(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 111065431 B
(45)授权公告日 2022.04.05

(21)申请号 201880050012.1
(22)申请日 2018.08.01
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111065431 A
(43)申请公布日 2020.04.24
(30)优先权数据
10-2017-0098006 2017.08.02 KR
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.02.02
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2018/008750 2018.08.01
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/027253 KO 2019.02.07
(73)专利权人 财团法人峨山社会福祉财团
地址 韩国首尔
专利权人 蔚山大学校产学协力团
(72)发明人 黄昌模 金泳学 南基柄 崔载舜 郑基锡 陈苏软
(74)专利代理机构 深圳市铭粤知识产权代理有限公司 44304
代理人 孙伟峰 阳志全
(51)Int.Cl.
A61M 25/00(2006.01)
A61B 18/12(2006.01)
A61B 18/14(2006.01)
A61B 90/00(2006.01)

(56)对比文件
US 7684657 B2,2010.03.23
JP 2014140622 A,2014.08.07
CN 101983031 A,2011.03.02
US 2006133715 A1,2006.06.22
TOTSU, Kentaro 等.Ultra-miniature fiber-optic pressure sensor using white light interferometry.《JOURNAL OF MICROMECHANICS AND MICROENGINEERING》.2005,第15卷(第1期),第71-75页.
POLYGERINOS, Panagiotis等.MRI-Compatible Intensity-Modulated Force Sensor for Cardiac Catheterization Procedures.《IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING》.2011,第58卷(第3期),第721-726页.

审查员 孙玉晗

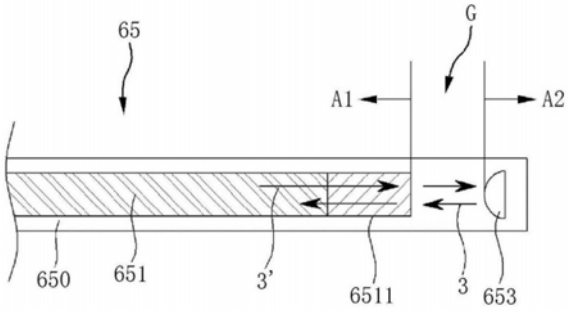
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

利用光纤感应前端压力的导管及导管系统

(57)摘要

根据本发明,提供一种导管,包括:导管主体,其中,形成有一个以上通道的路径被定义为第一区域,具有被施加外力的尖端的前端被定义为第二区域,并且,在所述第一区域及所述第二区域之间具有间隙(gap);光纤,包括贯入所述通道并位于所述第一区域的光芯,所述光纤随着所述光芯通过所述间隙(gap)向所述第二区域发射光来接收由下述反射镜反射的光;以及反射镜,设置在所述前端的内侧并位于所述第二区域,并且,定位成其球面朝向所述第一区域方向不平坦,当向所述尖端施加外力时,在所述间隙(gap)处,所述光芯的输出端与所述反射镜的间隔距离改变,从而基于所述反射镜反射的光量的变化量来感应施加至所述尖端的外力的方向及大小。



CN 111065431 B

1.一种导管,其特征在于,包括:

导管主体,其中,形成有一个以上通道的路径被定义为第一区域,具有被施加外力的尖端的前端被定义为第二区域,并且,在所述第一区域及所述第二区域之间具有间隙;

光纤,包括贯入所述通道并位于所述第一区域的光芯,所述光纤由三个光芯以120°的间隔布置,所述光纤随着所述光芯通过所述间隙向所述第二区域发射光来接收由下述反射镜反射的光;以及

反射镜,设置在所述前端的内侧并位于所述第二区域,并且,定位成其球面朝向所述第一区域方向不平坦,

当向所述尖端施加外力时,在所述间隙处,所述光芯的输出端与所述反射镜的间隔距离改变,从而基于所述反射镜反射的光量的变化量来感应施加至所述尖端的外力的方向及大小,所述三个光芯各自不同地接收倾向侧方向的所述反射镜所反射的光量。

2.根据权利要求1所述的导管,其特征在于,还包括:

弹性构件,配置成将所述间隙包裹在所述导管主体的内侧,由与所述导管主体具有不同弹性力的材料制成,使施加至所述尖端的外力集中到前端。

3.根据权利要求1所述的导管,其特征在于,

所述光纤在输出端涂覆有滤光器,所述滤光器将从所述光芯发射到所述间隙的一部分光进行反射,并使剩余光穿过,由此仅将所述光芯照射的一部分光发射到所述第二区域。

4.根据权利要求3所述的导管,其特征在于,

所述光纤接收从所述滤光器反射的光作为第一光,

接收穿过所述滤光器并从所述反射镜反射的光作为第二光,

利用所述第二光的光量信息,感应施加至所述尖端的外力的方向及大小。

5.根据权利要求1所述的导管,其特征在于,

所述反射镜形成有朝向所述第一区域的方向凸起的球面,

当以所述导管主体的线轴为基准,从外侧方向施加外力时,从所述光芯输出的光以斜角射入所述反射镜。

6.一种导管系统,其特征在于,包括:

导管主体,其中,形成有一个以上通道的路径被定义为第一区域,具有被施加外力的尖端的前端被定义为第二区域,并且,在所述第一区域及所述第二区域之间具有间隙;

光纤,包括贯入所述通道并位于所述第一区域的光芯,所述光纤由三个光芯以120°的间隔布置,所述光纤随着所述光芯通过所述间隙向所述第二区域发射光来接收由下述反射镜反射的光,所述三个光芯各自不同地接收倾向侧方向的所述反射镜所反射的光量;

导管,具有设置在所述前端的内侧并位于所述第二区域的反射镜;以及

光量分析部,接收由所述光纤接收的反射光的光量,并根据光量的变化量计算出施加至所述尖端的外力的方向及大小。

7.根据权利要求6所述的导管系统,其特征在于,

所述导管在输出端涂覆有滤光器,所述滤光器将从所述光芯发射到所述间隙的一部分光进行反射,并使剩余光穿过,由此仅将所述光芯照射的一部分光发射到所述第二区域,

所述光量分析部接收从所述滤光器反射的第一光的光量及穿过所述滤光器并从所述反射镜反射的第二光的光量,并利用所述第二光的光量信息计算施加至所述导管的尖端的

外力的方向及大小。

利用光纤感应前端压力的导管及导管系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种利用光纤感应前端压力的导管及导管系统，利用光量的变化能够敏感地测量施加至导管前端的接触力及方向，适用于心血管介入手术。

背景技术

[0002] 一般来说，导管是一种医疗设备，用于将导管插入患者体内并在患部进行射频治疗，或将医疗物质注入体内，并将体液从体内排出。

[0003] 在利用如上所述的导管进行治疗的过程中，当作为导管的前端的尖头对患者的患部施加过大的压力时，有可能损伤患部。与此相反，当导管的前端与患部接触的压力太小时，则患部有可能得不到适当的治疗，因此，需要根据治疗的位置和类型来精确地测量施加至患部的导管的压力。

[0004] 此外，利用影像设备将导管引导到目标患部进行治疗及手术，我们称之为介入手术。介入手术的特点是微创，它可以提高手术的安全性、改善患者的预后及减少疼痛和伤疤，提升了患者的满意度，其应用范围逐渐扩大。然而，介入手术需要医生在手术过程中进行精确的操作，手术的成败取决于医生的经验和能力。此外，根据手术类型的不同，在治疗心血管等敏感部位时，可能无法精确定位，导致血管损伤，还可能引起其他并发症、辐射暴露等问题，因此开发能够在短时间内进行精准手术的医疗器械和设备至关重要。即，目前主要的技术课题在于，从患者的角度来讲，患者希望最大限度地降低由于医疗人员的经验、能力导致的并发症；从医疗人员的角度来讲，他们希望搭建能够远程执行介入治疗的控制系统，避免由于对多名患者进行手术而持续暴露在辐射环境的问题。

[0005] 当构建用于心血管介入手术的远程控制系统时，硬件层面的配置可以有以下几个：引导到心脏的导管；使医务人员操作导管的触觉主操纵器(HapticMaster Manipulator)及通过与主操纵器的操作连动来控制导管的从机器人(Slave Robot)。在此，导管传递支架或配备用于高频消融的电极来执行射频消融术。如上所述，需要对导管进行精确控制，若想实现远程控制，导管的感应信息、位置信息、心电图信息等功能上的精确度直接影响手术的成败。

[0006] 在心血管介入手术中，导管进入心脏的内部并与心脏壁接触来标测心脏。在心血管介入手术中，尤其需要精确测量施加至导管的前端的接触力(压力)的大小及方向。当执行射频消融术时，若在导管没有与目标组织接触的情况下进行射频，会在位于心房内部的导管电极周围形成血凝块，导致脑梗塞、主要器官栓塞等现象。或者，若在心房内壁不断收缩的情况下导管过度接触心脏内壁，可能会发生刺穿内壁等重大医疗事故。

[0007] 可见，在介入手术过程中，在标测或对组织进行射频消融时，需精确测量导管对前端施加的压力，因此如今出现了各种用于测量施加至导管的尖头的压力的传感器。目前人们使用一种力传感器，该力传感器利用随外力变化输出不同电流的电压力传感元件。然而，当向利用电压力传感元件的力传感器施加较小的外力时，输出电流变化不大，若要精确测量电流的变化需要昂贵的设备，此外，当通过增大电压力传感元件的尺寸来增加电流时，导

管的大小也会随之增大。

[0008] 因此,作为现有技术,提出了另一种用于测量施加至导管的尖头的压力的技术方案,美国授权专利第8,567,265号公开了一种用于利用光纤感应三个轴向上的前端力的导管。图1显示上述美国授权专利第8,567,265号。参照图1,美国授权专利第8,567,265号的导管与现有的电压力传感方式不同,它利用光纤,通过对根据导管前端弯曲时产生的光的反射的法布里-伯罗干涉现象(Fabry-Perotinterferometer)进行分析来计算出弯曲值和接触压力。图1所示的美国授权专利第8,567,265号的导管的感应组件92具有形成有三段间隙(gap)921的结构构件102。此时,结构构件102外周表面的一部分形成有以120°布置并各具有不同高度的狭缝状的间隙921。在此,配置并固定三根光纤(optical fiber)104,从而使光芯的输出端以120度的间隔位于各间隙921。三段间隙921形成类似弹簧的段结构,当外力F从特定方向施加至前端时,各位置上的间隙921的间隔发生变化并由此进行反射,通过分析光纤104接收的光的多干涉现象,感应接触力的大小及方向。

[0009] 图2显示应用图1美国授权专利第8,567,265号导管技术的导管的原理,摘自圣犹达医疗公司的TactiCathTM产品描述。法布里-伯罗干涉现象通常在两个具有高反射率的反射镜之间插入一个间隙腔(gapcavity)。法布里-伯罗干涉现象的基本原理如下:当通过光纤传输的多波长(λ1、λ2、λ3…)射入滤光器时,它在间隙腔中产生多干扰现象,仅使特定波长穿过并反射其他剩余波长,从而选择所需数据。参照图2,结构构件102的间隙921被示为法布里-伯罗(Fabry-PerotCavity)腔,可以看出,利用法布里-伯罗干涉现象,通过三个间隙921干涉的光的波长信息来计算外力的方向及大小。

[0010] 应用图1及图2显示的前端压力感应导管技术的另一种产品为由强生医疗公司的生理产品(BiosenseWebster)发布的诊断/消融可调弯头端导管(ThermoCoolSmartTouch)。该产品能准确传递导管的方向和接触力的强度,提高了安全性,经美国FDA批准,已在韩国上市。

[0011] 如上所述,用于测量施加至导管的尖头的压力的技术已经从利用电压力传感元件发展到利用具有优异安全性的光纤的导管。

[0012] 然而,在图1及图2所示的现有的导管作为感应组件92,除了光纤,还必须具备结构构件102。此时,结构构件102应形成有以120°布置并各具有不同高度的狭缝状的间隙921。其结果,结构构件102需要在长度方向形成等间距的至少三个间隙921。因此,现有导管中,结构构件102在前端所占的长度比重较大,导致在测量导管前端的准确的位置变化方面存在局限性。并且,利用法布里-伯罗的多重干涉现象分析光的波长信息时,存在系统设计复杂,生产成本提高的问题。

[0013] 由此,本申请人如上述的在先技术发明了另一种形式的导管,其既利用光纤测量导管前端的压力,又可以仅靠易于获取及分析的光量的信息来感应前端的压力的大小及方向。

[0014] 在先技术文献

[0015] 专利文献

[0016] (专利文献1)美国授权专利第8,567,265号

发明内容

[0017] 要解决的技术问题

[0018] 本发明的目的在于提供一种导管，能够根据光量的变化量来测量施加至导管前端的压力。并且，本发明的另一目的在于提供一种导管，可以通过辨别施加至导管前端的压力的三个轴向来测量压力的大小。此外，本发明的又另一目的在于提供一种导管，由于用于测量压力的感应组件结构简单，因此其可以形成在导管的前端的微小区域，从而可以更精确地测量前端的接触力。

[0019] 解决问题的技术方法

[0020] 为了达到上述目的，根据本发明的导管包括：导管主体，其中，形成有一个以上通道的路径被定义为第一区域，具有被施加外力的尖端的前端被定义为第二区域，并且，在所述第一区域及所述第二区域之间具有间隙(gap)；光纤，包括贯入所述通道并位于所述第一区域的光芯，所述光纤随着所述光芯通过所述间隙(gap)向所述第二区域发射光来接收由下述反射镜反射的光；以及反射镜，设置在所述前端的内侧并位于所述第二区域，并且，定位成其球面朝向所述第一区域方向不平坦，当向所述尖端施加外力时，在所述间隙处，所述光芯的输出端与所述反射镜的间隔距离改变，从而基于所述反射镜反射的光量的变化量来感应施加至所述尖端的外力的方向及大小。

[0021] 优选地，根据本发明的导管还可以包括弹性构件，配置成将所述间隙(gap)包裹在所述导管主体的内侧，由与所述导管主体具有不同弹性力的材料制成，使施加至所述尖端的外力集中到前端。

[0022] 优选地，所述光纤由三个光芯以120°的间隔布置，当向所述尖端施加侧方向的外力时，所述三个光芯可以各自不同地接收倾向侧方向的所述反射镜所反射的光量。

[0023] 优选地，所述光纤可以在输出端涂覆有滤光器，所述滤光器将从所述光芯发射到所述间隙(gap)的一部分光进行反射，并使剩余光穿过，由此仅将所述光芯照射的一部分光发射到所述第二区域。

[0024] 优选地，所述光纤接收从所述滤光器反射的光作为第一光，接收穿过所述滤光器并从所述反射镜反射的光作为第二光，利用所述第二光的光量信息，可以感应施加至所述尖端的外力的方向及大小。

[0025] 优选地，所述反射镜形成有朝向所述第一区域的方向凸起的球面，当以所述导管主体的线轴为基准，从外侧方向施加外力时，从所述光芯输出的光可以以斜角射入所述反射镜。

[0026] 此外，根据本发明的导管系统包括：导管主体，其中，形成有一个以上通道的路径被定义为第一区域，具有被施加外力的尖端的前端被定义为第二区域，并且，在所述第一区域及所述第二区域之间具有间隙(gap)；光纤，包括贯入所述通道并位于所述第一区域的光芯，所述光纤随着所述光芯通过所述间隙(gap)向所述第二区域发射光来接收由下述反射镜反射的光；导管，具有设置在所述前端的内侧并位于所述第二区域的反射镜；以及光量分析部，接收由所述光纤接收的反射光的光量，并根据光量的变化量计算出施加至所述尖端的外力的方向及大小。

[0027] 优选地，所述导管在输出端涂覆有滤光器，所述滤光器将从所述光芯发射到所述间隙(gap)的一部分光进行反射，并使剩余光穿过，由此仅将所述光芯照射的一部分光发射

到所述第二区域，所述光量分析部接收从所述滤光器反射的第一光的光量及穿过所述滤光器并从所述反射镜反射的第二光的光量，并可以利用所述第二光的光量信息计算施加至所述导管的尖端的外力的方向及大小。

[0028] 发明的效果

[0029] 根据本发明，可以提供一种导管，利用导管主体内的光纤所接收的光量的变化量信息，以精确的敏感度来测量施加至导管的前端的外力的大小及方向。

[0030] 更具体地，根据本发明的导管配置成可以仅通过导管主体的前端的第一区域及第二区域之间的单个间隙(gap)结构来测量前端的外力。因此，其具有以下优点：可以在导管前端的微小区域中实现感应组件。

[0031] 另外，根据本发明的光量分析部通过分析光量的变化量来测量压力值。光量信息易于获取及分析，使得易于设计感应压力的系统，并适合降低制造成本。

[0032] 根据本发明的光量分析部可以基于以120°布置的至少三个光芯的光量信息来考虑施加压力的方向。当外力施加时，反射镜朝施加外力的方向倾斜，使导管尖端能够分别辨别三个光芯所接收的光量。尤其，反射镜的结构设置成具有曲率的球面，因此向侧方向倾斜时，反射镜以斜角反射光芯的输出光。由此，与朝垂直方向施加的压力相比，三个光芯所接收的光量显著减少，适于辨别外力的方向。

附图说明

[0033] 图1为显示现有技术的利用光纤来感应压力的导管的附图。

[0034] 图2为显示应用图1技术的感应压力导管产品的感应原理的附图。

[0035] 图3为显示根据本发明实施例的导管系统的附图。

[0036] 图4为显示根据本发明实施例的导管的前端部的分解图。

[0037] 图5为显示根据本发明实施例的导管的光纤内部的结构图。

[0038] 图6为显示根据本发明实施例的当外力施加至导管的前端部的上方向时的光纤内部的结构图。

[0039] 图7为显示根据本发明另一实施例的光纤内部的结构图。

[0040] 图8为显示根据图7的实施例的当外力施加至导管的前端部的上方向时的光纤内部的结构图。

[0041] 附图标记说明

[0042] 1:导管系统

[0043] 3:反射光

[0044] 6:导管

[0045] 31:灌溉管(irrigationtube)

[0046] 33:电极丝

[0047] 61:尖端

[0048] 613:送水口

[0049] 615:驱动线(steeringwire)

[0050] 63:导管体

[0051] 65:光纤

[0052] 650:护套

[0053] 651:光芯

[0054] 6511:滤光器

[0055] 653:反射镜

[0056] 67:弹性构件

[0057] 8:光量分析部

[0058] 81:处理器

[0059] 83:显示器

具体实施方式

[0060] 以下,将参照附图对本发明进行详细说明。但本发明并非受限于或限定于示例性实施例。各附图中相同的附图标记表示实质上执行相同功能的部件。

[0061] 本发明的目的及效果能够通过下面的说明自然地得到理解或明确,但本发明的目的及效果并非受限于下面的记载。并且,在对本发明进行说明的过程中,当对于与本发明相关的公知技术的具体说明不必要地混淆本发明的要旨时,省略对其进行详细说明。

[0062] 图3为显示根据本发明实施例的导管系统1的附图。

[0063] 根据本发明实施例的导管系统1可以包括导管6及光量分析部8。根据本实施例的导管系统1配置成通过测量施加至导管6的尖端61的外力的大小及方向来获得与心脏内壁接触的尖端61的三维压力信息。在根据本实施例的导管系统1中,光纤65被实现为测量尖端61的压力的感应组件。此时,利用光纤65接收到的光的光量信息来测量压力。根据本实施例的导管系统1可以配备导管6和光量分析部8,其中,光量分析部8包括通过定量计算光量变化量来计算外力的大小及方向的处理器81及将计算出的压力实现视觉化的显示器83。以下,将对根据本实施例的导管6的详细配置进行详细描述。

[0064] 导管6可以包括导管主体63、光纤65、尖端61及弹性构件67。

[0065] 尖端61可以实现为用于射频消融术的烧蚀电极的形式。尖端61与电极丝33电连接,并通过外部施加的电源来加热,从而可以去除心肌组织。作为另一实施例,尖端61可以实现为能够测量ECG等生物信号的电感应元件。尖端61结合至导管主体63的前端。一个以上的驱动线615连接到尖端61,通过驱动线615的引入和引出来控制前端的方向,由此实现导管6的转向。尖端61的外表面可以形成有送水口613,通过该送水口613可以排出通过灌溉管31输送的冷却水。

[0066] 导管主体63的形成有一个以上通道的路径被定义为第一区域(A1,图4),具有被施加外力的尖端61的前端被定义为第二区域(A2,图5),并且,在所述第一区域(A1,图5)及所述第二区域(A2,图5)之间可以具有间隙(gap)。

[0067] 导管主体63进入心脏内,将电极等为去除心肌组织而插入的治疗工具引导至目标地点。在治疗阵发性室上性心动过速、房性心动过速、阵发性室性心动过速等快速性心律失常时,使加热的电极与组织接触从而去除心肌组织。电极以约50至60℃的状态进行约60秒的切除,将上述的利用到达心律失常发生位置的电极去除心肌组织,由此治疗心律失常的导管分类为消融导管。除了去除心肌组织之外,电极还能够用于测量生物信号,根据治疗的目的与手术方法,还能够引入支架等治疗工具。导管主体63应为适合生物体的优秀且柔软

的材质，从而将用于消融导管或标测导管的前端的电极或其他治疗工具引导至目标部位。

[0068] 图4为显示根据本发明实施例的导管6的前端部的分解图。图5为显示根据本发明实施例的导管6的光纤65内部的结构图。

[0069] 导管主体63可以形成有一个以上的通道。参照图4，可以确认，作为形成在导管主体63的通道的实施例，形成有用于贯入测量压力的光纤65的通道、贯入冷却加热电极的灌溉管31的通道、贯入向电极供电的电极丝33的通道及贯入引导导管6的驱动线615的通道。

[0070] 参照图5，在本说明书中，为了方便详细说明配置的结构特征及功能，将具有导管主体63的尖端61的前端部划分为第一区域A1和第二区域A2。第一区域A1为从导管6的前端到光芯651所在的导管主体63的路径；第二区域A2为从反射镜653到尖端61的路径，第一区域A1及第二区域A2之间的间隔空间称为间隙G。

[0071] 下述的根据本实施例的导管6通过一段的间隙G来测量具有方向性的外力。在间隙G之后的第二区域A2根据外力的方向发生弯曲，并且，光芯651接收反射光，用于辨别第一区域A1和第二区域A2之间的弯曲方向及弯曲程度。

[0072] 光纤65包括贯入导管主体63的通道并位于第一区域A1的光芯651，光纤随着光芯651通过间隙G向第二区域A2发射光来接收由反射镜653反射的光。可以对光纤65进行设置使得光芯651在护套650内得到覆盖，护套650内能够形成有覆盖层，使得可以利用光的全反射通过光芯651传递光。

[0073] 在本实施例中，光芯651将入射光发射到反射镜653，并接收从反射镜653反射的光。由于下述的反射镜653的结构特性，光芯651接收的反射光的光量信息的接收量，将随着如上所述的导管主体63的前端弯曲或被加压的程度而改变。

[0074] 根据本实施例，光纤65在输出端涂覆有滤光器6511，滤光器6511将从光芯651发射到间隙G的一部分光进行反射，并使剩余光穿过，由此仅将光芯照射的一部分光发射到第二区域A2。在本实施例中，滤光器6511可以提供为晶体材料，并可以根据材料的固有特性使特定波长穿过和反射特定波长。

[0075] 在本实施例中，从前端的间隙G泄漏的光量的信息可以理解为用于量化前端的压力信息的主要变量。然而，光芯651具有以下特性：会因为温度变化或弯曲丢失传输到光芯651内部的光。即，在进入心脏的过程中，导管主体63的近端部(proximal)不可避免地发生弯曲，此时，由于在第一区域A1产生的弯曲会丢失反射光，导致无法辨别从第一区域A1丢失的光量信息及从第二区域A2的反射镜653反射的光所丢失的光量信息。因此，需要对随着作为导管主体63的远端部的前端发生弯曲而丢失的光量信息和随着导管主体63的近端部发生弯曲而在光芯651内自己消失的光量信息进行区分，来设定参考值。根据此需要，应在光芯651的前端涂覆仅使特定波长穿过的滤光器6511。

[0076] 因此，光纤65可以分别接收从滤光器6511反射的光作为第一光3’，接收穿过滤光器6511并从反射镜653反射的光作为第二光。第一光3’可以被定义为从滤光器6511反射的波段的光，第二光3可以被定义为穿过滤光器6511的波段的光。

[0077] 作为结果，第一光3’反映根据光芯651的弯曲或温度变化导致的反射光的变化量；第二光3反映根据反射镜653的位移光芯651所接收到的反射光的变化量。光量分析部8利用第二光3的光量信息，感应施加至尖端6的外力的方向及大小。

[0078] 反射镜653设置在前端的内侧并位于第二区域A2，并且，定位成其球面朝向第一区

域A1方向不平坦。反射镜653以间隙G位界与光芯651的输出端隔开，并以间隙G为基准，位于相对于第一区域A1发生弯曲的第二区域A2。

[0079] 根据本实施例，反射镜653形成有朝向第一区域A1的方向凸起的球面，当以导管主体63的线轴为基准，从外侧方向施加外力时，从光芯651输出的光以斜角射入反射镜653。即，反射镜653形成有朝向光芯651的输出端方向凸起的球面，当反射镜653由于外力发生倾斜时，输出光的一部分可以重新射入光芯651。另外，将在下面参照图7及图8描述多个光芯651的结构中，可以通过反射镜653的凸起的球面，辨别各光芯651可以分别接收的光量。

[0080] 弹性构件67用于将间隙G包裹在导管主体63的内侧，由与导管主体63具有不同弹性力的材料制成，可以使施加至尖端61的外力集中到前端。

[0081] 优选地，导管6以单一材料形成为一体从而不具有阶梯差，但当想要准确地测量施加至尖端61的外力的大小及方向时，需要在前端设置与导管主体63具有不同弹性的异质材料。在本实施例中，形成在光纤65内的间隙G的间隔距离以及反射镜653的位移是测量施加至尖端61的外力的大小及方向的主要技术配置。因此，需要将施加至尖端61的外力准确地反映在间隙G的位移中。如果使用同类弹性材料的导管主体63包裹至形成有间隙G的区域，即使向前端的尖端61施加线轴方向的外力，该外力将传递到整个导管主体63，导致无法引起间隙G的精确位移。此外，即使向前端的尖端61施加外侧方向的外力，弯曲区域也不会集中在形成有间隙G的区域，因此难以精确测量光量的变化量。因此，优选地，提供异质材料的弹性构件67，其与尖端61一起组装到导管主体63的前端，并包裹位于导管主体63内的间隙G。弹性构件67的材料可以比导管主体63的材料柔软，作为一例，可以是类似弹簧的元件。

[0082] 图6为显示根据本发明实施例的当外力施加至导管的前端部的上方向时的光纤内部的结构图。图6为描述当以导管主体63的线轴为基准，从外侧方向(上方向)施加外力时，从光芯651输出的光以斜角射入反射镜653的附图。

[0083] 参照图6，反射镜653位于第二区域A2，因此当向尖端61施加外力时，第二区域A2发生弯曲，使得反射镜653朝上方倾斜。当朝上方加压力反射镜653时，向反射镜653输出的光以斜角射入反射镜的边界面，使得只有输出光的一部分再次被光芯651接收。结果，光纤65接收其光量显著减少的第二光3。与图6不同，当向导管主体53施加线轴方向的外力时，反射镜653则在没有发生倾斜的情况下沿光芯651的方向移动，并且间隙G缩小。此时，从反射镜653反射的第二光3的反射量增加，使得光纤65接收其光量增加的第二光3。然而，如图6所示，单个光芯651的感应组件只能辨别线轴方向的加压和外侧方向的施加压力及其加压的程度。

[0084] 因此，根据本实施例的导管6具有三个以上的光芯651，从而获得光量以便可以考虑三轴以上的外侧方向。图7为显示根据本发明另一实施例的光纤内部的结构图。图8为显示根据图7的实施例的当外力施加至导管的前端部的上方向时的光纤内部的结构图。

[0085] 参照图7及图8，作为实施例，提供了具有多个光芯651a、651b、651c的单个光纤65，但导管主体63也可以是具有单个光芯651的三个以上光纤65的形式。

[0086] 根据本实施例的光纤65由三个光芯651以120°的间隔布置，当向尖端61施加侧方向的外力时，三个光芯651a、651b、651c可以各自不同地接收倾向侧方向的反射镜653所反射的光量。

[0087] 如图8所示，在朝上方向加压反射镜653使其弯曲的情况下，第二光3从第一光芯

651c获得最少量的光、从第二光芯651a获得一定量的光、并从第三光芯651b获得最大量的光。如上所述，以120°的间隔布置的多个光芯651a、651b、651c将对根据反射镜倾斜的方向接收到的第二光3的光量进行辨别，以便可以考虑外力的三维方向。

[0088] 此外，三个光芯651a、651b、651c应能够辨别并获得作为变量的光量。基于上述理由，向各个三个光芯651a、651b、651c射入不同波段的光。作为示例，能够向三个光纤纤芯651a、651b、651c分别射入R、G、B波长的光，并可以通过比较红色波长的光量、绿色波长的光量及蓝色波长的光量来确定施加外力的三维方向。或者，作为另一实施例，光可以以不同的时间差射入各个三个光芯651a、651b、651c。

[0089] 在另一实施例，光纤65可以包括四个光芯。在该实施例中，四个光芯以90°的间隔布置，当向尖端61施加侧方向的外力时，四个光芯可以各自不同地接收倾向侧方向的反射镜653所反射的光量。如上所述，光纤65可以包括多个光芯，并可以包括至少三个光芯。

[0090] 光量分析部8可以包括处理器81和显示器83。

[0091] 光量分析部8接收由光纤65接收的反射光的光量，并可以根据光量的变化量计算出施加至尖端61的外力的方向及大小。光量分析部8接收滤光器6511反射的第一光3'的光量及穿过滤光器6511由反射镜653反射的第二光3的光量，并可以利用第二光3的光量信息，计算施加至导管6的尖端61的外力的方向及大小。光量分析部8使光按照不同波段或不同时间差射入，以便对多个光芯651a、651b、651c的光量信息进行辨别，并且，处理器81计算接收到的第二光3的变化量，显示器83则直观地显示光量的变化。

[0092] 如上所述，根据本实施例，提供一种导管，利用导管主体63内的光纤65所接收的光量的变化量信息，以精确的敏感度来测量施加至导管6的前端的外力的大小及方向。尤其，根据本实施例的导管6配置成可以仅通过导管主体63的前端的第一区域A1及第二区域A2之间的单个间隙(G)的结构来测量前端的外力。因此，可以在导管6前端的微小区域中实现感应组件。此外，光量分析部8通过分析光量的变化量来测量压力值。光量信息易于获取及分析，使得用于感应压力的系统设计并不难，并适合降低制造成本。光量分析部8可以基于以120°布置的至少三个光芯651a、651b、651c的光量信息来考虑施加压力的方向。当外力施加至导管尖端61时，反射镜653朝施加外力的方向倾斜，使尖端可以分别辨别三个光芯651a、651b、651c接收的光量。尤其，反射镜653的结构设置成具有曲率的球面，因此向侧方向倾斜时，反射镜以斜角反射光芯651a、651b、651c的输出光。由此，与朝垂直方向施加的压力相比，三个光芯651a、651b、651c所接收的光量显著减少，适于辨别外力的方向。

[0093] 以上，基于代表实施例对本发明进行了详细说明，但本领域普通技术人员应理解，能够在不脱离本发明的范围的限度下进行多种变更。因此，本发明的权利范围不能受到实施例的限制，而应由权利要求范围以及从与权利要求范围均等的概念导出的全部变更或变形的形态所确定。

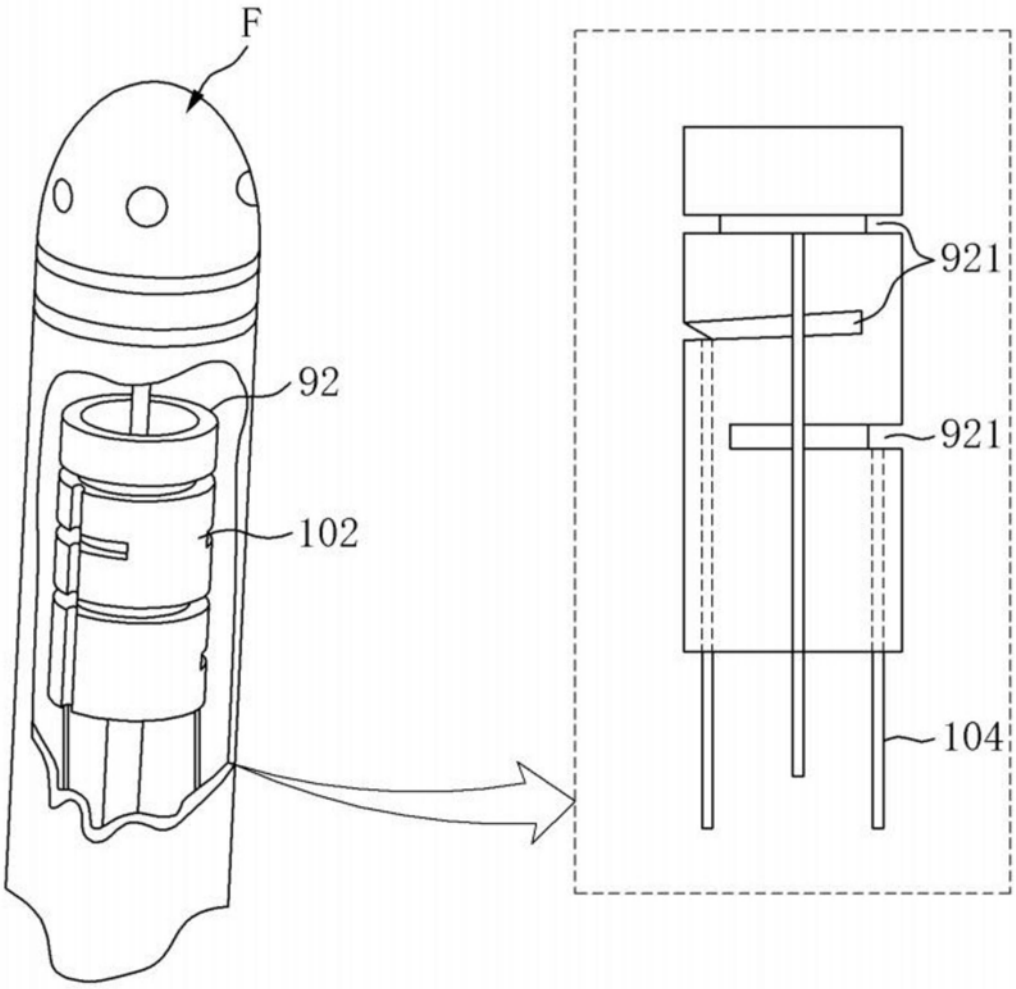


图1

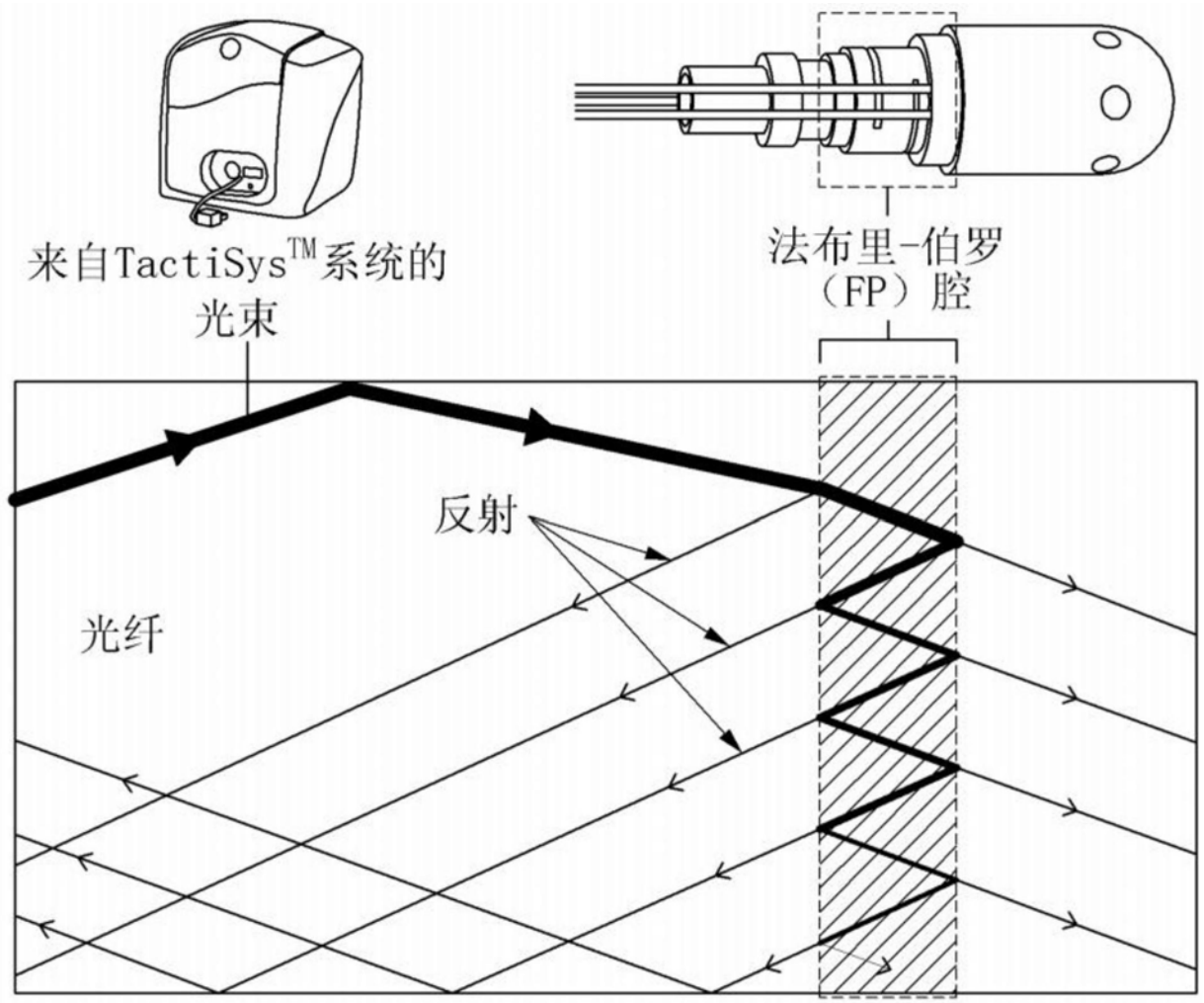


图2

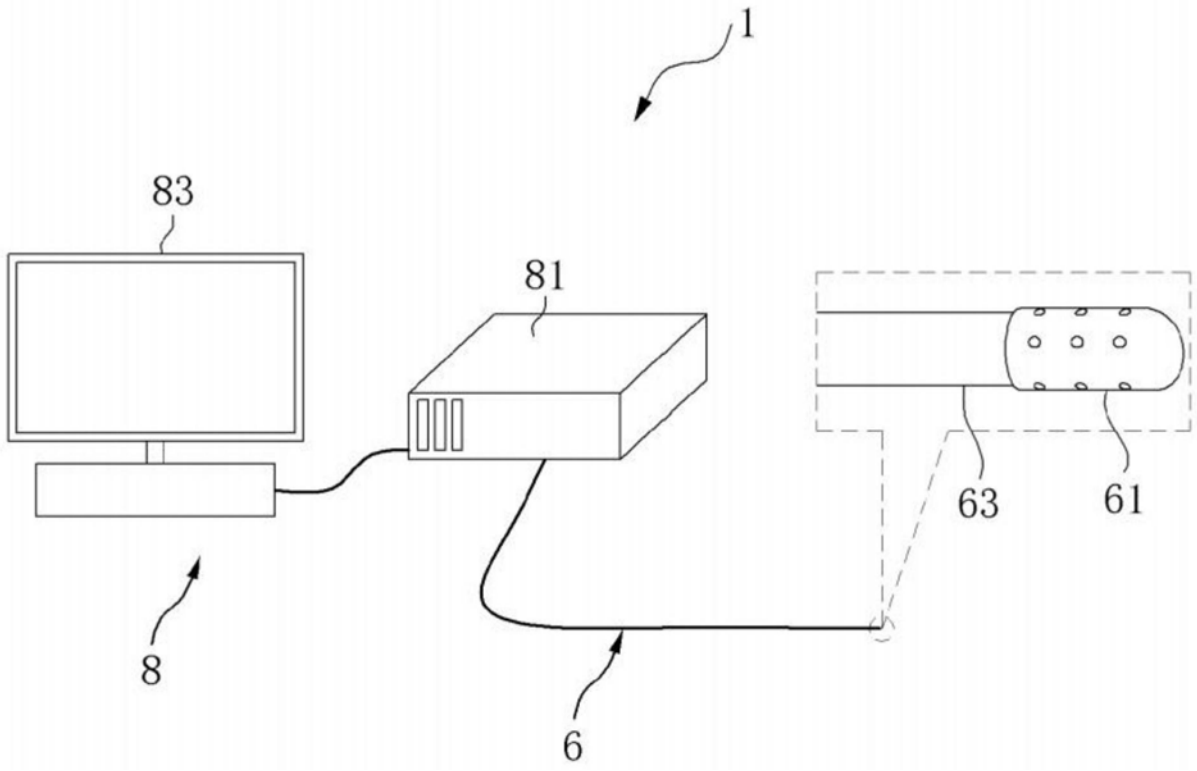


图3

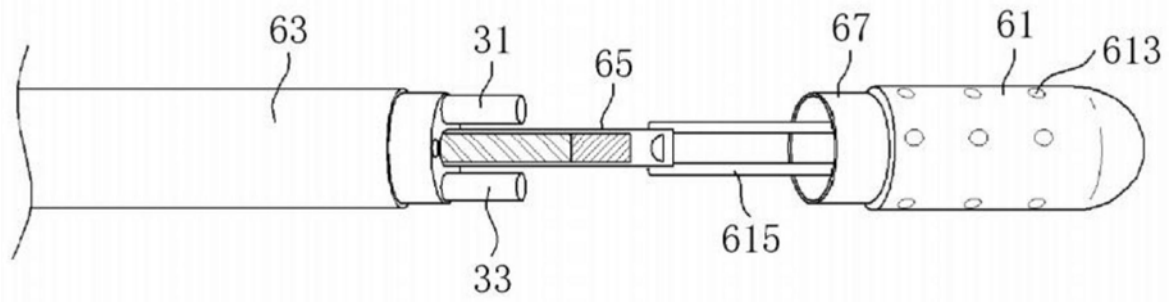


图4

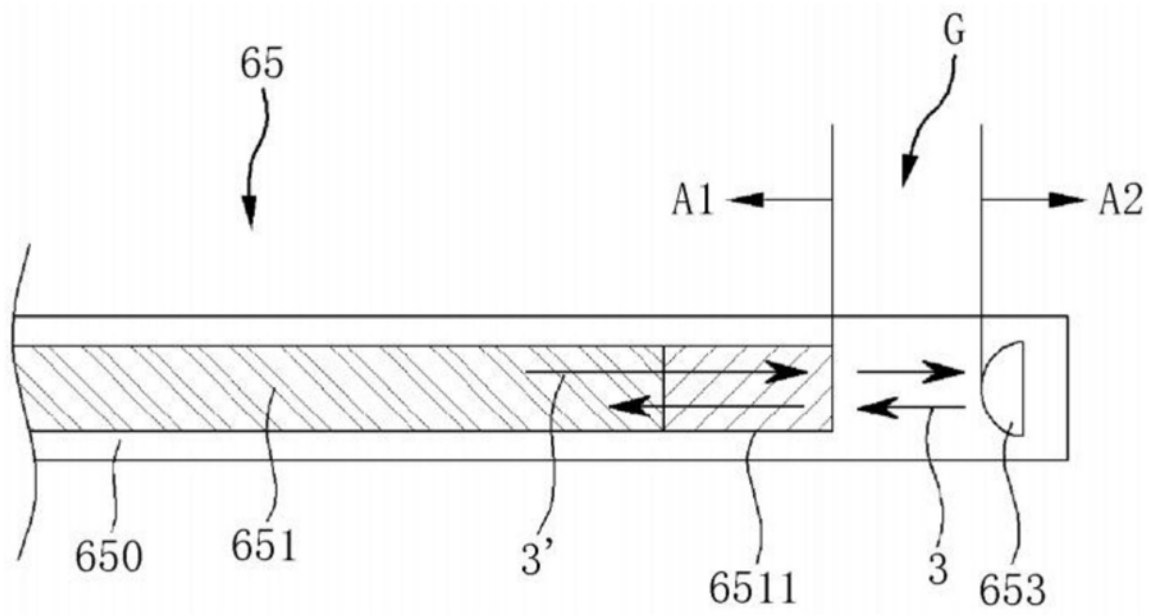


图5

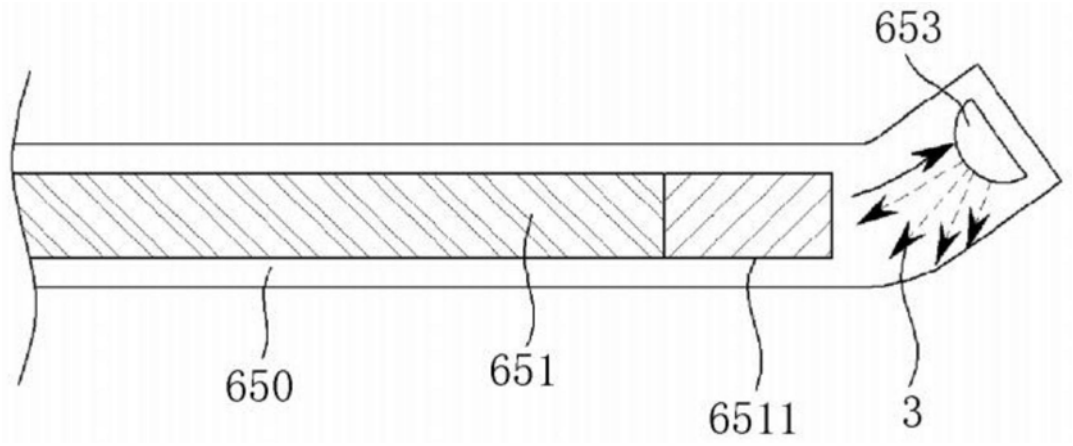


图6

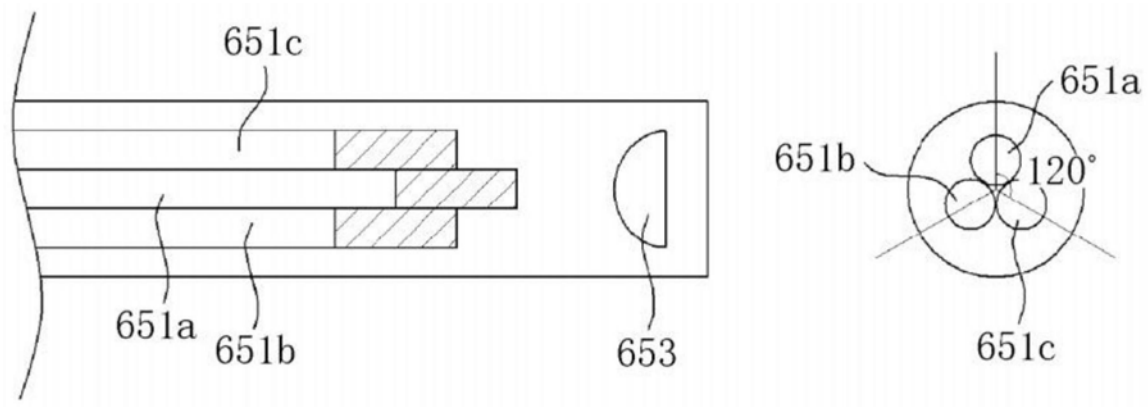


图7

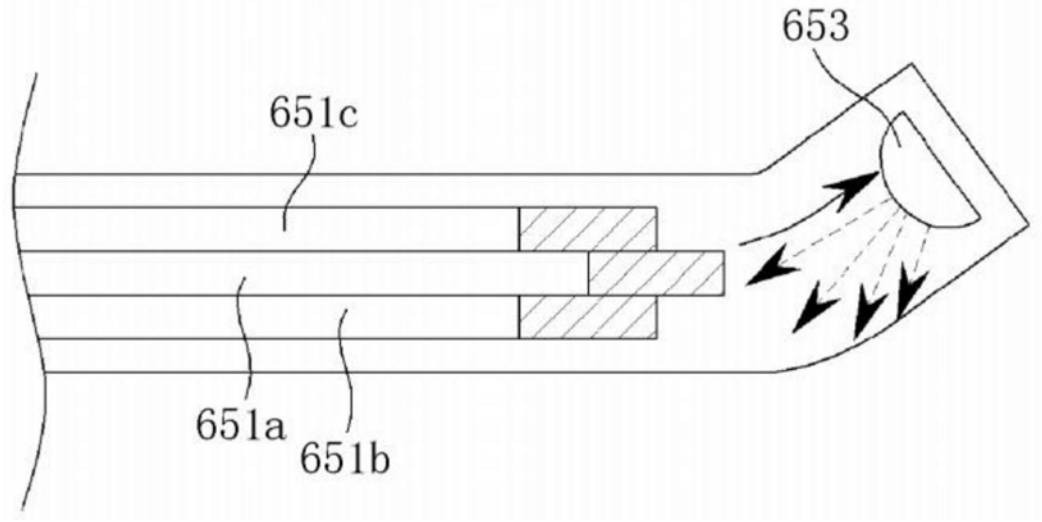


图8