



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525565 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201110355409. 1

(22) 申请日 2011. 11. 10

(30) 优先权数据

2010-251505 2010. 11. 10 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 宫地幸哉

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

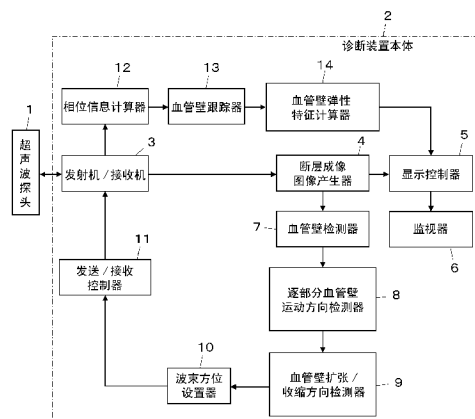
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置包括：超声波探头；检测器，用于基于在由发射机/接收机通过所述超声波探头向对象的血管发送并从所述对象的血管接收第一超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息，来检测在血管壁的长轴图像中与心跳相关联的所述血管壁的径向扩张/收缩的方向；控制器，用于控制所述发射机/接收机，以通过所述超声波探头发送和接收与所检测到的血管壁扩张/收缩方向相平行的第二超声波束；跟踪器，用于使用在发送和接收所述第二超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息和相位信息，来跟踪所述血管壁的运动；以及计算器，用于基于所跟踪的血管壁运动，计算所述血管壁的弹性特征。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头;

发射机/接收机,用于通过所述超声波探头向对象发送超声波束并从对象接收超声波束;

图像产生器,用于基于从所述超声波探头输出的接收信号,产生超声波图像;

血管壁扩张/收缩方向检测器,用于基于在通过所述超声波探头向所述对象的血管发送并从所述对象的血管接收第一超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息,来检测在血管壁的长轴图像中与心跳相关联的所述血管壁的径向扩张/收缩的方向;

发送/接收控制器,用于控制所述发射机/接收机,以通过所述超声波探头发送和接收与由所述血管壁扩张/收缩方向检测器所检测到的血管壁扩张/收缩方向相平行的第二超声波束;

血管壁跟踪器,用于使用在发送和接收所述第二超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息和相位信息,来跟踪所述血管壁的运动;以及

血管壁弹性特征计算器,用于基于由所述血管壁跟踪器跟踪的血管壁运动,计算所述血管壁的弹性特征。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,所述血管壁扩张/收缩方向检测器通过以下步骤检测所述血管壁扩张/收缩方向:基于在由所述发射机/接收机发送和接收所述第一超声波束时从所述超声波探头输出的接收信号的振幅信息,跟踪所述血管壁运动。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,所述血管壁扩张/收缩方向检测器基于在由所述发射机/接收机发送和接收所述第一超声波束时从所述超声波探头输出的接收信号的振幅信息,检测在血管腔和所述血管壁之间的边界,并将与所检测到的边界实质垂直的方向检测为所述血管壁扩张/收缩方向。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波诊断装置,其中,当所述血管壁在与心跳相关联的、垂直于所述血管壁扩张/收缩方向的方向上运动时,所述血管壁跟踪器使用与在所述运动之前和之后的相应位置相对应的接收信号的振幅信息和相位信息,来跟踪所述血管壁运动。

5. 一种超声波诊断方法,包括以下步骤:

通过超声波探头向对象的血管发送第一超声波束并从所述对象的血管接收所述第一超声波束;

基于在发送并接收所述第一超声波束时从所述超声波探头输出的接收信号的振幅信息,来检测在血管壁的长轴图像中与心跳相关联的所述血管壁的径向扩张/收缩的方向;

通过所述超声波探头向所述对象的血管发送与检测到的血管壁扩张/收缩方向相平行的第二超声波束,并从所述对象的血管接收与检测到的血管壁扩张/收缩方向相平行的第二超声波束;

使用在发送和接收所述第二超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息和相位信息,来跟踪所述血管壁的运动;以及

基于所跟踪的血管壁运动,计算所述血管壁的弹性特征。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断方法,其中,通过以下步骤检测所述血管壁扩张/

收缩方向：基于在发送和接收所述第一超声波束时从所述超声波探头输出的接收信号的振幅信息，跟踪所述血管壁运动。

7. 根据权利要求5所述的超声波诊断方法，其中，通过以下步骤检测所述血管壁扩张/收缩方向：基于在发送和接收所述第一超声波束时从所述超声波探头输出的接收信号的振幅信息，检测在血管腔和所述血管壁之间的边界，并将与所检测到的边界实质垂直的方向检测为所述血管壁扩张/收缩方向。

8. 根据权利要求5至7中任一项所述的超声波诊断方法，其中，当所述血管壁在与心跳相关联的、垂直于所述血管壁扩张/收缩方向的方向上运动时，使用与在所述运动之前和之后的相应位置相对应的接收信号的振幅信息和相位信息，来跟踪所述血管壁运动。

9. 根据权利要求5所述的超声波诊断方法，其中，基于在发送和接收所述第一超声波束时从所述超声波探头输出的接收信号，产生超声波图像。

超声波诊断装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和超声波诊断方法,且具体地,涉及用于测量血管壁的弹性特征的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

背景技术

[0002] 传统上,在医疗领域中采用使用超声波图像的超声波诊断装置。总体而言,这种类型的超声波诊断装置包括具有内置传感器阵列的超声波探头以及连接到该超声波探头的装置本体。超声波探头向对象发送超声波,从对象接收超声回波,以及装置本体对接收信号进行电子处理,以产生超声波图像并获得与疾病相关的各种信息。

[0003] 要进行超声波检查的对象部位随着疾病的类型而变化:在循环系统疾病(例如脑梗塞)的情况下,试验性地检查颈动脉,因为斑(plaque)易于在此处发展。在这种对颈动脉的超声波检查中,测量斑的厚度以及血管壁的弹性特征,以获得与例如血管狭窄的发展程度以及斑破裂的容易程度相关的信息。为了精确地获得这种信息,优选地允许超声波束以直角入射血管壁,以精确地检测在心脏跳动时发生在血管壁中的小变化。然而,由于颈动脉通常不与斑易于发展的位置处的体表平行(总颈动脉在此处分为内颈动脉和外颈动脉),因此让超声波束以直角入射血管壁是一项困难的任务。

[0004] 例如,JP 2001-299752 A 描述了一种超声波诊断装置,其中,为了选择被反射的超声回波表现出最大振幅的方向作为超声波束以直角入射血管壁的方向,操纵超声波束以沿各种方向发送超声波束。

[0005] JP 2005-074146 A 描述了一种超声波诊断装置,其中,操纵超声波束以通过血管的中心,使得超声波束以直角与血管相交。

发明内容

[0006] JP 2001-299752 A 中所述的超声波诊断装置根据获得的最大振幅来判断超声波束是否以直角入射血管壁,且因此允许在血管具有一致的壁厚的情况下对超声波束以直角入射血管壁的方向进行精确的选择。然而,在由于例如斑使得血管厚度不一致的情况下,在斑周围的血管壁中形成了斜面,且作为超声波束以直角入射斜面的结果的超声回波也表现出最大振幅。因此,使得基于来自颈动脉的回波对血管壁的弹性特征进行高精度度测量是不可能的。

[0007] JP 2005-074146 A 中所述的超声波诊断装置通过用与血管壁接触的圆对血管壁进行近似,来确定血管的中心。因此,在血管具有一致的壁厚的情况下,可以将超声波束定向为与血管壁以直角相交。然而,在其厚度不一致的血管壁中或沿着血管的中心轴所取的截面中,难以确定血管的中心,并且因此,不能基于来自颈动脉的回波来精确测量血管壁的弹性特征。

[0008] 本发明的目的是提供一种超声波诊断装置和方法,其解决了以前的这些问题,并且可以用高精度度来测量血管壁的弹性特征。

- [0009] 根据本发明的超声波诊断装置包括：
- [0010] 超声波探头；
- [0011] 发射机 / 接收机, 用于通过所述超声波探头向对象发送超声波束并从对象接收超声波束；
- [0012] 图像产生器, 用于基于从所述超声波探头输出的接收信号, 产生超声波图像；
- [0013] 血管壁扩张 / 收缩方向检测器, 用于基于在通过所述超声波探头向所述对象的血管发送并从所述对象的血管接收第一超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息, 来检测在血管壁的长轴图像中与心跳相关联的所述血管壁的径向扩张 / 收缩的方向；
- [0014] 发送 / 接收控制器, 用于控制所述发射机 / 接收机, 以通过所述超声波探头发送和接收与由所述血管壁扩张 / 收缩方向检测器所检测到的血管壁扩张 / 收缩方向相平行的第二超声波束；
- [0015] 血管壁跟踪器, 用于使用在发送和接收所述第二超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息和相位信息, 来跟踪所述血管壁的运动；以及
- [0016] 血管壁弹性特征计算器, 用于基于由所述血管壁跟踪器跟踪的血管壁运动, 计算所述血管壁的弹性特征。
- [0017] 根据本发明的超声波诊断方法包括以下步骤：
- [0018] 通过超声波探头向对象的血管发送第一超声波束并从所述对象的血管接收所述第一超声波束；
- [0019] 基于在发送并接收所述第一超声波束时从所述超声波探头输出的接收信号的振幅信息, 来检测在血管壁的长轴图像中与心跳相关联的所述血管壁的径向扩张 / 收缩的方向；
- [0020] 通过所述超声波探头向所述对象的血管发送与检测到的血管壁扩张 / 收缩方向相平行的第二超声波束, 并从所述对象的血管接收与检测到的血管壁扩张 / 收缩方向相平行的第二超声波束；
- [0021] 使用在发送和接收所述第二超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息和相位信息, 来跟踪所述血管壁的运动；以及
- [0022] 基于所跟踪的血管壁运动, 计算所述血管壁的弹性特征。

附图说明

- [0023] 图 1 是示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的框图。
- [0024] 图 2 是表示根据实施例 1 的超声波诊断装置的操作的流程图。
- [0025] 图 3 是示出了如何向正在扩张和收缩的血管壁发送第一超声波束的视图。
- [0026] 图 4 是示出了如何在血管壁扩张和收缩的方向上发送第二超声波束的视图。
- [0027] 图 5 是示出了在一次心跳中的反射点的位置变化的图。
- [0028] 图 6A 是示出了在一次心跳中的反射点 R1 和 R2 之间的厚度变化的图, 且图 6B 是示出了在一次心跳中的反射点 R2 和 R3 之间的厚度变化的图。
- [0029] 图 7 是示出了由斑引起的应变的图像的视图。
- [0030] 图 8 是示出了根据实施例 2 的超声波诊断装置的框图。

[0031] 图 9 是示出了在实施例 3 中如何发送第一超声波束和第二超声波束的视图。

具体实施方式

[0032] 下面将基于附图描述本发明的实施例。

[0033] 实施例 1

[0034] 图 1 示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的配置。超声波诊断装置包括用于发送和接收超声波的超声波探头 1 以及连接到超声波探头 1 的诊断装置本体 2。诊断装置本体 2 通过超声波探头 1 控制超声波的发送和接收,基于获取的接收信号,产生表示超声波图像的图像数据,计算血管壁的弹性特征,以及显示应变图像。

[0035] 超声波探头 1 是与对象接触的具有例如凸面扫描类型、线性扫描类型、或扇面扫描类型的探头。超声波探头 1 包括一维或二维排列的多个超声波传感器。超声波传感器基于被施加的致动信号向对象发送超声波,并接收从对象反射的超声回波以输出接收信号。

[0036] 每个超声波传感器由振荡器构成,该振荡器包括压电体以及在压电体两端提供的电极,压电体由例如以 PZT(锆钛酸铅,lead zirconate titanate) 为代表的压电陶瓷或以 PVDF(聚偏(二)氟乙烯,polyvinylidene difluoride) 为代表的压电聚合物制成。将脉冲的或连续波的电压施加到振荡器的电极引起压电体收缩。该收缩引起振荡器产生脉冲的或连续波的超声波,将超声波结合以形成超声波束。在接收到传播中的超声波时,振荡器收缩以产生电信号。输出该电信号,作为超声波的接收信号。

[0037] 诊断装置本体 2 包括连接到超声波探头 1 的发射机 / 接收机 3。发射机 / 接收机 3 连接到断层成像图像产生器 4,图像产生器 4 进而经由显示控制器 5 连接到监视器 6。断层成像图像产生器 4 按次序经由血管壁检测器 7、逐部分血管壁运动方向检测器 8、血管壁扩张 / 收缩方向检测器 9、以及波束方位设置器 10 连接到发送 / 接收控制器 11。发送 / 接收控制器 11 连接到发射机 / 接收机 3。发射机 / 接收机 3 还按次序连接到相位信息计算器 12、血管壁跟踪器 13、以及血管壁弹性特征计算器 14。血管壁弹性特征计算器 14 连接到显示控制器 5。

[0038] 发送 / 接收控制器 11 顺序设置超声波探头 1 的超声波束发送和超声回波接收的方向,且具有用于根据已设置的发送方向选择发送延迟模式的发送控制功能以及用于根据已设置的接收方向选择接收延迟模式的接收控制功能。

[0039] 发送延迟模式是分配给相应超声波传感器的致动信号的延迟时间模式,以使用从超声波探头 1 的多个超声波传感器发送的超声波来形成具有期望方向的超声波束;接收延迟模式是分配给相应超声波传感器的接收信号的延迟时间模式,以使用多个超声波传感器接收的超声波来提取从期望方向传播而来的超声回波。在发送 / 接收控制器 11 中存储多个发送延迟模式和多个接收延迟模式,且酌情选择并使用。

[0040] 发射机 / 接收机 3 并入了发送电路和接收电路。发送电路包括多个信道,并产生被施加到超声波探头 1 的多个超声波传感器的多个致动信号。在该过程中,基于由发送 / 接收控制器 11 选择的发送延迟模式,可以给予致动信号以相应的延迟。在将信号供应给超声波探头 1 之前,发送电路可以调整致动信号的延迟量,使得从多个超声波传感器供应的超声波形成超声波束,或者可以向超声波探头 1 供应多个致动信号,使得同时从多个超声波传感器发送的超声波到达对象的整个成像区域。

[0041] 发射机 / 接收机 3 的接收电路包括多个信道,以接收并放大从多个相应超声波传感器输出的多个模拟接收信号,并将该信号转换为数字接收信号。在该过程中,发射机 / 接收机 3 基于由发送 / 接收控制器 11 所选的接收延迟模式,提供具有相应延迟的多个接收信号,并将接收信号相加以执行接收调焦处理。通过该接收调焦处理,产生声线信号(声线数据),其中,使超声回波的焦点会聚。

[0042] 接下来,声线数据通过例如以下方式经历包络检测处理:低通滤波处理,之后是根据取决于超声波反射位置深度的距离,使用 STC(灵敏度时间增益控制)进行的衰减校正。

[0043] 将这样处理过的声线数据顺序地存储在数据存储器中,该数据存储器具有用于累积多个帧的声线数据的充足存储器容量。由于具有图像数据产生功能,向接收电路输入以实时模式直接供应的声线数据和以冻结模式(freeze mode)从数据存储器供应的声线数据,并对这些声线数据执行预处理(如,对数压缩和增益调整),以产生图像数据,将该图像数据输出至断层成像图像产生器 4。

[0044] 断层成像图像产生器 4 通过光栅转换,将从发射机 / 接收机 3 的接收电路供应的超声波图像的图像数据转换为与普通电视信号扫描方法兼容的图像数据,并在将该数据供应到显示控制器 5 之前,执行必要的图像处理,如,层次处理(gradation processing)。此外,断层成像图像产生器 4 向血管壁检测器 7 供应超声波图像的图像数据。

[0045] 显示控制器 5 基于从断层成像图像产生器 4 供应的图像数据,引起监视器 6 显示超声波诊断图像。监视器 6 包括显示设备(例如 LCD),并在显示控制器 5 的控制下显示超声波诊断图像。

[0046] 血管壁检测器 7 通过例如对断层成像图像产生器 4 供应的图像数据进行图像处理,来检测血管壁的位置。逐部分血管壁运动方向检测器 8 将由血管壁检测器 7 检测到的超声波图像中的血管壁划分为多个部分,并基于逐帧变化的每个划分部分的位置,来检测每个血管壁部分与心跳关联运动的方向。通过例如模式匹配方法来检测每个血管壁部分的运动方向。血管壁扩张 / 收缩方向检测器 9 基于由血管壁运动方向检测器 8 检测到的每个血管壁部分的运动方向,在与心跳相关联的径向上检测血管壁的扩张 / 收缩的方向。波束方位设置器 10 设置超声波束的方位,使得:与血管壁扩张 / 收缩方向检测器 9 检测到的血管壁扩张 / 收缩方向相平行地发送超声波束。

[0047] 发送 / 接收控制器 11 设置发送延迟模式,使得超声波探头 1 在由波束方位设置器 10 设置的方向上发送超声波束,且向发射机 / 接收机 3 输出发送延迟模式。超声波探头 1 基于由发送控制器 11 设置的发送延迟模式,与血管壁扩张 / 收缩方向相平行地发送超声波束。

[0048] 经由发射机 / 接收机 3 向相位信息计算器 12 输入在平行于血管扩张 / 收缩方向的超声波束发送和接收中产生的来自超声波探头 1 的接收信号。相位信息计算器 12 基于来自发射机 / 接收机 3 的接收信号,计算相位信息。

[0049] 血管壁跟踪器 13 使用经由相位信息计算器 12 输入的接收信号的振幅信息和相位信息,以精确地跟踪血管壁的运动。可以通过例如在 JP 3652791 B 中描述的方法来执行该跟踪。

[0050] 血管壁弹性特征计算器 14 基于由血管壁跟踪器 13 跟踪的血管壁运动,计算血管壁的弹性特征,产生应变图像数据,并通过显示控制器 5 允许监视器 6 显示应变图像。

[0051] 接下来,将参照图 2 的流程图来描述实施例 1 的操作。

[0052] 首先,如图 3 所示,当在步骤 S1 中将超声波探头 1 置于与体表 S 相接触时,超声波探头 1 响应于来自诊断装置本体 2 的发射机 / 接收机 3 的发送电路的致动信号,在垂直于体表 S 的方向上发送第一超声波束。从超声波探头 1 发送的第一超声波束沿着血管 V 的长轴入射血管 V,并由血管壁对其进行反射,使得其超声回波由超声波探头 1 的多个超声波传感器接收到。从超声波探头 1 向发射机 / 接收机 3 的接收电路输出与接收到的超声回波相对应的接收信号,并由接收电路对其进行数字化,据此,基于每帧中的数字信号的强度(振幅)产生沿着血管 V 的长轴的断层成像图像的图像数据。将如此产生的断层成像图像的图像数据从发射机 / 接收机 3 输出到断层成像图像产生器 4。

[0053] 在步骤 S2 中,进入断层成像图像产生器 4 的沿着血管 V 的长轴的图像数据经历必需的图像处理(如层次处理),并被输出至显示控制器 5,使得监视器 6 显示血管 V 的长轴断层成像图像。断层成像图像产生器 4 向血管壁检测器 7 输出长轴断层成像图像的图像数据。在步骤 S3,血管壁检测器 7 使用所输入的长轴断层成像图像的图像数据中的血管壁和血管腔之间的振幅的差,来识别血管壁的位置,且在步骤 S4 中,在血管壁的已识别出的位置中设置用于模式匹配的关注区域(ROI)。具体地,在将长轴断层成像图像转换为模糊图像之后,血管壁检测器 7 基于在长轴断层成像图像中血管腔的振幅小于血管壁的振幅这一事实,执行二值化处理(binartization processing),并通过将离黑白边缘部分例如大约 2mm 的深度范围认为是血管壁,在每帧中设置关注区域。

[0054] 将已设置了关注区域的长轴断层成像图像的图像数据从血管壁检测器 7 输出至逐部分血管壁运动方向检测器 8。如图 3 所示,逐部分血管壁运动方向检测器 8 使用已设置了关注区域的长轴断层成像图像,将关注区域划分为多个部分 P。由于血管壁随着心跳在径向上扩张和收缩,因此关注区域中的部分 P 在每帧中的位置变化。在步骤 S5 中,逐部分血管壁运动方向检测器 8 通过模式匹配方法,检测在关注区域中每帧变化的每个部分 P 的运动矢量。换言之,逐部分血管壁运动方向检测器 8 获得与心跳相关联的每个部分 P 的位置变化的方向,作为运动矢量。

[0055] 逐部分血管壁运动方向检测器 8 向血管壁扩张 / 收缩方向检测器 9 输出血管壁的每个部分 P 的运动矢量。在步骤 S6 中,血管壁扩张 / 收缩方向检测器 9 将血管壁的部分 P 的运动矢量求平均,或使用某种其他方法,获得与心跳相关联的径向血管壁扩张 / 收缩方向。将如此获得的血管壁扩张 / 收缩方向从血管壁扩张 / 收缩方向检测器 9 输出到波束方位设置器 10,据此,波束方位设置器 10 设置第二超声波束的方向,使得超声波探头 1 与扩张 / 收缩方向相平行地发送第二超声波束。将第二超声波束的所设置的方位从波束方位设置器 10 输出到发送 / 接收控制器 11,发送 / 接收控制器 11 进而基于第二超声波束的方位设置发送延迟模式。将发送延迟模式从发送控制器 11 输出到发射机 / 接收机 3 的发送电路,且发送电路基于发送延迟模式向超声波探头 1 供应致动信号。从而在步骤 S7 中,超声波探头 1 发送第二超声波束,如图 4 所示,第二超声波束被操纵为在与血管壁扩张 / 收缩方向相平行的方向上。

[0056] 从而,由于基于使用第一超声波束获得的血管壁振幅信息,将发送第二超声波束的方位设置为与血管壁扩张 / 收缩方向相平行,因此即使在血管厚度由于例如斑而不一致时,也可以将第二超声波束操纵为与血管壁扩张 / 收缩方向相平行。

[0057] 从超声波探头 1 发送的被操纵为与血管壁扩张 / 收缩方向相平行的第二超声波束在位于例如具有不同特征（如，血管壁中的弹性特征）的组织之间的分界面中的反射点被反射。假定例如如图 4 所示，来自超声波探头 1 的入射到在血管壁的较远侧形成的斑中的第二超声波束在血管壁上的反射点 R1 至 R5 处被反射，则由超声波探头 1 接收来自反射点 R1 至 R5 的超声回波。将与由超声波探头 1 接收到的来自反射点 R1 至 R5 的超声回波相对应的接收信号从超声波探头 1 输出到发射机 / 接收机 3 的接收电路，据此，接收电路将接收信号数字化，并获得其振幅信息，将振幅信息从发射机 / 接收机 3 输出到相位信息计算器 12。相位信息计算器 12 计算与来自反射点 R1 至 R5 的超声回波相对应的接收信号的相位信息，并向血管壁跟踪器 13 供应振幅信息和相位信息。在步骤 S8 中，血管壁跟踪器 13 精确地跟踪血管壁上的反射点 R1 至 R5 的帧间运动。通过跟踪，如图 5 所示获得在例如一次心跳中反射点 R1 至 R5 的位置上的变化。

[0058] 将血管壁中的反射点 R1 至 R5 的所跟踪的运动从血管壁跟踪器 13 输出到血管壁弹性特征计算器 14，血管壁弹性特征计算器 14 基于血管壁中的反射点 R1 至 R5 的所跟踪的运动，提取在相邻反射点之间的位置（相位）差，以计算厚度并获得随时间变化的厚度波形。例如如图 6A 所示，使用针对一次心跳的、反射点 R1 和 R2 之间的位置差，来获得表示在这些反射点之间的厚度随时间变化的波形，且如图 6B 所示，使用针对一次心跳的、反射点 R2 和 R3 之间的位置差来获得表示在这些反射点之间的厚度随时间变化的波形。基于所获得的各自表示相邻反射点之间的随时间变化的厚度的波形，使用以下公式 (1) 来计算在血管壁径向上相邻反射点之间发生的应变变量 ϵ_i ：

$$[0059] \quad \epsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \quad (1)$$

[0060] 其中， h_{di} 是在血管壁最厚时，接近心脏扩张期的结束时相邻反射点之间的厚度； Δh_i 是在一次心跳期间厚度最小时，在心脏收缩期中相邻反射点之间的厚度的最大变化。基于公式 (1)，将图 6A 的反射点 R1 和 R2 之间的 Δh_1 与图 6B 的反射点 R2 和 R3 之间的 Δh_2 进行比较表明 Δh_2 大于 Δh_1 ，意味着在反射点 R1 和 R2 之间的组织比在反射点 R2 和 R3 之间的组织更硬。从而，在步骤 S9 中，由血管壁弹性特征计算器 14 来计算应变变量，作为血管壁弹性特征。

[0061] 随后，在步骤 S10 中通过图像处理，通过显示控制器 5 的中介，在监视器 6 上显示应变图像，借助所述图像处理，在彩色图中向血管 V 中的相邻反射点之间的应变变量分配对应颜色。例如如图 7 所示的应变图像包含位于斑的中心处、具有较大应变的部分 C，表明斑的中心部分 C 包含比周围部分更柔软的大量脂质。

[0062] 本实施例允许第二超声波束以平行于血管壁的方向入射血管，使得对小相位改变进行高精度测量成为可能。此外，所获得的精确的弹性特征为临床医学提供了不能从断层成像图像中获知的有用信息。

[0063] 可以获得的弹性特征包括：弹性系数、应变率以及刚度参数，且应变图像可以包含这些中的任一项。

[0064] 使用例如以下公式 (2) 和 (3) 来获得弹性系数，弹性系数可以是在血管径向上的弹性系数 E_{ri} 或在圆周方向上的弹性系数 $E_{\theta i}$ ：

$$[0065] \quad E_{ri} = \Delta p / (\Delta h_i / h_{di}) \quad (2)$$

$$[0066] \quad E_{\theta i} = (r_d / h_d + 1) \Delta p / 2 (\Delta h_i / h_{di}) \quad (3)$$

[0067] 其中 r_d 是接近心跳扩张期的结束时血管的内半径, h_d 是接近心脏扩张期的结束时的血管壁厚度, h_{di} 是接近心脏扩张期的结束时相邻反射点之间的厚度, Δh_i 是在心脏收缩期中相邻反射点之间的厚度的最大变化, Δp 是在心脏收缩期中的血压和接近心脏扩张期的结束时的血压之间的差。

[0068] 可以使用在心脏收缩期中相邻反射点之间的厚度的最大变化 Δh_i 以及从接近心脏扩张期的结束到心脏收缩期的时间 ΔT , 根据以下公式 (4) 来获得应变率 SR_i :

$$[0069] \quad SR_i = \Delta h_i / \Delta T \quad (4)$$

[0070] 为了获得刚度参数 β , 首先获得最大血管直径 D_s 和最小血管直径 D_d , 作为血管直径 D 改变, 以及通过测量血压, 获得最大血压读数 P_s 和最小血压读数 P_d , 并将这些值代入以下公式 (5) 中:

$$[0071] \quad \beta = \{\text{Log}(P_s/P_d)\} / (D_s/D_d - 1) \quad (5)$$

[0072] 实施例 2

[0073] 图 8 示出了根据实施例 2 的超声波诊断装置的配置。该超声波诊断装置使用诊断装置本体 21, 而不是如图 1 所示的实施例 1 的诊断装置本体 2。在诊断装置本体 21 中, 在断层成像图像产生器 4 和血管壁扩张 / 收缩方向检测器 9 之间依次提供血管壁边界检测器 22 和垂直矢量计算器 23, 取代在实施例 1 中的诊断装置本体 2 中提供的血管壁检测器 7 和逐部分血管壁运动方向检测器 8。

[0074] 如实施例 1 一样, 超声波探头 1 向对象的血管发送第一超声波束并从对象的血管接收第一超声波束, 且断层成像图像产生器 4 将基于从超声波探头 1 输出的接收信号所产生的长轴断层成像图像的图像数据输入至血管壁边界检测器 22。血管壁边界检测器 22 使用在所输入的长轴断层成像图像的图像数据中的血管腔和血管壁之间的振幅差, 来检测在它们之间的边界, 并在检测到的边界上设置多个点。将在边界上设置有点的长轴断层成像图像的图像数据输出到垂直矢量计算器 23, 然后垂直矢量计算器 23 计算在边界上设置的点处的垂直于边界的单位矢量。血管壁扩张 / 收缩方向检测器 9 将由垂直矢量计算器 23 计算的在边界上设置的点处的单位矢量相加, 并获得实质上垂直于边界的方向, 以检测血管壁扩张 / 收缩方向。

[0075] 基于这样检测到的血管扩张 / 收缩方向, 设置第二超声波束的方位, 且由超声波探头 1 来发送和接收第二超声波束。随后, 基于使用第二超声波束获得的来自血管壁上的接收点的接收信号, 血管壁跟踪器 13 精确地跟踪血管壁上的反射点的运动, 以获得与心跳相关联的血管壁中的反射点的位置变化。基于反射点的位置变化, 血管壁弹性特征计算器 14 计算在相邻反射点之间的各个厚度, 并计算随时间变化的波形, 以使用随时间变化的波形来获得血管壁弹性特征。

[0076] 本实施例能够精确地测量小的相位改变, 并获得不能从断层成像图像中准确了解的用于临床医学的有用信息。此外, 由于通过将垂直于边界的单位矢量相加来检测血管壁扩张 / 收缩方向, 即使在由心跳引起的血管壁的运动不垂直于血管壁时, 也能够精确地检测血管壁扩张 / 收缩方向。

[0077] 实施例 3

[0078] 如图 9 所示, 在血管壁随着心脏跳动不仅在径向上扩张和收缩, 还在垂直于扩张 / 收缩方向的方向上运动时, 可以通过使用根据实施例 2 的超声波诊断装置并通过使用与运

动之前和之后的位置相对应的接收信号的振幅信息和相位信息,获得血管壁扩张/收缩方向,来实现对血管壁的跟踪。

[0079] 首先,如实施例 2 一样,超声波探头 1 向对象的血管 V 发送第一超声波束,并从对象的血管 V 接收第一超声波束,且血管壁边界检测器 22 基于从超声波探头 1 输出的接收信号的振幅信息,来检测血管腔和血管壁之间的边界,并在边界上设置多个点。随后,垂直矢量计算器 23 计算在边界上的点处的垂直于边界的单位矢量,同时血管壁扩张/收缩方向检测器 9 将边界上的点处的单位矢量相加,以检测血管壁扩张/收缩方向。

[0080] 基于这样检测到的血管壁扩张/收缩方向,设置第二超声波束的方位,据此,超声波探头 1 发送由与血管壁扩张/收缩方向平行的多个扫描线构成的第二超声波束。假如如图 9 所示,在心脏跳动时,血管壁扩张/收缩并还在纵向上运动,且因此血管壁的给定部分从位置 P1 运动到位置 P2,使得在运动之前的位置 P1 位于第二超声波束的扫描线 L1 上,且在运动之后的位置 P2 位于第二超声波束的扫描线 L2 上。由超声波探头 1 接收在运动之前和之后在血管壁的给定部分处反射的超声回波,超声波探头 1 通过发射机/接收机 3 和相位信息计算器 12 向血管壁跟踪器 13 供应与超声回波相对应的接收信号。

[0081] 血管壁跟踪器 13 基于从接收信号获取的振幅信息和相位信息,精确地跟踪血管壁运动,以获得与心跳相关联的血管壁的位置变化。基于从接收信号获取的振幅信息和相位信息,精确地跟踪例如如图 9 所示的血管壁的给定位置的帧间运动,以分别获得在运动之前和之后的位置 P1 和位置 P2,同时获得第二超声波束的扫描线中分别穿过位置 P1 和 P2 的扫描线 L1 和 L2。随后,基于根据第二超声波束的扫描线 L1 获得的接收信号和根据第二超声波束的扫描线 L2 获得的接收信号,根据在运动之前的血管壁的给定部分的位置 P1 和在运动之后的血管壁的给定部分的位置 P2 之间的相位差,计算在点 P1 和 P2 之间的扩张/收缩方向上发生的位置变化。从而,血管壁跟踪器 13 基于根据第二超声波束的扫描线中与在运动之前和之后的血管壁的部分的相应位置相对应的扫描线所获得的接收信号的相位,计算与心跳相关联的血管扩张/收缩方向上的位置变化。针对血管壁上的多个反射点执行相同的跟踪,以获得与例如一次心跳相对应的反射点的扩张/收缩方向上发生的位置变化。

[0082] 基于由血管壁跟踪器 13 获得的血管壁扩张/收缩方向上发生的反射点的位置变化,血管壁弹性特征计算器 14 计算在相邻反射点之间的各个厚度,并计算随时间变化的波形,以使用随时间变化的波形来获得血管壁弹性特征。

[0083] 本实施例使得即使在血管壁沿血管的轴向运动时也能高精度地测量小的相位改变。

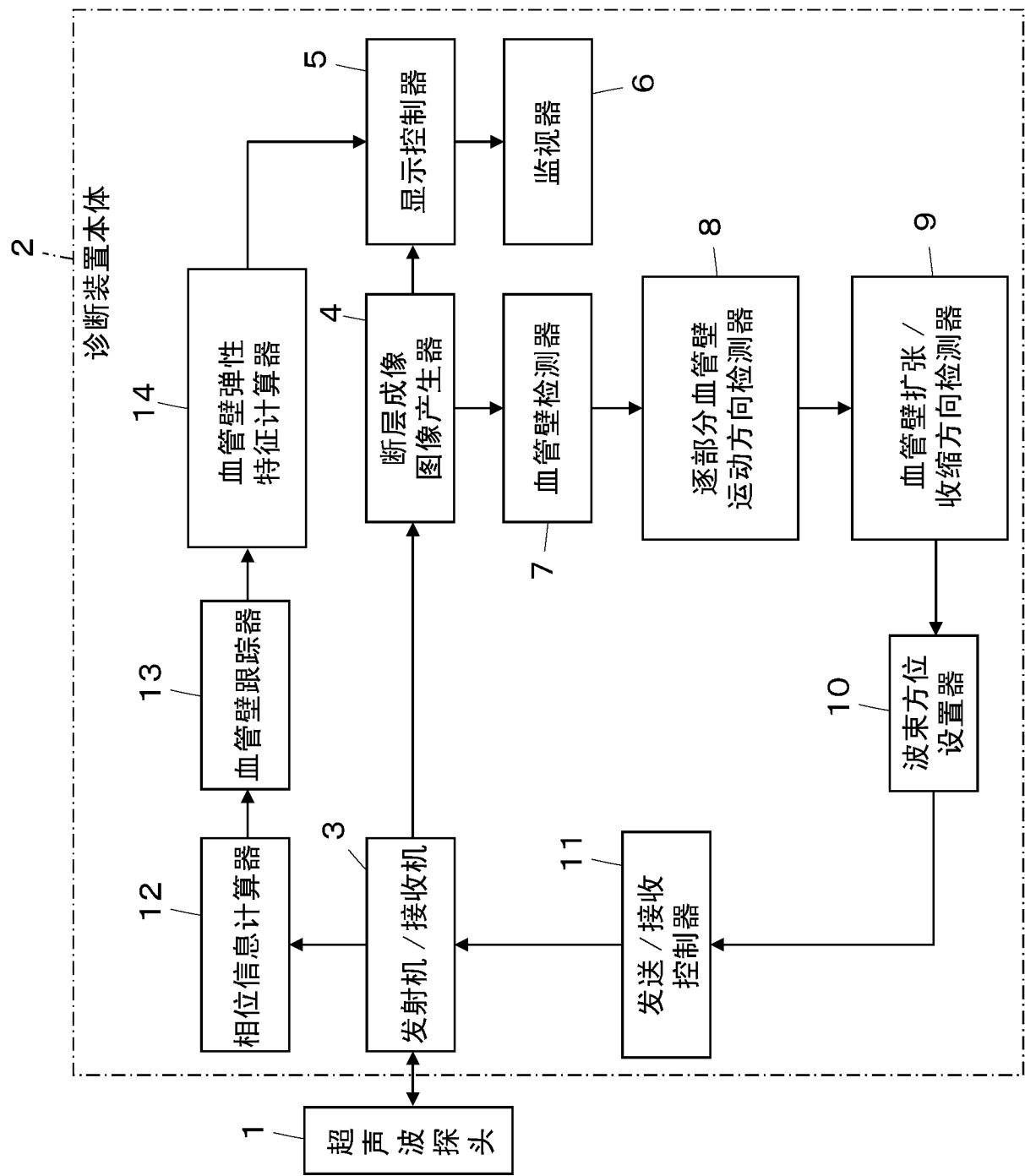


图 1

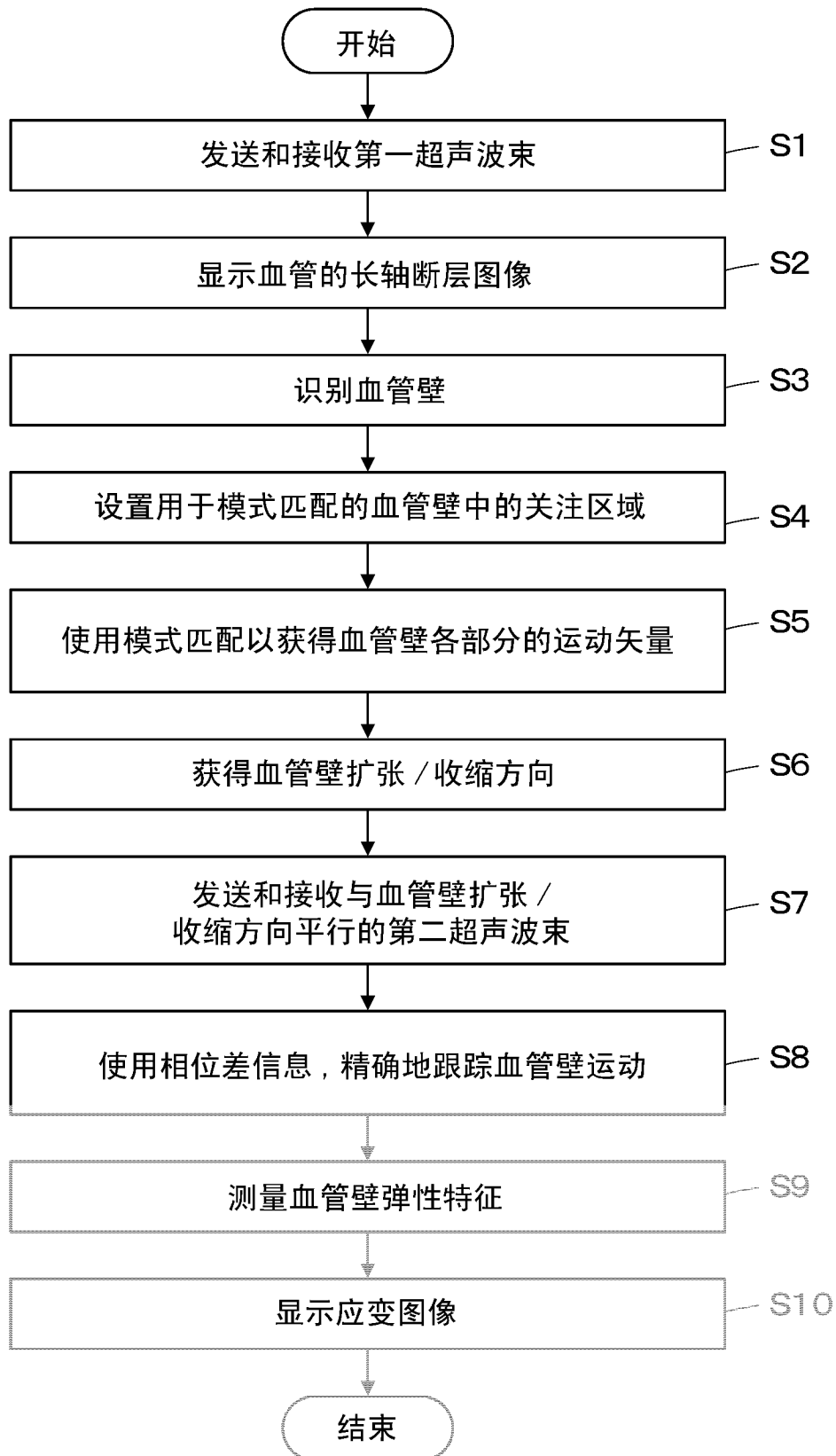


图 2

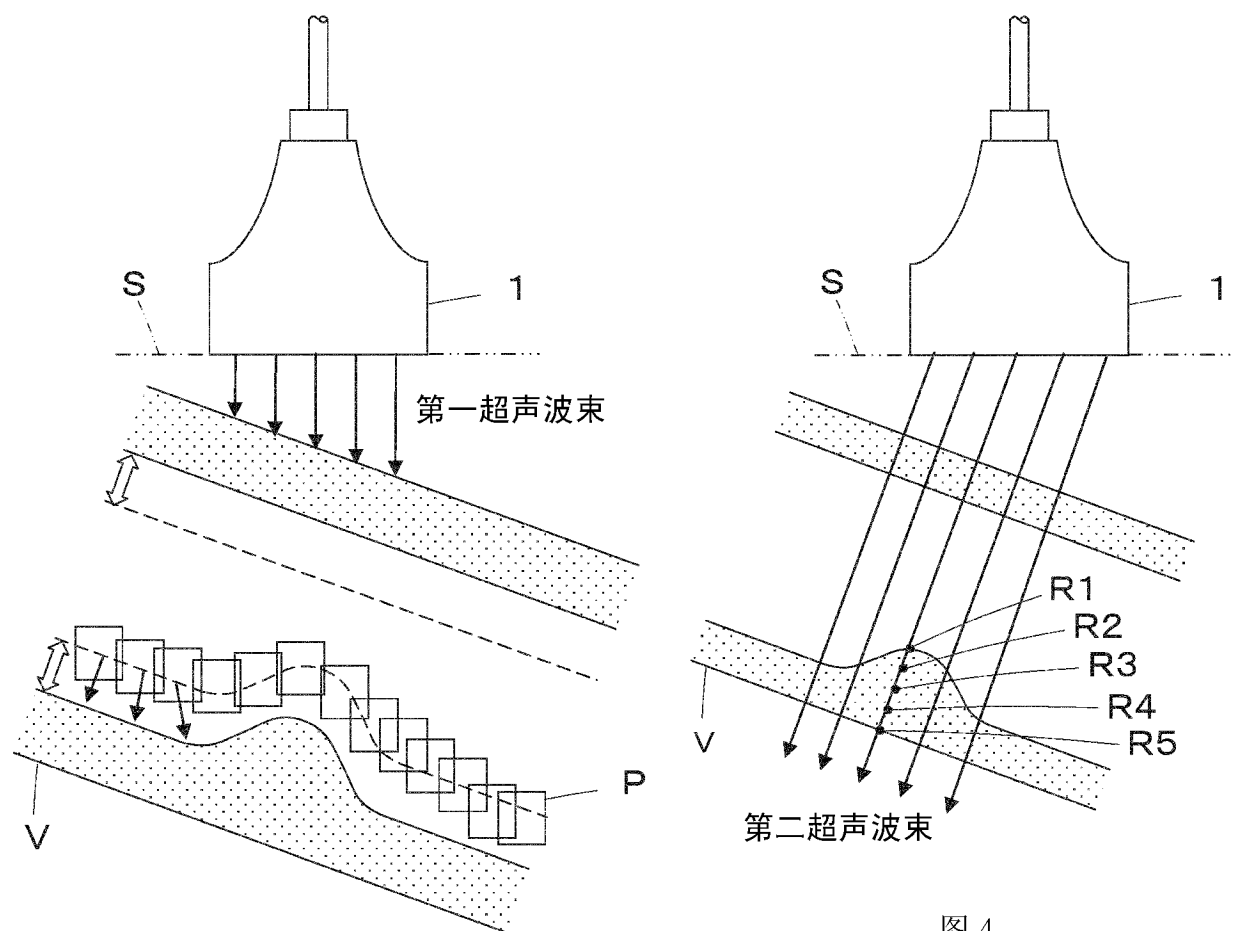


图 3

图 4

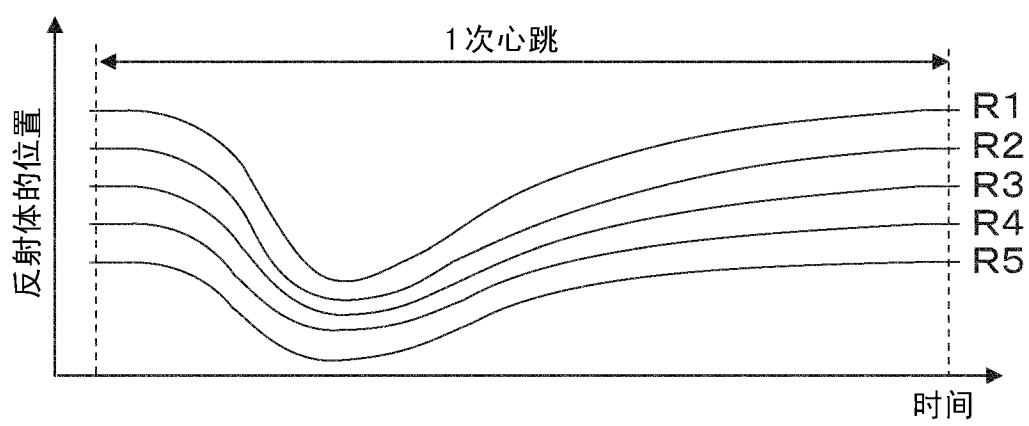


图 5

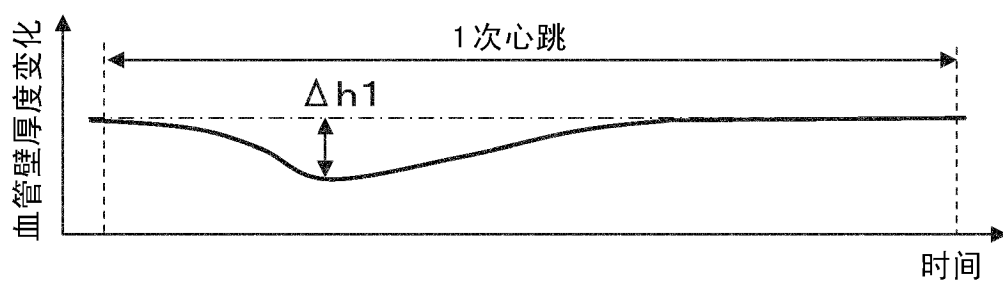


图 6A

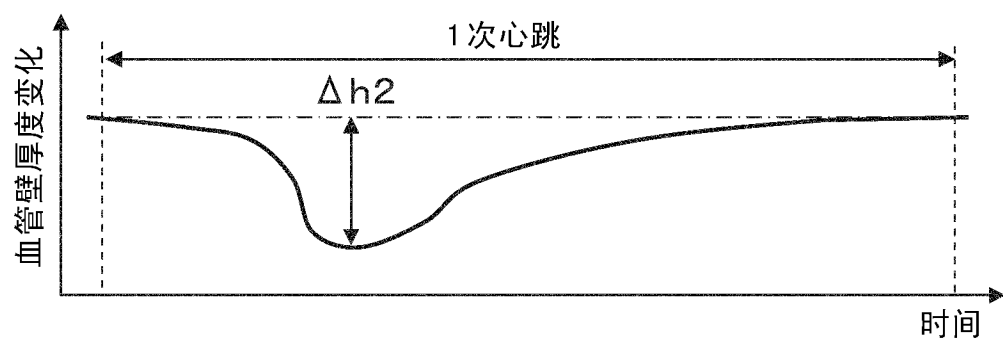


图 6B

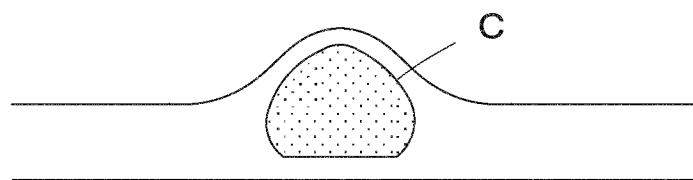


图 7

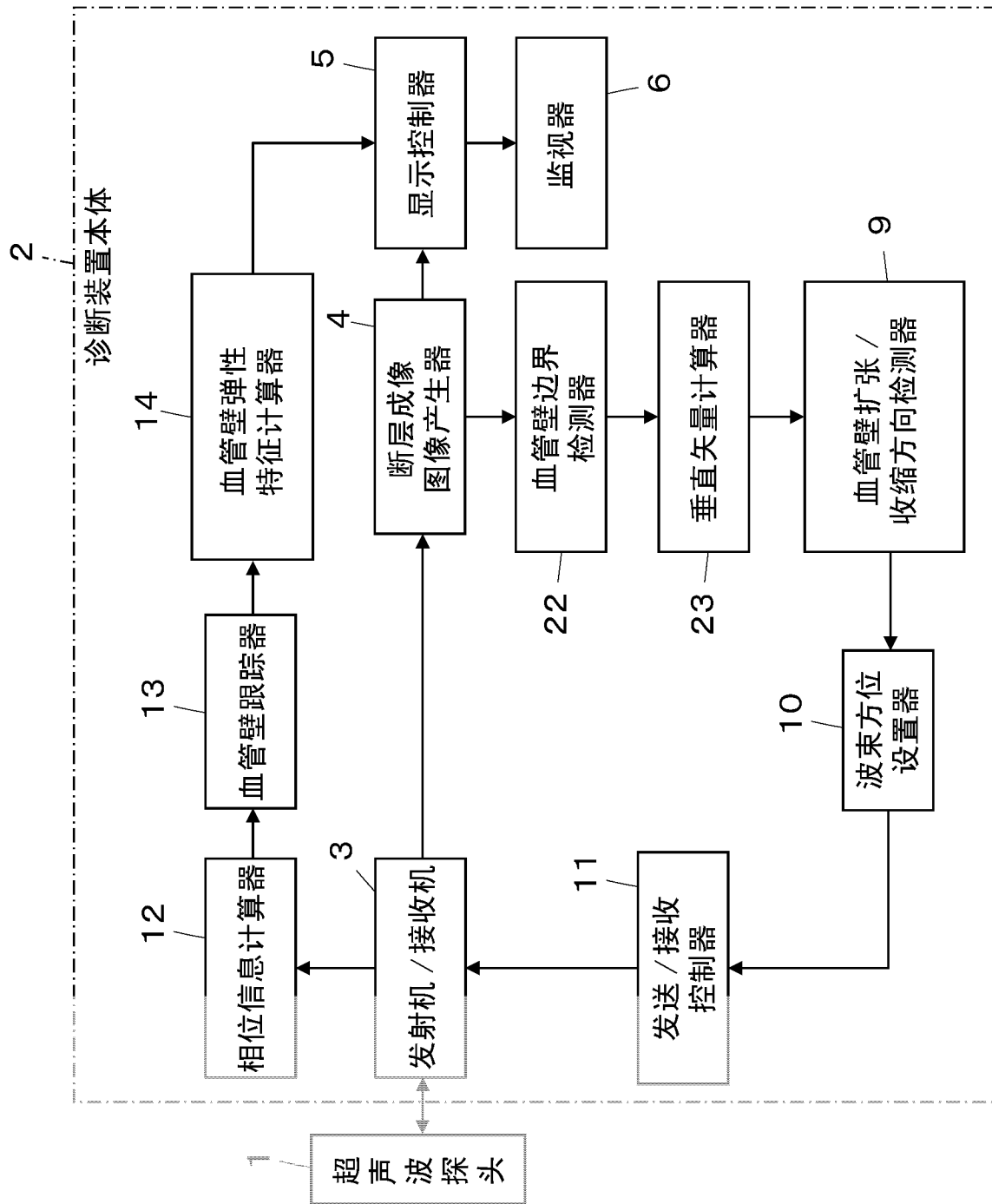


图 8

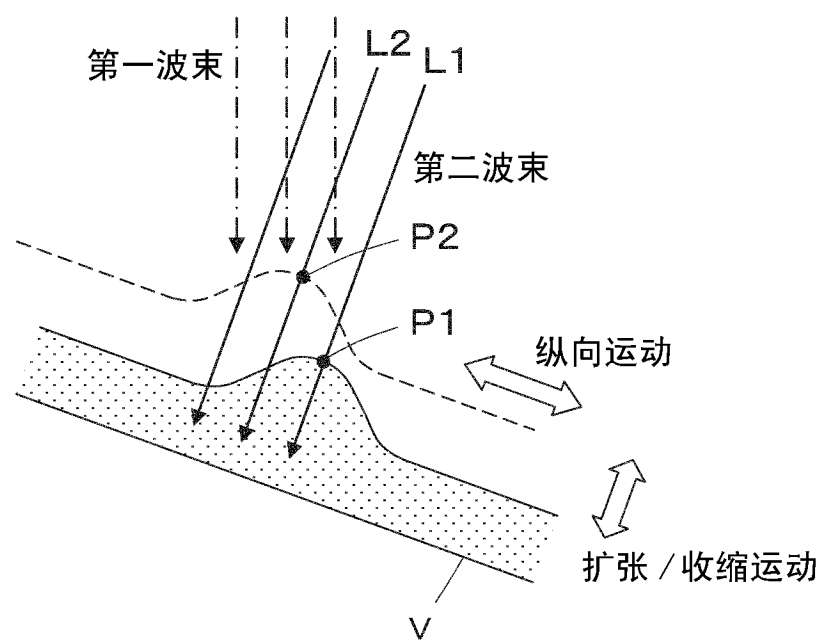


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置和方法		
公开(公告)号	CN102525565A	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN201110355409.1	申请日	2011-11-10
[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		
发明人	宫地幸哉		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0891		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010251505 2010-11-10 JP		
其他公开文献	CN102525565B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置包括：超声波探头；检测器，用于基于在由发射机/接收机通过所述超声波探头向对象的血管发送并从所述对象的血管接收第一超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息，来检测在血管壁的长轴图像中与心跳相关联的所述血管壁的径向扩张/收缩的方向；控制器，用于控制所述发射机/接收机，以通过所述超声波探头发送和接收与所检测到的血管壁扩张/收缩方向相平行的第二超声波束；跟踪器，用于使用在发送和接收所述第二超声波束时从所述超声波探头输出的所述接收信号的振幅信息和相位信息，来跟踪所述血管壁的运动；以及计算器，用于基于所跟踪的血管壁运动，计算所述血管壁的弹性特征。

