



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102579082 B

(45) 授权公告日 2014. 05. 28

(21) 申请号 201210030454. 4

(22) 申请日 2008. 06. 02

(30) 优先权数据

2007-148463 2007. 06. 04 JP

2007-206519 2007. 08. 08 JP

2007-209248 2007. 08. 10 JP

2007-318465 2007. 12. 10 JP

(62) 分案原申请数据

200880019000. 9 2008. 06. 02

(73) 专利权人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 门仓雅彦 加藤真

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 岳雪兰

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

G01S 15/89 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2006-115937 A, 2006. 05. 11, 全文.

JP 特开 2005-74146 A, 2005. 03. 24, 全文.

JP 特开 2003-180686 A, 2003. 07. 02, 全文.

审查员 陈响

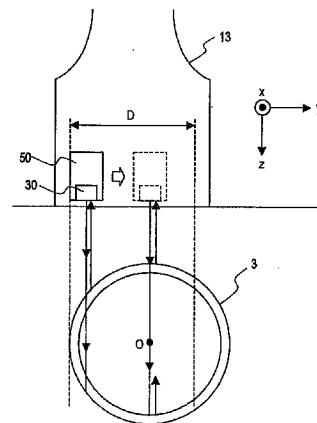
权利要求书2页 说明书33页 附图30页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及用于超声波诊断装置的超声波探头

(57) 摘要

本发明提供一种在测量弹性特性时用于调整超声波振子和血管的位置关系以使来自超声波振子的声音线通过血管剖面的中心的结构。超声波探头包括发送超声波并接收由活体组织反射的超声波的振子、和用于使振子物理地运动的驱动装置。在超声波诊断装置中检测血管的弹性特性时，驱动装置根据来自超声波诊断装置的控制信号启动振子，使发送超声波的方向及位置中的至少一个变化。超声波诊断装置的判定部根据表示反射波的强度的强度信息来确定反射强度变得最大时的振子的位置。然后，超声波诊断装置的运算部计算特定位置中的血管的弹性特性。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,具有发送超声波并接收由活体组织反射的上述超声波的振子、以及使上述振子的位置变化的驱动装置;

探头控制部,控制上述驱动装置,使上述振子发送上述超声波的方向及位置中的至少一个变化;

发送部,按照上述振子的位置多次向上述振子发送超声波;

接收部,使用上述振子反复接收由血管反射的上述超声波即反射波并产生多个接收信号;

强度信息产生部,根据上述多个接收信号,产生有关上述反射波的强度分布的强度信息;以及

判定部,根据上述强度信息,确定上述反射波的强度变得最大时的上述振子的位置,在确定的上述位置发送上述超声波,计算上述血管的形状检测值。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述强度信息产生部产生表示分别通过上述振子上的分开的接收部A及接收部B接收的上述反射波的强度分布的强度信息,

上述判定部判定上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息是否同时表示为最大,

在上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息未同时表示为最大的情况下,上述探头控制部使上述振子在与体表平行的平面上旋转规定的角度。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,

在上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息未同时表示为最大的情况下,

上述探头控制部根据上述接收部A的强度信息变得最大时的上述振子的位置、上述接收部B的强度信息变得最大时的上述振子的位置、和接收部A及B的距离,使上述振子旋转以使上述振子与上述血管基本上平行。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,

直到上述判定部判定上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息同时表示为最大为止,上述探头控制部使上述振子反复旋转上述规定的角度。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,

在上述判定部判定上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息同时表示为最大之后,上述判定部确定上述反射强度变得最大时的上述振子的位置。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,还包括:

控制部,对上述发送部及上述接收部指示上述超声波的发送及接收,以及

运算部,根据在上述接收部接收的上述超声波,计算上述血管的形状检测值,

上述控制部在上述振子存在于由上述判定部确定的上述位置时,指示上述超声波的发送及接收。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

还包括操作部,该操作部输出用于使上述振子的位置变化的控制信号,

上述探头控制部根据上述控制信号使上述振子的位置变化。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,

上述探头控制部从上述操作部经由网络获取上述控制信号。

9. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,利用具有在长度方向上排列的多个振动元件的振子,发送超声波并接收由活体组织反射的上述超声波;

发送部,对上述振子从沿上述长度方向的不同位置逐次发送超声波;

接收部,使用上述振子反复接收由血管反射的上述超声波即反射波,并产生多个接收信号;

强度信息产生部,根据上述多个接收信号,产生有关上述反射波的强度分布的强度信息;以及

判定部,根据上述强度信息,确定上述反射波的强度变得最大时的沿上述长度方向的位置,

在确定的上述位置发送上述超声波,计算上述血管的形状检测值。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,

上述超声波探头具有在上述超声波探头内使上述振子的位置变化的驱动装置,

上述超声波诊断装置还包括:

探头控制部,控制上述驱动装置,使上述振子发送上述超声波的位置变化;以及

运算部,计算上述血管的形状检测值,

在上述运算部检测上述确定的上述位置处的上述血管的形状检测值后,上述探头控制部控制上述驱动装置,使上述振子在垂直于上述超声波的发送方向、且垂直于上述长度方向的方向上移动。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,

上述发送部,还从沿上述长度方向的不同位置对移动后的上述振子逐次发送超声波。

超声波诊断装置及用于超声波诊断装置的超声波探头

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗用的超声波诊断装置及超声波探头 (ultrasonic probe), 特别地, 涉及一种检测活体内的组织的性状特性的超声波诊断装置及其控制方法, 用于该超声波诊断装置的超声波探头的结构及控制方法, 以及检测血管壁的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 近年来, 患心肌梗塞和脑梗塞等循环系统疾病的人逐步增加, 进行这种疾病的预防及治疗成为一个大问题。在心肌梗塞和脑梗塞的发病中, 与动脉硬化关系很大。具体地, 在血管壁上形成粥样, 当由于高血压等各种原因而不能产生动脉的新的细胞时, 动脉就会失去弹性, 变硬、变脆。而且, 由于在形成粥样的一部分血管阻塞, 覆盖粥样部分的血管组织破裂, 所以粥样向血管内流出; 由于在其它的部分使动脉阻塞, 动脉硬化的部分破裂, 所以引起这些疾病。为此, 早期诊断动脉硬化在这些疾病的预防和治疗中变得重要。在动脉硬化发展的早期阶段, 需要诊断动脉硬化的程度的诊断方法或诊断装置。

[0003] 过去, 通过使用血管导管直接观察血管内部的状态来诊断动脉硬化病变。但是, 在此诊断中, 由于有必要将血管导管插入血管内, 所以存在被测者的肉体的负荷大这样的问题。为此, 基于血管导管的观察对于明确存在动脉硬化病变的被测者而言, 为了确定其部位而使用, 例如作为用于健康管理的检查, 就不能使用此方法。

[0004] 检测作为动脉硬化的一个原因的胆固醇值、或检测血压值是被测者的负担较少, 且可容易进行的检查。但是, 这些值不是直接表示动脉硬化的程度的值。

[0005] 此外, 如果能早期诊断动脉硬化, 并对被测者投入动脉硬化的治疗药物的话, 则对动脉硬化的治疗发挥作用。但是, 可以说, 一旦动脉硬化发展了, 即使能通过治疗药物抑制动脉硬化发展, 也难以使硬化了的动脉完全恢复。

[0006] 基于这样的理由, 寻求一种被测者的负担较少、在动脉硬化发展的早期阶段, 诊断动脉硬化的程度的诊断方法或诊断装置。

[0007] 作为减少被测者的肉体的负担的非侵袭的医疗诊断装置, 过去使用超声波诊断装置和 X 射线诊断装置。通过从体外照射超声波或 X 射线, 不给被测者造成痛苦, 就能得到体内的形状信息, 或形状的时间变化信息。一旦得到体内的检测对象物的形状的时间变化信息 (运动信息), 就能求解出检测对象物的性状信息。例如, 根据与心跳导致的大振幅位移运动重叠的血管的微小的厚度的变化即血管的形变量、和血压差求解出血管的弹性特性。因此, 通过获得运动信息, 就能求解活体内的血管的弹性特性, 可直接得知动脉硬化的程度。

[0008] 特别是超声波诊断与 X 射线诊断比较的情况下, 由于仅用超声波探头接触被测者就能进行检测, 所以在不需要向被测者投入造影剂这点和不用担心受 X 射线照射这点上优良。现有的超声波诊断装置通过将回波信号的强度转换为对应的像素的亮度, 获得表示被测体的构造的断层图像。实时获取断层图像, 将其用于由断层图像诊断被测体的内部的构造中。

[0009] 近年来,由于电子技术的进步,所以能飞速提高超声波诊断装置的检测精度。伴随于此,推进了测量活体组织的微小运动的超声波诊断装置的研发。通过高精度地测量活体组织的微小运动,就能详细地检测动脉壁的弹性特性的二维分布。

[0010] 例如,专利文献 1 公开了一种通过使用带条件的最小二乘法来解析超声波回波信号的振幅和相位,从而高精度追踪检测对象的技术。将此技术称为相位差追踪法。根据此技术,能高精度地测量血管运动的振幅为几微米、频率达到几百 Hz 的快的振动成分。由此,报告了可以按几微米的数量级、高精度地测量血管壁的厚度变化和形变。

[0011] 此外,专利文献 2 公开了一种对被测体规定多个扫描区域进行超声波扫描、测量每一扫描区域的血管弹性特性的技术。

[0012] 另一方面,专利文献 3 的超声波诊断装置,将与弹性特性不同的血管特性、具体地是表示颈动脉的厚度的值作为用于判断被测者是否动脉硬化的指标进行检测。已知颈动脉包括从内侧起顺序具有内膜、中膜、外膜三层构造。专利文献 3 的超声波诊断装置测量其内膜和中膜的总厚度(内中膜复合体厚:以下称为 IMT) 的值。

[0013] 再有,在专利文献 3 的超声波诊断装置中由于没有测量血管的位移(形变)的装置,所以不能检测血管的弹性特性。此外,在此超声波诊断装置中在测量 IMT 值之前的阶段需要用于血管的三维显示的功能,处理需要时间,同时不能避免高成本化。

[0014] 此外,专利文献 4 及 5 公开了一种利用专利文献 1 的技术获取血管壁的形状值来计算弹性特性的技术。此外,专利文献 6 公开了一种将血管的形状三维图像化,基于得到的三维图像求解任意的剖面中的血管壁的厚度的技术。

[0015] 专利文献 1 :JP 特开平 10-5226 号公报

[0016] 专利文献 2 :JP 特开 2001-292995 号公报

[0017] 专利文献 3 :JP 特开 2006-000456 号公报

[0018] 专利文献 4 :国际公开 W02006/011504 号小册子

[0019] 专利文献 5 :国际公开 W02006/043528 号小册子

[0020] 专利文献 6 :JP 特开 2006-456 号公报

发明内容

[0021] 为了正确地测量血管的弹性特性,有关血管的形状的正确的时间变化信息(运动信息)是必需的。为此,必须在超声波的声音线通过血管剖面的中心的状态下进行血管的位移测量。

[0022] 例如,图 47(a1) 是相对于血管 3 理想地配置的探头 500 的上面图,(a2) 是其剖面图。从在探头 500 内设置的振子 501 输出的超声波的声音线通过血管 3 的剖面的中心 o。如果是此状态,则由于根据心跳血管 3 的厚度变化的方向和声音线的方向一致,所以能检测血管 3 的正确的形变量。因此,能检测正确的弹性特性。

[0023] 但是,在过去的超声波诊断装置中,关于超声波的声音线是否通过血管剖面的中心没有特别引起注意。虽然这是由于考虑到以超声波诊断装置的使用者达到熟练操作为前提,但由于理所当然地还要设想操作不熟练的使用者的使用,所以这种前提不适合。

[0024] 操作不熟练的使用者配置探头使超声波的声音线通过血管剖面的中心是困难的。例如,图 47(b1) 示出配置在偏离血管 3 的中心的位置的探头 500 的上面图。而且,图 47(b2)

表示其剖面图。在此状态下,由于血管 3 的厚度变化的方向和声音线的方向不一致,所以不能检测血管的正确的形变量。

[0025] 并且,图 48(a) 及 (b) 表示在与血管 3 不平行的状态下配置的探头 500 的上面图。由于来自振子 501 的声音线始终不通过血管剖面的中心,所以仍然不能检测血管 3 的正确的形变量。

[0026] 在上述的图 47(b1) 及 (b2)、图 48(a) 及 (b) 中的任意一个的情况下,特别是对装置的操作不熟练的使用者,一面看着图像,一面靠手的技术探寻血管剖面的中心是困难的。在这里检测出的弹性特性就会不正确。

[0027] 图 47 的例子,示出探头 500 与血管 3 平行配置的例子。但是,由于不能从外部看到血管 3 的方向,所以也常以与血管 3 接近垂直的状态配置。图 49(a) 及 (b) 示出在与血管 3 不平行的状态下配置的探头 500 的上面图。由于来自振子 501 的声音线通常不通过血管剖面的中心,所以仍然不能检测血管的正确的形变量。

[0028] 并且,不必限定血管 3 与表皮平行地延伸。在血管 3 从表皮向体内的深度方向延伸的情况下,在与表皮平行的平面内无论怎样地配置探头 500,来自振子 501 的声音线始终也不通过血管剖面的中心。于是仍然不能检测血管的正确的形变量。

[0029] 即使在上述的任意的情况下,特别是对装置的操作不熟练的使用者,一面看着图像,一面靠手的技术探寻血管剖面的中心是困难的。这样,检测出的弹性特性就会不正确。

[0030] 此外,还存在其它的问题。在下文中,与背景技术一起说明此问题。

[0031] 图 50(a) 及 (b) 示意地示出使用超声波诊断装置解析动脉血管(以下简称为血管)的血管壁的运动时的探头和血管 651 的配置。图 50(a) 示出与血管的轴平行、且含轴的血管壁的剖面,图 50(b) 示出垂直于轴的剖面。如这些图所示,血管 651 按照在血管内移动的血液的血流及血压的变化在径向 E 上扩张·收缩。即,由于根据血管的扩张·收缩,血管壁以轴 651a 为中心放射状地移动,所以血管 651 的血管壁的各组织与轴 651a 平行、且在包含轴 651a 及其组织的平面上移动。

[0032] 此外,血管的扩张·收缩仅是与血管壁的轴 651a 垂直的方向的运动。因此,如图 50(a) 所示,在含轴 651a 的平面中,在从超声波探头 611 的多个振子 611a 向与轴 651a 垂直的方向进行超声波束 L1 的扫描的情况下,就变成了各组织仅在各超声波束的声音线上移动。因此,就能根据从各超声波束得到的回波信号来解析血管壁的运动。换言之,不使用相邻的超声波束的回波信号就能求解出处于各超声波束上的血管壁的组织运动。例如,如图 50(a) 所示,虽然处于位置 A1 的组织因血管 651 的扩张而向位置 A1' 移动,但在移动前后位于相同的声音线上。因此,通过仅使用基于具有通过位置 A1 的声音线的超声波束的回波信号,就能解析处于位置 A1 的组织运动。由此,在通过动脉的轴的剖面中,通过使超声波束从与轴方向垂直的方向向动脉入射,接收超声波回波,就能以较少的运算量检测血管壁组织的厚度的变化量的二维分布,能求解出弹性特性。

[0033] 如图 50(b) 所示,在不通过血管的轴 651a 的平面上,向血管 651 的位置 A2 的组织发送超声波束 L1' 的情况下,由于血管 651 的扩张,处于位置 A2 的组织向位置 A2' 移动。但是,超声波束 L1' 的声音线不在位置 A2' 上。因此,处于 A2 的位置的组织运动不能使用未通过轴 651a 的超声波束 L1' 进行解析。如此,在使用超声波解析血管壁各组织的运动的情况下,平行于血管壁的轴、且在包含轴的剖面中进行超声波束的扫描是重要的。

[0034] 根据上述的方法解析血管壁的运动,求解组织的弹性特性的情况下,虽然血管进行扩张·收缩,但却以血管的位置不变化为前提。通常,由于在血管的周围存在血管外组织,来维持血管的位置,所以血管的位置不变化这样的前提成立。但是,对于血管的位置、和被测者而言,血管的位置常常向与轴平行的方向进行横向抖动这样的移动。例如,如图 51 所示,处于血管外组织 652 内的血管 651 常像虚线 651' 所示的相对于轴 651a 按箭头标记 D 所示平行地移动。这是考虑到在包围血管 651 的血管外组织 652 具有不均匀的组成,例如血管 651 的一部分被脂肪包围、另一部分被肌肉包围的情况下,随着血管 651 的扩张·收缩,轴 651a 的位置移动。这样的移动由于与血管 651 的扩张·收缩关联,所以按与一心跳周期一致的周期产生。

[0035] 在血管 651 横向抖动的情况下,在通过轴 651a 的平面上进行扫描的超声波束 L1 随着血管的移动而偏离轴 651a。其结果,设定在通过轴 651a 的平面中的位置 A1 的组织就会偏离超声波束 L1 的声音线,不能进行正确的运动的解析。

[0036] 为了解决这样的课题,考虑三维地解析血管(例如专利文献 6)。但是,专利文献 6 的技术只不过单纯地求解某一时刻的血管的三维形状,没有三维地解析血管壁的运动。

[0037] 理论上三维地解析血管的运动是可能的。但是,为了三维地解析血管壁的运动,需要大规模的检测电路,此外,用于进行检测对象点的追踪的运算量也会变得庞大。特别是用于求解活体组织的厚度变化量和弹性特性的运算量比用于求解检测对象点的运动速度的运算量庞大。由此,在现有的超声波诊断装置中使用的运算电路中,进行这样庞大的运算非常困难。此外,在超声波诊断装置中采用运算能力非常高的计算机的情况下,超声波诊断装置就会价格升高。

[0038] 本发明的目的在于,提供一种在测量弹性特性时,用于调整超声波振子和血管的位置关系以使来自超声波振子的声音线通过血管剖面的中心的结构。此外,本发明的另一目的在于,提供一种考虑血管壁的横向抖动,使用简单的运算电路就能正确地检测活体组织的厚度变化量和弹性特性的超声波诊断装置。

[0039] 根据本发明的超声波探头,连接到超声波诊断装置,包括:发送超声波、接收由活体组织反射的上述超声波的振子;和使上述振子的位置变化的驱动装置;在上述超声波诊断装置检测血管的性状特性的时候,上述驱动装置根据来自上述超声波诊断装置的控制信号使上述振子的位置变化,使发送上述超声波的方向及位置中的至少一个变化。

[0040] 上述振子规定有可动范围,在上述振子进行上述超声波的发送接收的期间,上述驱动装置可以使上述振子的位置在上述范围内变化。

[0041] 上述驱动装置,可以使上述振子在平行于上述超声波探头接触的活体表面的方向上移动,使发送上述超声波的位置变化。

[0042] 上述振子包括沿第一方向排列的至少 1 列超声波振动元件组,上述驱动装置,可以使上述振子在平行于上述超声波探头接触的活体表面的平面上、且在与上述第一方向垂直的第二方向上移动。

[0043] 上述振子包括沿第一方向排列的至少 1 列超声波振动元件组,上述驱动装置可以使上述振子在平行于上述超声波探头接触的活体表面的平面上旋转。

[0044] 上述驱动装置可以是将驱动力传递给与上述振子一体移动的齿条(rack)或钢丝(wire)的电机。

[0045] 上述驱动装置可以使上述振子以平行于上述超声波探头接触的活体表面的方向的支轴为中心摇动,使发送上述超声波的角度变化。

[0046] 上述驱动装置可以是旋转轴连接到上述支轴的电机。

[0047] 上述驱动装置可以使上述振子的位置在平行于上述活体表面的第一方向、平行于上述活体表面且与上述第一方向垂直的第二方向、与上述第一方向及上述第二方向的任意一个都垂直的第三方向、以沿上述第一方向的轴为中心的第一旋转方向、以沿上述第二方向的轴为中心的第二旋转方向、以及以沿上述第三方向的轴为中心的第三旋转方向中的多个方向上变化。

[0048] 上述驱动装置,包括产生用于分别使上述振子移动的驱动力的多个促动器、和多个连杆(link);可以经由上述多个连杆,将由上述多个促动器产生的驱动力传递给上述振子。

[0049] 上述驱动装置可以具有并行连杆机构。

[0050] 上述振子可以设置在填充了声耦合液的口袋单元内。

[0051] 根据本发明的超声波诊断装置,包括:超声波探头,具有发送超声波并接收由活体组织反射的上述超声波的振子、以及使上述振子的位置变化的驱动装置;探头控制部,控制上述驱动装置,使上述振子发送上述超声波的方向及位置中的至少一个变化;发送部,按照上述振子的位置多次向上述振子发送超声波;接收部,使用上述振子反复接收由血管反射的上述超声波,并产生多个接收信号;强度信息产生部,根据上述多个接收信号,产生有关上述反射波的强度分布的强度信息;以及判定部,根据上述强度信息,确定上述反射强度变得最大时的上述振子的位置;在确定的上述位置发送上述超声波,计算上述血管的形状检测值。

[0052] 上述强度信息产生部产生表示分别通过上述振子上的分开的接收部A及接收部B接收的上述反射波的强度分布的强度信息,上述判定部判定上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息是否同时表示为最大,在上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息未同时表示为最大的情况下,上述探头控制部可以使上述振子在与体表平行的平面上旋转规定的角度。

[0053] 在上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息未同时表示为最大的情况下,上述探头控制部根据上述接收部A的强度信息变得最大时的上述振子的位置、上述接收部B的强度信息变得最大时的上述振子的位置、和接收部A及B的距离,使上述振子旋转以使上述振子与上述血管基本上平行。

[0054] 也可以直到上述判定部判定上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息同时表示为最大为止,上述探头控制部都使上述振子反复旋转上述规定的角度。

[0055] 也可以在上判定部判定上述接收部A的强度信息及上述接收部B的强度信息同时表示为最大之后,上述判定部确定上述反射强度变得最大时的上述振子的位置。

[0056] 上述超声波诊断装置还包括:控制部,对上述发送部及上述接收部指示上述超声波的发送及接收;以及运算部,根据在上述接收部接收的上述超声波,计算上述血管的形状检测值;上述控制部可以在上述振子存在于由上述判定部确定的上述位置时,指示上述超声波的发送及接收。

[0057] 上述超声波诊断装置还包括操作部,该操作部输出用于使上述振子的位置变化的

控制信号；上述探头控制部可以根据上述控制信号使上述振子的位置变化。

[0058] 上述探头控制部可以从上述操作部经由网络获取上述控制信号。

[0059] 根据本发明的另一超声波诊断装置,包括:超声波探头,利用具有在长度方向上排列的多个振动元件的振子,发送超声波并接收由活体组织反射的上述超声波;发送部,对上述振子从沿上述长度方向的不同位置逐次发送超声波;接收部,使用上述振子反复接收由血管反射的上述超声波,并产生多个接收信号;强度信息产生部,根据上述多个接收信号,产生有关上述反射波的强度分布的强度信息;以及判定部,根据上述强度信息,确定上述反射强度变得最大时的沿上述长度方向的位置;在确定的上述位置发送上述超声波,计算上述血管的形状检测值。

[0060] 上述超声波探头具有在上述超声波探头内使上述振子的位置变化的驱动装置;上述超声波诊断装置还包括:探头控制部,控制上述驱动装置,使上述振子发送上述超声波的位置变化;以及运算部,计算上述血管的形状检测值;在上述运算部检测上述确定的上述位置处的上述血管的形状检测值后,上述探头控制部控制上述驱动装置,使上述振子在垂直于上述超声波的发送方向、且垂直于上述长度方向的方向上移动。

[0061] 上述发送部还从沿上述长度方向的不同位置对移动后的上述振子逐次发送超声波。

[0062] 根据本发明的再另一超声波诊断装置,使用超声波探头,通过使上述超声波探头接触包含动脉血管的血管壁的被测体,进行上述被测体的检测,其中,该超声波探头具有多个振动元件一维地排列的振子,且上述振子能在上述超声波探头内部在相对于上述排列方向垂直的方向上移动;该超声波诊断装置包括:发送部,驱动上述超声波探头的振子,以便向包含上述动脉血管的血管壁的被测体的检测区域发送第一及第二发送波;探头控制部,控制相对于上述排列方向垂直的方向中的振子的位置;接收部,使用上述超声波探头接收通过上述被测体中反射上述第一及第二发送波而分别获得的反射波,并分别产生第一及第二接收信号;检测位置决定部,控制上述探头控制部,在按每一心跳周期使上述振子的位置变化的同时、检测上述第一接收信号的强度,根据上述强度,推定上述一心跳周期中的动脉血管的轴的位置变化,控制上述探头控制部以使上述振子的位置按照与推定出的位置变化一致的方式进行变化;以及运算部,根据通过使上述振子的位置与上述推定出的位置变化一致的方式进行变化而得到的上述第二接收信号计算上述被测体的形状检测值。

[0063] 也可以通过顺序驱动上述多个振动元件,并用上述第一及第二发送波扫描上述检测区域,从而得到1帧的上述第一及第二接收信号,上述发送部在上述一心跳周期中,发送多帧上述第一及第二发送波。

[0064] 上述检测位置决定部也可以按每一帧决定上述第一接收信号变为最大的振子的位置,控制上述探头控制部,以使上述振子的位置按照与决定的位置一致的方式进行变化。

[0065] 上述超声波诊断装置还可以包括断层图像产生部,该断层图像产生部根据上述第一接收信号的振幅信息产生B模式图像用信号。

[0066] 发明效果

[0067] 根据本发明,在检测血管的弹性特性的时候,超声波探头内的驱动装置根据来自超声波诊断装置的控制信号启动振子,使发送超声波的方向及位置的至少一个变化。超声波诊断装置的判定部根据表示反射波的强度的强度信息确定反射强度变得最大时的振子

的位置。由此,能在弹性特性的测量时,调整超声波振子和血管的位置关系以使来自超声波振子的声音线通过血管剖面的中心。而且,通过计算此位置的血管的弹性特性就能得到血管的正确的弹性特性。

[0068] 此外,根据本发明,检测位置决定部控制探头控制部,在使振子的位置按每一心跳周期变化的同时,检测第一接收信号的强度。检测值决定部,根据检测出的强度,进一步推定一心跳周期中的血管轴的位置变化,控制探头控制部,以使振子的位置按照与推定出的位置变化一致的方式进行变化。因此,即使是在血管与轴平行的方向上移动的情形,也能不三维地解析血管的运动,而用比较简单的电路结构抑制由血管的移动引起的检测误差的产生,求解出正确地弹性特性。

附图说明

[0069] 图 1 是表示使用超声波诊断装置 11,用于进行血管 3 的弹性特性的测量的结构的方框图。

[0070] 图 2 是表示内置于超声波探头 13 内的超声波振子组 30 的图。

[0071] 图 3(a1) 及 (b1) 是使用沿 x 方向排列的多个超声波振子形成焦点时的超声波集束波的示意图,(a2) 及 (b2) 是超声波集束波的简化图。

[0072] 图 4 是示意地表示在活体组织中传播的超声波束的图。

[0073] 图 5 是表示超声波诊断装置 11 的内部结构的方框图。

[0074] 图 6 是表示运算部 19 的内部结构的方框图。

[0075] 图 7 是在显示部 21 上示出的血管壁 40 及 ROI 41 的示意图。

[0076] 图 8 是表示由血管壁 40 的 ROI 41 规定的区域中的弹性特性的图。

[0077] 图 9 是表示一面产生超声波一面在超声波探头 13 内移动的振子 30 的图。

[0078] 图 10 是表示伴随振子 30 的移动、强度信息产生部 23 产生的超声波反射波的反射强度的图。

[0079] 图 11(a) 及 (b) 是表示实施方式 1 的超声波探头 13 的物理结构的斜视图及上面图。

[0080] 图 12 是表示在实施方式 1 的超声波诊断装置 11 中测量血管 3 的弹性特性的处理过程的流程图。

[0081] 图 13(a) 及 (b) 是表示以点 Ka 及 Kb 为支点使机壳 50 像摆那样移动的超声波探头 13 的结构例的图。

[0082] 图 14 示出了作为振子 30 的变化例的振子 35。

[0083] 图 15 是表示向 y 轴方向的振子 35 的移动量 y 和在超声波振子组 35a 及超声波振子组 35b 中检测出的反射强度的差值 T 之间的关系图。

[0084] 图 16 是表示振子 30 和血管 3 未平行地配置的例子图。

[0085] 图 17 是表示在接收部 A 及 B 中检测出的各个反射强度的波形的图。

[0086] 图 18 是表示使振子 30 旋转的结果,振子 30 和血管 3 平行地配置的例子图。

[0087] 图 19 是表示由接收部 A 及 B 检测出的双方的反射强度都在 y_0 变成最大值时的波形图。

[0088] 图 20(a) 及 (b) 是表示实施方式 2 的超声波探头 13 的物理结构的图。

[0089] 图 21 是表示在实施方式 2 的超声波诊断装置 11 中测量血管 3 的弹性特性的处理过程的流程图。

[0090] 图 22(a) ~ (d) 分别是表示具有形状及配置不同的接收部 A 及 B 的振子 30a ~ 30d 的例子图。

[0091] 图 23(a) 及 (b) 是表示振子 30 的多轴运动和超声波探头 13 的结构图。

[0092] 图 24 是表示超声波探头 13 的具体的结构例的图。

[0093] 图 25 是表示超声波探头 13 的具体的结构例的图。

[0094] 图 26 是表示超声波探头 13 的具体的结构例的图。

[0095] 图 27 是表示一面产生超声波一面扫描 x 轴方向的振子 30 的图。

[0096] 图 28 是表示用超声波扫描 x 轴方向的结果, 强度信息产生部 23 产生的超声波反射波的反射强度的分布的图。

[0097] 图 29 是表示在实施方式 3 的超声波诊断装置 11 中测量血管 3 的弹性特性的处理过程的流程图。

[0098] 图 30(a) 及 (b) 是表示以机壳 50 的较上方的点 K 为支轴使机壳 50 像摆那样振动的超声波探头 13 的结构例的图, (c) 是表示该超声波探头 13 的具体的结构的图。

[0099] 图 31 是表示一面从 0 度慢慢变大这样变更超声波探头 13 的角度一面发送超声波时的、强度信息产生部 23 产生的超声波反射波的反射强度的分布的图。

[0100] 图 32 是表示振子 35 的角度和在超声波振子组 35a 及超声波振子组 35b 中检测出的反射强度的差值 T 之间的关系的图。

[0101] 图 33 是表示在实施方式 4 的超声波诊断装置 11 中测量血管 3 的弹性特性的处理过程的流程图。

[0102] 图 34 是表示实施方式 5 的超声波诊断装置 401 的方框图。

[0103] 图 35(a) 及 (b) 是示意地表示在实施方式 5 中使用的超声波探头的构造的图。

[0104] 图 36(a) 是说明血管的移动和振子 311a 的移动的示意图, (b) 是表示与血管的轴垂直的剖面中的超声波的反射强度的分布的示意图。

[0105] 图 37 是说明实施方式 5 的超声波诊断装置 401 的工作的流程图。

[0106] 图 38(a) 是表示用于推定血管的位置变化的检测中的振子的位置的图, (b) 是用于使振子按照与推定出的血管的位置变化一致的方式进行移动的位置的图, (c) 是表示用于求解血管的形状值及性状值的发送波的计时的图。

[0107] 图 39 是表示在按每一心跳周期使振子的位置变化的同时检测反射波的强度的结果的图。

[0108] 图 40 是说明在第二发送波的声音线上设定的检测对象位置的图。

[0109] 图 41 是表示检测对象位置和对对象组织及弹性特性的关系图。

[0110] 图 42 是表示在实施方式 5 的超声波诊断装置 401 的显示部中显示的图像的一例的图。

[0111] 图 43 是表示实施方式 6 的超声波诊断装置 402 的方框图。

[0112] 图 44 是说明在实施方式 6 中追踪血管的移动的方法的图。

[0113] 图 45 是表示实施方式 6 中的发送波的计时的图。

[0114] 图 46 是说明实施方式 6 的超声波诊断装置 402 的工作的流程图。

[0115] 图 47(a1) 及 (a2) 是相对于血管 3 理想地配置的探头 500 的上面图及剖面图, (b1) 及 (b2) 是配置在偏离血管 3 的中心的位置的探头 100 的上面图及剖面图。

[0116] 图 48(a) 及 (b) 是在与血管 3 不平行的状态下配置的探头 500 的上面图。

[0117] 图 49(a) 及 (b) 是在与血管 3 不平行的状态下配置的探头 500 的上面图。

[0118] 图 50(a) 及 (b) 是说明进行血管的检测的时候的血管和探头的配置的图。

[0119] 图 51 是说明向与血管的轴平行的方向移动的图。

[0120] 符号说明

[0121]	1	血管外组织	2	体表
[0122]	3	血管	4	血管前壁
[0123]	5	血液	11	超声波诊断装置
[0124]	12	血压计	13	超声波探头
[0125]	14	发送部	15	接收部
[0126]	16	延迟时间控制部	17	相位检波部
[0127]	18	滤波部	19	运算部
[0128]	20	运算数据存储部	21	显示部
[0129]	22	心电图仪	23	强度信息产生部
[0130]	24	中心位置判定部	25	探头控制部
[0131]	26	控制部	30、35	振子
[0132]	31	形状检测值运算部	32	性状特性值运算部
[0133]	40	血管壁	41	ROI
[0134]	50	机壳	110、112	齿条 (rack)
[0135]	111、113	电机	121	连杆 (link)
[0136]	122	联轴节 (joint)	123	促动器
[0137]	124	可动基底部	125	基底部
[0138]	130	口袋单元	131	声耦合液
[0139]	132	窗口部	133	工作点部

具体实施方式

[0140] 下面, 参照附图, 说明本发明的超声波诊断装置的实施方式。

[0141] 图 1 是表示使用超声波诊断装置 11, 用于进行血管 3 的弹性特性的测量的结构的方框图。此结构在各实施方式中通用。

[0142] 超声波探头 13 紧密接触地支持着被测者的体表 2, 利用 1 或多个超声波振子向包含血管外组织 1 及血管 3 的体组织内部发送超声波 (声音线)。血管外组织 1 由脂肪和肌肉等构成。发送的超声波被血管 3 和血液 5 反射、散射, 其一部分返回超声波探头 13, 作为回波被接收。

[0143] 超声波探头 13 内置有以阵列状排列的多个超声波振动元件 (超声波振动元件组)。在后述的实施方式中, 虽然说明了本发明的超声波探头 13 的特征的构造及工作, 但在此概括说明超声波探头 13 的基本的工作原理。

[0144] 图 2 示出内置于超声波探头 13 内的超声波振动元件组 30。超声波振动元件组 30,

例如各超声波振动元件沿一方向排列,构成所谓 1D 阵列振子。以下将具有超声波振动元件组 30 的单元记述为“振子 30”。

[0145] 例如,振子 30 由压电体构成,通过驱动压电体发送超声波,此外通过压电体接收超声波从而将超声波转换为电信号。振子 30 使各超声波振动元件顺序摇动进行超声波的发送接收,能进行规定范围的扫描。此外,振子 30 在规定的位置(焦点位置)使来自多个超声波振动元件的各超声波的相位重合,也能够接收在焦点位置反射的信号。在图 3 中示出了后者的例子。

[0146] 图 3(a1) 及 (b1) 示意地示出使用沿 x 方向排列的多个超声波振动元件形成焦点时的超声波的集束波。超声波的集束波具有图示这种规定的宽度,在 z 轴方向的规定深度具有焦点。

[0147] 再有,在本申请附图上也简化记载。例如,代替对应图 3(a1) 的超声波的集束波,常常仅记载在图 3(a2) 中作为“声音线”示出的超声波束的中心轴。此外,代替对应图 3(b1) 的超声波的集束波,常常仅记载在图 3(b2) 中作为“声音线”示出的超声波束的中心轴。

[0148] 图 4 示意地表示在活体组织中传播的超声波束。从超声波探头 13 出射的超声波发送波作为具有某一有限的宽度的超声波束 67 在 z 轴方向行进,在活体组织 60 的血管外组织 1 及血管 3 中传播。而且,在传播的过程中,由血管外组织 1 及血管 3 反射或散射的超声波的一部分返回超声波探头 13,作为超声波反射波被接收。将超声波反射波作为时间系列信号进行检测,越是从接近超声波探头 13 的组织得到的反射的时间系列信号,在时间轴上就位于越接近原点的位置。通过改变延迟时间就能控制超声波束 67 的宽度(束径)。

[0149] 如上所述,由血管外组织 1、血管 3 及血液 5 产生超声波反射波。位于声音线 66 上的血管前壁等多个检测对象位置 $P_n(P_1、P_2、P_3、P_k \cdots P_n)$, n 是 3 以上的自然数),按某一固定间隔以接近超声波探头 13 的顺序排列为 $P_1、P_2、P_3、P_k \cdots P_n$ 。如果在深度方向上设置以图 4 的上方为正、下方为负的坐标轴,设检测对象位置 $P_1、P_2、P_3、P_k \cdots P_n$ 的坐标分别为 $Z_1、Z_2、Z_3、Z_k \cdots Z_n$,则来自检测对象位置 P_k 的反射在时间轴上就会位于 $t_k = 2Z_k/c$ 。在此, c 表示体组织内的超声波的声速。反射波信号(时间系列信号)作为表示检测对象位置的状态的信息被利用。

[0150] 在检测血管的弹性特性和形变等血管 3 的性状特性之前,超声波诊断装置 11 对血管 3 发送超声波并获取反射波信号。然后,利用后述的实施方式 1 及 2 说明的方法,调整超声波探头 13 或振子 30 和血管 3 的位置关系,以使从超声波探头 13 的振子 30 发送的超声波(声音线)通过血管 3 的剖面的中心。

[0151] 一旦结束两者的位置关系的调整,超声波诊断装置 11 就再次向体组织内部发送超声波,进行基于接收的回波的接收信号的解析及运算。超声波诊断装置 11 利用例如专利文献 1 公开的方法,使用检波信号的振幅及相位两者,用带条件的最小二乘法决定对象的瞬时位置,进行高精度的(位置变化量的检测精度 ± 0.2 微米左右)相位追踪。由此,超声波诊断装置 11 就能以足够的精度检测血管外组织 1 和血管 3 的运动信息,例如,血管 3 的壁中的微小部位的位置及厚度的时间变化。

[0152] 在超声波诊断装置 11 上连接血压计 12,向超声波诊断装置 11 输入血压计 12 检测出的有关被测者的血压值的信息。通过使用从血压计 12 得到的有关血压的信息,就能求解出血管 3 的壁中的微小部位的弹性特性。

[0153] 此外,在超声波诊断装置 11 上连接心电图仪 22。超声波诊断装置 11 从心电图仪 22 获取心电波形,使用心电波形作为决定检测数据的获取和数据重置的计时的触发信号。

[0154] 在以下的实施方式中,虽然说明了利用超声波诊断装置求解血管的弹性特性的例子,但也可以检测血管的弹性特性以外的血管的性状特性、例如血管的形变等。

[0155] 实施方式 1

[0156] 下面,说明本发明的超声波诊断装置的第一实施方式。

[0157] 图 5 是表示本实施方式的超声波诊断装置 11 的内部结构的方框图。

[0158] 超声波诊断装置 11 包括:发送部 14、接收部 15、延迟时间控制部 16、相位检波部 17、滤波部 18、运算部 19、运算数据存储部 20、显示部 21、强度信息产生部 23、中心位置判定部 24、探头控制部 25。此外,为了控制这些各构成要素,具备由微机等构成的控制部 26。

[0159] 超声波诊断装置 11 的各构成要素中,为了调整振子 30 和血管的位置关系以使超声波通过血管剖面的中心而主要设置有强度信息产生部 23、中心位置判定部 24 及探头控制部 25。另一方面,为了检测血管 3 的弹性特性、显示检测结果而主要设置有相位检波部 17、滤波部 18、运算部 19、运算数据存储部 20 及显示部 21。发送部 14、接收部 15、延迟时间控制部 16 及控制部 26 也会在振子 30 和血管的位置关系的调整及血管的弹性特性的检测中任意一个工作时进行工作。

[0160] 再有,图 5 所示的超声波诊断装置 11 不含超声波探头 13。但是,由于超声波探头 13 是超声波诊断装置 11 工作所必需的,所以也可以将超声波探头 13 作为超声波诊断装置 11 的构成要素而利用。

[0161] 在下文中,说明超声波诊断装置 11 的各构成要素的功能。

[0162] 发送部 14 产生规定的驱动脉冲信号,输出给超声波探头 13。根据驱动脉冲信号从超声波探头 13 发送的超声波发送波在血管 3 等体组织中反射、散射,产生的超声波反射波通过超声波探头 13 检测。考虑检测对象的深度和超声波的声速决定产生超声波的驱动脉冲的频率,以使在时间轴上相邻的前后的超声波脉冲不重叠。

[0163] 接收部 15 使用超声波探头 13 检测超声波反射波,通过放大由检测得到的信号,产生接收信号。接收部 15 包括 A/D 转换部,将接收信号进一步转换成数字信号。发送部 14 及接收部 15 使用电子元件等构成。

[0164] 延迟时间控制部 16 与发送部 14 及接收部 15 连接,控制从发送部 14 给予超声波探头 13 的超声波振动元件组的驱动脉冲信号的延迟时间。由此,使从超声波探头 13 发送的超声波发送波的超声波束的声音线的方向和焦点深度变化。此外,通过控制由超声波探头 13 接收、由接收部 15 产生的接收信号的延迟时间,就能使孔径变化、或使焦点位置变化。延迟时间控制部 16 的输出被输入到相位检波部 17。

[0165] 相位检波部 17 对由延迟时间控制部 16 延迟控制了接收信号进行相位检波,并分离为实部信号和虚部信号。将分离出的实部信号及虚部信号输入到滤波部 18。滤波部 18 去除高频成分、来自检测对象之外的反射成分及噪声成分等。相位检波部 17 及滤波部 18 既可以由软件也可以由硬件构成。由此,分别对应设定在血管 3 的组织内部的多个检测对象位置,产生含实部信号和虚部信号的相位检波信号。

[0166] 运算部 19 进行各种运算。图 6 示出实现运算部 19 的运算处理的功能块。运算部 19 包含形状检测值运算部 31 及性状特性值运算部 32。向运算部 19 输入从心电图仪 22 获

得的心电波形,作为决定检测数据的获取和数据重置的计时的触发信号使用。在此目的中,心电图仪 22 可以替换成其它的活体信号检测装置即心音图仪和脉波计,可以替代心电波形使用心音波形和脉波波形作为触发信号。

[0167] 形状检测运算部 31 使用相位检波信号的实部信号及虚部信号,求解解设定在血管 3 的组织内部的多个检测对象位置中的位置位移量(位置的时间位移量)。通过求解检测对象位置(追踪位置)的运动速度,对此运动速度进行积分,同样也能求解位置位移量。而且,通过求解从多个位置位移量选出的任意的 2 个位置中的位置位移量的差,就能求解出此 2 点间的厚度变化量。在给出 2 个位置的初始值或 2 个位置中的位置位移量的差的初始值的情况下,就能求解出 2 点间的厚度。

[0168] 再有,规定厚度或厚度变化量的 2 点也可以与设定在血管 3 的组织内部的检测对象位置不一致。例如,可以使用多个检测对象位置的中心的位置。在此情况下,优选对求解出中心的多个检测对象位置的位置位移量取平均值,使用平均后的位置位移量。在使用多个检测对象位置的情况下,代表多个检测对象位置的位置及位置位移量,既可以通过单纯的取平均值来求解出,也可以进行加权,只要根据多个检测对象位置能求解出 2 个位置及此位置中的位置位移量即可。

[0169] 性状特性值运算部 32 基于求解出的厚度变化量的最大值和最小值的差计算最大厚度变化量,基于从血压计 12 得到的血压数据,求解位于 2 点间的组织的弹性特性。

[0170] 具体地,性状特性值运算部 32 使用对象组织 T_k 的厚度 H_k (最低血压时的值)、对象组织的厚度变化量 $D_k(t)$ 的最大值和最小值的差 Δh_k 及最低血压值和最高血压值的差即脉压 Δp ,将表示对象组织 T_k 中的血管的硬度(stiffness)的弹性特性 E_k 表示为下述的式子。再有, E_k 有时也称为弹性率和弹性系数。

$$[0171] \quad E_k = \Delta p / (\Delta h_k / H_k)$$

[0172] 再有,还可以求解由任意的 2 点夹持的 1 点的弹性特性。但是,在本实施方式中使用的超声波探头 13 由于具有阵列状排列的多个超声波振动元件,所以可以求解断层内的任意的区域内所有部位的弹性特性。

[0173] 再有,不是仅仅为了求解弹性特性而设置性状特性值运算部 32,也可以例如计算 $\Delta h_k / H_k$,求解作为血管的性状特性之一的形变。

[0174] 再次参照图 5。显示部 21 映射求解出的活体组织的最大厚度变化量、形变或弹性特性,显示表示形状检测值或性状检测值的空间分布的每一心跳周期的空间分布图像。空间分布图像既可以是一维的,也可以是二维或三维的。如果根据对应形状检测值或性状检测值的颜色或灰度显示,就容易把握检测结果。

[0175] 此时,操作者通过在显示部 21 上指定想要求解形状检测值或性状检测值的任意区域就能决定。此区域被称为 ROI(Region Of Interest 的略称)。ROI,可在操作者用于指定想求解检测值的区域的显示中,一面在显示部 21 上确认其大小和位置,一面通过超声波诊断装置 11 的界面部(未图示)自由地设定。

[0176] 图 7 示意地表示在显示部 21 上示出的血管壁 40 及 ROI 41。在 ROI 41 所规定的区域中还包含血管壁 40 以外的组织。通过例如不同于上述的运算以对应振幅强度的亮度调制接收信号来获得血管壁 40 的图像。图 8 示出用血管壁 40 的 ROI 41 规定的区域中的弹性特性。在由 ROI 41 规定的区域中,例如配置按 6 行 \times 5 列映射出的图像数据 $f(k)_{11} \sim$

$f(k)_{65}$, 图像数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ 构成空间分布图像 Fk 。如前所述, 图像数据 $f(k)_{11} \sim f(k)_{65}$ 是活体组织的最大厚度变化量等形状检测值或形变、弹性特性等的性状特性值。

[0177] 由运算部 19 计算出的位置位移量、厚度变化量、弹性特性等数据被存储在图 5 所示的运算数据存储部 20 中, 可随时进行读取。此外, 将由运算部 19 计算出的位置位移量、厚度变化量、弹性特性等数据输入显示部 21 就能将数据可视化为二维图像等。并且, 通过连接显示部 21 和运算数据存储部 20, 还能在显示部 21 中随时显示存储的各种数据。优选保存由运算部 19 计算出的各种数据, 以便通过向显示部 21 输出, 或也向存储部 20 输出, 就可以一面实时显示数据一面在以后利用数据。但是, 也可以进行仅任意一个的输出。

[0178] 强度信息产生部 23 根据由延迟时间控制部 16 延迟控制的接收信号的振幅, 检测反射波的强度 (反射强度), 产生表示反射强度的分布的强度信息。如后所述, 在本实施方式中, 实质上平行地配置振子 30 的 x 轴 (例如如图 4) 和沿血管 3 延伸的方向的血管 3 的轴 (以下称为“长轴”。), 在此状态下振子 30 一面产生超声波, 一面在超声波探头 13 内移动。移动方向是在平行于体表 2 的平面内、垂直于 x 轴的方向。强度信息产生部 23 检测伴随振子 30 的移动得到的反射强度, 并产生强度信息。

[0179] 中心位置判定部 24 根据强度信息确定得到最强的反射强度时的超声波探头 13 内的振子 30 的位置。

[0180] 探头控制部 25 输出用于控制超声波探头 13 内的振子 30 的移位的控制信号。例如, 探头控制部 25 根据来自控制部 6 的指示, 控制振子 30 的移动开始及结束、移动方向及移动速度。此外, 探头控制部 25 使振子 30 移动到由中心位置判定部 24 确定的位置。

[0181] 在下文中, 一面参照图 9 及图 10, 一面说明调整振子 30 和血管 3 的位置关系的处理的原理。根据此处理, 由于从振子 30 发送的超声波 (声音线) 通过血管 3 的剖面的中心, 所以能正确地测量血管 3 的弹性特性。

[0182] 再有, 在本实施方式中, 设振子 30 的 x 轴 (例如如图 4) 和血管 3 的长轴实质上是平行配置的。

[0183] 图 9 示出了在产生超声波的同时在超声波探头 13 内移动的振子 30。振子 30 被容纳在机壳 50 内, 振子 30 及机壳 50 在图示的 y 轴方向上移动。将此可动范围表示为“D”。再有, 在振子 30 及机壳 50 移动期间, 固定超声波探头 13 的位置。

[0184] 根据来自探头控制部 25 的控制信号, 振子 30 在可动范围 D 的左端的位置开始向 z 轴方向发送超声波, 在发送超声波的同时在 y 轴方向上移动。然后, 一旦移动到可动范围 D 的右端的位置, 就会停止超声波的发送。再有, 也可以不同时进行超声波的发送和向 y 轴方向的移动。也可以暂时停止振子 30 向 y 轴方向的移动, 在此位置发送超声波, 此后再次使振子 30 向 y 轴方向移动。

[0185] 图 10 示出伴随振子 30 的移动、强度信息产生部 23 产生的超声波反射波的反射强度的分布。横轴是振子 30 的位置, 纵轴是反射强度。一旦得到可动范围 D 内的反射强度, 中心位置判定部 24 就确定得到最大的反射强度 R_{max} 时的振子 30 的位置 y_0 。

[0186] 由中心位置判定部 24 确定的位置 y_0 对应于超声波发送波通过血管 3 的剖面的中心的位置。其理由如下。发送波通过偏离剖面的中心的位置时, 由于发送波在血管 3 的外壁及内壁中相对于入射方向以接近 90 度的角度被反射, 所以来自血管 3 的反射波的检测强度变小。另一方面, 超声波发送波通过接近剖面的中心 o 的位置时, 由于在血管 3 的外壁及

内壁中,超声波向入射的方向反射,所以来自血管 3 的反射波的检测强度变大。而且,当超声波发送波通过剖面的中心 o 时,由于超声波的入射方向和反射方向在血管 3 的外壁及内壁中一致,所以反射波的检测强度变得最大。因此,可以说反射强度变得最大时的振子 30 的位置是超声波发送波通过剖面的中心 o 的位置。

[0187] 在确定位置 y_0 后,探头控制部 25 使振子 30 移动到此位置 y_0 并固定,以后进行血管 3 的弹性特性的测量即可。

[0188] 图 11(a) 及 (b) 示出本实施方式的超声波探头 13 的物理结构。图 11(a) 是斜视图,图 11(b) 是上面图。超声波探头 13 包括齿条 110 及电机 111。齿条 110 是设有齿的平板状的棒,与机壳 50 物理地结合。在电机 111 的旋转轴上设置小齿轮,与齿条 110 的齿啮合。通过电机 111 旋转,机壳 50 与此齿条 110 一起在 y 轴方向上移动。由此,实现图 9 所示的振子 30 的移动。用于旋转电机 111 的电力的提供、对应于 y 轴方向的移动量的电机 111 的转速及旋转时间,由探头控制部 25 控制。

[0189] 图 12 是表示在本实施方式的超声波诊断装置 11 中测量血管 3 的弹性特性的处理过程的流程图。

[0190] 在步骤 S1,一旦探头控制部 25 向超声波探头 13 发送控制信号,振子 30 就一面产生超声波一面在超声波探头 13 内在 y 轴方向上移动。然后,在步骤 S2,强度信息产生部 23 反复按照振子 30 的移动检测超声波反射波,获取反射强度。然后例如,通过使振子 30 在可动范围内进行 1 次往返,得到反射强度分布。

[0191] 接着,在步骤 S3,中心位置判定部 24 将反射强度变得最大的振子 30 的位置确定为超声波通过血管中央 o 的位置(中心位置)。

[0192] 在步骤 S4,一旦探头控制部 25 使振子 30 移动到中心位置,控制部 26 就指示进行此中心位置中的血管 3 的弹性特性的测量。根据此指示,相位检波部 17、滤波部 18、运算部 19 及运算数据存储部 20 进行工作,测量血管 3 的弹性特性。

[0193] 然后,在步骤 S5,显示部 21 在显示血管长轴的剖面图的同时,还在此剖面图上重叠显示由运算部 19 测量的弹性特性。

[0194] 通过上述的步骤 S1 ~ 3 的处理,将反射强度变得最大的振子 30 的位置确定为中心位置,由于在此中心位置测量血管 3 的弹性特性,所以能检测血管的正确的形变量。因此,能检测正确的弹性特性。

[0195] 在本实施方式中,使振子 30 在超声波探头 13 内沿规定的轴方向移动,确定血管 3 的剖面中心。但是,也能采用不使振子 30 按规定的轴方向平行地移动的结构。

[0196] 例如,图 13(a) 示出以机壳 50 的较上方的点 Ka 为支轴使机壳 50 像摆那样振动的超声波探头 13 的结构例。此外图 13(b) 示出以机壳 50 的较下方的点 Kb 为支轴使机壳 50 像摆那样振动的超声波探头 13 的结构例。无论哪一个例子,支轴都平行于体表,使电机的旋转轴与支点 Ka 或 Kb 一致。但是,电机的旋转轴也可以不必与支点 Ka 或 Kb 一致。例如,结构也可以为电机的旋转经由齿轮或皮带等传动机构传递给支点 Ka 或 Kb。由此,能使从振子 30 发送的超声波的发送方向变化。再有,对应图 9 的可动范围 D 的图 13(b) 的例子中的可动范围(可动角度)是 -180 到 180 度。图 13(a) 的例子中的可动范围(可动角度)比它更窄。

[0197] 在使用这样的结构的超声波探头 13 的情况下,如果根据最大反射强度,确定从振

子 30 发送的超声波通过血管 3 的剖面中心时的旋转角,则能在中心位置测量血管 3 的弹性特性。根据此结构,由于血管 3 即使不存在于超声波探头 13 的正下方也可以,所以即使是由于不熟练超声波探头 13 而不能将超声波探头 13 配置在血管 3 上的使用者使用,也能检测正确的弹性特性。

[0198] 再有,也可以组合使振子 30 平行体表移动并使超声波的发送位置变化的结构(图 11 等)和使振子 30 像摆那样振动并使超声波的发送角度变化的结构(图 13)。由此,可进一步扩大能发送超声波的范围,扩宽可检测范围。换言之,关于超声波探头 13 与体表接触的位置,其允许范围变宽。

[0199] 在上述的实施方式的说明中,利用最大反射强度,确定超声波通过血管 3 的剖面中心的中心位置。但是,即使不利用最大反射强度,也能确定中心位置。

[0200] 图 14 示出了将振子 30 变形了的振子 35。振子 35 是所谓的 1.5D 阵列振子,具有 2 列超声波振动元件组 35a 及 35b。超声波振动元件组 35a 及 35b 沿超声波探头 13 内的移动方向(y 轴方向)排列。

[0201] 如果使用振子 35,根据在超声波振动元件组 35a 中检测出的反射强度及在超声波振动元件组 35b 中检测出的反射强度的差 T 就能确定中心位置。其原理如下。

[0202] 图 15 示出了向 y 轴方向的振子 35 的移动量 y 和在超声波振动元件组 35a 及超声波振动元件组 35b 中检测出的反射强度的差值 T 之间的关系。振子 35 在图 14 所示的 y 轴方向上移动,一旦接近血管 3,首先在超声波振动元件组 35b 中检测出的反射强度就开始增加。关于超声波振动元件组 35a,超声波振动元件组 35a 未位于血管 3 上时检测出的来自血管 3 的反射强度是 0。因此,输出差 T 慢慢地增加。

[0203] 此后,超声波振动元件组 35a 在血管 3 上移动,一旦超声波振动元件组 35a 的反射强度开始增加,输出差 T 就慢慢地减少。而且,当超声波振动元件组 35a 及 35b 的输出相等时,输出差 T 就会变为 0。在输出差 T 变为 0 时,从图 14 所示的方向看时,超声波振动元件组 35a 及 35b 处于相对血管 3 的中心轴对称地配置的状态。因此,此时的超声波振子 35 的位置对应于中心位置。

[0204] 根据使用振子 35 基于反射强度的差来判定中心位置的方法,由于不需要图 10 所示的判定最大强度的方法这样的反射强度的峰值检测,所以能缩短处理时间。此外,在使振子 35 移动前确认信号的正负,例如如果定为正为左、负为右,则可知振子 35 位于血管左右的哪一边。再有,在本实施方式中,由强度信息生产部 23 进行超声波振动元件组 35a 及 35b 的反射强度的差的计算。

[0205] 再有,作为用于图 14 及图 15 所示的中心位置的判定方法中的超声波探头 13,也可以使用图 13 所示的超声波探头 13。

[0206] 在参照图 10 及图 15 说明的确定中心位置的处理中,使振子 30 在可动范围 D 内移动来获取反射强度的处理也能应用在其它的检测中。例如,也能在血管 3 的形状检测、血管 3 的直径检测中利用。这意味着基于检测出的形状也能确定血管的中心位置。在用于检测血管 3 的形状的处理时,通过沿血管 3 的长轴储备多个剖面的形状的数据,来获得形状数据。形状数据也可以含有血管 3 根据心跳而变化的血管 3 的前壁的厚度变化。此外,检测血管 3 的直径的处理,通过计算到此为止说明的中心位置中的血管 3 的来自接近超声波探头 13 一侧的壁的反射波、和来自远离超声波探头 13 一侧的壁的反射波的差来执行。如果

在超声波探头 13 接触到被测者的体表时预先执行上述获取反射强度的处理,就能迅速地进行此后的处理。

[0207] (实施方式 2)

[0208] 下面,说明本发明的超声波诊断装置的第二实施方式。

[0209] 在实施方式 1 中,在超声波振动元件组的排列方向(例如图 4 的 x 轴方向)和血管 3 的长轴实质上是平行地配置这样的前提下,使振子 30 在超声波探头 13 内移动,确定通过血管的剖面中心的中心位置。

[0210] 但是,在对装置的操作不熟练的使用者进行操作时,超声波振动元件组的排列方向和血管的长轴方向有可能偏移,且很难期待迅速地进行此偏移的修正。

[0211] 在本实施方式中,说明即使在超声波振动元件组的排列方向和血管的长轴不是平行地配置的时候,也能确定血管的中心位置,并且正确地检测弹性特性的超声波诊断装置。

[0212] 下面,参照图 16~图 19,说明调整振子和血管的位置关系的处理的原理。再有,与实施方式 1 相同,即使在本实施方式中,振子也在超声波探头内移动。设在振子的移动中,超声波探头的位置被固定在被测者的表皮。

[0213] 图 16 示出振子 30 和血管 3 未平行地配置的例子。现在假设在振子 30 和血管 3 处于图示的配置关系时,一面使振子 30 发送超声波一面在 y 轴方向上移动。

[0214] 将位于振子 30 的两端的适当数量(例如 5 片)的超声波振动元件组分别作为接收部 A 及 B,关注在接收部 A 及 B 检测出的反射波的强度。

[0215] 图 17 示出了在接收部 A 及 B 中检测出的各个反射强度分布的波形。强度信息产生部 23 产生这些波形。当着眼于在接收部 A 检测出的反射强度时,就会在振子 30 成为位置 y_A 时达到最大值。此外,当着眼于在接收部 B 检测出的反射强度时,就会在振子 30 成为位置 y_B 时达到最大值。由于接收部 A 比接收部 B 更先开始检测来自血管 3 的反射波,并且更先接收通过血管 3 的剖面中心的反射波,所以是 $y_A < y_B$ 。再有,不限于位置 y_A 中的最大值和位置 y_B 中的最大值是相同的值。其理由是因为发送超声波的对象是活体(血管 3),在反射波中含有偏差。

[0216] 超声波振动元件组的排列方向和血管 3 的长轴是否平行配置,不仅对使用者,对超声波诊断装置也是不清楚的。但是,在检测由振子 30 的两端的接收部 A 及 B 检测的反射强度,获得图 17 所示的波形的情况下,就可知振子 30 和血管 3 处于图 16 所示的配置关系。

[0217] 因此,在这样的情况下,只要使振子 30 旋转,进行调整以使振子 30 与血管 3 成为平行的方向即可。

[0218] 例如,使振子 30 旋转预定的角度后,再次在 y 轴方向上移动,由接收部 A 及 B 获取反射强度分布。其结果,由接收部 A 及 B 检测出的反射强度不同,在得到图 17 所示的波形的情况下,再次旋转预定的角度。而且,直到由接收部 A 及 B 检测出的双方的反射强度在相同的位置都变为最大值之前,都重复进行此处理。

[0219] 图 18 示出使振子 30 旋转的结果,振子 30 和血管 3 平行地配置的例子。此外,图 19 示出由接收部 A 及 B 检测出的双方的反射强度都在 y_0 变成最大值时的波形。由接收部 A 及 B 检测出的双方的反射强度同时变为最大,此时振子 30 和血管 3 平行。此后,进行在实施方式 1 中说明的处理,通过将反射强度变为最大的振子 30 的位置确定为超声波通过血管中心的位置(中心位置),就能正确地测量血管 3 的弹性特性。

[0220] 图 20(a) 及 (b) 示出了本实施方式的超声波探头 13 的物理结构。(a) 为斜视图、(b) 为上面图。在本实施方式的超声波探头 13 的构成要素中,对与图 11(a) 及 (b) 的超声波探头内的构成要素相同的要素赋予相同的参考符号,省略其说明。

[0221] 相比于实施方式 1 的超声波探头,本实施方式的超声波探头 13 还包括齿条 112 及电机 113。齿条 112 是设有齿的平板状的棒,与机壳 50 物理地结合。在电机 113 的旋转轴上设置小齿轮,与齿条 112 的齿啮合。为了便于说明,在本实施方式中,设电机 111 及 113 具有相同的功能,在其旋转轴上设置有相同的小齿轮。此外,设齿条 110 的齿数及 112 的齿数相同。

[0222] 在本实施方式中,机壳 50 分别连接着齿条 110 及齿条 112。特别地,机壳 50 可相对于齿条 110 旋转地连接,即使相对于齿条 112 也可旋转地连接。再有,机壳 50 及齿条 112 的连接点结构为具有在 x 轴方向可移动仅少许量的间隙。其理由是因为机壳 50 在 x-y 平面内旋转时,可改变支点间的长度。

[0223] 根据来自探头控制部 25 的控制信号独立控制电机 111 的旋转及电机 113 的旋转。现在设机壳 50 与图 20(b) 示出的 x 轴平行地配置。此时,如果使电机 111 和电机 113 按彼此相反的方向以相同的转速旋转,则机壳 50 就会仍旧保持与 x 轴平行的状态不变在 y 轴方向上移动。在图 16 所示的振子 30 的移动时进行此移动控制。

[0224] 另一方面,如果使电机 111 和电机 113 以不同的转速旋转,机壳 50 就不平行于 x 轴,相对于 x 轴以对应转速的差的角度倾斜。即,机壳 50 在 x-y 平面内旋转规定的角度。在得到规定的倾斜度的时刻停止电机 111 及 113 的旋转,此后,如果使电机 111 和电机 113 按彼此相反的方向以相同的转速旋转,机壳 50 就会仍旧保持此倾斜度不变在 y 轴方向上移动。在图 18 所示的振子 30 的移动时进行此移动控制。

[0225] 图 21 是表示在本实施方式的超声波诊断装置 11 中测量血管 3 的弹性特性的处理过程的流程图。在此流程图中,相对于图 12 所示的流程图,附加了步骤 S11 及 S12。在下文中,说明此步骤 S11 及 S12。

[0226] 步骤 S11 对应判断振子 30 和血管 3 是否倾斜的处理。例如,中心位置判定部 24 判定由振子的两端的接收部(图 18 的接收部 A 及 B)检测出的双方的反射强度是否最大。当双方的反射强度最大时,处理进入步骤 S3,在此之外时,处理进入步骤 S12。再有,根据振子的两端的接收部的各输出,强度信息产生部 23 产生反射强度。

[0227] 接着在步骤 S12,探头控制部 25 使含振子 30 的机壳 50 在 x-y 平面上旋转规定角度(例如 10 度)。此后,处理返回步骤 S1,从此之后执行相同的处理。再有,x-y 平面是垂直于声音线的平面。当超声波探头 13 接触体表时,x-y 平面和与体表平行的平面一致。

[0228] 步骤 S1、S2、S11 及 S12 的循环直到在步骤 S11 由振子的两端的接收部检测出的反射强度都同时变得最大之前都继续。即,直到振子 30 与血管 3 平行为止,都在 x-y 平面内变更振子 30 的角度。此后,执行步骤 S3 到 S5 的各处理,正确地检测、显示血管的弹性特性。

[0229] 在图 21 中,虽然使步骤 S1、S2、S11 及 S12 循环,但另外也考虑不循环的处理。例如,如果使振子 30 对血管 3 进行一次扫描,则利用反射强度变为最大值时的位置 y_A 及 y_B 也能计算需要旋转的角度。具体地,探头控制部 25 根据 $\theta = \tan^{-1}((y_A - y_B)/T)$ 计算要求解的角度(需要旋转角度) θ 。在此,T 表示接收部 A 及 B 的距离。

[0230] 由于振子 30 对血管 3 仅进行一次扫描就能计算出需要旋转的角度,所以能使振子 30 旋转,直到相对于血管 3 迅速且确实地平行或几乎平行为止。因此,能缩短从超声波探头 13 接触到体表到开始检测的时间。

[0231] 在本实施方式中,作为振子 30 两端的接收部的例子,列举图 16 及图 18 所示的接收部 A 及 B。但是,可考虑各种各样的接收部 A 及 B 的形状和配置。

[0232] 例如,图 22(a) ~ (d) 分别表示具有形状及配置不同的接收部 A 及 B 的振子 30a ~ 30d 的例子。图 22(a) 与图 16 及图 18 所示的振子 30 相同。使用在由虚线包围的区域的 2 个接收部中检测出的反射波的强度,判定振子 30 和血管 3 是否平行。此外,图 22(b) ~ (d) 示出设置物理上独立的接收部 A 及 B 时的配置及形状的例子。即使使用振子 30a ~ 30d 的任何一个,都能检测用于判定振子 30 和血管 3 是否平行所需的反射强度。

[0233] 上述的例子无论哪一个都是在振子的两端设置接收部 A 及 B 的例子。但是,接收部 A 及 B 也可以不存在于振子的两端。例如,也可以在振子的中央部设置接收部 A,在振子的一个端部设置接收部 B。如果按能观测图 17 所示的反射强度的波形的程度分离接收部 A 及 B 的话,则不需要设置在振子的两端。

[0234] 在实施方式 1 及 2 中,虽然为所谓的以齿条 & 小齿轮方式使振子 30 在超声波探头 13 内移动,但这只是例子。也可以用皮带连接电机 111 和 / 或电机 113、和机壳 50,通过靠电机的旋转来卷绕或输送皮带,来控制机壳 50 及振子 30 的移动及旋转。此外,作为驱动装置的电机的种类也是任意的,例如可以使用线性电机 (linear motor) 或音圈电机 (voice coil motor)。按照使用的电机的驱动方式,改变用于使振子 30 移动的超声波探头 13 内的结构,如果是同业者,则是容易的。

[0235] 按照实施方式 1 及 2 中说明的,在图 12 及图 21 的表示测量弹性特性的处理过程的流程图中,一旦开始后探头移动到中心位置,就测量弹性特性,显示测量出的弹性特性并结束。但是,不仅是仅一次测量就结束,也可以连续或在某一周期中进行此处理。由此,即使由于持探头的手抖动而引起位置偏移,也能够通过随时移动到中心位置测量弹性特性,从而得到血管的正确的弹性特性。此时,通过使振子的可动范围比最初的可动范围小,就能缩短处理时间。此外,在一次程序结束后,由于不进行图 12 的 S1 和图 21 的 S1 的移动,所以基于由图 12 的 S2 和图 21 的 S2 得到的反射强度的变化也能检测因手抖动等引起的位置偏移。在此反射强度的变化比某一值大的情况下,再次执行测量弹性特性的处理程序也是可以的。

[0236] 在实施方式 1 及 2 中,振子 30 的移动方向是 1 方向或 2 方向。1 方向是与活体表面平行的方向或旋转方向,2 方向是与活体表面平行的方向及在平面上的旋转方向。

[0237] 但是,振子 30 不仅进行上述 1 方向或 2 方向的移动,也可以进行可在其它的方向上移动的多轴运动。作为其它方向的例子,图 23(a) 示出了沿 x 轴方向及 z 轴方向移动的同时还以与 y 轴平行的轴为中心进行旋转的振子 30。以下将以与 y 轴平行的轴为中心进行的旋转称为“y 轴方向的旋转”。

[0238] 在血管向从活体表面向活体内部的深度方向倾斜的情况下利用 y 轴方向的旋转。此外,为了改变深度方向的物理的焦点位置而利用 z 轴方向的移动。为了改变血管轴方向的测量部位而利用 x 轴方向的移动。

[0239] 用于实现上述的多轴运动的驱动装置可由多个连杆、多个联轴节、多个促动器构

成。例如,优选利用这种结构之一的并行连杆机构。并行连杆机构由多个连杆、多个联轴节、多个促动器构成,是具有至少 2 个连杆横向排列的结构的机构。

[0240] 图 23(b) 是与具备并行连杆机构的超声波探头 13 的 yz 平面平行的平面的剖面图。

[0241] 在超声波探头 13 中设置口袋单元 130。在口袋单元 130 内将振子 30 与声耦合液 131 一起密封。超声波探头 13 的前面(与活体表面接触的面)的窗口部 132 和振子 30 之间的声耦合液 131 传播由振子 30 产生的超声波。口袋单元 130 优选不透过声耦合液 131、且具有柔软性的材料,例如橡胶材料或树脂膜材料等。

[0242] 在并行连杆机构中,在与成为工作点的工作点部 133 相反侧彼此分开配置振子 30 和促动器 123。此外,还在工作点部 133 的促动器 123 侧配置用于将促动器 123 的动力传递到工作点部 133 的连杆 121 及联轴节 122。因此,连杆 121、联轴节 122、促动器 123 没有被口袋单元 130 密封,因此也没有浸渍在声耦合液 131 中。可在离开振子 30 的位置设置促动器 123 是并行连杆机构的优点,是与机械臂等这样的在各关节中带有促动器的单连杆机构的不同点。

[0243] 图 24 示出由 6 自由度的直动型并行连杆机构构成的超声波探头 13。在此超声波探头 13 中,在可动基底部 124 的一侧安装有振子 30。此外,在可动基底部 124 的另一侧安装联轴节 122。连接联轴节 122 和连杆 121,传递促动器 123 的驱动力。

[0244] 通过驱动 6 个直动式的促动器,可动基底部 124 的位置及角度按 x 方向、 y 方向、 z 方向、以及以各自的轴为中心的旋转方向共计 6 自由度变化。由此,不仅使振子 30 相对于活体表面平行,还能使其在共计 6 方向上移动及旋转。

[0245] 直动式的促动器(未图示)被固定在超声波探头 13 的框体中。直动式的促动器既可以用球形螺钉使电机直动的机构,也可以是线性电机等。作为例子,说明图 25 及图 26 所示的超声波探头 13。图 25 示出旋转型的并行连杆机构,图 26 示出伸缩型的并行连杆机构。分别按图 25 及图 26 所示,当驱动促动器 123 时,此驱动力就会经由联轴节 122 及连杆 121 传递给可动基底部 124。可动基底部 124 的位置及角度,不仅在振子 30 相对于活体表面平行的方向变化,还按 x 方向、 y 方向、 z 方向、以及各自的轴的旋转方向共计 6 自由度变化。在旋转型的并行连杆机构中采用旋转型的促动器,在伸缩型的并行连杆机构中采用伸缩型促动器。

[0246] 再有,并行连杆机构的自由度通常不必是 6 个。只要是探头的操作上所需要数量的自由度即可,例如可以具有赋予上述的 6 自由度中的 2 自由度的可动轴。联轴节的数目、连杆的数目也可按照自由度变化。也可以根据促动器的设置位置、连杆的长度等省略联轴节。

[0247] 振子的位置变化的自由度由可驱动振子 30 的轴的数量决定。再有,操作部也可以是操纵杆等输入设备。变更振子的位置和方向的工作也可以在血管的中央位置的判定处理和弹性特性测量时进行。例如,开始进行血管的中央位置的判定处理,此后移到血管轴方位,能在更宽的范围内进行弹性特性测量的工作。

[0248] 此外,也可以在超声波诊断装置的本体中设置操作部(未图示)。通过操作者进行操作,操作部输出用于使超声波探头内的振子的位置和方向变化的控制信号。振子的位置根据此控制信号变化。

[0249] 再有,操作部不必设置在超声波诊断装置的本体中。例如,也可以经由网络,连接操作部和超声波诊断装置。此时根据来自操作部的控制信号远程操作超声波探头。

[0250] 再有,也可以在探头或超声波诊断装置的本体中设置开关(未图示),切换是否进行超声波探头内的振子的移动和/或旋转。因为如果是熟练使用探头的操作者,则若看到显示的弹性特性的图像就能容易地判断弹性特性的检测结果是否可以说正确,即是否适当配置探头在血管的剖面中心检测血管的弹性特性。由于能切换是否进行中心位置的判定处理,所以能按照使用者的熟练程度使超声波诊断装置工作,能提高便利性。

[0251] (实施方式3)

[0252] 下面,说明本发明的超声波诊断装置的第三实施方式。

[0253] 本实施方式的超声波诊断装置由于具有与实施方式1的超声波诊断装置11(图5)相同的结构,所以参照图5所示的超声波诊断装置11及其构成要素进行说明。

[0254] 在实施方式1中,设振子30的x轴(例如图4)和沿血管3延伸的方向的血管3的长轴实质上平行地配置。

[0255] 在本实施方式中,设振子30的x轴(例如图4)和沿血管3延伸的方向的血管3的轴实质上“垂直”地配置。

[0256] 在这种状况下,本实施方式的超声波诊断装置11(图5)的强度信息产生部23利用振子30的振动元件使产生超声波的位置在x轴方向上顺序变化,检测发送的超声波的反射波的反射强度并产生强度信息。强度信息产生部23根据由延迟时间控制部16延迟控制的接收信号的振幅,检测反射波的强度(反射强度),产生表示反射强度的分布的强度信息。

[0257] 此外,振子30一面产生超声波,一面在超声波探头13内在与体表平行、且与x轴方向垂直的方向即血管的长轴方向上移动。强度信息产生部23检测伴随振子30的移动得到的反射强度,产生强度信息。

[0258] 下面,参照图27及图28说明调整振子30和血管3的位置关系的处理的原理。根据此处理,由于从振子30发送的超声波(声音线)通过血管3的剖面的中心,所以能正确地测量血管3的弹性特性。

[0259] 按照上述,在本实施方式中,设振子30的x轴(例如图27)和血管3的长轴实质上是垂直配置的。另一方面,振子30的z轴(例如图27)和血管3的长轴也可以不必垂直。

[0260] 图27示出一面产生超声波一面进行x轴方向扫描的振子30。振子30被容纳在机壳50内。

[0261] 根据来自发送部14的控制信号,振子30从一个端部到另一个端部,例如图3的(a1)及(b1)所示,一面产生超声波一面进行x轴方向的扫描。

[0262] 图28示出通过超声波进行x轴方向的扫描的结果、强度信息产生部23产生的超声波反射波的反射强度的分布。横轴是振子30的长度方向(x轴方向),纵轴是反射强度。如果得到反射强度,中心位置判定部24就确定得到最大的反射强度 R_{max} 时的振子30的位置 X_0 。

[0263] 由中心位置判定部24确定的位置 X_0 对应于超声波的声音线通过血管3的剖面的中心的位置。其理由如下。发送波通过偏离剖面的中心的位置时,由于发送波在血管3的外壁及内壁中相对于入射方向以接近90度的角度被反射,所以来自血管3的反射波的检测

强度变小。另一方面,超声波发送波通过接近剖面的中心 o 的位置时,由于在血管 3 的外壁及内壁中,超声波向入射的方向反射,所以来自血管 3 的反射波的检测强度变大。而且,当超声波发送波通过剖面的中心 o 时,由于超声波的入射方向和反射方向在血管 3 的外壁及内壁中一致,所以反射波的检测强度变得最大。因此,可以说反射强度变得最大时发送超声波的振子 30 上的位置是超声波发送波通过剖面的中心 o 的位置。

[0264] 在确定位置 X_o 后,通过发送部 14 从位置 X_o 发送超声波,也可以进行血管 3 的弹性特性的测量。

[0265] 在上述的例子中,振子 30 的位置是固定的。但是,通过使振子 30 沿血管 3 的长轴方向移动,在移动后的位置进行与上述的工作相同的工作,就能在血管 3 的一定范围的长轴方向的整个长度上确定血管 3 的中心位置,同时在各位置测量正确的弹性特性。

[0266] 在本实施方式中,如图 11(a) 及 (b) 所示,为了使振子 30 能在超声波探头 13 的内部移动,在超声波探头 13 内部设置驱动振子 30 的机构。

[0267] 图 29 示出了在本实施方式的超声波诊断装置 11 中测量血管 3 的弹性特性的处理过程的流程图。设在此使用图 11(a) 及 (b) 所示的超声波探头 13。

[0268] 在步骤 S31,一旦探头控制部 25 向超声波探头 13 发送控制信号,振子 30 就一面产生超声波一面进行 x 轴方向的扫描。然后,在步骤 S32,强度信息产生部 23 检测从振子 30 反复发送的超声波的反射波,获取反射强度。通过从振子 30 的一个端部到另一个端部顺序发送超声波,接收反射波,得到反射强度分布。

[0269] 接着,在步骤 S33,中心位置判定部 24 将反射强度变得最大的振子 30 上的位置确定为超声波通过血管中央 o 的位置(中心位置)。

[0270] 在步骤 S34,控制部 26 指示进行此中心位置中的血管 3 的弹性特性的测量。根据此指示,相位检波部 17、滤波部 18、运算部 19 及运算数据存储部 20 进行工作,测量血管 3 的弹性特性。

[0271] 然后,在步骤 S35,显示部 21 在显示血管长轴的剖面图的同时,还在此剖面图上重叠显示由运算部 19 测量出的弹性特性。

[0272] 在步骤 S36,探头控制部 25 使振子 30 在超声波探头 30 内在 y 轴方向上移动固定距离。例如,在不同的 5 个部位测量血管 3 的弹性特性时,探头控制部 25 使振子 30 在超声波探头 13 内在 y 轴方向上移动超声波探头 13 内的可动范围的 1/5 距离。

[0273] 在步骤 S37,判定振子 30 是否到达超声波探头 13 内的可动范围的终端位置。在还未到达的情况下,处理返回步骤 S31,在到达的情况下,结束处理。

[0274] 通过上述的步骤 S31 ~ 33 的处理,将反射强度变得最大的振子 30 上的位置确定为中心位置,由于在此中心位置测量血管 3 的弹性特性,所以能检测血管的正确的形变量。因此,能检测正确的弹性特性。

[0275] (实施方式 4)

[0276] 在下文中,说明本发明的超声波诊断装置的第四实施方式。

[0277] 在实施方式 3 中,设在确定血管 3 的剖面中心的同时,使振子 30 在超声波探头 13 内沿规定的轴方向移动。这在血管 3 与表皮平行地延伸时是有效的。

[0278] 在本实施方式中,说明即使血管 3 不与表皮平行,也能确定垂直于血管 3 的剖面中的中心的超声波探头。

[0279] 图 30(a) 及 (b) 示出以机壳 50 的较上方的点 K 为支轴使机壳 50 像摆那样振动的超声波探头 13 的结构例。此外,图 30(c) 示出本实施方式的超声波探头 13 的结构。对于具有与图 20 所示的超声波探头 13 相同功能的构成要素赋予相同的参考符号,并省略说明。超声波探头 13 内的支轴(x 轴)与体表是平行的。图 30(c) 所示的超声波探头 13 结构为电机的旋转经由齿轮或皮带等传递机构传递给支轴。但是,也可以使电机的旋转轴与支轴一致。由此,能够使从振子 30 发送的超声波的发送方向变化。振子 30 的旋转方向及旋转的角度的控制由探头控制部 25 来进行。设图 30(a) 及 (b) 的例子中的可动角度是 -90 到 90 度。再有,虽然在离开体表的位置设置作为支轴的点 K,但也可以设置在接近体表的位置。

[0280] 图 30(a) 示出了旋转角度 θ_0 ($\theta_0 > 0$) 时的振子 30,图 30(b) 示出了角度为 0 时的振子 30。在图 30(a) 及 (b) 中还示出了血管 3 的位置。在本实施方式中,设血管 3 从表皮向深度方向延伸,而不与表皮平行。

[0281] 在使用这样的结构的超声波探头 13 时,如果根据最大反射强度,确定从振子 30 发送的超声波通过血管 3 的剖面中心时的旋转角,就能在垂直于血管 3 的剖面内的中心位置测量血管 3 的弹性特性。

[0282] 图 31 示出了一面从 0 度慢慢变大这样变更振子 30 的角度一面发送超声波时的、强度信息产生部 23 产生的超声波反射波的反射强度的分布。超声波的发送次数在各角度位置可以是一次。

[0283] 在角度 0 中,如图 30(b) 所示,超声波以不是直角的角度入射血管 3。入射的超声波在血管 3 的外壁及内壁中,其大部分向与入射方向不同的方向反射,仅一部分返回入射方向,检测其反射强度。

[0284] 从角度 0 到 θ_0 ,反射强度慢慢地变大。反射强度越变大,意味着超声波相对于血管 3 以越接近垂直的角度入射。因此,当中央位置判定部 24 获得更大的反射强度时,就判定为更接近垂直。

[0285] 通过使角度慢慢地变大,达到反射强度变得最大的角度 θ_0 ($\theta_0 > 0$)。反射强度变得最大 (S_{max}) 时,超声波的行进方向与血管 3 的长轴正交。其理由按照在前面的实施方式 3 中参照图 27 说明的。

[0286] 由于判断出在角度 θ_0 反射强度是最大的,所以必须将振子 30 倾斜到比角度 θ_0 更大的角度来检测反射强度。在更大的角度时获得的反射强度比角度 θ_0 时的反射强度变得更小时,就能判断为在角度 θ_0 反射强度变得最大。

[0287] 再有,振子 30 在从图 30(b) 所示的角度 0 的状态向与上述的角度 θ_0 ($\theta_0 > 0$) 相反的负的角度侧摆动时,反射强度慢慢地变小。这是因为超声波的发送方向与血管 3 接近平行。因此,探头控制部 25 相反地设定摆动振子 30 的方向。

[0288] 根据此结构,由于不必关注超声波探头 13 的角度和血管 3 的延伸角度之间的关系,所以即使是不熟练的使用者使用超声波探头 13 也能检测正确的弹性特性。

[0289] 在上述的实施方式的说明中,利用最大反射强度,确定超声波垂直地入射血管 3 时的通过剖面中心的位置。但是,即使不利用最大反射强度,也可以如前面的图 14 所示,通过利用所谓的 1.5D 阵列振子来确定中心位置。由此,能高精度且高速地确定上述的角度 θ_0 。再有,在本实施方式中,希望注意图 14 所示的血管 3 的位置存在于与 y 轴大致平行的平面内。

[0290] 如果利用图 14 所示的振子 35, 就能根据在超声波振动元件组 35a 检测出的反射强度、及在超声波振动元件组 35b 检测出的反射强度的差 T 来确定中心位置。其理由如下。

[0291] 图 32 示出振子 35 的角度、和在超声波振动元件组 35a 及超声波振动元件 35b 中检测出的反射强度的差值 T 的关系。当振子 35 在从图 30(b) 所示的角度 θ 的状态向与图 30(a) 所示的角度 θ_0 所示的方向振摆时, 首先, 在超声波振动元件组 35b 中检测出的反射强度就会从最初的 0 慢慢地开始增加。关于超声波振动元件组 35a, 由于超声波振动元件组 35a 离血管 3 更远, 所以由超声波振动元件组 35a 检测出的来自血管 3 的反射强度比由超声波振动元件组 35b 检测出的来自血管 3 的反射强度更弱。因此, 输出差 T 最初向正的方向增加。

[0292] 此后, 当随着振子 30 的角度变大, 超声波振动元件组 35a 的反射强度也开始增加时, 输出差 T 就慢慢地减少。而且, 一旦超声波振动元件组 35a 及 35b 的输出相等, 输出差 T 就变为 0。在输出差 T 变为 0 时, 如果从图 31 所示的方向看, 则超声波振动元件组 35a 及 35b 处于相对于血管 3 的中心轴对称地配置的状态。因此, 此时的超声波振子 35 的位置对应于与血管垂直的位置。

[0293] 根据使用振子 35 基于反射强度的差来判定中心位置的方法, 由于不需要图 28 所示的判定最大强度的方法这样的反射强度的峰值检测, 所以能缩短处理时间。此外, 只要当调整振子 35 的角度时, 确认输出差 T 的信号的正负, 判断是向正方向旋转还是向负方向旋转即可。例如如果是正, 则只要向相同的方向控制振子 30 的旋转即可, 如果是负, 则只要向相反的方向控制振子 30 的旋转即可。再有, 在本实施方式中, 超声波振动元件组 35a 及 35b 的反射强度的差的计算由强度信息产生部 23 来进行。

[0294] 再有, 图 32 的波形是用于使理解容易的例子, 不必限制为是直线, 也存在曲线的情形。

[0295] 在前面的实施方式 3 中, 说明了使振子 30 沿体表平行地移动从而使超声波的发送位置变化的结构 (图 11 等)。然后, 在本实施方式中说明了使振子 30 像摆那样旋转从而使超声波的发送角度变化的结构 (图 30)。这些结构是可以进行组合的。由此, 进一步扩宽能发送超声波的范围, 扩大可检测范围。换言之, 关于超声波探头 13 接触体表的位置, 其允许范围变宽。

[0296] 在本实施方式中, 能利用图 30(c) 所示的、可在 y 轴方向上移动且可以 x 轴为中心旋转的超声波探头 13。

[0297] 如图 30(c) 所示, 相对于前面的实施方式 3 的超声波探头, 本实施方式的超声波探头 13 能以平行于 x 轴的支轴为中心, 通过电机 111 使含振子 30 的机壳 50 像摆那样旋转。

[0298] 在本实施方式中, 机壳 50 连接着齿条 112。此外, 机壳 50 可相对于传递电机 111 的动力的支轴旋转地连接。设在旋转时, 机壳 50、齿条 112 及电机 113 成为一体被驱动。根据来自探头控制部 25 的控制信号独立控制电机 111 的旋转及电机 113 的旋转。

[0299] 图 33 示出在本实施方式的超声波诊断装置 11 中测量血管 3 的弹性特性的处理过程的流程图。

[0300] 首先, 在步骤 S40, 在振子 30 存在于 y 轴方向的某一位置时, 一旦探头控制部 25 对超声波探头 13 发送控制信号, 电机 111 就使振子 30 一面产生超声波, 一面在超声波探头内进行摆动运动。

[0301] 在步骤 S41, 强度信息产生部 23 例如检测在从一旋转端 (+90 度) 到另一旋转端 (-90 度) 进行摆动运动期间发送的超声波的反射波, 取得反射强度分布。

[0302] 在步骤 S42, 中心位置判定部 24 确定反射强度变得最大的振子的角度为超声波垂直通过血管的角度。此后, 当控制部 26 指示执行与图 29 的步骤 S31 ~ S34 处理相同的处理时, 相位检波部 17、滤波部 18、运算部 19 及运算数据存储部 20 就进行工作, 选定垂直血管的剖面的中心位置, 测量此中心位置中的血管 3 的弹性特性。

[0303] 在步骤 S43, 显示部 21 在显示血管长轴的剖面图的同时, 还在此剖面图上重叠显示由运算部 19 测量出的弹性特性。

[0304] 在步骤 S44, 探头控制部 25 使振子在产生超声波的同时, 还在血管长轴方向 (y 轴方向) 上移动固定距离。

[0305] 在步骤 S45, 探头控制部 25 判定振子 30 是否到达终端位置。在还未到达的情况下, 处理返回步骤 S40, 在到达的情况下, 结束处理。

[0306] 通过上述的步骤 S40 ~ 42 的处理, 调整超声波使其与血管垂直。并且, 通过上述 S31 ~ 33 的处理, 将反射强度变得最大的振子 30 上的位置确定为中心位置, 由于在此中心位置测量血管 3 的弹性特性, 所以能检测血管的正确的形变量。因此, 能检测正确的弹性特性。

[0307] 再有, 在上述的处理过程中, 首先使振子 30 进行摆动运动, 调整超声波使其与血管垂直, 此后, 使振子 30 在血管长轴方向上移动。但是, 此顺序是例子。例如, 也可以一面使振子 30 在血管长轴方向上移动, 一面在各位置使振子 30 进行摆动运动, 随时调整超声波使其与血管垂直。

[0308] 在实施方式 3 及 4 中, 确定反射强度变得最大的振子 30 上的位置 (中心位置), 设来自此位置的声音线通过血管 3 的短轴剖面的中心, 设在此中心位置测量血管 3 的弹性特性。

[0309] 但是, 也考虑不直接利用反射强度的方法。例如, 在从振子 30 产生超声波的同时, 扫描 x 轴方向并接收反射波, 根据得到的各个反射波, 利用性状特性值运算部 32 测量血管组织的厚度的形变量。中心位置判定部 24 收到此形变量的测量结果, 确定形变量变得最大时的沿振子 30 的长度方向的位置。可以说, 形变量变得最大时, 声音线通过血管 3 的短轴剖面的中心。其理由如下。随着远离中心, 厚度形变慢慢变小, 据此, 厚度的上下面的反射强度也变小。而且, 在血管的端部, 厚度的上下面中没有反射。认为在存在从中心到厚度的上下面的足够的反射的范围内, 通过中心的声音线的厚度形变变得最大。其结果, 由上述的处理确定的位置成为上述的中心位置。性状特性值运算部 32 只要测量此中心位置中的血管 3 的弹性特性即可。

[0310] 根据检测上述的血管组织的厚度的形变的方法的处理的过程, 例如除图 29 的步骤 S33 及 S34 外, 与实施方式 3 的处理过程相同。具体地, 代替图 29 的步骤 S33, 可以进行根据各反射波, 性状特性值运算部 32 测量血管组织的形变的处理。此外, 可以代替步骤 S34, 中心位置判定部 24 将血管组织的形变变得最大时的位置确定为中心位置, 性状特性值运算部 32 根据在此中心位置接收的超声波的反射波测量血管 3 的弹性特性。

[0311] 其结果, 在步骤 S35, 就会显示出中心位置中的弹性特性。再有, 也可以改在确定中心位置后, 进行超声波的发送接收, 根据已经得到的接收波测量弹性特性也是可以的。再

有,虽然以实施方式 3 为例进行了说明,但上述的处理也可以适用于实施方式 4 的处理。

[0312] 在实施方式 3 及 4 中,虽然以所谓的齿条&小齿轮方式使振子 30 在超声波探头 13 内移动,但这只是例子。也可以用皮带连接电机 111 和 / 或电机 113、和机壳 50,通过利用电机的旋转来卷绕或传送皮带,来控制机壳 50 及振子 30 的移动及旋转。此外,作为驱动装置的电机的种类也是任意的,例如可以使用线性电机或音圈电机。按照使用的电机的驱动方式,改变用于使振子 30 移动的超声波探头 13 内的结构,这对于同业者是容易的。

[0313] 再有,也可以在超声波探头或超声波诊断装置的本体中设置开关(未图示),切换是否进行超声波探头内的振子的移动和 / 或旋转。这是因为,如果是达到熟练使用探头的操作者,则若看显示的弹性特性的图像就能容易地判断弹性特性的检测结果是否可以说正确,即是否适当配置探头,在血管的剖面中心检测血管的弹性特性。由于能切换是否进行中心位置的判定处理,所以能按照使用者的熟练程度使超声波诊断装置工作,能提高便利性。

[0314] 在参照图 28 及图 32 说明的确定中心位置的处理中,使振子 30 移动来获取反射强度的处理也能在其它的检测,例如血管 3 的形状检测、血管 3 的直径检测中利用。这意味着也能基于检测出的形状确定血管的中心位置。在用于检测血管 3 的形状的处理时,通过沿血管 3 的长轴储备多个剖面的形状的数据,来获得形状数据。形状数据也可以含有血管 3 根据心跳而变化的血管 3 的前壁的厚度变化。此外,检测血管 3 的直径的处理,通过计算到此为止说明的中心位置中的血管 3 的来自接近超声波探头 13 一侧的壁的反波、和来自远离超声波探头 13 一侧的壁的反波的差来执行。如果在超声波探头 13 接触到被测者的体表时预先执行获取上述的反射强度的处理,就能迅速地进行此后的处理。

[0315] (实施方式 5)

[0316] 下面,说明本发明的超声波诊断装置的第五实施方式。图 34 是表示本发明的超声波诊断装置 401 的结构方框图。

[0317] 超声波诊断装置 401 包括:接收部 312、发送部 313、延迟时间控制部 314、相位检波部 315、运算部 316、断层图像产生部 317、检测位置决定部 318、图像合成部 319 及探头控制部 325。此外,包括用于操作者给予超声波诊断装置 401 指令的用户界面 324,和由根据来自用户界面 324 的指令来控制这些各构成要素的微机等构成的控制部 323。

[0318] 再有,图 34 所示的各构成要素不必由独立的硬件构成。例如,相位检波部 315、运算部 316、检测位置决定部 318 等可以由微机及软件构成,实现各部的功能。

[0319] 在超声波诊断装置 401 中连接有用于发送接收超声波的超声波探头 311 及显示检测结果的显示部 320。这些既可以为超声波诊断装置 401 所具备,也可以利用通用的超声波探头 311 及显示部 320。毫无疑问,也可以是前面的实施方式 1~4 中任意一个超声波诊断装置所具有的超声波探头。在显示部 320 中,例如可优选使用在个人计算机等中利用的监视器。

[0320] 如前面所说明的,超声波探头 311 含多个一维排列的振动元件。各振动元件例如由压电体构成,通过驱动压电体发送超声波,并且通过压电体接收超声波将超声波转换为电信号。在超声波探头 311 中,发送接收超声波的振子可在相对于排列方向垂直的方向上移动。已知这样的探头(超声波探头)311 作为机械的 3D 探头。

[0321] 图 35(a) 及 (b) 示出机械的 3D 探头的例子。它们具有与在前面的实施方式中说明的超声波探头类似的结构。在这些图中,振子 311a 从图纸面这边向里 1 维地排列。

振子 311a 由支持部 311b 支持,如图 35(a) 中箭头标记所示,通过用电机等驱动机构等驱动支持部 311b,振子 311a 就在相对于其排列方向垂直的方向上移动。或者,如图 35(b) 所示,也可以支持部 311b 通过与振子 311a 的排列方向平行的轴 311c 进行可旋转地支持,如箭头标记所示,通过驱动机构按轴 311c 的旋转进行旋转驱动。

[0322] 此外,也可以使用 2D 阵列探头作为超声波探头 311。此情况下,通过用于在二维排列的多个振动元件中检测 1 方向的排列的区域的扫描,改变扫描中使用的排列,就能使发送接收超声波的多个振动元件在相对于扫描的排列方向垂直的方向上移动。为了 2D 阵列探头的此功能能通过驱动任何的振动元件来实现,下面详细说明了的探头控制部 325 的功能就包含在发送部 313 及延迟时间控制部 314 中。

[0323] 探头控制部 325,如以下所说明的,根据来自检测位置决定部 318 的指令,控制相对于上述的振子 311a 的排列方向垂直的方向中的振子 311a 的位置。

[0324] 发送部 313 收到控制部 323 的指令,在指定的计时中产生驱动超声波探头 311 的高压的发送信号。超声波探头 311 将由发送部 313 产生的发送信号转换成超声波并对被测体进行照射。如下面详细说明了,发送部 313 驱动超声波探头 311 以便从超声波探头 311 发送第一发送波及第二发送波。为了决定被测体中所含的血管壁的移动方向而使用第一发送波,为了计算血管壁的形状值并进一步计算性状值而使用第二发送波。优选发送部 313 还产生用于产生检测区域的断层图像(B 模式图像)的发送波。此断层图像的发送波能兼为第一发送波。

[0325] 使用超声波探头 311 将从被测体内部反射来的第一及第二发送波的第一及第二反射波转换成电信号,用接收部 312 进行放大。由此,分别产生第一及第二接收信号。

[0326] 延迟时间控制部 314 通过控制发送部 313 及接收部 312,进行超声波探头 311 内的压电元件的选择及对压电元件施加电压的计时的调整,控制第一及第二发送波的声音线的偏转角及焦距。此外,控制需要作为第一及第二反射波接收的超声波的偏转角及焦距。

[0327] 通过发送部 313、接收部 312 及延迟时间控制部 314 这样的工作,使从超声波探头 311 照射的第一及第二超声波对被测体的检测区域进行超声波扫描,得到一帧的第一及第二接收信号。在被测体的一心跳周期中多次重复此扫描,得到多帧的第一及第二接收信号。例如,得到几十帧的接收信号。

[0328] 相位检波部 315 对第二接收信号进行正交检波。运算部 316 包括形状值计算部 316a 及性状值计算部 316b。形状值计算部 316a 根据正交检波的第二接收信号计算被测体的形状值。具体地,在设定在被测体的检测区域内的关心区域(ROI)内基于第二接收信号计算二维设定的检测对象位置的运动速度,基于运动速度求解位置位移量。性状值计算部 316b 基于位置位移量求解各检测对象位置间或任意的 2 个检测对象位置间的形变量。此外,从血压计 321 获取关于动脉的血压的信息,基于形变量求解弹性特性。按由检测对象位置夹持的每一对象组织求解形变量和弹性特性等性状值,在关心区域内求解性状值的二维分布。性状值计算部 316b 还产生适于图像显示的分布信号。运算部 316 中的运算,以从心电图仪 322 获取的心电波形等为触发,按每一心跳周期进行。

[0329] 断层图像产生部 317 例如含有滤波器、对数放大器及检波器等,从第一接收信号中产生具有对应此信号强度(振幅的大小)的亮度信息的 B 模式图像用信号。

[0330] 检测位置决定部 318,控制探头控制部 325,按每一心跳周期使振子的位置变化的

同时,检测第一接收信号的强度。此外,根据检测出的接收信号的强度,推定一心跳周期中的血管轴的位置变化。而且,控制探头控制部 325 以使振子 311a 的位置按照与推定出的位置变化一致的方式进行变化。

[0331] 既可以是检测位置决定部 318 获取从延迟时间控制部 314 输出的第一接收信号,求解第一接收信号的信号强度,也可以是将第一接收信号输入给断层图像产生部 317,在断层图像产生部 317 中求解接收信号的振幅信息,向检测位置决定部 318 输出。此外,在第一发送波是断层图像用发送波的情况下,检测位置决定部 318 获取在断层图像产生部 317 中得到的接收信号的振幅信息。

[0332] 图像合成部 319 产生重叠了基于断层图像产生部 317 产生的 B 模式图像用信号的检测区域的断层图像、和基于运算部 316 的性状值计算部 316b 产生的分布信号的性状值的二维分布图像的图像信号,向显示部 320 输出。显示部 320 根据图像信号显示这些图像。

[0333] 接着,详细说明超声波诊断装置 401 的工作。首先,说明推定血管轴的位置变化的方法。图 36(a) 示意性地表示使用本实施方式的超声波诊断装置解析血管 351 的运动时的超声波探头 311 和血管 351 的配置。如图 36(a) 所示,振子 311a 的排列方向垂直于纸面,使超声波探头 311 接触被测体,以使血管 351 的轴位于相对于振子 311a 的排列方向垂直的位置。在图 36(a) 中,箭头标记 a ~ e 表示通过使支持部 311b 移动,振子 311a 可发送的超声波束的声音线的位置。如图 36(a) 中箭头标记 D 所示,在血管 351 在一心跳周期中最大地向虚线 351' 所示的位置进行横向偏移的情况下,使对应血管 351 的移动从振子 311a 发送的超声波束的声音线的位置从 c 向 e 移动。由此,通常能按照通过血管 351 的轴 351a 的方式从超声波探头 311 发送超声波束,用超声波探头 311 接收反射波。

[0334] 在被测者安静的情况下,如前所述,认为血管 351 的横向偏移与心跳周期一致。因此,按一心跳周期推定血管 351 的轴 351a 的位置变化,如果与推定的位置变化一致使从振子 311a 发送的超声波束的声音线的位置变化的话,就能抑制血管的横向抖动的影响,正确解析血管壁的运动,求解出血管壁的弹性特性分布。

[0335] 血管 351 的轴 351a 的位置可通过检测反射波的接收强度来推定。图 36(b) 是表示在与血管 351 的轴垂直的剖面中发送超声波束时得到的反射波的强度和超声波束的声音线的位置之间的关系的曲线图。在曲线图上示意性地示出血管 351 的剖面。

[0336] 由于血管 351 具有以轴 351a 为中心的管形状,所以在血管外组织和血管壁的外膜的边界、内膜和血流的边界处反射的超声波相对于半径方向(垂直于切线的线)以与超声波入射的角度相等的角度被反射。因此,当声音线的方向和半径方向越一致时,检测出的反射波的强度就越强,声音线的方向和半径方向所成的角度越接近 90 度,检测出的反射波的强度就越小。例如,如图 36(b) 所示,在发送具有通过血管 351 的轴的声音线 L1 的超声波束的情况下,声音线 L1 的超声波的反射波的强度最强。相对于此,由于声音线 L2 和半径方向所成的角度 θ 没有变小,所以反射波的强度变小。因此,如图 36(b) 所示,反射波的强度在超声波束通过血管 351 的轴时最强,随着远离轴的位置,反射波的强度也下降。

[0337] 如果利用此关系,则在血管 351 未进行横向抖动的情况下,如图 36(a) 所示,一面在超声波探头 311 内使振子 311a 的位置变化,一面发送超声波,如果检测反射波的强度,就能推定出血管的轴位于得到最强的反射波的声音线上或其附近。

[0338] 在血管横向抖动的情况下,也能在使振子 311a 的位置变化的期间移动血管的轴。

但是,由于血管的横向抖动具有与心跳周期一致的周期,所以一心跳周期中的血管的轴位置的变化即使在任何的心跳周期中都是相同的。也就是说,从心跳周期开始经过规定的时间时的轴的位置在任何心跳周期中都相同。如果利用此事实,按每一心跳周期在图 36(a)中例如由 a~e 所示,如果改变振子 311a 的位置来发送接收超声波并检测反射波的强度的话,则在一心跳周期中的任意时刻,能获得 a~e 所有位置中的反射强度。因此,通过决定一心跳周期中的各时刻的反射强度最强的位置,就能推定此时刻血管的轴所处的位置,就能推定一心跳周期中的血管轴的位置变化。本发明利用此方法推定一心跳周期中的血管轴的位置变化,使用推定出的位置的信息检测弹性特性。

[0339] 接着,参照图 34、图 36(a)、图 37、图 38 及图 39 详细地说明使用超声波诊断装置 401 检测弹性特性的过程。

[0340] 如图 37 所示,首先,一面按每一心跳周期使振子的位置变化一面检测反射波的强度(步骤 S101)。如图 36(a) 所示,首先按照血管 351 的轴的移动量决定使振子 311a 移动的量。通常血管横向抖动时的移动量是几 mm 左右,按照所希望的分辨率决定振子 311a 的移动量。在图 36(a) 中示出在 a~e 的 5 个位置使振子 311a 移动的例子。

[0341] 图 38(a) 示出每一心跳周期的振子 311a 的位置。在最初的心跳周期 S1 中,将振子 311a 固定在位置 a,发送第一发送波。当心跳周期变为 S2、S3、S4、S5 时,使振子 311a 的位置向 b、c、d 及 e 移动,同样发送第一发送波。振子 311a 的位置根据从检测位置决定部 318 输出的控制信号,探头控制部 325 使超声波探头 311 的振子 311a 向规定的位置移动。

[0342] 如以下所说明的,通过获取一心跳周期中 m 次的检测值来求解弹性特性的检测。为此,也可以以 1/m 的分辨率求解推定的血管的轴的位置。将一心跳周期中取得 m 次检测值的各个期间称为帧。在进行弹性特性的检测的情况下,按每一帧由第二超声波扫描检测区域获得反射波。用于推定血管的轴的位置变化的第一发送波的反射波的反射强度在各心跳周期中也能按每一帧求解出。

[0343] 第一发送波只要能得到反射强度,就可以是任何种类的超声波。由于产生通过使接收信号的振幅按亮度变化而获得的信号,所以作为第一发送波,也可以是断层图像产生部 317 使用断层图像用发送波作为第一发送波,检测位置决定部 318 获取从断层图像产生部 317 得到的信号的强度信息。或者,也可以获取从延迟时间控制部 314 输出的接收信号,检测位置决定部 318 将其转换成接收信号的信号强度的信息。

[0344] 如图 36(a) 所示,在各心跳周期中,在心跳周期开始时血管 351 的轴 351a 与位置 c 一致,如箭头标记 D 所示,在横向抖动最大的情况下,设向由虚线所示的位置 351' 移动。此时血管的轴向位置 351a' 移动,与位置 e 一致。

[0345] 图 39 示出相对于帧绘出这样获得的反射波的接收信号的强度的曲线图。由于按每一心跳周期使振子 311a 的位置变化为 a、b、c、d、e 进行检测,所以能在每一帧中得到位置 a、b、c、d、e 中的反射波的接收信号的强度。用曲线连接在振子 311a 的各位置 a、b、c、d、e 得到的数据。此外,对每一帧中强度最大的数据附上白圈。

[0346] 检测位置决定部 318 基于如此得到的反射强度推定一心跳周期中的血管的轴的位置变化(步骤 S102)。如前所述,反射强度最强的振子位置代表血管的轴 351a 的位置。如图 36(a) 所示,在各心跳周期中的最初的帧即帧 f1 中,血管 351 的轴 351a 处于位置 c。由此,如图 39 所示,在位置 c 得到的反射波的强度强。由于随着时间经过即帧数变大,轴 351a

向位置 d、e 移动,所以反射波的强度最强的位置也移动到 d、e。此后,血管 351 从横向抖动最大的位置返回原来的位置。由此,反射强度最大的位置也移动到 d、c。

[0347] 如此,基于图 39 可推定血管 351 的轴 351a 的位置在一心跳周期中变化为 c、d、e、d、c。因此,如果使振子 311a 与此轴 351a 位置变化一致地移动的话,则即使血管横向抖动的情况下,也能始终按照通过血管 351 的轴 351a 的方式发送超声波。

[0348] 接着,使振子按照与推定出的血管的位置变化一致的方式进行移动,发送接收第二超声波(步骤 S103)。图 38(b) 示出在发送第二发送波时移动的振子 311a 的位置。使振子按照与由图 39 决定出的血管 351 的轴 351a 的位置变化一致的方式进行移动。此位置变化按每一心跳周期重复进行。

[0349] 在进行血管壁的运动解析及弹性特性的检测的情况下,按每一帧发送第二发送波,得到第二接收信号。由此,如图 38(c) 所示,按每一帧发送第二发送波 W2。此外,由于优选按每一帧周期获取断层图像,所以还按每一帧发送断层图像用发送波 W0。

[0350] 如此,通过一面使振子 311a 向相对于振子的排列方向垂直的方向移动,一面在排列方向上顺序驱动多个振动元件,并用第二发送波扫描检测区域,即使是血管横向移动的情况,利用从相同的振子发送的发送波也能追踪血管壁的各组织。

[0351] 接着,说明基于通过接收第二发送波而得到的第二接收信号求解形状检测值及性状检测值的方法。图 40 示意性地示出在活体组织中传播的超声波束。虽然图 40 类似于图 4,但为了表示本实施方式的超声波探头 311 及振子 311a 等和超声波发送波之间的关系,修改后示出。

[0352] 如图 40 所示,位于声音线 L 上的血管壁 351(前壁)的多个检测对象位置 P_n (P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k ... P_n , n 是 3 以上的自然数),按某一固定间隔以接近超声波探头 311 的顺序排列为 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k ... P_n 。如果在深度方向上设置以图 40 的上方为正、下方为负的坐标轴,设检测对象位置 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_k ... P_n 的坐标分别为 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 、 Z_k ... Z_n ,则来自检测对象位置 P_k 的反射在时间轴上就会位于 $t_k = 2Z_k/c$ 。在此, c 表示体组织内的超声波的声速。在相位检波部 315 对反射波信号 $r(t)$ 进行相位检波,将检波出的信号分离成实部信号及虚部信号,并输入到运算部 316。在成为一心跳周期中的基准的时刻、例如血管壁最收缩的时刻,将检测对象位置 P_n 设定为血管壁组织。这些检测对象位置 P_n 伴随血管壁的扩张·伸缩在声音线 L 上移动,在下一心跳周期的基准时刻再次返回原来的位置。

[0353] 如前所述,由于声音线 L 按照与血管的横向抖动引起的轴的位置变化一致的方式在振子 311a 的排列方向(x 方向)上垂直地移动,所以在成为基准的时刻设定的检测对象位置 P_n 始终处于声音线 L 上。

[0354] 运算部 316 基于相位检波出的信号在形状值计算部 316a 求解位置位移量,在性状值计算部 316b 按顺序求解厚度变化量及厚度变化量的最大值、最小值。具体地,形状值计算部 316a,以在反射波信号 $r(t)$ 和微小时间 Δt 后的反射波信号 $r(t+\Delta t)$ 中振幅不变化、仅相位及反射位置变化这样的条件为前提,利用最小二乘法求解相位差(带条件的最小二乘法),使反射波信号 $r(t)$ 和 $r(t+\Delta t)$ 的波形的匹配误差变得最小。基于此相位差求解检测对象位置 P_n 的运动速度 $V_n(t)$,并且通过对其进行积分求解出位置位移量 $d_n(t)$ 。

[0355] 图 41 示意性地示出检测对象位置 P_n 和求解弹性特性的对象组织 T_n 之间的关系。对象组织 T_k 位于在相邻的检测对象位置 P_k 和 P_{k+1} 所夹持的范围内并具有厚度 h。在本实施

方式中,基于 n 个检测对象位置 $P_1 \cdots P_n$ 规定 $(n-1)$ 个对象组织 $T_1 \cdots T_{n-1}$ 。

[0356] 性状值计算部 316b 基于检测对象位置 P_k 和 P_{k+1} 的位置位移量 $d_k(t)$ 和 $d_{k+1}(t)$, 使用 $D_k(t) = d_k(t) - d_{k+1}(t)$ 的关系求解厚度变化量 $D_k(t)$ 。

[0357] 性状值计算部 316b 还求解厚度变化量的最大值及最小值。由于流过血管前壁所构成的血管的血液因心跳而变化,所以产生血管前壁的组织 T_k 的厚度的变化。因此,使用对象组织 T_k 的厚度的最大值 H_k (最低血压时的值)、对象组织的厚度变化量 $D_k(t)$ 最大值和最小值的差 Δh_k 、以及最低血压值和最高血压值的差即脉压 Δp , 通过下式就能求解表示对象组织 T_k 的血管的硬度的弹性特性。从血压计 321 中获取最低血压值和最高血压值。

[0358] $E_k = \Delta p / (\Delta h_k / H_k)$

[0359] 在上述说明中,虽然求解相邻的检测对象位置间的对象组织 T_n 的弹性特性,但弹性特性也能选择多个某一检测对象位置的任意的 2 点。在此情况下,使用选择出的 2 点间的厚度的最大值及选择出的 2 点间的厚度变化量的最大值和最小值的差,同样能计算。

[0360] 如此这样,在第二发送波的声音线上,设定多个对象组织 T_n , 计算其弹性特性。第二发送波扫描检测区域,沿血管壁 351 的轴方向进行多个发送,所以在检测区域内可二维地求解弹性特性。

[0361] 图 42 示出在显示部 320 中显示的画面的一例。在显示部 320 的画面中示出断层图像产生部 317 产生的含有血管壁 351 的断层图像 354。在断层图像 354 中,还示出血管外组织 352 及血管腔 353。

[0362] 在断层图像 354 中示出指定求解弹性特性的区域的关心区域 356。通过用户界面 324, 操作者能将关心区域 356 指定为任意的位置。

[0363] 求解出的弹性特性的二次分布图像 355 与断层图像 354 重叠,在画面中显示。二次分布图像 355 以对应弹性特性的值的灰度或色调示出,与表示弹性特性和灰度或色调的对应的条 357 相配合一起在画面中示出。还可以画面显示弹性特性的平均值、标准偏差 (standard deviation) 等数值 358。

[0364] 如此根据本实施方式的超声波诊断装置,检测位置决定部控制探头控制部,一面按每一心跳周期使振子的位置变化,一面检测第一接收信号的强度。检测值决定部根据检测出的强度,进一步推定一心跳周期中的血管轴的位置变化,控制探头控制部以使振子的位置按照与推定出的位置变化一致的方式进行变化。因此,根据本实施方式的超声波诊断装置,即使血管在与轴平行的方向上移动的情况下,也能利用比较简单的电路结构抑制血管的移动导致的检测误差的产生,求解出正确的弹性特性,而不三维地解析血管的运动。

[0365] (实施方式 6)

[0366] 下面说明本发明的超声波诊断装置的第六实施方式。图 43 是表示本发明的超声波诊断装置 402 的结构方框图。

[0367] 超声波诊断装置 402 在替换第五实施方式的检测位置决定部 318 而具备移动方向决定部 327 这点上与第五实施方式不同。

[0368] 在第五实施方式中,最初通过一面使超声波探头的振子移动一面检测反射波的强度来推定血管的轴的位置变化,使振子按照与推定出的位置变化一致的方式进行移动,从而进行检测。相对于此,本实施方式中,实时地一面搜索血管的轴的移动方向一面进行检测。

[0369] 图 44 示出向血管发送的超声波的反射强度的分布。如参照图 36 (b) 说明的, 在相对于血管的轴垂直的剖面中, 发送超声波并检测反射波的强度的情况下, 通过轴的声音线的超声波束的反射波的强度变得最强, 随着远离轴反射强度变弱。在图 44 中, 在位置 i 得到最强的强度 I_0 , 血管的轴位于位置 i 。

[0370] 当血管产生横向抖动且轴移动的时候, 在相对于血管的轴垂直的剖面中, 移动方向仅为 2 方向。例如, 设轴在图 44 中向负的方向移动, 血管的轴向位置 h 移动。对移动后的血管发送超声波并检测反射波的强度的时候, 反射强度呈现出虚线所示的分布。在血管的移动后位置 i 中同样发送超声波, 当检测反射波的强度时, 强度下降到 I_1 。是因为血管的轴移动, 没有在位置 i 上。

[0371] 此时, 变换超声波束的声音线的位置, 再次发送超声波, 检测反射波的强度。如果血管的移动方向和第二次发送超声波的位置的移动方向一致, 则第二次的反射强度比在血管移动后最初检测时得到的反射强度 I_1 变得更强。这是因为通过使第二次发送超声波的位置移动, 从而接近移动后的血管的轴的位置。例如, 如果在位置 h 再次发送超声波, 则反射波的强度变为 I_0 , 比 I_1 增大。

[0372] 相对于此, 如果血管的移动方向和第二次发送超声波的位置的移动方向相反, 则第二次的反射强度比在血管移动后最初检测时得到的反射强度 I_1 变得更低。这是因为通过使第二次发送超声波的位置移动, 从而更远离移动后的血管的轴的位置。例如, 如果在位置 j 再次发送超声波, 则反射波的强度变为 I_2 , 比 I_1 更下降。

[0373] 因此, 监视反射波的强度, 如果强度下降到规定的值以上, 则认为血管移动了, 使振子的位置向任意的方向移动。在振子的移动方向和血管的移动方向一致的情况下, 通过增加反射强度就能确认。此外, 在反射强度进一步下降的情况下, 可知振子的移动方向和血管的移动方向相反。

[0374] 为了使血管的移动与心跳周期一致, 在振子的移动方向与血管的移动方向相反的情况下, 结束此心跳周期中的检测, 只要在下一心跳周期中, 使振子向与前一次相反的方向移动即可。如图 51 所示, 血管从心跳周期的开始向一方向移动, 在最远离初始位置的位置反转移动方向, 返回原来的位置。

[0375] 为了进行这样的工作, 移动方向决定部 327 将第一接收信号的强度按每一帧与前一帧进行比较, 在强度下降规定的值以上的时候, 控制探头控制部 325 使振子 311a 在相对于排列方向垂直的方向上移动。

[0376] 发送部 313 在移动方向决定部 327 控制探头控制部 325 使振子 311a 移动的情况下, 驱动超声波探头 311 以便第二次发送第一发送波; 移动方向决定部 327 比较基于第二次的第二发送波的第一接收信号和最初的第一接收信号的强度。由于在强度没有增加的情况下, 振子的移动方向与血管的移动方向相反, 所以向控制部 323 输出结束此心跳周期中的检测的信号。此外, 存储振子的移动方向, 在中途结束前一心跳周期中的检测的情况下, 决定移动方向, 以便振子向与前一心跳周期中的振子的移动方向相反的方向移动。

[0377] 接着, 参照图 45 及图 46 更详细地说明超声波诊断装置 402 的工作。图 45 是表示从发送部 313 发送的发送波的计时的图, 图 46 是说明超声波诊断装置 402 的工作的流程图。

[0378] 如图 45 所示, 在一心跳周期内的第一帧, 输出用于监视血管的位置的第一发送波

W1,此后,输出用于产生断层图像的图像产生用发送波 W0、及解析检测区域内的各组织的运动用于求解弹性特性的第二发送波 W2。在第二帧之后,输出第一发送波 W1,经过时间 t 后再次输出第一发送波 W1'。在 W1' 输出后,一旦经过时间 t' 就输出图像产生用发送波 W0 及第二发送波 W2。在第二帧以后,在与前一帧相比反射波的强度下降的情况下利用第二次的的第一发送波 W1'。由此,也可以仅在反射波的强度下降的情况下第二次发送第一发送波 W1'。但是,即使不输出第一发送波 W1' 的情形,在各帧中也优选输出图像产生用发送波 W0 及第二发送波 W2 的计时相同。

[0379] 首先,作为初始状态,预先设定振子 311a 的位置,以使从振子 311a 发送的超声波的声音线位于血管 351 的轴或其附近。例如,像在第五实施方式中使用的,一面按每一心跳周期使振子的位置变化,一面在心跳周期开始时发送超声波,检测反射强度,由此,就能够决定心跳周期开始时的血管的轴的位置。

[0380] 如图 46 所示,超声波诊断装置 402 在检测开始后首先进行 1 帧的检测(步骤 S201)。具体地,从超声波探头 311 发送第一发送波 W1、图像产生用发送波 W0 及第二发送波 W2,分别得到接收信号。

[0381] 接着,从超声波探头 311 发送 2 帧($u = 2$)的第一发送波 W1,得到接收信号(步骤 S202)。在第一帧和第二帧中,比较基于第一发送波 W1 的反射波的接收信号的强度(步骤 S203)。在强度下降到规定的阈值以上的情况下(在步骤 S204 中“是”),血管的轴移动,由于意味着超声波的声音线偏离了轴,所以使振子 311a 移动,存储移动方向及此帧(步骤 S205)。此时,在中途结束前一心跳周期中的检测的情况下,由于存储有前一心跳周期中的振子的移动方向,所以移动方向决定部 327 指令探头控制部 325 以使振子向与成为几乎相同时刻的帧中的振子的移动方向相反的方向移动。

[0382] 接着,从超声波探头 311 发送第二次的的第一发送波 W1',得到接收信号(步骤 S206)。此外,比较基于第一次的第一发送波的反射波的接收信号的强度、和基于第二次的的第一发送波 W1' 的反射波的接收信号的强度(步骤 S207)。如果强度没有增加到规定的阈值以上(在步骤 S208 中“否”),则振子 311a 的移动方向和血管的轴的移动方向相反,推定为不能正确追踪血管的运动。因此,结束此心跳周期中的检测。

[0383] 在第一帧和第二帧中,在基于第一发送波 W1 的反射波的接收信号的强度未下降到规定的阈值以上的情况下(在步骤 S204 中“否”),由于推定为血管没有移动,所以在第二帧中,从超声波探头 311 发送图像产生用发送波 W0 及第二发送波 W2,分别得到接收信号(步骤 S209)。

[0384] 接着,判定现在的检测是第几帧(步骤 S210)。在现在的帧数 u 是一心跳周期的最后的帧数 m 以上的情况下,结束此心跳周期中的检测。如果 u 比 m 小的话,则将 u+1 作为新的 u,返回步骤 S202,按同样的过程重复检测。由此,发送的超声波的声音线位于移动的血管的轴或其附近,就能实时追踪血管的移动,能求解出血管壁的正确形状值及性状值。

[0385] 再有,在上述的第五及第六实施方式中,如图 51 中 D 所示,例示出血管的轴向相对于声音线 L1 垂直的方向移动的情形。但是,血管的轴也可以如 D' 所示,也在深度方向上移动。在血管的轴向 D' 方向移动的时候,血管的轴的运动可分为与声音线 L1 垂直的分量及平行的分量。其中,与声音线 L1 垂直的方向的分量能够像第五及第六实施方式中说明的那样通过使振子的位置变化而抵消。如果抵消垂直的方向的分量,结局是,由于血管的轴就

在声音线 L1 上移动,所以成为对象的组织始终会处于声音线 L1 上,通过基于上述过程的测量,就能正确地求解出血管壁组织的形状值和性状值。

[0386] 关于上述的实施方式的说明,例如,使用附图中的流程图说明的控制处理能由在计算机中执行的程序来实现。这样的计算机程序记录在 CD-ROM 等记录介质中作为产品在市场上流通,或者通过因特网等电气通信线路传输。构成超声波诊断装置的全部或一部分的构成要素,作为执行计算机程序的通用的处理器(半导体电路)实现。或者,这样的计算机程序和处理器作为一体化的专用处理器实现。

[0387] 工业实用性

[0388] 本发明的超声波诊断装置,优选用于活体组织的性状特性及形状特性的检测中,适于正确的弹性特性的检测。此外,检测血管壁的弹性特性,优选用于动脉硬化病变的发现和动脉硬化的预防中。

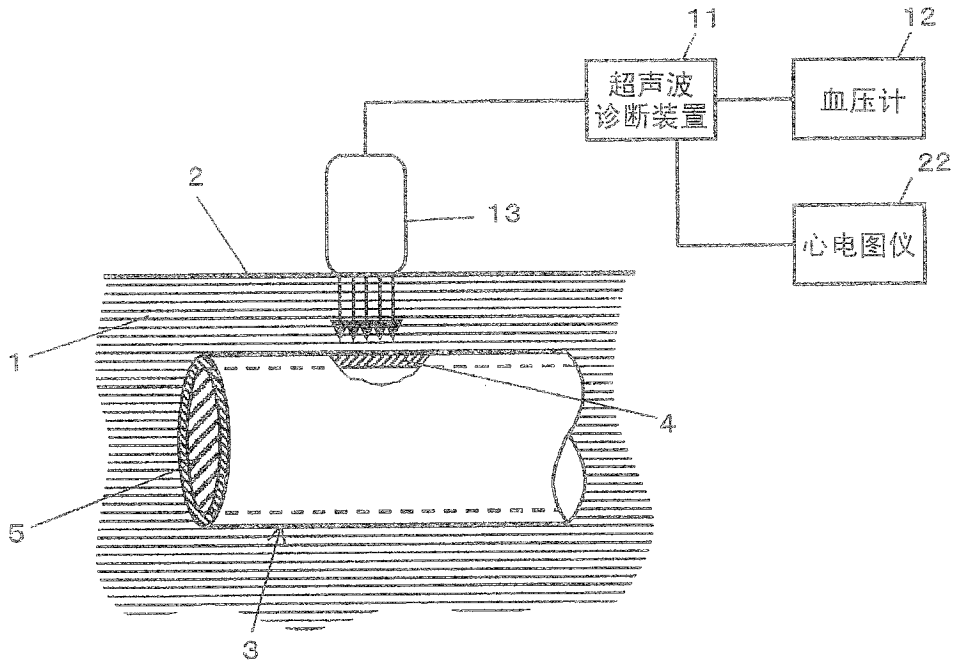


图 1

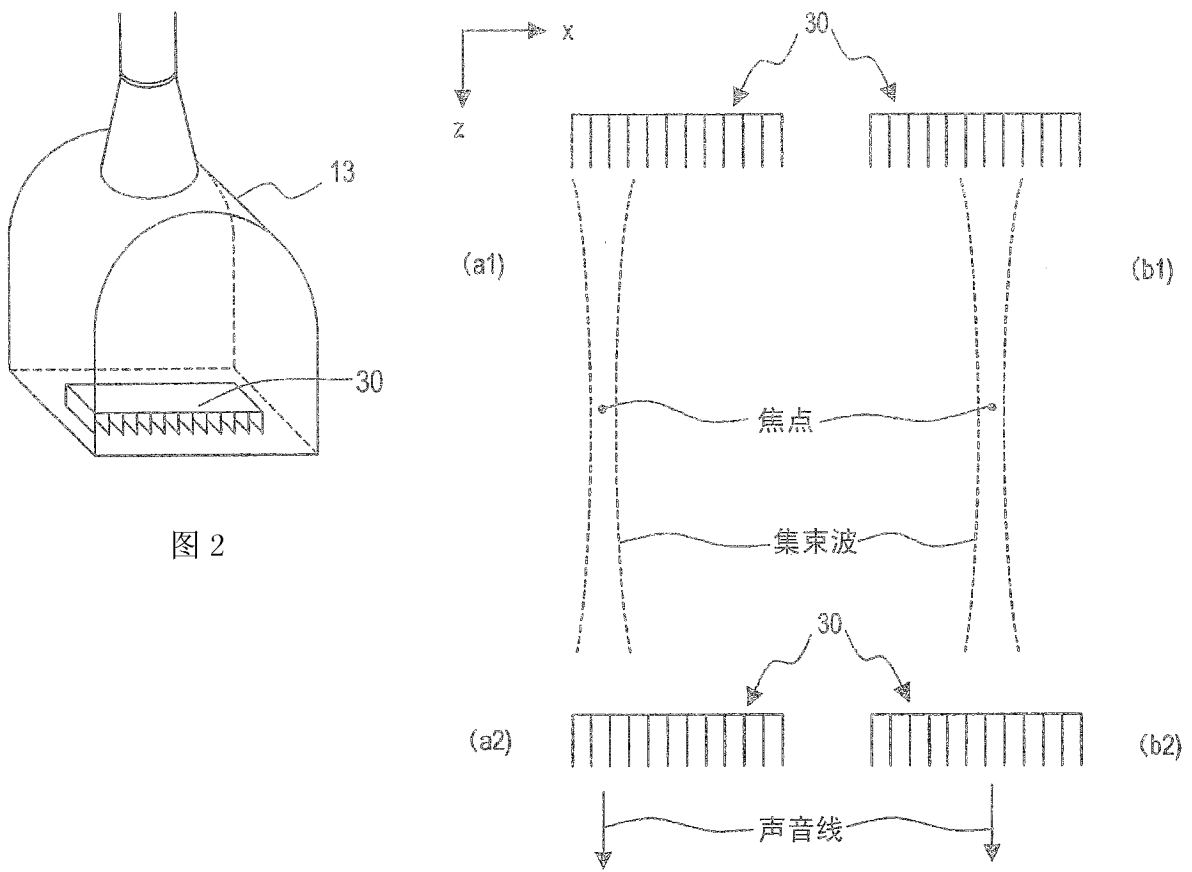


图 2

图 3

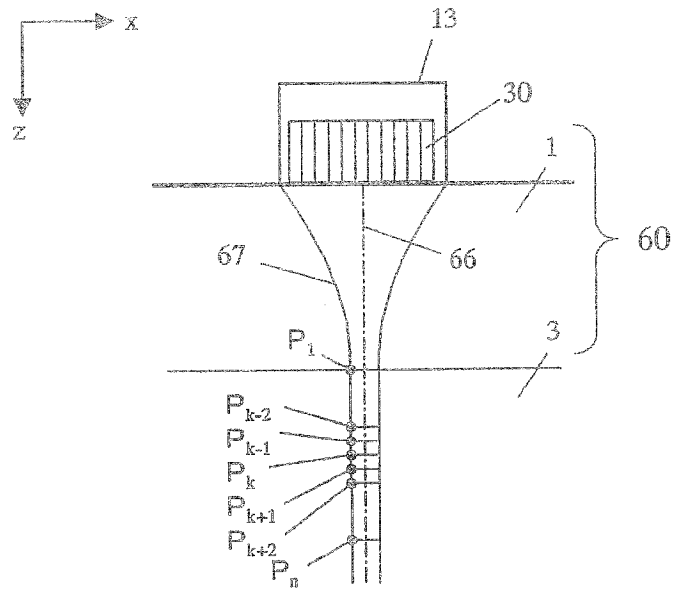


图 4

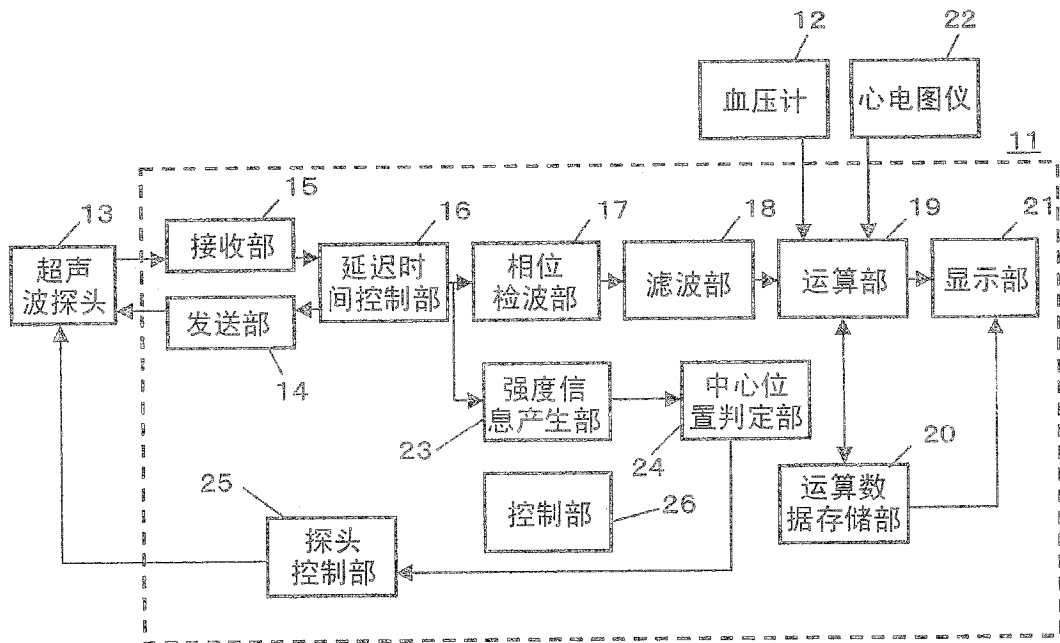


图 5

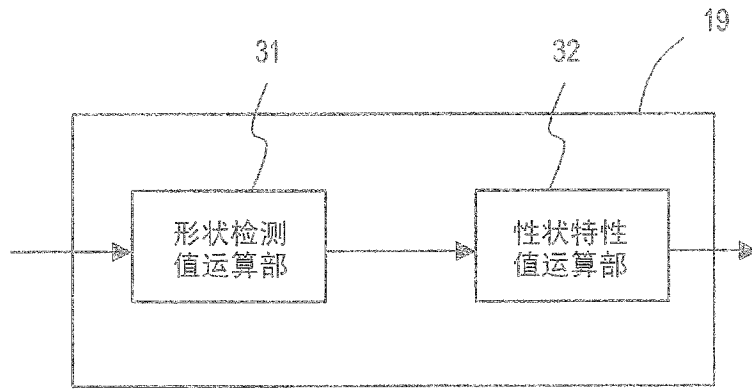


图 6

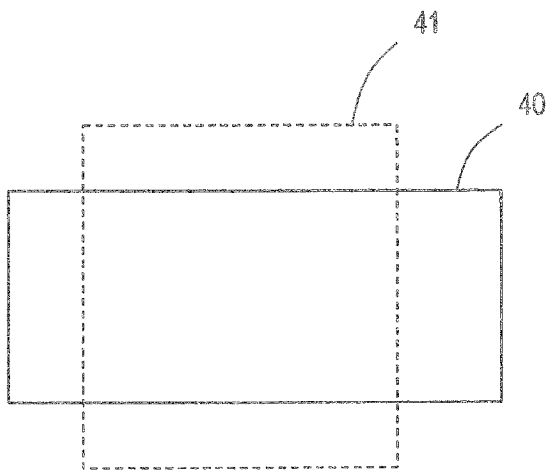


图 7

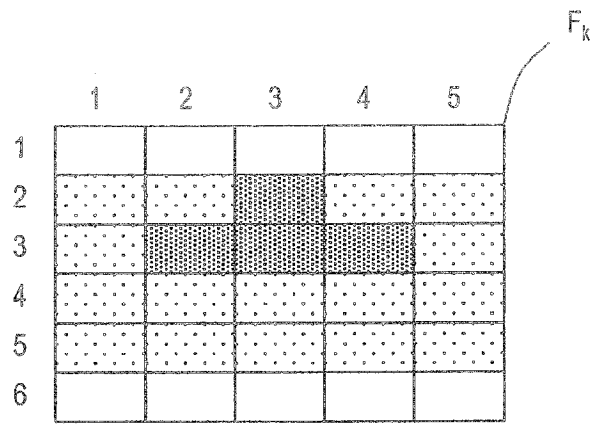


图 8

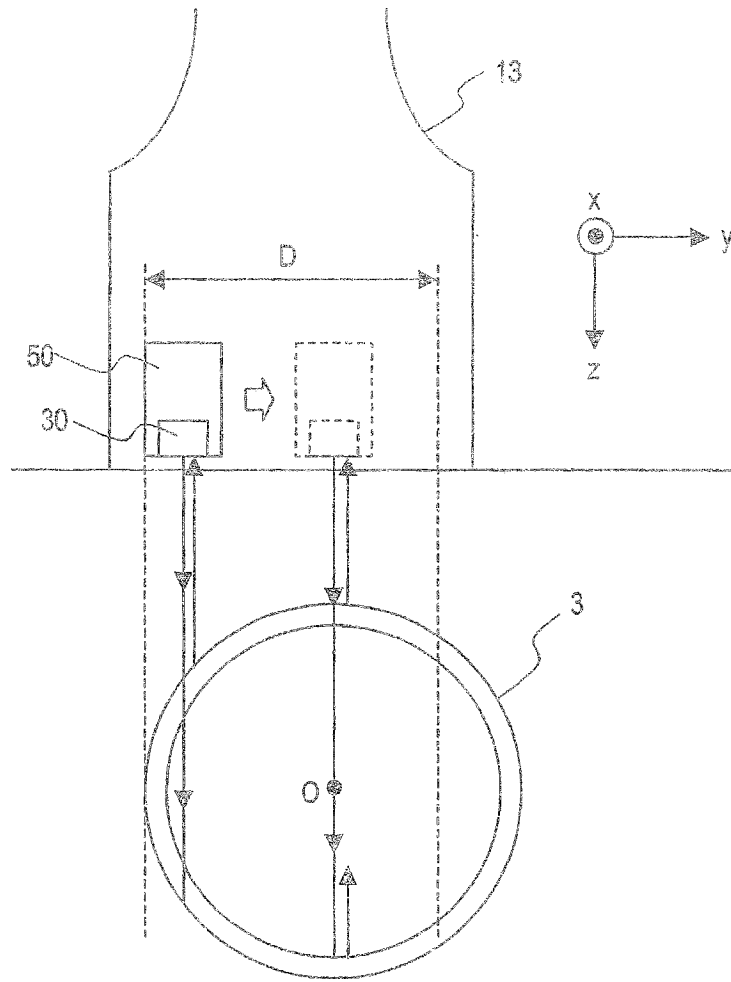


图 9

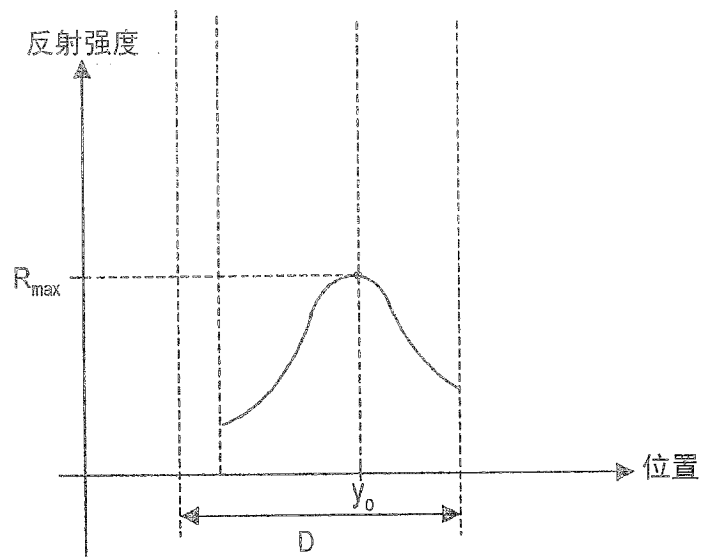


图 10

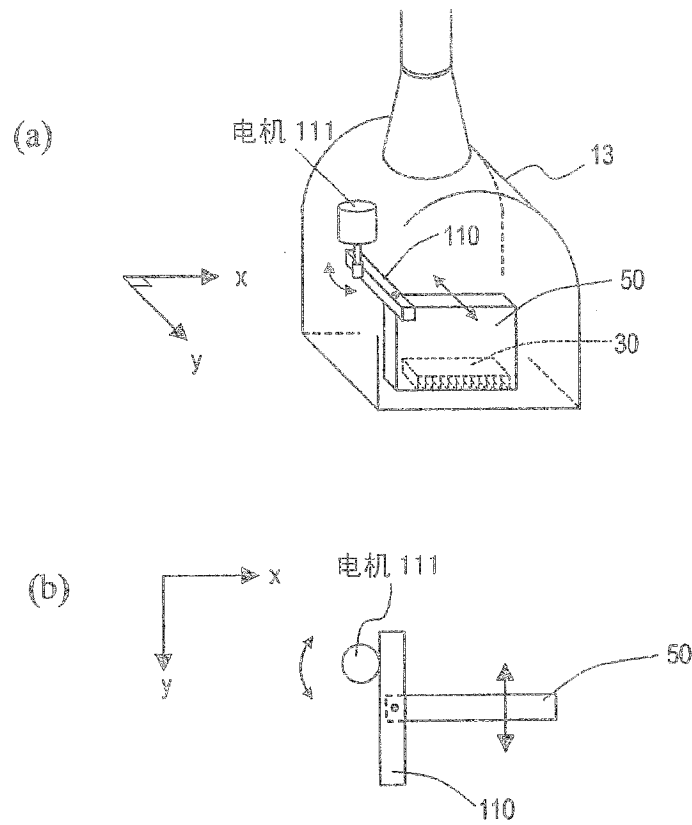


图 11

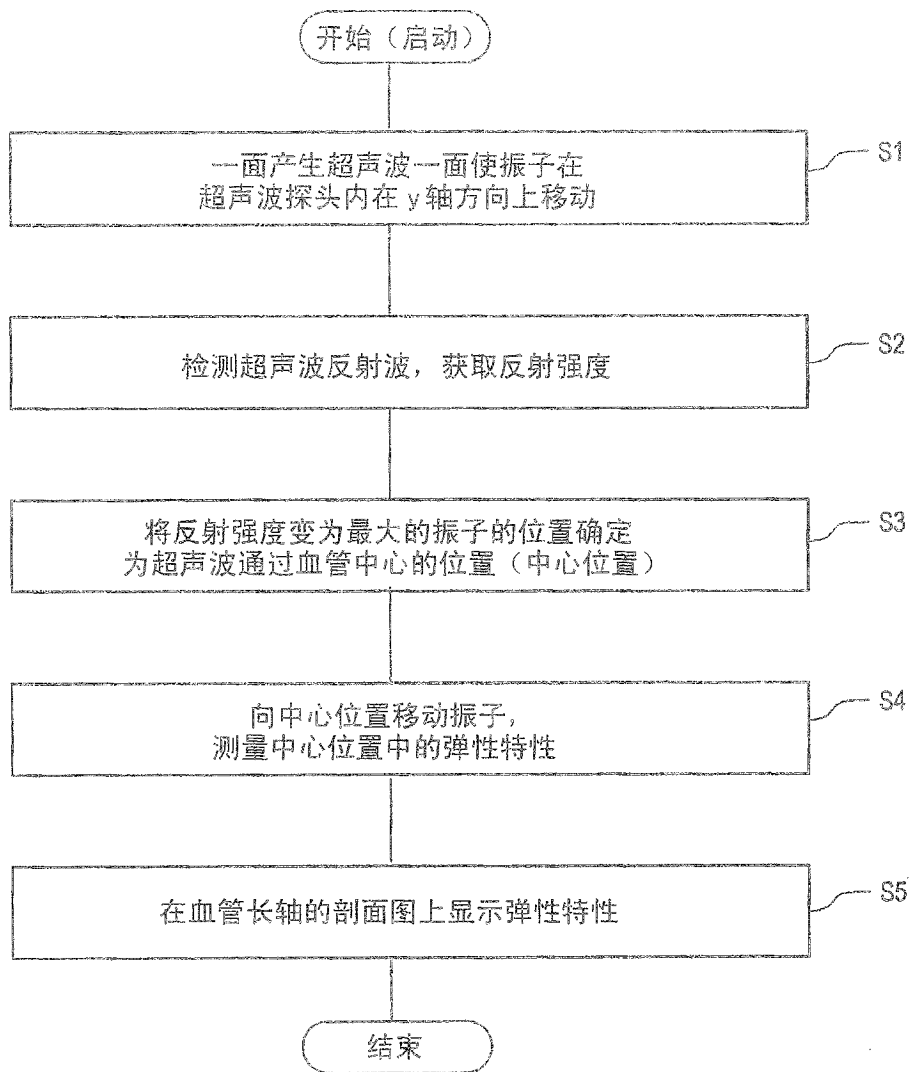


图 12

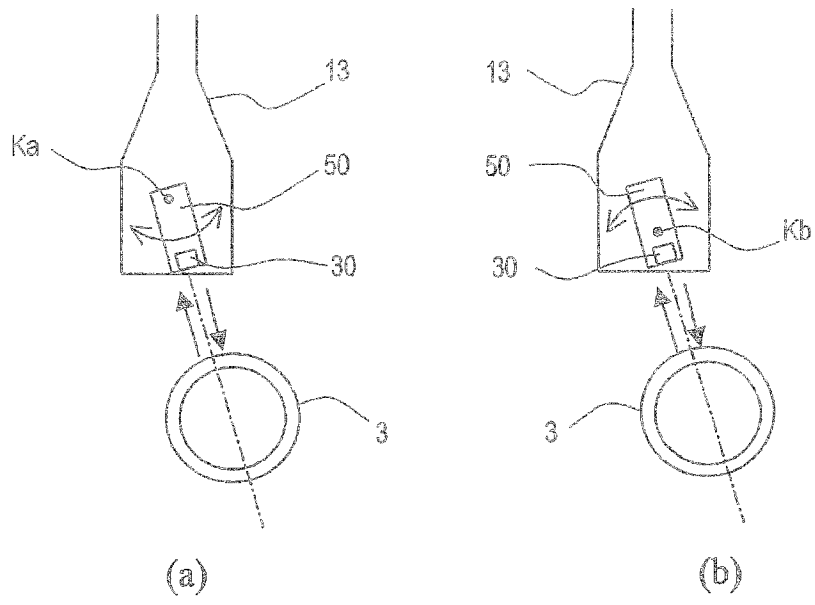


图 13

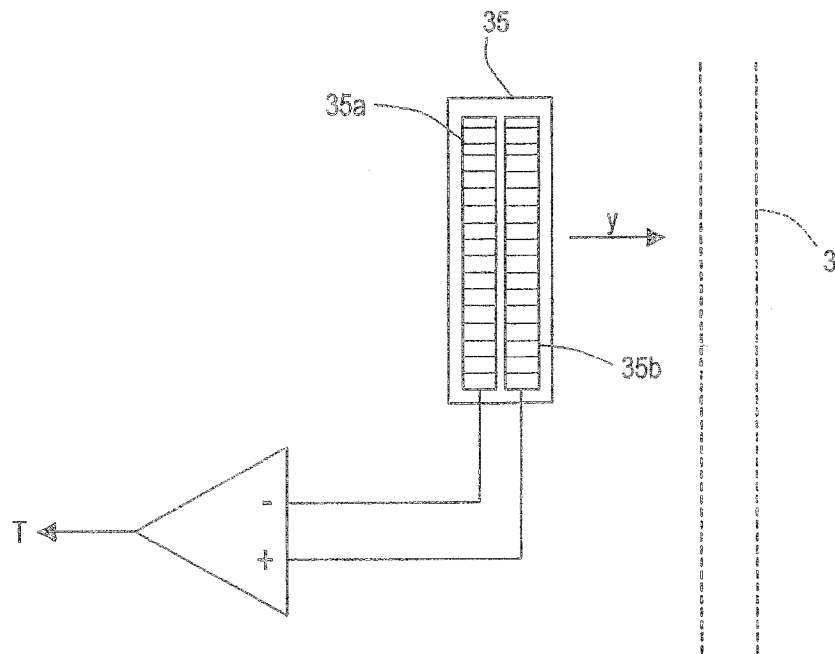


图 14

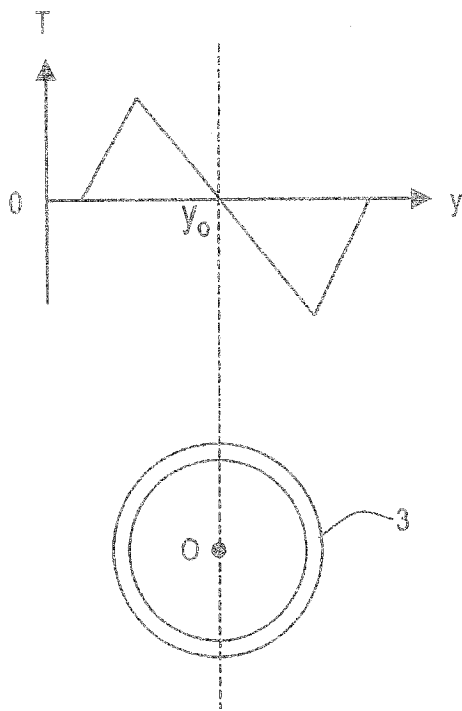


图 15

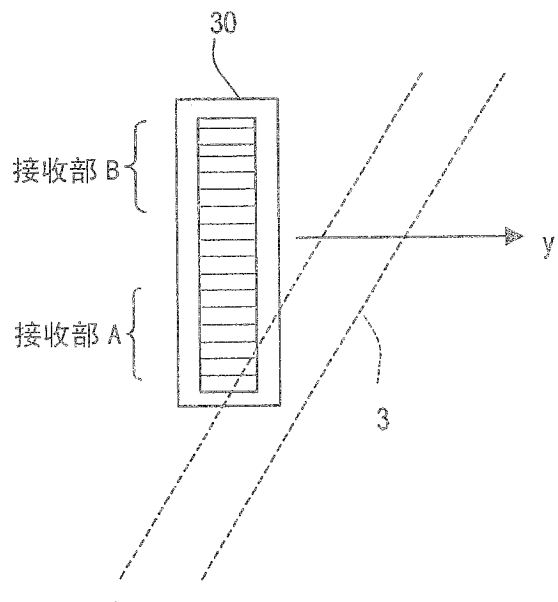


图 16

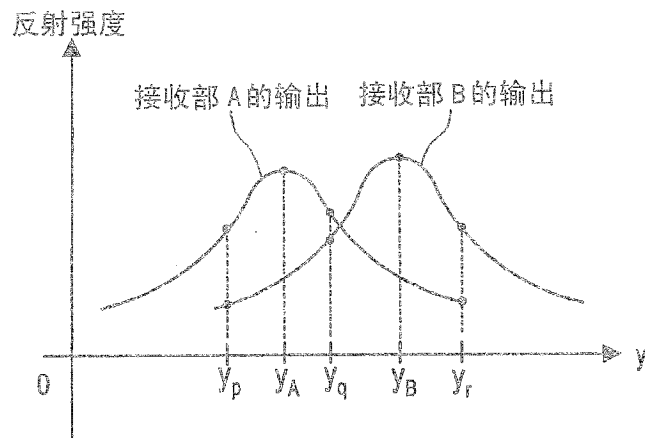


图 17

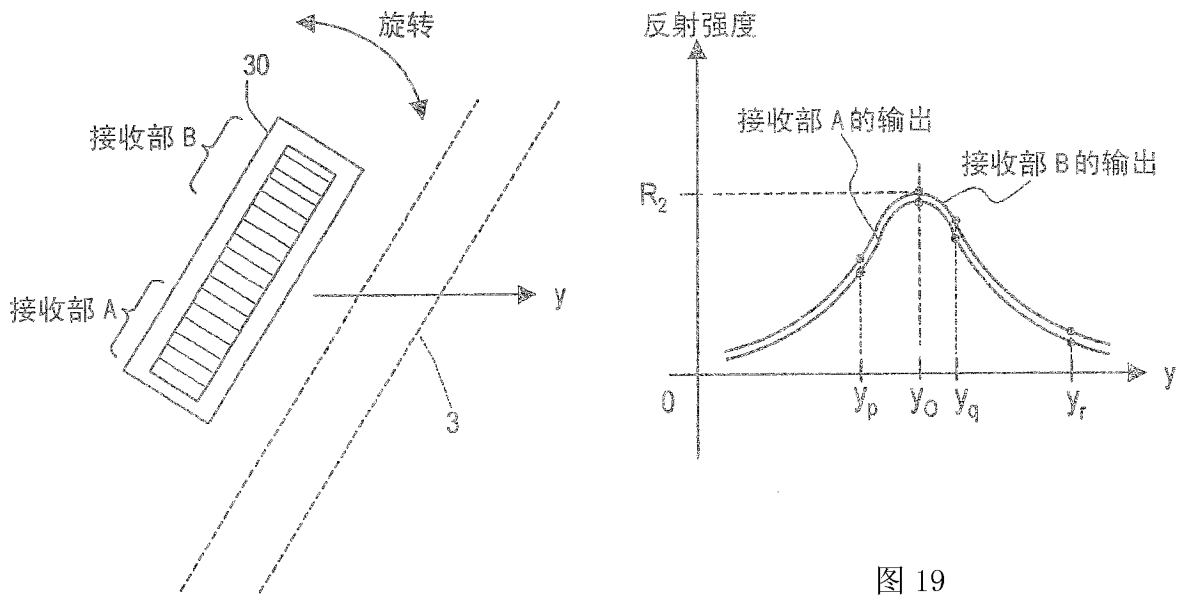


图 18

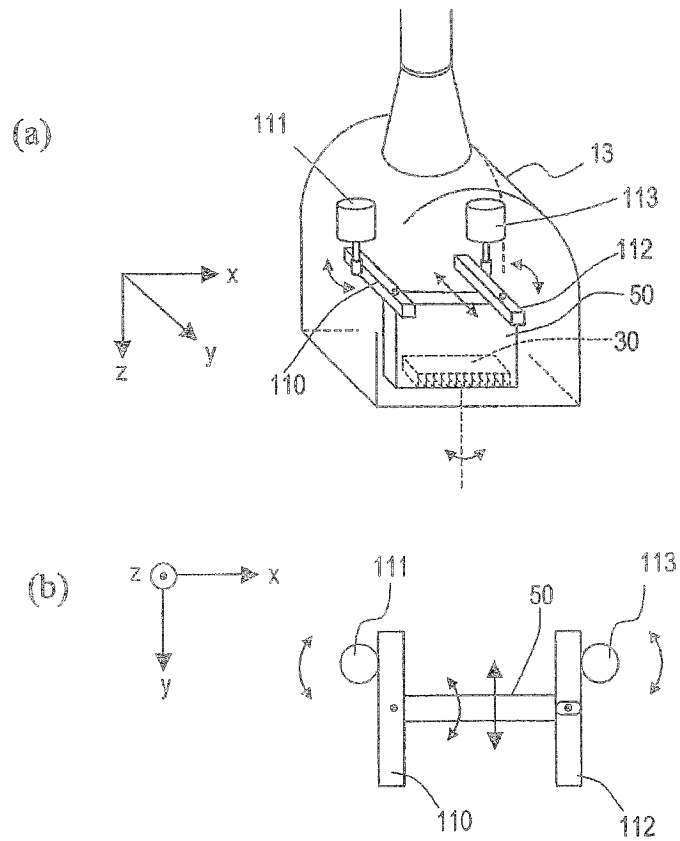


图 20

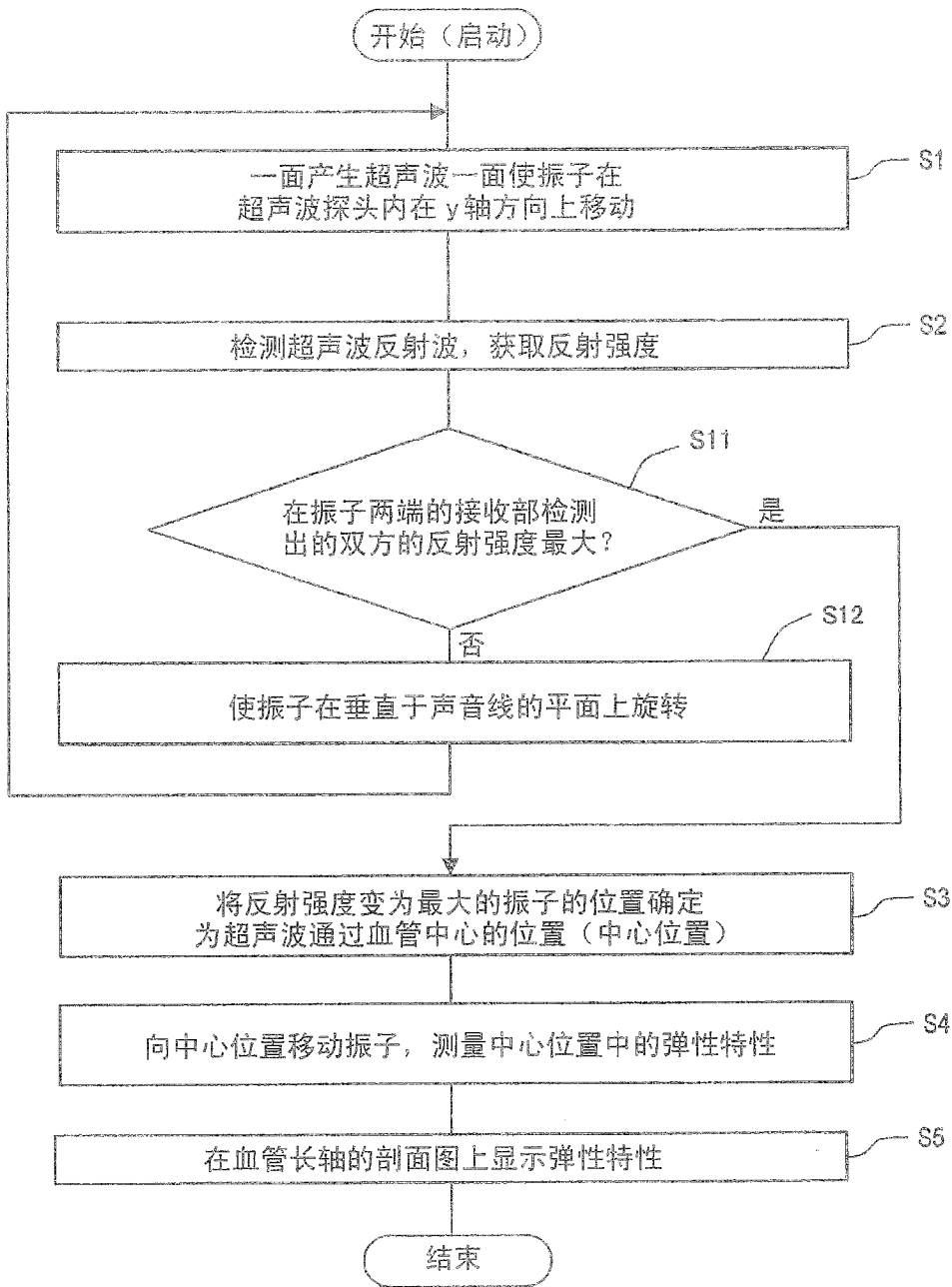


图 21

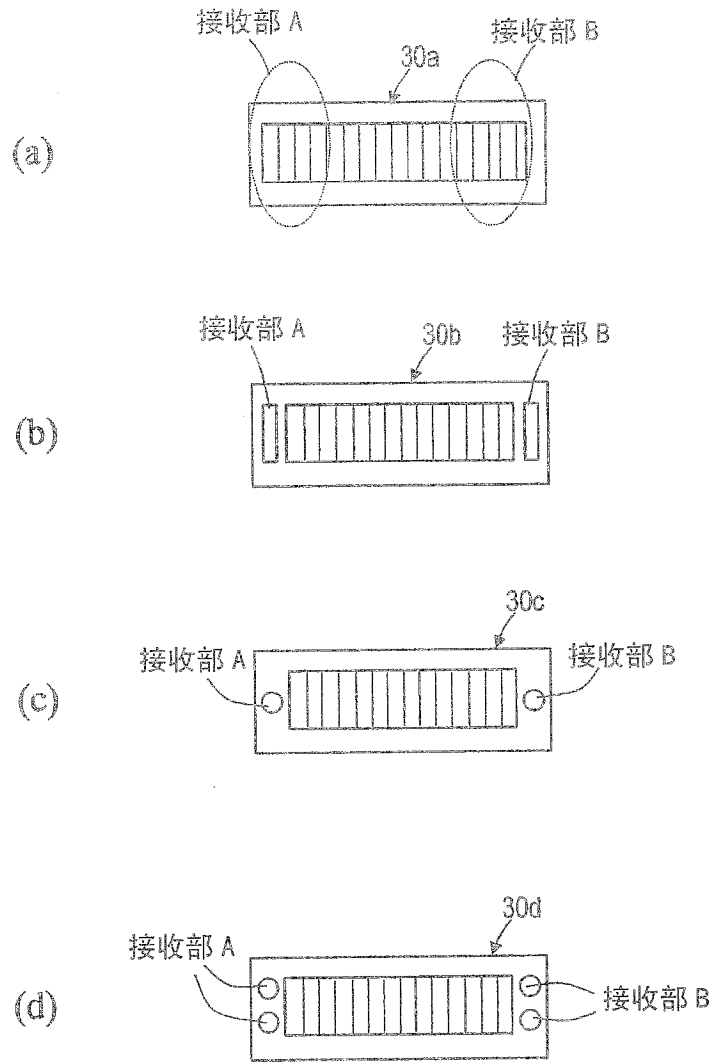


图 22

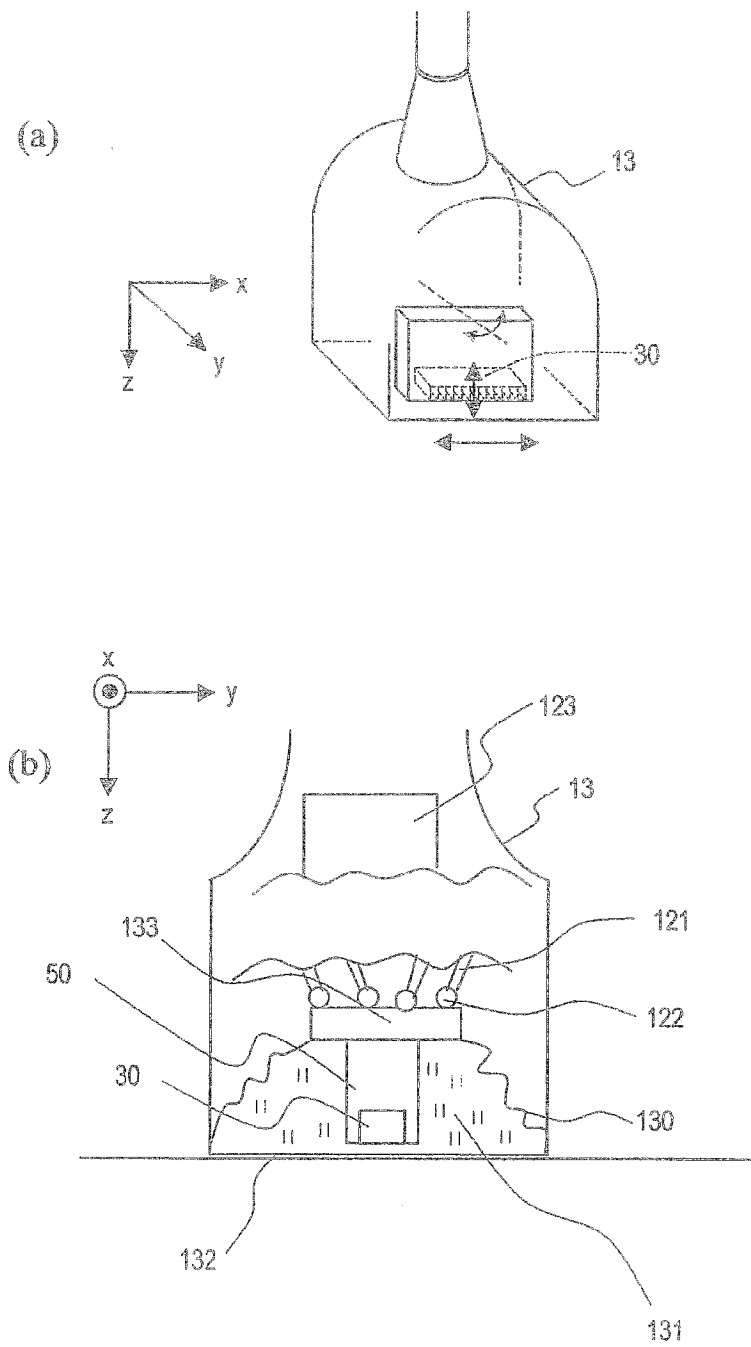


图 23

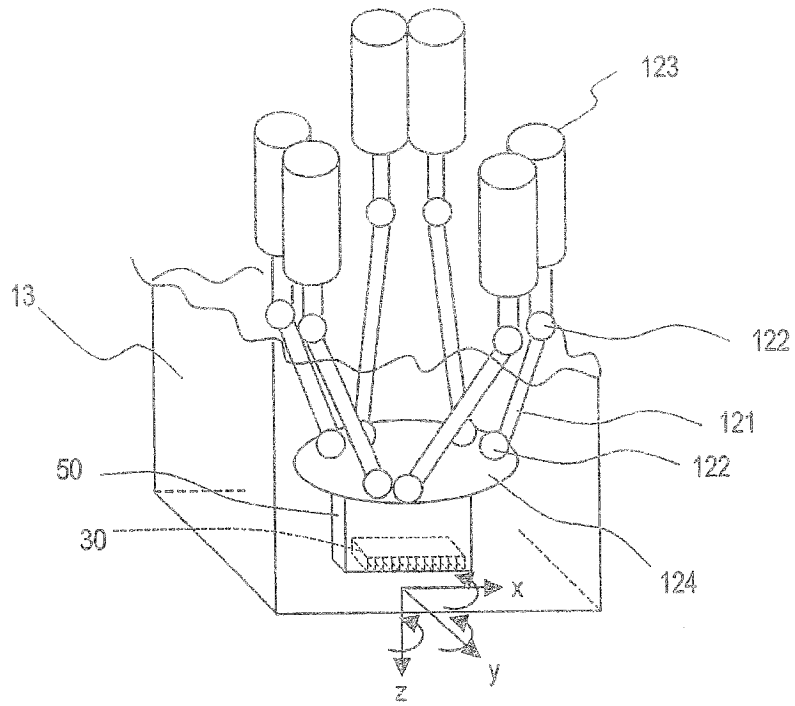


图 24

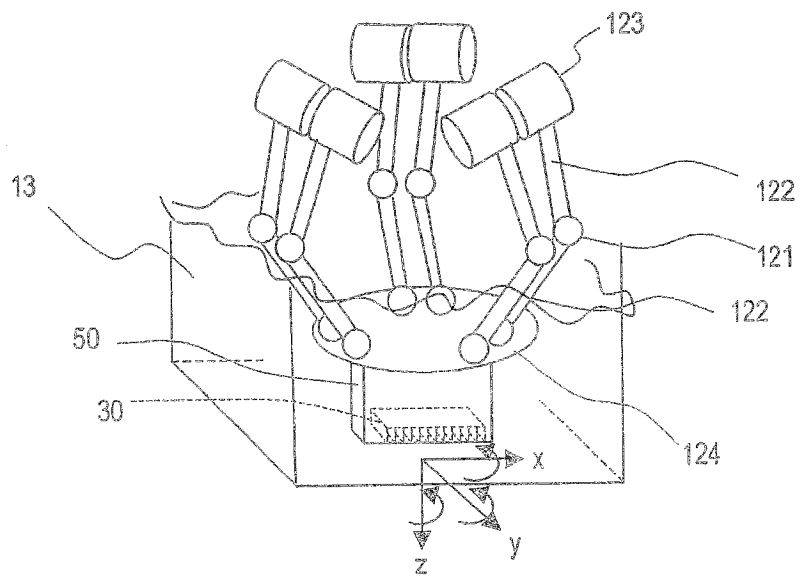


图 25

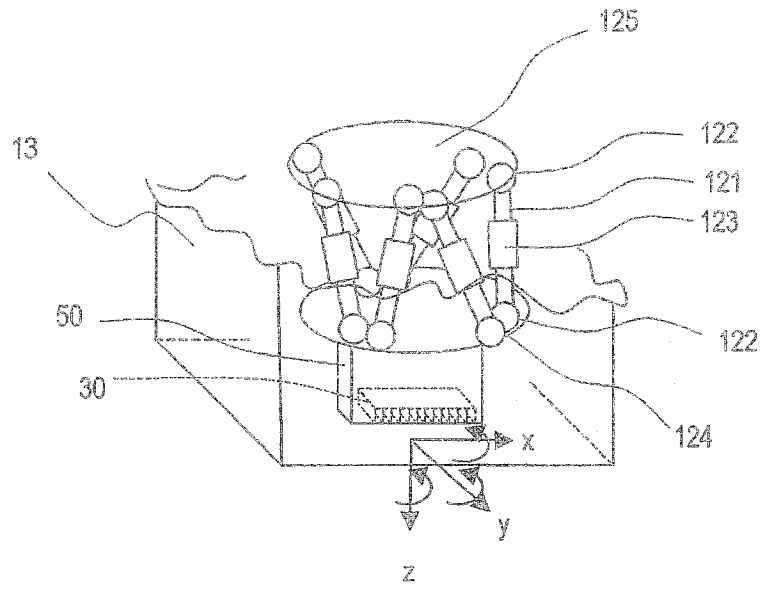


图 26

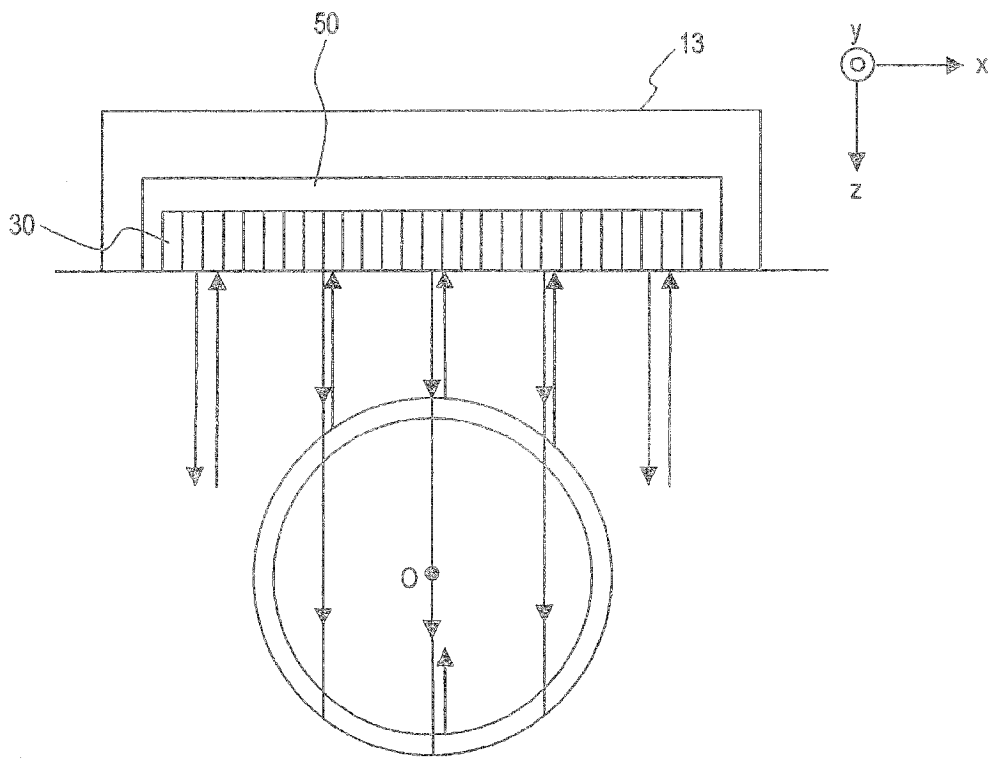


图 27

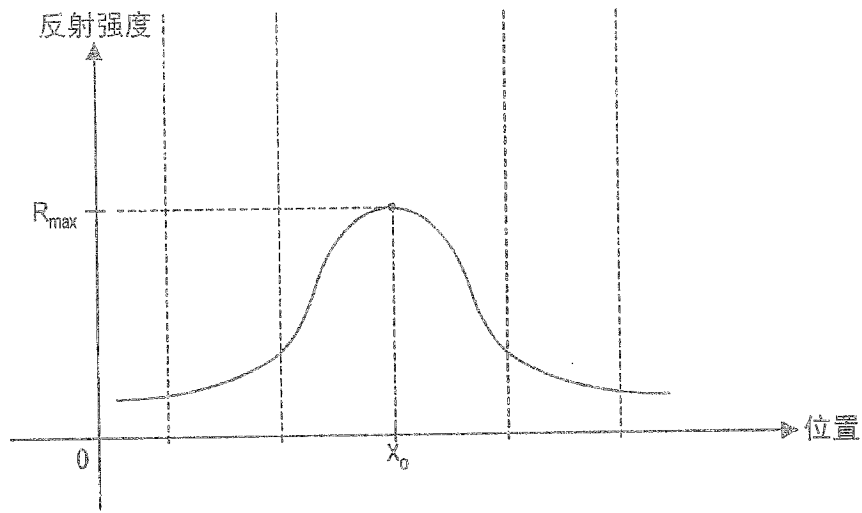


图 28

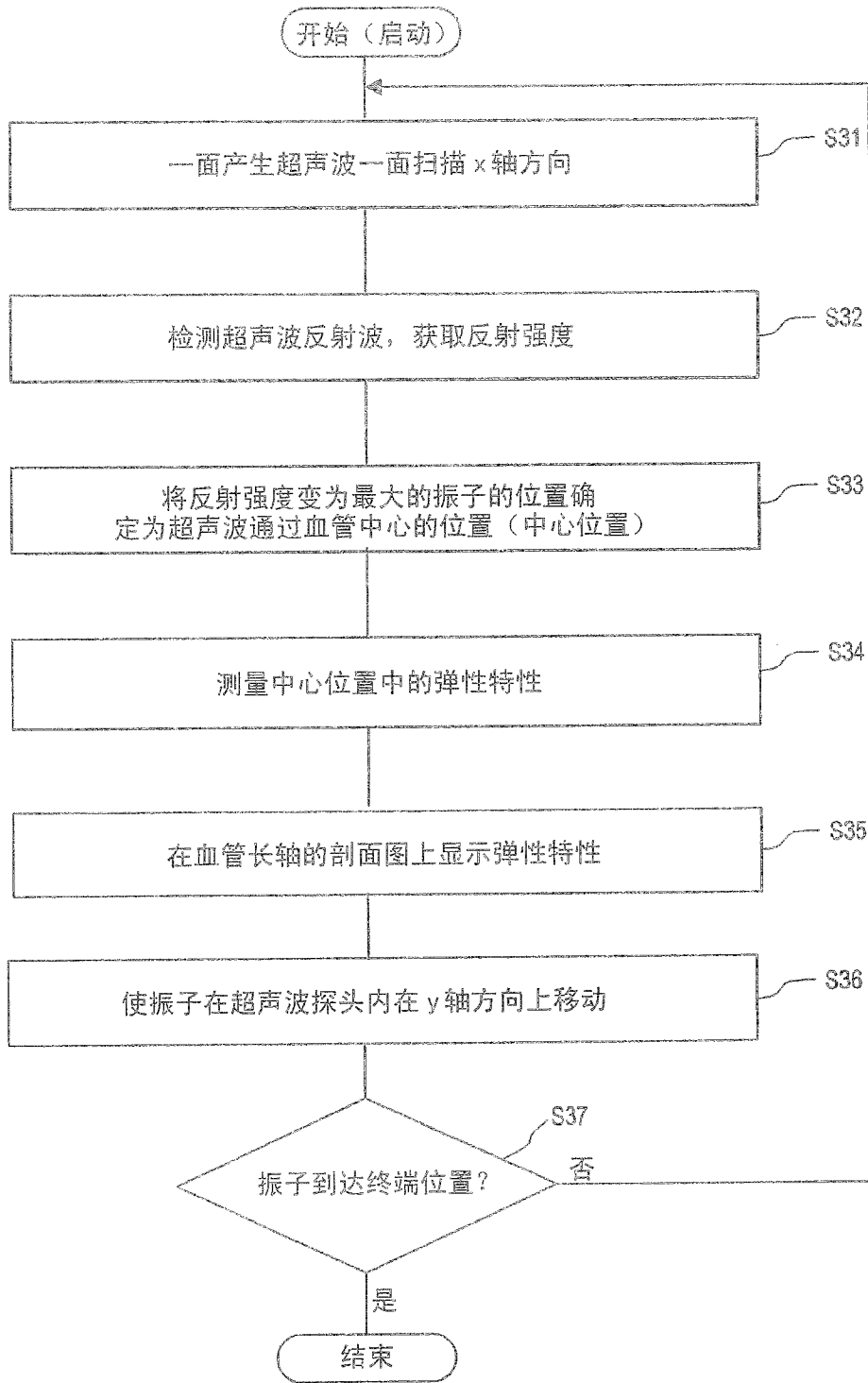


图 29

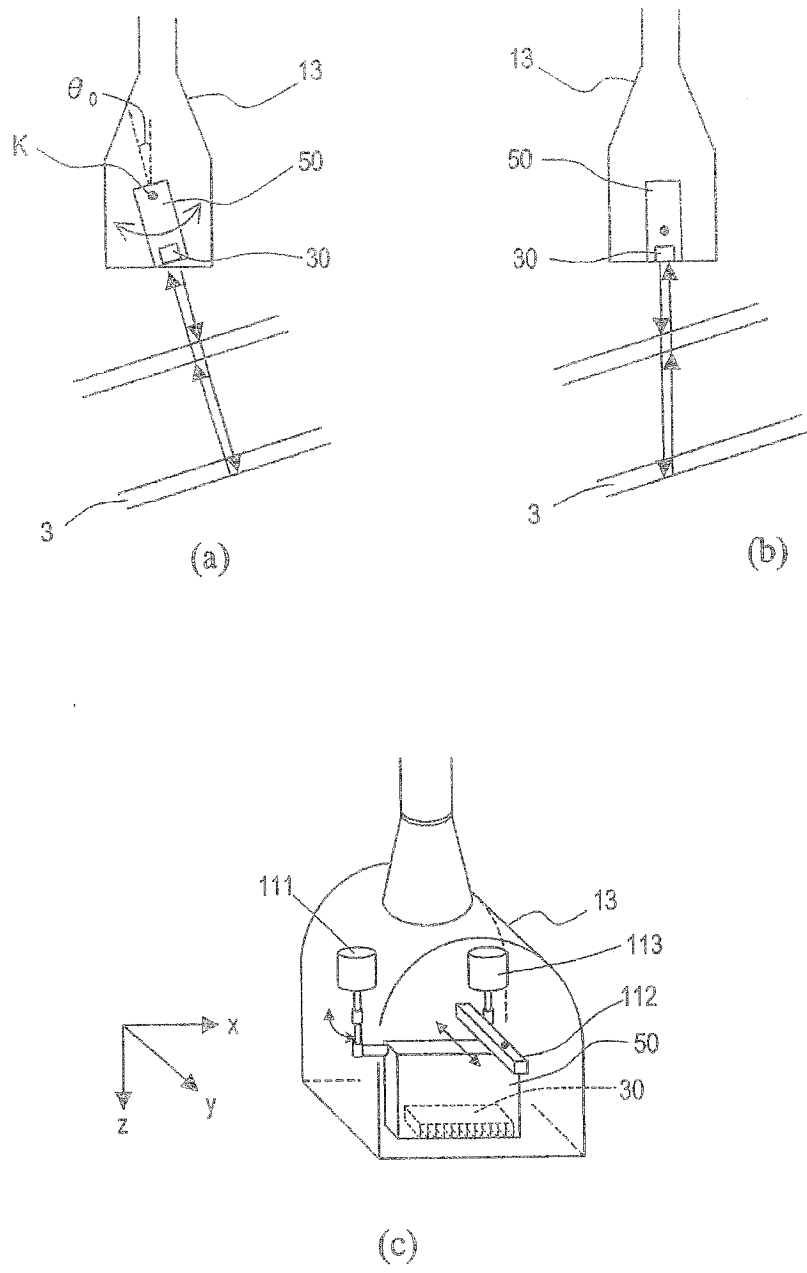


图 30

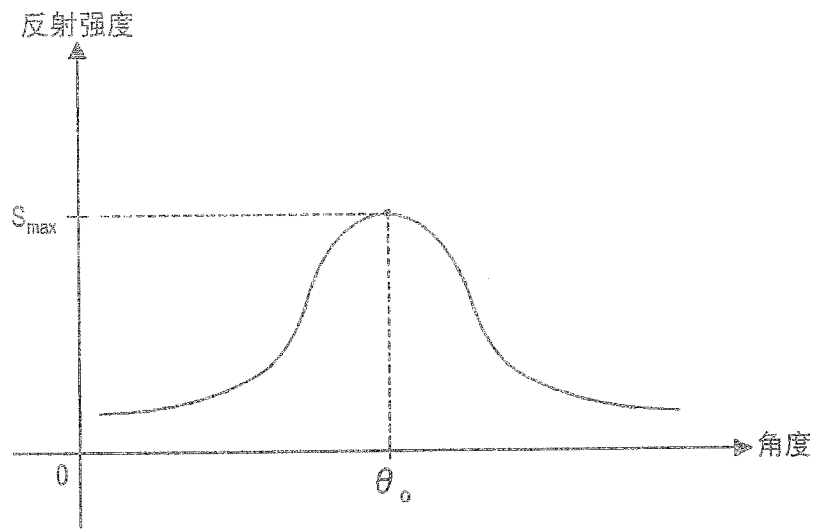


图 31

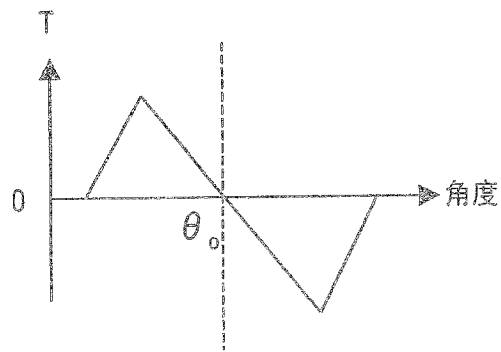


图 32

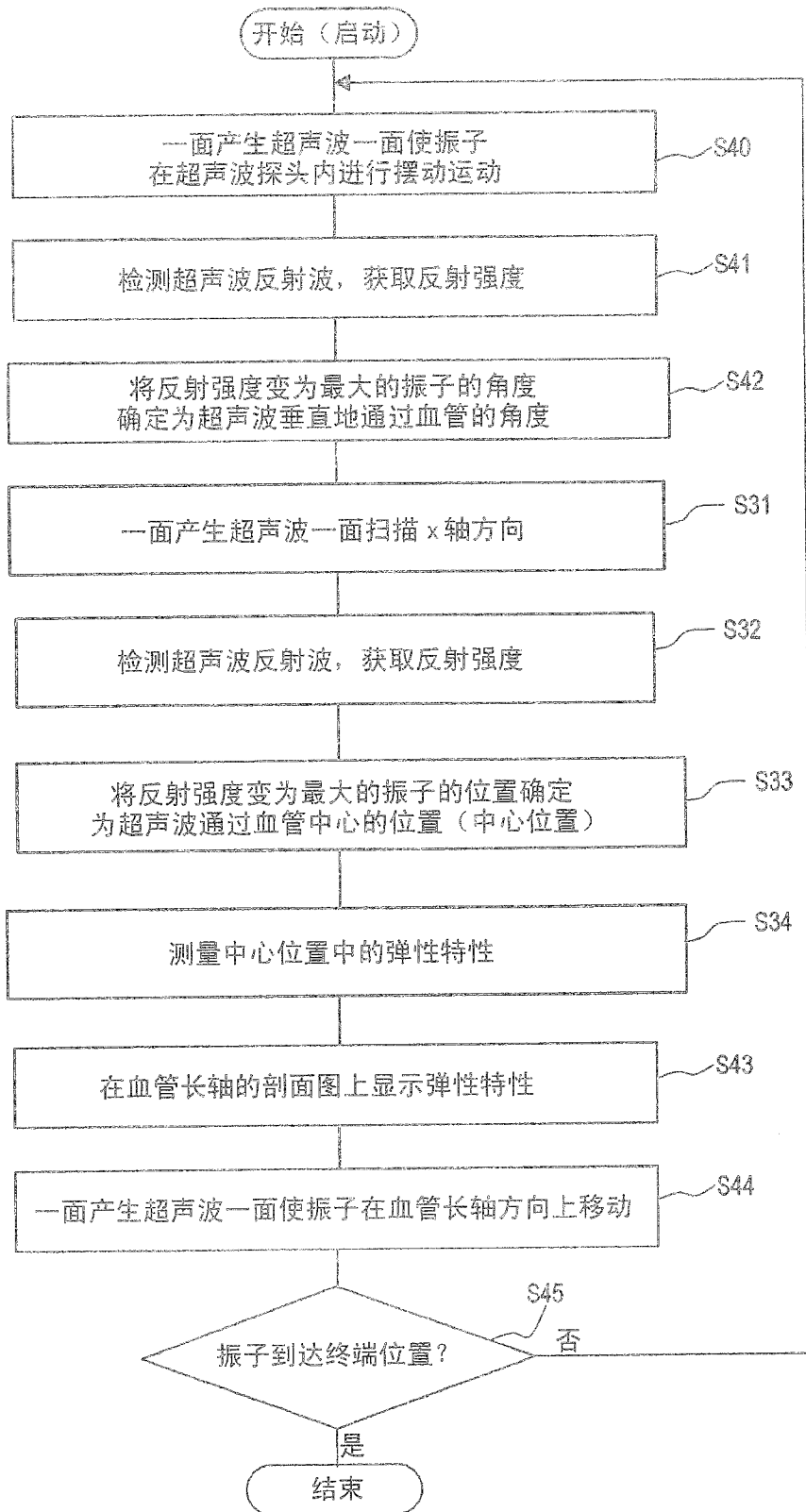


图 33

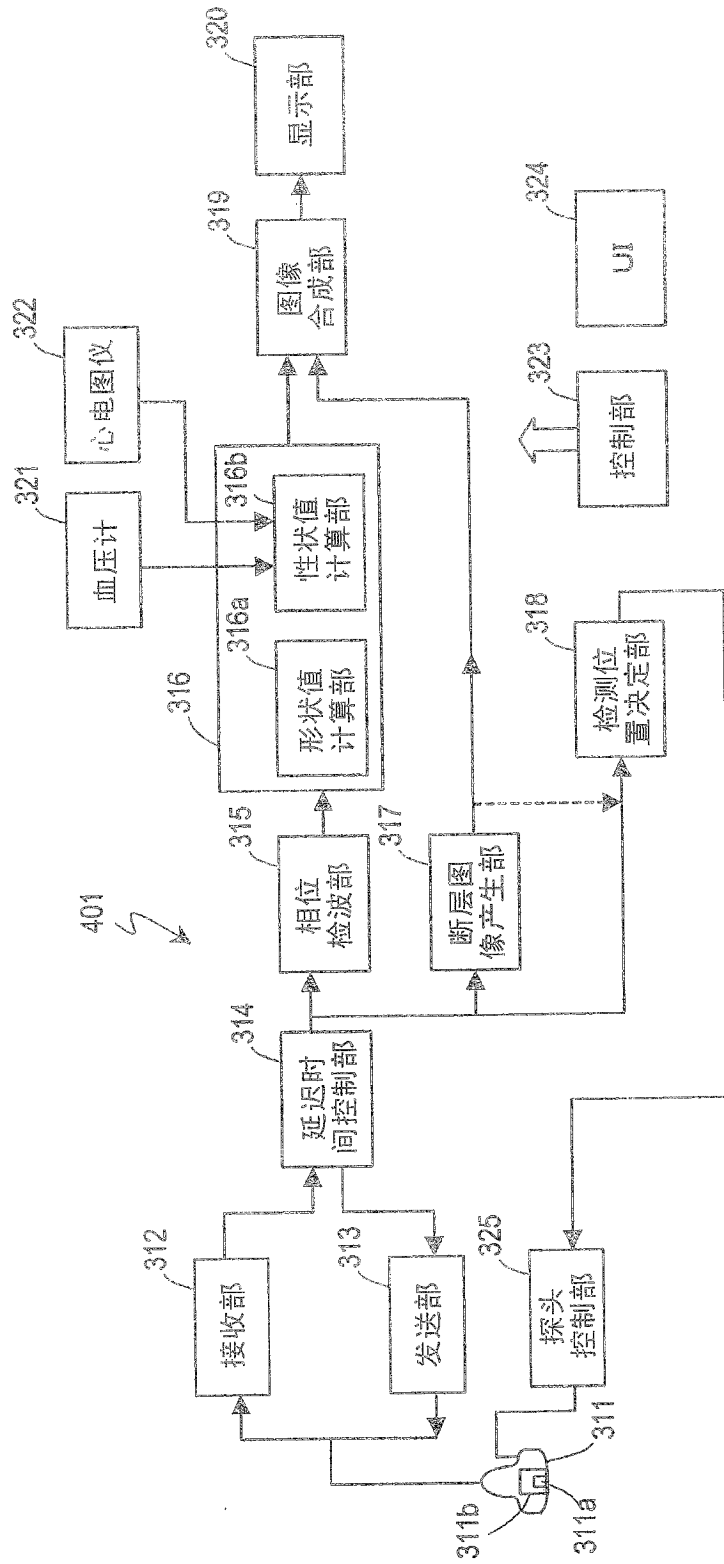


图 34

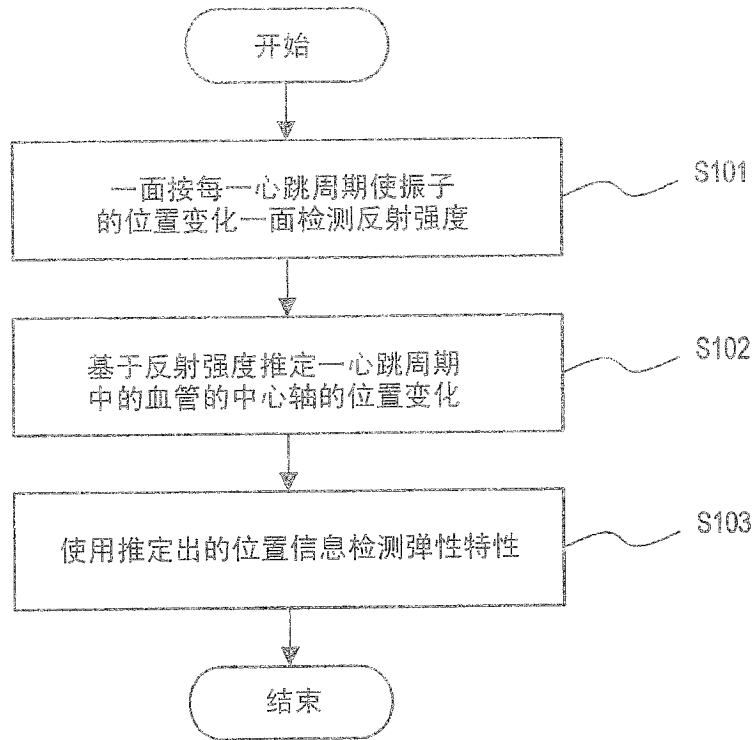


图 37

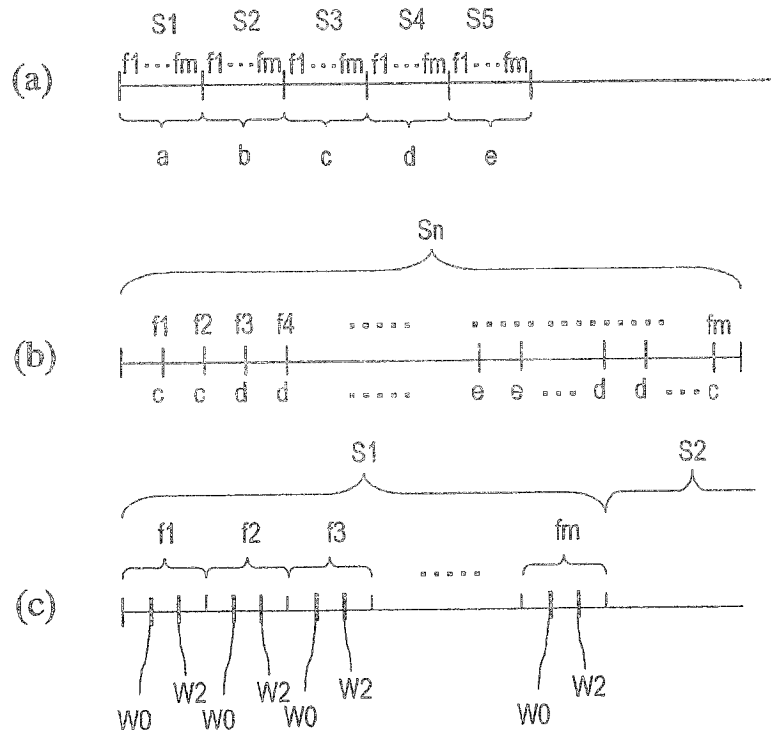


图 38

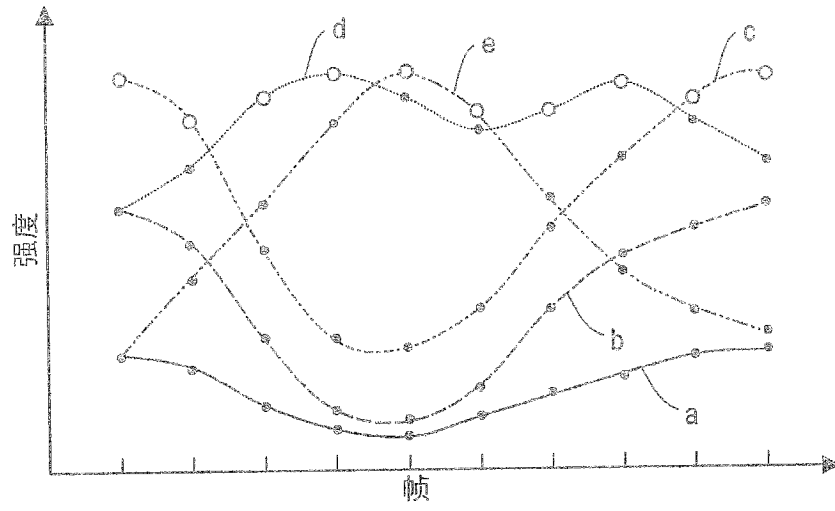


图 39

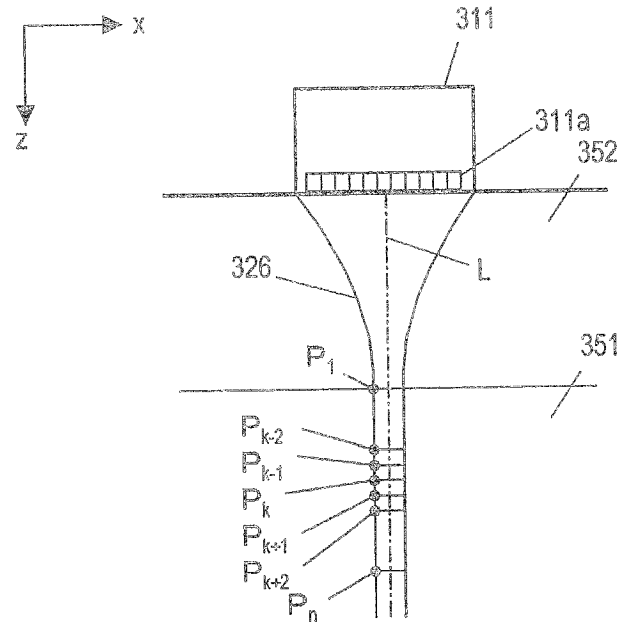


图 40

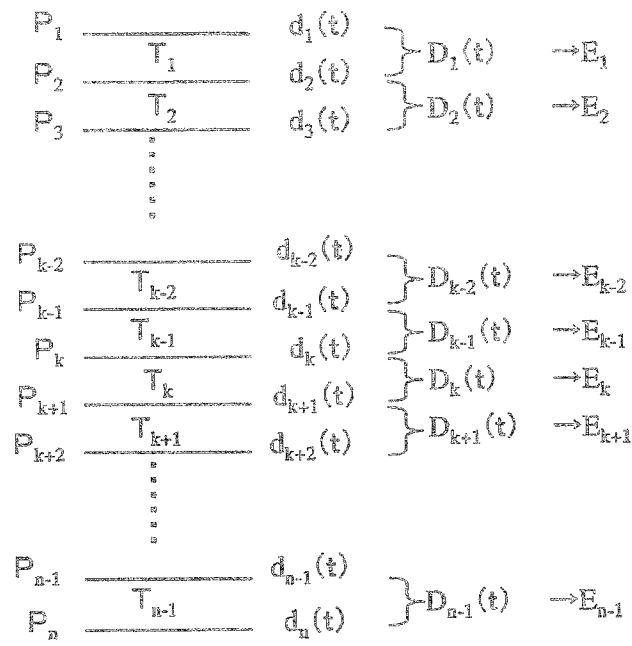


图 41

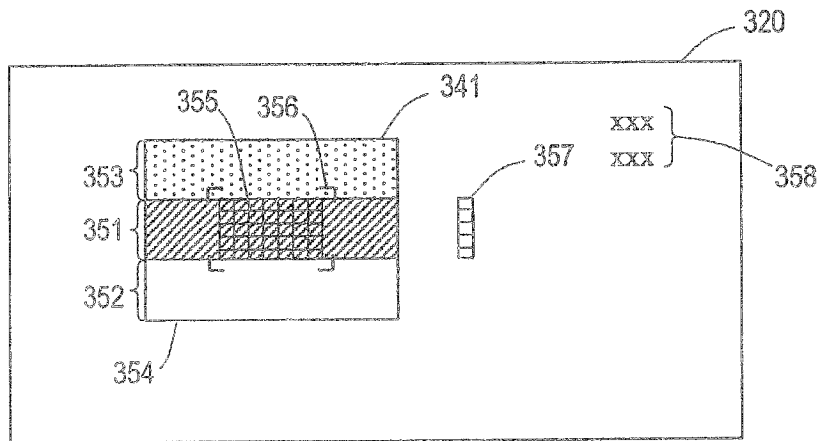


图 42

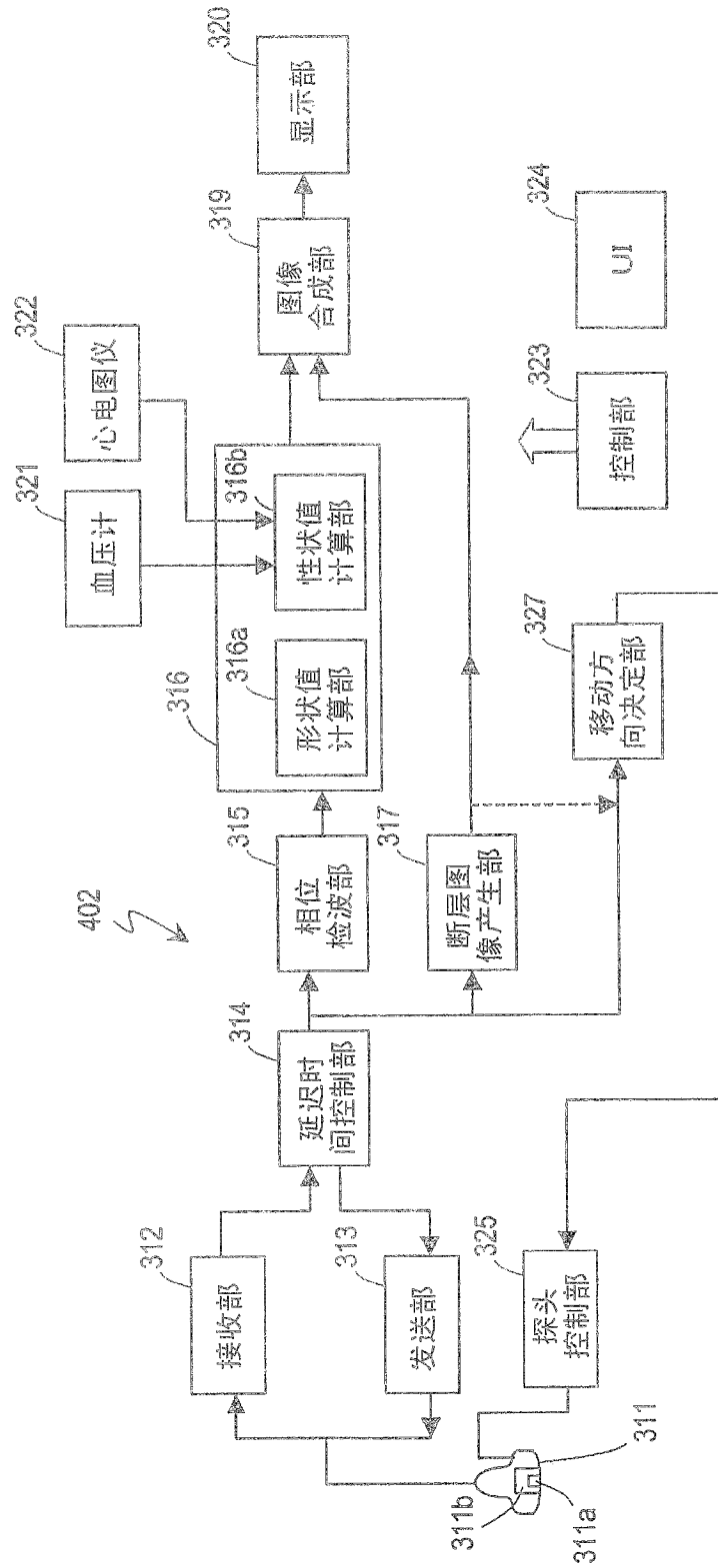


图 43

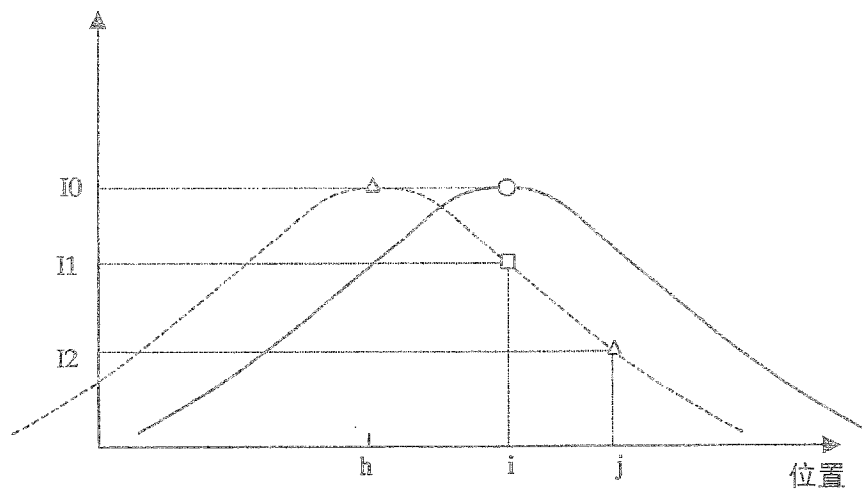


图 44

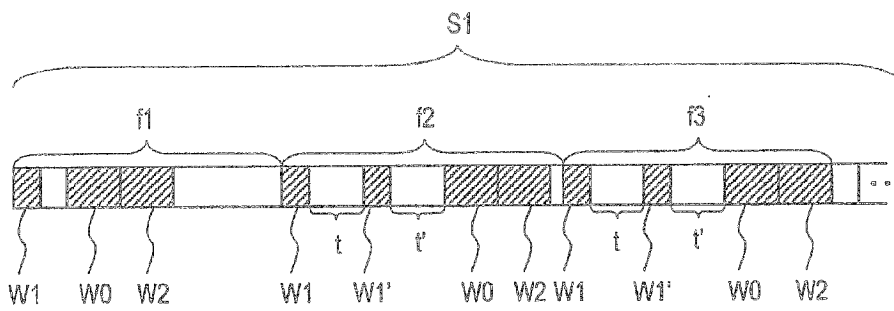


图 45

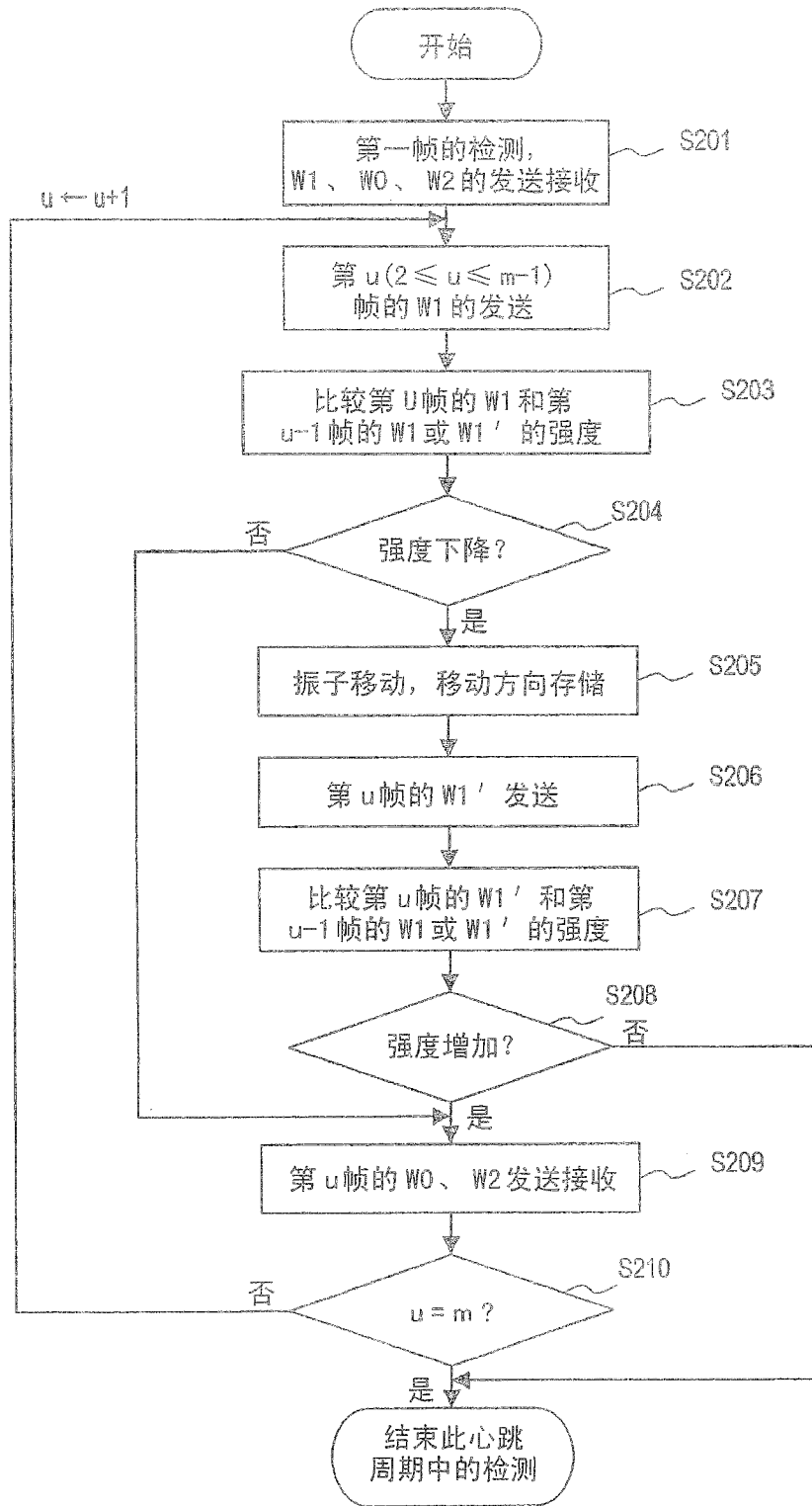


图 46

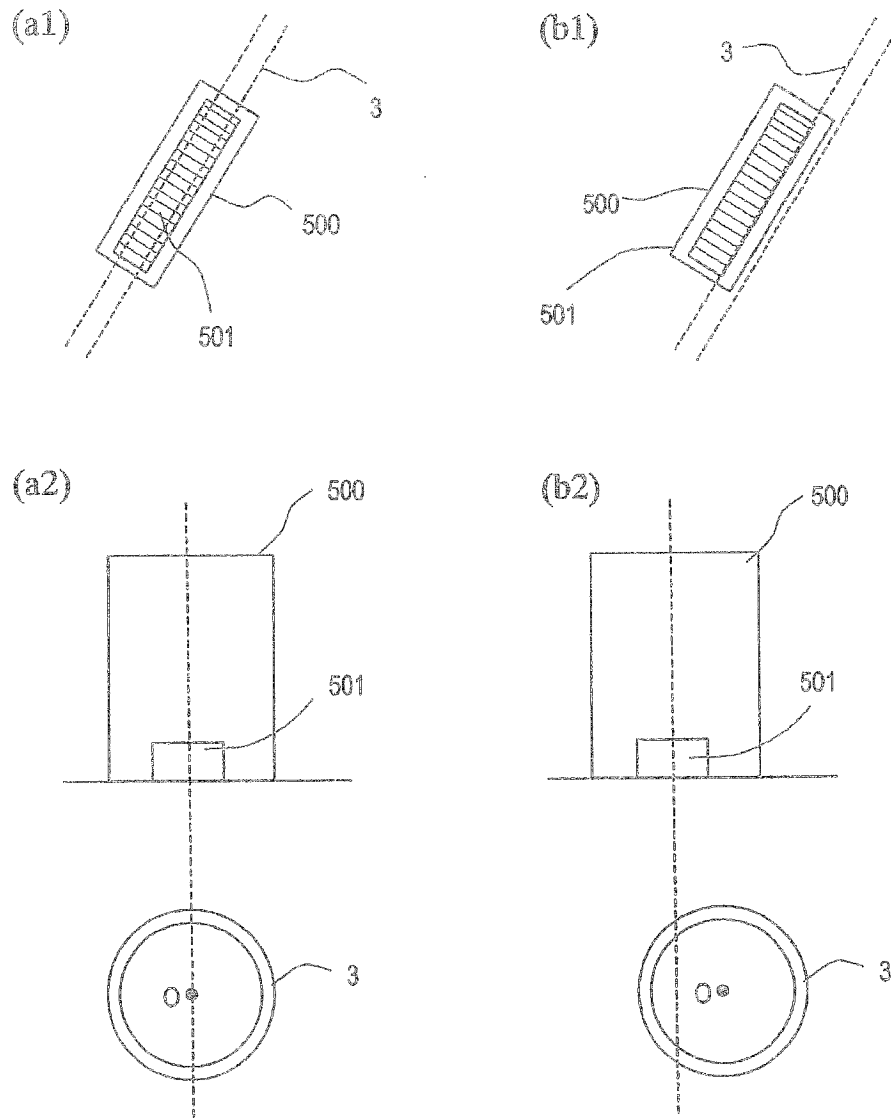


图 47

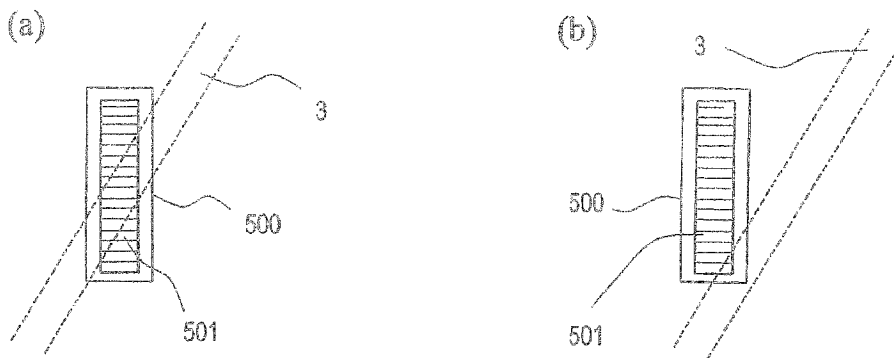


图 48

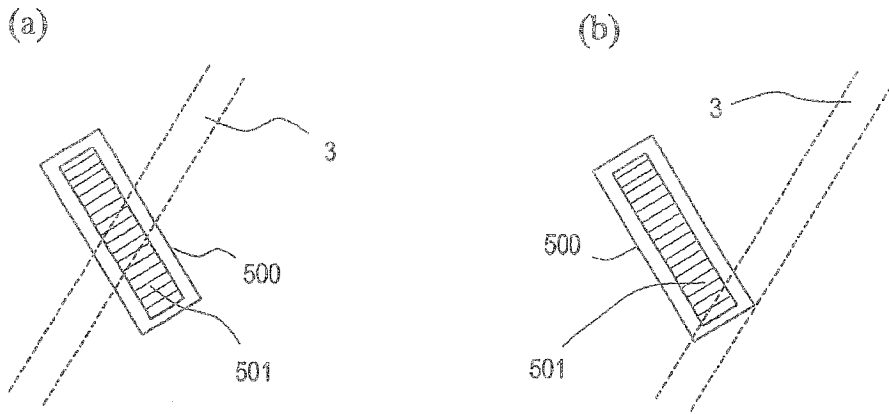


图 49

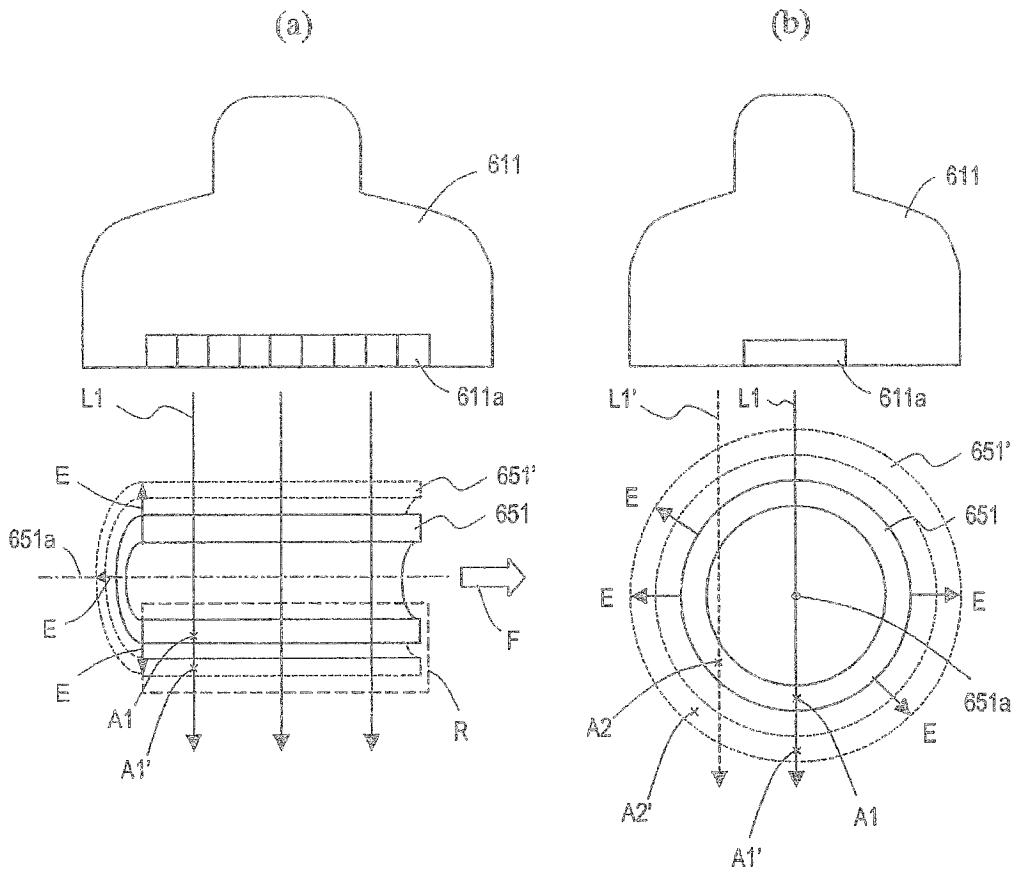


图 50

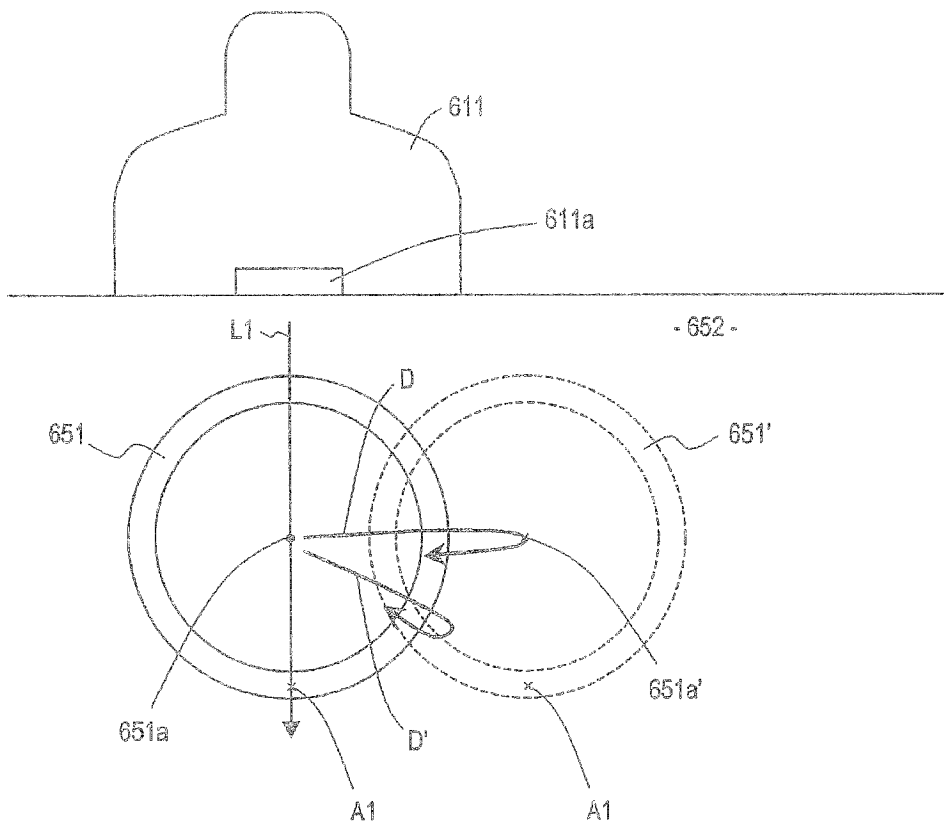


图 51

专利名称(译)	超声波诊断装置及用于超声波诊断装置的超声波探头		
公开(公告)号	CN102579082B	公开(公告)日	2014-05-28
申请号	CN201210030454.4	申请日	2008-06-02
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)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	门仓雅彦 加藤真		
发明人	门仓雅彦 加藤真		
IPC分类号	A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/0891 A61B8/4461 A61B8/0858 A61B8/485 A61B8/085 A61B8/543 G01S15/8925 A61B8/565 A61B5/489 A61B5/02007 G01S15/8936 G10K11/352 G01S15/8938 A61B8/54 G01S15 /8918 G01S7/52042 A61B8/08 A61B8/4444 A61B8/585		
审查员(译)	陈响		
优先权	2007318465 2007-12-10 JP 2007148463 2007-06-04 JP 2007209248 2007-08-10 JP 2007206519 2007-08-08 JP		
其他公开文献	CN102579082A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种在测量弹性特性时用于调整超声波振子和血管的位置关系以使来自超声波振子的声音线通过血管剖面的中心的结构。超声波探头包括发送超声波并接收由活体组织反射的超声波的振子、和用于使振子物理地运动的驱动装置。在超声波诊断装置中检测血管的弹性特性时，驱动装置根据来自超声波诊断装置的控制信号启动振子，使发送超声波的方向及位置中的至少一个变化。超声波诊断装置的判定部根据表示反射波的强度的强度信息来确定反射强度变得最大时的振子的位置。然后，超声波诊断装置的运算部计算特定位置中的血管的弹性特性。

