



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106999162 B

(45)授权公告日 2020.05.19

(21)申请号 201580065906.4

(22)申请日 2015.11.17

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106999162 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(30)优先权数据
2014-248132 2014.12.08 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.06.02

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2015/082206 2015.11.17

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/093024 JA 2016.06.16

(73)专利权人 株式会社日立制作所
地址 日本东京都

(72)发明人 吉川秀树

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 范胜杰 曹鑫

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

(56)对比文件
W0 2014162966 A1, 2014.10.09, 参见说明书第14-67段, 图1-图4.

W0 2014103642 A1, 2014.07.03, 说明书第12-40段, 图8、11.

CN 102458260 A, 2012.05.16, 说明书第7页具体实施方式第1段到第11页第3段.

Cristina Pislaru, et al. Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry Applied to In Vivo Myocardium.《31st Annual International Conference of the IEEE EMBS》.2009,

审查员 孙晓彤

权利要求书3页 说明书15页 附图27页

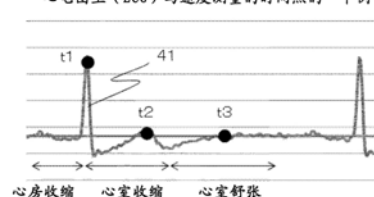
(54)发明名称

超声波诊断装置以及弹性评价方法

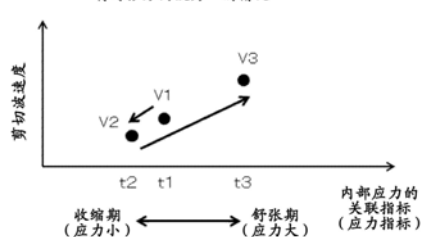
(57)摘要

本发明提供一种具备避免内部应力的影响并实现高精度、高再现性的弹性评价功能的超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备:收发部(13),其针对检查对象,从收发超声波的探头(12)收发第1、第2、第3超声波;图像生成部(16),其通过基于第1超声波的接收信号来生成图像;速度测量部(17),其根据所生成的图像设定测量区域,对测量区域发送第2超声波来产生剪切波,并通过在测量区域中收发第3超声波所获得的接收信号来计算剪切波的传播速度;以及弹性评价部(18),其根据计算出的传播速度来评价检查对象的弹性,在速度测量部中,在同一位置进行多次传播速度测量,在弹性评价部(18)中,利用多次的传播速度的测量结果的变化来导出弹性评价指标。

心电图上(ECG)与速度测量的时间点的一个例子



将舒张方向设为+的情况



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

收发部,其针对检查对象,从收发超声波的探头收发第1超声波、第2超声波、第3超声波;

图像生成部,其通过基于所述第1超声波信号的接收信号来生成所述检查对象的图像;

速度测量部,其向根据所述图像设定出的测量区域发送所述第2超声波来产生剪切波,并通过所述第3超声波测量所述剪切波的传播速度;以及

弹性评价部,其根据所述传播速度来评价所述检查对象的弹性,

在所述速度测量部中,在同一位置进行多次速度测量,并在所述弹性评价部中利用速度测量结果的变化来导出所述检查对象的弹性评价指标,

该超声波诊断装置还具备应力指标测量部,

所述应力指标测量部利用所述第1超声波或者所述第3超声波的发送所导致的接收信号,测量所述检查对象的伴随外力的变化作为应力指标,

所述弹性评价部通过近似直线来评价由所述速度测量部测量的多个所述传播速度与对应于各传播速度的所述应力指标的关系,并将其倾斜角度或者速度变化设为所述弹性评价指标。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述应力指标测量部根据所述检查对象的心电图波形导出所述应力指标。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述应力指标测量部根据来自从所述第3超声波所传播的区域中去除所述剪切波所传播的区域后的区域的接收信号,对利用所述第3超声波的所述应力指标进行测量。

4. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

收发部,其针对检查对象,从收发超声波的探头收发第1超声波、第2超声波、第3超声波;

图像生成部,其通过基于所述第1超声波信号的接收信号来生成所述检查对象的图像;

速度测量部,其向根据所述图像设定出的测量区域发送所述第2超声波来产生剪切波,并通过所述第3超声波测量所述剪切波的传播速度;以及

弹性评价部,其根据所述传播速度来评价所述检查对象的弹性,

在所述速度测量部中,在同一位置进行多次速度测量,并在所述弹性评价部中利用速度测量结果的变化来导出所述检查对象的弹性评价指标,

该超声波诊断装置还具备应力指标测量部,

所述应力指标测量部利用所述第1超声波或者所述第3超声波的发送所导致的接收信号,测量所述检查对象的伴随外力的变化作为应力指标,

该超声波诊断装置还具备发送方向控制部,其控制所述第2超声波的发送方向,

所述发送方向控制部确定互不平行的多个方向,并向所述多个方向发送所述第2超声波,

所述速度测量部测量所述多个方向的所述剪切波的传播速度,

所述弹性评价部通过近似直线来评价由所述速度测量部测量的多个所述传播速度与对应于各传播速度的所述应力指标的关系,并将各传播方向所涉及的所述近似直线的交点的速度数值作为所述弹性评价指标进行输出。

5. 根据权利要求4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备应力轴确定部,

在所述应力轴确定部中利用所述第1超声波或者第3超声波来确定由外力所引起的所述应力指标的变化为最大的应力轴,

所述应力指标测量部在所述应力轴上测量所述应力指标。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

使用所述应力轴和所述探头的可发送范围来优化由所述发送方向控制部所确定的所述第2超声波的发送方向。

7. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

收发部,其针对检查对象,从收发超声波的探头收发第1超声波、第2超声波、第3超声波;

图像生成部,其通过基于所述第1超声波信号的接收信号来生成所述检查对象的图像;

速度测量部,其向根据所述图像设定出的测量区域发送所述第2超声波来产生剪切波,并通过所述第3超声波测量所述剪切波的传播速度;以及

弹性评价部,其根据所述传播速度来评价所述检查对象的弹性,

在所述速度测量部中,在同一位置进行多次速度测量,并在所述弹性评价部中利用速度测量结果的变化来导出所述检查对象的弹性评价指标,

该超声波诊断装置还具备应力指标测量部,

所述应力指标测量部利用所述第1超声波或者所述第3超声波的发送所导致的接收信号,测量所述检查对象的伴随外力的变化作为应力指标,

该超声波诊断装置还具备频率分析部,

所述频率分析部对所测量的所述剪切波的波形进行频率分析,并输出具有频率依赖性的指标,

所述弹性评价部根据所述速度测量部、所述应力指标测量部以及所述频率分析部的输出,导出不受应力指标的影响的所述传播速度与频率的关联来作为无应力相位速度,并根据所述无应力相位速度的频率依赖性,导出所述检查对象的粘弹性所涉及的弹性评价指标。

8. 根据权利要求1、4、7中任一项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备显示部,

所述显示部将由所述弹性评价部导出的所述弹性评价指标作为数值、图表或者图像进行显示。

9. 根据权利要求1、4、7中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述弹性评价指标是由所述检查对象的位移、变形、粒子速度、群速度、相位速度、衰减率、杨氏模量、刚性模量、复弹性模量、体积弹性模量、剪切波速度、纵波速度、粘度或者泊松比所获得的、物质的弹性所涉及的数值信息,其中,所述复弹性模量包括储存弹性模量和损耗弹性模量。

10. 一种弹性评价方法,其是使用探头的弹性评价方法,其特征在于,

针对检查对象,从收发超声波的探头收发第1超声波、第2超声波、第3超声波,

通过基于所述第1超声波信号的接收信号来生成所述检查对象的图像,

向根据所述图像设定出的测量区域发送所述第2超声波来产生剪切波,并通过所述第3超声波测量所述剪切波的传播速度,

在同一位置多次测量所述测量区域的所述剪切波的传播速度,

利用所获得的多个速度测量结果的变化来导出所述检查对象的弹性评价指标,

利用所述第1超声波或者所述第3超声波的发送所导致的接收信号,测量所述检查对象的伴随外力的变化作为应力指标,

通过近似直线来评价多个所述传播速度与对应于各传播速度的所述应力指标的关系,并将其倾斜角度或者速度变化设为所述弹性评价指标。

11.一种弹性评价方法,其是使用探头的弹性评价方法,其特征在于,

针对检查对象,从收发超声波的探头收发第1超声波、第2超声波、第3超声波,

通过基于所述第1超声波信号的接收信号来生成所述检查对象的图像,

向根据所述图像设定出的测量区域发送所述第2超声波来产生剪切波,并通过所述第3超声波测量所述剪切波的传播速度,

在同一位置多次测量所述测量区域的所述剪切波的传播速度,

利用所获得的多个速度测量结果的变化来导出所述检查对象的弹性评价指标,

利用所述第1超声波或者所述第3超声波的发送所导致的接收信号,测量所述检查对象的伴随外力的变化作为应力指标,

确定互不平行的多个方向,向所述多个方向发送所述第2超声波,并测量所述多个方向的所述剪切波的传播速度,

通过近似直线来评价多个所述传播速度与对应于各传播速度的所述应力指标的关系,并将各传播方向所涉及的所述近似直线的交点的速度数值作为所述弹性评价指标进行输出。

12.一种弹性评价方法,其是使用探头的弹性评价方法,其特征在于,

针对检查对象,从收发超声波的探头收发第1超声波、第2超声波、第3超声波,

通过基于所述第1超声波信号的接收信号来生成所述检查对象的图像,

向根据所述图像设定出的测量区域发送所述第2超声波来产生剪切波,并通过所述第3超声波测量所述剪切波的传播速度,

在同一位置多次测量所述测量区域的所述剪切波的传播速度,

利用所获得的多个速度测量结果的变化来导出所述检查对象的弹性评价指标,

利用所述第1超声波或者所述第3超声波的发送所导致的接收信号,测量所述检查对象的伴随外力的变化作为应力指标,

对所测量的所述剪切波的波形进行频率分析,并输出具有频率依赖性的指标,

根据所述剪切波的传播速度、所述应力指标以及所述具有频率依赖性的指标,导出不受应力指标的影响的所述传播速度与频率的关联来作为无应力相位速度,并根据所述无应力相位速度的频率依赖性,导出所述检查对象的粘弹性所涉及的弹性评价指标。

超声波诊断装置以及弹性评价方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,涉及在被检体内产生剪切波,并根据其传播速度来评价弹性的技术。

背景技术

[0002] 超声波、MRI (Magnetic Resonance Imaging)、X射线CT (Computed Tomography) 所代表的医用图像显示装置,作为通过数值或者图像的方式来提示不可目视的生物体内的信息的装置被广泛应用。其中利用了超声波的图像显示装置与其他装置相比具备较高的时间分辨率,具有可以不模糊跳动着的心脏而成像的性能。

[0003] 在作为被检体的生物体内传播的超声波主要分为纵波和横波,在搭载在产品中的大多数的技术、即图像化组织形态的技术或测量血流速度的技术中,主要利用纵波(音速约为1540m/s)的信息。

[0004] 近年,利用横波(以下为剪切波)来评价组织的弹性系数的弹性成像等技术受到关注,针对乳腺肿瘤、慢性肝病正在发展临床应用。

[0005] 在该技术中,在作为测量对象的组织内部产生剪切波,根据其传播速度来评价弹性。产生剪切波的方法大致分为机械方式和辐射压方式。机械方式是利用振动器等向体表面提供1kHz左右的振动来产生剪切波的方式,需要作为振动源的驱动装置。另一方面,辐射压方式利用将超声波集中在组织内的局部的聚集超声波来对生物体内施加声辐射压,通过与之相伴的组织位移来产生剪切波。任何方式都是利用超声波来测量伴随所产生的剪切波的传播的生物体内的组织位移,并评价与组织的硬度有关的信息的技术。

[0006] 作为与这些相关联的现有技术文献,例如有与利用了声辐射压的弹性评价方法有关的专利文献1、2。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特表2010-526626号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2014-064912号公报

[0011] 非专利文献

[0012] 非专利文献1:「音弹性」社团法人日本非破壊検査協会、P2-P15 (1994年11月20日発行)

发明内容

[0013] 发明要解决的课题

[0014] 在专利文献1所公开的方法中,利用聚集超声波在组织内产生辐射力,并在组织内传播剪切波。在传播方向上设置多个实施超声波收发的测量地点,并测量组织位移的时间变化。利用位移的测量结果来测量各测量地点的剪切波的到来时间。利用各测量地点的到来时间,计算各测量地点间的剪切波的传播时间,并测量速度。

[0015] 在专利文献2所公开的方法中,涉及使用了从外部压迫检查对象并将发生在检查对象中的位移作为2维图像进行显示的静态弹性成像的变形成像,并涉及检测最佳的压迫状态的方法。此时,利用位移持续地监视来自外部的压迫的强弱,从其结果中例如选择成为最大位移的时间相位,并判定为最适合于变形成像的时间相位。

[0016] 在混凝土等的非破坏性检查的领域,已知在从外部对传播剪切波的介质施加力时,在介质内部发生弹性变形、即内部应力,会对剪切波的声学特性(例如传播速度)造成影响(参照非专利文献1)。具体而言,传播速度与应力(或者近似地变形)具有线性关系,其比例系数是使用包含3次的高次的弹性常数所记载的内容。还已知该比例系数具有对于力的方向(应力轴)的方向依赖性,并在剪切波的传播方向、介质振动的方向是不同的。

[0017] 在生物体的软组织中也推测出同样的现象,并认为可能包含由来自周围组织的外力所引起的内部应力。当剪切波的传播路径中存在血管、结节时,剪切波受到衍射、折射的影响。该组织构造的存在是可以通过图像信息等确认的“可见的”误差的主要原因。另一方面,由内部应力所引起的声学特性的变化是“不可见的”误差的主要原因,并且没有基于图像等的信息的避免手段,因此是不仅涉及弹性评价功能的精度下降、还涉及再现性下降的重要问题。例如,如果是具有均匀的弹性系数的检查对象,则剪切波的速度分布与检查对象的部位无关,是恒定的。但是,当根据部位在内部应力中存在差异时,在剪切波的速度分布中也出现差异,导出与实际情况不同的结果,对诊断精度造成影响。

[0018] 本发明的目的在于提供一种利用由内部应力所引起的声学特性的变化,可以进行具有高精度并且高再现性的弹性评价的超声波诊断装置以及弹性评价方法。

[0019] 用于解决课题的手段

[0020] 在本发明中,为了达成上述目的,提供一种超声波诊断装置,其具备:收发部,其针对检查对象,从收发超声波的探头收发第1、第2、第3超声波;图像生成部,其通过基于第1超声波信号的接收信号来生成检查对象的图像;速度测量部,其向根据图像设定出的测量区域发送第2超声波来产生剪切波,并通过第3超声波测量剪切波的传播速度;以及弹性评价部,其根据传播速度来评价检查对象的弹性,在速度测量部中,在同一位置进行多次速度测量,在弹性评价部中,利用速度测量结果的变化来导出检查对象的弹性评价指标。

[0021] 另外,在本发明中,为了达成上述目的,提供一种弹性评价方法,其是使用了探头的弹性评价方法,该弹性评价方法在检查对象的测量区域产生剪切波,并从探头收发超声波,由此在同一位置多次测量测量区域的剪切波的传播速度,并利用所获得的多个速度测量结果的变化来导出检查对象的弹性评价指标。

[0022] 发明效果

[0023] 根据本发明,可以高精度并且再现性良好地导出弹性评价指标。

附图说明

[0024] 图1是表示实施例1的超声波诊断装置的一个结构例的框图。

[0025] 图2是表示实施例1的弹性评价部中的处理的流程图的图。

[0026] 图3A是表示实施例1的测量区域的设置方法的一个例子的图。

[0027] 图3B是表示实施例1的检查对象与外力源的一个例子的图。

[0028] 图4A是表示实施例1的心电图与速度测量的时间点的图。

- [0029] 图4B是表示实施例1的应力指标与剪切波速度的关系的图。
- [0030] 图5是表示与实施例1的应力指标的换算有关的第2手段的图。
- [0031] 图6A是表示同时实现实施例1的波面测量和位移测量的图。
- [0032] 图6B是表示实施例1的超声波的发送序列和利用法的图。
- [0033] 图7是表示实施例1的弹性评价指标的图。
- [0034] 图8A是表示以往的速度分布的图像的一个例子的图。
- [0035] 图8B是表示实施例1的弹性评价指标分布的图像的一个例子的图。
- [0036] 图8C是表示实施例1的弹性评价指标的变化率的图像的一个例子的图。
- [0037] 图9是表示实施例2的超声波诊断装置的一个结构的框图。
- [0038] 图10是表示实施例2的直到弹性评价的流程图的图。
- [0039] 图11是表示实施例2的速度向量的对称性的图。
- [0040] 图12是表示实施例2的2个方向发送的第1例的图。
- [0041] 图13是表示实施例2的2个方向发送的第2例的图。
- [0042] 图14是表示实施例2的弹性评价结果的一个例子的图。
- [0043] 图15是表示实施例2的显示方式的一个例子的图。
- [0044] 图16是表示实施例2的应力指标的计算方法的图。
- [0045] 图17是表示实施例3的超声波诊断装置的一个结构的图。
- [0046] 图18是表示实施例3的发送方向的确定方法的第1例的图。
- [0047] 图19是表示实施例3的发送方向的确定方法的第2例的图。
- [0048] 图20是表示实施例3的发送方向的确定方法的第3例的图。
- [0049] 图21是表示实施例3的超声波的收发序列和利用法的图。
- [0050] 图22是表示实施例4的超声波诊断装置的一个结构的图。
- [0051] 图23是表示实施例4的直到弹性评价的流程图的图。
- [0052] 图24是表示实施例4的弹性评价结果的一个例子的图。
- [0053] 图25是表示各实施例的弹性评价结果的显示的一个例子的图。

具体实施方式

[0054] 以下,按照附图来说明本发明的实施方式。此外,在本说明书中,设检查对象的弹性所涉及的数值信息即弹性评价指标是指位移、变形、粒子速度、群速度、相位速度、衰减率、杨氏模量、刚性模量、复弹性模量(储存弹性模量、损耗弹性模量)、体积弹性模量、剪切波速度、纵波速度、粘度或者泊松比等组织的全体物理性质数值,但是以下的说明以剪切波速度为示例进行说明。

[0055] 另外,在本说明书中,激发剪切波的方法是指声辐射压、励振装置等的机械励振、心跳等对检查对象提供振动的全体励振源,以下的说明以利用声辐射压的方法为示例来进行说明,然而并不限于此。进一步,在本说明书中,作为对检查对象提供内部应力的外力,是指使用了励振装置的机械励振、利用了探头的压迫、伴随心跳等器官体动的压力等针对检查对象的全体外力源,但是以下的说明以由心跳所引起的外力为示例进行说明。另外进一步,在本说明书中,检查对象是指传播剪切波的全体介质,基本上是生物体组织,但是并不特别地进行限定。以下的说明以肝脏组织为示例进行说明。此外,在本说明书中,将与检

查对象的内部应力相关联的指标、即应力、位移、变形、粒子速度、与应力的对应的时间等统称为应力指标。

[0056] 实施例1

[0057] 实施例1是以下结构的超声波诊断装置的实施例：该超声波诊断装置具备：收发部13，其针对检查对象，从收发超声波的探头收发第1、第2、第3超声波；图像生成部16，其通过基于第1超声波信号的接收信号来生成检查对象的图像；速度测量部17，其向根据图像设定出的测量区域发送第2超声波来产生剪切波，并通过第3超声波测量剪切波的传播速度；以及弹性评价部18，其根据传播速度来评价检查对象的弹性，在速度测量部17中，在同一位置进行多次速度测量，在弹性评价部18中，利用速度测量结果的变化来导出检查对象的弹性评价指标。另外，也是以下弹性评价方法的实施例，该弹性评价方法是使用了探头的弹性评价方法，在检查对象的测量区域中产生剪切波，从探头收发超声波，从而在同一位置多次测量测量区域的剪切波的传播速度，并利用所获得的多个速度测量结果的变化来导出检查对象的弹性评价指标。

[0058] 即、本实施例是根据在不同时间相位、不同内部应力的状态下测量出的多个剪切波传播速度，输出检查对象的弹性评价指标的实施例。进一步，本实施例是以下结构的超声波诊断装置的实施例，该超声波诊断装置还具备应力指标测量部20，应力指标测量部20利用基于第1超声波或者第3超声波的发送的接收信号，测量检查对象的伴随外力的变化作为应力指标，并且是利用基于第1超声波或者第3超声波的发送的接收信号，测量检查对象的伴随外力的变化作为应力指标的弹性评价方法的实施例。

[0059] 使用图1的表示超声波诊断装置的一个结构例的框图，对本实施例的超声波诊断装置以及其弹性评价方法进行说明。在图1的超声波诊断装置的结构中，装置主体10是包括速度测量部17和弹性评价部18的、根据RF (Radio Frequency) 数据或者视频数据实施信号处理的全体模块的总称，其中速度测量部17在被检体内的测量区域中收发第2以及第3超声波，并实施剪切波的速度测量，弹性评价部18在不同时间相位多次实施速度测量，并根据其结果导出弹性评价指标。如之后的说明所述，该装置主体10除了收发部13，可以通过使用通常的个人计算机 (PC) 等计算机来构成。

[0060] 首先，针对在本实施例中所利用的图像生成所涉及的结构进行说明。经由探头12所实施的与图像生成有关的超声波收发的方式是一般已知的技术内容，因此省略其细节来进行简单说明。如图1所示，针对设置在作为被检体的检查对象11的体表面的收发超声波的探头12，从超声波的收发部13即生成超声波信号的发送波束形成器 (发送BF) 经由数字模拟 (D/A) 转换器来传输发送脉冲用电信号。输入到探头12的电信号通过在其内部设置的陶瓷元件从电信号转换为声音信号，并向检查对象进行发送。发送由多个陶瓷元件进行，对各元件施加预定的时间延迟，以便聚集在作为被检体的检查对象11内的预定的深度。

[0061] 在检查对象的内部传播的过程中反射的声音信号再次被探头12接收，并发送至收发部13。在收发部13的内部与发送时相反地被转换为电信号，经由模拟数字 (A/D) 转换器，作为接收数据被发送至根据接收到超声波信号生成复数RF数据的接收波束形成器 (接收BF)。在接收BF中，针对由多个元件接收到的信号，进行作为考虑了发送时施加的时间延迟的加法运算处理的整相加法运算，在进行了衰减校正等处理之后生成复数RF数据。复数RF数据被发送至生成表示组织的形态信息的亮度模式图像 (B图像) 的图像生成部16。如以上

说明所述,在图1中将包括发送BF、D/A转换器、A/D转换器、接收BF的涉及超声波信号的收发的一系列模块统称为收发部13,其控制由控制部14实施。控制部14可以使用PC等所内置的中央处理部(CPU)。存储器15利用同样由PC等所内置的存储部,并存储由控制部14所执行的各种程序、所获得的各种数据。

[0062] 从收发部13输出的RF数据成为最终显示在显示部19的图像数据中、沿着超声波的收发方向的特定的1行的要素数据。通过在构成探头12的陶瓷元件的排列方向按顺序切换实施针对检查对象的超声波的收发,取得RF数据作为成为图像数据的构成要素的全部的接收数据,并显示在显示部19中。该显示部19可以利用专用的显示装置、PC等的显示装置,如之后说明所述,也可以用于以数值、图表、图像的方式来显示由弹性评价部18所导出的弹性评价的结果。

[0063] 作为从收发部13取得的接收数据的RF数据,在图像生成部16中实施增益控制、对数压缩、包络线检波、与探头的种类对应的像素插补、坐标变换等一般在已普及的超声波诊断装置中所使用的图像生成处理,并生成表示检查对象的内部的形态信息的B图像。该图像生成部16与上述控制部14相同,可以由PC等的CPU所构成,或者由专用的图像处理用集成电路(IC)所构成。生成的B图像被显示在显示信号的取得条件、图像和数值的显示部19中。

[0064] 本实施例的装置主体10如图1所示,具备:速度测量部17,其在检查对象11中产生剪切波并测量其传播速度;弹性评价部18,其根据测量出的传播速度来评价检查对象11的弹性;以及应力指标测量部20,其测量与检查对象11的内部应力相关联的指标,即应力、位移、变形、粒子速度、与应力的时间等应力指标。这些速度测量部17、弹性评价部18、应力指标测量部20可以通过上面说明的PC的CPU执行程序来实现。

[0065] 接下来,利用图2、图3A表示本实施例的超声波诊断装置中的、从测量区域的设定开始直到弹性评价为止的动作处理的流程图。首先,在工序21中,经由收发部13来收发第1超声波,并在工序22中生成检查对象的B图像。接下来,根据在显示部19中显示出的该B图像,作为用户的操作员选定要实施弹性评价的测量区域31。该测量区域31的位置的选定,可以使用图1所示的PC的输入单元即键盘、鼠标等输入部21来进行。

[0066] 此外,对应于剪切波的传播范围来决定该测量区域31的尺寸。也就是说,关于深度方向,控制部14设为与声辐射压的分布范围相同程度,并大致由作为第2超声波的发送条件的口径、频率等来确定。关于方位方向,同样由控制部14主要根据所产生的剪切波的衰减、即波面振幅以及速度测量的灵敏度来确定。如果提高第2超声波的发送声压,则产生高振幅的剪切波,且传播距离变长。

[0067] 然而,由于会诱发生物体内的温度上升而无法确保安全性,因此从安全性的观点出发限制第2超声波的发送声压、波列长度(波数)。一般地,约10mm左右的传播距离兼顾安全性和测量灵敏度。另外,关于设定测量区域的位置,血管、结节等构造物由于衍射或折射、反射的效应,破坏剪切波的波面,成为影响速度测量的原因,因此如图3A所示,在避开这些构造物的位置设定测量区域31。

[0068] 接着,在图2的工序24、工序25中,由速度测量部17执行剪切波的产生以及速度测量。在速度测量部17中,利用第2、第3超声波使剪切波产生并测量其传播速度。首先,通过第2超声波的发送在检查对象内部激发声辐射压,产生局部的位移。该第2超声波一般利用比用于B图像的生成的超声波信号的波列长度(波数)更长的脉冲串波。在停止第2超声波发送

的同时,在介质中想要将局部位移复原的复原力起作用。伴随该复原力的剪切应力成为起点,在与第2超声波发送方向正交的方向(径向方向)传播剪切波。

[0069] 剪切波在与传播方向正交的方向、即与第2超声波发送方向平行的方向一边使介质振动一边前进。在传播方向上设置多个测量地点,并测量剪切波的到达时间,由此求出各测量地点间的距离以及到达时间的时间差,并计算剪切波的传播速度来作为结果。此外,如图6A所示,在本说明中假设测量地点为2个点,称为第1测量地点以及第2测量地点。利用第3超声波发送来进行到达时间的测量。第3超声波的发送条件中,频率、波数、F值等声音参数,与生成图像数据时的条件几乎相同。当检查对象为腹部时,利用频率为1~5MHz、波数为1~3波、F值为1~2的条件。用于检测剪切波的介质的位移测量,利用对应于第3超声波发送的接收信号(RF数据),通过多普勒法、斑点追踪法等的复数相关运算来执行。

[0070] 具体而言,首先针对第1测量地点连续地收发超声波,并观察介质位移的时间变化。在波面测量区域中,随着波面到达测量地点,介质位移有较大变化,因此根据作为该波面特征量的波面的极值或零交叉点等来计算到达时间。在第2测量地点,也执行与第1测量地点同样的处理,并计算到达第2测量地点的波面到达时间。在上述说明中,假设通过介质位移来进行波面测量,但是如果理解为作为超声波的收发所需的时间的脉冲发送的重复频率(Pulse Repetition Time:PRF)下的介质位移,则也可以认为是介质的粒子速度。此外,在波面测量中,要是可以检测其传播的介质变化则没有特别的限定,在任一个中都可以没问题地执行到达时间的计算。

[0071] 根据测量出的传播速度,在工序26中执行弹性评价。如图3B所示,肝脏接近心脏,在应力轴32的方向接受作为由收缩以及舒张的周期性跳动运动所引起的外力的应力。在该环境中,如果多次执行速度测量,则计算在不同的跳动时间相位(即在不同的应力下)的速度。在本实施例的弹性评价方法中,执行多次速度测量,并考虑在不同的应力下的速度变化来导出弹性评价指标(也就是表示弹性的非线性的高阶弹性常数以及与其相关联的指标)。

[0072] 为了简化说明,使用图4A、4B的示意图来进行说明。如果使用心电图(ECG)来表现跳动运动,则如图4A的ECG波形41所示,重复经过心房的收缩、心室的收缩,直到心室舒张的周期性运动。如果将视点转移到肝脏,在心脏收缩的收缩期外力变小,内部应力下降。另一方面,在心脏变大的舒张期则是相反的现象,即外力变大,内部应力增加。例如在心电图上的3个时间点(t_1 、 t_2 、 t_3)实施了速度测量时,对应的测量速度(V_1 、 V_2 、 V_3)如图4B那样被图表化为将对应于最大收缩期的速度 V_2 设为应力小的状态、将对应于最大舒张期的速度 V_3 设为应力大的状态。图表的纵轴是剪切波速度,横轴是作为内部应力的关联指标的应力指标。此外,在这里,假设在舒张时剪切波速度增加。心电图根据心室以及心房的行为由波形(P、Q、R、S、T、U)来进行区分,通过利用这点,可以测出与执行各速度测量而得的应力状态有关的、相对的大小关系。

[0073] 在图4B的图表的横轴,作为与内部应力相关联的应力指标,设定上述应力、位移、变形、粒子速度、与应力的对应的时间等。该应力指标由应力指标测量部20导出,但是其计算方法可以考虑多个手段。第1手段是如上所述利用心电图波形的3个时间点(t_1 、 t_2 、 t_3)来判断内部应力的相对的大小的方法。即、应力指标测量部20利用来自探头12的第1超声波或者第3超声波的发送所引起的接收信号,测量检查对象11的伴随外力的变化作为应力指标。另外,应力指标测量部20根据检查对象的心电图波形来导出应力指标。

[0074] 接下来,作为本实施例的应力指标测量部20中的应力指标计算的第2手段,使用图5来针对不利用心电图的方法进行说明。在该第2手段中,弹性评价部通过近似直线来评价由速度测量部17所测量的多个传播速度与对应于各传播速度的应力指标的关系,并将其倾斜角度或者速度变化设为弹性评价指标。

[0075] 当在处于周期性跳动下的肝脏中,不连续地多次实施了剪切波的速度测量时,如图5的上半部分所示,可以获得周期性变动的速度测量结果。其最大速度($V_{\max}$)和最小速度($V_{\min}$)可视为对应于基于跳动的内部应力的最大和最小的速度。因此,例如通过预先测量被检体的跳动周期,如图5的下半部分所示,构成应力指标与速度变化的关系图表的波形51。跳动周期与速度测量结果的周期应该是一致的,并可以同时执行速度测量与跳动周期的测量。

[0076] 作为应力指标测量部20中的应力指标计算的第3手段,对于直接评价内部应力来测量测量区域的位移的例子进行说明。位移测量的方法利用复数相关运算、斑点追踪等测量介质的移动量的一般方法。当利用RF数据等1维信号时,所测量的位移成为与实际位移有关的、向着超声波的收发方向的投影成分。当利用B图像等2维信号时,可以测量沿着作为应力方向的应力轴的位移,因此与利用1维信号时相比,可以进行高灵敏度的位移测量。

[0077] 关于本实施例的超声波诊断装置中的超声波收发,大致分为以构成B图像为目的的收发和以剪切波的速度测量为目的的收发。在观察由具有几秒的周期性的跳动所引起的位移时,需要包含速度测量的时间带,并尽量连续地执行。但是,在速度测量的阶段,除了由跳动引起的位移,还叠加伴随剪切波的传播的位移,因此加入一定的限制。首先,由于用于激发声辐射压的、第2超声波的照射时间带利用脉冲串波,因此无法执行位移测量而被避免。

[0078] 如图6A、图6B所示,关于测量剪切波的传播的第3超声波的照射时间带,可以进行位移测量。声辐射压,在深度方向的有限范围内具有辐射压分布63,因此剪切波的波面传播范围64也限定于该范围。根据B图像所设定的图3A的测量区域31大致通过该传播范围而设定。因此,在从波面测量区域61的前后的探头12观察的浅部与深部的区域中,不受剪切波的影响,因此可以设定为由跳动所引起的位移测量区域62。作为使剪切波产生的第2超声波的脉冲串波,一般是从0.1毫秒到1毫秒的范围,与跳动周期相比是极短的时间。也就是说如果根据上述的方法,则从B图像的生成阶段开始直到速度测量的阶段,可以实现尽量持续的位移测量。另外,示出了当应力指标测量部20利用基于第3超声波的发送的接收信号,测量检查对象的伴随外力的变化作为应力指标时,优选根据来自从第3超声波所传播的区域中去除剪切波所传播的区域的区域的接收信号进行测量。

[0079] 图6B表示本实施例的装置中的超声波收发的流程与对应于其的速度测量和位移测量的处理的流程之间的关联。如图6B的上半部分的收发的流程所示,连续地执行第1、第2、第3超声波发送或者接收,且作为速度测量的时间带的第1次、第2次的测量对应于第3超声波收发的时间带。重要的观点是位移测量的对应时间带。如该图的下半部分所示,与第3超声波收发的时间带、也就是速度测量并行地设定组织位移测量的时间带65、66,来执行位移测量。

[0080] 另外,如虚线框的时间带67所示,B图像生成阶段的第1超声波收发的时间带也可以应用于组织位移测量。组织位移测量的目的是剪切波进行传播的时间点的介质的状态评

价,因此该时间带的位移测量在实施本实施例的弹性评价方法方面不是必须的处理。但是,由该时间带的位移测量所获得的介质的全体的背景信息,在更高精度地实施传播速度与组织位移的关联方面是重要的。

[0081] 根据通过以上说明的结构所获得的应力指标和剪切波速度的关系图表,由弹性评价部18导出弹性评价指标。图7示出表示应力指标与剪切波速度之间的关系的近似直线71。如该图所示,作为弹性评价指标,列举了速度变化 ΔV 、近似直线71的倾斜角 θ 。如果由于纤维化等肝脏疾病的加重导致肝组织硬化加剧,伴随跳动的内部应力下降或者位移下降,因此虽然速度的绝对值增加,但是其速度变化下降。同时倾斜角 θ 也锐角化。因此,例如通过在治疗前后比较如上述那样的弹性评价指标,则可以提供帮助治疗的效果判定的信息。换言之,示出了优选弹性评价部18通过近似直线来评价由速度测量部17所测量的多个传播速度与对应于各传播速度的应力指标的关系,并将其倾斜角度或者速度变化设为弹性评价指标。

[0082] 在现有技术中,作为弹性评价指标,一直直接使用剪切波的传播速度。在这种情况下,根据内部应力的大小传播速度会发生变化,即针对向图7的箭头A的方向的变化,传播速度向纵轴方向发生变化,实际上即使是弹性模量均匀的检查对象,在速度分布中也会出现差异。图8A是表示在以往的技术中的、作为对于肝脏的外力的内部应力的影响的图。进一步,在内部应力进行周期性或者非周期性的变化时,速度分布根据测量的时间相位而变化,精度和再现性都下降。

[0083] 另一方面,根据本实施例的方法,将由内部应力的的大小所引起的速度变化或者倾斜角设为弹性评价指标。根据速度变化,可以减轻对于测量的时间相位的影响,但是无法避免由基于部位的内部应力的的大小所导致的影响。当实施弹性评价的肝脏范围小时,基于部位的内部应力的差异小,因此速度变化的利用也是有效的。另一方面,关于倾斜角,相对于内部应力的变化保持恒定值,即相对于图7的外力的向箭头方向的变化,倾斜角的角度 θ 是不变的,因此如图8B所示,当倾斜角分布被构成为2维图像时,不依赖于内部应力而成为均匀的分佈图像。即,根据本实施例的弹性评价方法,可以实现较高精度和再现性的诊断信息的提供。

[0084] 伴随治疗经过的弹性评价指标的变化在临床上也很重要。因此,获取治疗前后的弹性评价指标分布的比率,根据其数值的大小改变了配色的显示方式(图8C)也是有效的。在这种情况下,如果是图7的倾斜角或者速度变化 ΔV 等治疗前后的弹性评价指标的比率(相对比较)的话,则具有同样的临床效果。

[0085] 在以上说明的实施例1的超声波诊断装置以及弹性评价方法中,成为不考虑作为内部应力的方向的图3B的应力轴32的结构。实际上,关于伴随内部应力的速度变化,其增减(加速或者减速)或量的内容依赖于相对于应力轴的波面传播的方向以及波面振动的方向。因此,本实施例是与不需要应力轴的确定的简易的弹性评价指标的导出方法有关的内容。然而,由于是将对应于内部应力的相对的速度变化作为弹性评价指标进行应用的技术,因此例如在进行治疗前后的比较等情况下,优选尽量统一探头的设置位置、测量区域与心脏的位置关系,并减少应力轴的影响。

[0086] 在以上的实施例1的说明中,将检查对象设为肝脏记载了说明,但是只要是生物体内组织,并没有特别地设置限定。关于外力源,除了心脏的跳动以外,只要是来自体表部分

的机械性振动、血管内压、消化道的蠕动运动或者腹腔的内压等、作为外力作用于检查对象的因素,也并没有特别地设置限定。

[0087] 另外,所使用的探头12只要是可以收发超声波的设备,就可以执行本实施例,关于直线型、凸面型、扇型等探头的种类,并没有设置特别的限定。例如通过利用具有2维阵列的探头,在空间上的任意的方向都可以进行剪切波的速度测量。进一步,关于使剪切波产生的方法,在本实施例中将利用第2超声波的声辐射压的方法作为一个例子进行了表示,但是只要是利用了振动器等设备的方法等对检查对象产生剪切应力的方式,并没有特别地设置限定。

[0088] 另外,关于显示方式,图8A、图8B、图8C中示例了2维图像的方式,但是作为本实施例的显示方式,也包括在检查对象的特定区域中执行弹性评价指标的测量,并作为数值信息进行显示的方式。

[0089] 以上,根据详细描述的实施例1,实现具备了根据肝脏等的内部应力与速度的关联导出与检查对象的弹性有关的评价指标,并具有高精度和高再现性的弹性评价功能的超声波诊断装置。

[0090] 实施例2

[0091] 实施例2是扩展实施例1的内容,具备使剪切波在相互没有改变的多个方向上传播,根据各方向的速度变化导出弹性评价指标的功能的超声波诊断装置的实施例。即为以下结构的实施例:本实施例的装置还具备控制超声波的发送方向的发送方向控制部91,发送方向控制部91确定互不平行的多个方向,向该多个方向发送第2超声波,并且速度测量部17测量对应于多个方向的发送的剪切波的传播速度。而且是以下结构的实施例:弹性评价部18通过近似直线来评价由速度测量部17测量的多个传播速度与对应于各传播速度的应力指标的关系,并将各传播方向所涉及的近似直线的交点的速度数值作为弹性评价指标进行输出。在这里,作为多个方向以2个方向为示例进行说明,但是并不限定于此。

[0092] 此外,在本实施例中,使用多个方向的剪切波的速度变化,导出排除了内部应力的影响的弹性评价指标。如上所述,剪切波的声学特性,以应力轴为中心根据传播方向、振动方向而变化。并且,例如已知传播速度的变化相对于应力、变形,近似线性地变化。利用该特性,关于在不互相平行的2个方向进行传播的剪切波,对速度和应力指标的近似直线进行计算,并计算其交点。该交点意味着声学特性的一致,并意味着在现实中无法再现的无应力状态的速度,因此可以设为针对外力的普遍的弹性评价指标。

[0093] 以下,按照附图,进行与实施例2有关的详细说明。图9表示实施例2所涉及的超声波诊断装置的结构例。在该图中,除了发送方向控制部91,生成用于测量区域的设定的B图像的图像生成部16以及对检查对象激发声辐射压并测量剪切波的传播速度的速度测量部17的处理内容与实施例1相同,省略详细说明。此外,也可以通过实施例1所说明的PC等所内置的CPU的执行程序来实现速度方向控制部31。

[0094] 关于本实施例的装置的动作处理内容,按照图10所示的流程图来进行说明。开头部分的B图像生成(工序101)、基于所生成的B图像的测量区域的设定(工序102)与实施例1相同。

[0095] 接着,确定用于激发声辐射压的第2超声波的发送方向(工序103)。如果将第1方向与第2方向形成的角度作为 θ ,则首先需要根据对应于内部应力的声音的特性,满足 $0^\circ < \theta$

$\leq 90^\circ$ 的条件。这是根据以下对称性所规定的条件：如图11的上半部分所示，在2维空间中，相对于应力轴以及正交轴的速度向量的线对称性 ($V=V_a=V_b=V_c$)，或者如下半部分所示，在3维空间中，相对于应力轴的旋转对称性以及相对于正交面的面对称性。例如，如果 $\theta=0^\circ$ 度，则关于第1以及第2方向的剪切波，对应于内部应力的速度变化相同。在将第1方向设为 0° 度，第2方向设为 $\theta=100^\circ$ 度时，向第2方向传播的剪切波的声学特性与 $\theta=80^\circ$ 度时的相同。另外，为了将向2方向传播的剪切波的声学特性的差异设为最大，尽量将 θ 设为接近 90° 是有效的。

[0096] 接下来，应该考虑的条件是通过探头12可发送的角度（转向范围）。将转向范围规定为基本上不产生旁瓣的影响的范围。也就是说，如果转向范围是 90° 以上，则第1方向以及第2方向被确定为 $\theta=90^\circ$ 。另一方面，如果转向范围不到 90° ，则从尽量大地设定 θ 的观点出发，第1方向以及第2方向被确定为转向范围的两端。

[0097] 接下来，在工序104中，通过对于第1方向的第2超声波的发送，产生剪切波，接着通过第3超声波收发来测量剪切波速度 V_1 。接下来，在工序105中，通过对于第2方向的第2超声波的发送，产生剪切波，接着通过第3超声波收发来测量剪切波速度 V_2 。

[0098] 图12是基于工序104以及工序105的处理的第1方向、第2方向以及 V_1 和 V_2 的剪切波的波面的一个例子。在这种情况下，多次交替地实施 V_1 以及 V_2 的测量。

[0099] 如图13所示，作为测量向2个方向传播的剪切波的方法，还考虑向第1方向以及第2方向同时地发送第1超声波的方法。在这种情况下，成为向第1、第2方向传播的剪切波共存的状态，但是通过提取向特定的方向传播的波面的滤波处理，可以进行分离。根据该方式，可以期待测量时间的大幅缩短。

[0100] 根据通过以上的方​​法所测量出的、剪切波速度 V_1 以及 V_2 ，执行弹性评价（工序106）。关于速度测量的结果，图14表示对通过实施例1中所记载的方法所算出的应力指标绘制而得的结果。关于对应于第1方向的发送的速度 V_1 以及对应于第2方向的发送的 V_2 ，拟合线性的近似直线1401、1402，计算其交点1403。交点1403的应力指标表示无应力状态（例如，应力或者变形为零的状态），传播速度 V_0 是可以表现无应力速度的、避免了内部应力的影响的剪切波速度的数值。该传播速度 V_0 由工序107进行输出，并显示在显示部19中。然后，设置测量区域为肝脏全体，并按顺序执行速度测量，由此构成图15所示的速度 V_0 的分布图像。这是与图8A所示的以往的速度分布图像不同的、作为避免了内部应力的影响的弹性评价指标的速度分布图像。

[0101] 关于应力指标的计算，可以通过实施例1中记载的方法实现，但是还可以追加考虑本实施例的利用向2个方向的发送的方式。图16对第1方向和第2方向、以及可获得最大位移的应力轴1601进行了图示。通过向第1方向以及第2方向进行的超声波收发，测量沿着各方向的、伴随外力的位移的成分向量。通过测量出的成分向量的求和运算，测量沿着应力轴1601的位移向量。

[0102] 在本实施例中，关于产生剪切波的2个方向，不考虑与应力轴的位置关系。如图11所示，速度向量相对于应力轴具有点对称性。也就是说，以夹着应力轴的形态，第1方向以及第2方向被设定为等角时，在速度 V_1 以及速度 V_2 的声学特性中未出现差异，没有实现无应力状态的速度计算。在本实施例的实现中，当发生了像这样的状况时，通过改变角度再次测量，实现弹性评价指标的导出。

[0103] 以上,根据详细描述的实施例2,可以进行避免了内部应力的影响的无应力状态下的剪切波速度的推定,通过将其作为弹性评价指标进行数值显示或者图像显示,提供具备了具有高精度并且高再现性的弹性评价功能的超声波诊断装置。

[0104] 实施例3

[0105] 实施例3是关于实施例2所示的基于2个方向发送的弹性评价指标的导出方法,将用于产生剪切波的第2超声波的发送方向进行优化,具备高精度和高灵敏度的弹性评价功能的超声波诊断装置的实施例。即、本实施例的装置还具备应力轴确定部171,在应力轴确定部171中,利用第1或者第3超声波,对由外力所引起的应力指标的变化为最大的应力轴进行确定,应力指标测量部20具有在该应力轴上测量应力指标的结构。还具备使用该应力轴和探头12的可发送范围来优化由发送方向控制部91所确定的第2超声波的发送方向的结构。

[0106] 如图11所示,在接受内部应力的检查对象中,剪切波的速度向量相对于应力轴具有点对称性。也就是说,通过预先确定应力轴,可以在算出无应力速度 V_0 时确定最佳的方向。

[0107] 图17表示本实施例的超声波诊断装置的结构例。是对图9所示的实施例2的装置结构增加了应力轴确定部171的结构。基于第1、第2、第3超声波发送的B图像生成、剪切波的产生、传播速度的测量的处理内容与到此为止所说明的实施例1乃至实施例2相同。因此,本实施例的说明将重点放在从应力轴确定部171中的应力轴的确定直到利用了该应力轴的发送方向控制部91中的发送方向的确定为止的处理。此外,该应力轴确定部171也可以通过PC等所内置的CPU执行程序来实现。

[0108] 首先,关于应力轴确定部171中的应力轴的确定,关于构成以B图像为基础的检查对象的位移向量地图的方法,以斑点追踪为代表,已经提出了各种各样的方式,通过任一个方式都可以实现应力轴的确定。例如设心跳下的组织为对象时,在整个跳动周期测量所设定的测量区域内的位移向量地图。根据其测量结果,例如可以计算产生最大位移向量的方向或者位移向量的平均方向,并确定为应力轴。

[0109] 作为其他简易的方法,图16所示的基于向不平行的第1、第2两个方向进行的超声波收发的方式也是实用的。将各方向的成分向量(位移向量的投影成分)的合成向量作为位移向量,使用与上述同样的方法来确定应力轴1601。在该方式中,如实施例1的图6B所说明的那样,可以兼作剪切波的速度测量,从应力轴的持续监测的观点来看是高效的。接着,如图18-图20所示,考虑确定出的应力轴和与其正交的正交轴以及探头12的转向范围,并确定最适合无应力速度的算出的第2超声波的发送方向。即、使用应力轴和探头的可发送范围来优化该第2超声波的发送方向。

[0110] 图18所示的第1事例是应力轴或者正交轴的某一个被包含在探头12的转向范围中的情况。首先,沿着包含在转向范围中的应力轴或者正交轴设定第1方向。接着,以该第1方向为起点,在转向范围的两端中的远侧设定第2方向。

[0111] 图19所示的第2事例是应力轴以及正交轴双方被包含在探头12的转向范围中的情况。在这种情况下,沿着应力轴以及正交轴设定第1方向以及第2方向。

[0112] 图20所示的第3事例是应力轴以及正交轴都在探头12的转向范围外的情况。在这种情况下,在转向范围的两端设定第1方向以及第2方向。

[0113] 最后,图21表示与第1、第2、第3超声波有关的收发的流程以及表示应力轴的确定、例如位移等应力指标的测量、剪切波的速度测量的对应关系的时序图的一个例子。如图6B所说明的那样,如图21所示,在由第2超声波、即声辐射压的激发所引起的剪切波产生的发送时间带以外,始终可以执行应力指标的测量。

[0114] 根据本实施例,通过确定第2超声波的最佳的发送方向,对应于第1方向的速度 V_1 以及对应于第2方向的速度 V_2 的、与应力指标的变化对应的变化的差异最大化,并提高算出无应力速度 V_0 的精度。进一步,应力轴的确定对于应力指标的高灵敏度测量也是有用的,通过使位移测量的区域尽量接近应力轴,可以将最大位移设为对象。

[0115] 以上,根据详细描述的实施例3,可以对避免了内部应力的影响的、无应力状态下的剪切波速度进行高精度并且高灵敏度地推定,通过将其作为弹性评价指标进行数值显示或者图像显示,提供了具备了具有高精度和高再现性的弹性评价功能的超声波诊断装置、弹性评价方法。

[0116] 实施例4

[0117] 实施例4关于上述各实施例所示的弹性评价指标的导出方法,是具备了通过频率分析能够评价粘弹性的弹性评价功能的超声波诊断装置的实施例。本实施例的装置还具备频率分析部221,频率分析部221具有对所测量的剪切波的波形进行频率分析并输出具有频率依赖性的指标的结构。弹性评价部18还具有以下结构:根据来自速度测量部17、应力指标测量部20以及频率分析部221的输出,由传播速度、应力指标以及具有频率依赖性的指标,导出不受应力指标的影响的、传播速度与频率之间的关联来作为无应力相位速度,根据该无应力相位速度的频率依赖性,导出检查对象的粘弹性所涉及的弹性评价指标并进行输出。

[0118] 图22表示本实施例的超声波诊断装置的一个结构例。如该图所明示的那样,成为在图17所示的实施例3的装置结构中,新追加了频率分析部221的结构。与基于第1、第2、第3超声波发送的B图像生成、剪切波的产生、传播速度的测量、应力轴的确定有关的处理内容与到此为止所说明的实施例1、实施例2或实施例3相同。因此,本实施例的说明将重点放在测量出的传播速度与频率的关联的分析、以及基于其结果的、基于检查对象的粘弹性所涉及的弹性评价指标的导出的弹性评价方法的处理内容。此外,通过上述实施例中的PC等的CPU中的程序处理也可以实现该频率分析部221。

[0119] 图23表示本实施例的装置的动作流程图的一个例子。首先,通过第1超声波生成B图像(工序231),根据所述B图像设定产生剪切波的测量区域(工序232),在所述测量区域中,根据所述B图像(也就是第1超声波收发信号)确定应力轴(工序233),根据所述应力轴和探头12的转向范围确定发送第2超声波的第1方向以及第2方向(工序234),多次执行与第1方向有关的剪切波的速度(V_1)的测量(工序235),接着多次执行与第2方向有关的剪切波的速度(V_2)的测量(工序236)。

[0120] 然后,在本实施例中,在频率分析部221中,针对该测量结果(V_1 以及 V_2)执行频率分析(工序237),根据频率分析的结果执行弹性评价(工序238),并输出至显示部19(工序239)。

[0121] 根据第3超声波的收发信号执行频率分析部221中的频率分析。为了对频率分析进行高精度化,理想的是将在剪切波的传播方向上所设置的测量地点以短间隔设定多个。通

过检查对象中传播的剪切波的频率分析,计算根据相位速度、频率依赖衰减等的波形分析所求出的数值来作为具有传播速度的频率依赖性的指标。一般地,相位速度是在评价检查对象的粘性方面有效的信息,越是粘性高的介质,在高频带中速度变化越显著。同样地,关于衰减也是越高频带衰减越显著,因此与频率依赖衰减有关的数值也是有效的信息。

[0122] 在图24的上半部分,对某应力状态(应力指标: σ_1)下的、对应于第1方向、第2方向的速度 V_1 、 V_2 的相位速度与频率的关系图表进行了示例。该关系图表是由频率分析部221中的频率分析的结果所获得的信息。考虑其而使应力指标变化,并在多个应力指标的状态下测量 V_1 以及 V_2 ,对其结果进行频率分析,由此如图24的下半部分所示例的那样,构成对剪切波速度、应力指标增加了频率轴的3维图表。根据该图的下半部分所示例的图表可知,第1方向的速度(V_1)以及第2方向的速度(V_2)被分别绘制为面,其交线被计算为无应力状态 V_0 的相位速度 $V_0(\omega)$ (f 作为频率, $\omega = 2\pi f$)。

[0123] 以上,以无应力状态 V_0 的相位速度 $V_0(\omega)$ 为例进行了说明,但是在本实施例的弹性评价部18中,作为获得了速度测量部17、应力指标测量部20、频率分析部221等的输出即传播速度和应力指标以及具有频率依赖性的指标(相位速度、频率依赖衰减等根据波形分析所求出的数值)的信息,列举有无应力状态的群速度、相位速度、复弹性模量(储存弹性模量以及损耗弹性模量)、频率依赖衰减。这些全部是与检查对象的弹性相关的弹性评价指标,并且作为各指标的数值、图表、2维地图而显示在显示部19中,作为帮助检查对象的定性诊断的诊断信息是有效的。

[0124] 图25示意性地表示在本实施例的装置的显示部中所显示的各弹性评价指标的2维地图。图25的(a)表示肝脏的B图像,图25的(b)表示速度地图(群速度、相位速度、无应力速度等表示剪切波的传播速度的数值),图25的(c)表示储存弹性模量地图(复弹性模量的实数部分),图25的(d)表示损耗弹性模量地图(复弹性模量的虚数部分),图25的(e)表示衰减率(频率依赖衰减等)。如此,由弹性评价部18所导出的弹性评价的各种结果以数值、图表、图像的形态输出显示在显示部19中。此外,不言而喻,像这样的显示部19中的弹性评价的各种结果的2维地图不止可以显示在本实施例中,也可以显示在其他的实施例中。即、显示部19被用于将由各实施例的弹性评价部所导出的弹性评价指标显示为数值、图表或者图像。

[0125] 根据实施例4,计算避免了内部应力的影响的、无应力状态下的剪切波的相位速度,并将基于频率分析的与粘弹性有关的弹性评价结果显示为数值、图表、2维地图的任一种或者组合显示,由此实现具备了具有高精度和高再现性的弹性评价功能的超声波诊断装置的提供。

[0126] 通过以上详细描述的本发明,根据由检查对象的内部应力的差异所引起的速度变化,导出弹性评价指标,由此可以减轻由部位、时间相位所引起的测量误差,并实现高精度和再现性较高的弹性评价,期待基于超声波的准确的定性诊断。

[0127] 特别是在慢性发展的疾病的情况下,在治疗介入的判断、判定治疗效果方面,需要进行与组织弹性有关的中长期的观察,本发明中的精度和再现性在临床上是有用的效果。

[0128] 另外,在假设肿瘤的情况下,在治疗前的状态下,肿瘤内部以及周围部分由于肿瘤肥大的影响导致内部压力变高的情况较多,根据本发明,通过评价肿瘤内部或者周围部分与正常区域之间的内压的差别,可以期待肿瘤的定性评价。另外,在治疗前后,通过同样对肿瘤内压的变化进行定量地评价,可以期待准确的治疗效果判定。

[0129] 以上,对本发明的各种实施方式进行了说明,但是本发明并不限于上述的实施方式,包括各种各样的变形例。例如,上述的实施方式是为了便于理解本发明而进行的详细说明,并不限于必须具备说明的全部结构。另外,可以将某实施方式的结构的一部分置换为其他实施方式的结构,另外,可以在某实施方式的结构中添加其他实施方式的结构。例如,可以利用合并具有图1的结构和图2的结构的信号处理部。另外,针对各实施方式的结构的一部分,可以进行其他结构的添加、删除、置换。

[0130] 进一步,上述的各结构、功能、处理部等,以使用执行实现它们的一部分或全部的程序的PC等的CPU的例子为中心进行了说明,但是不言而喻,例如也可以将它们的一部分或全部例如通过设计专门的功能的IC等来由专用硬件实现。

[0131] 在以上详细描述的各种的实施例中,不仅公开了请求专利保护的范围内所记载的发明,还公开了各种各样的发明。以下列出它们的一部分。

[0132] <列举1>

[0133] 一种弹性评价方法,其特征在于,

[0134] 针对检查对象,从收发超声波的探头对第1、第2、第3超声波进行收发,

[0135] 通过基于所述第1超声波信号的接收信号来生成所述检查对象的图像,

[0136] 在根据所述图像设定的测量区域中发送所述第2超声波来产生剪切波,并在同一位置多次测量通过所述第3超声波来测量所述剪切波的传播速度的速度测量,

[0137] 利用所获得的多个传播速度测量结果的变化来导出所述检查对象的弹性评价指标。

[0138] <列举2>

[0139] 根据列举1所述的弹性评价方法,其特征在于,

[0140] 利用基于所述第1超声波或者所述第3超声波的发送的接收信号,将所述检查对象的伴随外力的变化作为应力指标进行测量。

[0141] <列举3>

[0142] 根据列举2所述的弹性评价方法,其特征在于,

[0143] 基于所述第3超声波的应力指标的测量,在所述第3超声波传播的区域,并在所述剪切波传播的区域以外的区域中执行。

[0144] <列举4>

[0145] 根据列举3所述的弹性评价方法,其特征在于,

[0146] 通过近似直线来评价所测量的多个所述传播速度与对应于各传播速度的所述应力指标的关系,并将其倾斜角度或者速度变化设为所述弹性评价指标。

[0147] <列举5>

[0148] 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

[0149] 弹性评价部,其在检查对象的测量区域产生剪切波,并根据通过超声波测量所述剪切波的传播速度的速度测量部所测量出的所述传播速度来评价所述检查对象的弹性;以及

[0150] 应力指标测量部,其利用基于所述超声波的发送的接收信号,将所述检查对象的伴随外力的变化作为应力指标进行测量,

[0151] 在所述速度测量部中,在同一位置进行多次的速度测量,在所述弹性评价部中,利

用多个速度测量结果的变化和所述应力指标,导出所述检查对象的弹性评价指标。

[0152] 符号说明

[0153] 10…装置主体,11…检查对象,12…探头,13…收发部,14…控制部,15…存储器,16…图像生成部,17…速度测量部,18…弹性评价部,19…显示部,20…应力指标测量部,21…输入部,31…测量区域,32…应力轴,41…ECG波形,51…跳动周期与速度变化的波形,61…波面测量区域,62…位移测量区域,63…辐射压分布,64…波面传播范围,65、66、67…时间带,71、1401、1402…近似直线,91…发送方向控制部,171…应力轴确定部,221…频率分析部,1601…应力轴。

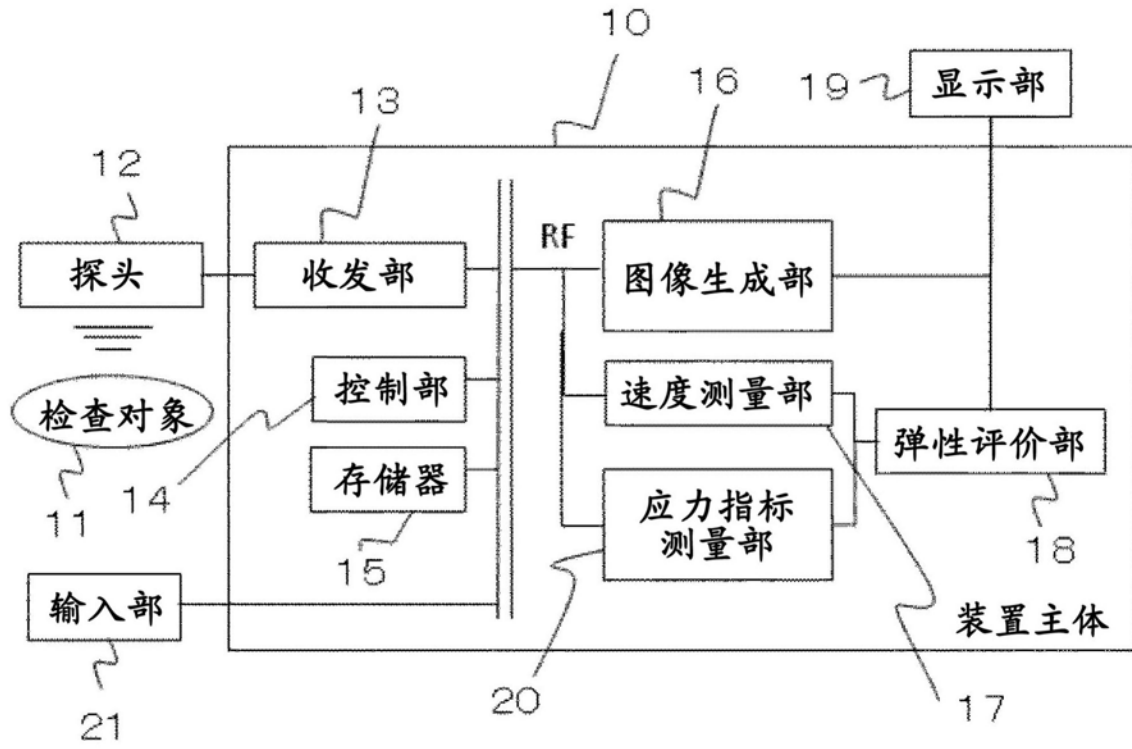


图1

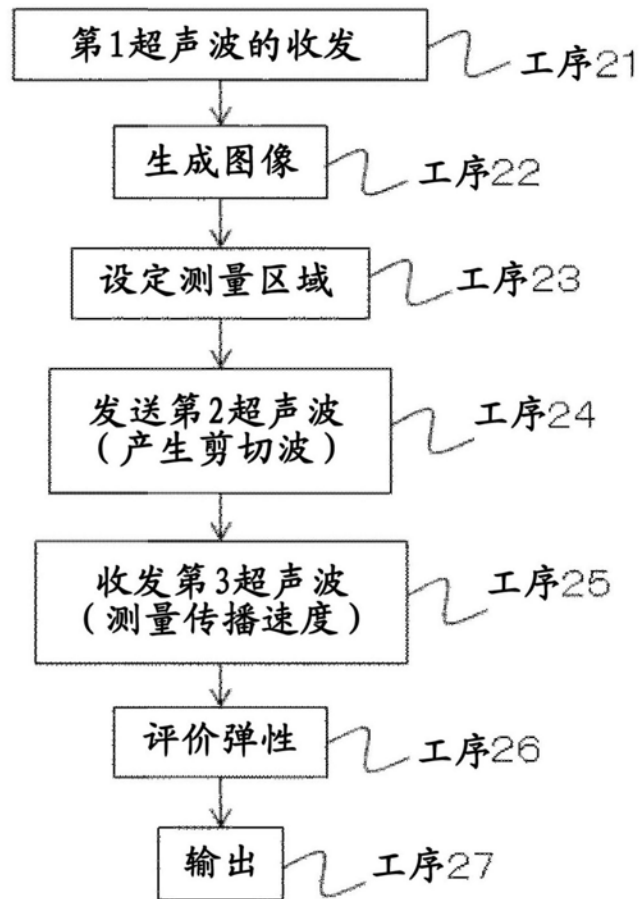


图2

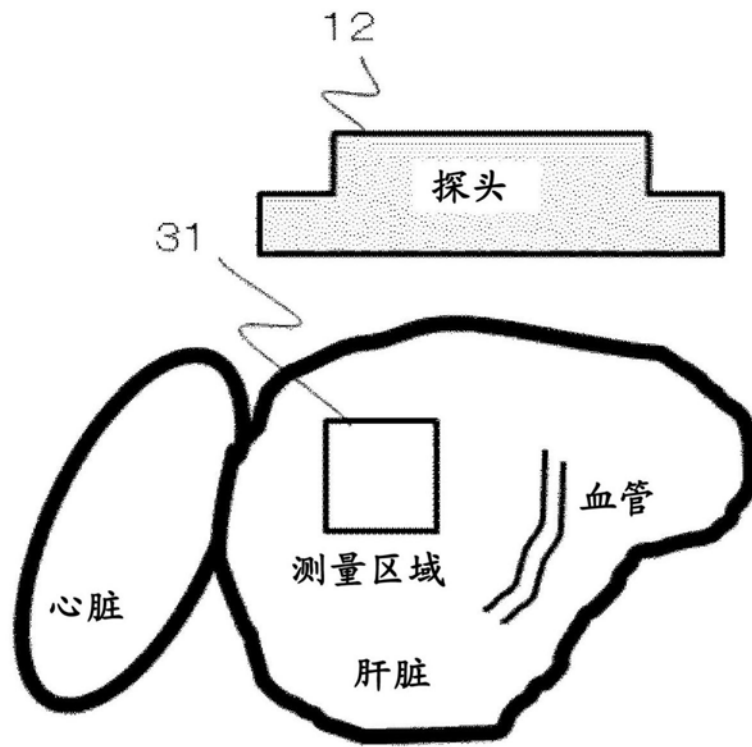


图3A

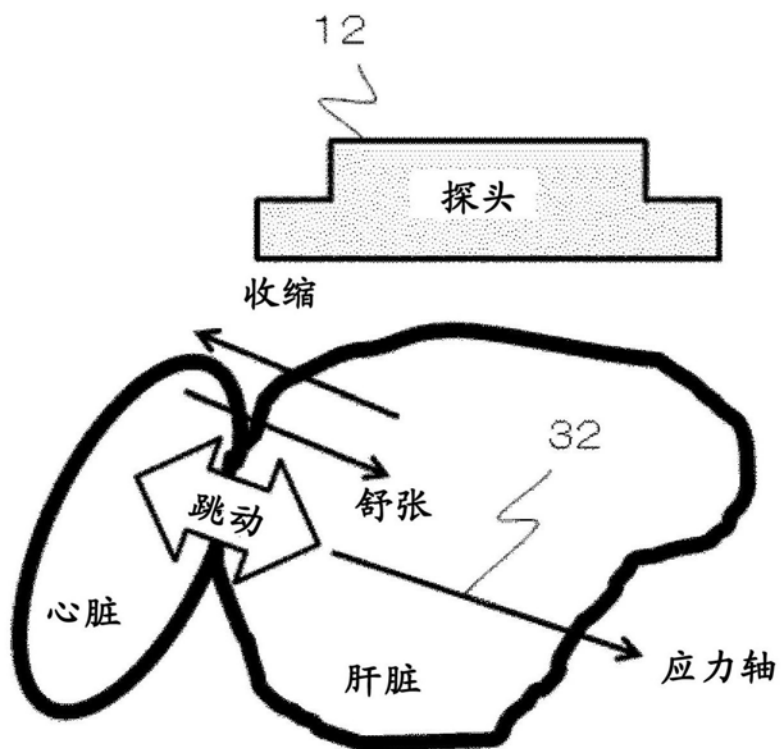


图3B

心电图上 (ECG) 与速度测量的时间点的一个例子

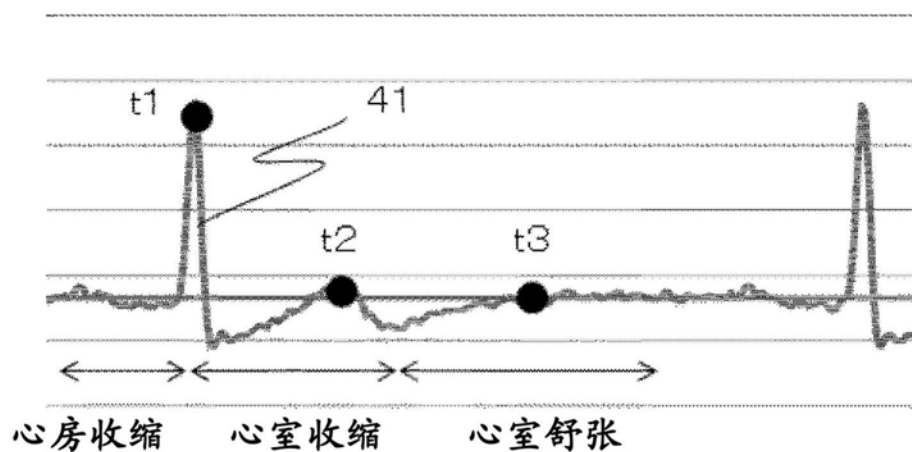


图4A

将舒张方向设为 + 的情况

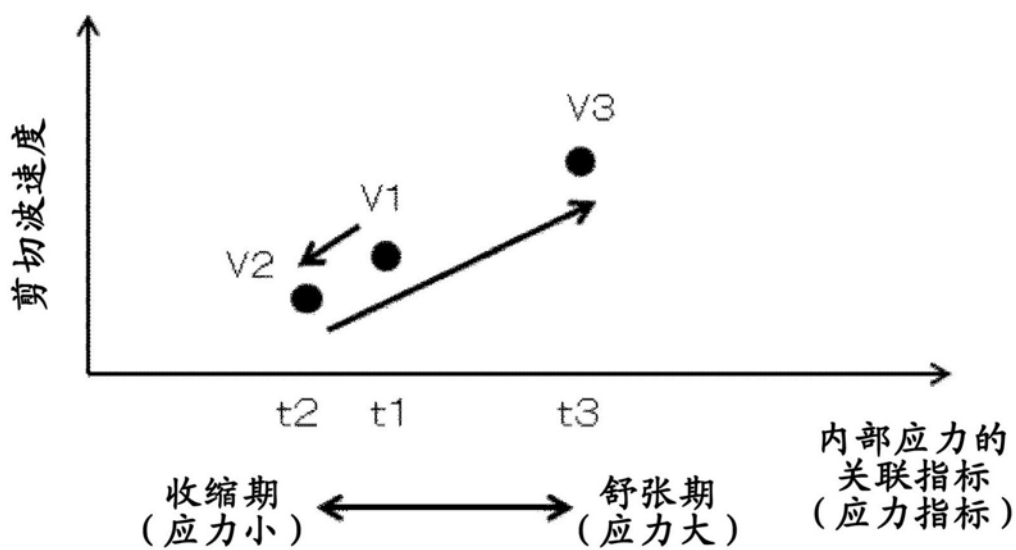


图4B

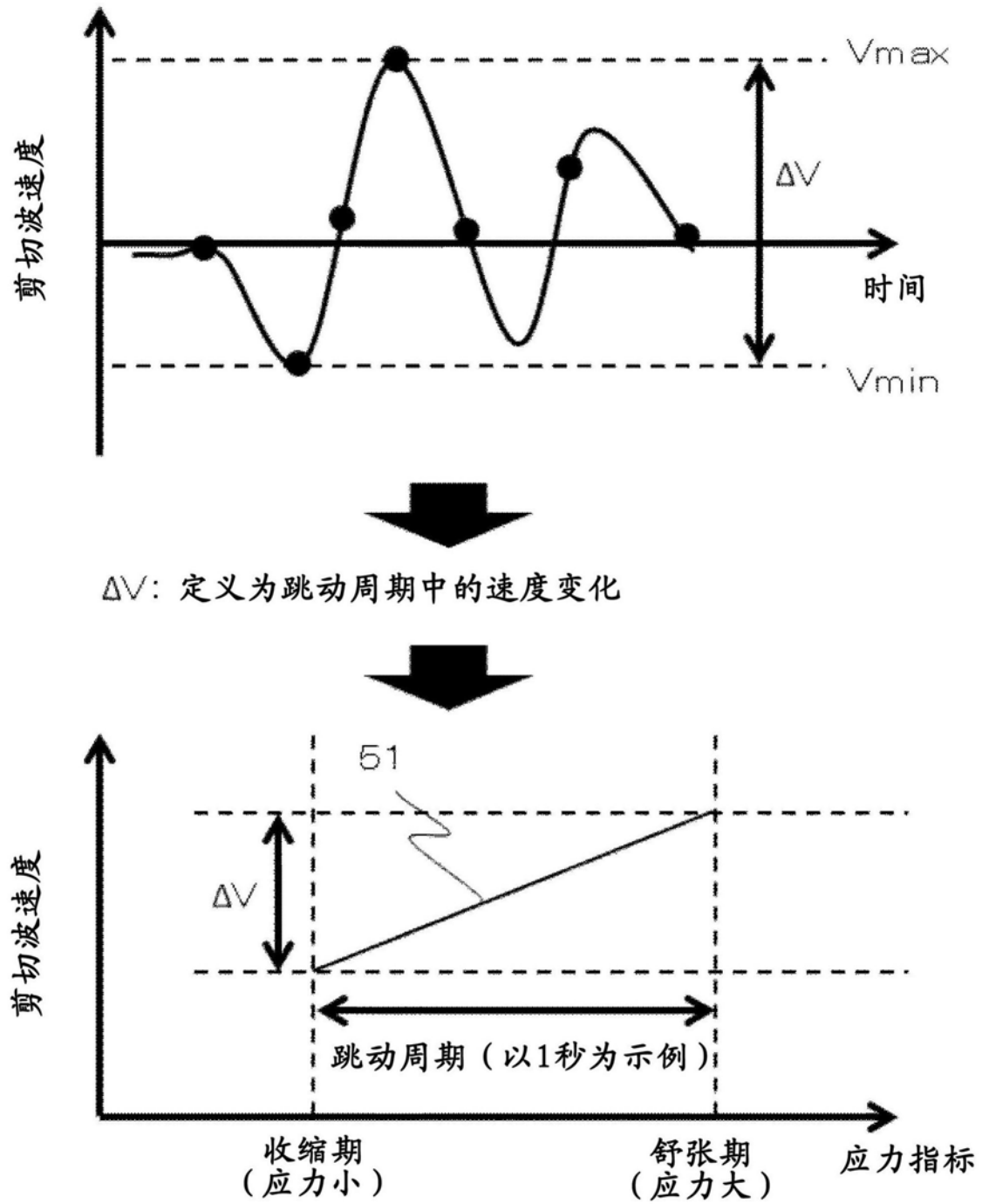


图5

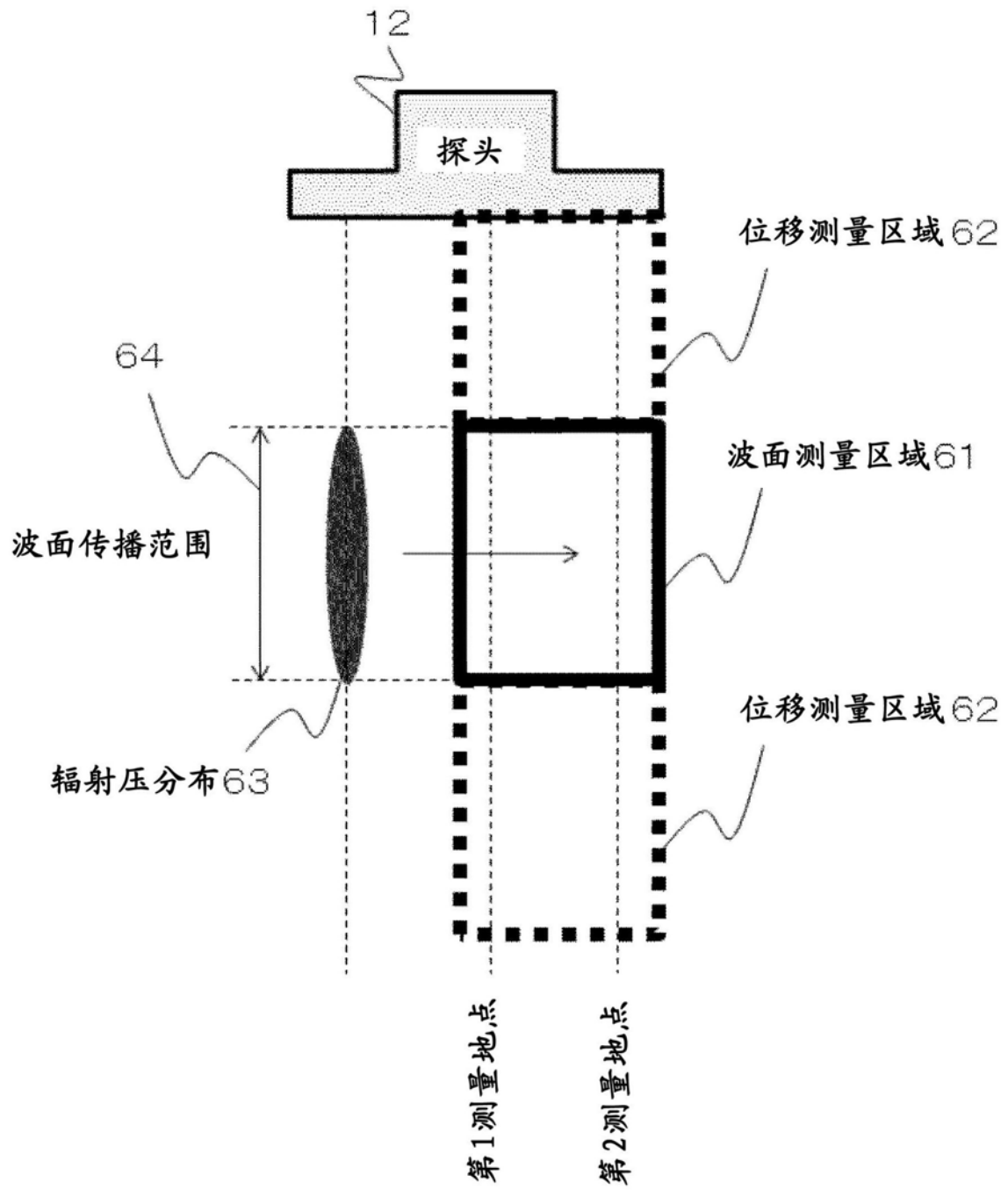


图6A

<收发流程>

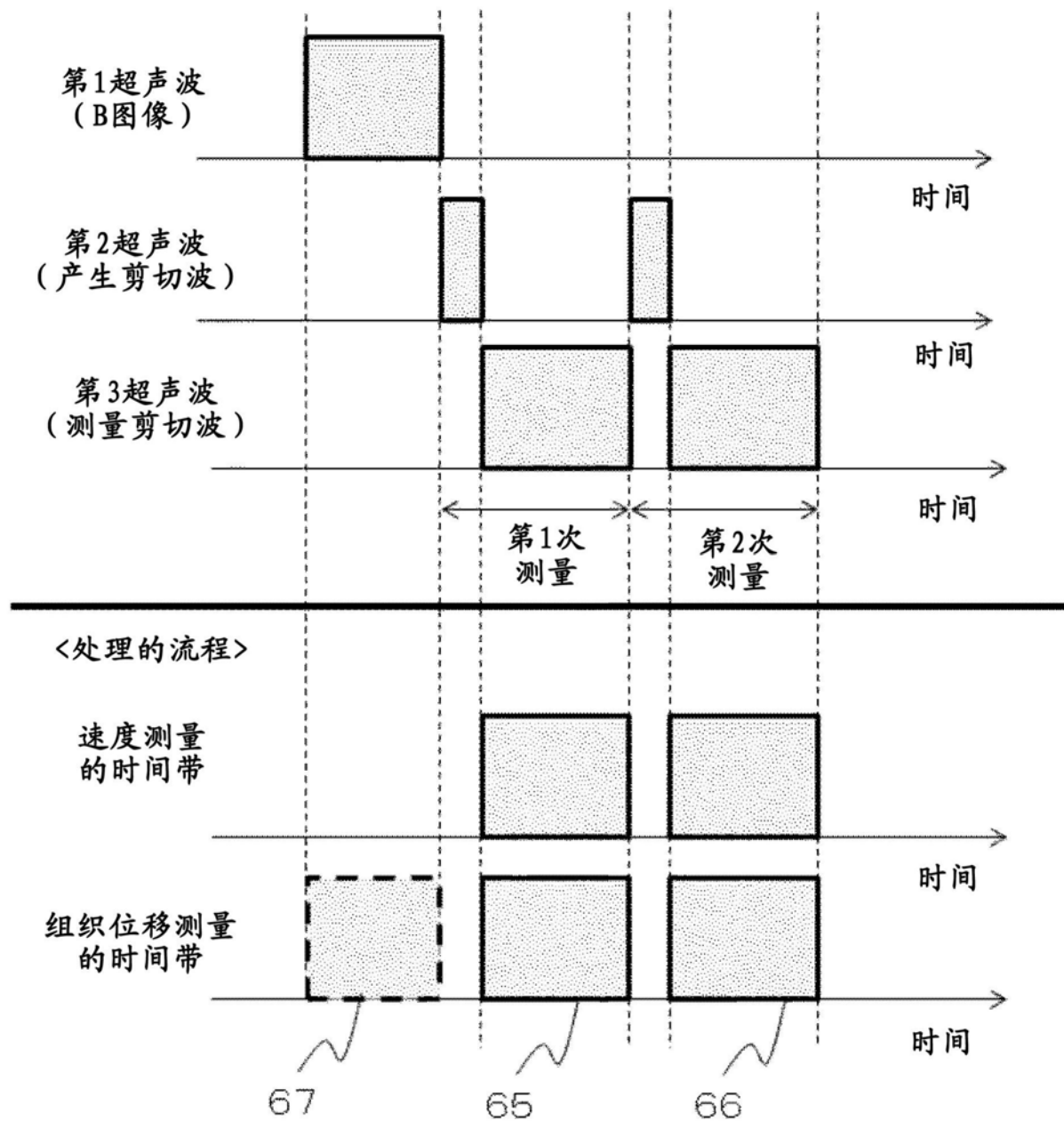
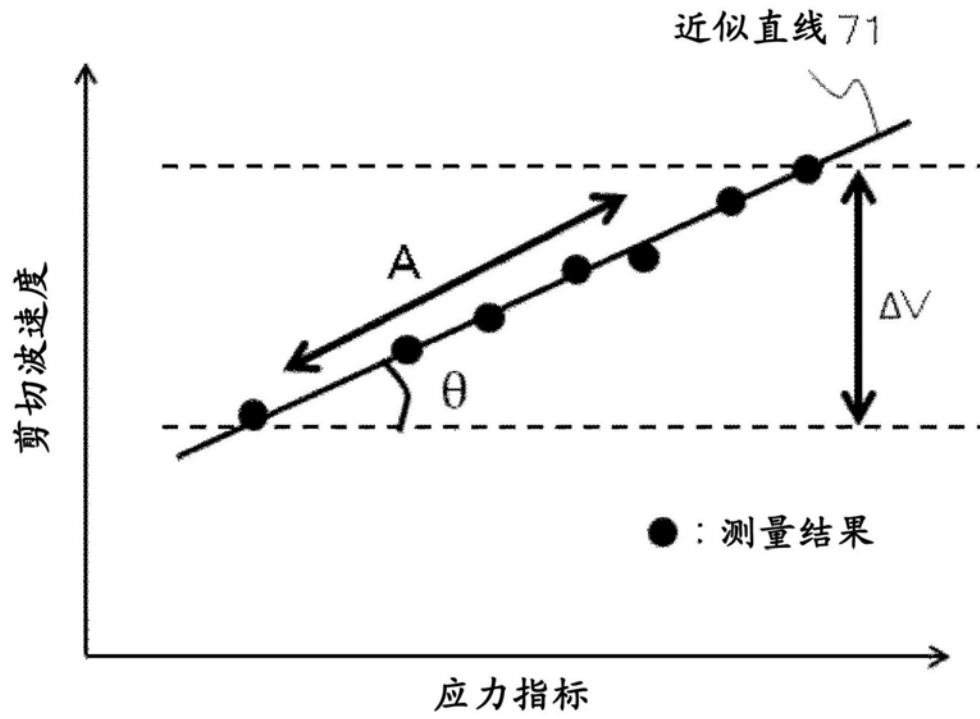


图6B



$$\left\{ \begin{array}{l} \theta_{\text{硬组织}} < \theta_{\text{软组织}} \\ \Delta V_{\text{硬组织}} < \Delta V_{\text{软组织}} \end{array} \right.$$

图7

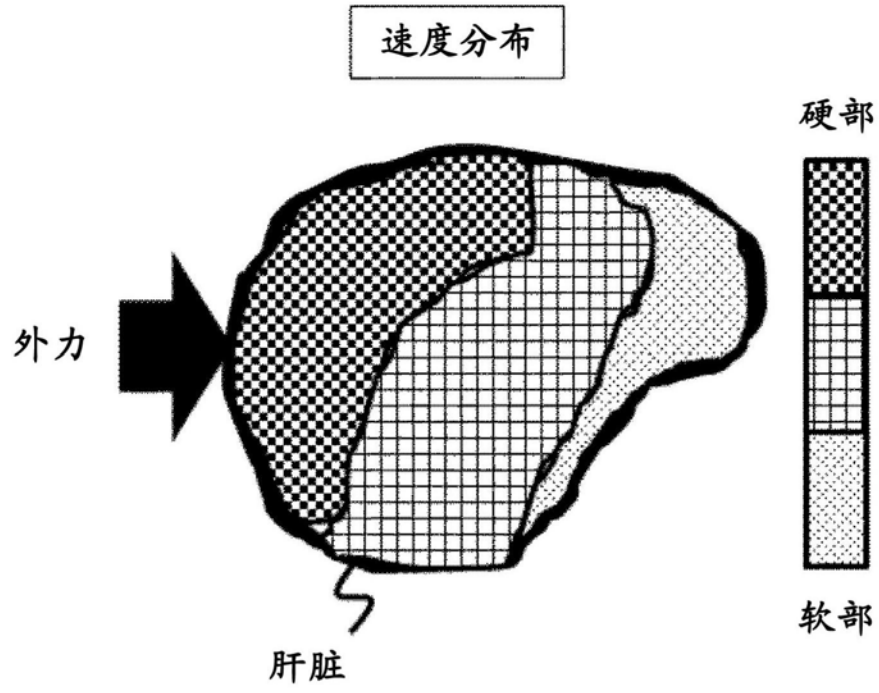


图8A

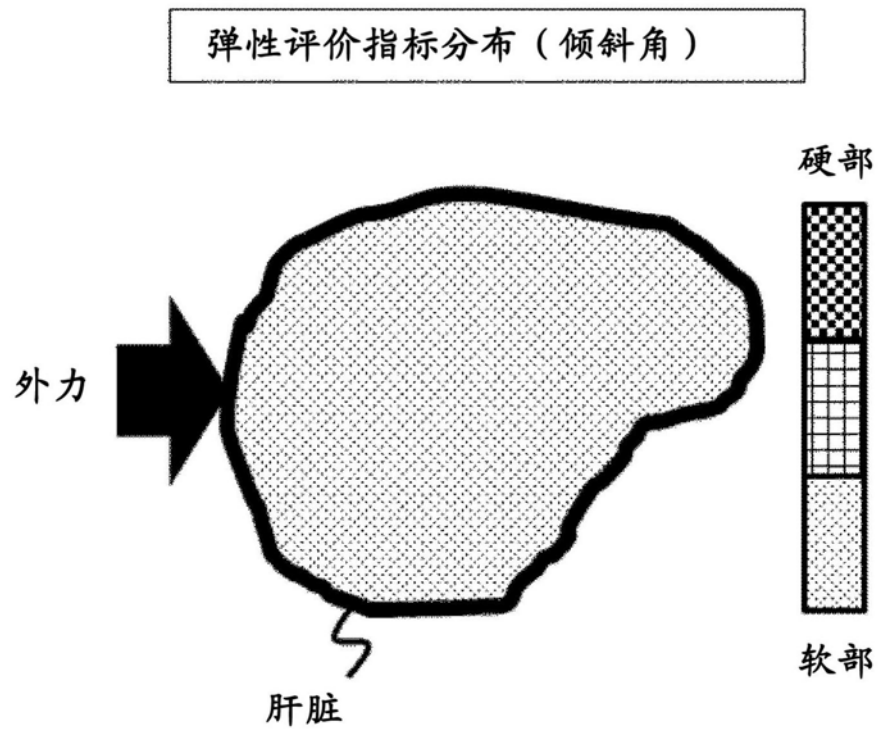


图8B

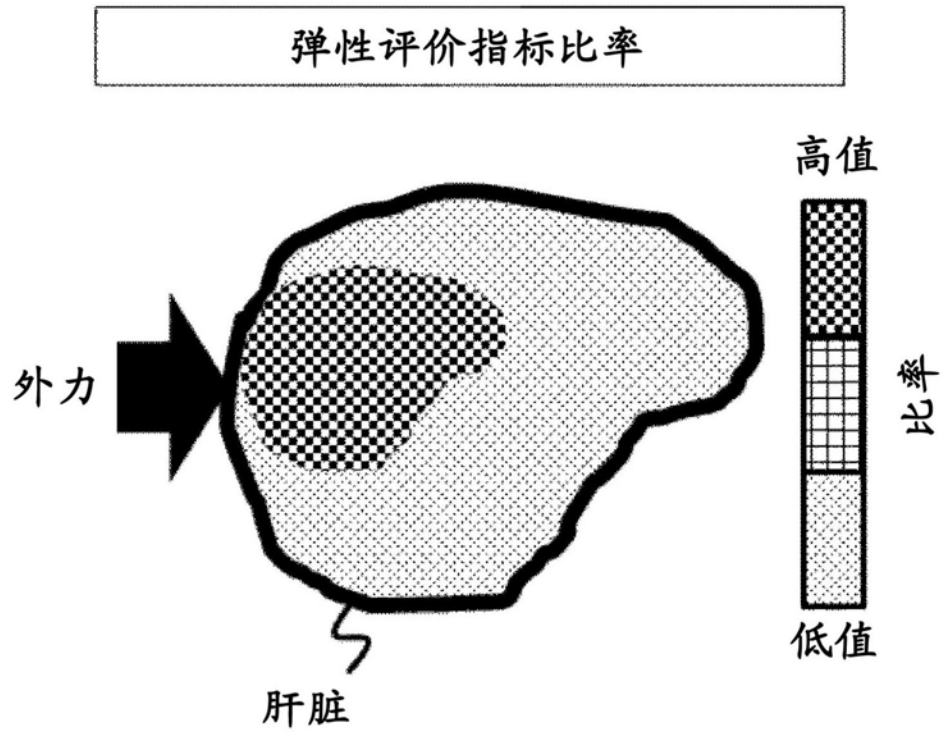


图8C

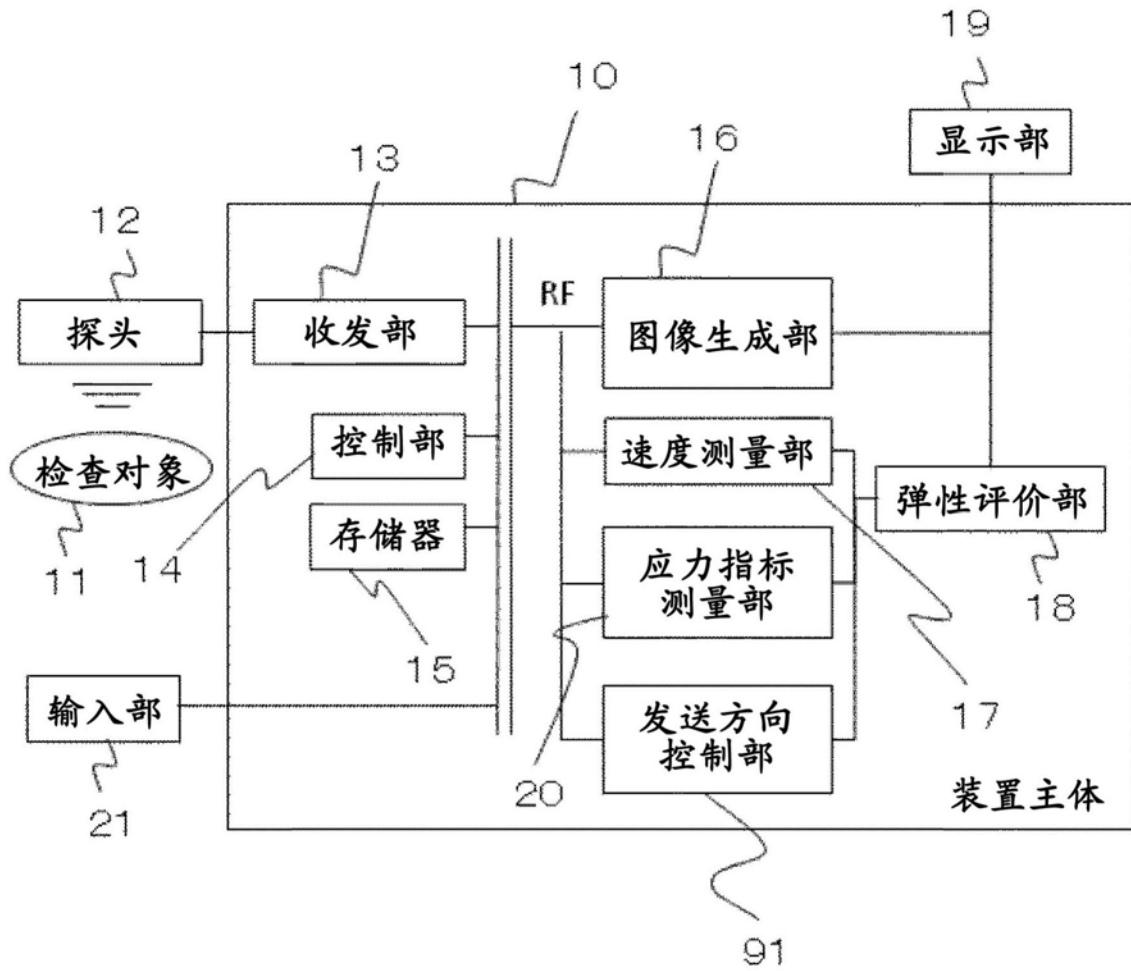


图9

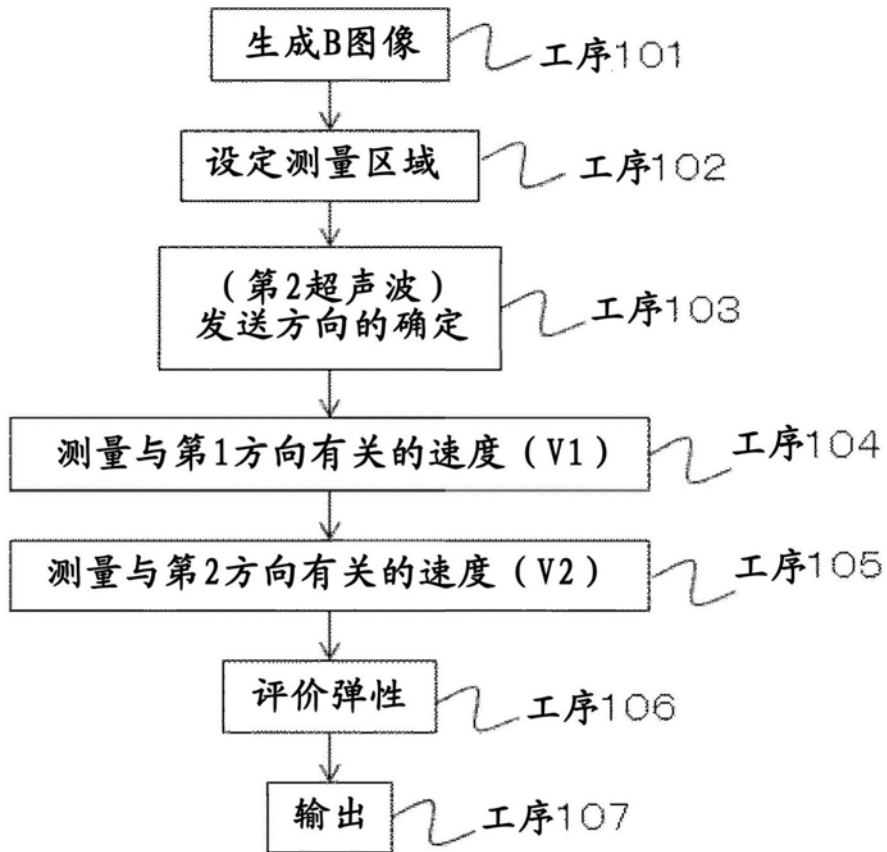
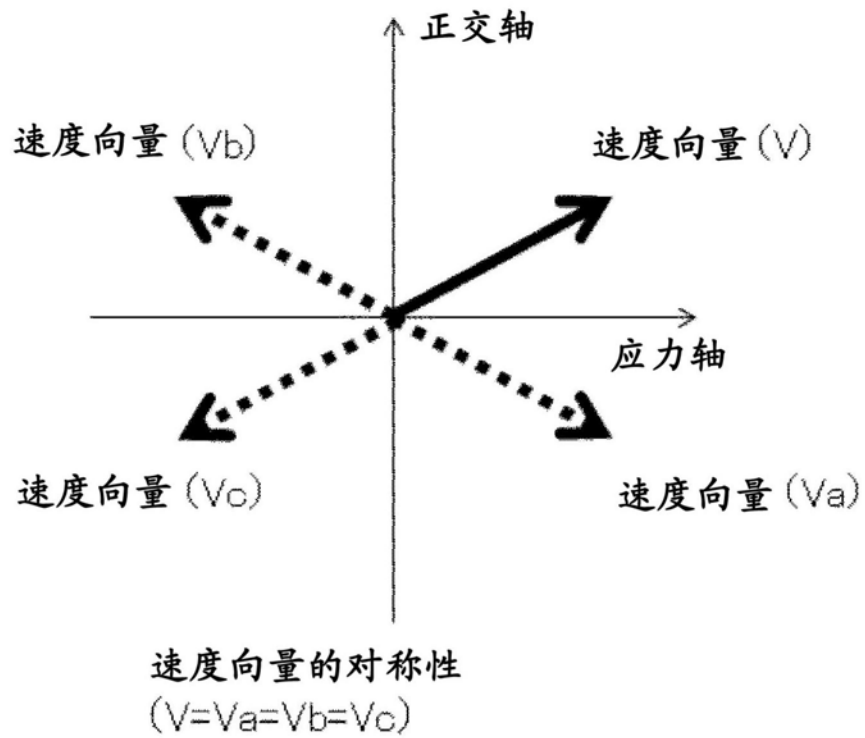


图10

<2维的对称性>



<3维的对称性>

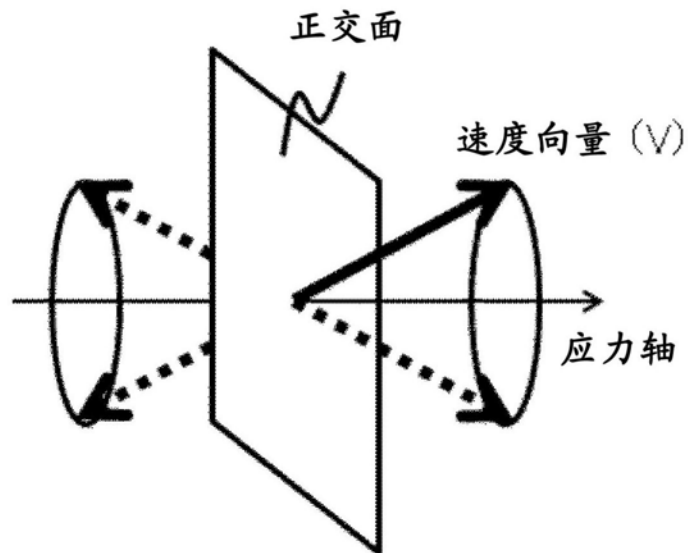


图11

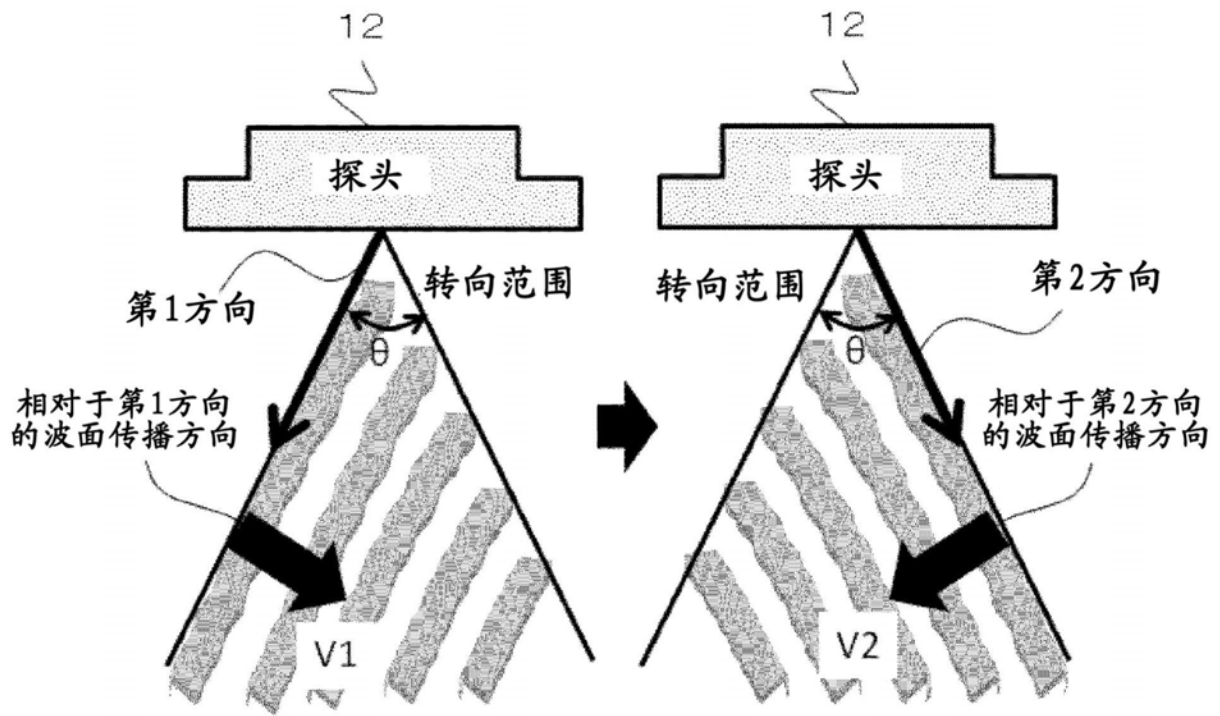


图12

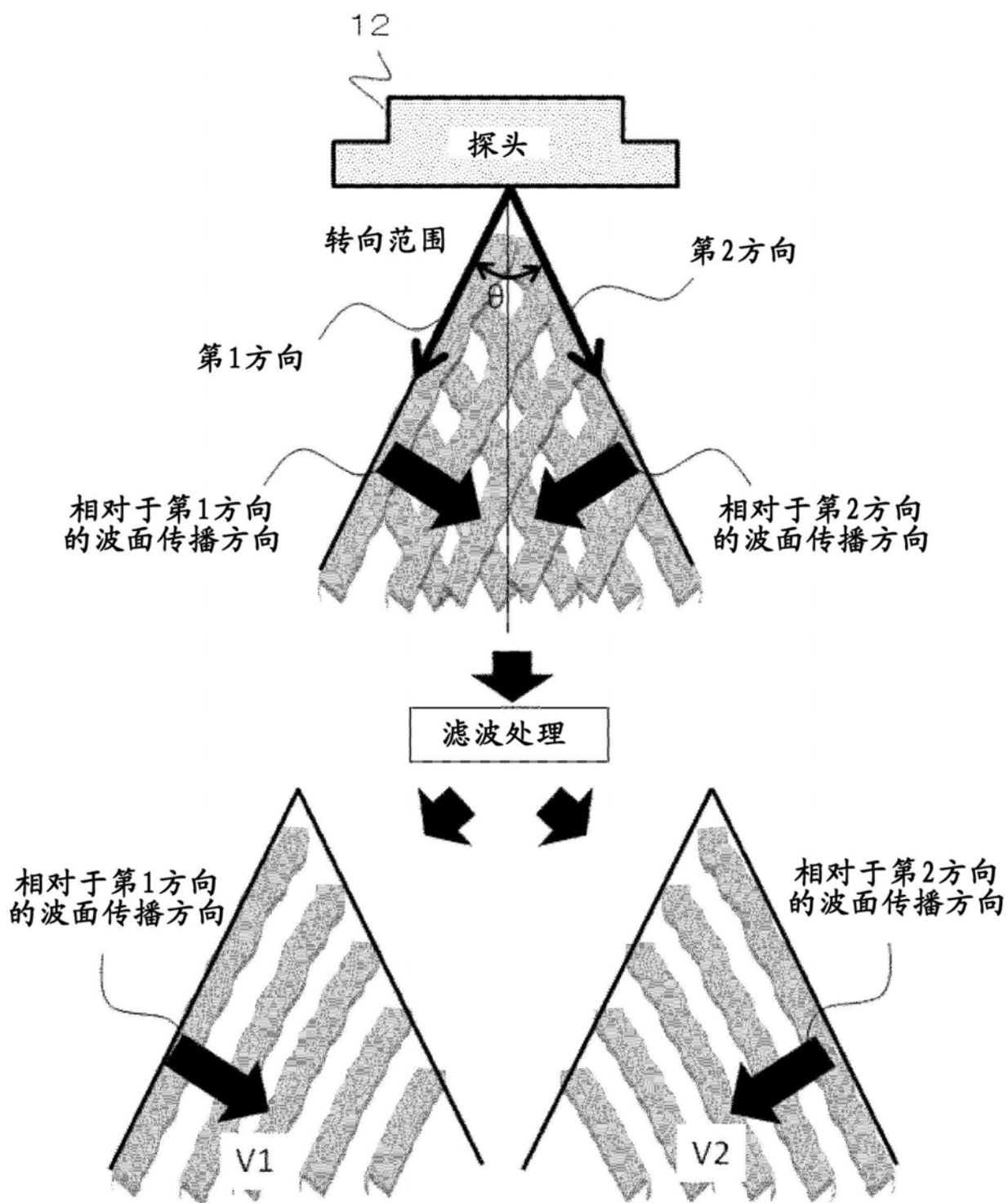


图13

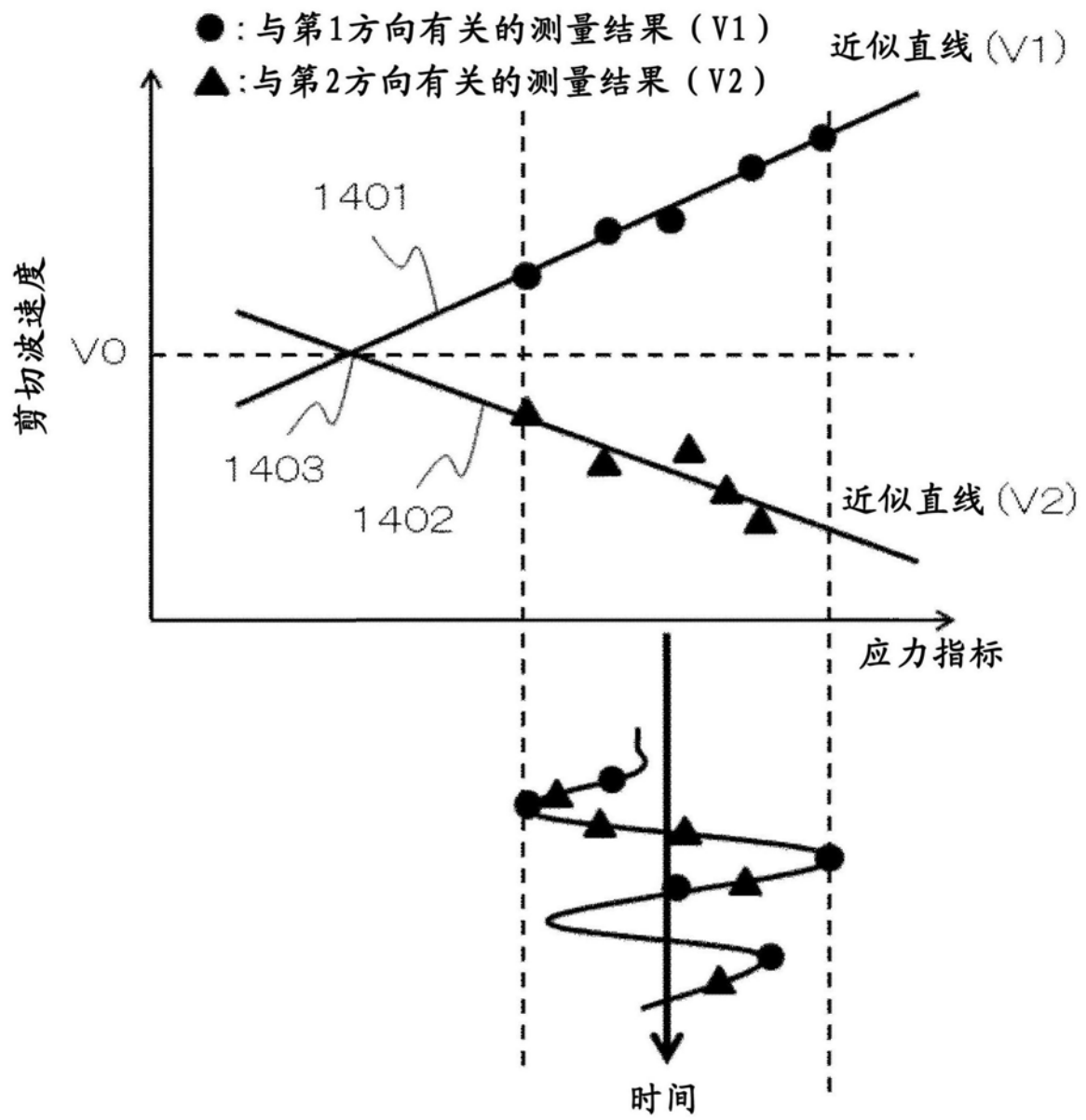


图14

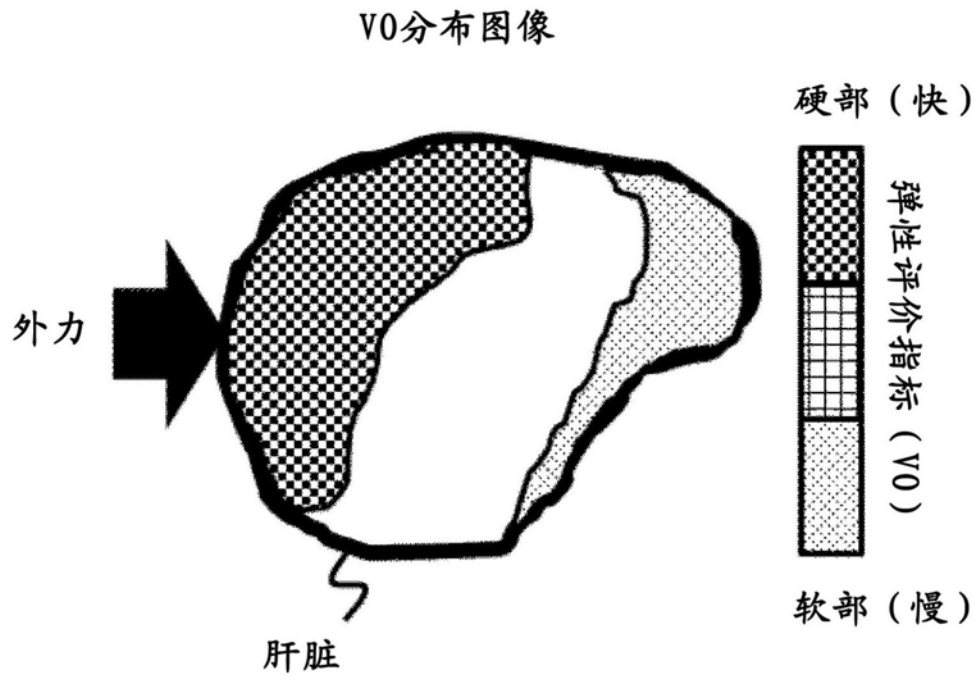


图15

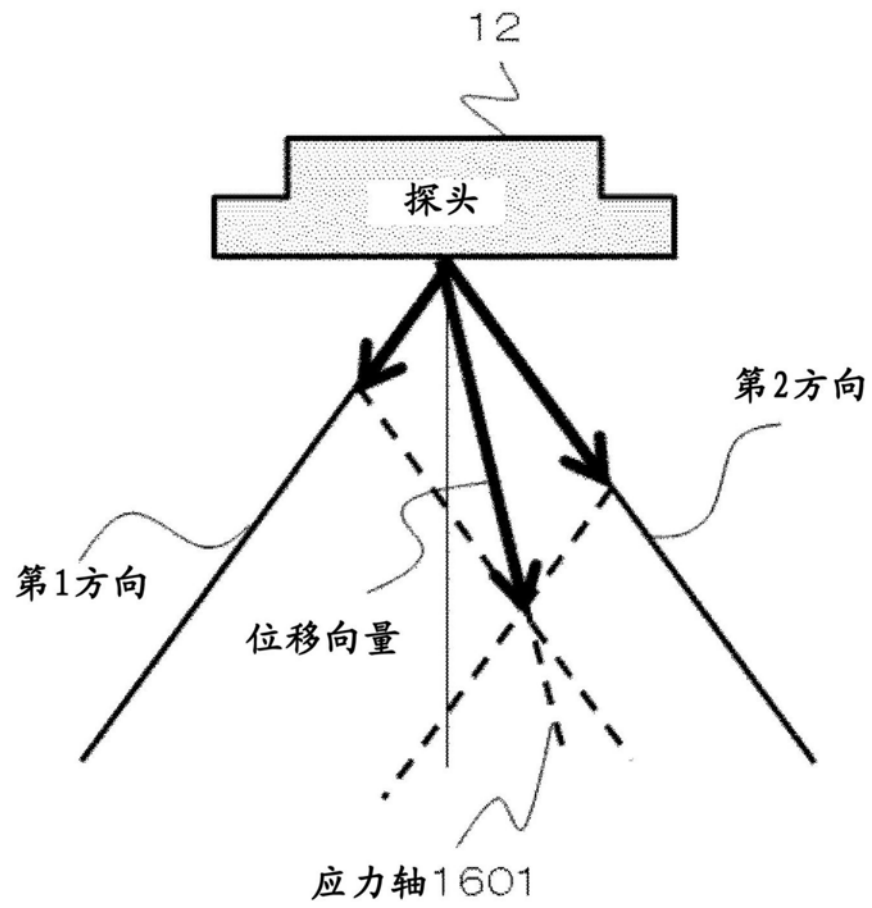


图16

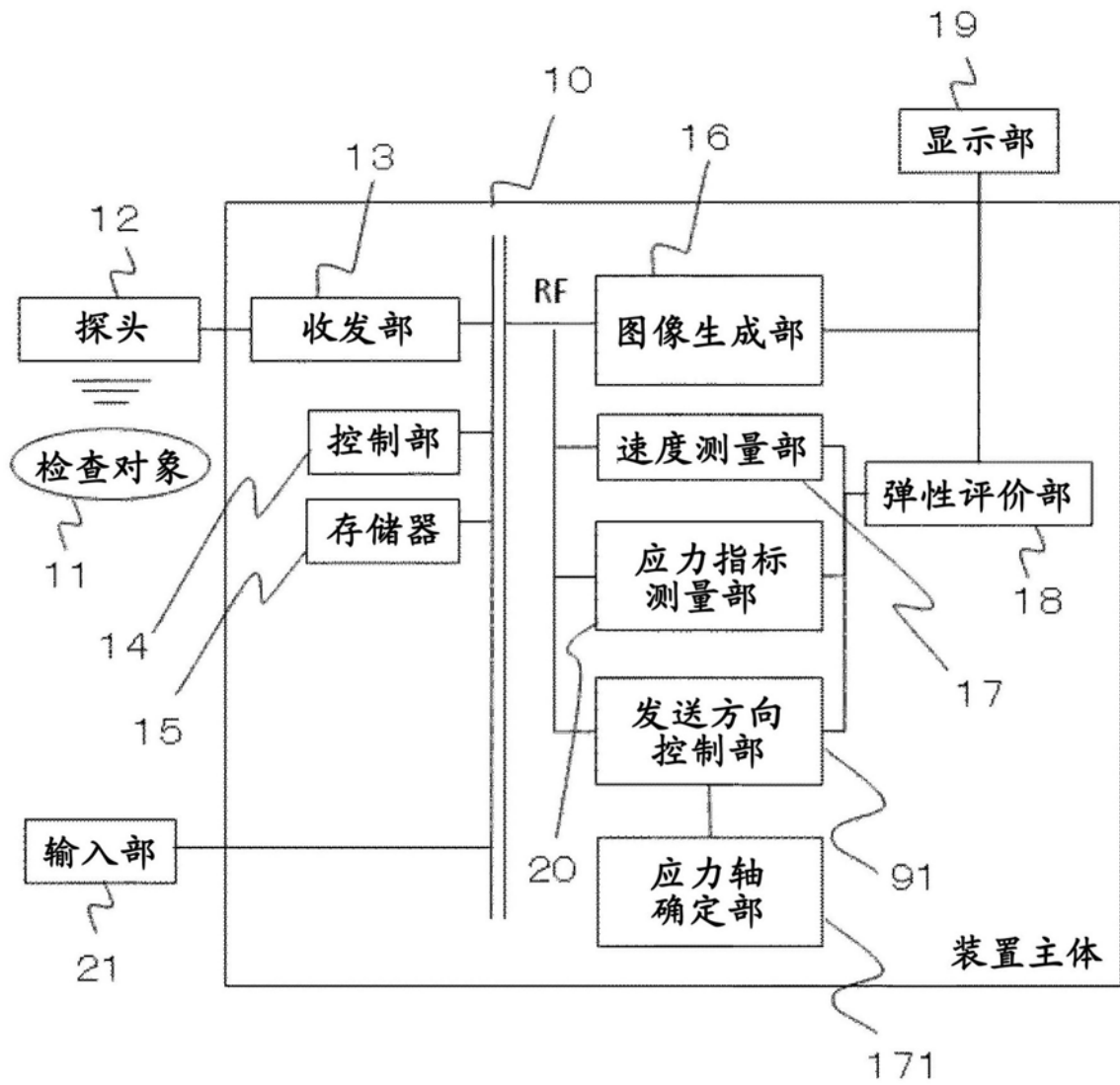


图17

第1案例

- ① 沿着应力轴或正交轴设为第1方向
- ② 在转向范围内应力轴或正交轴中的远侧设为第2方向

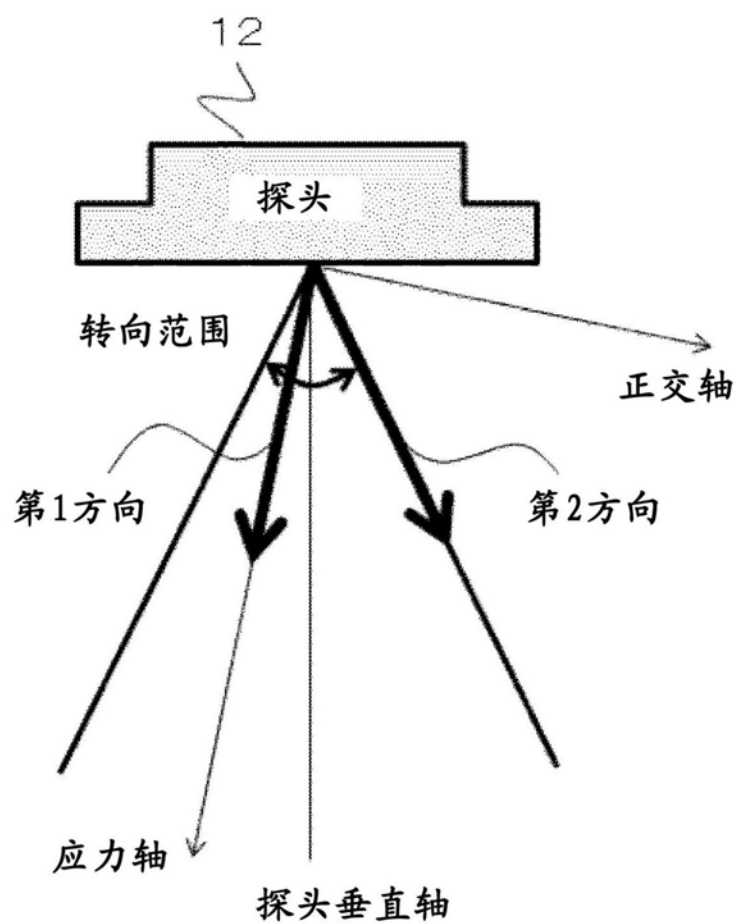


图18

第2案例

① 沿着应力轴以及正交轴设为第1以及第2方向

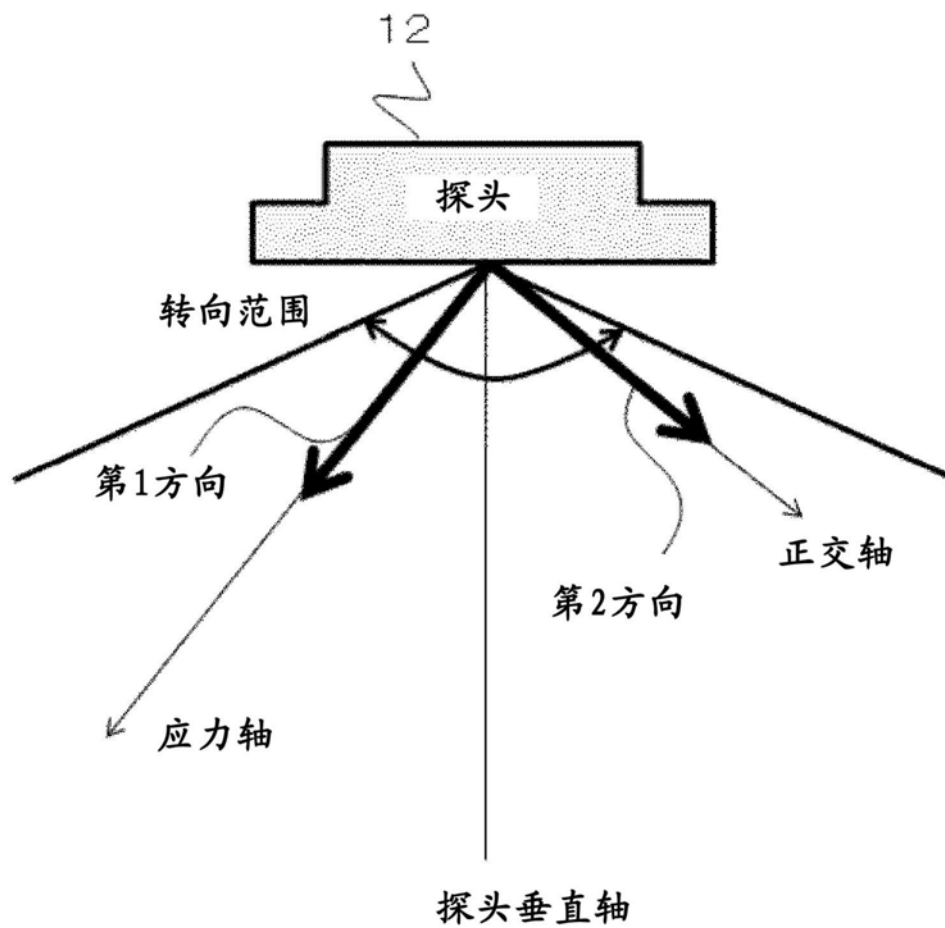


图19

第3案例

① 在转向范围的两端设为第1方向以及第2方向

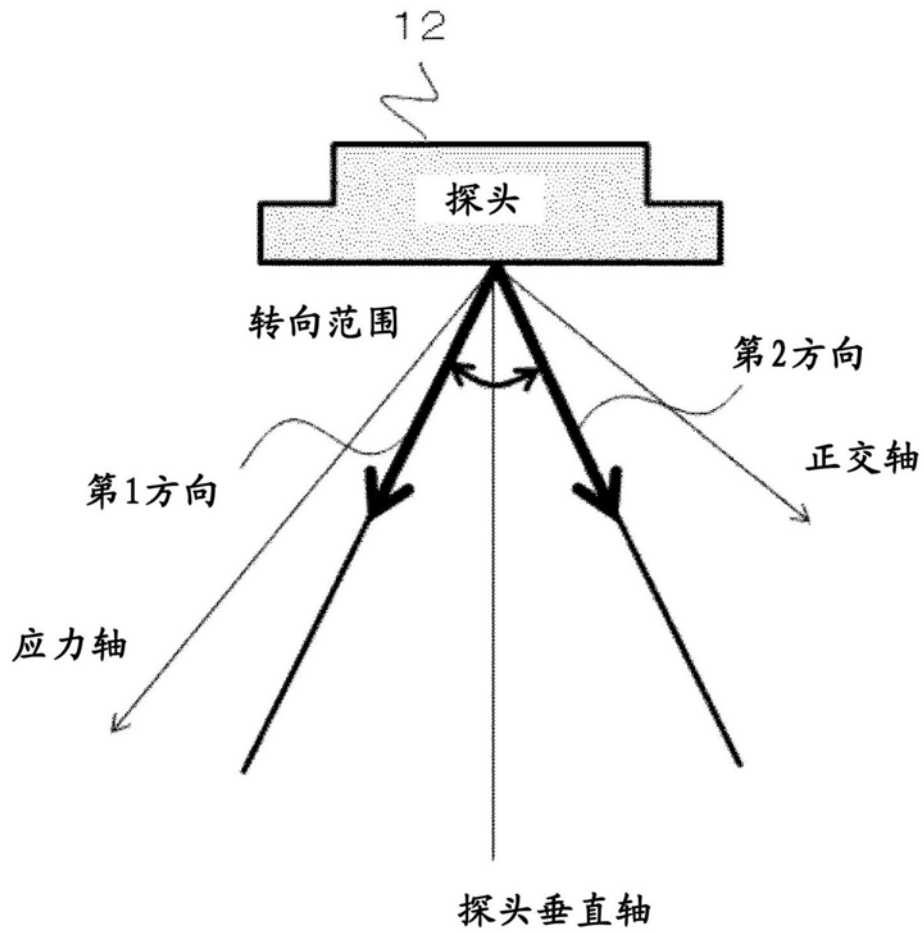


图20

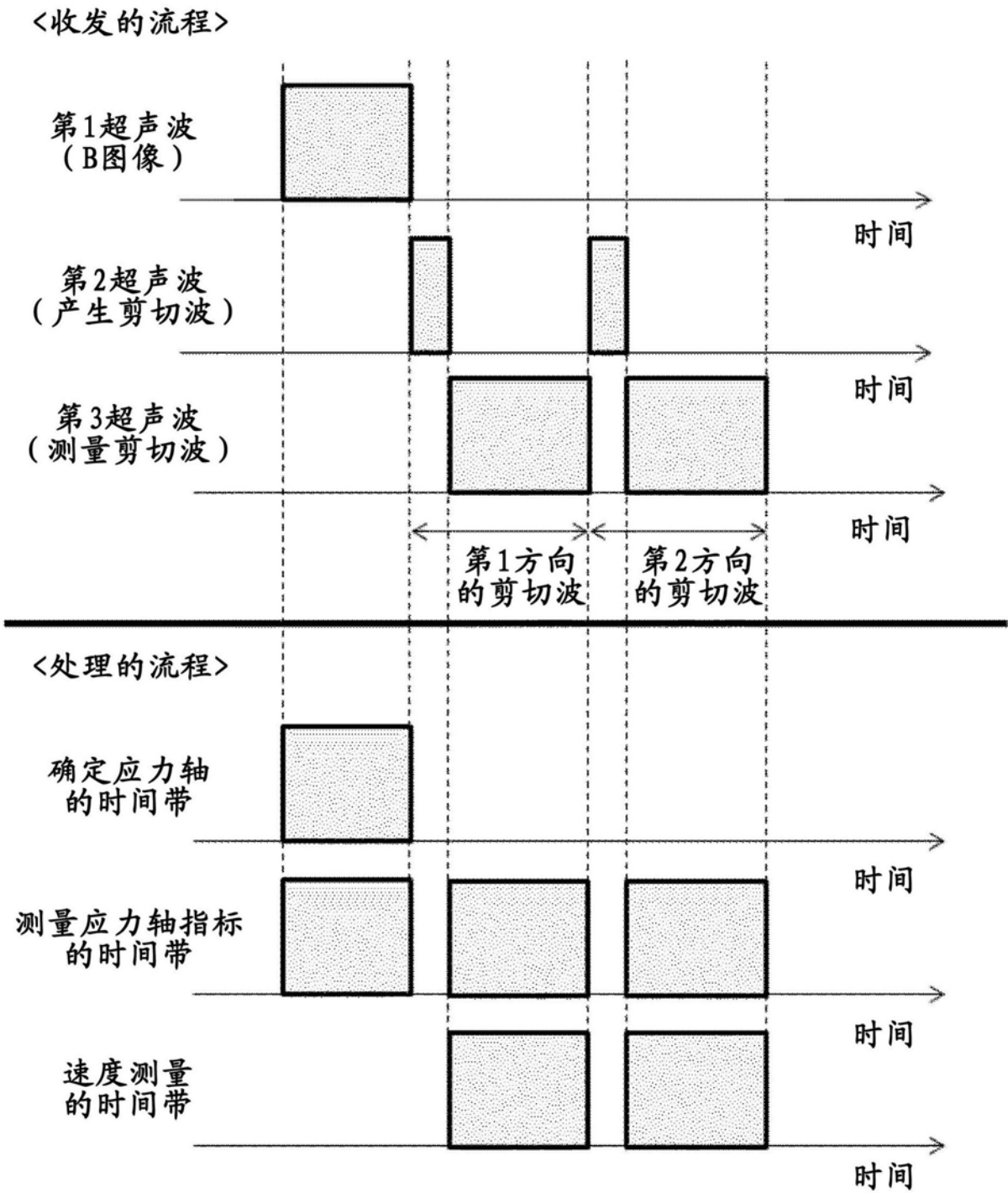


图21

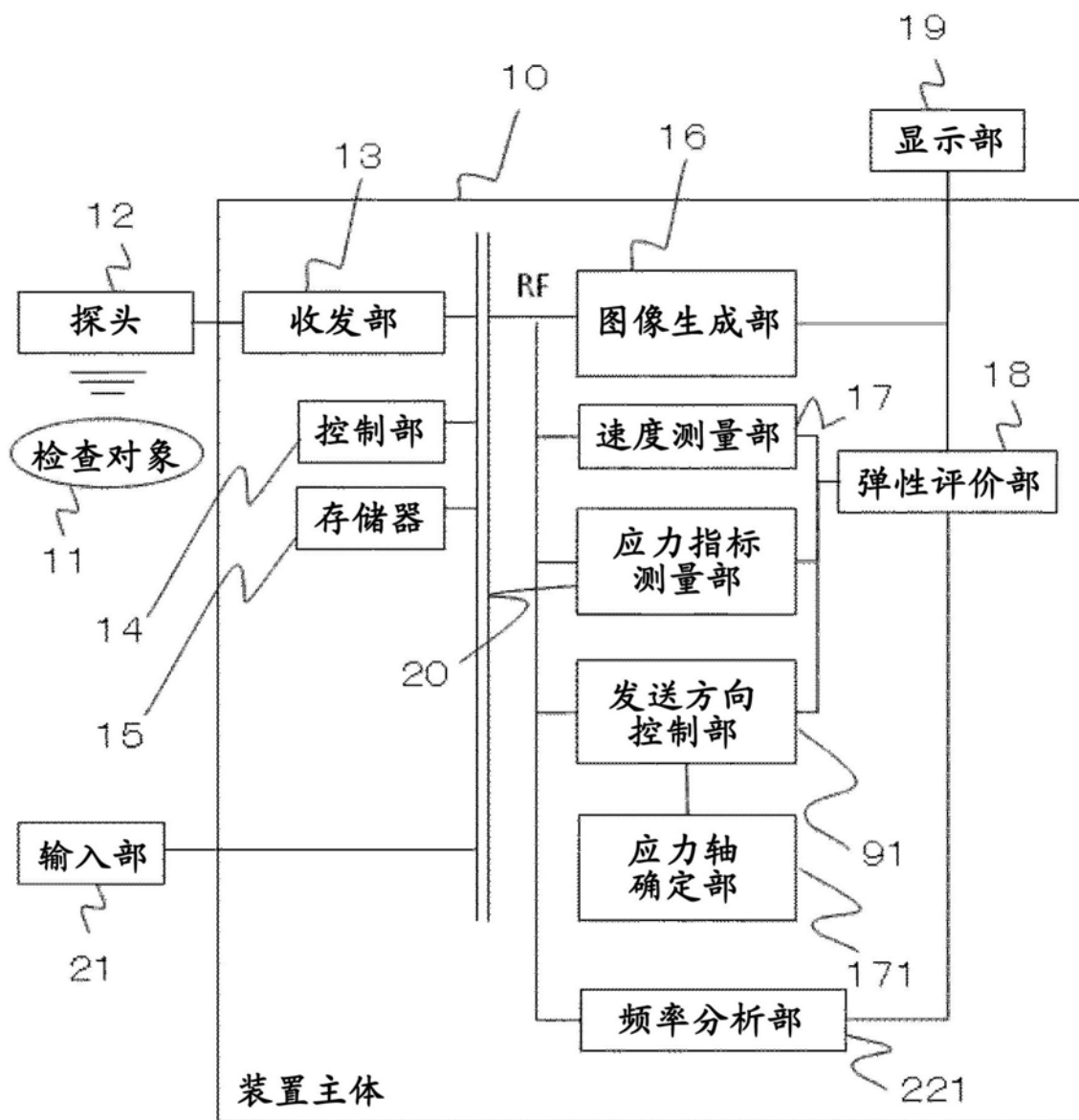


图22

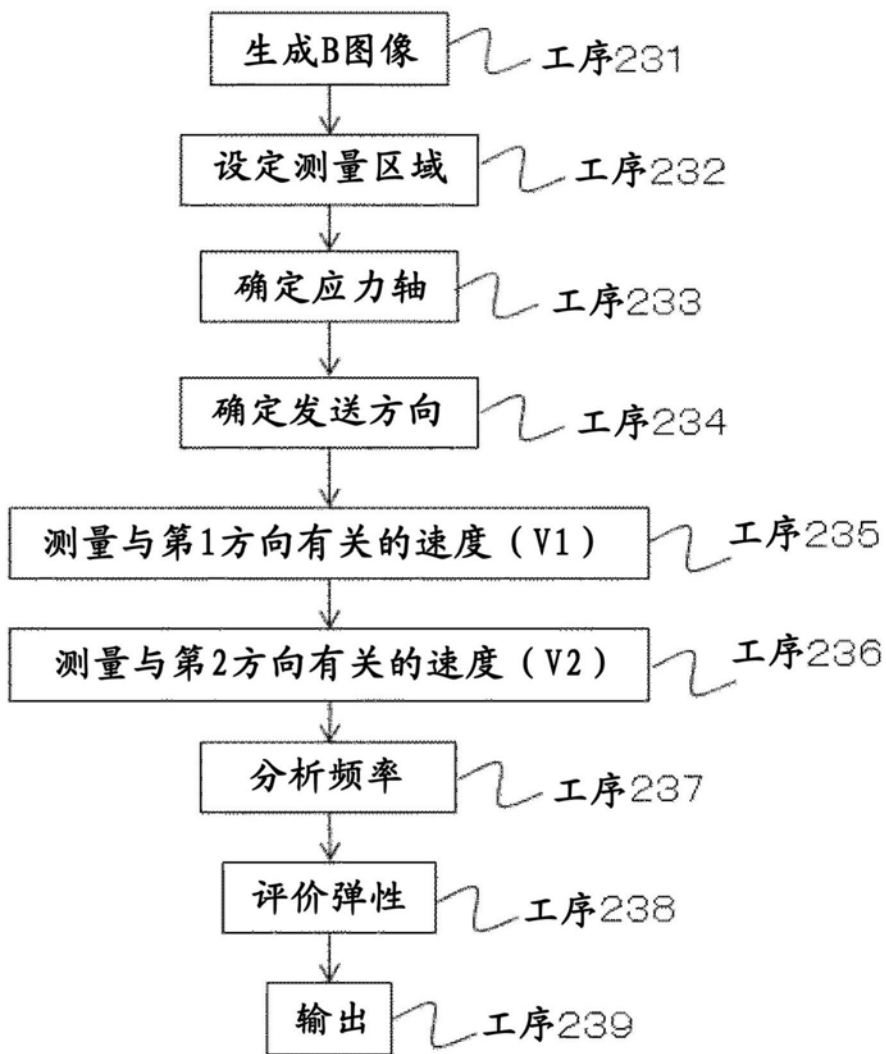


图23

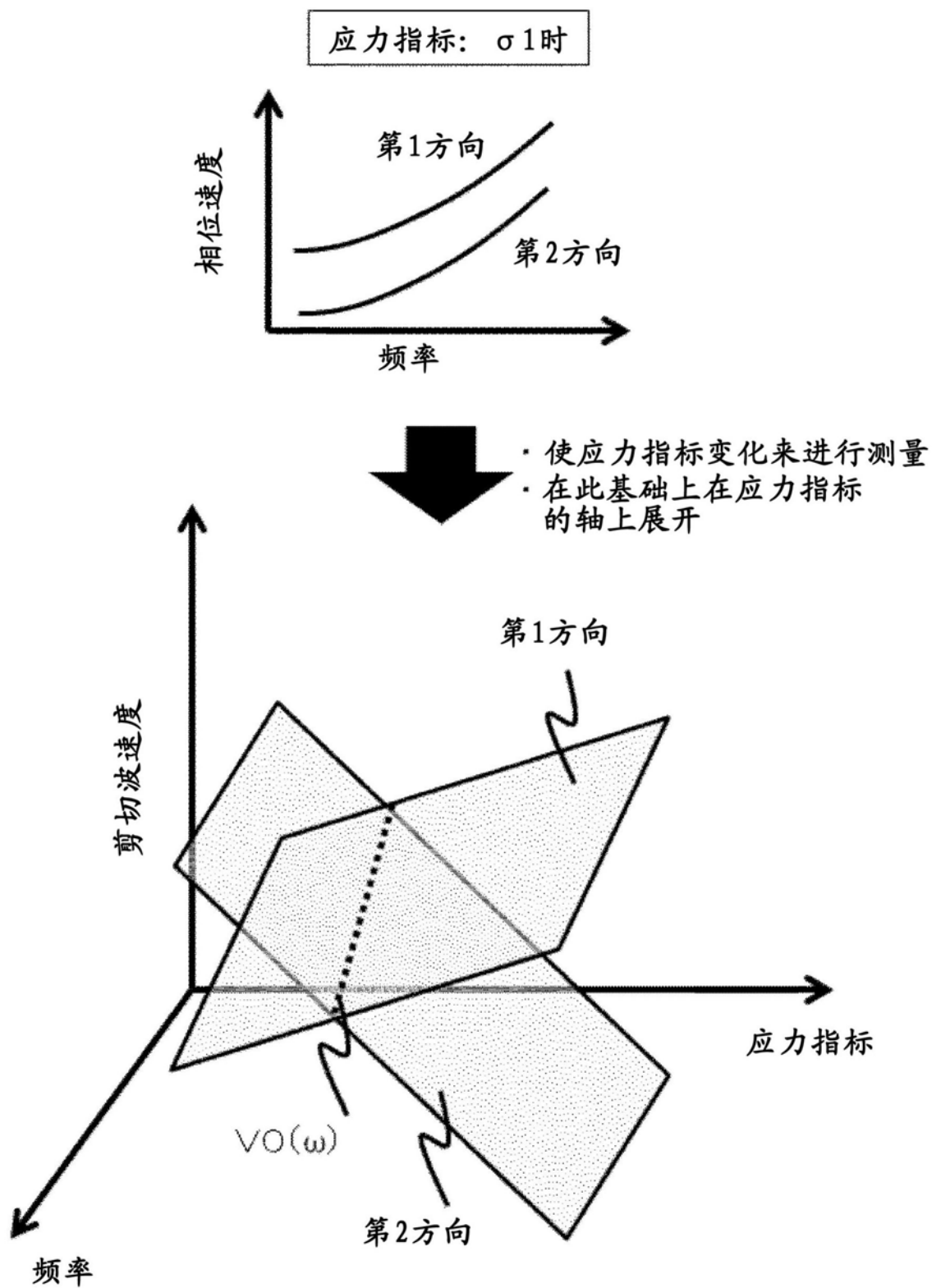


图24

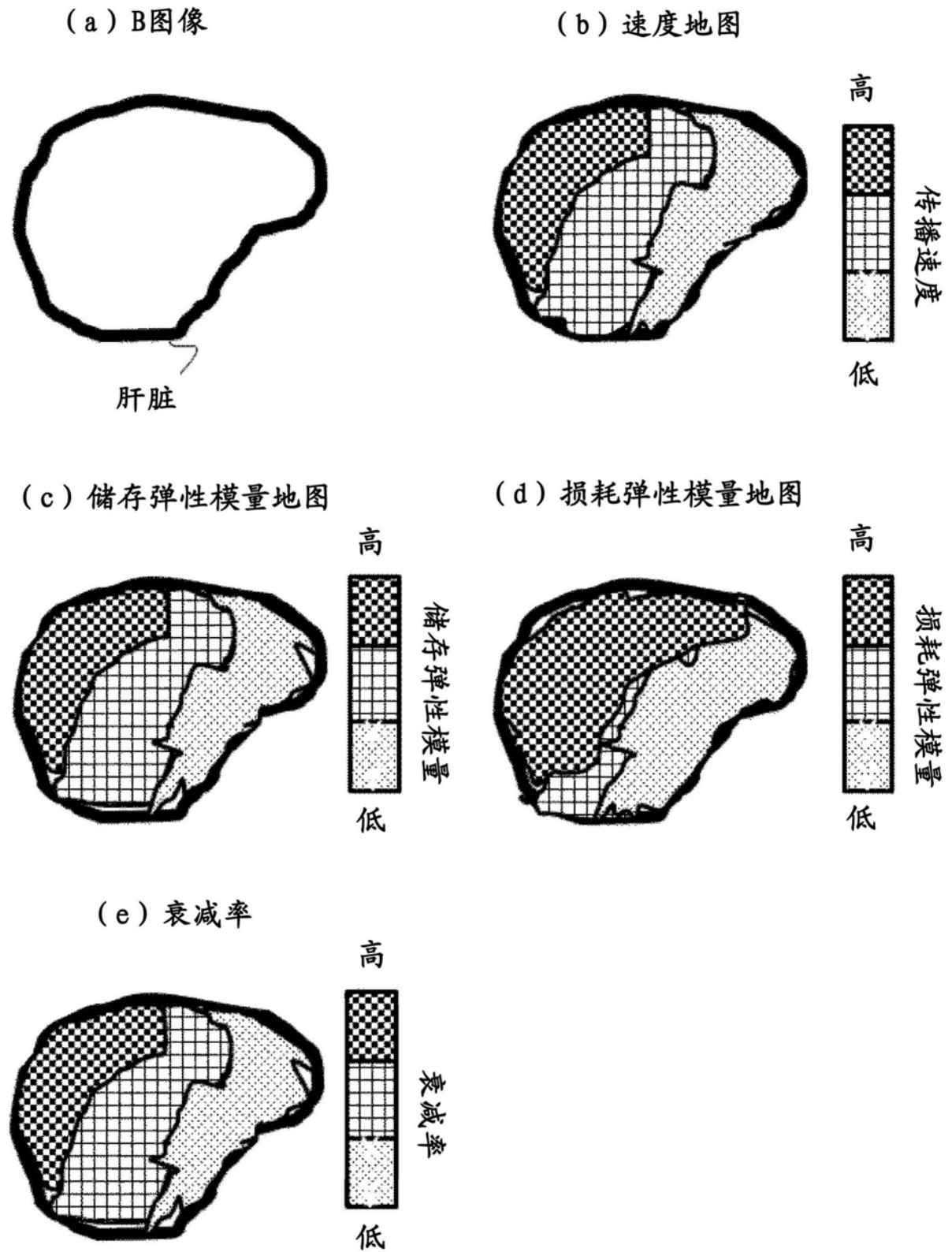


图25

专利名称(译)	超声波诊断装置以及弹性评价方法		
公开(公告)号	CN106999162B	公开(公告)日	2020-05-19
申请号	CN201580065906.4	申请日	2015-11-17
[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 A61B5/0402 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223		
代理人(译)	曹鑫		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	2014248132 2014-12-08 JP		
其他公开文献	CN106999162A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种具备避免内部应力的影响并实现高精度、高再现性的弹性评价功能的超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：收发部(13)，其针对检查对象，从收发超声波的探头(12)收发第1、第2、第3超声波；图像生成部(16)，其通过基于第1超声波的接收信号来生成图像；速度测量部(17)，其根据所生成的图像设定测量区域，对测量区域发送第2超声波来产生剪切波，并通过在测量区域中收发第3超声波所获得的接收信号来计算剪切波的传播速度；以及弹性评价部(18)，其根据计算出的传播速度来评价检查对象的弹性，在速度测量部中，在同一位置进行多次传播速度测量，在弹性评价部(18)中，利用多次的传播速度的测量结果的变化来导出弹性评价指标。

