



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104605887 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 13

(21) 申请号 201410558118. 6

(22) 申请日 2014. 10. 20

(30) 优先权数据

2013-229058 2013. 11. 05 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 村井清昭 长石道博 丸山聪

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/06(2006. 01)

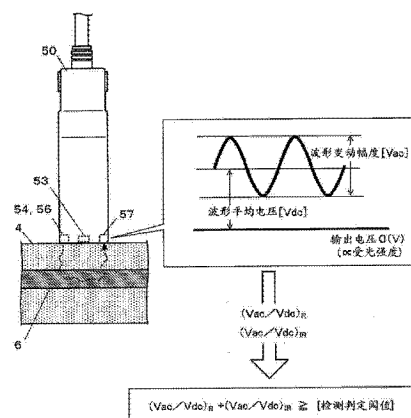
权利要求书1页 说明书11页 附图12页

(54) 发明名称

超声波探头以及超声波测量装置

(57) 摘要

本发明涉及超声波探头以及超声波测量装置。具有超声波测量用的超声波元件部 (53) 的超声波探头 (50) 具备以与超声波测量范围重合的方式照射红色光的第一发光部 (54) 以及照射近红外光的第二发光部 (56)、和对来自生物体 (4) 的皮下的该红色光以及近红外光的反射光进行受光的受光部 (57)。根据接收到的反射光的强度在超声波测量范围检测作为测量对象的组织, 并利用通知部 (58) 通知检测到测量对象组织。



1. 一种超声波探头,其特征在于,具备:
超声波元件部,其用于对生物体内的测量对象组织进行超声波测量;和
被设置成用于通过光学测量来检测所述测量对象组织的测量光的在生物体内的传播范围与所述超声波元件部的测定范围重合的所述测量光的发光部以及受光部。
2. 根据权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
所述超声波元件部具有超声波元件列,
所述超声波元件列被配置在所述发光部与受光部之间。
3. 根据权利要求1或者2所述的超声波探头,其特征在于,
还具备用于对通过所述光学测量检测到所述测量对象组织的情况进行通知的通知部。
4. 根据权利要求3所述的超声波探头,其特征在于,
所述通知部由使所述发光部的光向所述超声波探头的侧方漏光或者导光的结构部构成,
通过控制所述发光部的发光模式来进行所述通知。
5. 根据权利要求1~4中任意一项所述的超声波探头,其特征在于,
所述测量对象组织为血管。
6. 一种超声波测量装置,其特征在于,具备:
权利要求1~5中任意一项所述的超声波探头;以及
检测控制部,其控制所述发光部以及受光部来进行所述光学测量,检测所述测量对象组织。
7. 一种超声波测量装置,其特征在于,具备:
权利要求4所述的超声波探头;
检测控制部,其控制所述发光部以及受光部来进行所述光学测量,检测所述测量对象组织;以及
通知控制部,其在通过所述检测控制部检测到所述测量对象组织的情况下,使所述发光部以规定的发光模式发光。
8. 一种超声波测量装置,其特征在于,具备:
所述通知部由显示部构成的权利要求3所述的超声波探头;
检测控制部,其控制所述发光部以及受光部来进行所述光学测量,计算出对检测所述测量对象组织的水准进行表示的指标值,来检测该测量对象组织;以及
通知控制部,其根据由所述检测控制部计算出的指标值来对所述通知部进行显示控制。

超声波探头以及超声波测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及具备用于对生物体内的组织进行超声波测量的超声波元件的超声波探头等。

背景技术

[0002] 已知有一种通过超声波测量装置非侵入性地测量生物体内的生物体信息的技术。

[0003] 例如,测量成为动脉硬化的指标的颈动脉的 IMT(Intima Media Thickness:内膜中层厚度)也为其中之一。

[0004] 在颈动脉的测定中必须找到颈动脉,并适当地决定测定点。通常,操作人员基于医学知识将超声波探头抵靠到成为测量对象的颈动脉的大致位置,一边观察显示于显示器的 B 模式图像一边详细地找出成为测定对象的颈动脉,并手动将找出的颈动脉设定为测量点。这样的迅速找到抵靠超声波探头的适当的位置、姿势的操作需要熟练。近年来,设计了对这样的准备操作进行辅助的功能。例如,专利文献 1 中公开了一种利用超声波束的反射波的接收信号强度来自动地检测血管的方法。

[0005] 另外,作为非侵入性地获得生物体信息的技术,已知有测量动脉血的氧饱和度的技术。例如,在专利文献 2 以及专利文献 3 中,公开了通过对生物体组织照射不同波长的光并测量其反射光、透射光,来计算动脉血流的吸光度的脉动成分比,并根据吸光度的比来计算动脉血的氧饱和度的技术。

[0006] 专利文献 1:日本特开 2002-11008 号公报

[0007] 专利文献 2:日本特开平 6-98881 号公报

[0008] 专利文献 3:日本特开 2005-95581 号公报

[0009] 在专利文献 1 所公开的检测方法中,由于需要具备血管位置检测用的超声波振子列(超声波换能器列)和血流测量用的超声波振子列的二维排列型的超声波阵列,所以存在超声波探头变得高价的问题。

发明内容

[0010] 本发明是以更廉价地实现对超声波测量的测量对象的位置进行检测的辅助功能为目的而设计的。

[0011] 用于解决以上课题的第一发明涉及一种超声波探头,其具备用于对生物体内的测量对象组织进行超声波测量的超声波元件部、和被设置成用于通过光学测量来检测上述测量对象组织的测量光的在生物体内的传播范围与上述超声波元件部的测定范围重合的上述测量光的发光部以及受光部。

[0012] 根据第一发明,能够照射在生物体内传播的测量光,对来自生物体内组织的反射光进行受光、测量来检测成为超声波测量的对象的组织(测量对象组织)。不需要如以往那样准备比较高价的二维排列型的超声波阵列,能够更廉价地对超声波探头赋予检测测量对象的辅助功能。

[0013] 第二发明根据第一发明的超声波探头,上述超声波元件部具有超声波元件列,上述超声波元件列被配置在上述发光部与受光部之间。

[0014] 根据第二发明,将发光部与受光部连接的线段和超声波元件列交差。因此,能够相对于测量对象组织的长边方向以适当的位置关系检测测量对象组织的存在。

[0015] 特别是在测量对象组织为血管的情况下,由于若发光部与受光部沿血管方向配置,则测量光在血管内较长地传播之后到达受光部,所以能够进一步精度良好地检测测量对象组织的存在。而且,在以血管为对象的超声波测量中,由于例如测量血管的截面(与血管的行进方向正交的截面),所以对测量对象组织的存在检测和其后继续的超声波测量均方便。

[0016] 第三发明根据第一或者第二发明的超声波探头,还具备用于对通过上述光学测量检测到上述测量对象组织的情况进行通知的通知部。

[0017] 在以往的技术,特别是专利文献1的技术中,操作人员必须注视从操纵超声波探头的手边分开的显示器画面所放映出的超声波图像,由此读解测量对象组织的存在,对超声波探头的位置调整要求熟练和集中力。

[0018] 然而,根据第三发明,由于若检测到测量对象组织则进行通知,所以操作人员只要注目操纵超声波探头的手边即可,不需要读解超声波图像,也不要求为此的集中力。能够大幅度地减少操作人员的操作负担。

[0019] 第四发明根据第三发明的超声波探头,上述通知部由使上述发光部的光向上述超声波探头的侧方漏光或者导光的结构部构成,通过控制上述发光部的发光模式来进行上述通知。

[0020] 根据第四发明,由于作为通知部,不需要设置独立的专用发光部等,所以能够进一步降低制造成本。

[0021] 第五发明根据第一~第四中任意一项发明的超声波探头,上述测量对象组织为血管。

[0022] 由于第五发明具有第一~第四发明的全部特征,所以对血管进行超声波测量是极其有效的。

[0023] 第六发明涉及超声波测量装置,其具备:第一~第五中任意一项发明的超声波探头;和控制上述发光部以及受光部来进行上述光学测量,检测上述测量对象组织的检测控制部。

[0024] 根据第六发明,能够得到与第一~第五中任意一项发明相同的效果。

[0025] 第七发明涉及超声波测量装置,其具备:第四发明的超声波探头;控制上述发光部以及受光部来进行上述光学测量,检测上述测量对象组织的检测控制部;以及在通过上述检测控制部检测到测量对象组织的情况下,以规定的发光模式使上述发光部发光的通知控制部。

[0026] 根据第七发明,能够得到与第四发明相同的效果。

[0027] 第八发明涉及超声波测量装置,其具备:上述通知部由显示部构成的第三发明的超声波探头;控制上述发光部以及受光部来进行上述光学测量,计算出表示检测上述测量对象组织的水准的指标值,来检测该测量对象组织的检测控制部;以及根据由上述检测控制部计算出的指标值对上述通知部进行显示控制的通知控制部。

[0028] 根据第八发明,能够使用基于通知部的显示向操作人员通知测量对象组织的判定所使用的指标值的状态。因此,操作人员能够依靠该显示而更迅速且高效地找出测量对象组织所处的位置。

附图说明

- [0029] 图 1 是表示超声波测量装置的系统构成例的图。
- [0030] 图 2 是表示第一实施方式中的超声波探头的构成例的三面图。
- [0031] 图 3 是对测量对象组织的检测原理进行说明的图。
- [0032] 图 4 是对超声波测量的流程进行说明的图。
- [0033] 图 5 是表示第一实施方式的超声波测量装置的功能构成例的框图。
- [0034] 图 6 是用于说明第一实施方式中的测量对象组织的存在检测以及超声波测量涉及的处理的流程的流程图。
- [0035] 图 7 是表示第二实施方式中的超声波探头的构成例的三面图。
- [0036] 图 8 是表示第二实施方式的超声波测量装置的功能构成例的框图。
- [0037] 图 9 是用于说明第二实施方式中的测量对象组织的存在检测以及超声波测量涉及的处理的流程的流程图。
- [0038] 图 10 是接着图 9 的流程图。
- [0039] 图 11 是表示超声波探头的构成的变形例的图。
- [0040] 图 12 是表示超声波探头的构成的变形例的图。

具体实施方式

[0041] 【第一实施方式】

[0042] 图 1 是表示本实施方式中的超声波测量装置 10 的系统构成例的图。超声波测量装置 10 是用于对生物体 4 的内部的规定的测量对象组织进行超声波测量来得到生物体信息的装置。本实施方式中的测量对象组织为血管,更具体而言为动脉,但也可以是其以外的组织。另外,所测量的生物体信息能够适当地设定。例如,是血管直径、动脉硬化指标值、弹性指标值、血压、血管年龄、IMT(Intima Media Thickness:血管内膜中层厚度)等。

[0043] 超声波测量装置 10 具备兼作用于对测量结果、操作信息等进行图像显示的显示部以及操作输入部的触摸面板 12、用于进行操作输入的键盘 14、超声波探头 50(深探头)、以及处理装置 30。在处理装置 30 中搭载有控制基板 31,以能够发送接收信号的方式与触摸面板 12、键盘 14、超声波探头 50 等装置各部连接。

[0044] 在控制基板 31 中,除了 CPU(Central Processing Unit:中央处理器)32、ASIC(Application Apecific Integrated Circuit:专用集成电路)、各种 LSI(Large Scale Integration:大规模集成电路)之外,还搭载有由 IC 存储器、硬盘等构成的存储介质 33、和实现与外部装置的数据通信的通信 IC34。处理装置 30 通过 CPU32 等执行存储于存储介质 33 的测定程序来实现本实施方式所涉及的各种功能。

[0045] 具体而言,通过处理装置 30 的控制,超声波测量装置 10 从超声波探头 50 向生物体 4 发送、照射超声波脉冲,并接收其反射波。然后,通过对接收到的反射波进行放大、信号处理,能够测量生物体 4 的血管 6 等生物体内结构的位置信息、经时变化等,并逐次计算并

存储作为目的的生物体信息。反射波信号中包含所谓的A模式、B模式、M模式、彩色多普勒各模式的图像。当然,也可以是这些以外的形式的数据。使用了超声波的测定(取样)以规定周期反复执行。将测定单位称为“帧”。本实施方式的取样以20fps(Frames Per Second:帧频)以上进行。

[0046] 图2是表示本实施方式中的超声波探头50的构成例的三面图。图2(1)是主视图,图2(2)是侧视图,图2(3)是仰视图即从抵靠到生物体4的皮肤面的一侧观察到的图。

[0047] 本实施方式的超声波探头50基本上与公知的超声波探头同样地实现,但在以下的点具有不同的特征。

[0048] 即,与主体外壳51一体地在进行超声波照射的测量面52侧具备超声波元件部53、第一发光部54、第二发光部56、以及受光部57。另外,在主体外壳51的上部具备通知部58。本实施方式的超声波测量装置10能够利用受光部57对从第一发光部54和第二发光部56照射的测量光的来自生物体4的反射光进行受光、测量,检测出成为超声波测量的对象的组织的存在,并利用通知部58将检测到测量对象组织的存在的情况通知给操作人员。

[0049] 超声波元件部53能够由将多个超声波振子(超声波换能器)排列为列状的元件组实现,例如由将超声波振子配置为一列的公知的线性阵列来实现。此外,超声波振子的排列并不限定于一列,排列数目能够根据超声波测量的目的适当地设定。

[0050] 第一发光部54以及第二发光部56从主体外壳51的下表面朝向下方照射测量光。更具体而言,以测量光的传播范围 A_r 与超声波元件部53对超声波的测量范围 A_s 重合的方式配置了第一发光部54以及第二发光部56。

[0051] 第一发光部54是发出660nm附近的光和红色可见光的发光元件,照射用于通过光学测量对超声波测量的测量对象组织进行检测的两种测量光中的一种。例如,由红色LED(Light Emitting Diode:发光二极管)实现,但也可以由其他的发光元件实现。本实施方式的第一发光部54被设置成朝向超声波元件部53对超声波的发送方向即测量面52的法线方向发出测量光。

[0052] 第二发光部56是发出880nm附近的近红外光的发光元件,照射两种测量光中的另一种。例如,由红外线LED实现,但也可以由其他的发光元件实现。本实施方式的第二发光部56也被设置成朝向超声波元件部53对超声波的发送方向即测量面52的法线方向发出测量光。

[0053] 若第一发光部54与第二发光部56的任意一个都满足另一个所要求的发光特性,则也可以省略该另一个发光部,将第一发光部54与第二发光部56统一由一个发光元件实现。

[0054] 受光部57是对从第一发光部54以及第二发光部56照射的探测光的反射光进行受光,并输出与受光强度对应的信号的元件。例如,能够由光电二极管等光传感器实现。在本实施方式中,被设置成能够对来自测量面52的法线方向的光进行受光。

[0055] 而且,在本实施方式中,第一发光部54以及第二发光部56与受光部57被配置在夹着超声波元件列的位置。具体而言,第一发光部54与第二发光部56以与触碰超声波元件部53的元件列的左右(在图2(3)中为上下)的一侧的测量面52的外缘部彼此接近的方式设置。另一方面,受光部57以与触碰超声波元件部53的元件列的左右(在图2(3)中为上下)的另一侧的测量面52的外缘部彼此接近的方式设置。

[0056] 此外,在测量面 52 的外缘部设有结构部 59,以便第一发光部 54 发出的光向主体外壳 51 的侧方漏出。结构部 59 能够由设于主体外壳 51 的切口、贯通孔、窗来实现。或者,也可以通过设置从第一发光部 54 引导光的导光件来实现。当然,也可以是第一发光部 54 在侧面露出的构成。

[0057] 通知部 58 是利用光向操作人员通知超声波测量装置 10 的测量所涉及的状态(测量状态)的显示部,由小型的平板显示器、LED 等发光元件实现。在本实施方式中,由多个 LED 的排列构成。

[0058] 通知部 58 根据通知模式(在本实施方式中,可以说是闪烁模式、由颜色、明暗等的组合构成的发光模式),进行一种或者多种通知。本实施方式中的通知包含:1)表示测量对象组织的存在的可能性(检测测量对象组织的水准)的指标值的大小,即将可能性的程度置换为进行发光的 LED 的数目来显示的“组织检测判定中”、2)告知检测到测量对象组织的“组织检测”、以及 3)告知正实施超声波测量的“超声波测量中”。

[0059] 此外,通知内容也能够适当地包含这三个状态以外的状态。相反也能够省略“组织检测判定中”、“超声波测量中”。另外,在本实施方式中构成为利用光进行通知,但也可以构成为利用声音进行通知。该情况下,只要适当地使通知部 58 包含扬声器即可。

[0060] 图 3 是对第一发光部 54 以及第二发光部 56、和受光部 57 针对测量对象组织的检测原理进行说明的图。

[0061] 若将超声波探头 50 的测量面 52 轻轻抵靠到生物体 4 的皮肤,并从第一发光部 54 以及第二发光部 56 朝向皮下照射测量光,则能够利用受光部 57 测量与位于测量面 52 之下的组织对应的反射光。

[0062] 如根据公知的反射型脉冲血氧仪的技术所明确那样,对于第一发光部 54 照射的红色光以及第二发光部 56 照射的近红外光来说,血中的氧合血红蛋白的吸光度与脱氧血红蛋白的吸光度不同。另外,血管 6 的吸光度根据心脏的跳动而变动、脉动。

[0063] 若着眼于血管 6 和其周边组织,则因血管 6 引起的反射光的变动率(受光强度的变动率)比因血管 6 的周边组织引起的反射光的变动率大。

[0064] 即,根据反射光的变动率,能够判定由受光部 57 进行受光的反射光是血管 6 的反射光还是周边组织的反射光,换言之,能够判定在该时刻抵接超声波探头 50 的位置的皮下有血管 6 还是有皮下组织。

[0065] 具体而言,计算出将红色光的波形变动幅度 (V_{ac}) 除以波形平均电压 (V_{dc}) 后的红色反射光变动率 (V_{ac}/V_{dc}) R 、和将近红外光的波形变动幅度 (V_{ac}) 除以波形平均电压 (V_{dc}) 后的近红外反射光变动率 (V_{ac}/V_{dc}) IR 。然后,计算出“检测判定参数值 $\{(V_{ac}/V_{dc})R + (V_{ac}/V_{dc})IR\}$ ”作为表示变动率的值,并将该检测判定参数值与规定的检测判定阈值进行比较。而且,若在该阈值以上,则判断为对血管 6 的反射光进行受光,若小于阈值则判断为对血管 6 的周边组织的反射光进行受光。

[0066] 另外,即使在公知的反射型脉冲血氧仪中,也计算红色光反射变动率 (V_{ac}/V_{dc}) R 和近红外反射光变动率 (V_{ac}/V_{dc}) IR ,但在求取动脉氧饱和度时,使用前者除以后者的值 $\{(V_{ac}/V_{dc})R \div (V_{ac}/V_{dc})IR\}$ 。

[0067] 与此相对,在本实施方式中,在将红色反射光变动率与近红外反射光变动率这两种变动率之和用于血管的检测判定的点上大不同。通过使用红色反射光变动率与近红外反

射光变动率这两种变动率之和,与直接将公知的反射型脉冲血氧仪使用于血管检测的情况相比,能够显著地提高判定精度。

[0068] 图4是对本实施方式中的超声波测量的流程进行说明的图。

[0069] 若操作人员执行规定的准备操作,则如图4(1)所示,超声波测量装置10开始从第一发光部54和第二发光部56为了测量对象组织检测而照射测量光,并开始基于受光部57的受光结果的检测判定。另外,使通知部58电平(level)显示该检测判定所使用的检测判定参数值(表示测量对象组织的存在的可能性的指标值)的大小。

[0070] 操作人员根据第一发光部54从结构部59发出的红色光、通知部58的表示“组织检测判定中”的通知模式来理解检测准备完成,并将超声波探头50抵靠至生物体4。此外,也可以与第一发光部54和第二发光部56的发光开始配合,在触摸面板12中进行催促将超声波探头50抵靠到估计有测量对象组织的大致位置的显示。

[0071] 操作人员调整将超声波探头50抵靠的位置以查找测量对象组织(血管6)。通知部58的电平显示成为位置调整的依靠。

[0072] 不久,若如图4(2)所示,超声波探头50到达血管6之上,则超声波测量装置10如图3所说明那样对其进行检测,测量状态成为“组织检测”。超声波测量装置10以用于通知检测出的情况的规定检测通知模式(例如,以1Hz闪烁的发光模式)来控制第一发光部54、第二发光部56以及通知部58。对通知部58而言,若是能够控制发光颜色的通知部,则也可以以变更为规定颜色的方式进行控制。

[0073] 操作人员通过第一发光部54、第二发光部56、通知部58的发光模式发生了改变而知道位置调整结束,检测出血管并位于适于超声波测量的位置,维持超声波探头50的位置和姿势。

[0074] 若检测到测量对象组织,则接着如图4(3)所示,测量状态成为“超声波测量中”。超声波测量装置10使通知部58以通知超声波测量的开始的超声波测量通知模式(例如,长点亮和短点亮的反复发光模式)发光,并自动地开始使用了超声波元件部53的超声波测量。当然,在开始超声波测量之前,也可以适当地在触摸面板12进行告知超声波测量开始的信息的显示。

[0075] 超声波测量继续到满足规定的结束条件。结束条件例如可以是测量时间经过了规定时间、由操作人员进行的测量结束操作等。若检测到满足结束条件,则超声波测量装置10结束超声波测量,并对通知部58进行熄灭控制。

[0076] 【功能构成的说明】

[0077] 接下来,对用于实现本实施方式的功能构成进行说明。

[0078] 图5是表示本实施方式的超声波测量装置10的功能构成例的框图。超声波测量装置10具备操作输入部100、发送部102、接收部104、测量光照射部110、受光部112、通知输出部114、处理部200、图像显示部360、以及存储部500。

[0079] 操作输入部100受理操作人员的各种操作输入,向处理部200输出与操作输入对应的操作输入信号。能够由按钮开关、杠杆开关、拨码开关、触控板、鼠标等实现。图1的触摸面板12、键盘14相当于此。

[0080] 发送部102基于脉冲电压来照射超声波。

[0081] 接收部104接收由发送部102照射的超声波在生物体4的生物体内反射后的反射

波信号,并转换为电信号而输出。图2的超声波元件部53相当于发送部102以及接收部104。

[0082] 测量光照射部110以与发送部102的超声波照射范围即超声波测量的测定范围重合的方式照射用于对成为超声波测量的对象的组织(测量对象组织)的存在进行检测的测量光。由发光元件、光学元件、以及光学滤光片等实现。图2的第一发光部54以及第二发光部56相当于此。

[0083] 受光部112对测量光的反射光进行受光并转换为电信号而输出。由公知的光传感器、光学元件、光学滤光片等实现。图2的受光部57相当于此。

[0084] 通知输出部114进行对测量所涉及的各种进展情况(测量状态)加以通知的输出。例如,能够由液晶面板显示器等图像显示装置、LED、扬声器、振动器等实现,在本实施方式中,图1的触摸面板12、图2的通知部58相当于此。

[0085] 处理部200例如由CPU、GPU等微处理器、ASIC、IC存储器等电子部件实现。而且,处理部200与各功能部之间进行数据的输入输出控制,基于规定的程序、各种数据来执行各种运算处理,判定血管位置,并计算出生物体4的生物体信息。图1的处理装置30以及控制基板31相当于此。

[0086] 在本实施方式中,处理部200具有超声波测量控制部210、检测控制部220、通知控制部240、生物体信息计算部250、以及图像生成部260。

[0087] 超声波测量控制部210具有照射控制部212、发送接收控制部214、以及接收合成部216,统一地控制超声波测量。本实施方式的取样速率设为20次/秒以上的取样速度,作为其一个例子,设为以20fps测定。

[0088] 照射控制部212控制从超声波探头50发送的超声波脉冲的定时(timing),并将发送控制信号输出给发送接收控制部214。

[0089] 发送接收控制部214根据来自照射控制部212的发送控制信号产生脉冲电压并输出给发送部102。此时,能够进行发送延迟处理来进行脉冲电压向各超声波振子的输出定时的调整。另外,发送接收控制部214能够进行从接收部104输出的反射波信号的放大、滤波处理,并向接收合成部216输出其结果。

[0090] 接收合成部216根据需要进行延迟处理等来执行所谓的接收信号的配光(focus)所涉及的处理等而生成反射波信号。

[0091] 检测控制部220通过光学测量来进行作为超声波测量的对象的组织的检测所涉及的控制。在本实施方式中,包含控制测量光照射部110的发光测量光发光控制部222、和接收来自受光部112的输出信号并计算光学测量所涉及的各种参数值来检测测量对象组织的检测判定部224。

[0092] 检测测量对象组织的存在的光学测量所涉及的各种参数值被存储于存储部500。例如,计算并存储红色光波形平均值511、红色光波形变动幅度512、红色反射光变动率513、近红外光波形平均值521、近红外光波形变动幅度522、近红外反射光变动率523、以及检测判定参数值530。

[0093] 通知控制部240控制通知输出部114的输出。在本实施方式中,在通过检测控制部220检测到测量对象组织的存在的情况下,能够进行使测量光照射部110、通知输出部114以规定的发光模式发光的控制。

[0094] 生物体信息计算部 250 基于接收合成部 216 生成的反射波信号, 计算与测量对象组织有关的生物体信息。例如, 是血管直径、动脉硬化指标值、弹性指标值、血压、血管年龄、IMT(Intima Media Thickness: 血管内膜中层厚度) 等。计算结果作为生物体信息测量结果 540 存储于存储部 500。此外, 生物体信息测量结果 540 中也能够适当地包含成为计算结果的基础的反射波信号的数据。

[0095] 图像生成部 260 生成各种操作画面、与测量对象组织的存在检测有关的图像、用于显示超声波测量以及生物体信息测定的测量结果的图像、通知测量状态的图像等并输出给图像显示部 360。

[0096] 图像显示部 360 显示从图像生成部 260 输入的图像数据。图 1 的触摸面板 12 相当于此。

[0097] 存储部 500 由 IC 存储器、硬盘、光盘等存储介质实现, 存储各种程序、处理部 200 的运算过程的数据等各种数据。在图 1 中, 搭载于处理装置 30 的控制基板 31 的存储介质 33 相当于此。此外, 处理部 200 与存储部 500 的连接并不限于通过装置内的内部总线电路的连接、也可以利用 LAN(Local Area Network: 局域网)、因特网等通信线路实现。该情况下, 存储部 500 也可以由与超声波测量装置 10 独立的外部存储装置实现。

[0098] 存储部 500 存储测量程序 501、反射波信号 510、红色光波形平均值 511、红色光波形变动幅度 512、红色反射光变动率 513、近红外光波形平均值 521、近红外光波形变动幅度 522、近红外反射光变动率 523、检测判定参数值 530、以及生物体信息测量结果 540。

[0099] 处理部 200 通过读出测量程序 501 并执行, 来实现超声波测量控制部 210、检测控制部 220、通知控制部 240、生物体信息计算部 250、以及图像生成部 260 等的功能。

[0100] 此外, 在以电子电路等硬件实现这些功能部的情况下, 能够省略用于实现该功能的程序的一部分。例如, 若以 LSI 等实现检测控制部 220, 则能够省略用于实现检测控制部 220 的功能的程序部分、即检测判定程序 502。

[0101] 反射波信号 510 是通过超声波测量得到的反射波信号的数据, 由超声波测量控制部 210 按每一帧生成。例如, 在一个反射波信号 510 中超声波振子的识别信息 (Tr) 和测定出的帧识别信息 (fr) 对应地储存。

[0102] 此外, 除了这些以外, 存储部 500 还能够适当地存储各种标志、计时用的计数器值等血管位置的判定以及生物体信息的计算所需要的数据。

[0103] 【处理的流程的说明】

[0104] 接下来, 对超声波测量装置 10 的动作进行说明。

[0105] 图 6 是用于说明超声波测量装置 10 的测量对象组织的存在检测以及超声波测量所涉及的处理的流程的流程图。

[0106] 首先, 处理部 200 以测量对象组织的检测用的发光模式 (例如, 常亮状态) 开始第一发光部 54 以及第二发光部 56 的发光 (步骤 S10)。然后, 基于受光部 57 的受光结果开始检测判定参数值 530 的逐次计算 (步骤 S12), 并开始通知部 58 对检测判定参数值 530 的电平显示 (步骤 S14)。另外, 由于测量对象组织的存在检测的准备完成, 所以将超声波探头 50 抵靠到皮下可能位于测量对象组织 (在本实施方式中为血管 6, 更具体而言为动脉) 的大体的皮肤面位置, 生成催促操作人员进行位置调整的引导图像, 并使其显示于触摸面板 12 (步骤 S16)。

[0107] 若逐次计算的检测判定参数值 530 达到规定的检测判定阈值（步骤 S20：是），则处理部 200 以检测通知模式控制通知部 58（步骤 S22），并以检测通知模式对第一发光部 54 进行发光控制（步骤 S24）。然后，使对检测到测量对象组织的情况进行告知的画面显示于触摸面板 12（步骤 S26）。

[0108] 接下来，处理部 200 使通知部 58 开始基于超声波测量模式的控制（步骤 S28），并开始使第一发光部 54 根据超声波测量模式而发光的控制（步骤 S30）。然后，使告知开始超声波测量的情况的画面显示于触摸面板 12（步骤 S44）。

[0109] 然后，处理部 200 开始超声波测量（步骤 S50）。开始基于超声波测量结果的生物体信息的计算和记录（步骤 S52）。此外，优选在开始前适当地进行倒计时处理。另外，也可以适当地停止来自第一发光部 54 以及第二发光部 56 的发光。

[0110] 在开始了超声波测量之后，若检测到满足规定的结束条件（步骤 S54：是），则处理部 200 执行测量结束处理（步骤 S60）而结束一系列的处理。

[0111] 以上，根据本实施方式，能够实现对超声波测量的测量对象的位置进行检测的辅助功能。并且，由于为了实现辅助功能不需要以往那样的二维排列型的超声波阵列，只要准备第一发光部 54 和第二发光部 56 即可，所以能够更廉价地实现辅助功能。对于测量状态的通知，若利用来自结构部 59 的漏光即可则也能够省略通知部 58，能够更廉价地实现辅助功能。

[0112] 另外，以往尤其在专利文献 1 的技术中，操作人员必须注视从操纵超声波探头的手边分开的显示器画面所放映出的超声波图像，从该显示器画面读解出测量对象组织的存在，超声波探头的位置调整要求熟练、集中力。然而，在本实施方式中，若检测测量对象组织，则由于利用超声波探头进行告知检测的通知，所以操作人员只要注目操纵超声波探头的手边即可，不需要读解超声波图像，也不要求为此的集中力。能够大幅减少操作人员的操作负担。

[0113] 此外，在本实施方式中，构成为从第一发光部 54 与第二发光部 56 分别照射不同的波长的测量光，但也能够省略任意一方。

[0114] 另外，也能够与超声波测量并行或者与超声波测量分开地使第一发光部 54、第二发光部 56 以及受光部 57 作为公知的反射型脉冲血氧仪发挥作用。

[0115] 【第二实施方式】

[0116] 接下来，对应用了本发明的第二实施方式进行说明。

[0117] 本实施方式基本上以与第一实施方式相同的方式实现，但不利用处理装置 30 而由超声波探头进行用于对测量对象组织的存在进行检测的光学测量所涉及的控制的点不同。此外，以下主要对与第一实施方式的差异进行叙述，对与第一实施方式相同的构成要素赋予相同的符号并省略重复的说明。

[0118] 图 7 是表示本实施方式中的超声波探头 50B 的构成例的三面图。本实施方式的超声波探头 50B 在主体外壳 51 的内部具备探头控制基板 60。该基板搭载有 CPU61、IC 存储器 62、第一发光部 54、第二发光部 56、对控制通知部 58 的信号进行输入输出的接口 IC63、以及用于与处理装置 30 进行数据通信的通信 IC64。

[0119] CPU61 读入存储于 IC 存储器 62 的程序，执行用于控制第一发光部 54、第二发光部 56、通知部 58 的各种运算处理。

[0120] 图 8 是表示本实施方式中的功能构成例的功能框图。

[0121] 在本实施方式中,若与第一实施方式相比,则检测控制部 220 与通知控制部 240 不包含于处理部 200 而包含于超声波探头 50B 的探头处理部 200P(相当于图 7 的探头控制基板 60)。

[0122] 另外,探头处理部 200P 具有探头侧通信部 242(相当于图 7 的通信 IC64),与处理部 200 的本机侧通信部 244 之间进行数据通信。

[0123] 探头处理部 200P 通过读出存储于探头存储部 500P(相当于图 7 的 IC 存储器 62)的检测判定程序 502 并执行,来实现作为检测控制部 220 以及通知控制部 240 的功能。当然,在由 IC 芯片等硬件实现检测控制部 220 以及通知控制部 240 的情况下,不受此限制。

[0124] 图 9~图 10 是用于说明本实施方式中的超声波测量装置 10 的测量对象组织的存在检测以及超声波测量所涉及的处理的流程的流程图。

[0125] 本实施方式的处理的流程基本上与第一实施方式相同,但下面的点不同。即,若处理部 200 向探头处理部 200P 发送测量准备请求(步骤 S2),则探头处理部 200P 接收该请求(步骤 S4:是),执行步骤 S10~步骤 S30,并向处理部 200 发送准备结束通知(步骤 S40)。

[0126] 移至图 10 的流程图,若接收到准备结束通知(步骤 S42:是),则处理部 200 执行步骤 S44~步骤 S54。然后,若满足结束条件(步骤 S54:是),则向探头处理部 200P 发送测量结束通知(步骤 S56),执行测量结束处理(步骤 S60)。

[0127] 另一方面,若接收到结束通知(步骤 S62:是),则探头处理部 200P 执行第一发光部 54、第二发光部 56 的发光的停止、以及结束通知部 58 的通知等测量结束处理(步骤 S64)。

[0128] 【变形例】

[0129] 以上,对应用了本发明的实施方式进行了说明,但并不限于上述实施方式,能够适当地实施构成要素的追加、省略、变更。

[0130] 例如,在上述实施方式中独立地设置了通知部 58,但也可以将其省略,构成为由第一发光部 54 的发光模式的控制和结构部 59 提供测量状态的通知功能。

[0131] 例如,也能够如图 11 所示的超声波探头 50C 那样,构成为使第一发光部 54、第二发光部 56 以及受光部 57 靠近超声波元件部 53 的排列的一侧设置。另外,也可以代替第一实施方式或者第二实施方式的结构部 59 而设置引导来自第一发光部 54 的光并适当地使其漫射放光的导光件 59C。

[0132] 另外,超声波探头 50~50C 的形状也并限于棒状,也可以如图 12 所示的超声波探头 50D 那样,为能够利用凝胶等贴付于生物体 4 的皮肤面的片状或者板状。在该构成的情况下,优选在主体外壳 51 的上表面(操作人员侧的面)设置对超声波元件部 53 的排列进行表示的排列方向标记 71、和表示将第一发光部 54 以及第二发光部 56 与受光部 57 连接的方向的光学测量方向标记 72。也可以由 LED 等实现排列方向标记 71、光学测量方向标记 72 而使其作为通知部 58 发挥作用。

[0133] 符号说明

[0134] 4...生物体,6...血管,10...超声波测量装置,12...触摸面板,14...键盘,30...处理装置,31...控制基板,32...CPU,33...存储介质,34...通信 IC,50...超声波探头,51...主体外壳,52...测量面,53...超声波元件部,54...第一发光部,56...第二发光部,57...受光部,58...通知

部,59...结构部,59C...导光件,60...探头控制基板,62...IC 存储器,63...接口 IC,64...通信 IC,71...排列方向标记,72...光学测量方向标记,100...操作输入部,102...发送部,104...接收部,110...测量光照射部,112...受光部,114...通知输出部,200...处理部,200P...探头处理部,210...超声波测量控制部,212...照射控制部,214...发送接收控制部,216...接收合成部,220...检测控制部,222...测量光发光控制部,224...检测判定部,240...通知控制部,242...探头侧通信部,244...本机侧通信部,250...生物体信息计算部,260...图像生成部,360...图像显示部,500...存储部,500P...探头存储部,501...测量程序,502...检测判定程序,510...反射波信号,511...红色光波形平均值,512...红色光波形变动幅度,513...红色反射光变动率,521...近红外光波形平均值,522...近红外光波形变动幅度,523...近红外反射光变动率,530...检测判定参数值,540...生物体信息测量结果。

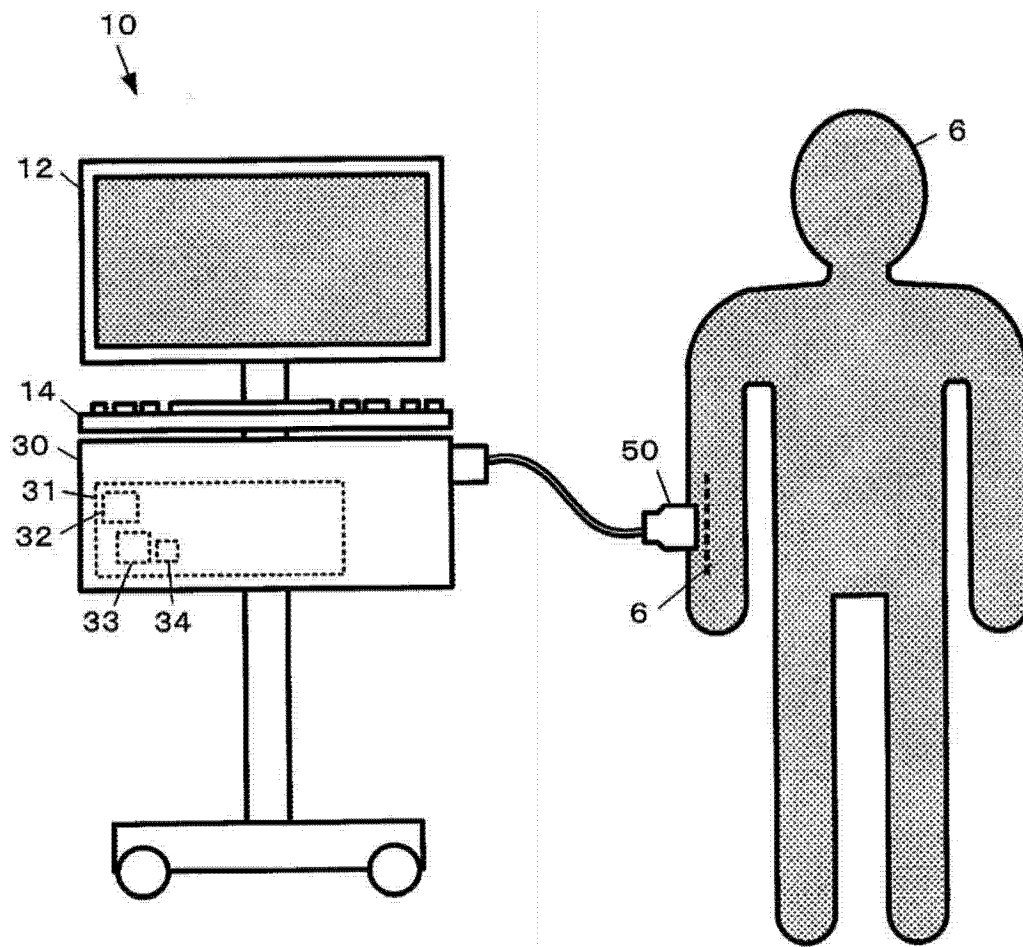


图 1

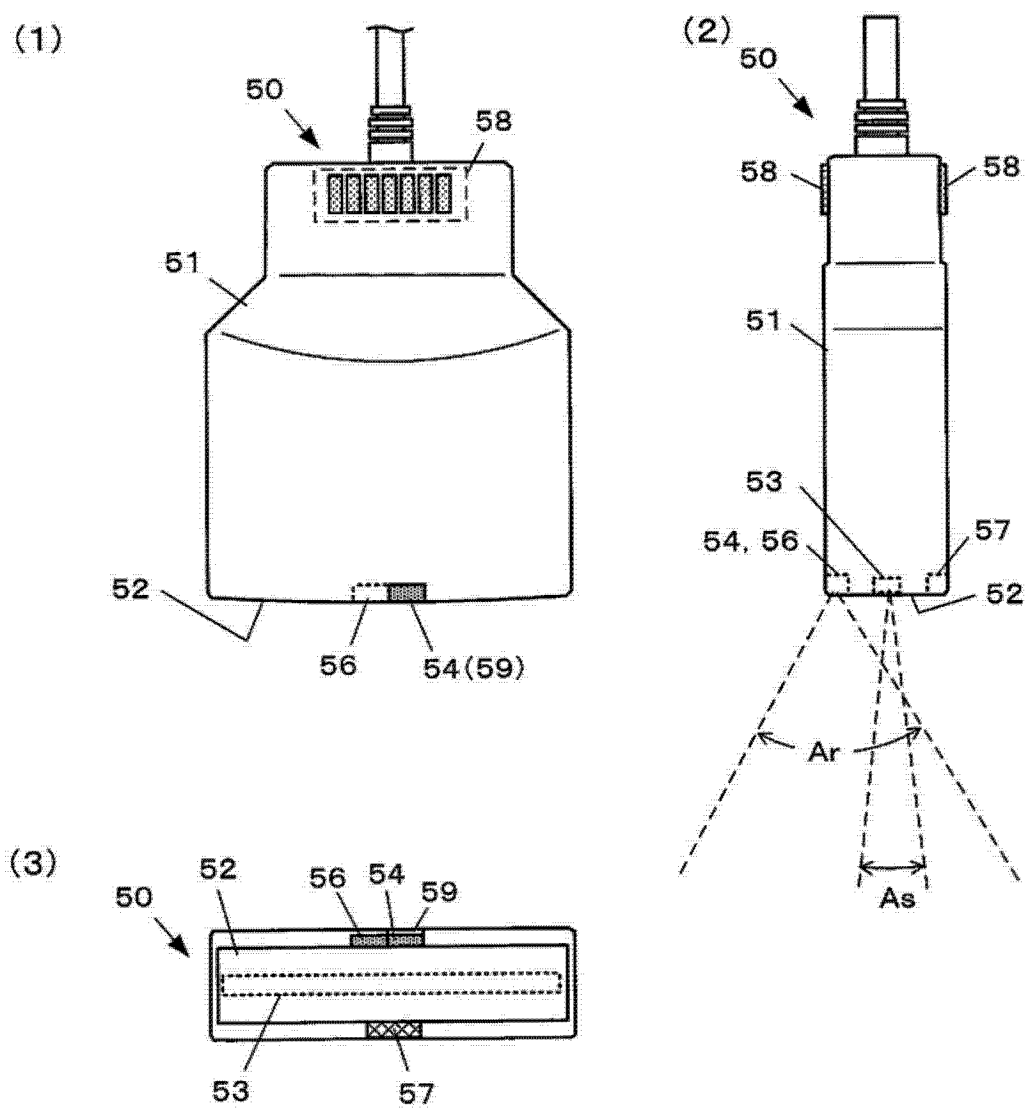


图 2

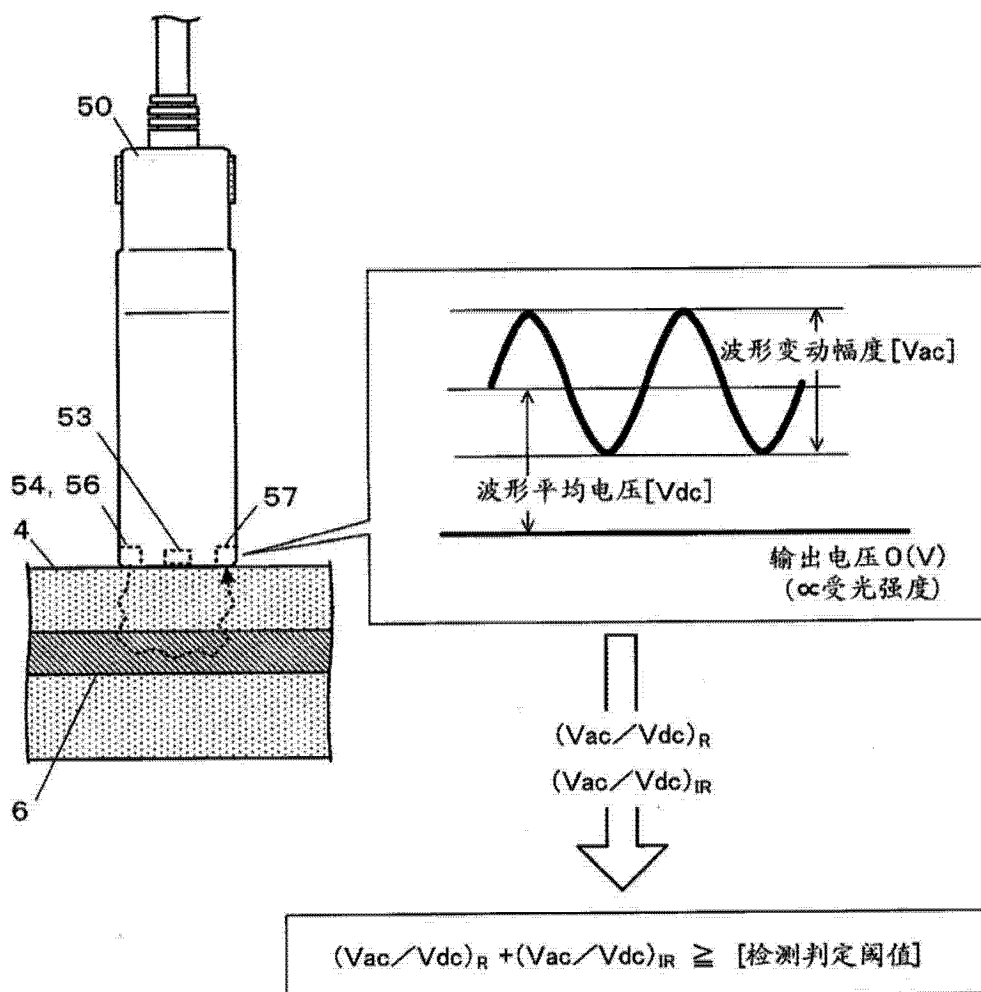


图 3

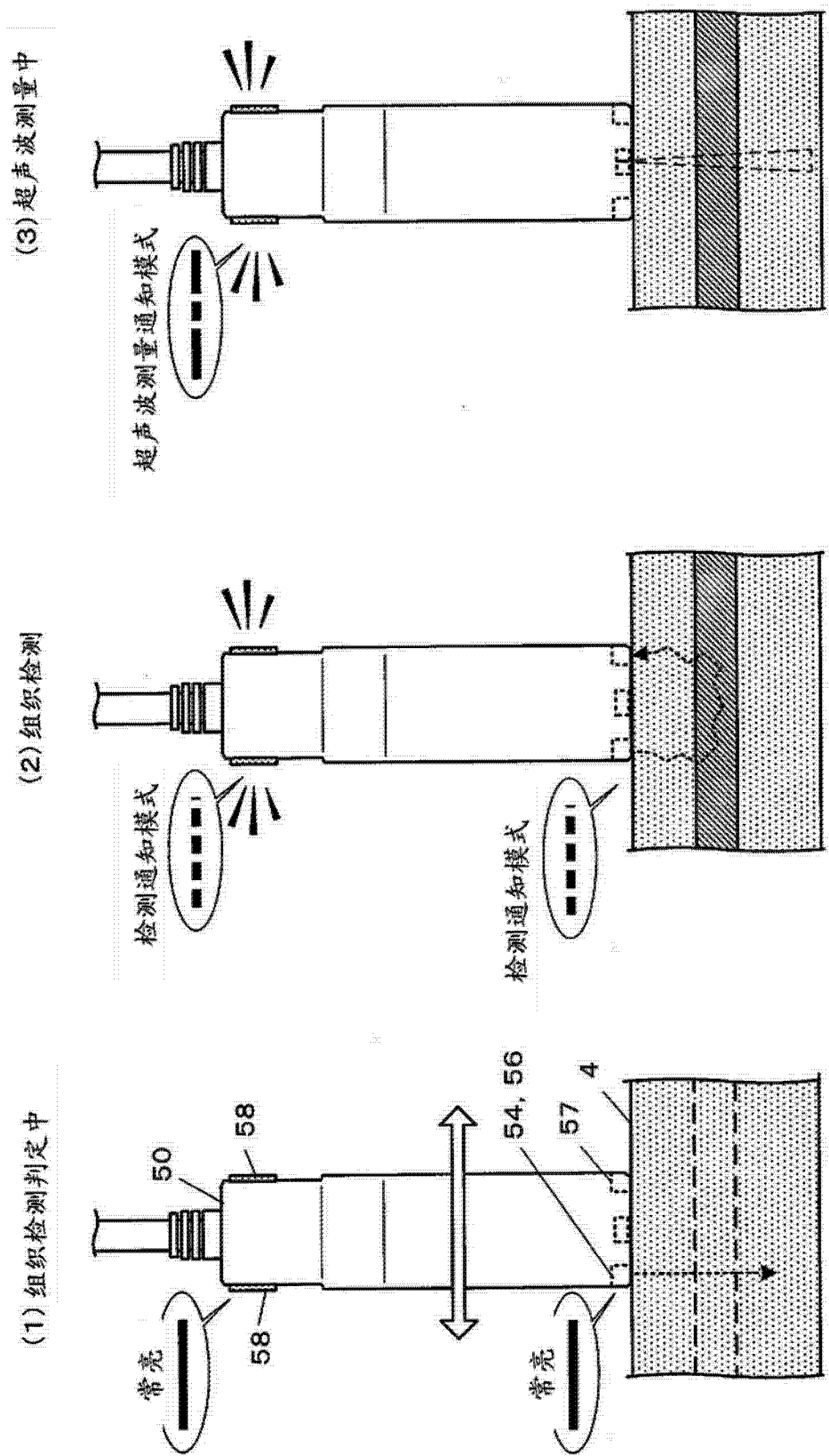


图 4

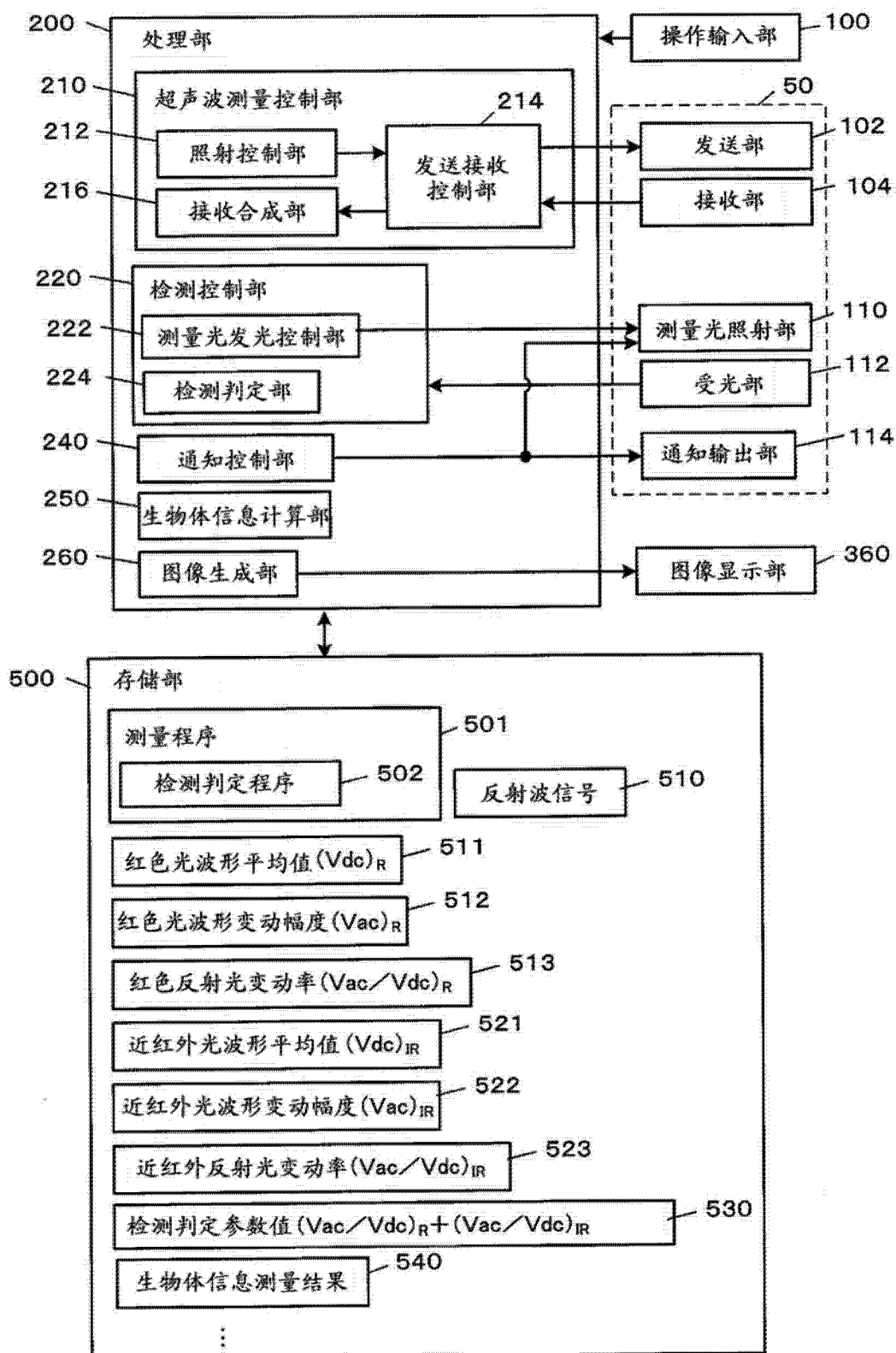


图 5

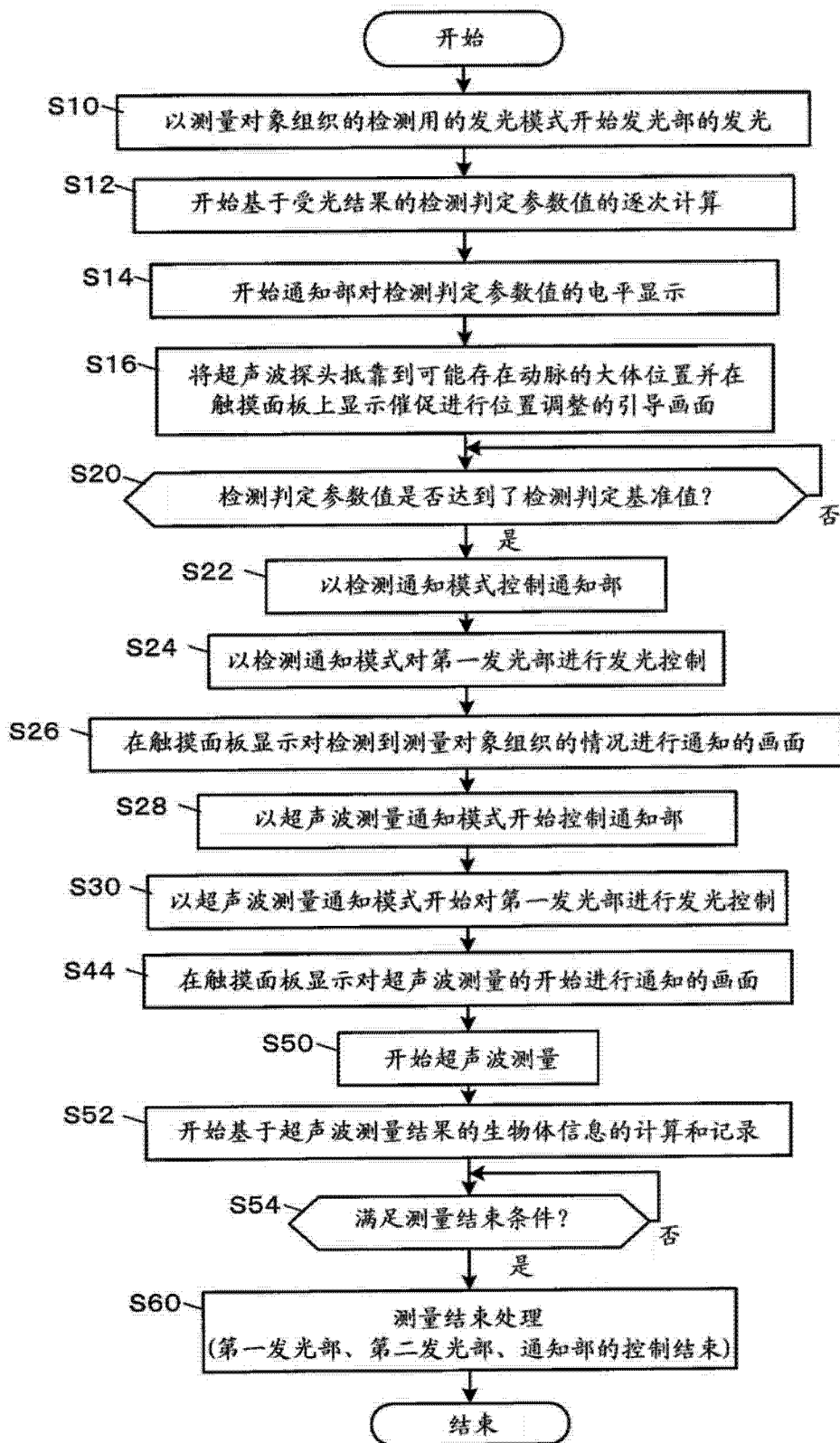


图 6

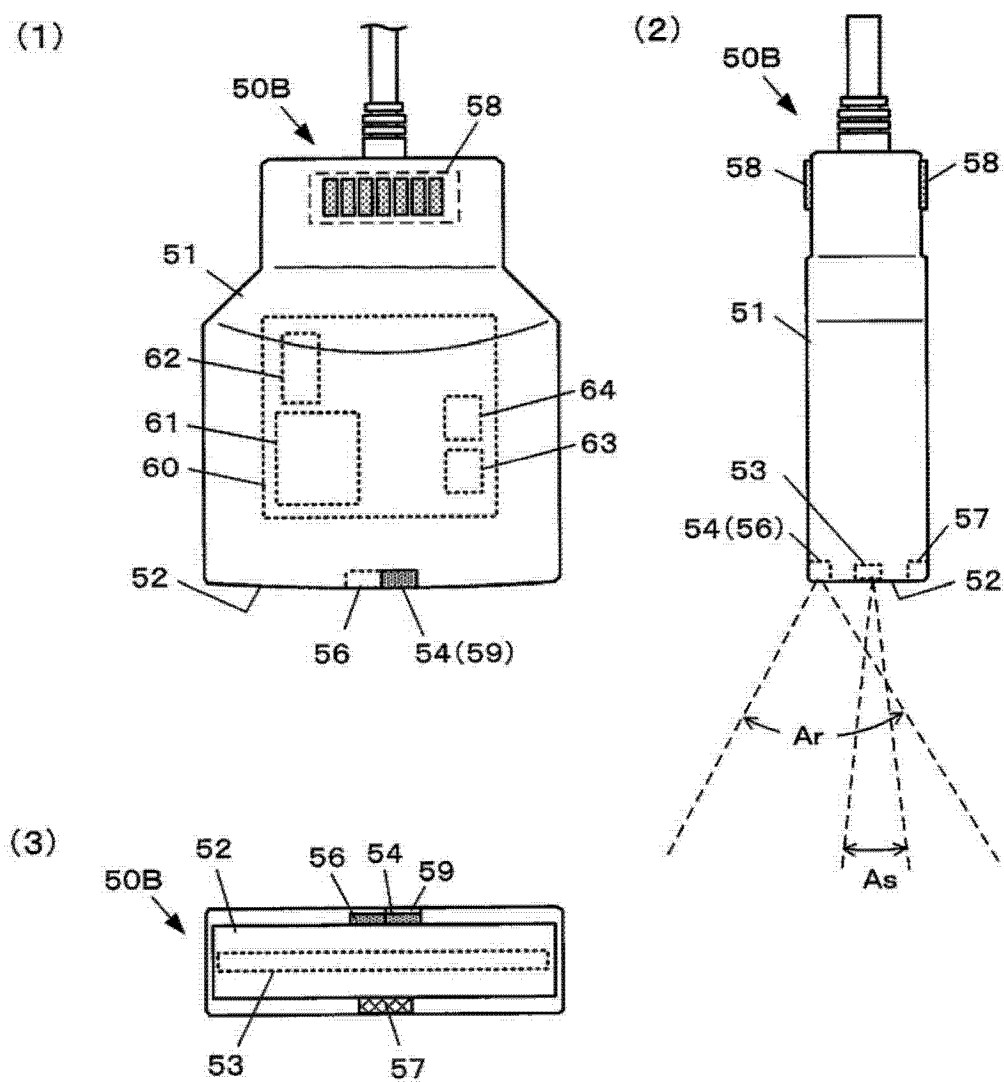


图 7

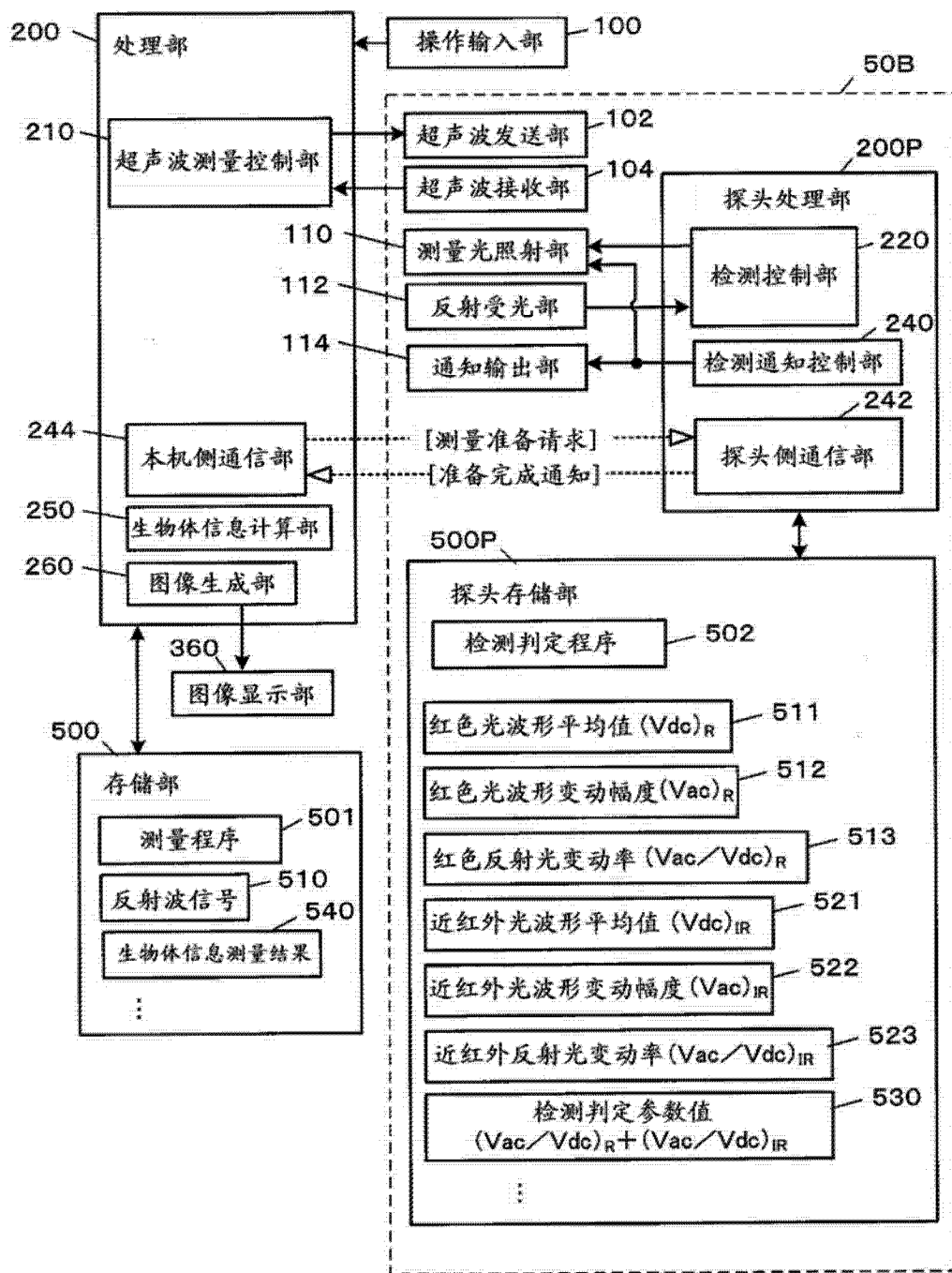


图 8

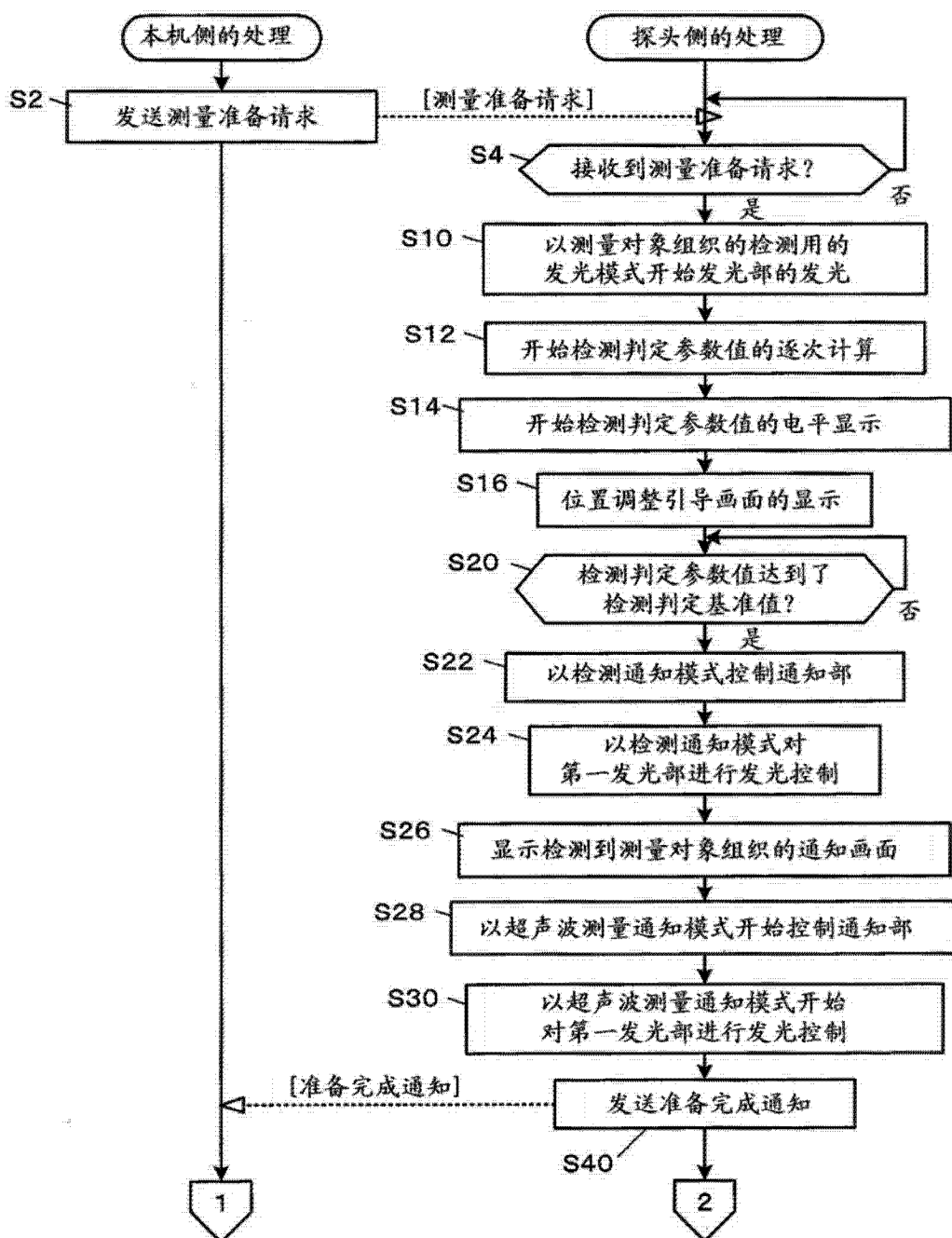


图 9

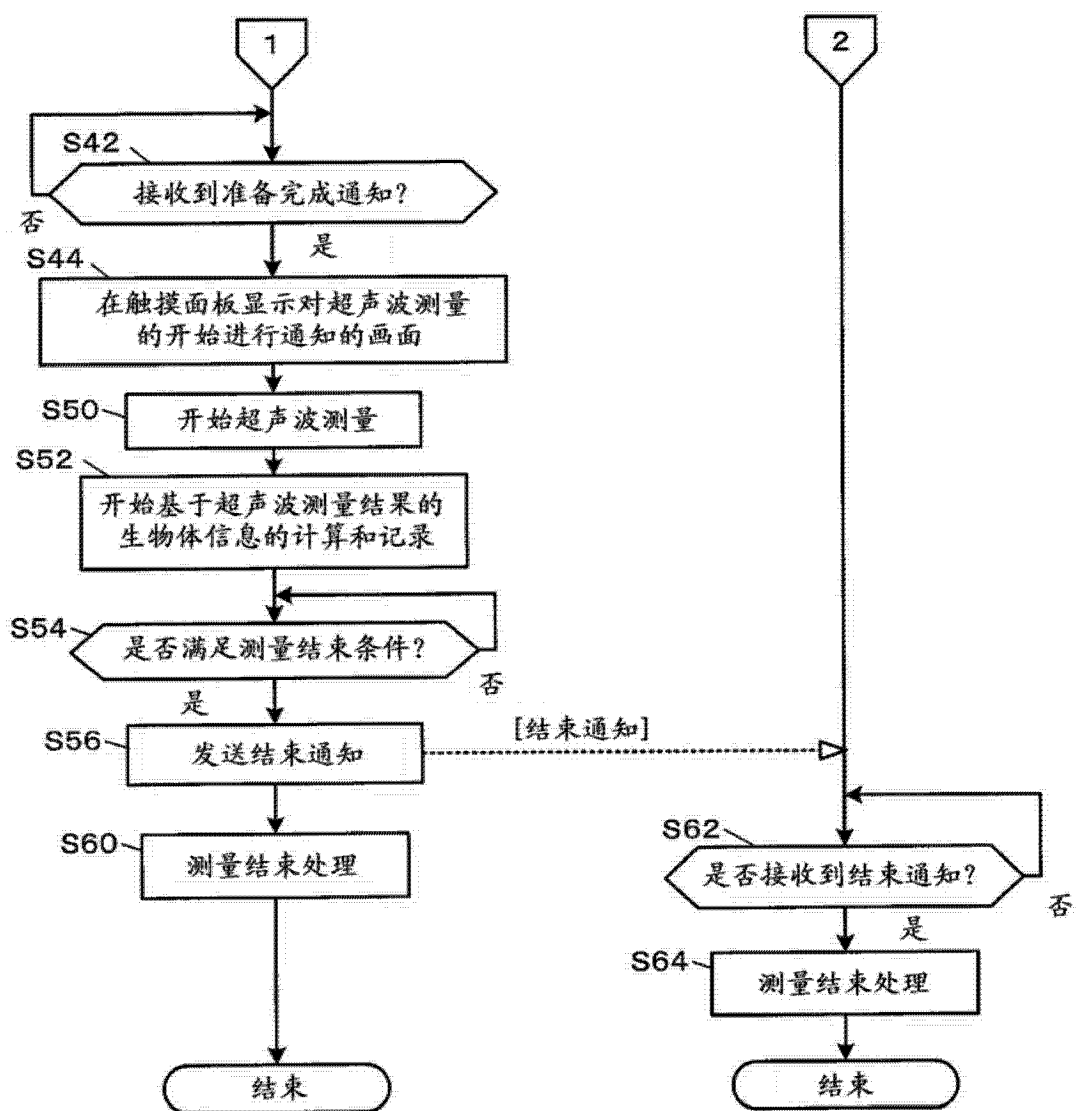


图 10

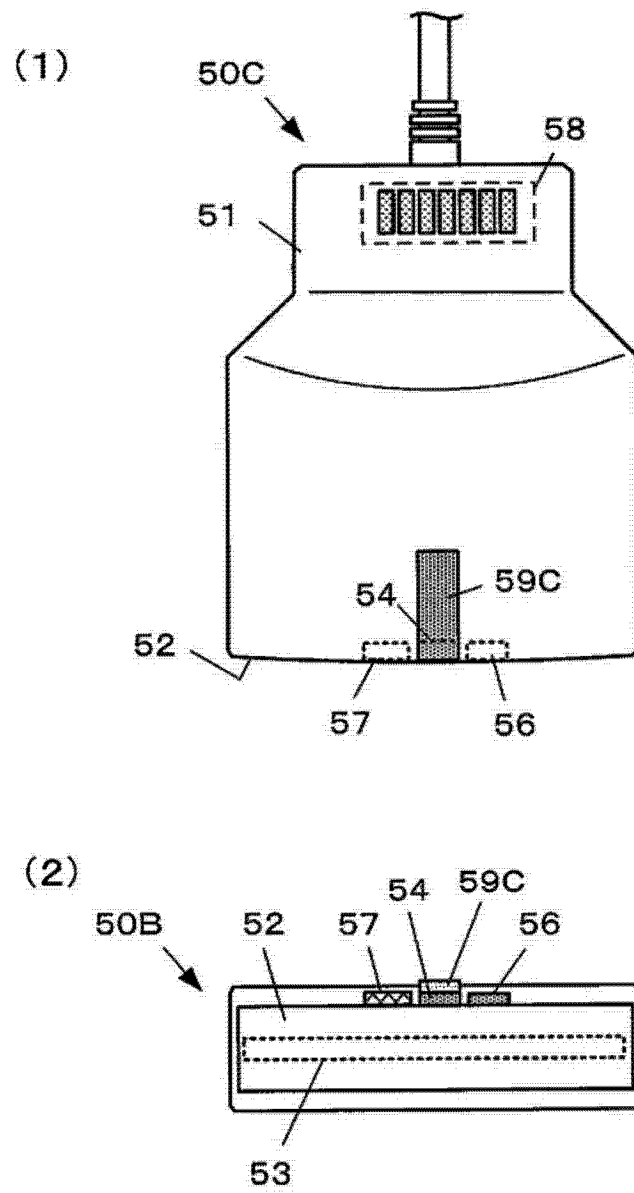


图 11

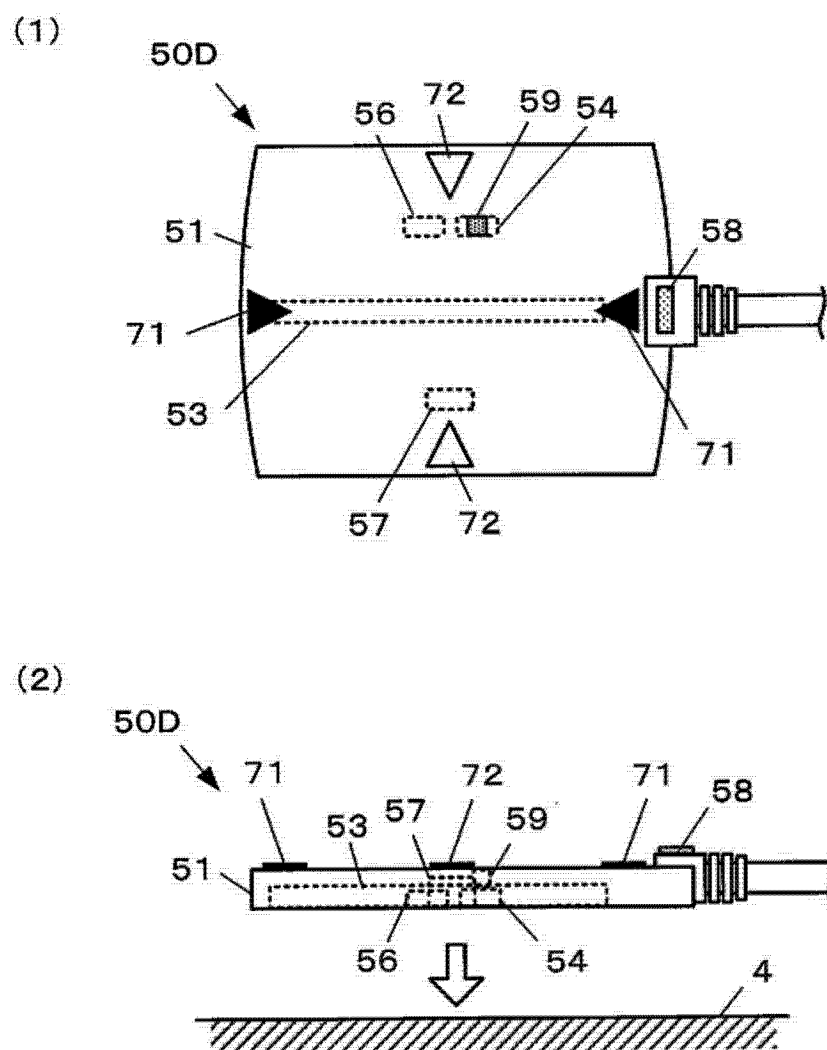


图 12