



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102670254 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 19

(21) 申请号 201210048480. X

(22) 申请日 2012. 02. 28

(30) 优先权数据

2011-050130 2011. 03. 08 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 汤雄军

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

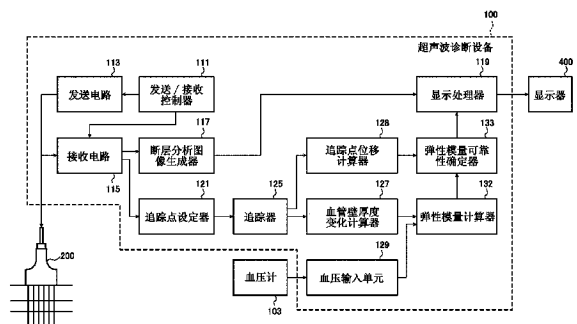
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 10 页

(54) 发明名称

确定弹性指标可靠性的超声波诊断设备和方
法

(57) 摘要

本发明公开了一种确定超声波束的弹性指标可靠性的超声波诊断设备和方法,所述超声波诊断设备和方法发送和接收超声波束、追踪在超声波束的发送方向上的血管的多个点在发送方向上的位移、根据追踪结果计算血管的弹性指标、获取血管的特定点的发送方向上的位移方向或位移量、以及根据获取结果确定弹性指标的可靠性。用于确定弹性指标可靠性的程序使计算机运行所述方法的各个步骤。计算机可读存储介质存储所述程序。



1. 一种超声波诊断设备,包括:
控制装置,所述控制装置用于控制超声波束的发送和接收;
追踪装置,所述追踪装置用于追踪在所述超声波束的发送方向上血管的多个点在发送方向上的位移;
计算装置,所述计算装置用于根据所述追踪装置的追踪结果计算所述血管的弹性指标;
获取装置,所述获取装置用于获取所述血管的特定点在所述发送方向上的位移方向或位移量;和
确定装置,所述确定装置用于根据所述获取装置的获取结果确定所述弹性指标的可靠性。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断设备,其中,所述多个点位于血管后壁上,并且所述特定点至少位于所述血管后壁上。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备,其中,当所述血管后壁在心脏收缩阶段朝向所述血管外移动时,所述确定装置确定所述弹性指标的可靠性为高。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断设备,其中,当所述血管后壁在所述血管从最小直径增加到最大直径的时间段期间朝向血管前壁移动等于或大于0.11mm时,所述确定装置确定所述弹性指标的可靠性为低。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断设备,其中,所述多个点位于血管后壁上,并且所述特定点位于血管前壁和所述血管后壁上。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断设备,其中,当所述血管的中心位置在所述血管从最小直径增加到最大直径的时间段期间朝向所述前壁移动等于或大于0.24mm时,所述确定装置确定所述弹性指标的可靠性为低。
7. 根据权利要求5所述的超声波诊断设备,其中,当在一个心跳期间朝向所述前壁的血管中心位移等于或大于0.49mm时,所述确定装置确定所述弹性指标的可靠性为低。
8. 根据权利要求1-7中任一项所述的超声波诊断设备,还包括:报警装置,所述报警装置用于当所述确定装置确定所述弹性指标的可靠性为低时给出警告。
9. 根据权利要求1-8中任一项所述的超声波诊断设备,其中,所述血管是人体的颈动脉。
10. 一种确定弹性指标可靠性的方法,包括以下步骤:
控制步骤,所述控制步骤控制超声波束的发送和接收;
追踪步骤,所述追踪步骤追踪在所述超声波束的发送方向上的血管的多个点在发送方向上的位移;
计算步骤,所述计算步骤根据所述追踪步骤中的追踪结果计算所述血管的弹性指标;
获取步骤,所述获取步骤获取所述血管的特定点在所述发送方向上的位移方向或位移量;和
确定步骤,所述确定步骤根据所述获取步骤中的获取结果确定所述弹性指标的可靠性。
11. 一种用于确定弹性指标可靠性的程序,所述程序使计算机运行根据权利要求10所述的确定弹性指标可靠性的方法的所述控制步骤、所述追踪步骤、所述计算步骤、所述获取

步骤、和所述确定步骤。

12. 一种计算机可读存储介质,根据权利要求 11 所述的用于确定弹性指标可靠性的所述程序存储在所述计算机可读存储介质中。

确定弹性指标可靠性的超声波诊断设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于使用超声波测量血管的弹性指标、并且评价和确定弹性指标的可靠性的技术。具体地,本发明涉及一种超声波诊断设备、一种确定弹性指标可靠性的方法、和一种用于确定弹性指标可靠性的程序,所述超声波诊断设备、所述确定弹性指标可靠性的方法以及所述用于确定弹性可靠性的程序确定通过使用超声波进行测量获得的血管的弹性指标的可靠性。

背景技术

[0002] 为了根据心肌的声学特性和弹性特性执行非侵入式心脏诊断,需要以通过皮肤的方式连续测量在多个搏动下在达到几百 Hz 的频带中在心壁的每一个位置中具有等于几十 μm 或小于几十 μm 的振幅的微小振动。因此,已知一种技术,其中使用检测到的信号的振幅和相位确定血管壁的瞬时位置,并且追踪血管壁基于心跳的大幅度位移运动,从而获得血管的弹性模量(参见 JP 10-5226A)。具体地,根据血管壁连续位置获得血管壁的微小振动的运动速度波形,获得沿血管壁的深度方向的预定间隔处取得的部位的追踪轨迹,并且计算所述部位的厚度的时间变化,从而获得血管的弹性模量。

发明内容

[0003] 然而,当测量血管的弹性模量时,有必要追踪由于心跳而持续运动的血管壁的位移。同时,可理解的是如果由于心跳而产生的位移过大,或者如果要被测量的血管的位置偏移,则追踪失败,并且所获得的弹性模量的可靠性降低。

[0004] 本发明已经考虑到上述情况,并且本发明的目的是提供一种超声波诊断设备,一种确定弹性指标可靠性的方法、以及一种用于确定弹性指标可靠性的程序,所述超声波诊断设备、所述确定弹性指标可靠性的方法以及所述用于确定弹性指标可靠性的程序能够评价和确定使用超声波测量的诸如弹性模量的弹性指标的可靠性,从而当可靠性为低时告知诸如测量技术人员用户,并且防止根据诸如不可靠的弹性模量的弹性指标执行各种诊断,从而执行准确诊断。

[0005] 为了实现以上目的,本发明提供了一种超声波诊断设备,包括:控制装置,所述控制装置用于控制超声波束的发送和接收;追踪装置,所述追踪装置用于追踪在超声波束的发送方向上血管的多个点在发送方向上的位移;计算装置,所述计算装置用于根据追踪装置的追踪结果计算血管的弹性指标;获取装置,所述获取装置用于获取血管的特定点在发送方向上的位移方向或位移量;和确定装置,所述确定装置用于根据获取装置的获取结果确定弹性指标的可靠性。

[0006] 优选地,所述多个点位于血管后壁 (posterior vascular wall) 上,并且所述特定点至少位于血管后壁上。

[0007] 当血管后壁在心脏收缩阶段朝向血管外移动时,优选地,确定装置确定弹性指标的可靠性为高。

[0008] 当血管后壁在血管从最小直径增加到最大直径的时间段期间朝向血管前壁移动等于或大于 0.11mm 时,优选地,确定装置确定弹性指标的可靠性为低。

[0009] 优选地,所述多个点位于血管后壁上,并且所述特定点位于血管前壁和血管后壁上。

[0010] 当血管的中心位置在血管从最小直径增加到最大直径的时间段期间朝向前壁移动等于或大于 0.24mm 时,优选地,确定装置确定弹性指标的可靠性为低。

[0011] 当在一个心跳期间朝向前壁的血管中心位移等于或大于 0.49mm 时,优选地,确定装置确定弹性指标的可靠性为低。

[0012] 优选地,超声波诊断设备还包括报警装置,所述报警装置用于当确定装置确定弹性指标的可靠性为低时给出警告。

[0013] 血管优选的是人体的颈动脉。

[0014] 本发明还提供了一种确定弹性指标可靠性的方法,所述方法包括:控制步骤,所述控制步骤控制超声波束的发送和接收;追踪步骤,所述追踪步骤追踪在超声波束的发送方向上血管的多个点在发送方向上的位移;计算步骤,所述计算步骤根据追踪步骤中的追踪结果计算血管的弹性指标;获取步骤,所述获取步骤获取血管的特定点在发送方向上的位移方向或位移量;和确定步骤,所述确定步骤根据获取步骤中的获取结果确定弹性指标的可靠性。

[0015] 本发明还提供了一种用于确定弹性指标可靠性的程序,所述程序使计算机运行确定弹性指标可靠性的方法的控制步骤、追踪步骤、计算步骤、获取步骤、和确定步骤。

[0016] 本发明还提供了一种计算机可读存储介质,用于确定弹性指标可靠性的程序存储在所述计算机可读存储介质中。

[0017] 根据本发明,可以评价和确定使用超声波测量的弹性模量的可靠性,从而当可靠性为低时告知诸如测量技术人员用户,并防止用户在没有改变的情况下持续进行不必要的测量或根据缺乏可靠性的弹性模量进行各种诊断,从而执行准确诊断。

附图说明

[0018] 图 1 是显示根据本发明的实施例 1 的超声波诊断系统的主要结构的外观的立体图;

[0019] 图 2 是显示图 1 中所示的超声波诊断设备的主要结构和连接到超声波诊断设备的外围设备的方框图;

[0020] 图 3 是显示图 1 中所示的超声波诊断设备中的追踪过程的概要的示意性视图;

[0021] 图 4 是显示追踪点 P1 到 P5 的位置 y 的时间变化的示例的图表;

[0022] 图 5A 和 5B 是显示相邻反射体之间的厚度的随时间变化的波形的示例的曲线图;

[0023] 图 6 是显示其中测量人体的颈动脉的弹性模量的状态的示意性视图;

[0024] 图 7A 是显示根据实施例 1 的当从头部区域看时颈部区域上的超声波探头的邻接角度的变化并包括颈部区域的横截面的示意性视图;图 7B 是人的头部区域和颈部区域的示意性视图;

[0025] 图 8A-8C 是显示每一个位置处的血管壁的直径的变化速度的随时间变化的波形、血管直径以及血管壁的每一个追踪点的位移的示例的曲线图;

[0026] 图 9A-9C 是显示每一个位置处的血管壁的直径的变化速度的随时间变化的波形、血管直径以及血管壁的每一个追踪点的位移的另一示例的曲线图；

[0027] 图 10 是显示在一个心跳期间的血管中心位移、血管后壁和血管中心的从最小直径时间到最大直径时间的位移、以及当从不同方向测量时弹性模量的可靠性的表格；

[0028] 图 11A 和 11B 是显示弹性模量的可靠性降低的原因的示意性视图；

[0029] 图 12 是示意性地显示颈动脉的分层构造的剖视图；以及

[0030] 图 13A、13B 和 13C 是显示在超声波探头被推动并邻接对象时在颈静脉作为窗口的情况下从不同方向测量时在一个心跳期间血管的每一个部分的变化的曲线图。

具体实施方式

[0031] 以下参照附图说明本发明的实施例。相同的部件由相同的附图标记表示。

[0032] (实施例 1)

[0033] 图 1 是显示根据本发明的实施例 1 的超声波诊断系统 500 的主要结构的外观的一个示例的立体图。这里,提供对其中用作探头的超声波探头,控制超声波探头、分析获得的超声波回波的接收信号并合成图像的超声波诊断设备,以及显示合成图像的显示器分开设置的情况的说明。

[0034] 如图 1 所示,超声波诊断系统 500 包括超声波诊断设备 100、超声波探头 200、用户操作单元 300、以及显示器 400。

[0035] 虽然未示出,但是超声波探头 200 是通过由一维或二维换能器阵列形成的多个超声波换能器执行超声波束的发送和接收的探头,所述探头在其中所述探头的上面布置有超声波换能器的末端处的阵列部分邻接对象的表面上的状态下使用。超声波换能器响应于要被施加的致动信号朝向对象发送超声波束、接收由对象反射的超声波回波,并输出接收信号。每一个超声波换能器都由振动器构成,在所述振动器中,电极形成在诸如由 PZT(锆钛酸铅:Pb(lead)zirconate titanate)代表的压电陶瓷或由 PVDF(polyvinylidene difluoride:聚偏二氟乙烯)代表的压电聚合物的压电材料(压电体)的两个端部处。如果将脉冲或连续波电压施加在振动器的电极的两端,则压电体膨胀和收缩。通过膨胀和收缩,由振动器产生脉冲超声波或连续超声波,并且所述超声波被合成以形成超声波束。当接收传播的超声波回波时,振动器膨胀和收缩,并且产生电信号。所述电信号作为超声波回波的接收信号被输出。作为超声波探头的类型,存在各种类型,例如,凸起型、线性扫描型、以及扇形扫描型。超声波探头 200 通过电缆 202 连接到超声波诊断设备 100,并且通过超声波诊断设备 100 控制超声波探头 200 的操作。

[0036] 超声波诊断设备 100 具有执行对超声波诊断系统 500 的各个单元的操作的整体控制的功能。超声波诊断设备 100 通过超声波探头 200 发送和接收超声波束,或者由接收到的超声波回波产生断层分析图像以及将该断层分析图像显示在显示器 400 上。超声波诊断设备 100 产生 B 模式图像或 M 模式图像作为断层分析图像,并将产生的所述图像实时地显示在显示器 400 上。超声波诊断设备 100 还具有显示血管壁等的厚度变化波形的功能或计算并显示观察的组织的弹性指标(在这种情况下,例如,弹性模量)的功能。以下说明超声波诊断设备 100 的详细结构。

[0037] 用户操作单元 300 包括键盘、定点装置、和各种按钮或表盘。诸如医生或技术人员

的操作者（用户）使用用户操作单元 300 操作超声波诊断系统 500。例如，操作者使用用户操作单元 300 根据观察部位指定关于超声波诊断系统 500 的操作模式的各种设定值或改变从超声波探头 200 发送的超声波束的焦点的深度。操作者使用用户操作单元 300 指定感兴趣区（以下，缩写为 ROI）。

[0038] 显示器 400 例如是光栅扫描型 LCD 等，并且根据从超声波诊断设备 100 输出的模拟转换图像信号将超声波图像显示为移动图像或静止图像。

[0039] 图 2 是显示超声波诊断设备 100 的主要结构和连接到超声波诊断设备 100 的外围设备的方框图。不再重复说明图 1 中已经示出的结构。

[0040] 超声波诊断设备 100 包括发送 / 接收控制器 111、发送电路 113、接收电路 115、断层分析图像生成器 117、显示处理器 119、追踪点设定器 121、追踪器 125、血管壁厚度变化计算器 127、追踪点位移计算器 128、血压输入单元 129、弹性模量计算器 132、以及弹性模量可靠性判定器 133。超声波探头 200、血压计 103 和显示器 400 被设置为连接到超声波诊断设备 100 的外围设备。

[0041] 发送 / 接收控制器 111 通过发送电路 113 和接收电路 115 依次设定超声波探头 200 的超声波束的发送方向和超声波回波的接收方向。发送 / 接收控制器 111 具有根据设定的发送方向选择发送延迟模式的发送控制功能和根据设定的接收方向选择接收延迟模式的接收控制功能。发送延迟模式是被施加到每一个超声波换能器的致动信号上以在期望的方向上由从超声波探头 200 的多个超声波换能器发送的超声波形成超声波束的延迟时间的模式。接收延迟模式是被施加到接收信号上以从期望方向通过由多个超声波换能器接收到的超声波提取超声波回波的延迟时间的模式。多个发送延迟模式和多个接收延迟模式被存储在内部存储器（未示出）中，并且基于情况被适当地选择和使用。

[0042] 发送电路 113 包括多个通道，并产生被施加到超声波探头 200 的多个超声波换能器的多个致动信号。此时，延迟时间可以根据由发送 / 接收控制器 111 选择的发送延迟模式施加在多个致动信号中的每一个上。发送电路 113 可以调节多个致动信号中的每一个的延迟量并将多个致动信号供应给超声波探头 200 的多个超声波换能器，使得从多个超声波换能器发送的超声波形成超声波束。可选地，发送电路 113 可以将多个致动信号供应给超声波探头 200，使得从多个超声波换能器发送的超声波立即到达对象的整个成像区域。

[0043] 类似于发送电路 113，接收电路 115 包括多个通道。接收电路 115 放大通过多个超声波换能器接收到的多个模拟信号，并将该模拟信号转换成数字接收信号。接收电路 115 执行接收集中处理，在该接收焦点处理 (reception focus process) 中，延迟时间根据由发送 / 接收控制器 111 选择的接收延迟模式被施加到多个接收信号中的每一个上，并且添加接收信号。通过这种接收焦点处理，超声波回波的焦点变窄以形成声线信号（声线数据）。

[0044] 接下来，接收电路 115 通过低通滤波处理等对声线数据执行包络检波处理 (envelope detection process)，并通过 STC（灵敏度时间增益控制）根据超声波的反射位置的深度基于距离校正衰减。以上述方式处理的声线数据被依次存储在电影存储器 (cine memory)（未示出）中，所述电影存储器具有累积用于多个帧的声线数据的存储能力。接收电路 115 包括图像数据生成器（未示出）。接收电路 115 直接输入声线数据以被以实况转播模式直接供应给图像数据生成器，以及输入声线数据以被从电影存储器以冻结模式供应给图像数据生成器。接收电路 115 对声线数据执行诸如 Log（对数）压缩或增益调节的预处理

理以产生图像数据,并将该图像数据输出给断层分析图像生成器 117 和追踪点设定器 121。

[0045] 断层分析图像生成器 117 根据通常的电视信号扫描系统将从接收电路 115 供应的超声波图像的图像数据转换(光栅转换)成图像数据,执行诸如灰度处理的必要的图像处理,并将图像数据输出给显示处理器 119。

[0046] 追踪点设定器 121 在由从接收电路 115 供应的图像数据表示的超声波图像中设定 ROI(感兴趣区),并沿对象的深度方向(超声波的发送方向)在 ROI 中设定用于自动追踪血管壁位移波形、血管直径等的多个追踪点。关于追踪点的信息被输出到追踪器 125。操作者可以在观察显示器 400 上的显示时手动设定追踪点,或者追踪点设定器 121 可以根据特定算法自动设定追踪点。

[0047] 虽然由追踪点设定器 121 设定的追踪点还用于确定如下所述的弹性模量的可靠性,但是不是被设定成用于自动追踪血管壁位移波形、血管直径等的所有追踪点能用于确定弹性模量的可靠性。因此,操作者可以从所有追踪点中手动设定用于确定弹性模量的可靠性的一个或多个特定追踪点,或者追踪点设定器 121 可以根据特定算法自动设定用于确定弹性模量的可靠性的一个或多个追踪点。虽然在本实施例中通过用户操作单元 300 由操作者手动指定 ROI 来执行通过追踪点设定器 121 对 ROI 的设定,但是可以根据图像数据自动执行 ROI 的设定。例如,在颈动脉的超声波诊断的情况下,由于(1)血管中的超声回声较弱,并且在 B 模式图像上获得低亮度,以及(2)在观察颈动脉的横截面中,颈动脉的尺寸大约为 1cm 并且作为血管是最大的,因此可以相对简单地由图像数据自动检测到颈动脉。

[0048] 追踪器 125 从超声波断层分析图像数据自动识别由追踪点设定器 121 设定的每一个追踪点,并且将追踪点的位移辨别为追踪目标,即,血管壁的位置的变化(血管壁位移)。追踪器 125 将通过辨别血管壁的位置的变化获得的血管壁的厚度变化波形作为血管壁位移波形输出给血管壁厚度变化计算器 127,并将用于确定弹性模量的可靠性的特定追踪点的位移作为数据输出给追踪点位移计算器 128。从追踪器 125 输出给血管壁厚度变化计算器 127 的位移数据可以仅包括脉管后壁的位移,或者可以包括后壁的位移和前壁的位移。

[0049] 血管壁厚度变化计算器 127 根据通过追踪器 125 中进行的追踪获得的血管壁的厚度变化波形获得心脏收缩阶段血管直径(最大血管直径) D_s 和心脏扩大阶段血管直径(最小血管直径) D_d 。即,从图像数据追踪血管直径 D 的变化,并且获得最大血管直径 D_s 和最小血管直径 D_d 。血管壁厚度变化计算器 127 由血管壁的厚度变化波形计算血管壁的厚度的变化,并将血管壁的厚度的变化输出给弹性模量计算器 132。

[0050] 追踪点位移计算器 128 由用于确定从追踪器 125 供应的弹性模量的可靠性的位移数据计算对象的在特定追踪点处的深度方向(超声波的发送方向)上的位移方向和位移量,并将位移方向和位移量作为计算结果输出给弹性模量可靠性确定器 133。

[0051] 另一方面,血压计 103 是其中箍带缠绕在对象的上臂以测量对应于心脏收缩和扩张的最大值 P_s 和最小值 P_d 的箍带型血压计。测量的血压数据被自动或手动输入给超声波诊断设备 100 的血压输入单元 129。

[0052] 血压输入单元 129 是与血压计 103 和超声波诊断设备 100 的接口,并将输入的血压数据输出给弹性模量计算器 132。

[0053] 弹性模量计算器 132 使用分别从血管壁厚度变化计算器 127 供应的血管壁厚度变化数据和血压输入单元 129 供应的血压数据计算作为表示血管弹性的指标中的一个的弹

性模量,并将弹性模量输出给弹性模量可靠性确定器 133。

[0054] 弹性模量可靠性确定器 133 通过如下所述的过程根据从追踪点位移计算器 128 输出的位移方向和位移量评价和确定从弹性模量计算器 132 供应的弹性模量数据的可靠性,并将确定结果输出给显示处理器 119。

[0055] 显示处理器 119 根据从断层分析图像生成器 117 供应的图像数据产生用于显示的图像数据。用于显示的图像主要是诸如 B 模式图像或 M 模式图像的断层分析图像、血管壁的厚度变化波形等,并且与从弹性模量可靠性确定器 133 供应的评价结果或确定结果一起被显示。当从弹性模量可靠性确定器 133 输入指示弹性模量的可靠性较低的通知信号时,显示处理器 119 在显示器 400 上显示字符、图形等以为用户提供警告。所述警告可以是报警音调的声音等。显示处理器 119 可以具有执行诸如包括增益调节和反差调节的线性灰度处理或包括 γ 校正的非线性灰度处理的图像处理功能。显示处理器 119 包括 D/A 转换器,将用于显示的图像数据转换成模拟图像信号,并将该模拟图像信号输出给外部显示器 400。

[0056] 图 3 是显示通过本实施例的超声波诊断设备 100 对血管壁执行的追踪处理的概要的示意性视图。

[0057] 作为用于追踪处理的方法,存在各种方法,例如断层分析图像的模式匹配法、零交叉点法、组织多普勒法、以及相位差追踪法,并且原则上可以使用任意方法。本实施例的超声波诊断设备 100 使用正交检测输出的振幅信息和相位信息中的一个或两个追踪设定在一个超声波束上的血管后壁中的内膜介质复合体上的多个反射体中的每一个的位置的移动。

[0058] 例如,图 3 显示了以下所述的一个示例,其中超声波束 B26 从超声波探头 200 朝向对象 21 被发送,超声波束 B26 穿过血管前壁 23 和血管内腔 24 并到达血管后壁 25 上的追踪点 P1、P2、P3、P4 和 P5,超声波诊断设备 100 通过超声波探头 200 从追踪点 P1-P5 中的每一个接收超声回声信号,并且追踪器 125 追踪血管 22 的血管壁,因此,追踪血管壁的厚度。追踪点 P1-P5 通过追踪点设定器 121 被手动或自动设定作为五个反射体,即,第一至第五反射体(以下,分别称作为反射体 1、反射体 2、反射体 3、反射体 4 和反射体 5)在血管后壁 25 上的位置。追踪器 125 追踪设定的追踪点 P1、P2、P3、P4 和 P5,并获得每一个追踪点的位置的时间变化。

[0059] 虽然下面说明了其中血小板(plaque)27 位于血管后壁 25 上并且血小板 27 的一部分(血管后壁 25 的一部分在所述血小板的一部分处朝向血管内腔 24 膨胀)被追踪的示例,但是要理解的是即使在没有设置血小板的情况下也可以执行超声波诊断设备 100 的追踪处理。

[0060] 图 4 是显示由追踪器 125 获得的追踪点 P1 至 P5 的位置 y 的时间变化的示例的曲线图。曲线 L1 至 L5 表示对应于追踪点 P1 至 P5 的位置改变。由此附图可很明显看到:在单个心跳期间追踪点 P1 至 P5 的位置是如何变化的,或者基于追踪点是否存在位移量的差值(凹陷的程度)。因此,如果计算相邻反射体(例如, P2 和 P3)的位置的变化的差值,则可以获得血管壁厚度的随时间变化的波形。

[0061] 图 5A 显示了作为血管壁的相邻反射体的反射体 1 与反射体 2 之间的厚度的随时间变化的波形。在该图中, Δh_1 表示厚度变化的量。图 5B 显示了反射体 3 与反射体 4 之间的厚度的随时间变化的波形。在该图中, Δh_3 表示厚度变化的量。由这些图可以理解的

是反射体 3 与反射体 4 之间的组织为相对柔软并且由于压力可以显著凹陷的组织,反射体 1 与反射体 2 之间的组织是相对较硬并且由于压力不能显著凹陷的组织,即,坚硬组织。

[0062] 如上所述,虽然可以通过血管壁厚度的随时间变化的波形辨别血管壁的弹性度,但是对于更加定量的讨论,可以通过公式 (1) 计算血管沿径向方向的变形 ε 。

$$[0063] \quad \varepsilon_i = \Delta h_i / h_{di} \dots (1)$$

[0064] 这里, ε_i 表示血管壁的反射体 i 与 i+1 之间的沿径向方向的变形, Δh_i 表示在心脏收缩阶段反射体 i 与 i+1 之间的厚度变化的最大值,而 h_{di} 表示在心脏扩大阶段结束时反射体 i 与 i+1 之间的厚度。

[0065] 在弹性模量计算器 132 中,可以通过进一步使用由血压计 103 测量的血压的公式 (2) 和 (3) 计算血管壁的反射体之间在径向方向上的弹性模量 E_{ri} 和在圆周方向上的弹性模量 $E_{\theta i}$ 。

$$[0066] \quad E_{ri} = \frac{\Delta p}{(\Delta h_i / h_{di})} \dots (2)$$

$$[0067] \quad E_{\theta} = \frac{1}{2} \left(\frac{r_d}{h_d} + 1 \right) \cdot \frac{\Delta p}{(\Delta h_i / h_{di})} \dots (3)$$

[0068] 这里, r_d 表示在心脏扩张阶段结束时血管内半径, h_d 是在心脏扩张阶段结束时血管壁厚度, h_{di} 是心脏扩张阶段结束时反射体 i 与 i+1 之间的厚度, Δh_i 是在心脏收缩阶段反射体 i 与 i+1 之间的厚度变化的最大值, Δp 表示心脏收缩阶段和扩张阶段之间的血压差值。

[0069] 虽然通过上述方法测量血管壁等的弹性模量,但是发明人的研究显示当通过上述方法测量追踪时,弹性模量的测量精度可能会显著降低。这可能是因为在假设可以正确地追踪运动着的血管壁的微小位移的前提下执行弹性模量的测量。例如,要理解的是当微小位移的追踪由于种种理由而错误辨认追踪点而失效时,生成的弹性模量变成无意义的值。以下,详细说明此观点。

[0070] 作为典型示例,在此说明中,说明了其中测量颈动脉的弹性模量的情况。当颈动脉作为目标时,存在弹性模量的精度在特定情况下显著降低的现象。图 6 是显示其中使用本实施例的超声波诊断设备 100 测量人体的颈动脉的弹性模量的图。在这种情况下,当超声波探头 200 沿着颈动脉 31 邻接在对象的颈部区域 32 上时观察颈动脉壁。

[0071] 由于颈动脉 31 的深度近似 1 至 3cm,因此观察所需的深度 D 大约为 3cm。已知的是在健康人体的颈动脉中,人体内的平均声速 V_s 为 1400m/s 至 1600m/s,血管内腔与血管后壁内膜之间的边界在一个心跳期间移动大约 0.5mm,并且边界在深度方向上的移动速度大约为 5mm/s 至 8mm/s。为此,为了以良好的再现性计算可靠变形 ε ,有必要将在边界和周围设定的追踪点的测量误差限制到等于或小于 0.5mm 的 10%,从而精确地追踪追踪点,其中 0.5mm 是在一个心跳期间颈动脉壁的位移量。因此,当观察健康人体的颈动脉时, $0.05\text{mm} \div 5\text{mm/s} = 0.01\text{s}$,并且为了获得 0.05mm 的位移,帧频 (frame rate) FR 有必要等于或高于 1001/s。在其血管壁由于高血压等基于心跳而快速移动的对象的情况下,优选的是帧频大约为 4001/s。由此,在超声波诊断设备 100 中, $D = 3, V_s = 1400\text{m/s}$,而 $FR = 4001/\text{s}$ 。假设发送每帧超声波束的数量为 58。

[0072] 如图 6 所示,虽然超声波探头 200 沿着颈动脉 31 邻接在颈部区域 32 上,但是由发明人的详细验证,关于医生或技术人员(以下简称为技术人员)从颈部区域 32 的哪个方向将超声波探头 200 邻接在颈部区域 32 上,通常广泛地具有两种模式。图 7A 是显示颈部区域 32 上的超声波探头 200 的邻接角度的变化的示意性视图。图 7A 是当从头部区域 41 观察时沿图 7B 的线 A-A 截得的颈部区域 32 的剖视图。如图 7A 所示,对于超声波探头 200 邻接在颈部区域 32 上的方向,具有以下两种方法。第一方法是超声波探头 200 从方向 D51 邻接并且观察颈动脉 31 的方法。这对应于超声波探头 200 在对象前面邻接的情形。第二方法是其中超声波探头 200 从方向 D52 进行邻接并且在颈静脉 35 作为窗口的情况下在窗口外(通过颈静脉 35)观察颈动脉 31 的方法。此时,从超声波探头 200 发送的超声波束通过颈静脉 35 然后到达颈动脉 31。这种邻接方式对应于超声波探头 200 从对象的侧部邻接的情况。

[0073] 使用第二方法的理由之一在于由于静脉填充有血液,因此超声波束几乎不被反射,并且如图 7A 中所示,颈静脉靠近颈动脉。为此,可以防止其中来自超声波束首先通过的组织(颈静脉)的假像叠加在作为诊断目标的组织(颈动脉)的超声波图像上、并且血管内腔模糊的现象(图像不清现象)。即,考虑的理由是,根据第二方法可以获得通过相对良好图像质量的图像。

[0074] 图 8A-8C 显示了当以良好的精度执行血管壁的追踪时关于血管壁的具有高可靠性的指标(以下,一起称为血管壁厚度)的随时间变化的波形的示例。在该示例中,超声波探头 200 邻接在对象前面,并执行测量。

[0075] 具体地,图 8A 是显示在各个位置(具体地,前壁外膜侧、后壁内膜侧、后壁外膜侧、前壁外膜-前壁内膜)处的血管壁的直径的变化速度的时间变化的图。图 8B 是显示血管直径(具体地,前壁外膜与后壁内膜之间的距离)的时间变化的图。图 8C 是显示血管壁的各个追踪点(具体地,前壁外膜侧的位置、近似中心位置、后壁内膜侧的位置、和后壁外膜侧的位置)处的位移的时间变化的图。

[0076] 如由图 8A 理解到,当在以良好的精度执行对血管壁的追踪时获得具有高可靠性的血管壁厚度的随时间变化的波形时,波形表现出处于相对于速度为 0 线大致对称的状态。例如,如果图 8A 的前壁外膜和后壁内膜或后壁外膜大致对称,则可靠性增加。例如,在图 8C 中,如果前壁外膜侧和后壁内膜侧或后壁外膜侧大致对称,则可靠性增加。即,可以预期的是基本上能够从具有大致垂直对称形状的血管壁厚度的随时间变化的波形获得具有高可靠性的血管的弹性模量。

[0077] 在图 8C 中,虽然双点划线表示近似中心位置的位移,但是具体地表示前壁外膜侧和后壁内膜侧之间的中间点的位移。对于准确的中心位置,可以使用前壁内膜侧和后壁内膜侧。在这种情况下,使用在超声波诊断中容易地诊断的前壁外膜侧和后壁内膜侧(即,超声回声强烈,并且诸如来自其它位置的影像模糊的噪声较小)。在超声波诊断中,如上所述,为了进行可靠性确定,确定前壁和后壁是否对称地运动。因此,由于后壁内膜侧和后壁外膜侧在尺度上(on a scale)具有被称作直径变化的相同的运动,因此位移波形变成(前壁外膜侧-后壁内膜侧位移) \approx (前壁内膜侧-后壁内膜侧位移) \approx (前壁外膜侧-后壁外膜侧位移)。由上所述,在图 8A 中,能够获得由双点划线表示的前壁外膜-前壁内膜的变化速度的时间变化。

[0078] 图 9A-9C 显示了当血管壁的追踪精度不好时具有低可靠性的关于血管壁的指标（血管壁厚度）的随时间变化的波形的示例。类似于图 8A-8C, 图 9A-9C 是显示每一个位置处的血管壁的直径的变化速度、血管直径、和每一个追踪点处的血管壁的位移的时间变化的图。在该示例中, 超声波探头 200 从对象的侧部邻接, 并且执行测量。与图 8A 不同, 图 9A 中所示的波形相对于速度为 0 的线以垂直的方式不对称。该波形是当血管壁的追踪没有正常作用时获得的波形。此时获得的血管的弹性模量通常被预测为具有低可靠性。在图 9C 中, 与图 8C 相反, 由于前壁外膜侧和后壁内膜侧或后壁外膜侧不对称, 因此可靠性降低。

[0079] 考虑要被测量的弹性模量的可靠性低的理由。对于弹性模量的测量, 必须追踪运动着的血管壁的微小位移。然而, 如果血管本身的位置移动, 则要考虑以下现象: (1) 血管的位移沿垂直方向从超声波束的中心轴线偏移; (2) 波动范围本身增加, 则当追踪微小位移时的误差增加; (3) 技术人员的手初始偏移, 并且超声波探头的邻接位置偏移等。由此事实, 发明人已经想到确定血管本身的位置是否正在显著移动以评价和确定可靠性。因此, 本实施例的超声波诊断设备 100 获得血管的中心位置, 并获得血管的中心位置的时间变化以确定测量的血管的弹性模量的可靠性。具体地, 超声波诊断设备 100 计算血管的前壁和后壁的位置的平均值, 并将该平均值设定为血管的中心位置。当需要较高精度时, 可以计算前壁外膜的位置和后壁内膜的位置的平均值, 并将该平均值设定为血管的中心位置。即, 前壁外膜的位置和后壁内膜的位置的中间可以设定为血管的中心位置。

[0080] 图 10 是表示在一个心跳期间血管中心位移、血管后壁和血管中心的从最小直径时间到最大直径时间的位移、以及当获得具有高可靠性的血管壁厚度的随时间变化的波形时弹性模量的可靠性、当获得具有低可靠性的血管壁厚度的随时间变化的波形的弹性模量的可靠性的表格。

[0081] 首先, 说明在一个心跳期间血管中心位移、血管后壁和血管中心的从最小直径时间到最大直径时间的位移、以及当从图 10 的两个不同方向测量时（即, 当从其中能够获得具有高可靠性的血管壁厚度的随时间变化的波形的“前面（前）”测量时和当其中通过能够获得具有低可靠性的血管壁厚度的随时间变化的波形的“静脉作为窗口”进行测量时）弹性模量的可靠性。

[0082] 在健康人体的情况下, 通常, 对于弹性模量的可靠性, 预测的是弹性模量等于或小于 300kPa。因此, 当弹性模量等于或小于 300kPa 时, 被评价为“可靠性:○”, 而当使用显著偏离 300kPa 的值时, 被评价为“可靠性:×”。如由此图可以理解的是, 当从前面（图 8A-8C 的情况）测量时, 弹性模量的可靠性为高, 当在颈静脉作为窗口的情况下从侧部（图 9A-9C 的情况）测量时, 弹性模量的可靠性为低。

[0083] 对于血管中心位置的位移量, 要理解的是, 当血管的中心位置的位移量接近 0.1mm (0.09 到 0.12mm) 时, 可靠性为“○”, 并且可靠性为高。要理解的是, 当血管的中心位置的位移量等于或大于 0.49mm 时, 可靠性为“×”, 并且可靠性为低。

[0084] 对于血管中心的从最小直径时间到最大直径时间的位移量, 要理解的是, 当血管中心的从最小直径时间到最大直径时间的位移量具有稍微负值 (-0.07mm 到 -0.03mm) 时, 可靠性为“○”, 并且可靠性为高。要理解的是, 当血管中心的两个时间之间的位移量具有等于或大于 0.24mm 的正值 (0.24mm 到 0.34mm) 时, 可靠性为“×”, 并且可靠性为低。在该实施例中, 当血管中心的两个时间之间朝向前壁的位移量等于或大于 0.24mm 时, 可以确定弹

性指标的可靠性为低。

[0085] 因此,当血管的中心位置朝向前壁移动 0.24mm 或更多时,本实施例的超声波诊断设备 100 确定弹性指标的可靠性为低。

[0086] 如上所述,具体地,要理解的是当在颈静脉的窗口外 (beyond) 观察颈动脉时,弹性模量的可靠性降低。图 11A 和图 11B 是显示弹性模量的可靠性降低的原因的示意性视图。由此附图,可以推断出使弹性模量的可靠性降低的机理。例如,存在其中在方向 D51 上颈动脉 31 沿方向 D51 置于组织之间并且难以移动的情况。同时,由于颈静脉 35 在 D52 的方向上具有低于周围组织的压力,因此存在颈动脉 31 可能朝向颈静脉 35 膨胀的情况。因此,如图 11B 所示,颈动脉 31 在朝向颈静脉 35 倾斜的同时膨胀(膨胀之后的颈动脉 31a 的轮廓由虚线表示)。在这种情况下,认为:由于会明显出现以下状态(1)血管的位移在垂直方向上从超声波束的中心轴线偏移,或(2)波动范围本身增加,然后当微小位移被追踪时误差增加,因此弹性模量的可靠性降低。如由图 11A 所理解的,颈动脉 31 的中心在方向 D52 上移动,但是几乎不会在方向 D51 上移动。

[0087] 虽然已经说明了当分析可靠性降低的机理时能够获得血管的中心位置并且根据上述情况中的位移确定可靠性的示例,但是要理解的是,如在 D52 的方向上在颈静脉的窗口外观测颈动脉的情况一样,可以通过观察具有特定位移方向的血管后壁的运动来确定可靠性。即,发明人已经发现:仅对于构成血管的层中的血管后壁,可以直接追踪血管后壁,从而可以确定弹性模量的可靠性。

[0088] 图 12 是示意性地显示颈动脉的分层结构的剖视图。示出了详细剖视图,其中后壁内膜 78、后壁介质 79、以及后壁外膜 81 被显示为血管后壁。在本实施例中,使用通过追踪作为追踪目标的血管后壁具有高跟随性能的“后壁血管腔-内膜边界 77”或“后壁介质-外膜边界 80”。具体地,由于血管腔在图像数据中具有低信号电平,因此追踪可能会失效。因此,优选地使用其线条清楚地表现在 M 模式图像上的“后壁血管腔-内膜边界 77”或“后壁介质-外膜边界 80”。因此,测量时间减少,从而减小施加给医生或对象的负担。

[0089] 图 12 显示作为血管前壁的前壁外膜 71、前壁介质 73、前壁内膜 74,并且还显示了前壁外膜-介质边界 72、前壁内膜-血管腔边界 75、和血管腔 76。

[0090] 发明人进一步获得新的构思。在正常追踪中,假设血管的位置没有与心跳一起改变,并且血管直径简单膨胀和收缩。此时,在血液中心作为对称轴线的情况下血管壁与心跳一起简单地膨胀和收缩。即,血管前壁和血管后壁在相反的方向上朝向血管外移动。然而,如上所述,当在颈静脉作为窗口的情况下获得颈动脉的图像时,整个血管随着心跳朝向颈静脉偏移(移动)。此时,虽然血管壁中的血管前壁在与正常追踪相同的方向上移动,但是在很多情况下,血管后壁在与血管前壁相同的方向上移动,即,朝向前壁,而不是朝向血管外移动。因此,发明人已经集中在血管后壁的位移方向上,并且已经构思出可以通过所述方向确定弹性模量的可靠性。

[0091] 图 13A、13B 和 13C 是显示在超声波探头被推动并邻接在对象上的状态下当从不同的方向(从前面和在静脉作为窗口的情况下从侧面)测量以及在颈静脉作为窗口的情况下从侧面测量时在一个心跳期间每一个位置(血管壁位置:追踪点)的位移(位移方向和位移量)的曲线图。

[0092] 首先,图 13A 和 13B 对应于图 10 中的表格中的从两个不同的方向“从前面”和“在

静脉作为窗口的情况下从侧面”执行测量的情况,并且随后进行说明。

[0093] 如从这些图中理解到,位移方向具有特征,并且在图 13B 的其中可靠性降低的情况下,当位移方向,具体地后壁的位移朝向前壁时,可靠性降低。虽然在图 8A-8C 或图 9A-9C 中,可以在一定程度上根据血管壁厚度的随时间变化的波形预测弹性模量的可靠性,但是在图 13A 和 13B 中,要理解的是可以从血管壁的位移方向确定弹性模量的可靠性。

[0094] 当从图 10 中的表格中的两个不同的方向执行测量时,可以认为所述表格用于从血管壁的位移方向确定可靠性。以下说明图 10 中的血管后壁的从最小直径时间到最大直径时间的位移。如从表格中所理解的,当血管后壁的最小直径时间与最大直径时间之间的位移量为等于或小于 -0.14mm 的负值 (-0.19mm 至 -0.14mm) 时,要理解的是可靠性为“○”,并且可靠性为高。即,当血管后壁在心脏收缩阶段朝向血管外移动时,可以评价并确定弹性指标的可靠性为高。

[0095] 另一方面,当血管后壁的两个时间之间的位移量为等于或大于 0.11mm 的正值时,要理解的是可靠性为“×”,并且可靠性为低。因此,当血管后壁被显示朝向前壁位移 0.11mm 或大于 0.11mm 时,本实施例的超声波诊断设备 100 确定弹性指标的可靠性为低。

[0096] 通过发明人的额外研究,要理解的是具有一种测量方法,即使当在颈静脉作为窗口的情况下从侧面执行测量,所述测量方法也可以限制血管的中心位置的位移量,从而获得可靠的弹性模量。

[0097] 图 13C 是显示当在颈静脉作为窗口的情况下从侧面测量时在一个心跳期间血管的每一个位置(血管壁位置:追踪点)的位移(位移方向和位移量)的曲线图。同时,超声波探头可以推动并邻接在对象上以执行测量。这样,外部压力施加到颈静脉以增加颈静脉中的压力,因此认为颈动脉难以朝向颈静脉移动,并且能够限制血管的位移量,从而获得可靠的弹性模量。

[0098] 图 10 的“在静脉作为窗口的情况下被推压”的表格是显示图 13C 的情况下的弹性模量的可靠性的表格,即,超声波探头被推动并邻接在对象上并在颈静脉作为窗口的情况下从侧面执行测量的情况。

[0099] 如从所述表格理解到,对于血管中心位置的位移量,理解的是血管的中心位置的位移量稍微大于当从前面(前)测量时的位移量,且明显小于当在颈静脉作为窗口的情况下从侧面测量时的位移量。在这种情况下,朝向前壁的位移是 0.12mm 至 0.21mm ,即,小于 0.3mm ,可靠性为“○”,并且可靠性为高。

[0100] 对于血管中心的从最小直径时间到最大直径时间的位移量,理解的是位移量大于当从前面(前)测量时的位移量且显著小于当在颈静脉作为窗口的情况下从侧面测量时的位移量。朝向前壁的位移为 -0.01mm 至 $+0.08\text{mm}$,即,小于 0.1mm ,可靠性为“○”,并且可靠性为高。

[0101] 对于血管后壁的从最小直径时间至最大直径时间的位移量的位移方向,要理解的是类似于从前面(前)执行测量的情况,血管后壁的位移方向是,朝向血管后壁位移,而不是当在颈静脉作为窗口的情况下从侧面执行测量时看到的,血管后壁朝向前壁位移。在这种情况下,可靠性为“○”,并且可靠性为高。

[0102] 如上所述,要理解的是,即使当在颈静脉作为窗口的情况下从侧面执行测量,当超声波探头被推动并邻接在对象上并且在颈静脉作为窗口的情况下从侧面执行测量时,也能

够获得可靠的弹性模量。

[0103] 根据本发明,即使在测量结果基于技术人员等的技术而不同的系统中,也可以给出关于测量是否继续的目标指标。

[0104] 如上所述,根据本发明的超声波诊断设备,在基于心搏计算血管壁等的厚度变化波形,以及计算弹性指标或弹性图像的超声波诊断设备中,计算并显示血管壁或血管中心位置的位移,从而提供关于血管的弹性的可靠性的警告。如上所述,由测量技术人员将超声波探头邻接在人体上的方向等引起血管的弹性模量的测量精度的下降,并且如果可以将测量精度下降的概率提供给测量技术人员,则测量技术人员可以校正超声波探头的邻接方向、压缩程度等,从而避免测量精度的降低。

[0105] 在上述结构中,在基于心搏计算血管壁等的厚度变化波形,以及计算弹性图像或弹性指标的超声波诊断设备中,计算并显示血管壁或血管中心位置的位移量,从而提供关于血管的弹性的可靠性的警告。

[0106] 本发明的上述实施例仅说明了本发明,而不是限制本发明的结构。根据本发明的超声波诊断设备等不局限于上述实施例,并且在不背离本发明的目的的情况下可以进行各种改变。

[0107] 例如,虽然在本说明书中已经说明了其中确定颈动脉的血管弹性模量的可靠性的情况,但是本质上,本发明可以被应用于其中由于心跳而搏动的局部点被追踪以测量诸如弹性模量的弹性指标的情况。即,所述目标不局限于颈动脉,而是可以为腹主动脉、髂骨动脉等。

[0108] 局部点可以不必搏动。可以使用施加外力以移动追踪点,藉此可以根据移动方向和位移测量弹性模量的系统。

[0109] 虽然在上述实施例中已经说明了弹性模量用作血管的弹性指标的情况,但是血管在径向方向上的变形可以用作血管的弹性指标。

[0110] 虽然在上述实施例中通过中央处理单元(CPU)和使CPU执行各种处理的软件实现所述结构,但是可以通过诸如数字电路或模拟电路的硬件实现这些。软件存储在内部存储器(未示出)中。

[0111] 以程序设计语言说明了根据本发明的评价或确定血管的弹性指标可靠性的方法的算法,并且根据需要编译所述算法。用于评价或确定血管的弹性指标可靠性的程序存储在存储器(存储介质)中并被另一个装置的信息处理单元运行。因此,可以实现与根据本发明的超声波诊断设备相同的功能。

[0112] 即,可以在运行程序的计算机上处理根据本发明的评价或确定血管的弹性指标可靠性的方法。

[0113] 例如,根据本发明的用于评价或确定血管的弹性指标可靠性的程序具有用于使计算机,具体地使CPU运行评价或确定血管的弹性指标可靠性的方法的各个步骤的过程。具有该过程的程序可以由一个或多个程序模块构成。

[0114] 具有由计算机运行的过程的用于评价或确定血管的弹性指标可靠性的程序可以存储在计算机或服务器的存储器(存储装置)中,或者可以存储在存储介质中。在运行时,通过所述计算机(CPU)或另一计算机从存储器或存储介质读取程序并运行所述程序。因此,本发明可以被实现为存储用于评价或确定血管的弹性指标可靠性的程序以使计算机运

行评价或确定血管的弹性指标可靠性的方法的计算机可读存储器或存储介质。

[0115] 根据本发明的实施例的超声波诊断设备、评价或确定弹性指标可靠性的方法、和用于评价或确定弹性指标可靠性的程序可以用于例如装载在推车上并移动到医院的每一个房间的超声波诊断设备、在病人家里使用的轻质便携式超声波诊断设备、使用超声波仅测量血管的弹性指标的测量系统等。

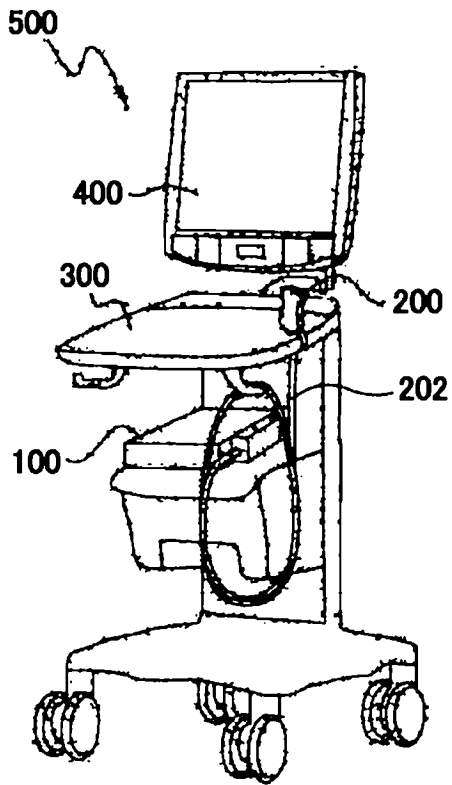


图 1

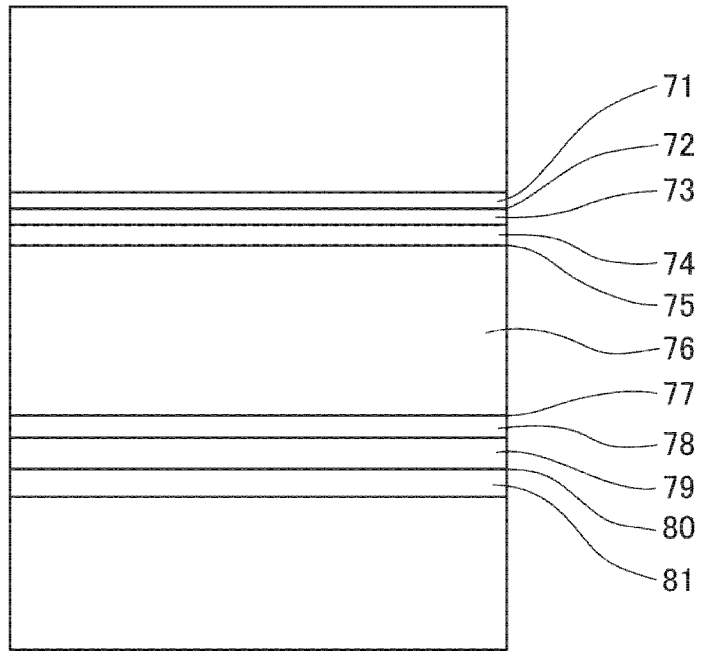


图 12

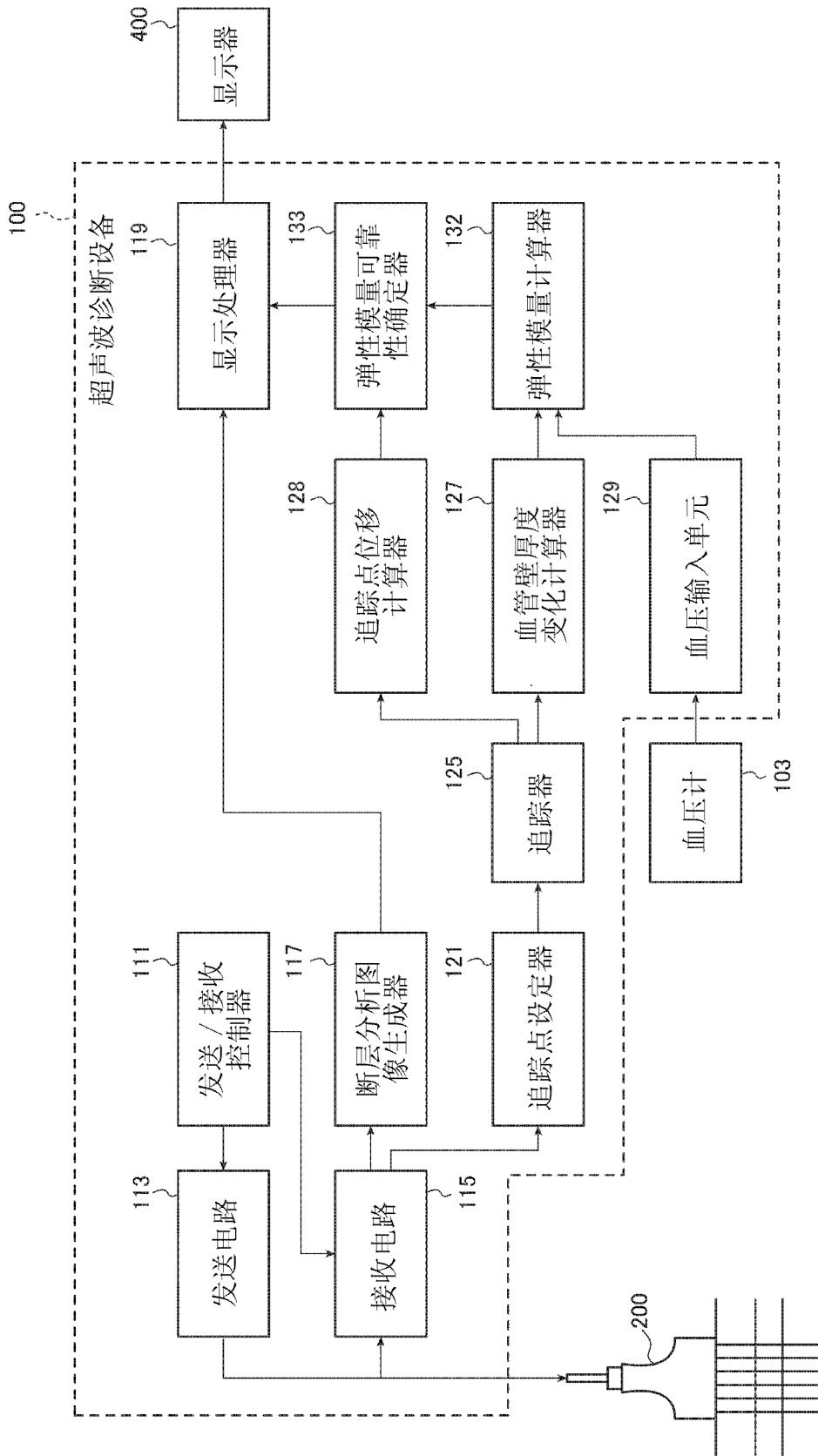


图 2

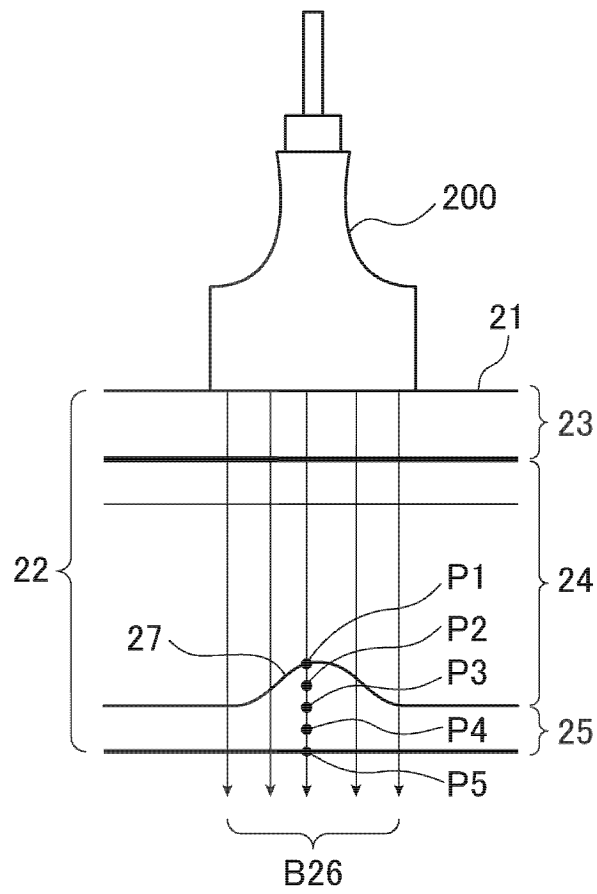


图 3

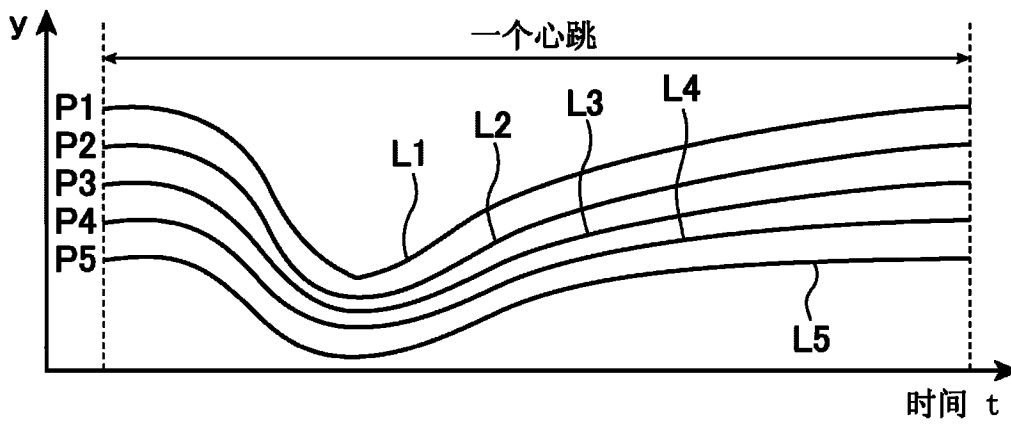


图 4

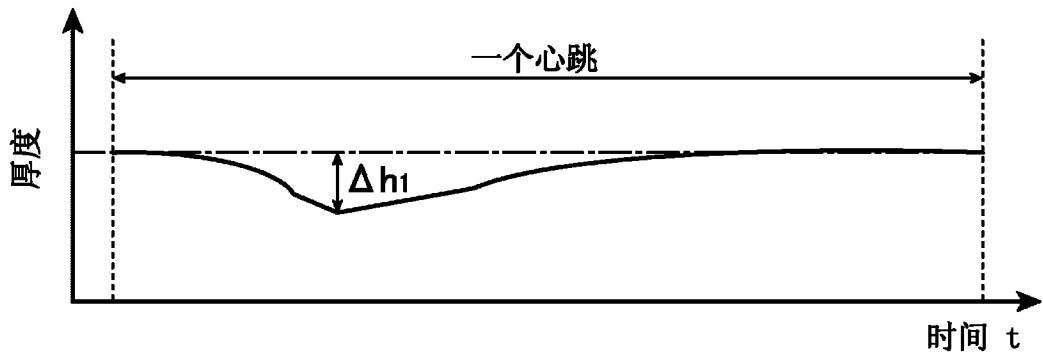


图 5A

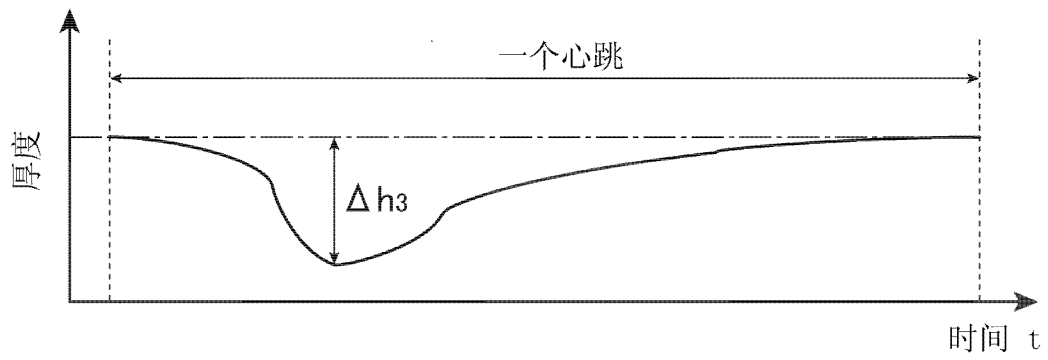


图 5B

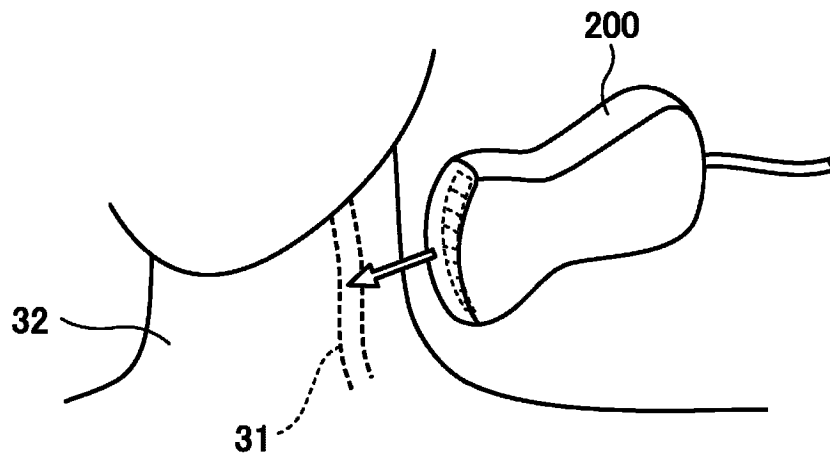


图 6

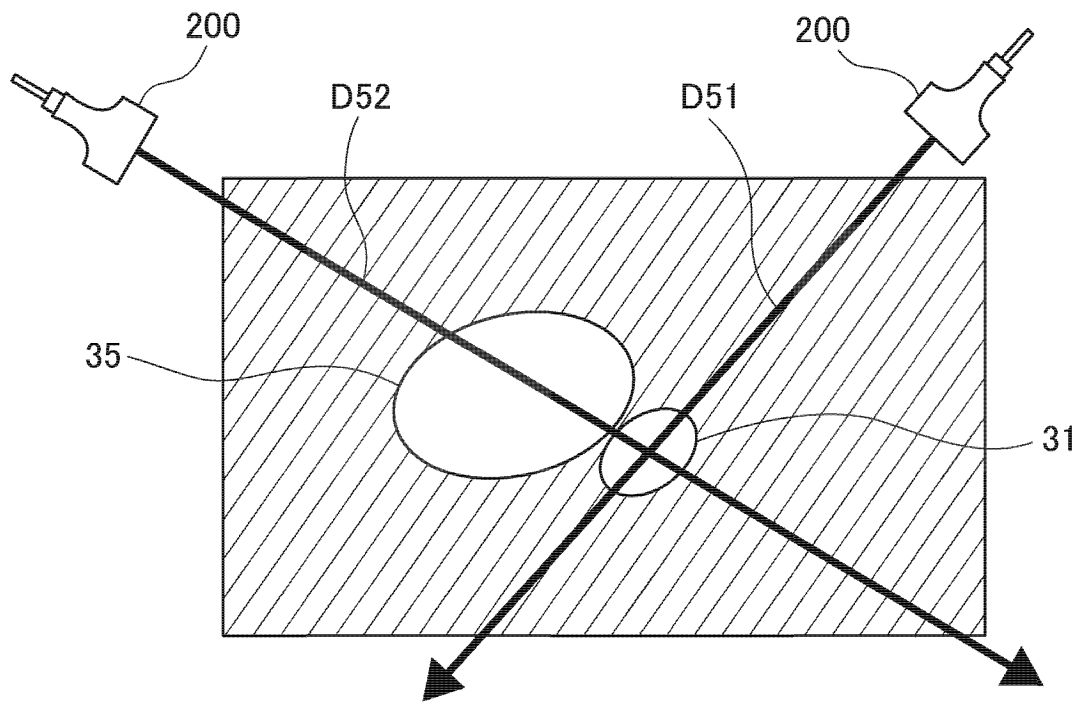


图 7A

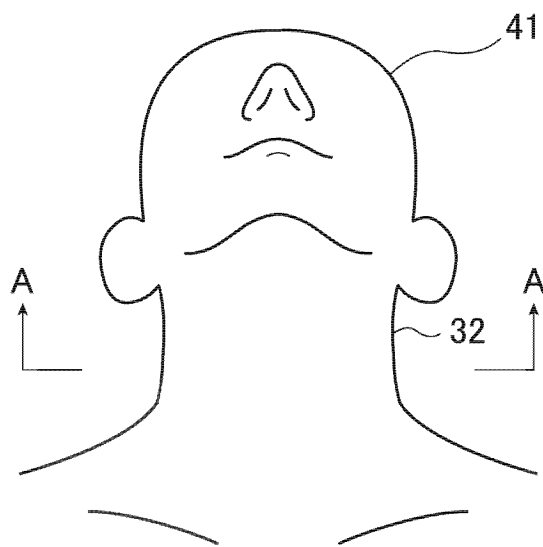


图 7B

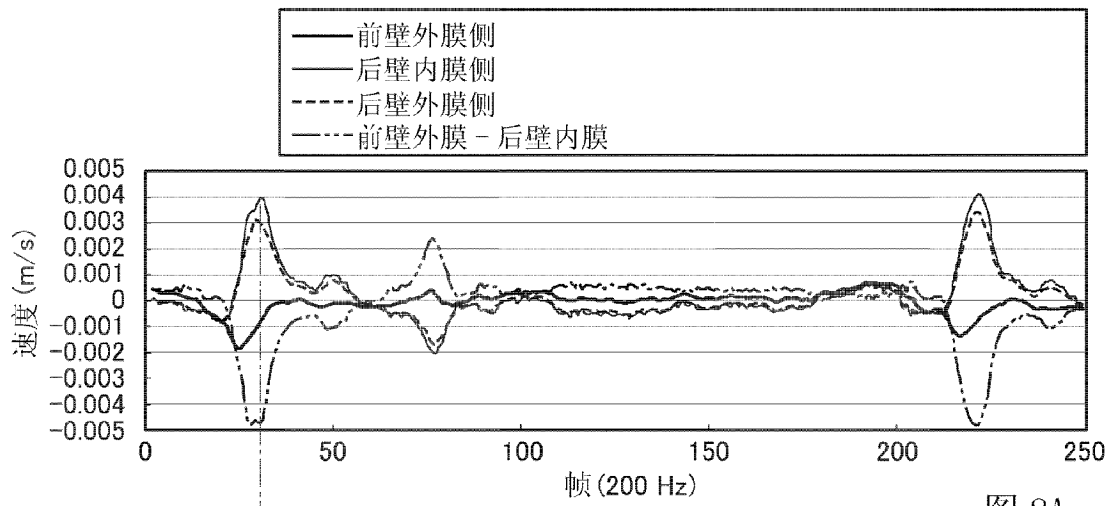


图 8A

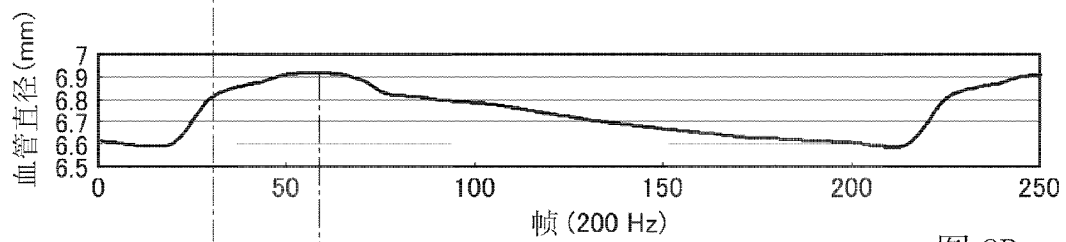


图 8B

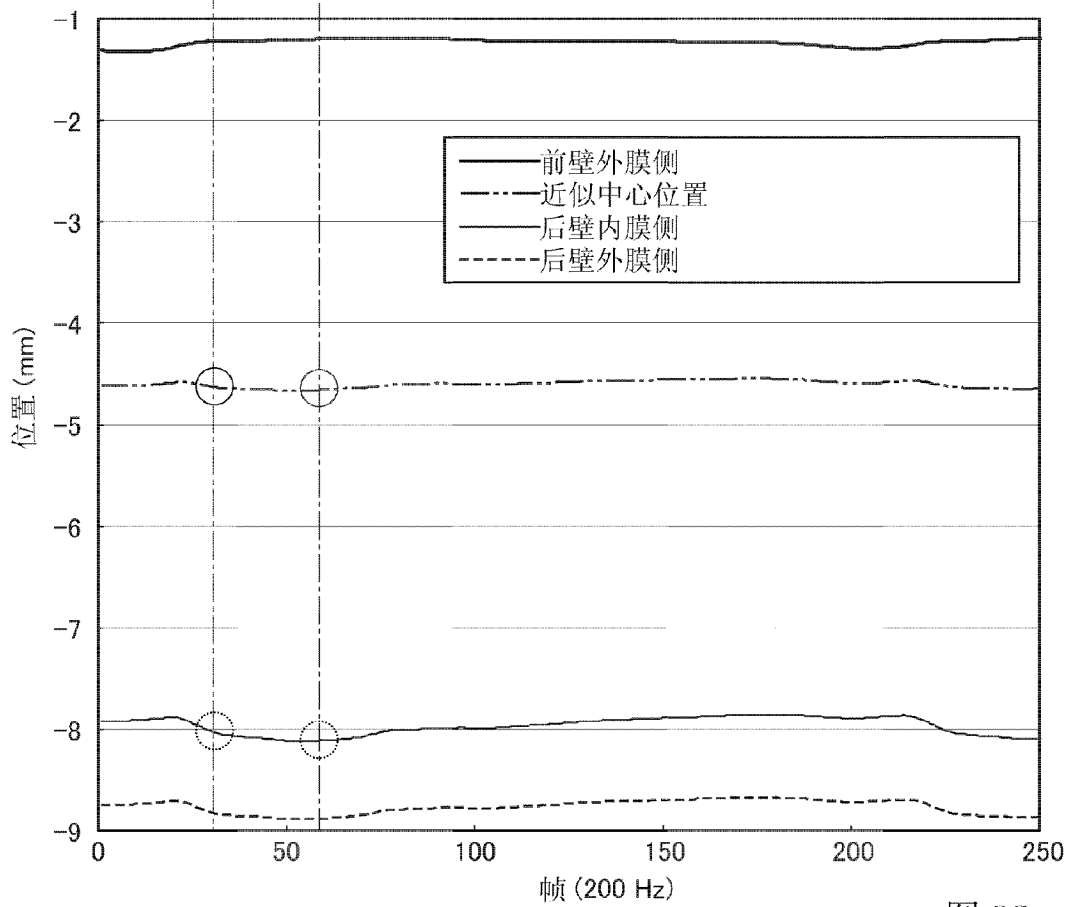


图 8C

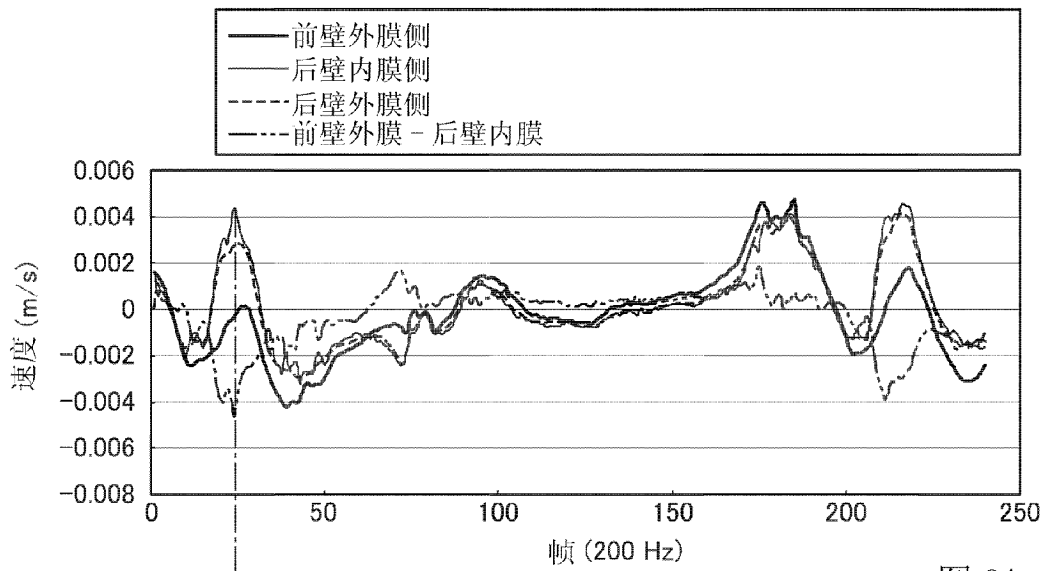


图 9A

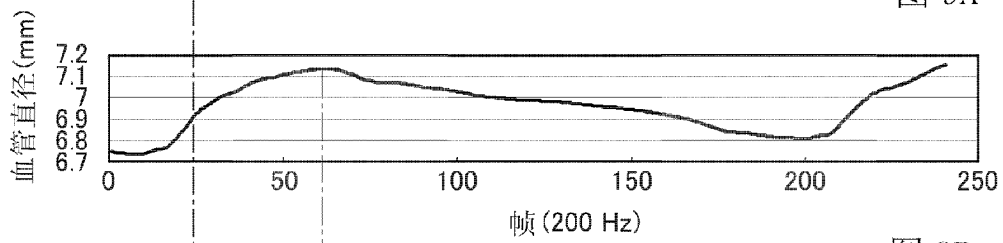


图 9B

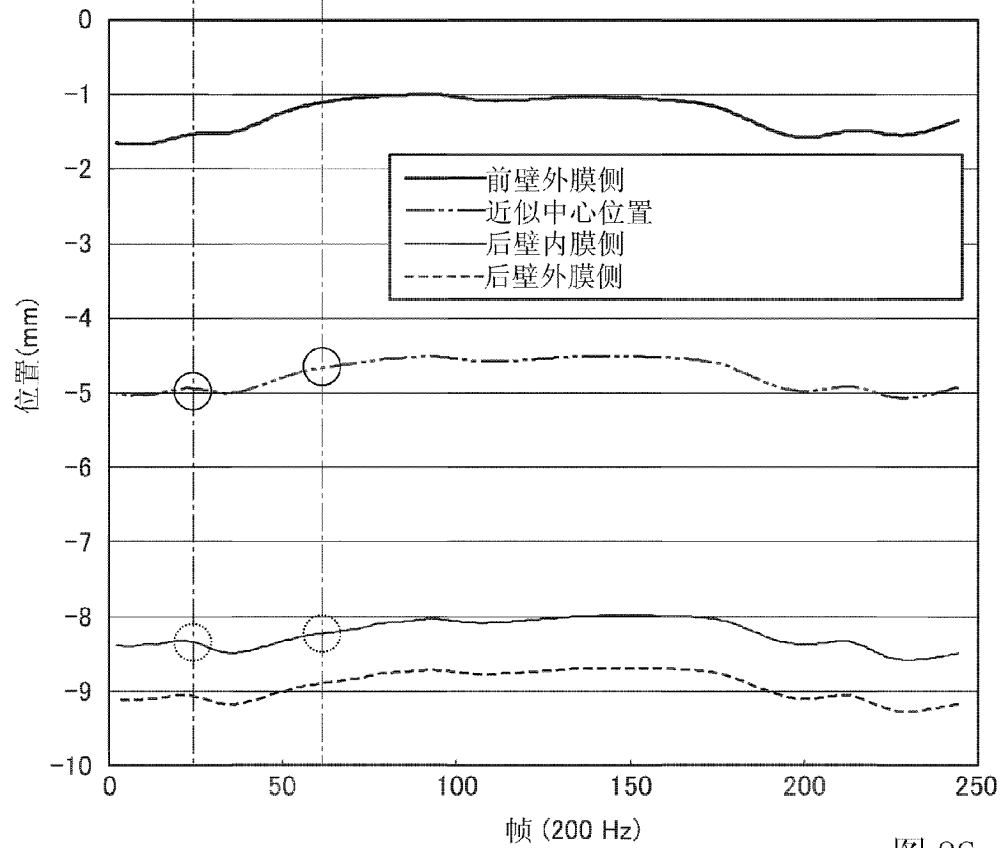


图 9C

	从前面			在静脉作为窗口 的情况下			在静脉作为窗口 的情况下推压		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
在 1 个心跳期间的血管中心位移 (mm)	0.12	0.09	0.11	0.49	0.60	0.80	0.21	0.12	0.14
血管后壁的从最小直径时间到 最大直径时间的位移 (mm)	-0.19	-0.14	-0.14	0.22	0.11	0.19	-0.04	-0.12	-0.12
血管中心的从最小直径时间到 最大直径时间的位移 (mm)	-0.07	-0.03	-0.04	0.34	0.24	0.30	0.08	-0.02	-0.01
弹性模量的可靠性	○	○	○	×	×	×	○	○	○

图 10

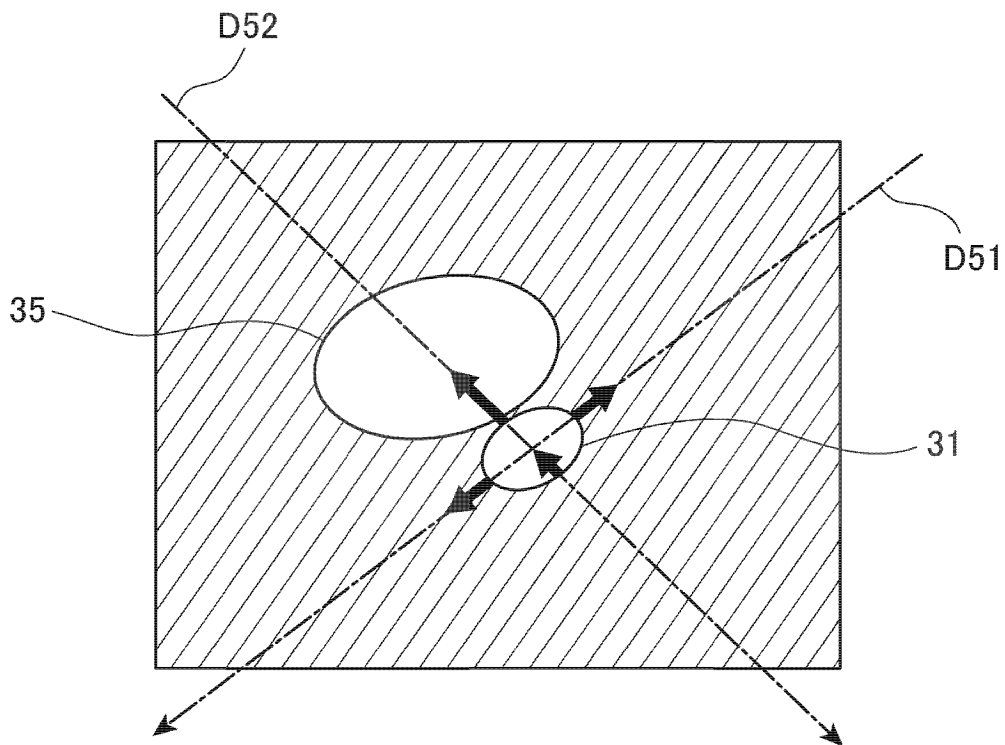


图 11A

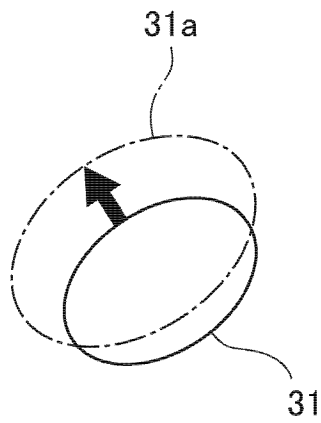
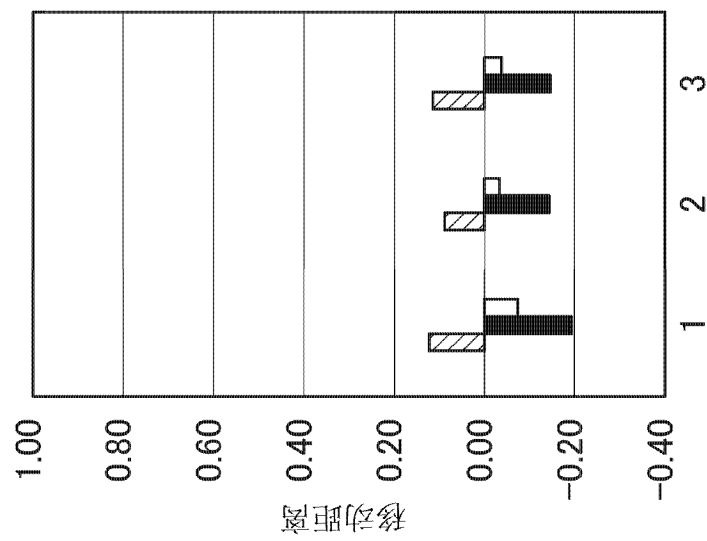
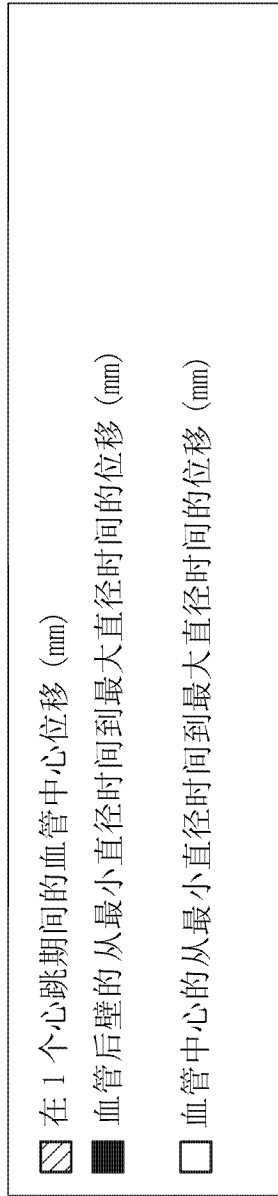
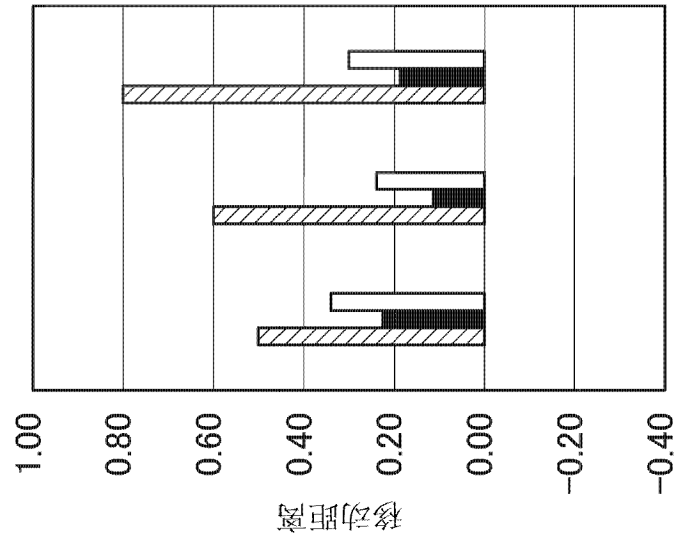


图 11B



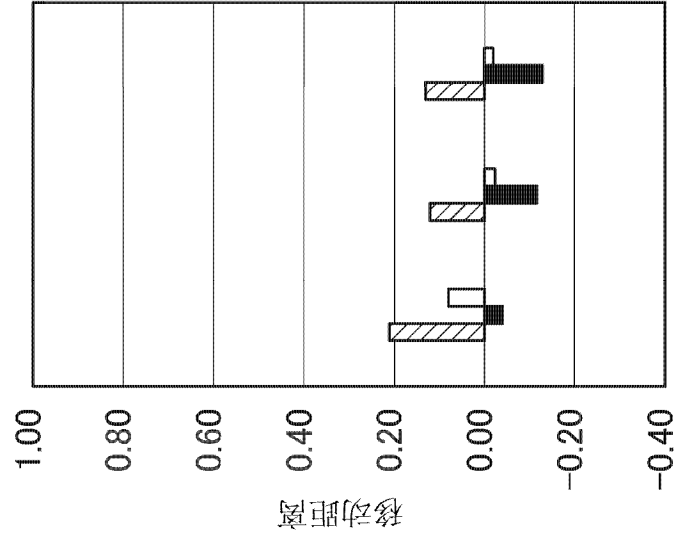
从前面

图 13A



在静脉作为窗口的情况下

图 13B



在静脉作为窗口的情况下推压

图 13C

图 13A 图 13B 图 13C

专利名称(译)	确定弹性指标可靠性的超声波诊断设备和方法		
公开(公告)号	CN102670254A	公开(公告)日	2012-09-19
申请号	CN201210048480.X	申请日	2012-02-28
[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	A61B8/5223 A61B8/485 A61B5/022 A61B8/469 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B5/02007 A61B8/5276 A61B8/4444		
优先权	2011050130 2011-03-08 JP		
其他公开文献	CN102670254B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种确定超声波束的弹性指标可靠性的超声波诊断设备和方法，所述超声波诊断设备和方法发送和接收超声波束、追踪在超声波束的发送方向上的血管的多个点在发送方向上的位移、根据追踪结果计算血管的弹性指标、获取血管的特定点的发送方向上的位移方向或位移量、以及根据获取结果确定弹性指标的可靠性。用于确定弹性指标可靠性的程序使计算机运行所述方法的各个步骤。计算机可读存储介质存储所述程序。

