



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111050660 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201880055967.6

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22)申请日 2018.10.12

代理人 李国华

(30)优先权数据

2017-212637 2017.11.02 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.02.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/038161 2018.10.12

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/087741 JA 2019.05.09

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 吉川秀树

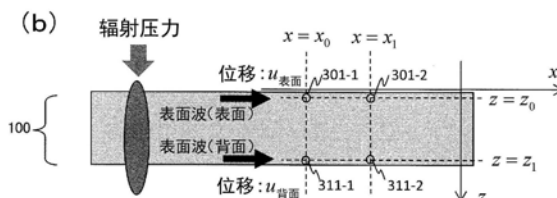
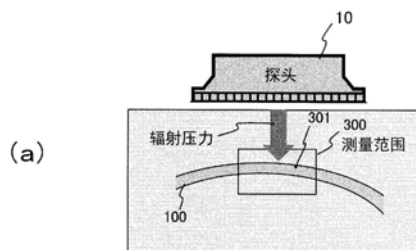
权利要求书2页 说明书10页 附图11页

(54)发明名称

超声波诊断装置及生物体组织的物性评价方法

(57)摘要

本发明提供利用超声波来评价生物体内的膜状组织、组织的表面的性状的技术。在作为检查对象的生物体组织的表面上设定一个以上的测量点，在弹性波在生物体组织传播的状态下，使用超声波对生物体组织的测量点处的位移进行测量，由此测量弹性波中的至少表面波。使用测量出的位移，计算表示生物体组织的物性的指标值。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,
该超声波诊断装置具有:
测量点设定部,其在作为检查对象的生物体组织的表面上设定一个以上的测量点;
位移测量部,其在弹性波在所述生物体组织传播的状态下,使用超声波对所述生物体组织的所述测量点处的位移进行测量,由此,测量所述弹性波中的至少表面波;以及
物性评价部,其使用测量出的所述位移,计算表示所述生物体组织的物性的指标值。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述物性评价部使用计算出的表示所述物性的指标值,判定所述生物体组织的组织性状、或者所述生物体组织构成的器官的功能是否好。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述生物体组织是膜状或壁状,所述测量点设定部在所述膜状或壁状的生物体组织的两个面分别设定所述测量点,
所述物性评价部使用所述两个面的所述测量点处的所述位移,计算在所述两个面的所述测量点分别传播的所述弹性波的速度或相位之差,作为表示所述物性的指标值。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在所述生物体组织的组织性状中,包括所述生物体组织与周围的组织的结合状态。
5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述测量点设定部在相邻的两个生物体组织所对应的位置处的所述两个生物体组织各自的表面上设定所述测量点,
所述物性评价部求出两个所述测量点的所述位移的波形或者表示所述物性的指标值的相关程度,根据所述相关程度的大小,判定所述两个生物体组织的结合状态的有无。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述测量点设定部基于所述生物体组织的图像,在所述生物体组织的表面上设定所述测量点。
7. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述生物体组织构成在内部具有空间、且在所述空间能够蓄积或排出液体或气体的器官,
所述物性评价部基于表示所述物性的指标值和所述空间的容量来进行所述判定。
8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述物性评价部基于所述生物体组织的图像,求出所述图像中的所述空间的大小,由此求出所述空间的容量。
9. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述物性评价部计算所述生物体组织在所述空间蓄积或排出液体或气体的中途的多个时间点的所述空间的容量,并且,计算所述多个时间点的所述生物体组织的表示所述物性的指标值,基于所述空间的容量和所述指标值的变化来进行所述判定。
10. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述物性评价部将所述空间的容量和表示所述物性的指标值的变化绘制到以所述容量和所述指标值为两个轴的空间,基于得到的滞后现象的形状或面积来进行所述判定。
11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还具有：向所述生物体组织发送超声波的发送部；以及接收从所述生物体组织返回的回声的接收部，

为了在所述生物体组织产生并传播所述弹性波，所述发送部发送用于使所述生物体组织产生辐射压力的第一超声波以及用于测量所述测量点的位移的第二超声波，

所述位移测量部使用接收到所述第二超声波的回声的所述接收部的接收信号来测量所述位移。

12. 根据权利要求6或8所述的超声波诊断装置，其特征在于，

该超声波诊断装置还具有：向所述生物体组织发送超声波的发送部；接收从所述生物体组织返回的回声的接收部；以及生成所述生物体组织的图像的图像生成部，

为了在所述生物体组织产生并传播所述弹性波，所述发送部还发送用于使所述生物体组织产生辐射压力的第一超声波、用于测量所述测量点的位移的第二超声波、以及用于拍摄所述生物体组织的图像的第三超声波，

所述位移测量部使用接收到所述第二超声波的回声的所述接收部的接收信号来测量所述位移，

所述图像生成部使用接收到所述第三超声波的回声的所述接收部输出的接收信号来生成所述图像。

13. 一种生物体组织的物性评价方法，其特征在于，

在作为检查对象的生物体组织的表面上设定一个以上的测量点，

在弹性波在所述生物体组织传播的状态下，使用超声波对所述生物体组织的所述测量点处的位移进行测量，由此测量所述弹性波中的至少表面波，

使用测量出的所述位移，计算表示所述生物体组织的物性的指标值。

超声波诊断装置及生物体组织的物性评价方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,涉及一种通过在被检体内产生弹性波并测量伴随着传播的组织位移来评价生物体组织的性状的技术。

背景技术

[0002] 以超声波摄像装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging,磁共振成像) 装置、X线CT (Computed Tomography,计算机断层扫描) 装置为代表的医疗用的图像显示装置作为以数值或图像的方式提示无法目视的生物体内的信息的装置而被广泛利用。其中,超声波摄像装置相较于其他装置具备较高的时间分辨率,具有在不反映出跳动下的心脏的状态下能够图像化的性能。

[0003] 在生物体内传播的超声波主要区分为纵波与横波。以往的超声波摄像装置主要利用纵波(声速约1540m/s)的信息,进行组织形态的影像化和血流速度的测量。

[0004] 近年来,利用横波(以后称为剪切波)来评价组织的弹性模量的技术受到关注,针对慢性肝病和癌的临床利用不断进展。在该技术中,在成为测量对象的组织内部产生剪切波,对组织的位移进行测量,根据位移来求出传播速度,进而根据传播速度来计算组织的弹性模量,评价组织。产生剪切波的方法大致分为机械方式和辐射压力方式。机械方式是利用振动器等向体表面赋予1kHz左右的振动而产生剪切波的方式,需要成为振动源的驱动装置。另一方面,在辐射压力方式中,利用使超声波集中于组织内的局部的聚焦超声波而向生物体内施加声辐射压力,利用瞬时产生的组织位移而产生剪切波。

[0005] 在非专利文献1中,公开了从在检查对象中传播的剪切波的波面提取特定成分的方法。具体而言,该方法将传播的剪切波的波面振幅的空间分布作为与方位方向及深度方向相关的空间频率,转换成作为纵轴及横轴的频率空间,对空间频率的空间进行等角度地分割。然后,按照分割后的空间所包含的各成分(波面振幅)再次转换成实际空间,由此,按照剪切波的传播方向来提取实际空间上的波面振幅。

[0006] 在专利文献1中,与非专利文献1同样地公开了如下技术:以测量检查对象的机械特性为目的而激发剪切波,对实际空间x-z的位移进行测量,转换成空间频率k-时间频率f的空间,通过应用方向滤波器来提取在特定的方向上以规定范围的速度传播的剪切波。

[0007] 在非专利文献2中公开了对心肌性状进行评价的技术。心脏通过来自窦房结的电信号在将心脏的左右隔开的中隔组织等心肌组织中传播而反复进行周期性的跳动。虽然伴随电信号的传导,在中隔组织中传播弹性波,但在非专利文献2的技术中,对与弹性波的传播相伴的中隔组织的位移进行测量来进行心脏的功能评价。

[0008] 在非专利文献3中公开了一种同样以心脏的组织性状为目的的弹性波测量的技术。在该技术中,利用插入到生物体模拟组织的振动器而生成表面波,测量介质的位移。对位移测量结果进行频率解析,计算表面波的速度频散。

[0009] 在先技术文献

[0010] 专利文献

- [0011] 专利文献1:日本特表2015-524740号公报
- [0012] 非专利文献
- [0013] 非专利文献1:H.Zhao,et al.,IEEE Trans.Med.Imaging,33,11,(2014)
- [0014] 非专利文献2:H.Kanai,IEEE Trans.Ultrason.Ferr.Freq.Contll,vol.52, no.11,(2005) pp.1931
- [0015] 非专利文献3:I.Nenadic,et.al.,32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS (2010) pp.45

发明内容

[0016] 发明要解决的课题

[0017] 在生物体内的组织中,膀胱、心脏具备与排尿、血液循环相关的泵功能,其壁构造由肌层组织形成。在其肌层组织的性状异常的情况下,泵功能下降,显现出排尿障碍、心律不齐等症状。

[0018] 泌尿器官相关的障碍,尤其是在老年化社会进展的过程中为重要性增加的疾病。例如由于尿频、尿不尽不是关系到性命的症状,因此,有时患者不向医师咨询而没有进行患有疾病的诊断。在这样的情况下,没有对患者进行用药等适当的处置。但是,排尿相关的异常是使QOL(Quality of life,生活质量)显著下降的重要要素,因此,谋求尽可能简便的诊断方法。

[0019] 另外,在心脏疾病的情况下,发病时关系到性命,因此,需要尽可能在较早的阶段进行风险判定。关于心脏,大多主要检查血流和作为心脏的泵功能(跳动下的心壁运动),但通过准确地评价心肌的性状,有可能能够更加早期地进行风险判定。

[0020] 另外,在体表组织(脂肪及肌肉)与体内器官(例如肝脏)之间存在腹膜,根据患者的不同,有时腹膜与体内器官或者体内器官彼此产生粘连。在老龄化社会进展的过程中,作为身体负担较少的微创治疗法,腹腔镜手术不断普及,但体内的粘连的有无和粘连位置的信息是在确保将钳子、手术刀以及相机等插入到患部的设备路径的方面极其重要的术前信息。

[0021] 在膀胱、心脏、粘连膜中共同的是所关注的组织为膜状(或者具有一定厚度的平板状)这一点。在关注于与弹性波的波长尺寸足够大的生物体组织的中心部的情况下,作为在关注区域传播的弹性波的种类,实体波(疏密波或剪切波)成为主要成分,因此,如以往那样使用适于剪切波的评价方法即可。但是,为了使用超声波来进行膜状组织的评价,由于评价对象的厚度比弹性波的波长尺寸小,因此,不仅需要检测实体波的影响,还需要检测表面波(瑞利波或洛夫波)的影响,使用适于该波的评价方法。

[0022] 专利文献1及非专利文献1所记载的技术将肝脏等比较大的组织作为对象,因此,将剪切波假定为要测量的弹性波。因此,在专利文献1及非专利文献1中未公开如下内容:为了评价膜状组织而积极地测量剪切波以外的波,进行考虑了膜状组织的特性的解析。

[0023] 另外,非专利文献2的技术关注于心脏的中隔组织,在以膜状组织为对象这一点与本发明类似,但按照与以大组织为对象的情况相同的方法对中隔组织进行评价。

[0024] 非专利文献3的技术关注于表面波,但处理内容与专利文献1及非专利文献1所记载的针对剪切波的处理相同,未进行考虑了表面波的特性的处理。

[0025] 本发明的目的在于,提供一种利用超声波对生物体内的膜状组织、组织的表面的性状进行评价的技术。

[0026] 用于解决课题的手段

[0027] 根据本发明,提供一种超声波诊断装置,具有:测量点设定部,其在作为检查对象的生物体组织的表面上设定一个以上的测量点;位移测量部,其在弹性波在生物体组织传播的状态下,使用超声波对生物体组织的测量点处的位移进行测量,由此测量弹性波中的至少表面波;以及物性评价部,其使用测量出的位移,计算表示生物体组织的物性的指标值。

[0028] 发明效果

[0029] 根据本发明,能够利用超声波对生物体内的膜状组织、组织的表面的性状进行评价。

附图说明

[0030] 图1是实施方式的超声波摄像诊断装置的一个结构例的框图。

[0031] 图2的(a)是示出向膜状的生物体组织照射辐射压力用超声波的说明图,图2的(b)是示出通过辐射压力用超声波而产生的表面波传播的说明图。

[0032] 图3是示出在生物体组织100的测量点测量到的位移的时间变化的图表。

[0033] 图4的(a)是示出向两个生物体组织的边界照射辐射压力用超声波的说明图,图4的(b)是示出在存在粘连的情况和不存在粘连的情况下、由辐射压力用超声波产生的表面波在两个生物体组织的表面传播的说明图。

[0034] 图5的(a)是示出在存在粘连的情况和不存在粘连的情况下、通过表面波在两个生物体组织的边界传播而产生的位移的波形的图表,图5的(b)是示出在存在粘连的情况和不存在粘连的情况下、两个生物体组织的边界附近处的位移波形的相关值和表示物性的指标值的变化变化的图表。

[0035] 图6是对生物体组织100为膀胱的情况下的膨胀期与收缩期的形状的变化以及表示物性的指标值(速度)的变化进行说明的图。

[0036] 图7是示出膀胱的膨胀期与收缩期的表示物性的指标值(速度)和容量的变化(滞后现象)的图。

[0037] 图8是示出实施方式1的超声波诊断装置的动作的流程图。

[0038] 图9的(a)及(b)是示出实施方式1的测量用超声波的收发方法的说明图。

[0039] 图10的(a)及(b)是示出通过实施方式1求出的生物体组织的功能的显示方法的例子。

[0040] 图11是示出实施方式2的超声波诊断装置的动作的流程图。

[0041] 图12是示出通过实施方式2求出的生物体组织的粘连的有无的显示方法的例子。

[0042] 图13的(a)~(f)是示出从实施方式的测量波形提取透过波的表面波的情况下的步骤的说明图。

具体实施方式

[0043] 以下,按照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0044] 在本实施方式中,通过主要对在生物体组织传播的弹性波中的表面波进行测量,来计算表示物性的指标值,进行膜状组织或者组织的表面的评价。

[0045] 图1示出实施方式的超声波诊断装置(超声波收发装置)1的一个结构例的框图。如图1所示,本实施方式的超声波诊断装置构成为具备测量点设定部31、位移测量部32以及物性评价部33。

[0046] 如图2的(a)、(b)所示,测量点设定部31在作为检查对象的生物体组织100的表面上设定一个以上的测量点301。位移测量部32在弹性波在生物体组织100传播的状态下使用超声波对生物体组织的测量点301中的位移进行测量。

[0047] 生物体组织100是弹性体,是通过某种方法被赋予振动或者通过生物体组织100的自发的运动而产生振动、使弹性波在生物体组织100传播的状态。弹性波存在多个种类,在生物体组织100的内部传播剪切波,在表面上传播表面波。表面波伴随着特征性的振动而行进,其振幅小于剪切波,生物体组织的厚度越薄则表面波越大。另外,在表面波的模式中,也存在相位关系在膜的两个面不同的模式。

[0048] 在本实施方式中,由于测量点设定部31在生物体组织100的表面上设定测量点301,因此,位移测量部32通过对测量点301的位移进行测量而能够测量由表面波引起的位移。物性评价部33使用测量出的位移来计算表示生物体组织100的物性的指标值。

[0049] 作为表示物性的指标值,能够使用在生物体组织100传播的弹性波(主要是表面波)的速度、在两个以上的测量点传播的弹性波的速度之差、在两个以上的测量点传播的弹性波的相位差、生物体组织100的弹性模量等。

[0050] 这样,本实施方式的超声波诊断装置通过对表面波进行测量,能够在生物体组织100为膜状组织的情况下,在生物体组织100的表面为评价对象的情况下,高精度地评价物性。

[0051] 物性评价部33能够使用计算出的表示物性的指标值,来判定生物体组织100的组织性状或者生物体组织100构成的器官(例如心脏、膀胱)的功能是否好。

[0052] 在生物体组织100为膜状或壁状的情况下,作为表示物性的指标值,能够使用在膜状或壁状的生物体组织100的两个面的测量点分别传播的弹性波(主要是表面波)的速度或相位之差。在该情况下,测量点设定部31如图2的(b)那样在膜状或壁状的生物体组织100的两个面分别至少各设定一个测量点301、311。如图3中示出一例,位移测量部32对各测量点301、311中的位移进行测量。物性评价部33使用两个面的测量点301、311处的位移,计算在两个面的测量点301、311分别传播的弹性波的速度或相位之差来作为表示物性的指标值。

[0053] 另外,在本实施方式中,生物体组织的组织性状包括生物体组织与周围的组织的结合状态(例如粘连)的有无,能够判定生物体组织是否与周围的组织结合。在该情况下,如图4的(a)所示,测量点设定部32在相邻的两个生物体组织100-1、100-2对置的位置处,在两个生物体组织100-1、100-2各自的表面上设定测量点301、302。位移测量部32通过在各测量点301、302测量位移,来测量弹性波(主要是表面波)的波形(参照图4的(b)、图5的(a))。

[0054] 如图4的(b)的左侧的图所示,在生物体组织100-1、100-2之间的边界层100-3为粘弹性膜的情况下,生物体组织100-1、100-2结合(例如粘连),两组织的位移连动。因此,测量点301、302的位移波形的相关程度、以及测量点301、302的表示物性的指标值(例如弹性波的速度、弹性模量)的相关程度如图5的(a)、(b)所示那样变大。

[0055] 另一方面,如图4的(b)的右侧的图所示,在生物体组织100-1、100-2之间的边界层100-3为液体层的情况下,生物体组织100-1、100-2不结合,两组织的位移不连动,因此,测量点301、302的位移波形的相关程度、以及测量点301、302的表示物性的指标值(例如弹性波的速度、弹性模量)的相关程度,如图5的(a)、(b)所示那样比粘连的情况小。

[0056] 因此,物性评价部33通过求出两个测量点301、302的位移的波形的相关程度、或两个测量点301、302的表示物性的指标值的相关程度,能够根据相关程度的大小来判定两个生物体组织的结合状态(例如粘连)的有无。

[0057] 需要说明的是,如图4的(b)所示,也可以在边界层100-3设定测量点303。

[0058] 需要说明的是,测量点设定部31能够基于生物体组织100的图像,在生物体组织的表面设定测量点301等。例如,测量点设定部31通过对生物体组织100的图像进行处理,能够对生物体组织100的表面、生物体组织100-1、100-2的边界进行检测,设定测量点301等。

[0059] 另外,如图6所示,生物体组织100构成在内部具有空间100a且能够在空间100a蓄积或排出液体或气体的器官的情况下,物性评价部33也可以构成为,基于表示物性的指标值和空间100a的容量,进行生物体组织100的组织性状或生物体组织100构成的器官的功能是否好的判定。在该情况下,物性评价部33也可以根据生物体组织100的图像,求出图像中的空间的大小,由此求出空间100a的容量。

[0060] 另外,物性评价部33也可以构成为,计算生物体组织100在空间100a蓄积或排出液体或气体的中途的多个时间点的空间100a的容量,并且,计算多个时间点的表示生物体组织100的物性的指标值,基于空间100a的容量和指标值的变化,进行生物体组织100构成的器官的功能是否好的判定。例如,物性评价部33构成为,如图7所示,将空间100a的容量和表示物性的指标值的变化绘制在以容量和指标值作为两个轴的空间内,基于所得到的滞后现象的形状或面积来进行判定。

[0061] 以下,对本实施方式的超声波诊断装置1的结构进一步详细进行说明。在以下的说明中,以向生物体组织100照射聚焦超声波并通过声辐射压力来产生剪切波的情况为例进行说明。

[0062] 如图1所示,在本实施方式的超声波诊断装置1中配置有收发控制部20和控制部30。在超声波诊断装置1连接有探头10、外部输入部13以及显示部15。收发控制部20具备:生成向构成探头10的各振子交接的发送信号的发送部(以下称为发送波束形成器)21;以及根据探头10的各振子的输出而生成关于生物体组织100内的规定点的接收信号的接收部(以下称为接收波束形成器)22。

[0063] 控制部30包括上述的测量点设定部31、位移测量部32、物性评价部33及图像生成部34。在控制部30连接有存储器16。

[0064] 控制部30能够通过软件来实现测量点设定部31、位移测量部32、物性评价部33及图像生成部34的功能,也能够通过硬件来实现其一部分或全部。在通过软件实现的情况下,控制部30由内置CPU(Central Processing Unit,中央处理单元)、GPU(Graphics Processing Unit,图形处理单元)等处理器的计算机系统构成,CPU等通过读入并执行预先存放于存储器16的程序,来实现测量点设定部31、位移测量部32、物性评价部33及图像生成部34的功能。另外,在通过硬件实现的情况下,使用ASIC(Application Specific Integrated Circuit,专用集成电路)这样的定制IC或FPGA(Field-Programmable Gate

Array,现场可编程门阵列)这样的可编程IC来构成控制部30,进行电路设计使得至少实现测量点设定部31、位移测量部32、物性评价部33及图像生成部34的动作即可

[0065] <实施方式1>

[0066] 使用图8对实施方式1的超声波诊断装置的各部分的动作例进行说明。在实施方式1中,针对计算表示膜状的生物体组织100的物性的指标值、并且判定生物体组织100构成的器官的功能是否好的例子进行说明。需要说明的是,以控制部30通过软件而实现的情况为例进行说明。图8是示出超声波诊断装置整体的动作的流程图。另外,图9的(a)、(b)示出在探头10中收发发的超声波的一例。

[0067] 如图6所示,控制部30向收发控制部20指示图像生成用超声波的收发,使得生成图像获取范围400的生物体组织100的图像(步骤801)。收发控制部20的发送波束形成器21在图像获取范围400内设定一个以上的发送扫描线,生成用于沿着发送扫描线照射超声波束的发送信号并输出到探头10的各振子。由此,从探头10沿着发送扫描线向生物体组织100的图像获取范围400照射图像生成用超声波束。在生物体组织100中,产生被照射的超声波束的回声,通过探头10的各振子来接收回声。接收波束形成器21通过对各振子的接收信号进行整相相加,针对图像获取范围400内设定的多个接收扫描线上的多个接收焦点而生成焦点数据。图像生成部34将焦点数据设定为与接收焦点的位置对应的像素的像素值,由此生成图像获取范围400的图像并显示于显示部15(步骤802)。

[0068] 控制部30如图2那样从用户经由外部输入部13受理生物体组织100的测量范围300的位置(步骤803)。在图2的例子中,生物体组织100为膜状。

[0069] 测量点设定部31通过对图像生成部34生成的图像的测量范围300实施二值化处理等图像处理,从而提取膜状的生物体组织100的外形,在表面附近设定测量点301等(步骤804)。这里,为了将膜状的生物体组织100的两个面的表面波的速度作为表示物性的评价价值来计算,在膜状的生物体组织100的两个面(表面和背面)分别设定两个点以上的测量点301-1、301-2、311-1、311-2。另外,这里,除了速度之外,在两个面传播的表面波的相位差也作为表示物性的评价价值而求出。

[0070] 接着,如图9的(a)、(b)那样,位移测量部32设定能够使弹性波向测量点301-1等位置传播的位置330,在该位置330处汇聚发送焦点,向收发控制部20进行指示,使得照射具有规定的声强度的辐射压力用超声波23(步骤805)。与此相应地,收发控制部20使发送波束形成器21生成用于向测量范围300内的规定位置照射产生声辐射压力的辐射压力用超声波23的发送信号并输出到探头10。探头10朝向生物体组织100的发送焦点330发送辐射压力用超声波。由此,在生物体组织100内生成声辐射压力,生物体组织100局部地受到压力,因弹性引起的复原力发挥作用,因此,在生物体组织100产生弹性波。弹性波在膜状的生物体组织中以发送焦点330为起点而呈放射状传播,但在膜状的生物体组织100的表面上,弹性波中的表面波在中心部主要传播剪切波。需要说明的是,在图9的(a)、(b)的附图中,例示出对朝右方向传播的波面进行测量的情况。

[0071] 位移测量部32向收发控制部20收发测量用超声波24,对分别配置于膜状的生物体组织100的两个面的测量点301-1、301-2、311-1、311-2等的组织的位移进行测量(步骤806、807)。由此,如图3那样,至少在某个时间点对测量点301-1、301-2、311-1、311-2的位移进行测量。需要说明的是,在图3的例子中,按照时间序列来测量位移。具体而言,在收发控制部

20的控制下,发送波束形成器21生成发送信号,并输出到探头10。由此,如图9的(a)、(b)那样,探头10在规定的定时向多个测量点301等照射一个以上的测量用超声波24,通过探头10的各振子来接收从测量点301等反射的超声波的回声。收发控制部20设定分别通过测量用超声波24的多个测量点301而沿深度方向(z方向)延伸的多个接收扫描线,使接收波束形成器22动作,针对接收扫描线上的多个接收焦点,对振子的输出信号进行整相相加,生成接收焦点数据。收发控制部20也可以按照规定的的时间间隔反复进行测量用超声波24的发送及其回声的接收,由此得到图3那样的各个测量点301-1等的位移的时间变化。

[0072] 需要说明的是,图9的(a)的例子示出按照多个测量点301分别照射测量用超声波24、每次对发送来的测量点301设定接收扫描线来得到接收焦点数据的结构。另一方面,图9的(b)的例子示出对多个测量点301照射一个测量用超声波24、对多个测量点301分别设定接收扫描线而得到接收焦点数据的结构。图9的(a)的收发模式的灵敏度优异,图9的(b)的收发模式的时间分辨率高。根据生物体组织100的部位、所需的时间分辨率来使用图3的(a)、(b)中的任一个收发模式即可。

[0073] 物性评价部33使用在步骤807中求出的表面侧及背面侧的测量点301等的位移,求出在表面侧(深度 $z=z_0$)及背面侧($z=z_1$)分别传播的弹性波(主要是表面波)的速度 V_{z0} 、 V_{z1} 、其比率 V_{z0}/V_{z1} 、以及表面侧的弹性波与背面侧的弹性波的相位差 δ 。位移的测量结果是传播方向x、深度方向z以及时间方向t的三维信息。能够根据传播方向x与时间方向t的变化来计算速度,能够根据深度方向z与时间方向t的相互相关运算来计算相位差 δ 。速度V是示出粘弹性模量E的不同的评价指标,相位差 δ 是示出由深度引起的物性的不同的评价指标。

[0074] 具体而言,在生物体组织100的表面侧(深度 $z=z_0$)的测量点301-1、301-2的膜面内方向x的位置分别为 $x=x_0$ 、 $x=x_1$ 的情况下,当分别用 $u(x_0, z_0, t)$ 、 $u(x_1, z_0, t)$ 表示时刻t的位移u时,在表面侧传播的弹性波的速度 V_{z0} 由式(1)表示。但是, $\Delta[a, b]$ 表示a与b之差,或者相互相关运算的结果。

[0075] [数学式1]

$$[0076] \quad V_{z0} = \frac{\Delta[u(x_0, z_0, t), u(x_1, z_0, t)]}{x_0 - x_1} \quad \dots (1)$$

[0077] 同样,在生物体组织100的背面侧(深度 $z=z_1$)的测量点311-1、311-2的方向x的位置分别为 $x=x_0$ 、 $x=x_1$ 的情况下,分别用 $u(x_0, z_1, t)$ 、 $u(x_1, z_1, t)$ 表示背面侧的测量点311-1、311-2的时刻t的位移u,在背面侧传播的弹性波的速度 V_{z1} 由式(2)表示。

[0078] [数学式2]

$$[0079] \quad V_{z1} = \frac{\Delta[u(x_0, z_1, t), u(x_1, z_1, t)]}{x_0 - x_1} \quad \dots (2)$$

[0080] 物性评价部33根据式(1)、(2),分别求出表面侧及背面侧的弹性波的速度 V_{z0} 、 V_{z1} ,进而计算速度比 V_{z0}/V_{z1} (步骤808、809)。此外,物性评价部33也可以根据式(3)来求出弹性模量E。

$$[0081] \quad E = 3\rho V^2 \quad \dots (3)$$

[0082] 其中, V 是根据式 (1) 或式 (2) 求出的速度, ρ 是预先决定的密度。

[0083] 另外, 如图3所示, 物性评价部33根据式 (4), 通过相互相关运算来求出表面侧的测量点301等的位移 u 与背面侧的测量点311等的位移 u 之间的相位差 δ (步骤810、811)。

[0084] [数学式4]

$$[0085] \quad \delta = \Delta [u(x_0, z_0, t), u(x_0, z_1, t)] \cdots (4)$$

[0086] 物性评价部33使用计算出的表示物性的指标值 (速度 V 、速度比率、相位差 δ), 判定生物体组织100构成的器官的功能是否好 (步骤812)。例如, 通过对按照各器官预先决定的基准值与计算出的指标值进行比较, 来判定器官的功能是否好。例如, 若是期望组织柔软且容易变形的器官, 则在根据速度 V 求出的粘弹性模量 E 示出组织比基准值软的情况下判定为功能好, 反之在示出比基准值硬的情况下, 判定为功能差。如图10的 (a) 所示, 能够使判定结果与在步骤802中求出的图像 (B模式图像) 重叠, 对测量点的位置的膜状的生物体组织100标注表示功能是否好的色彩、花纹并显示于显示部15 (步骤813)。另外, 如图10的 (b) 所示, 在生物体组织100的深度方向 z 及传播方向 x 上, 也可以按照各测量点301、311等显示指标值的大小、或者示出与基准值的比较结果 (功能是否好) 的色彩、花纹。

[0087] 另外, 在生物体组织100为在内部具有空间100a的器官的情况下, 在步骤812中, 物性评价部33也可以按照时间序列获取在步骤802中生成的图像, 求出空间100a的面积, 由此求出容量, 如上述的图7那样绘制各个时间点的指标值 (例如速度 V) 和容量。通过在该器官的收缩期和膨胀期分别进行该绘制, 能够得到该器官特有的滞后现象, 根据滞后现象的形状、面积、收缩加速度、膨胀加速度, 能够判定器官的功能是否好。

[0088] 如上所述, 实施方式1的超声波诊断装置能够求出并显示表示膜状的生物体组织100的物性的指标值。此外, 也能够判定生物体组织100构成的器官的功能是否好并进行显示。

[0089] <实施方式2>

[0090] 使用图11对实施方式2的超声波诊断装置的各部分的动作例进行说明。在实施方式2中, 针对计算表示相邻的生物体组织100-1和生物体组织100-2各自的表面的物性的指标值、并判定生物体组织100-1与生物体组织100-2是否粘连的例子进行说明。图11是示出超声波诊断装置整体的动作的流程图。需要说明的是, 在图11的流程中, 针对与图8的流程同样的动作, 省略说明。

[0091] 与图8的流程的步骤801~803同样地, 控制部30生成图像获取范围400的生物体组织100-1、100-2的图像, 从用户受理测量范围300。然后, 测量点设定部31对测量范围300的图像进行处理, 由此, 提取生物体组织100-1、100-2的边界, 在夹着边界而对置的表面上设定测量点301、302等 (步骤1104)。这里, 在生物体组织100-1、100-2表面上分别设定两个点以上的测量点301、302。另外, 也可以在生物体组织100-1、100-2之间的边界层100-3进一步设定测量点303。

[0092] 接着, 与图8的步骤805~806同样地, 位移测量部32从探头10照射辐射压力用超声波23, 使弹性波在生物体组织100-1、100-2传播, 相对于生物体组织100-1、100-2收发测量用超声波24。然后, 与步骤807同样地, 按照时间序列, 对在边界的表面分别配置有多个的测量点301、302以及配置于边界层100-3的303的组织的位移进行测量 (步骤1107)。

[0093] 与图8的步骤808、809同样地, 物性评价部33使用在步骤807中求出的测量点301、

303、302的位移 $u_0(x_0, z_0, t)$ 、 $u_1(x_0, z_1, t)$ 、 $u_2(x_0, z_2, t)$ ，根据式(5)来求出在生物体组织100-1的表面、边界层100-3、生物体组织100-2的表面分别传播的弹性波(主要是表面波)的速度 V_{z0} 、 V_{z1} 、 V_{z2} ，进而求出它们的比率 V_{z0}/V_{z1} 、 V_{z0}/V_{z2} 、 V_{z1}/V_{z2} (步骤1108、1109)。

[0094] [数学式5]

$$[0095] \quad V_{z_i} = \frac{\Delta[u(x_0, z_i, t), u(x_1, z_i, t)]}{x_0 - x_1} \quad \dots (5)$$

[0096] 另外，通过与图8的步骤810、811同样的处理，根据式(6)求出由弹性波引起的位移 $u_0(x_0, z_0, t)$ 、 $u_1(x_0, z_1, t)$ 、 $u_2(x_0, z_2, t)$ 中的 $u_0(x_0, z_0, t)$ 与 $u_1(x_0, z_1, t)$ 的相位差 δ_{0-1} 、 $u_1(x_0, z_1, t)$ 与 $u_2(x_0, z_2, t)$ 的相位差 δ_{1-2} 、 $u_0(x_0, z_0, t)$ 与 $u_2(x_0, z_2, t)$ 的相位差 δ_{0-2} (步骤1110、1111)。

[0097] [数学式6]

$$[0098] \quad \delta_{i-j} = \Delta[u(x_0, z_i, t), u(x_0, z_j, t)] \quad \dots (6)$$

[0099] 此外，物性评价部33求出测量点301、303、302的位移 $u_0(x_0, z_0, t)$ 、 $u_1(x_0, z_1, t)$ 、 $u_2(x_0, z_2, t)$ 的振幅 A_{z0} 、 A_{z1} 、 A_{z2} ，求出它们的比率 A_{z0}/A_{z1} 、 A_{z0}/A_{z2} 、 A_{z1}/A_{z2} (步骤1112、1113)。

[0100] 物性评价部33使用计算出的表示物性的指标值(速度 V 、速度比率、相位差 δ 、振幅 A 、振幅比率)，判定生物体组织100-1、100-2的边界粘连(边界层100-3为粘弹性膜)还是未粘连(边界层100-3为液体膜)(步骤1114)。在粘连的情况下，测量点301、303、302成为一体，因此，如图5的(a)、(b)所示，各测量点的位移的相关性较高。因此，例如，速度比率及振幅比率越接近1，相位差越小，则越能够判定为粘连，因此，通过对预先决定的基准值与计算出的指标值进行比较来判定粘连的有无。

[0101] 如图12所示，能够使判定结果与在步骤802中求出的图像(B模式图像)重叠，对测量点的位置的生物体组织100-1标注表示功能是否好的色彩、花纹并显示于显示部15(步骤813)。

[0102] 需要说明的是，在生物体组织100中产生的弹性波(这里主要为表面波)除了包括在关注方向上传播的主成分(透过波)之外，还包括被生物体组织100的纤维、脂肪等构造物反射而向与关注方向相反的方向传播的反射波、被构造物折射、衍射、散射等的折射波/衍射波/散射波。因此，在设定于表面的测量点301等处对弹性波整体的速度进行了测量的情况下，反射波、折射波/衍射波/散射波成为过小评价主成分的速度原因。对此，位移测量部32也可以构成为进行提取主成分的处理，降低反射波、折射波、衍射波、散射波的影响，高精度地测量主成分的速度。

[0103] 具体而言，位移测量部32求出位移的频率分布，进一步按照各频率来选择规定的强度(振幅)以上的波成分。由此，位移测量部32能够从反射波、折射波/衍射波/散射波分离地提取以作为主成分的透过波的表面波为中心的速度成分。

[0104] 使用图13对该处理进一步详细进行说明。位移测量部32根据在图8、图11的步骤807、1107中测量出的关于以弹性波的传播方向(x方向)和深度方向(z方向)为两个轴的空间(平面)的各点的位移的时间变化(参照图13的(a))，提取特定的深度 $z=z_0$ 的时空间数据(参照图13的(b))。如图13的(b)那样，深度 $z=z_0$ 的时空间数据表示为以时间 t 和传播方向

(x方向)为两个轴的平面的位移(振幅)。需要说明的是,图13的(b)是不存在向关注方向的相反方向传播的波、而仅传播主成分(透过波)61和折射波/衍射波/散射波63的例子。

[0105] 接着,位移测量部32对图13的(b)的以时间 t 和传播方向(x方向)为两个轴的时空数据执行2D-FFT(二维傅里叶变换),分离为由时间频率 f 、空间频率 k_x 以及强度(振幅)表示的波成分(图13的(c))。如图13的(c)那样,2D-FFT后的数据成为以时间频率 f 和空间频率 k_x 为两个轴的空间(平面)的波成分的强度(振幅)分布(以下也称为频率功率分布)。

[0106] 位移测量部32根据图13的(c)的频率功率分布,按照各时间频率 f 或者按照各空间频率 k_x ,通过滤波器(图13的(d)、(e))来选择规定的强度以上的波成分。图13的(e)的滤波器按照各时间频率 f 或者各空间频率 k_x ,以包括波成分的强度(振幅)最大的点的方式设定范围1301,仅选择该范围1301的波成分。

[0107] 从反射波62、折射波/衍射波/散射波63分离出由滤波器提取出的范围1301的频率功率分布(图13的(e))主成分61即透过波为中心的速度的波成分。

[0108] 接着,位移测量部32对由滤波器提取出的频率功率分布(图13的(e))实施2D-IFFT(二维傅里叶逆变换),再次返回到以时间 t 和传播方向(x方向)为两个轴的平面的位移(振幅)数据(图13的(f))。

[0109] 位移测量部32一边一点点改变深度 z ,一边重复进行图13的(a)~(e)的处理,针对全部深度得到位移数据(图13的(f))。由此,能够从反射波、折射波/衍射波/散射波分离地提取以透过波的表面波为中心的速度成分。因此,物性评价部33能够基于位移测量部32生成的表示主成分61在深度方向(z 方向)、传播方向(x 方向)以及时间方向(t 方向)上的位移(振幅)的波面数据(图13的(f)),来计算速度。

[0110] 如上所述,根据本实施方式,通过测量表面波,能够利用超声波高精度地评价生物体内的膜状组织、组织的表面的性状、以及组织构成的器官的功能、结合(例如粘连)的有无。

[0111] 通过利用本实施方式的超声波诊断装置,医生能够早期地发现膀胱、心脏的异常。并且,能够判断生物体内的结合(例如粘连)的有无,因此,在腹腔镜下手术之前能够事先确认设备路径,能够降低对患者的身体负担。

[0112] 附图标记说明:

[0113] 1...超声波诊断装置,10...探头,13...输入部,15...显示部,16...存储器,20...收发控制部,21...发送波束形成器,22...接收波束形成器,30...控制部,31...测量点设定部,32...位移测量部,33...物性评价部,34...图像生成部,100...检查对象(生物体组织)。

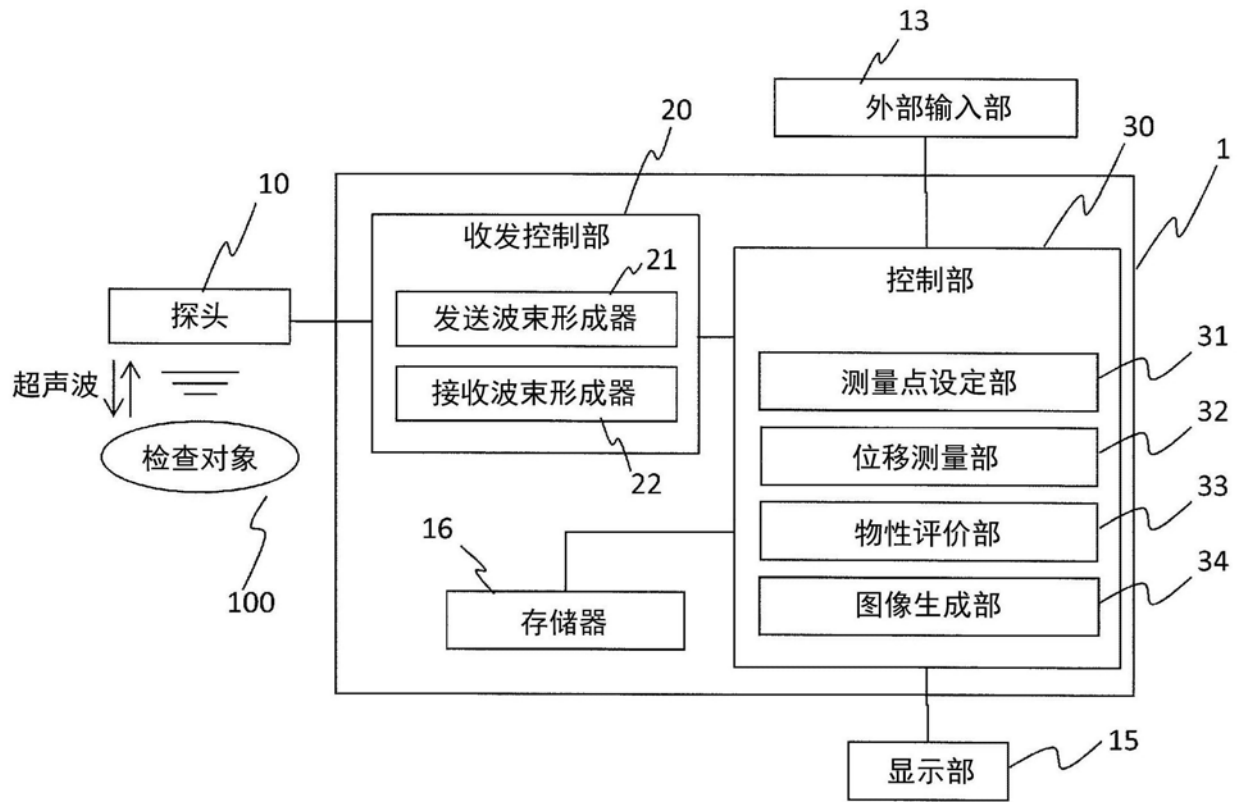


图1

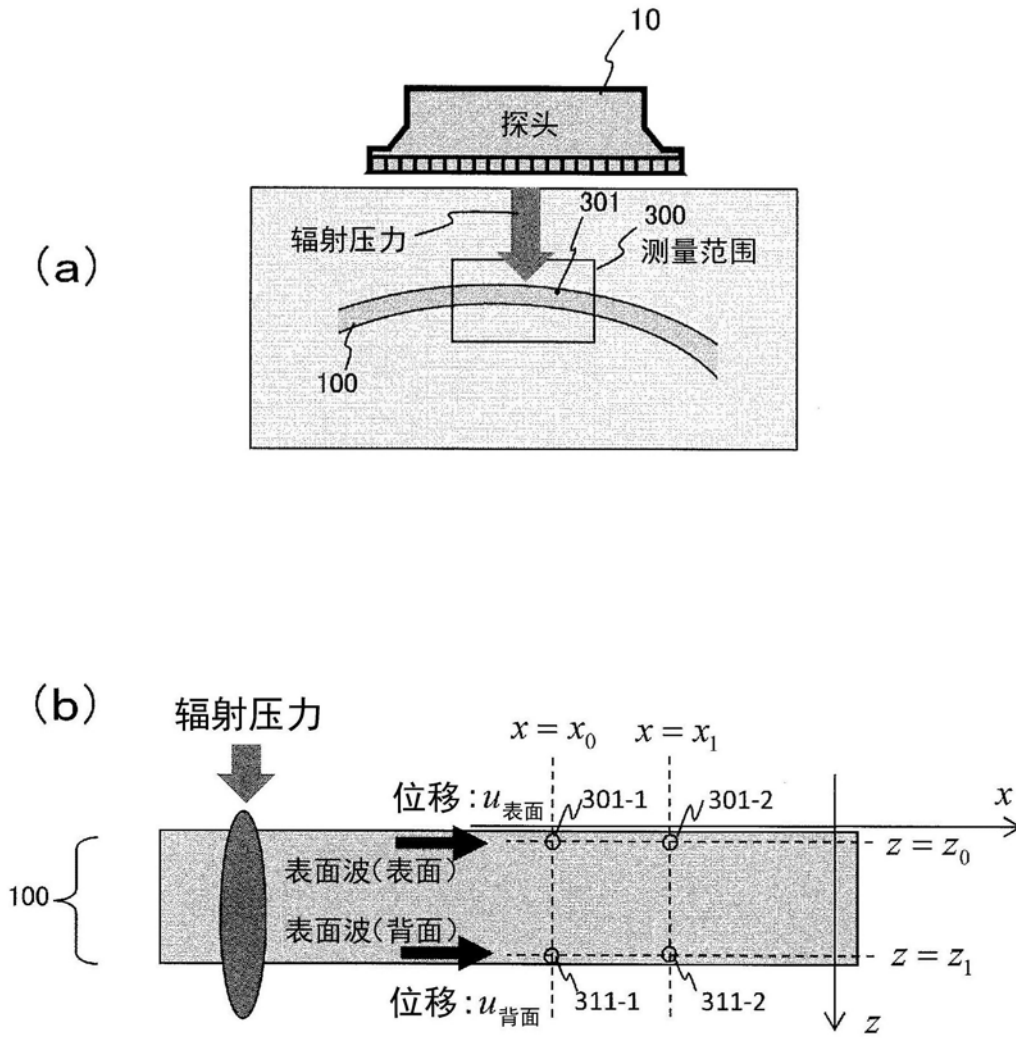
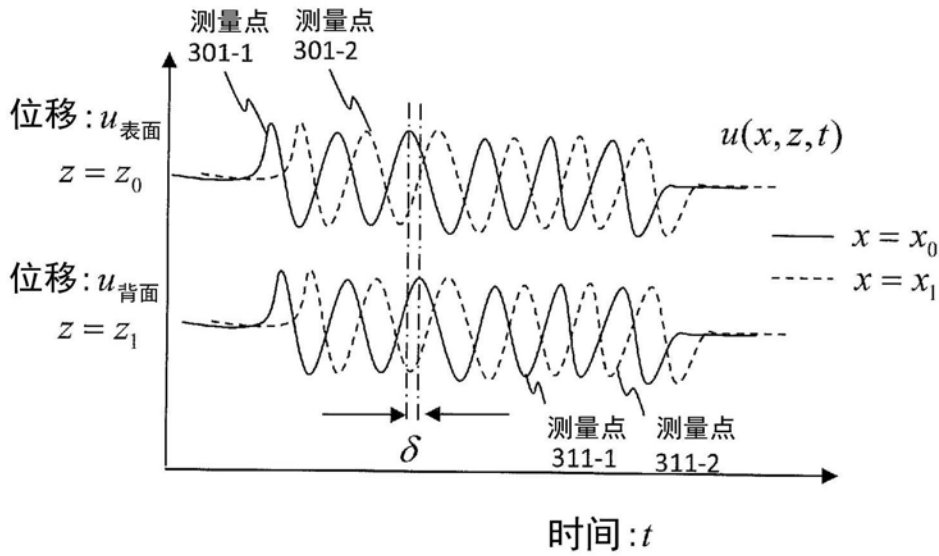


图2

位移测量结果



表示膜的物性的指标值

表面速度(粘弹性)
$$V_{z_0} = \frac{\Delta[u(x_0, z_0, t), u(x_1, z_0, t)]}{x_0 - x_1}$$

背面速度(粘弹性)
$$V_{z_1} = \frac{\Delta[u(x_0, z_1, t), u(x_1, z_1, t)]}{x_0 - x_1}$$

表面与背面的相位差
$$\delta = \Delta[u(x_0, z_0, t), u(x_0, z_1, t)]$$

$\Delta[a, b]$: a, b的时间差、相互相关运算

图3

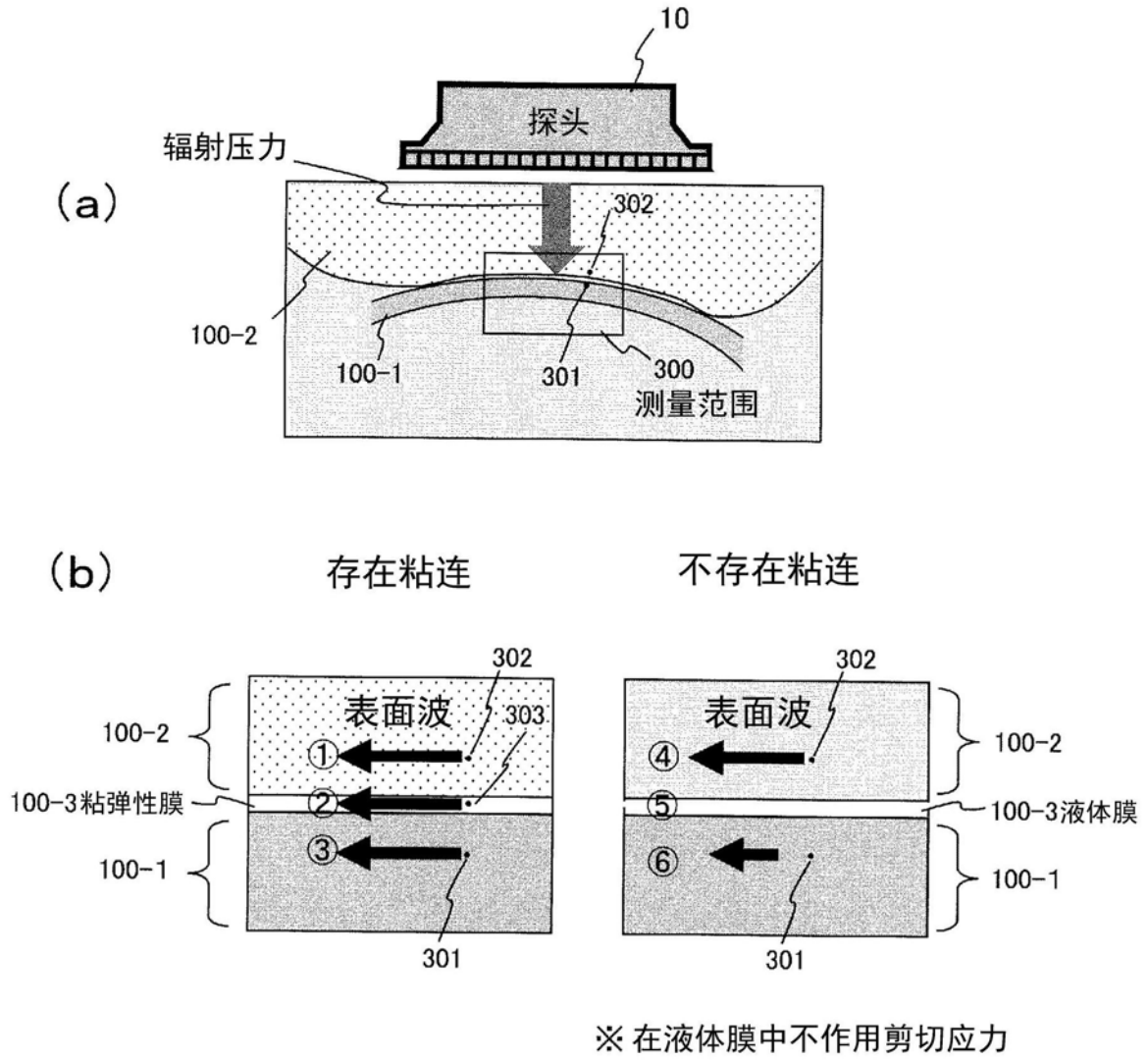


图4

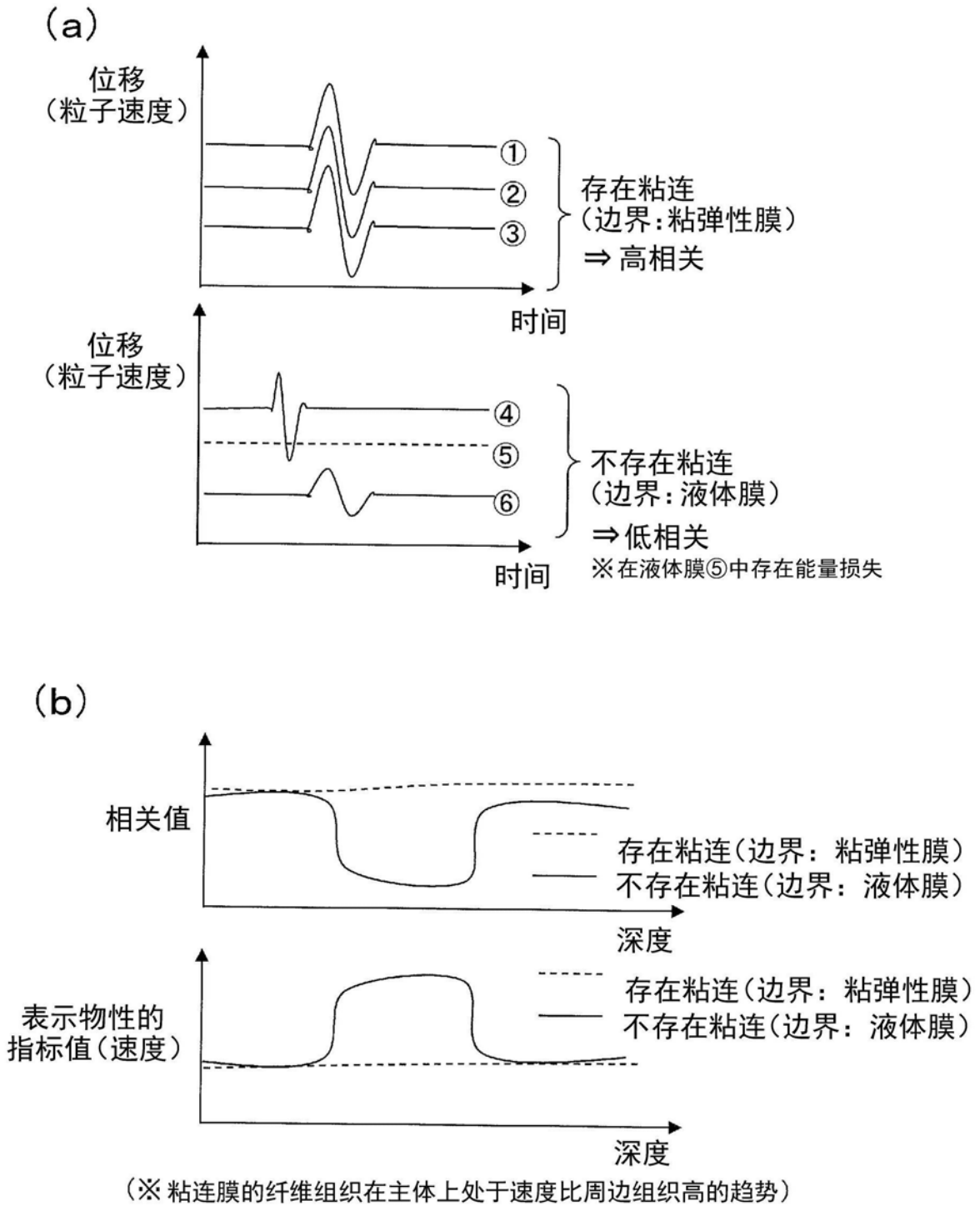


图5

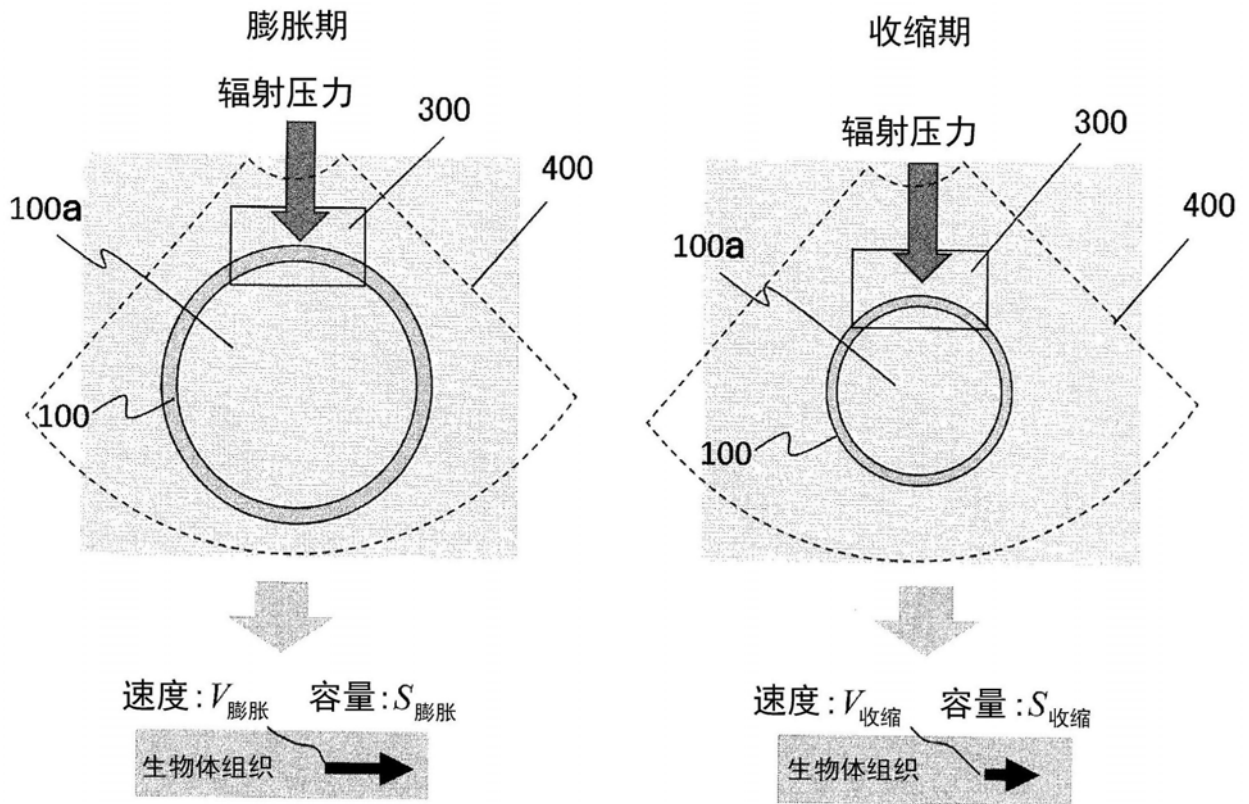
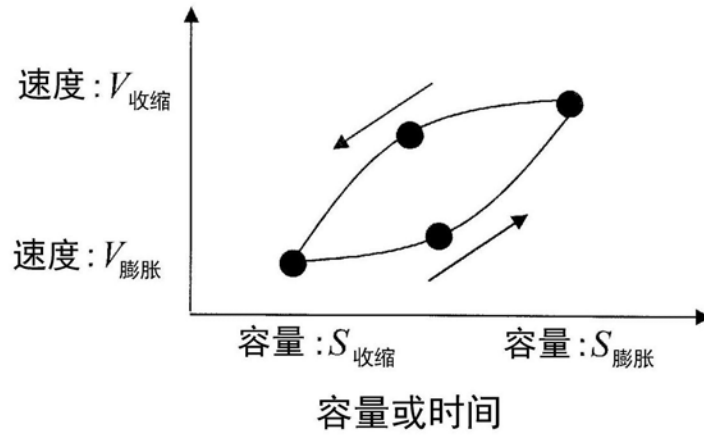


图6



$$\text{收缩加速度: } \frac{\partial V_{\text{收缩}}}{\partial t}$$

$$\text{膨胀加速度: } \frac{\partial V_{\text{膨胀}}}{\partial t}$$

$$\text{滞后现象特性: } \int_{t_{\text{收缩}}}^{t_{\text{膨胀}}} \overline{V}_{\text{收缩}} dV - \int_{t_{\text{收缩}}}^{t_{\text{膨胀}}} \overline{V}_{\text{膨胀}} dV$$

图7

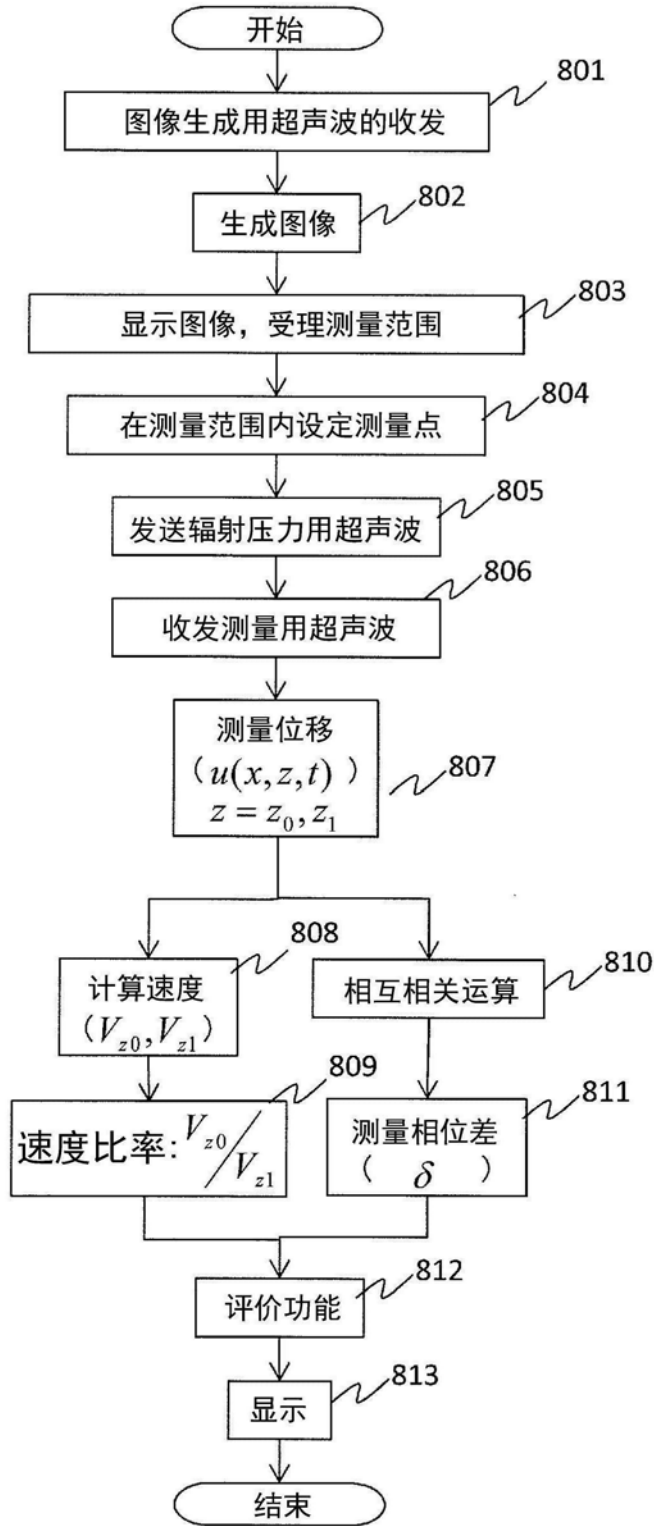


图8

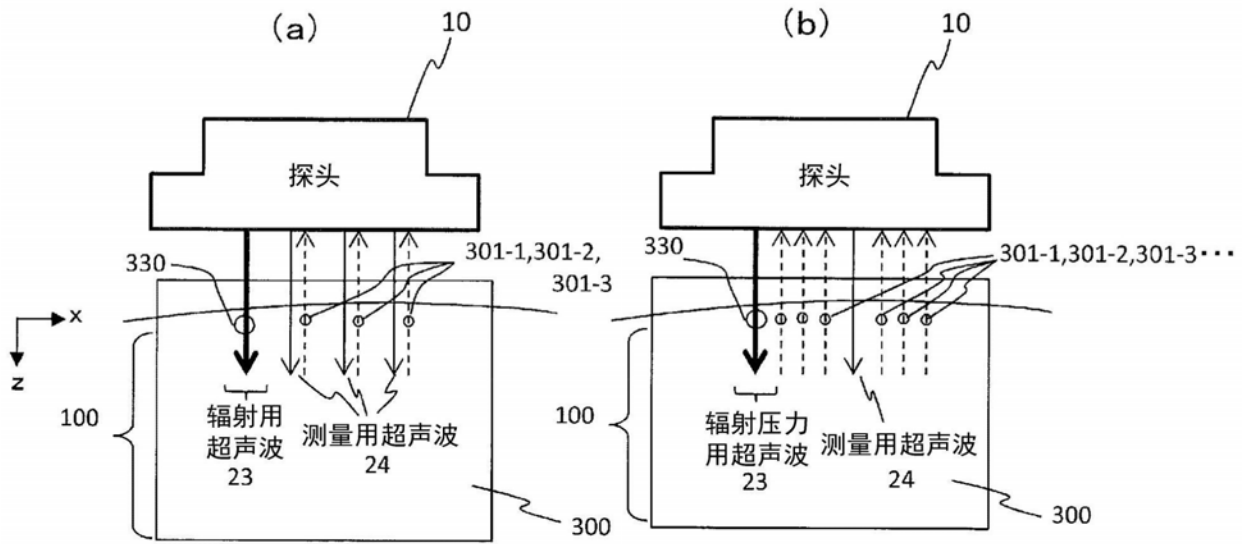


图9

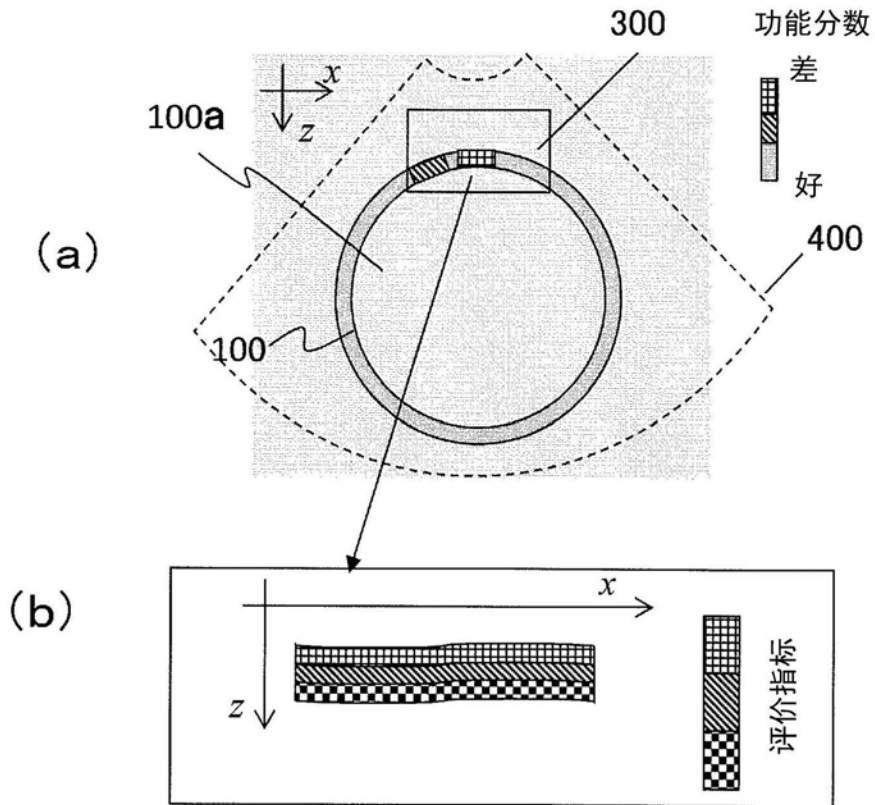


图10

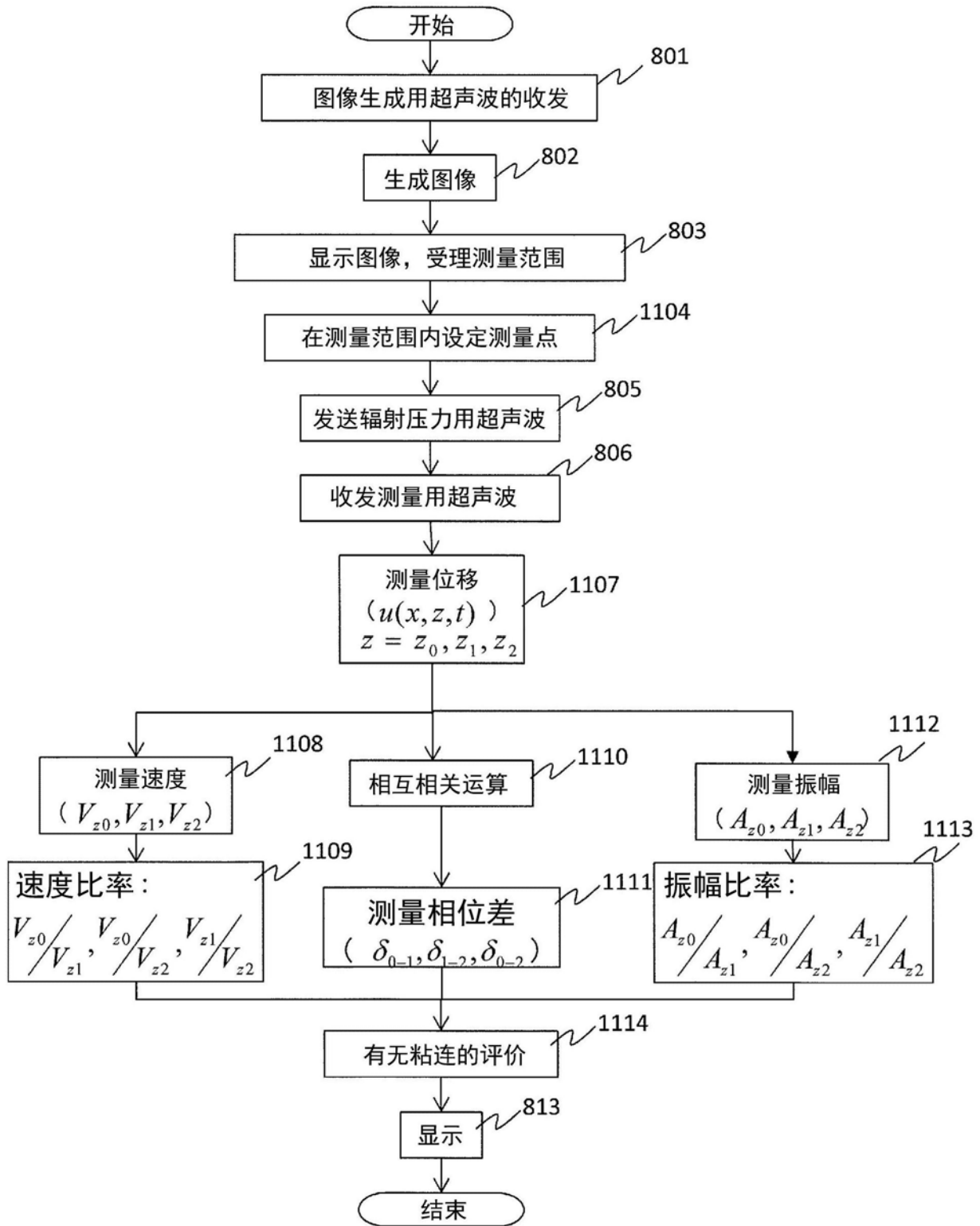


图11

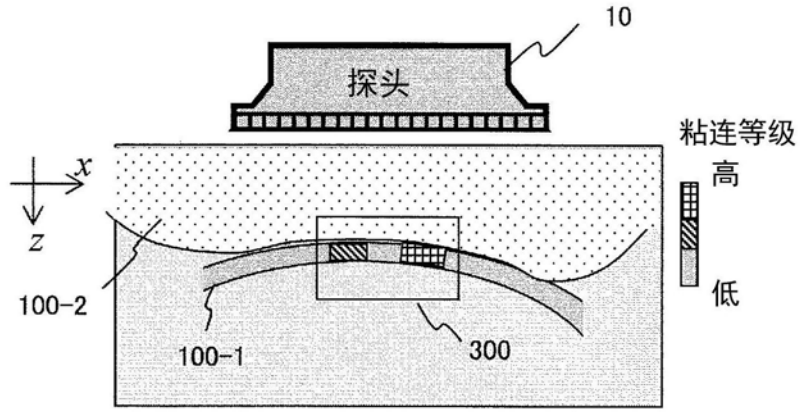


图12

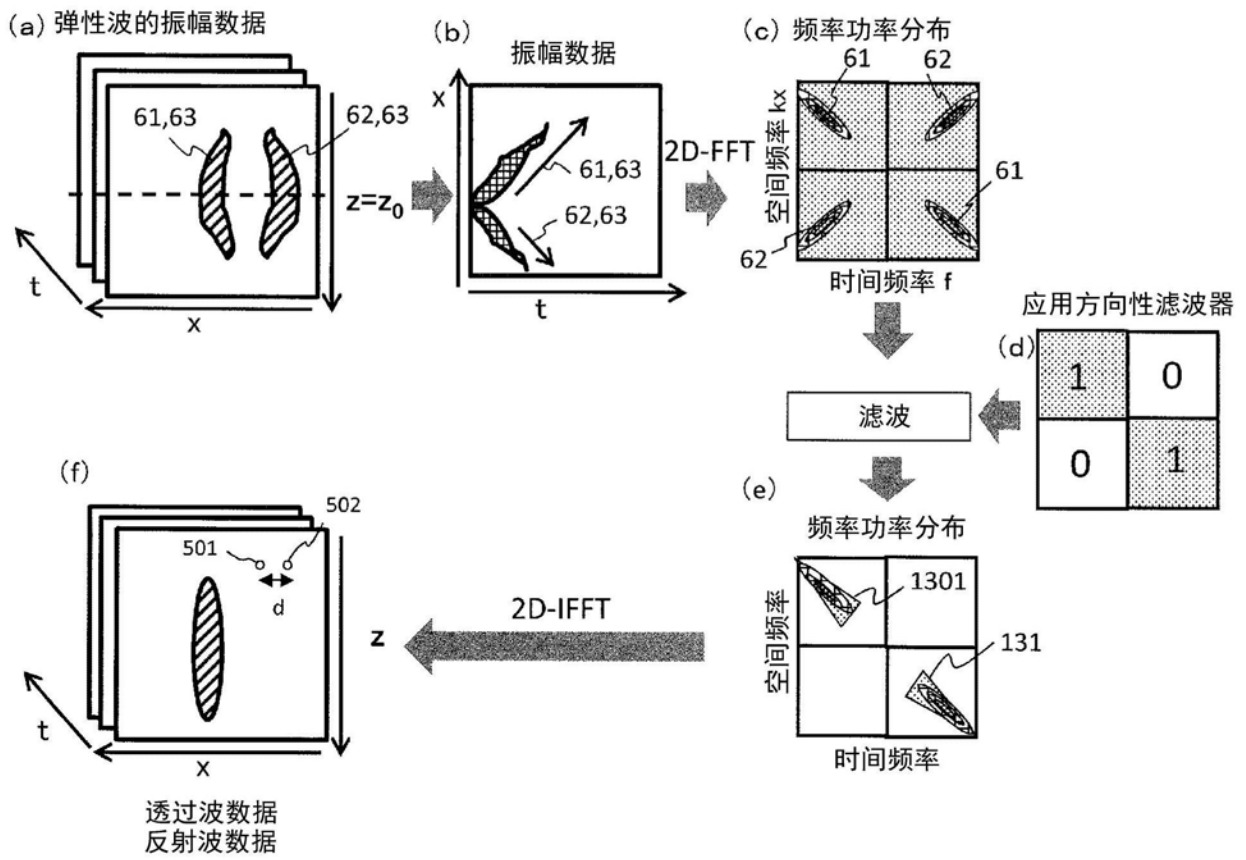


图13

专利名称(译)	超声波诊断装置及生物体组织的物性评价方法		
公开(公告)号	CN111050660A	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201880055967.6	申请日	2018-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	吉川秀树		
发明人	吉川秀树		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/485 A61B8/5207		
代理人(译)	李国华		
优先权	2017212637 2017-11-02 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供利用超声波来评价生物体内的膜状组织、组织的表面的性状的技术。在作为检查对象的生物体组织的表面上设定一个以上的测量点，在弹性波在生物体组织传播的状态下，使用超声波对生物体组织的测量点处的位移进行测量，由此测量弹性波中的至少表面波。使用测量出的位移，计算表示生物体组织的物性的指标值。

