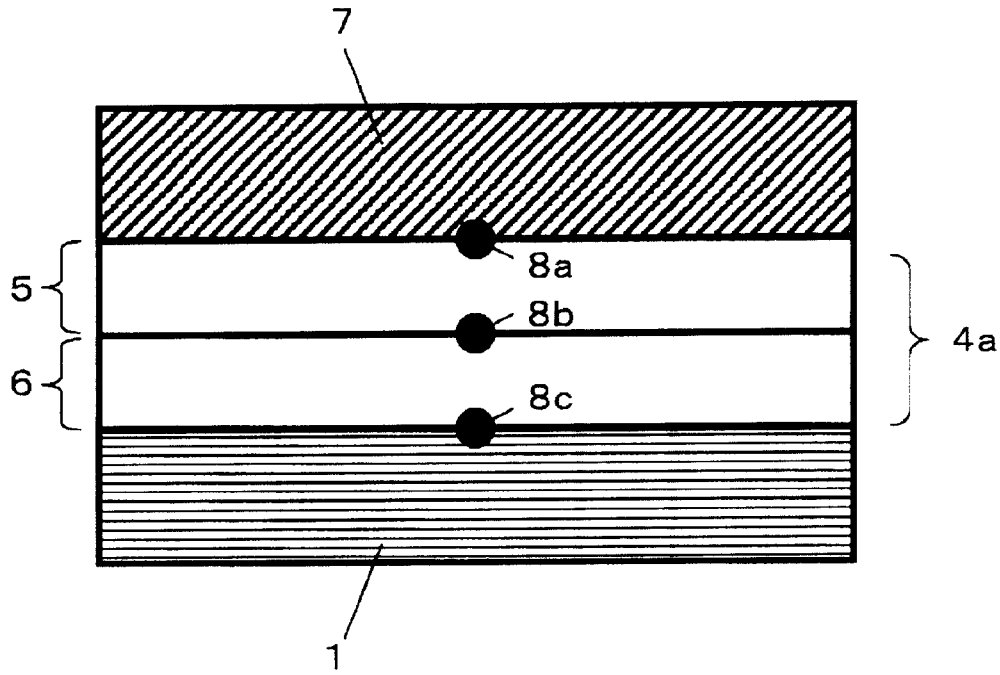


图 4

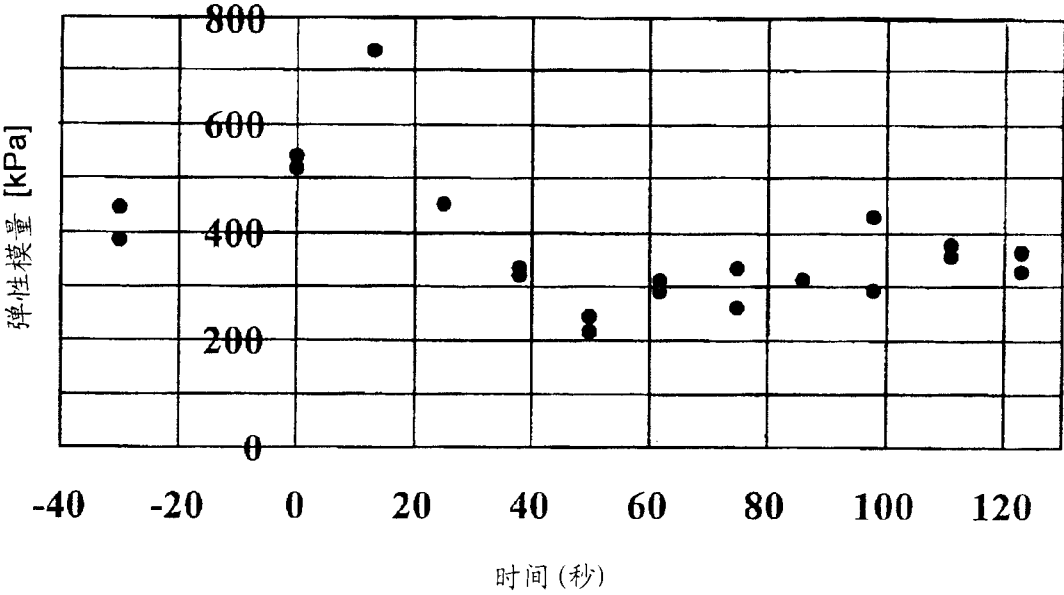


图 5A

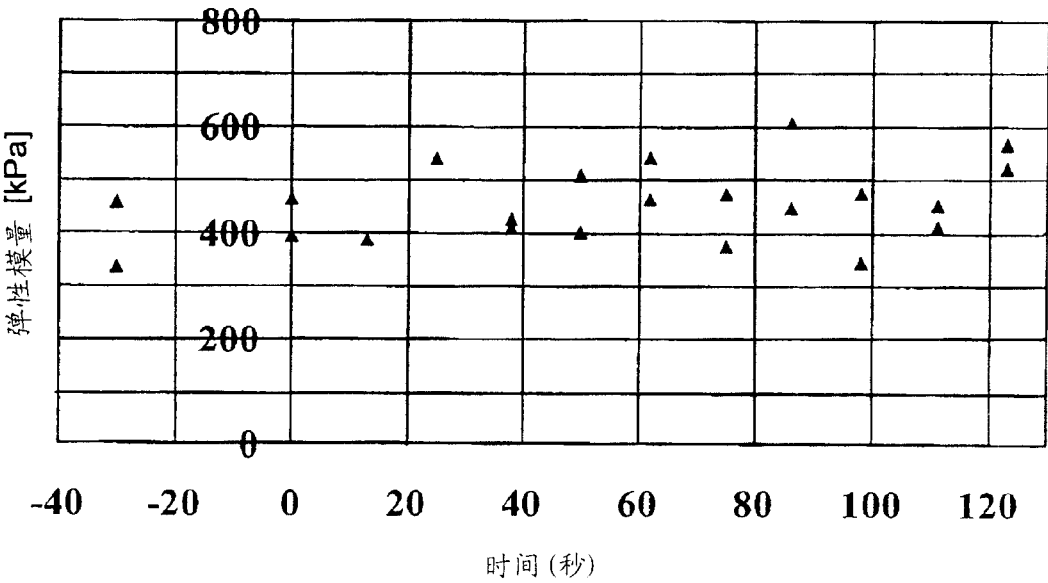


图 5B

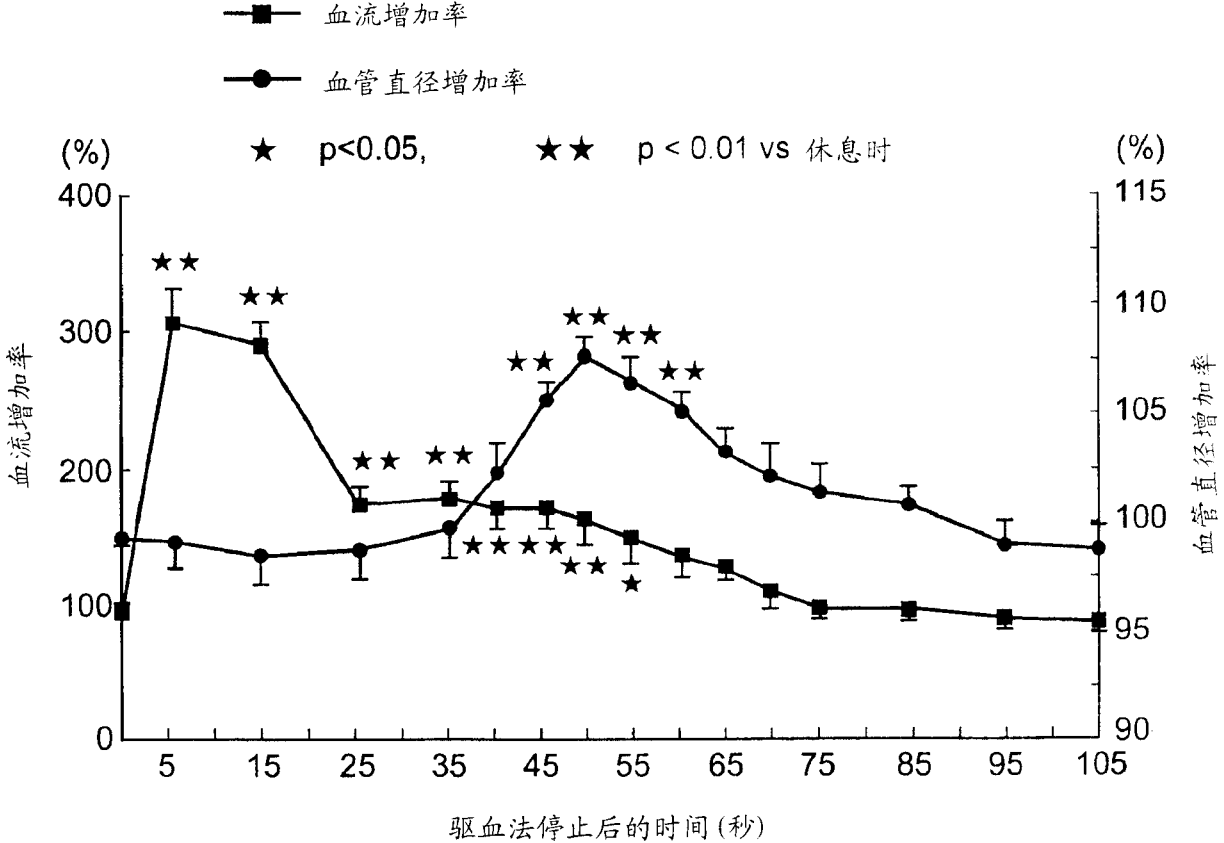


图 6 现有技术