



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106821512 B

(45) 授权公告日 2020.12.08

(21) 申请号 201710078492.X

(22) 申请日 2011.12.16

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106821512 A

(43) 申请公布日 2017.06.13

(30) 优先权数据  
61/423,813 2010.12.16 US

(62) 分案原申请数据  
201180067638.1 2011.12.16

(73) 专利权人 英弗伊蒂股份有限公司  
地址 美国特拉华州

(72) 发明人 A·维泽 F·埃里斯曼  
K·B·特劳纳 乔纳森·G·加森  
D·理查德森

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 王丽军

(51) Int.Cl.  
A61B 90/30 (2016.01)

(56) 对比文件  
US 2011/0112376 A1, 2011.05.12  
US 2009/0221991 A1, 2009.09.03  
US 5651783 A, 1997.07.29  
WO 2009/116969 A1, 2009.09.24  
CN 101209214 A, 2008.07.02  
US 6185356 B1, 2001.02.06

审查员 文丽丽

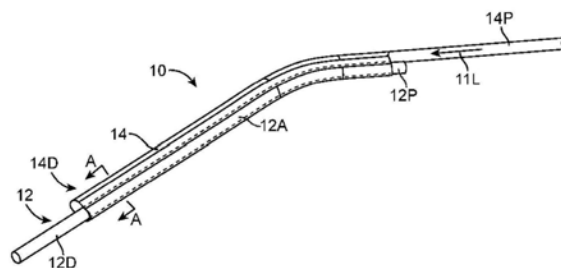
权利要求书2页 说明书18页 附图10页

### (54) 发明名称

照明吸引设备

### (57) 摘要

一种照明吸引设备,包括手持式外科手术装置,该手持式外科手术装置将高性能非光纤光波导与吸引相结合。该装置适用于包括开放式和微创整形术在内的大量外科手术操作。以下所描述的照明吸引装置包括金属吸引管,该金属吸引管具有由中央部分相连的近端和远端。吸引管的近端拥有用于连接到真空源的配件。吸引管具有内表面和外表面,以及具有近端和远端的照明波导,在吸引管的中段的外表面上存在具有可介于1.29与1.67之间的折射率的光学包覆层。



1. 一种手持照明吸引装置,包括:

吸引管,其具有内表面、外表面、近端部分、远端部分以及在所述近端部分和所述远端部分之间的中央部分,其中所述近端部分配置成流体耦合至真空源,并且其中所述远端部分配置成从外科手术视野移除流体或碎片;

非光纤光波导,其具有近端区域和远端区域,其中所述非光纤光波导装设在所述吸引管的所述外表面上,其中光通过全内反射从所述非光纤光波导的所述近端区域向所述非光纤光波导的所述远端区域传送,其中所述非光纤光波导包括凹形鞍座部分,其中所述吸引管的所述中央部分装设在所述非光纤光波导的所述凹形鞍座部分中,并且其中所述光从所述非光纤光波导的所述远端区域发射并且远侧地导引以照明所述外科手术视野;

周缘地完全围绕所述吸引管的所述中央部分装设的光学包覆内层,其中所述光学包覆内层装设在所述吸引管和所述非光纤光波导之间,并且其中所述光学包覆内层帮助所述光通过所述非光纤光波导的全内反射;以及

完全围绕所述非光纤光波导与所述吸引管二者的周缘装设的另一光学包覆层。

2. 如权利要求1所述的手持照明吸引装置,其中所述光学包覆内层包括成型的聚合物元件。

3. 如权利要求1所述的手持照明吸引装置,其中所述凹形鞍座部分的内表面具有第一曲率半径,所述凹形鞍座部分的外表面具有第二曲率半径,并且所述第一曲率半径与所述第二曲率半径不同。

4. 如权利要求1所述的手持照明吸引装置,其中所述非光纤光波导的远端包括透镜阵列。

5. 如权利要求1所述的手持照明吸引装置,其中所述非光纤光波导的远端靠近所述吸引管的远端。

6. 如权利要求1所述的手持照明吸引装置,其中所述吸引管包括可延展段。

7. 如权利要求1所述的手持照明吸引装置,其中所述非光纤光波导是可延展的。

8. 如权利要求1所述的手持照明吸引装置,其中所述非光纤光波导可滑动地装设在所述吸引管上。

9. 一种用于照明患者的外科手术视野的照明外科手术装置,所述照明外科手术装置包括:

吸引管;以及

非光纤光波导,其具有折射率、近端区域和远端区域,所述非光纤光波导耦合至所述吸引管,以及

其中所述非光纤光波导大体由环烯烃聚合物或环烯烃共聚物形成,

其中所述非光纤光波导包括凹形鞍座部分,

其中所述吸引管装设在所述非光纤光波导的所述凹形鞍座部分中,并且

其中所述非光纤光波导通过全内反射从所述近端区域向所述远端区域传导光;

所述照明外科手术装置还包括:周缘地完全围绕所述吸引管装设的光学包覆内层,以及完全围绕所述非光纤光波导与所述吸引管二者的周缘装设的另一光学包覆层。

10. 如权利要求9所述的照明外科手术装置,其中所述吸引管适于被连接至真空源。

11. 如权利要求10所述的照明外科手术装置,其中所述吸引管的近端部分包括吸引孔,

所述吸引孔用于调整通过所述吸引管提供的吸引强度。

12. 如权利要求9所述的照明外科手术装置,其中所述吸引管围绕吸引管腔,所述吸引管腔装设在所述波导内用于向所述外科手术视野应用真空以便从其移除流体或碎片。

13. 如权利要求9所述的照明外科手术装置,其中所述光学包覆内层具有折射率并且装设在所述吸引管和所述非光纤光波导之间,其中所述光学包覆内层的折射率低于所述非光纤光波导的折射率。

14. 如权利要求9所述的照明外科手术装置,还包括手柄,该手柄耦合至所述非光纤光波导的近端和所述吸引管的近端,其中在所述手柄和所述非光纤光波导之间安置空气间隙。

## 照明吸引设备

[0001] 本申请是2011年12月16日提交的发明名称为“照明吸引设备”的第201180067638.1号中国专利申请(国际申请号PCT/US2011/065636)的分案申请。

[0002] 交叉引用

[0003] 本申请为整体内容通过引用并入本文的、提交于2010年12月16日的美国临时专利申请第61/423,813号(代理人案号40556-718.101,之前为028638-001600US)的非临时性申请,并要求其权益。

[0004] 发明背景

[0005] 在各种外科手术操作中,通常通过使用头灯和外科手术显微镜来实现外科手术视野的照明。存在这样的场景:在其中这些照明源提供的光照质量很差或者定向性很差。作为示例,在从腰椎入路进行的脊柱外科手术期间,可通过在患者的体中线的一侧上成角度的切口来实现对期望的目标解剖区的接近。从手术显微镜发出的光是静态的,并且相对于外科手术进入角度的定向性可能很差。相反地,来自头灯的光可随着医师倾斜或者移动他的头部以重新定向输出光束而得到调节,但仍然可能被诸如棘突或者组织和肌肉层之类各种解剖结构所阻挡。随着医师手术过程各阶段的进展,需要在从皮肤水平切口起的各种深度上可以看清楚手术解剖,来自任光源的光照可能会不够充足。

[0006] 在诸如脊柱外科手术之类的外科手术操作中经常使用诸如吸引装置等手持式器械。这些装置通常连接到手术室中的标准吸引源,从而使医师能够动态且高效地清除血液、碎骨或者先前浇灌到外科手术部位中的流体。这些吸引装置有时还用于在操作期间提供脂肪、肌肉或其他结构的低力道牵引。外科医师从吸引装置的近端把持吸引装置,在外科手术操作期间操纵吸引装置的远端部分,以便在期望的位置提供吸引。手持式吸引装置以适合于各种外科手术应用的多种远端端头配置(Frazier、Poole、Fukijima等)而广泛可用。

[0007] 已使用纤维光缆来构建常规吸引装置,该纤维光缆被包裹在金属管中并且连接至金属吸引装置以便提供一定水平的照明。这些装置面临着多种挑战。对高强度光的光纤间耦合的低效率在界面处引起光损耗,而这会产生热量。损耗是由光纤之间的非透射区和界面处的菲涅尔反射(Fresnel reflection)所造成的。光纤之间的空间区经常是光损耗和热量的主要原因。界面处的多余热量可对组织造成热损伤,并且还是手术室中的火灾隐患。一些制造商建议限制可透射到手术装置和界面的光量,从而减少固有传热。

[0008] 因此仍然需要改进的照明吸引设备。本文公开的实施方式将克服以上所述的至少一些挑战。

### 发明内容

[0009] 本发明总体上涉及外科手术照明领域,更具体地涉及具有集成外科手术工具的照明系统。

[0010] 以下所描述的装置在外科手术吸引装置中提供了改善的照明。以下所描述的照明吸引装置包括金属吸引管,该金属吸引管具有由中央部分相连的近端和远端。吸引管的近端装设有用于连接到真空源的配件。吸引管具有内表面和外表面,以及具有近端和远端的

照明波导,在吸引管的中段的外表面上存在具有可介于1.29与1.67之间的折射率的光学包覆层。照明波导形成在吸引管的中央部分上的光学包覆层周围,并且用于围绕吸引管将光从照明波导的近端传导至远端。照明波导可具有介于1.46与1.7之间的折射率,并且可具有介于0.33与0.70之间的数值孔径。照明输入形成到照明波导的近端之中,用于将光从源传导至照明波导。

[0011] 照明吸引设备包括吸引功能和照明功能,它们集成在适合于满足医师的人体工程学需要的手持式装置之中。在外科手术操作中已经普遍使用的手持式可重新定位的吸引功能由照明波导所围绕,这使得医师能够向皮肤之下的期望解剖区域直接施加光照而无需考虑切口角度、深度和周围的解剖障碍物。照明波导是固体结构,其被设计用于特定地对来自高强度光源的光进行引导,并且使用诸如环烯烃聚合物或共聚物之类具有特定折射率的光学级聚合物或者任何其他合适的丙烯酸聚合物或塑料的注塑成型来制成。此外,照明波导可以被工程设计成通过使用与芯部材料的折射率正确协调以保持全内反射(TIR)的较低折射率的第二材料覆盖或包围照明波导而将光从其远端输出高效透射。这种固态的结构引导照明波导经由与诸如由Luxtec、BFW及其他企业供应的300W氙源之类的高强度光源相连的纤维光缆而得到驱动。

[0012] 照明吸引设备还可在吸引管腔的近端上包括一个或多个倒钩、隆起或者其他突出物,从而支持与标准PVC外科手术导管或其他合适的真空管道的连接。

[0013] 吸引照明使用总体上为固体的波导而非光纤,这消除了因光纤之间的非透射空间而造成的损耗,并且减少了仅与菲涅尔反射相关联的损耗。与光纤/光纤接点相关的损耗明显减少,允许在界面不显著产热或者无需在界面处放置散热器件或机构的情况下对波导的高强度光透射。通过光纤到波导连接,可使用诸如ACMI之类标准连接器,在不做出设计更改的情况下,以低于对身体组织有害的温度的稳态温度,透射来自标准300W光源的光。

[0014] 照明波导(这里亦称光波导)中全内反射和光混合的使用支持了对输出光分布的控制并且支持了定制的照明分布。以最小的增加成本,可对照明波导的任何合适的表面应用诸如刻面、透镜和/或透镜阵列等微结构,并且可通过注塑成型结构及其他合适的结构沿着装置的壁递增地对光进行汲取。对顺序汲取表面的使用、装置的数值孔径作为位置的函数的改变、在存在或不存在数值孔径的变化的情况下对微观结构或宏观结构的汲取结构的使用、选择性包覆层、选择性反射涂层等,全都可用来塑造波导的输出分布,以便满足使用者针对特定外科手术吸引照明应用所要求的设计规范或者光照规范。

[0015] 装置旨在是一次性的,由低成本材料制成,以便通过使用诸如高容量注塑成型、包覆成型以及金属与聚合物挤出之类的工艺来促进生产效率的提高。装置装配被工程设计成使得人工成本最小。低成本、高性能的组合装置提供了对现有分开的照明装置及吸引装置的有吸引力的替代,同时最小化了对于使用者的增量成本。

[0016] 照明吸引设备包括手持式外科手术装置,其将高性能照明波导与吸引相结合。该装置在包括开放式和微创整形术在内的各种外科手术操作中将会是有用的。照明波导还可与诸如外科手术钻头和探头等其他外科手术装置相结合。照明波导可由光纤尾线、折射率匹配液和/或吸引管腔制成。

[0017] 当远端吸引端头与组织和/或流体表面活动接触时,必须由照明波导对外科手术吸引视野进行照明。为了实现这样的效果,来自照明波导的输出光必须从波导上靠近装置

远端吸引端头的点发出。其中,设计配置要求光在靠近外科手术工具远端端头之处从波导中射出,可配置波导形状来控制该波导的数值孔径,从而控制射出光的发散角。类似地,在波导的远端中或其附近可形成一个或多个诸如任何适当大小的透镜等折射元件,以控制从该波导发射的光。在外科手术中,当使用从靠近装置远端的点发出输出光的吸引照明装置时,外科医师可能由于来自远端端头的眩光而遇到困难。

[0018] 在替代配置中,可将吸引管的远端端头配置成对光进行透射或反射,以便使外科医师看到被照明的吸引的远端端头,从而使他/她可将吸引装置的远端端头局限于他们的周边视觉中而无需直接观看或者关注于装置的端头。将波导的薄层延伸到端头可提供该效果。实现这种效果的策略包括但不限于:(a) 延伸到端头的具有或不具有表面汲取特征的波导,用以导致光从端头反射回来或者从端头散射,(b) 使用具有高散射系数的光学透射材料的薄层来导致吸引装置发出辉光,(c) 应用于中央吸引装置的外部的反射表面,(d) 应用在表面上具有缺陷的反射表面以便将光从外表面反射或散射,(e) 使用施加到内吸引管壁的包覆材料对输出光的一部分加以透射或散射,对包覆层的输入为包覆层中的缺陷或者自然发生的泄漏,(f) 端头上的荧光涂层,(g) 磷光涂层,(h) 在装置的端头处或者沿其使用嵌入式反射器或者梯度反射器。或者,可将远端端头几何形状形成为有意地对光进行散射(直角边缘等)。

[0019] 可使用任何适当的技术,诸如微光学结构、薄膜涂层或其他涂层,使光波导套管或者适配器或连接器的一个或多个表面偏振。在外科手术环境中使用偏振光可提供出色的照明,并且与诸如相机或外科医生眼镜之类的观察装置上的互补偏振涂层的使用相结合可减少反射的眩光,从而提供更少的视觉失真和对外科手术部位的更准确的显色。光波导的一个或多个表面还可包括滤光元件,用于发射可对特定组织的可视化作出增强的一个或多个频率的光。

[0020] 在本发明的第一方面中,照明吸引装置包括吸引管,该吸引管具有近端、远端以及它们之间的中央部分。所述近端可流体连接至真空源,并且所述吸引管还包括内表面和外表面。光学包覆内层周缘地装设在该吸引管的中央部分的外表面周围,并且该装置还包括非光纤光波导。该光波导具有近端、远端以及它们之间的中央部分。光通过全内反射而透射穿过波导,并且光从该光波导的远端射出以照明外科手术视野。贴靠吸引管装设该光波导,并在其间装设光学包覆内层。该装置还具有光学包覆外层,其周缘地装设在所述吸引管和所述光波导周围。

[0021] 吸引管可包括具有圆柱形横截面的管。该吸引管的远端可装设于较光波导远端更远处。该装置还可包括装设在吸引管近端附近的吸引控制机构。该吸引控制机构可适于控制由吸引管提供的吸引强度。该吸引管还可导电并且可充当传导电信号的电极。吸引管的远端部分可保持无包覆。吸引管的一部分可保持不受光波导阻挡。

[0022] 光学包覆内层可具有介于1与1.42之间的折射率。光学包覆内层可形成横截面基本上为圆形的管。光学包覆内层可与吸引管同心。

[0023] 光波导可具有介于1.46与1.70之间的折射率。光波导可具有介于0.33与0.7之间的数值孔径。光波导的远端可包括整体形成于其远端中的透镜阵列。可以布置该透镜阵列使得至少第一透镜与第二透镜重叠,并使得从第一透镜发射的光点与从第二透镜发射的光点重叠。光波导的远端可包括用于从其汲取光的多个微结构,并且所述微结构可适于对汲

取的光加以导引以形成预选的照明图案。光波导可在波导远端附近包括一个或多个光汲取结构,并且所述光汲取结构可装设在该光波导的外表面上。所述光汲取结构可适于从光波导汲取光,并且它们可适于侧向地和远端地导引汲取的光远离光波导以形成预选的照明图案。

[0024] 光波导可具有内弯曲表面和外弯曲表面,并且该内弯曲表面可具有与外弯曲表面不同的曲率半径。在吸引管与光波导之间可保持空气间隙。在吸引管上或光波导上可装设托脚以防止吸引管与光波导接合。这有助于保持吸引管与光波导之间的空气间隙。光波导可包括偏振元件来对从光波导远端射出的光进行偏振。光波导的远端可以不是平坦的。类似地,光波导还可具有滤光器元件来对光进行过滤从而将一个或多个波长的光递送至照明区域。

[0025] 光学包覆外层可具有介于1.29与1.67之间的折射率。光学包覆外层可形成与吸引管不同心的管。光学包覆外层的一部分可直接接触光学包覆内层的一部分。

[0026] 该装置还可包括导光管道,该导光管道与光波导的近端整体形成为单一部件,并且该导光管道可适于将光从光源引入光波导之中。该导光管道可包括两个导光管道,它们各自具有基本上为矩形的横截面。这两个导光管道可与光波导的近端整体形成为单一部件。光波导可以与吸引管可滑动地耦合。因此,光波导相对于吸引管的近端移动增大从光波导远端射出的光点大小。另外,光波导相对于吸引管的远端移动缩小从光波导远端射出的光点大小。该装置还可包括耦合至光波导近端和吸引管近端的手柄。在波导与手柄的内表面之间可安设空气间隙。在手柄的内表面或光波导的外表面上可装设托脚以防止手柄与光波导接合,从而帮助保持它们之间的空气间隙。

[0027] 在本发明的另一方面中,照明患者外科手术视野内组织的方法包括提供照明吸引设备,其具有吸引管和非光纤光波导,该光波导通过全内反射而让光透射穿过其中。吸引管与光波导耦合在一起形成单一手持式器械。该方法还包括在外科手术视野中定位照明吸引设备的远端,以及通过从光波导汲取光来照明外科手术视野。装设在光波导的远端或外表面上的光汲取特征用于汲取光,并且还用于导引汲取的光以在外科手术视野内形成预选的照明图案。在对外科手术视野进行照明的同时,可利用吸引管从该外科手术视野中吸取流体或碎片。

[0028] 照明吸引设备可包括光学包覆内层,其装设在吸引管周围。光学包覆内层可装设在吸引管与光波导之间。在吸引管和光波导二者周围可装设光学包覆外层。

[0029] 照明吸引设备的远端可定位成与组织相接合,同时光波导的远端不与组织接合。光波导的远端可包括整体地形成于其中的透镜阵列。对外科手术视野的照明可包括从该阵列的每个透镜投射出光点,使得至少第一光点与第二光点在外科手术视野中重叠。对外科手术视野的照明还可包括用一个或多个光汲取结构从光波导汲取光。可侧向地和远侧地导引汲取的光远离光波导。对外科手术视野的照明可包括以偏振光对外科手术视野进行照明。对外科手术视野的照明可包括过滤由波导递送的光以便将一个或多个波长的光递送至外科手术视野。

[0030] 该方法还可包括使用吸引控制机构来控制由吸引管提供的吸引强度。该方法还可包括使用通过吸引管递送的电流来刺激组织。光波导可以相对于吸引管可滑动地定位,从而允许增大或减小汲取的光在组织上的光点大小。

[0031] 在本发明的又一方面中,制造照明吸引设备的方法包括提供吸引管,该吸引管具有近端、远端、装设于它们之间的中段以及内表面和外表面;以及提供非光纤光波导,该光波导具有近端、远端以及外表面。光波导通过全内反射让光透射穿过其中。在吸引管中段的外表面上安装光学包覆内层,并且光波导与吸引管相耦合,并于其间装设光学包覆内层。在吸引管的外表面上和光波导的外表面上安装光学包覆外层。

[0032] 吸引管可包括具有圆形横截面的管。光波导可具有第一曲面和第二曲面,其中该第一曲面具有第一曲率半径而该第二曲面具有第二曲率半径。第一曲率半径可不同于第二曲率半径。安装内层可包括将该内层热收缩至吸引管上。光波导与吸引管的耦合可包括在沿光波导装设的细长的敞开或闭合通道中装设吸引管。安装外层可包括将外层热收缩至吸引管和光波导上。

[0033] 本发明的这些方面和优势以及其他方面和优势将在以下描述和附图中显现。

[0034] 援引并入

[0035] 本说明书中提及的所有出版物、专利以及专利申请均通过引用并入本文,其程度犹如特别地和单独地指明每个单独的出版物、专利或专利申请通过引用而并入。

## 附图说明

[0036] 本发明的新颖特征在随附权利要求中具体阐明。通过参考对在其中利用到本发明原理的示例说明性实施方式加以阐述的以下详细描述和附图,将会获得对本发明特征和优势的更好的理解。在附图中:

[0037] 图1是照明吸引设备的透视图。

[0038] 图1A是沿A-A截取的图1的照明吸引设备的截面图。

[0039] 图1B图示了具有电极的照明吸引设备的示例性实施方式。

[0040] 图2是图1的照明吸引设备的远端的特写透视图。

[0041] 图2A是来自图2的透镜阵列中的单个透镜的特写图。

[0042] 图3是具有手柄的照明吸引设备的透视图。

[0043] 图4是沿B-B截取的图3的照明吸引设备的远端的截面图。

[0044] 图4A图示了从照明吸引设备的侧表面进行光汲取的示例性实施方式。

[0045] 图5是根据本公开的照明管道输入的截面图。

[0046] 图6是备选照明管道的侧视图。

[0047] 图6A、图6B和图6C是图6的备选照明管道的多个截面图。

[0048] 图6D是图6的备选照明管道的进入端口的透视图。

[0049] 图7是备选照明管道的照明输入的透视图。

[0050] 图8是另一备选照明管道的照明输入的透视图。

[0051] 图9是具有手柄的照明吸引设备的透视图。

[0052] 图10是沿C-C截取的图8的照明吸引设备的截面图。

[0053] 图11是沿D-D截取的图10的照明吸引设备的手柄的截面图。

[0054] 图12是备选照明吸引设备的透视图。

[0055] 图13是另一备选照明吸引设备的透视图。

[0056] 图14是照明吸引设备的另一示例性实施方式。



- [0057] 图14A-图14B图示了波导的示例性几何形状。
- [0058] 图15A-图15C图示了具有可调节式照明波导的照明吸引设备的示例性实施方式。
- [0059] 图16图示了照明波导设备的示例性截面。
- [0060] 图17图示了照明波导设备的另一截面。
- [0061] 本发明提供了包括但不限于以下实施方案：
- [0062] 1. 一种照明吸引装置，所述装置包括：
- [0063] 吸引管，其具有近端、远端以及位于它们之间的中央部分，所述近端可流体连接至真空源，其中该吸引管还包括内表面与外表面；
- [0064] 光学包覆内层，其周缘地装设在所述吸引管的所述中央部分的外表面周围；
- [0065] 非光纤光波导，其具有近端、远端以及位于它们之间的中央部分，其中光通过全内反射而透射穿过所述波导，并且光从所述远端射出以照明外科手术视野，并且
- [0066] 其中所述光波导贴靠所述吸引管装设，在它们之间装设所述光学包覆内层，以及
- [0067] 光学包覆外层，其周缘地装设在所述吸引管和所述光波导周围。
- [0068] 2. 如实施方案1所述的装置，其中所述吸引管包括具有圆柱形横截面的管。
- [0069] 3. 如实施方案1所述的装置，其中所述吸引管的远端装设得比所述光波导的远端更远。
- [0070] 4. 如实施方案1所述的装置，还包括装设于所述吸引管的近端附近的吸引控制机构，该吸引控制机构适于控制由所述吸引管提供的吸引强度。
- [0071] 5. 如实施方案1所述的装置，其中所述吸引管可导电并充当传导电信号的电极。
- [0072] 6. 如实施方案1所述的装置，其中所述吸引管的远端部分保持无包覆层。
- [0073] 7. 如实施方案1所述的装置，其中所述吸引管的一部分保持不受所述光波导阻挡。
- [0074] 8. 如实施方案1所述的装置，其中所述光学包覆内层具有介于1与1.42之间的折射率。
- [0075] 9. 如实施方案1所述的装置，其中所述光学包覆内层形成具有基本上为圆形的横截面的管，所述光学包覆内层与所述吸引管同心。
- [0076] 10. 如实施方案1所述的装置，其中所述光波导具有介于1.46与1.70之间的折射率。
- [0077] 11. 如实施方案10所述的装置，其中所述光波导具有介于0.33与0.7之间的数值孔径。
- [0078] 12. 如实施方案1所述的装置，其中所述光波导的远端包括整体形成于其远端之中的透镜阵列。
- [0079] 13. 如实施方案12所述的装置，其中所述透镜阵列布置成使得至少第一透镜与第二透镜重叠，并且其中从所述第一透镜射出的光点与从所述第二透镜射出的光点重叠。
- [0080] 14. 如实施方案1所述的装置，其中所述光波导的远端包括多个微结构，所述微结构用于从所述远端汲取光并且适于导引汲取的光以形成预选的照明图案。
- [0081] 15. 如实施方案1所述的装置，其中所述光波导包括靠近远端并装设在所述光波导的外表面上的一个或多个光汲取结构，所述光汲取结构适于从所述光波导汲取光，并且适于侧向地和远侧地导引汲取的光远离所述光波导以形成预选的照明图案。
- [0082] 16. 如实施方案1所述的装置，其中所述光波导具有内弯曲表面和外弯曲表面，并

且其中所述内弯曲表面具有与所述外弯曲表面的曲率半径不同的曲率半径。

[0083] 17.如实施方案1所述的装置,其中在所述吸引管与所述光波导之间保持空气间隙。

[0084] 18.如实施方案17所述的装置,其中在所述吸引管上或所述光波导上装设托脚以防止所述吸引管与所述光波导的接合,从而帮助保持它们之间的所述空气间隙。

[0085] 19.如实施方案1所述的装置,其中所述光波导包括偏振元件,该偏振元件用于偏振从所述光波导的远端射出的光。

[0086] 20.如实施方案1所述的装置,其中所述光波导包括滤光器元件,该滤光器元件用于向所述外科手术视野递送一个或多个波长的光。

[0087] 21.如实施方案1所述的装置,其中所述光波导的远端不平坦。

[0088] 22.如实施方案1所述的装置,其中所述光学包覆外层具有介于1.29与1.67之间的折射率。

[0089] 23.如实施方案1所述的装置,其中所述光学包覆外层形成不与所述吸引管同心的管。

[0090] 24.如实施方案1所述的装置,其中所述光学包覆外层的一部分直接接触所述光学包覆内层的一部分。

[0091] 25.如实施方案1所述的装置,还包括导光管道,该导光管道与所述光波导的近端整体形成为单一部件,所述导光管道适于将光从光源引入所述光波导中。

[0092] 26.如实施方案25所述的装置,其中所述导光管道包括各自具有基本上为矩形的横截面的两个导光管道,所述两个导光管道与所述光波导的近端整体形成为单一部件。

[0093] 27.如实施方案1所述的装置,其中所述光波导与所述吸引管可滑动地耦合,并且其中所述光波导相对于所述吸引管的近端移动增大从所述光波导的远端射出的光的光点大小,并且其中所述光波导相对于所述吸引管的远端移动减小从所述光波导的远端射出的光的光点大小。

[0094] 28.如实施方案1所述的装置,还包括手柄,该手柄耦合至所述光波导的近端和所述吸引管的近端,其中在所述波导与所述手柄的内表面之间安置空气间隙。

[0095] 29.如实施方案28所述的装置,其中在所述手柄的内表面上或所述光波导的外表面上装设托脚以防止所述手柄与所述光波导的接合,从而帮助保持它们之间的所述空气间隙。

[0096] 30.一种照明患者外科手术视野内组织的方法,所述方法包括:

[0097] 提供照明吸引设备,该照明吸引设备具有吸引管和非光纤光波导,所述光波导通过全内反射而让光从其中透射穿过,其中所述吸引管与所述光波导耦合在一起以形成单一手持式器械;

[0098] 在所述外科手术视野内定位所述照明吸引设备的远端;

[0099] 通过利用装设在所述光波导的远端或外表面上的光汲取特征从所述光波导汲取光来照明所述外科手术视野,汲取的光还由所述汲取特征导引以在所述外科手术视野中形成预选的照明图案;以及

[0100] 在照明所述外科手术视野的同时,利用所述吸引管从所述外科手术视野吸取流体或其它碎片。

- [0101] 31.如实施方案30所述的方法,其中所述照明吸引设备包括装设在所述吸引管周围的光学包覆内层,所述光学包覆内层装设于所述吸引管与所述光波导之间。
- [0102] 32.如实施方案31所述的方法,还包括光学包覆外层,所述光学包覆外层装设在所述吸引管与所述光波导二者周围。
- [0103] 33.如实施方案30所述的方法,其中定位所述照明吸引设备的远端使其与组织接合,同时所述光波导的远端不接合组织。
- [0104] 34.如实施方案30所述的方法,其中所述光波导的远端包括整体形成于其中的透镜阵列,并且对所述外科手术视野的照明包括从该阵列的每个透镜投射光点,并且其中在所述外科手术视野内至少第一光点与第二光点重叠。
- [0105] 35.如实施方案30所述的方法,其中对所述外科手术视野的照明包括利用一个或多个光汲取特征从所述光波导汲取光,其中侧向地和远侧地导引汲取的光远离所述光波导。
- [0106] 36.如实施方案30所述的方法,其中对所述外科手术视野的照明包括以偏振光照明所述外科手术视野。
- [0107] 37.如实施方案30所述的方法,还包括利用吸引控制机构来控制由所述吸引管提供的吸引强度。
- [0108] 38.如实施方案30所述的方法,还包括利用由所述吸引管递送的电流来刺激组织。
- [0109] 39.如实施方案30所述的方法,还包括相对于所述吸引管可滑动地定位所述光波导,从而增大或减小汲取的光在组织上的光点大小。
- [0110] 40.一种制造照明吸引设备的方法,所述方法包括:
- [0111] 提供吸引管,其具有近端、远端、装设于它们之间的中段、内表面和外表面;
- [0112] 提供非光纤光波导,其具有近端、远端以及外表面,其中所述光波导通过全内反射而让光透射穿过其中;
- [0113] 在所述吸引管的所述中段的外表面之上安装光学包覆内层;
- [0114] 将所述光波导与所述吸引管相耦合,其中在它们之间装设所述光学包覆内层;以及
- [0115] 在所述吸引管的外表面之上和所述光波导的外表面之上安装光学包覆外层。
- [0116] 41.如实施方案40所述的方法,其中所述吸引管包括具有圆形横截面的管。
- [0117] 42.如实施方案40所述的方法,其中所述光波导具有第一曲面和第二曲面,所述第一曲面具有第一曲率半径而所述第二曲面具有第二曲率半径,其中所述第一曲率半径不同于所述第二曲率半径。
- [0118] 43.如实施方案40所述的方法,其中所述内层的安装包括将所述内层热收缩至所述吸引管上。
- [0119] 44.如实施方案40所述的方法,其中所述光波导包括沿着其装设的开放式通道,并且所述光波导与所述吸引管的耦合包括将所述吸引管装设在所述通道中。
- [0120] 45.如实施方案40所述的方法,其中所述外层的安装包括将所述外层热收缩至所述吸引管和所述光波导上。参考图1、图1A、图2和图2A,照明吸引设备10包括吸引管12,该吸引管由诸如铝、不锈钢或任何适当的丙烯酸聚合物或其他聚合物之类的任何适当的材料制成。吸引管12封闭吸引管腔12L。照明波导14紧固在吸引管12的中央部分12A上的包覆层15

之上,输入或近端部分12P和远端部分12D保持暴露。照明波导14可具有配置成诸如平坦侧面14S或侧面14T的一个或多个侧面、表面或其他部分,以便随着光11L从照明器输入端14P行进穿过输出端14D上的光输出面或远端面14F射出而对光混合进行优化。

### 具体实施方式

[0121] 参考图1、图1A、图2和图2A,照明吸引设备10包括吸引管12,该吸引管由诸如铝、不锈钢或任何适当的丙烯酸聚合物或其他聚合物之类的任何适当的材料制成。吸引管12围绕(enclose)吸引管腔12L。照明波导14紧固在吸引管12的中央部分12A上的包覆层15之上,输入或近端部分12P和远端部分12D保持暴露。照明波导14可具有配置成诸如平坦侧面14S或侧面14T的一个或多个侧面、表面或其他部分,以便随着光11L从照明器输入端14P行进穿过输出端14D上的光输出面或远端面14F射出而对光混合进行优化。

[0122] 照明波导14由诸如环烯烃聚合物之类高效透光的光学级工程热塑性塑料制成。还可以使用任何其他合适的材料,诸如环烯烃共聚物、聚碳酸酯、丙烯酸聚合物和/或TPC。波导结构的角度和弯曲被工程设计成使得光经由全内反射(TIR)透射穿过波导。侧壁和其他特征具有角度和平坦区域,从而使得光得到混合并且在其到达波导的远端14D并以选定的均匀度射出之前不被允许逃逸。通过TIR反射的光是以高效率(接近于100%的效率)被反射的。吸引管12引入了与照明波导14的弯曲界面,该界面改变反射角度并产生不期望的光散射。因此,无涂层或未经处理的吸引管将会在每次反射时导致光的一小部分损失在吸收和/或散射中,从而最终造成低劣的光透射效率。为了保持整个波导的TIR,在吸引管与波导之间放置具有特定折射率的包覆材料15。TIR还可能潜在地被与照明波导14的外部暴露表面14X相接触的、来自外科手术部位的血液或异物所中断。还可将具有特定折射率的外部包覆层15X附接至波导的外侧。波导材料可完全包围吸引管12以便提供不被来自金属或可延展性塑料吸引管的阴影所遮挡的、来自远端14D的照明图案,或者可不安全包围吸引管12。选择波导和TIR保持材料以提供优化的光出射角、全光输出以及适合于正确地可视化外科手术部位的照明。可以处理吸引管12(例如,在铝的情况中被阳极化处理),以便减少因与来自照明器的光输出的相互作用而造成的眩光或反射。

[0123] 图1B图示了具有电极的照明吸引设备10a的备选实施方式。在吸引管12的远端部分上可装设一个或多个电极13e,并且/或者可在波导14的远端部分上装设一个或多个电极15e。电极允许使用照明吸引设备作为用于刺激诸如神经等各种组织或用于烧灼组织的探针。导线或其他导体可将电极耦合至照明吸引设备10a的近端,而照明吸引设备10a可继而与提供由电极13e或15e递送的电流的能量源相耦合。可将电极附接至吸引管的外表面,或者可移除外包覆层15的一部分以允许暴露金属吸引管并将其用作电极。因此,吸引管本身可作为导体和电极来使用。类似地,可将电极附接至波导的外表面,或者可移除包覆层15X的一部分以允许暴露波导的几个部分并在其可导电的情况下将其作为电极使用,或者可将电极耦合至波导。照明吸引设备可继而以单极模式或双极模式操作。

[0124] 在备选配置中,波导14的远端面14F可包括任何适当的表面处理,以控制如何使光11L形成照明图案19。在远端面14F上可形成一个或多个透镜,或者透镜阵列,诸如透镜阵列24。适合的光学特征,诸如透镜阵列24,可包括相同、相似或不同形状和大小的透镜来产生一个或多个期望的照明图案。可使用透镜形状与半径的组合来优化波导远端面或输出面上

的透镜布置。透镜阵列可包括处于远端面14F的任何部分上的透镜。远端面14F总体上为平面,并且可关于正交轴26X和26Y来描述。透镜阵列24中的单个透镜亦可不同地定向,即,相对于平面轴26X和26Y具有不同的间距。在一个示例性实施方式中,在远端面14F上装设多个透镜。光从每个透镜以照明图案远侧地向外科手术视野投射。可调节透镜的间距从而使照明图案彼此分立和隔离,或者可调节透镜的间距从而使照明图案彼此重叠。使照明图案重叠有助于消除由于透镜和/或波导中的光学缺陷而导致的不均匀照明。光学缺陷可因光波导和透镜中的断裂线、裂口、划痕等造成。通过使照明图案重叠,使不均匀性被透镜阵列中相邻透镜提供的其他照明图案所“掩盖”或“抹去”。以下公开关于该特征的附加细节。

[0125] 诸如透镜24A之类的单个透镜可采用任何适当的几何形状,并且可为弯曲的或者具有诸如小面25等一个或多个小面的多小面形。诸如透镜24A之类的多边形形状允许彼此紧密地放置透镜,以消除透镜之间的无定向漏光。

[0126] 在其他实施方式中,波导的远端可以是平坦的,或者其可以是弯曲的(凸形或凹形),以便帮助对光加以塑形并将光导引至外科手术视野。还可将偏振元件或滤光器耦合至该远端,从而使波导向外科手术视野递送偏振光,而这在优选检视特定组织时具有优势。该偏振元件还可为线栅偏振器。

[0127] 图14图示了照明吸引设备1400的另一示例性实施方式。照明吸引设备1400包括邻近吸引管1402装设的照明波导1410。吸引管可以由可延展性金属或者由其他可延展性材料形成,使其具有相对坚硬的笔直远端段1402r以及预弯的柔性近端段1402f。可将吸引管1402联结至柔性导管1406,该柔性管1406将吸引管1402流体连接至真空源(未图示),因此可使用吸引管1402的远端端头1404来从外科手术视野中移除流体或其他材料。照明波导1410优选地为非光纤光波导(优选地如本文所描述的任何波导那样)。波导可为如图14中所图示的圆柱形,或者其可具有其他轮廓诸如方形横截面、矩形、卵形、椭圆形、蛋形等,或者本文描述的任何其他几何形状。预弯的可延展段1402允许外科医师或其他操作员弯曲吸引装置从而使其可进入各种外科手术部位和适应不同的解剖。在图14A-图14B中图示了照明波导的另一可能的横截面,其中波导1410a的高度h逐渐变小使得近端高于远端。另外,如图14B所示,波导1410a的宽度还可从近端到远端逐渐增大。这样的几何形状产生喇叭状波导,其具有较小的轮廓从而使其可适合较小的切口并在外科手术视野中占用更少的空间。

[0128] 在图14所图示的实施方式中,照明波导因此如吸引管1402那样,具有平坦的上表面和平坦的下表面。因此,照明波导的底面相对于吸引管的上表面保持齐平。继而可使用诸如热缩件之类的外套管1414来将照明波导与吸引管保持在一起。可选择外套管1414使其具有期望的光学性质以便使光损耗最小化。例如,FEP热缩件具有期望的折射率使光沿着波导1410透射,并继而使用本文所描述的任何汲取特征将光从远端部分1412汲取出来。外套管1414还可以是伸展于波导和吸引管之上的紧合聚合物套管,并且可以不是热缩导管。此外,可在吸引管上装设可伸展的独立包覆层,诸如热缩导管或紧合导管(未图示),以便最小化由于吸引管与照明波导之间的接触而造成的光损耗。该独立包覆层可为FEP导管或本文描述的任何其他材料,并且优选地完全围绕吸引管的周缘装设。纤维光缆1408将照明波导与外部光源(未示出)相耦合。该实施方式中的纤维光缆优选地与波导成为一体(例如,注塑包覆成型在一起)以便彼此固定地连接。在备选实施方式中,纤维光缆可释放地连接至波导。通过将纤维光缆1408在吸引管与柔性导管1406之间的连接点处附近联结至波导,而使外科

医师或操作员能够容易地折曲或以其他方式操纵吸引管而不受来自纤维光缆的干扰。纤维光缆1408可与波导1402耦合,从而在可延展性弯曲部分1402弯曲时可使纤维光缆1408与吸引管1402f一同弯曲,或者在其他实施方式中,纤维光缆1408无需与弯曲的可延展部分1402f耦合并且可相对于吸引管自由地和独立地悬挂。

[0129] 在本文公开的任何实施方式中,可调节波导沿吸引管的位置。例如,在图15A中照明吸引设备1500包括耦合至纤维光缆1504的照明波导1502。该照明波导1502可滑动地装设在与柔性真空导管1508连接的吸引管1506之上。波导可相对于吸引管1506向近端或远端滑动,而这允许对外科手术视野中的光输出点的大小和亮度进行调整。在图15B中,波导1502相对于吸引管1506向远端推进,从而产生较小的光点1510,并且使吸引管的远端端头和外科手术视野更为明亮。图15C中,照明波导相对于吸引管向近端缩回,因而光点大小1510比图15B中的更大并且更加弥散,因此较不明亮地照亮吸引管的远端端头,并且较不明亮地照明外科手术视野。图15A中的波导1502可具有圆形横截面,或者其可具有诸如平坦、弯曲、矩形或本文公开的任何横截面等其他横截面。在一些实施方式中,波导具有凹形内表面和凸形外表面,所述凹形内表面形成鞍座以容纳吸引管。如本文关于图16所讨论,这允许波导与具有小轮廓的吸引管紧密配合。

[0130] 现在参考图3,使用诸如纤维光缆11C等任何适当的设备将光11L从光源11传导至照明波导,并继而使光传导通过波导14并从波导的远端14D上或者其附近的任何一个或多个适当的结构出射。备选地,可将诸如LED等光源集成到吸引手柄中,从而消除对光纤连接的需求。使用诸如导管13T之类与真空输入22P相连的任何适当的吸引管将真空从吸引源13传导至照明吸引设备20。在吸引管12的远端处可用的真空可以通过整个地或部分地遮盖手柄22中的吸引孔H来加以控制。

[0131] 照明吸引设备10可集成到诸如手柄22之类由诸如ABS或聚碳酸酯之类成本相对较低的工程塑料制成的手柄中。手柄22可由两个或更多个组件来形成,这两个或更多个组件可以是独立注塑成型的组件,设计成扣合、胶粘或者超声焊接在一起。备选地,手柄可通过包覆成型工艺而形成在诸如设备10之类的照明吸引设备上。诸如照明吸引设备20之类组合式装置的近端部分还将包含孔洞——孔洞H,其被适当地定位以允许外科医师通过用手指整个地或部分地遮挡该孔洞而能够实现吸引功能;孔洞与装置中的吸引路径连通,从而在其未被阻断时通过创造“吸引泄漏”而使吸引失效。改变孔洞几何形状,如在Fukijima吸引的情况中那样,给予了对吸引功能的更精细调整。手柄22的近端还可包含用于将传统纤维光缆附接到照明波导14的输入,诸如凸型ACMI连接或者其他合适的连接器;以及诸如真空端口22P之类的真空端口,其可以是适合于所要附接的各种尺寸的标准柔性吸引PVC吸引导管的带倒钩配件。纤维光缆附接至高强度光源,比如光11。吸引管13T附接至手术室中的任何标准真空源,比如具有诸如真空源13之类的集成真空泵的废物收集容器。

[0132] 现在参考图4,光束11B基于诸如输入源的数值孔径(NA)、材料的折射率以及波导的形状等光学性质,以特定角度离开波导远端面14F。投到目标外科手术视野上的光照图案19基于照明器从吸引管的远端端头12D回缩的特定距离16而得到优化。对于给定的光源配置,光束11B的发散角18造成在诸如平面21之类与照明器垂直的任何目标平面上的具有全光输出和照明尺寸17的特定照明图案19。吸引管的远端端头处的平面特别令人感兴趣,这是因为医师会将远端端头放置在期望的手术目标处,以便支持对组织进行吸引或牵引。

[0133] 图4A图示了照明吸引设备的备选实施方式,该设备在照明波导的侧表面上具有光汲取特征23,该光汲取特征23汲取光25并将光25侧向地和远侧地引向外科手术视野。该特征可单独使用,或者与先前在上文描述的远端特征相结合使用。该汲取特征可包括棱镜、透镜、微透镜、多个小面或为本领域所公知的其他表面特征,其从波导汲取光并将光以期望的图案导向期望的区域。汲取特征可装设在分立区域之中以便仅从该区域汲取光,或者可将汲取特征周缘地装设在波导周围以便从波导发出均匀的光环。对侧向汲取特征和远端光特征的使用允许从波导的侧表面发出弥散光,同时可从波导的远端端头发出更为聚焦的光。

[0134] 现在参考图5,光源11正在将光11L传入折射率为1.52的环烯烃聚合物芯部30、折射率为1.33的氟化乙丙烯 (FEP) 包覆层32以及包覆层32周围的外部环境34。假设光源11处于折射率为1且数值孔径 (NA) 为0.55的空气中,该数值孔径对应于33.4度的半锥角——角度36。源11的NA是在光11L耦合时在芯部上的入射角,这对应于角度37。内部光线31首先以33.4度的半锥角进入芯部30,并且在其穿入芯部30时以21.2度角这一内折射角39被折射。内部光31继而以68.8度角这一角度41与芯部-包覆层边界40相交。只要角度40大于由芯部折射率和包覆层折射率所确定的临界角,光31就会经受TIR并且不会有光31透射到包覆层中。在这种情况下 ( $n$ -芯部=1.52且 $n$ -包覆层=1.33),临界角为61.0度。

[0135] 这种光线追迹可从临界角逆向算出,以便确定仍将允许所有的光在芯部-包覆层边界处经受TIR的最大源NA。如果反射角41是与针对选定芯部和包覆层的临界角相对应的61.0度,则内折射角39为29度,这意味着角度37必须为47.4度。从47.4度计算得出源NA为0.74。因此,当使用环烯烃聚合物/FEP组合时,可使用具有高得多的NA/效率的输入源。

[0136] 如果源NA使得耦合到波导中的所有的光都在芯部-包覆层边界处经受TIR,则光不会在包覆层中传播,而环境折射率并不影响波导透射并且光不会达到包覆层-环境边界。下表中的数据示出了对于环烯烃聚合物芯部 ( $n=1.52$ ),临界角如何随包覆层折射率从1.0到1.46改变而在芯部-包覆层边界处改变。这在设计折射结构时是尤为相关的。通过基于环境或包覆层而事先知晓临界角,可将结构设计成优先从照明管道泄漏出光。

[0137]	包覆层折射率	芯部-包覆层临界角 (度)
	1.00	41.1
	1.10	46.4
	1.20	52.1
	1.30	58.8
[0138]	1.40	67.1
	1.417	68.8
	1.42	69.1
	1.44	71.3
	1.46	73.8

[0139] 当使用FEP作为伴随环烯烃聚合物的包覆层时,临界角小于来自0.55NA的角度(68.8度)。如果不使用包覆层,则在1.417和更高的折射率上,临界角等于输入角,从而由于

TIR未得到保持而导致漏光。此外,环烯烃聚合物芯部与FEP包覆层的组合允许对具有超过0.55的NA的输入源的使用。假设恒定的透射效率,输入源将会由于更大的接受角而支持从源中更大的光捕获,并且提供更多的光通过照明管道。通过理解FEP与开放环境的临界角,可更加准确地设计结构以从照明管道汲取光。

[0140] 可以通过诸如用热风枪或者来自热箱喷嘴的聚焦热量对过大FEP的手动或半自动收缩应用、调节FEP的特征收缩率之类的方法,对吸引管12的中央部分12A应用诸如FEP之类的任何适当的包覆材料。可以使用诸如FEP之类的包覆层的任何其他技术,诸如对中央部分12A或者任何其他待包覆的合适表面应用FEP的液体涂敷或气相沉积。具有集成包覆层15的吸引管12继而可以(经由常规高容量注塑成型)使照明波导14插入成型,并且波导14将能够保持全内反射。在吸引管12与照明波导14之间使用包覆层15使得吸引管能够由诸如金属或塑料等任何适当材料来形成。为了与折射率为1.52的波导一起使用,用于吸引管的塑料材料的选择需要使该材料的折射率小于1.42,以便保持吸引管与波导的界面处的差别。然而,塑料的使用可能产生与需要模腔内的相对较高温度和压力的注塑成型工艺相伴的挑战。备选地,可以如此制造装置,使得照明波导14形成为具有内部管腔,且没有附加的吸引管道穿过该内部管腔。这种方法带来的挑战是从在整个操作中通过管腔排出生物材料(血液等)以及与照明波导管腔的内表面相接触中产生的潜在的光透射效率损失。

[0141] 折射率为1.33的包覆层在与折射率为1.52或者与之接近的照明波导一同使用时,没有显示对周围环境折射率或包覆层厚度的光透射依赖性。对于折射率为1.33的包覆层,耦合到照明波导中的光由于芯部-包覆层界面处的全内反射而被约束在芯部。因此,没有光会传播通过包覆层,从而使得包覆层-环境边界条件在透射中成为可忽略的因素。作为包覆材料而伴随折射率为1.52的环烯烃聚合物芯部使用的、折射率为1.33的聚四氟乙烯FEP在三个有代表性的模拟外科手术环境中均未示出对包覆层厚度的依赖性。

[0142] 虽然优选实施方式使用热缩件作为吸引管上和/或波导上的包覆层,但在其他实施方式中,可将低折射率聚合物注塑成型或以其他方式形成在波导上。图17图示了照明波导1704,具有成型于其上的这样的聚合物1706。这允许聚合物使来自波导的光损耗最小化,并且还允许将该聚合物1706壳体用于附接至吸引管或其他外科手术器械。例如,可将两者粘合在一起、以溶剂粘合、焊接或以其他方式联结在一起。在其他实施方式中,可将扣件或其他耦合机构联结至聚合物和吸引管来形成扣合。

[0143] 用折射率为1.46的材料形成的照明波导示出了对包覆层厚度和外部环境二者的光透射依赖性。这是将光以0.55的NA引入照明波导所造成的结果。在这种条件下,光以比芯部-包覆层边界的临界角更小的角度进入芯部,从而导致光传播到包覆层之中。因为光传播通过包覆层,所以包覆层-环境边界条件(临界角)是光透射中的一个因素。由于光传播通过包覆层,包覆层厚度也影响透射,这是因为随着厚度的增大,光线在其穿过波导的长度时在边界处反弹的次数更少。

[0144] 穿过结构的光不遭遇弯曲或弧形边的笔直波导几何形状产生最大的光学效率。然而,由于诸如近端附接的纤维光缆和吸引导管之类关联于装置的必备附件的人体工学限制或者兼容性及管理,将近端光输入设计成使其相对于波导结构的远端透射主体形成角度可能是有益的。

[0145] 现在参考图6和图6A,为了在吸引设备50的照明波导51中保持TIR和最大化透射效



率,光输入段54与照明波导主体55之间的中央部分52应当是弯曲的,以便将输入与主体之间的角度53形成为尽可能接近180度。管中的几乎任何弯曲或者弧形边都将导致一定的漏光。然而,如果将中央部分52中的角度53限制在150度或者更大,则漏光非常低并且光透射效率得到最大化。在角度53小于150度的情况下,可通过减少或以其他方式控制波导内光的发散,或者通过使用任何其他适当的技术,来减少漏光。

[0146] 照明波导51从输入段54这一实心圆柱形输入发生形状改变或者呈圆柱形地“延伸”或“融合”成波导主体55的圆形空心管。波导镗孔56可适应任何合适的外科手术工具,诸如吸引管58。合适的外科手术工具通过入开口59进入波导镗孔56。如上文所讨论,光在远端60或与之靠近处离开波导主体,大部分光通过远端表面61离开波导主体。远端表面61可以是平坦的,或者其可以是任何其他合适的简单或复杂形状。远端表面61可具有本文所公开的任何用于汲取光 and 将光导向照明视野的表面特征。

[0147] 随着照明波导51的横截面积沿着光透射路径从输入段54的横截面63到中段65、再到远端60附近的远端横截面67增大,照明波导的NA会增大,因此随着光从照明器的远端浮现而增大了光发散。NA还可受到弯曲的影响。有可能进行反弯曲来调节NA。其他控制波导NA的技术还可包括将特征模塑成型或机械加工至波导表面之中。以上示例说明的概念还可制造成两个半部,该两个半部包覆成型在诸如吸引管58等任何合适的外科手术工具周围。图6A-图6C图示了图6中波导的各种横截面,而图6D突出了开口59周围的区域。因此,在图6B的实施方式中,如图16中所示,在波导1602的凹形鞍座部分1604中装设吸引管1610。周缘地完全围绕吸引管1610装设诸如热缩导管之类的光学包覆层1606,并继而完全围绕波导1602与吸引管1610二者的周缘装设诸如热缩件之类的另一光学包覆层1608。吸引管上包覆层的一部分与没有波导包围吸引管的外包覆层的一部分接触。此外,在该实施方式中,内部鞍座具有第一曲率半径,而外表面具有不同的曲率半径(该曲率半径大于内部曲率半径)。备选实施方式可具有其他曲率半径的组合。

[0148] 现在参考图7,一次性照明波导70可以作为独立装置来提供。可将诸如吸引工具71之类的各种吸引装置或其他合适的工具插入穿过中心镗孔72——照明波导的工作通道。在波导70与诸如吸引工具71之类的外科手术工具之间可构建连接,该连接允许将波导紧固到各种吸引装置,从而使波导70和吸引工具71二者能够作为单一单元得到操纵。这个概念可适用于将会通过中心镗孔72安装的其他装置,诸如钻头。此外,照明外科手术设备74适合于将波导70相对于诸如吸引工具71之类插入在中心镗孔72中的任何外科手术工具进行动态定位。例如,使用者可以如在旋转75中那样围绕吸引装置旋转照明器,以及沿着吸引管沿路径76的长度伸缩照明器,从而在操作期间根据需要对照明视野77进行重新定位或者扩大或缩小照明视野。

[0149] 备选的方法涉及分割诸如图7的输入78之类的实心输入圆或椭圆并且如图8中那样形成分割输入80,在其中输入光11L的一半被导向输入的一半,即,臂状物82;而输入光11L的另一半则被导向输入的第二半,即,臂状物83。在此,臂状物82和臂状物83在如输入80的大体上为矩形的横截面中合在一起,以便接合纤维光缆11C。然而,输入80可以具有拥有一个或多个半圆臂状物的圆形横截面,为了更好的光混合,横截面可以是椭圆形或多面的。输入78与输入80可为空心或管状,并且还可被塑形以作为透镜操作,或者可包含多个透镜。该配置还可具有策略性地向每个臂状物的一个或多个区域涂敷的FEP包覆层,以便保持

TIR。为了支持光汲取特征的正确功能,可在FEP或其他包覆层中切出孔洞或其他合适的形状,从而支持TIR保持与从装置的特定区域的适当漏光之间的期望平衡。在图6、图6A-图6D和图7的实施方式中,纤维光缆可耦合至波导的输入部分从而允许将来自外部光源的光从该光源递送至波导。纤维光缆能够可释放地与波导的光输入部分相耦合,或者纤维光缆可以是与波导的光输入部分固定耦合并与其集成为一体(例如,通过将纤维光缆与波导的光输入部分包覆成型)的单一部件。集成的纤维光缆或者可释放地耦合的纤维光缆可与本文公开的任何波导实施方式一起使用。集成的纤维光缆或可释放的纤维光缆还可以用于本文所公开的任何其他实施方式。

[0150] 在制造期间,特别是在注塑成型期间,在光学部件中或光学部件上可能会形成各种瑕疵,这可造成光学部件不可预测的性能。诸如裂口痕、注射针痕、断裂线、注塑应力以及任何弯曲或锐缘等特征可造成不规则和不可预测的输出光图案。为了纠正不规则的光输出图案,可简单地粗糙化波导的输出表面,这将会使光输出弥散。经粗糙化的输出表面造成显著的效率损失并增大光的输出角度。一个替代方法可以是创造投射缺陷图案的多个重叠图像的图案,这将会产生均匀照明,同时最小化效率损失和输出角度。这可使用诸如图2透镜阵列24之类在输出表面上的透镜阵列来实现。

[0151] 针对照明波导的输入或输出的透镜阵列设计应当考虑透镜的焦距、阵列中透镜的数量、任何适合的阵列图案以及透镜之间的间隔。需要选择透镜的透镜焦距来最小化漫射以及最大化阵列中透镜的半径。透镜直径还应当考虑要用来制造透镜的工具。由工具遗留或造成的工具痕应当为透镜直径的很小百分比。类似地,将透镜制作得过小会使它们难以制造并且会使光输出弥散。如果透镜过大,则将存在过少的重叠图像,并且生成的光照图案将不均匀。

[0152] 由于波导的几何形状和折射率,非相干光和非准直光将会发散;任何由透镜阵列增添的发散都需要得到考虑。将会选择由透镜造成的5到10度的发散以保持输出光发散接近于波导的固有发散。

[0153] 透镜阵列图案也很重要。透镜阵列图案是取制造复杂度与透镜间隔之间的平衡。六边形透镜提供透镜之间最小的间隔和最小的浪费空间,同时保持类似于球面透镜的光投射特性。如果期望方形或矩形光点图案,则可选择矩形透镜阵列图案。类似地,可通过改变在其上形成透镜的输出面的平面中的X维度与Y维度之间的透镜间距来产生矩形照明图案。例如,可向照明波导的远端添加附加的微结构特征,以便优化对照明图案的控制以及使光输出场均匀化。可向照明器的输入面和输出面添加通常为衍射性质且为亚微米级尺寸的抗反射特征,以便降低垂直菲涅尔反射损失。波导的特征,诸如弯曲、弯折和安装特征等,可造成不期望的反射、漏光、眩光和不均匀的输出图案,从而导致低劣的性能。在照明波导的远端部分上或其附近添加可为折射性或衍射性的微结构特征可以潜在地提供更好的光均匀性和/或偏斜照明图案的发散或汇聚,以及使照明场的光输出均匀化。还可以向照明波导的外侧添加波导特征或使波导逐渐变细或变粗(tapering),以便控制照明输出。此外,可以向诸如输入78之类的照明波导输入添加诸如透镜78L之类的微透镜或其他微图案结构,以便更好地控制输入束形或其他光输入特性。光输入臂可以是圆形、方形或者多面的,以便提供对光的更好混合。

[0154] 可以将波导制成各种形状或横截面。目前优选的横截面形状是圆形、椭圆形或者

六边形。其他诸如矩形、三角形或正方形等横截面形状亦有可能。然而,波导的通常规则的表面以及奇数表面可能导致输出上的次生图案。这种图案将会显现为亮点或暗点。诸如六边形之类与偶数高阶多边形相似的横截面是目前优选的。随着横截面中的面的数目增加,这些横截面将接近于圆,这样的装置设计将会潜在地使制造工艺(诸如,注塑成型)复杂化,从而增加成本。

[0155] 照明器可以逐渐变细或变粗,以便随着光从输入向汲取区行进而增大或减小其横截面。逐渐变细或变粗会使NA发生偏差,从而导致更紧致的输出斑点(用于增大的出口处面积)或者更加弥散的更大斑点(减小的出口表面积,破坏TIR)。

[0156] 对于照明吸引装置,在许多外科手术应用中存在对装置周围的周缘照明的需求。照明可能需要是均匀圆周或者在离轴定向上提供,以使大部分的发光定向于牵引器的前方。

[0157] 现在参考图9和图10,可以使用照明吸引装置90的手柄93通过在照明波导94周围创造空气间隙91( $n=1.0$ )而在波导94内保持TIR。手柄结构的设计可包括这样的部分:其部分地或完全地覆盖波导94的长度以便创造期望的空气间隙。可以在手柄与照明器相接触的表面中塑造诸如托脚93X之类的特征,并且该特征需要位于光学盲区(存在很小的TIR或者不存在TIR的区)之中,以便在组件之间创造间隙并使经接触点的漏光最小化。类似的配置可形成在吸引管92与照明波导94之间,可以基于照明器的ID与吸引管的OD之间的设计容差而在无托脚的情况下,或者利用诸如托脚92X或托脚94X之类的一个或多个托脚或者任何适当的组合,来形成空气间隙95。手柄/波导和/或波导/吸引管之间的空气间隙可用于本文所公开的任何照明吸引设备实施方式。

[0158] 可以通过允许整个远端壳体96或其一部分在照明器上沿着轴97滑动来控制从照明波导94输出的光的发散。使用者可在照明波导94之上向下滑动导管以便减小发散角并减小光99L的发散。

[0159] 现在参考图11,手柄93的设计必须适合于吸引通道和固态照明器的适当布线和终止,从而使得吸引流控制孔H以在人体工程学上有利的位置呈现给使用者。基于预期使用者会握持和操纵照明吸引设备的方式以及来自患者的排出材料的流型,孔H可存在于近端手柄的顶面98上或其附近。这可以通过使用诸如顶段93T和底段93B之类至少两个部件形成手柄93来实现。除了为照明波导94提供屏蔽和近端末端以外,顶部手柄部分93T还包含吸引流控制孔H。还可以由阀或其他支持受控的可调式吸引的类似设备来提供吸引流控制。顶部手柄部分和底部手柄部分是密封的,且底部部分93B形成与吸引管92的近端终端92P相通的腔室。基于腔室100的几何形状和通往流控制孔H的路径,可以阻止排出的碎片流经真空管道93P和流出孔H。备选地,可在手柄93中包含“滤网”或“过滤器”,比如过滤器102,以便捕获任何固体或液体碎片和防止碎片通过孔H逸出。手柄93中的特征还可允许使用者拆开顶部部分和底部部分以便清除任何收集到的碎片。

[0160] 虽然到目前为止介绍的概念集中于完全一次性的非模块化装置,但备选的架构是有可能的,这些架构包括下列诸项:

[0161] a. 通过“快速连接”附接及拆卸方案与一次性装置相集成的一次性吸引端头(不同的French尺寸和样式,诸如yankaeur等)。

[0162] b. 诸如波导套管之类的一次性照明套管可适合于光波导套管所装入、封入或以其

他方式包围的任何适当的外科手术器械,举例而言,诸如钻头、骨钻或内窥镜。照明套管可以是各种材料,比如弹性硅胶。

[0163] c. 一次性远端吸引端头或其他器具(神经探针等)也可以与包含传统光纤束的可重复使用近端照明器相集成。这将会支持快速的端头样式调换而无需拔除线缆。这种方法还提供了对捕获的排出材料进行疏通的手段。

[0164] d. 具有可移除式单次使用照明器/吸引管的可重复使用近端手柄。

[0165] 其支持简便的更换-从装置中取出而无需拔除线缆。

[0166] 现在参考图12,如在照明吸引设备111中所示,吸引管腔108可形成在吸引元件109中,该吸引元件109可形成在诸如波导110之类的照明器周围。这种配置将会允许输出光112从诸如波导110之类的圆柱形源出射,而不受到由于具有与照明器同轴的中央照明管而造成的遮蔽。

[0167] 可以改变吸引管道通过照明器的布线以便优化照明输出和平衡人体工程学考虑。

[0168] 现在参考图13,照明吸引设备116配置成使吸引管118能够策略性地以角度121布线通过照明波导120,从而使得(1)近端暴露末端118P处于装置的顶部,在此使用者可以更加容易地获得吸引控制功能;以及(2)吸引管的远端118D从照明输出122之下的装置的底部露出,从而提供从吸引管上方对外科手术部位的经优化的光照。在这种配置中,吸引管通过引入对光进行更彻底混合的反射表面而改变经过照明波导的光透射路径。有可能通过使用高反射性涂层、空气间隙和诸如包覆层123之类的包覆层来保持效率。然而,添加的吸引管反射表面可能导致NA增大。

[0169] 诸如照明吸引设备116之类的旋转对称照明吸引装置可通过吸引管的策略定位而产生周缘的、均匀的光输出,这减轻了来自从波导的远端表面凸出的吸引管的遮蔽。穿过照明波导的光可能具有伴随二次反射表面的挑战,因而使光输出图案变宽。还预期照明吸引设备116具有非常大的NA。

[0170] 诸如上文公开的波导之类的照明波导还可由像硅氧烷之类的材料制成为可延展的。这对于“插套”像吸引管12之类的器械可能是有用的。照明波导可由诸如硅氧烷之类可延展性材料制成,以允许其插套在刚性吸引管上,从而潜在地降低成本。备选地,可延展性照明波导材料可以形成在可变形的吸引管结构或者包含选择性强度构件(梁架等)的可变形结构之上。这将使得吸引管能够动态地塑形为适合于临床应用的各种期望的形状。

[0171] 照明波导可以用不同折射率的材料以“层叠”或“复合”结构制造,以便对光输出进行塑形和控制。

[0172] 备选方法涉及以具有圆形或椭圆形横截面的实心光输入来分割照明波导,将波导布线并重新组合成原本的初始几何形状。照明波导继而可成型在内部吸引管之上。备选地,该配置中的吸引管可与分割的照明器几何形状并排地延伸。

[0173] 如果横截面积得到保持(亦即,分割部的任一侧上的远端与近端具有相同的横截面),则可以操纵波导的中间形状。在以上所列的配置中,不应存在显著的效率损失或者NA变化。因此,输入光图案与输出光图案的形状和强度应当非常相似。

[0174] 虽然已在本文中示出和描述了本发明的优选实施方式,但对于本领域技术人员显而易见的是,这样的实施方式只是以示例的方式提供。本领域技术人员现将在不偏离本发明的情况下设想到许多变化、改变和替代。例如,在照明吸引设备的一个实施方式中公开的

任何特征均可用于本文所公开的照明吸引设备的任何其他实施方式之中。应当理解,对于本文所描述的本发明实施方式的各种替代均可应用在对本发明的实践中。以下权利要求旨在限定本发明的范围,并因此涵盖这些权利要求及其等效项的范围内的方法和结构。

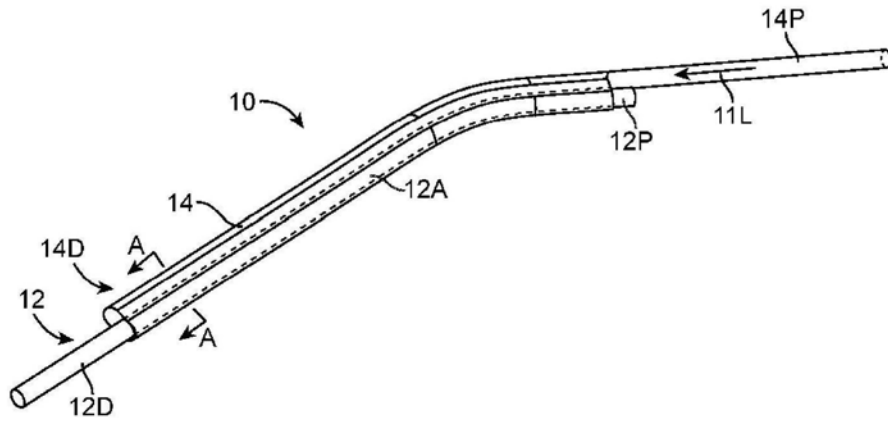


图1

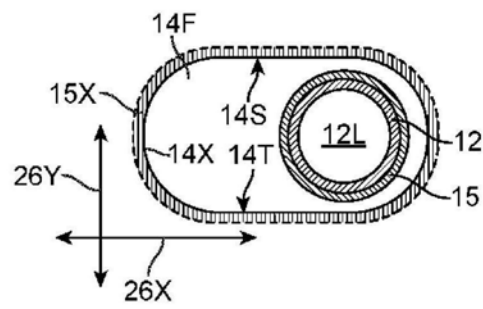


图1A

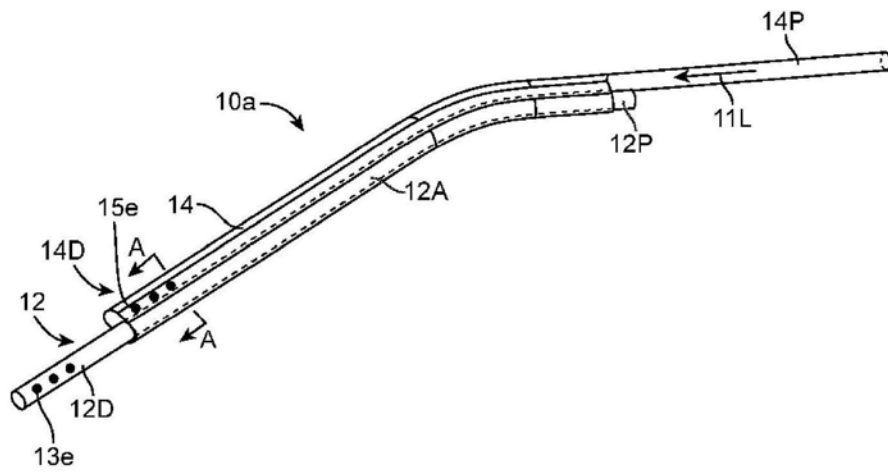


图1B



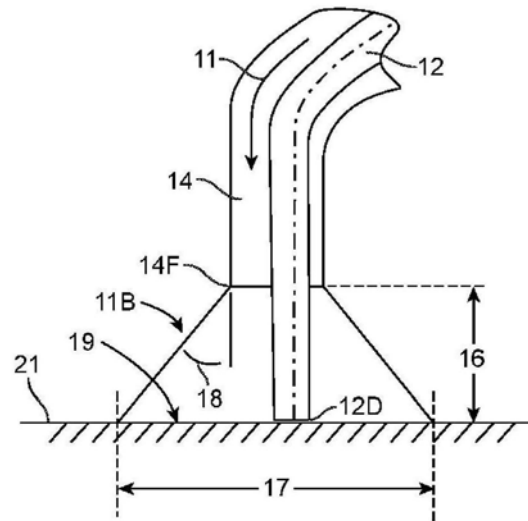


图4

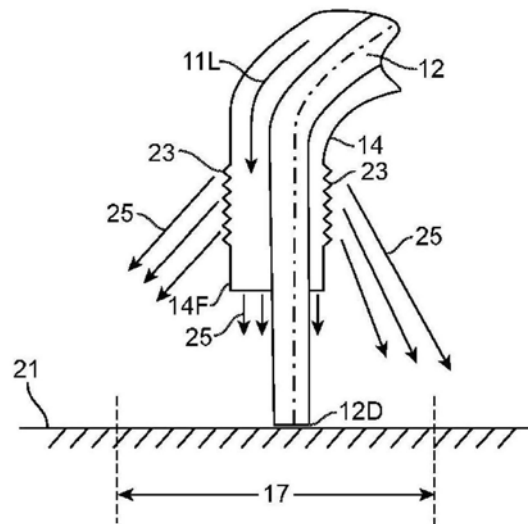


图4A



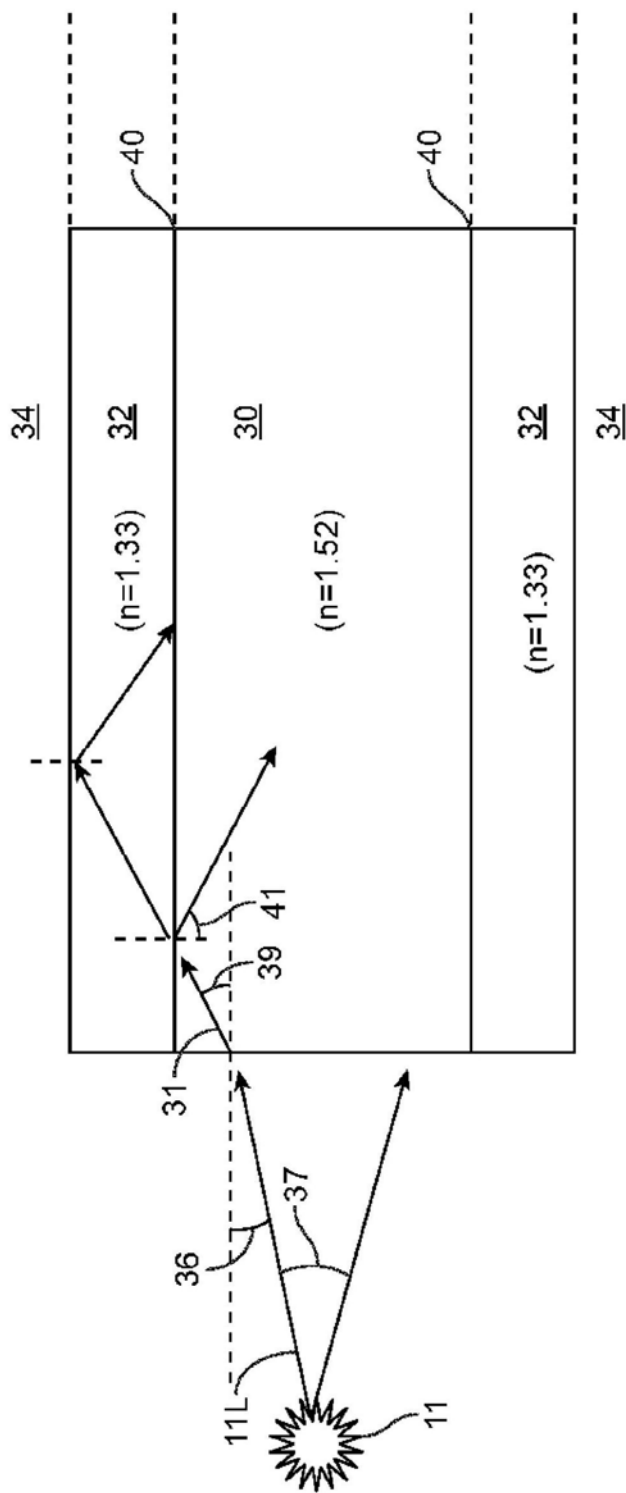


图5

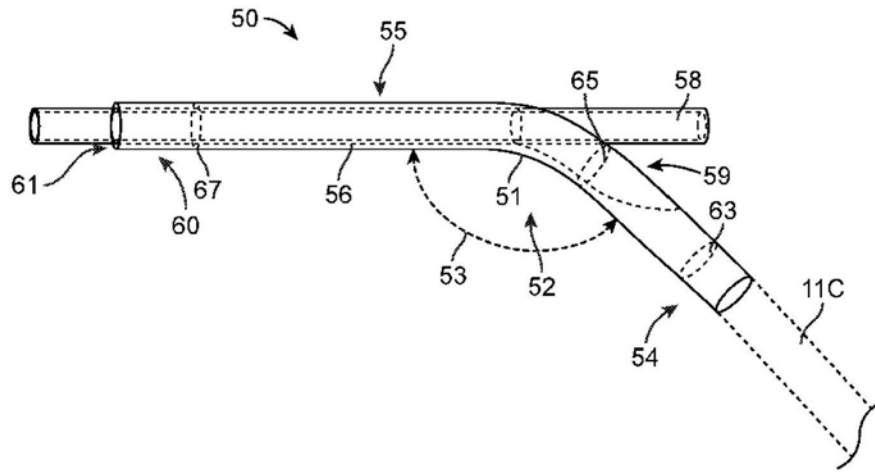


图6

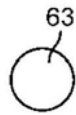


图6A

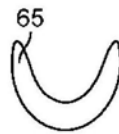


图6B



图6C

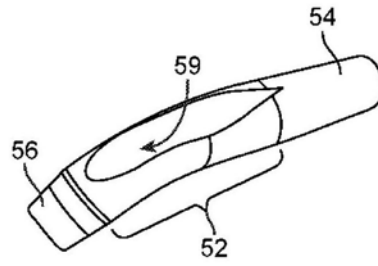


图6D

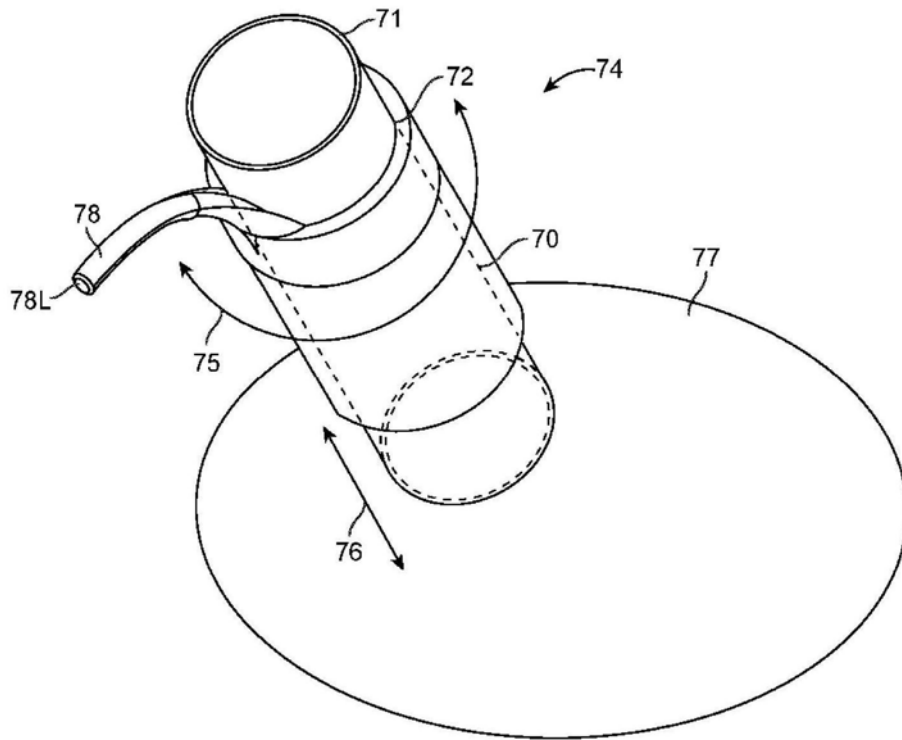


图7

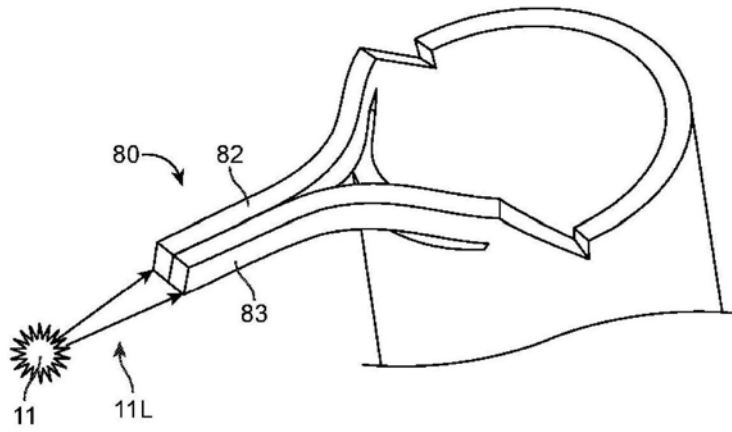


图8

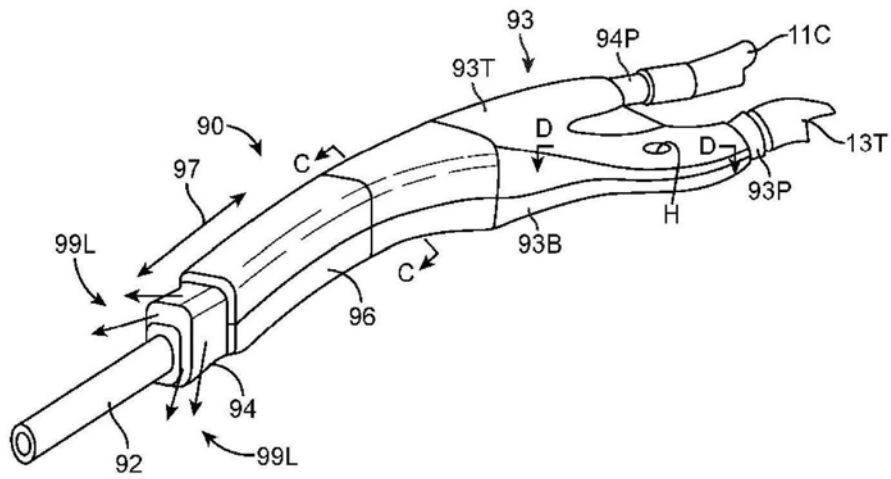


图9

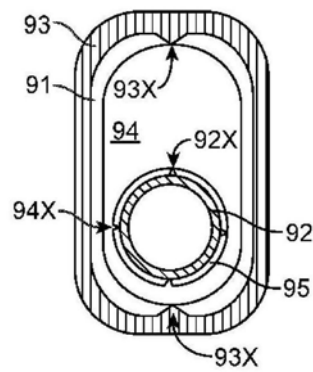


图10

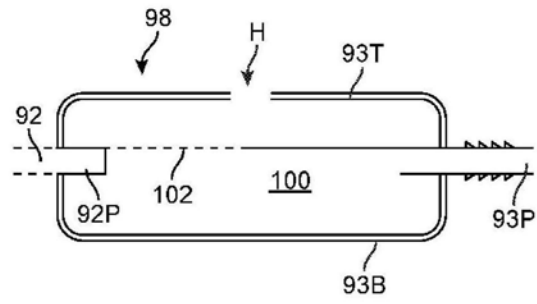


图11

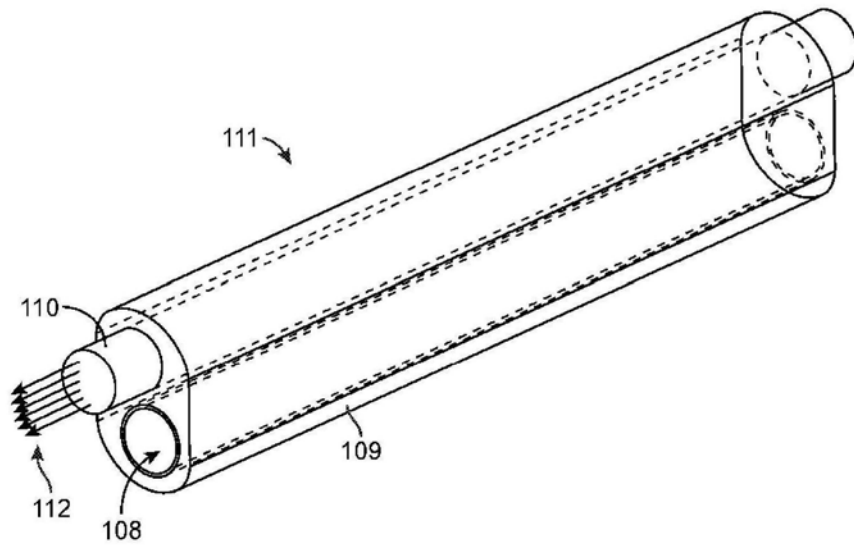


图12

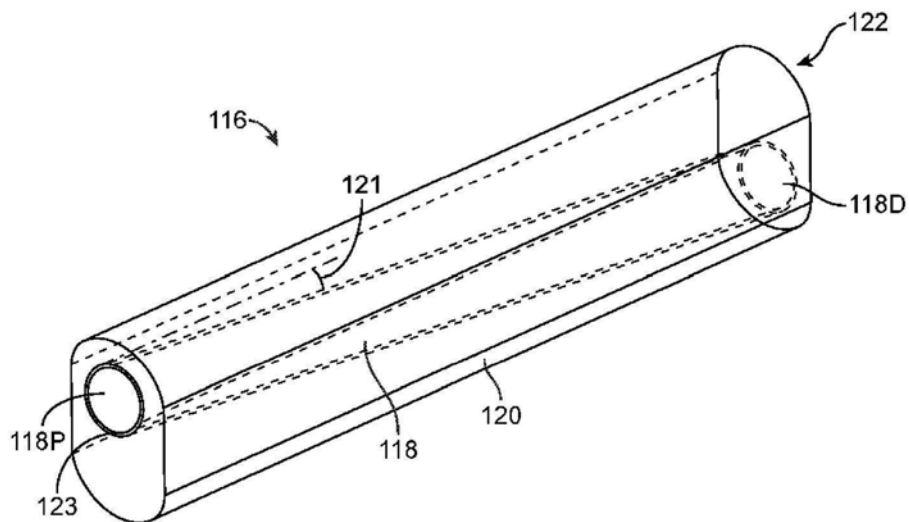


图13

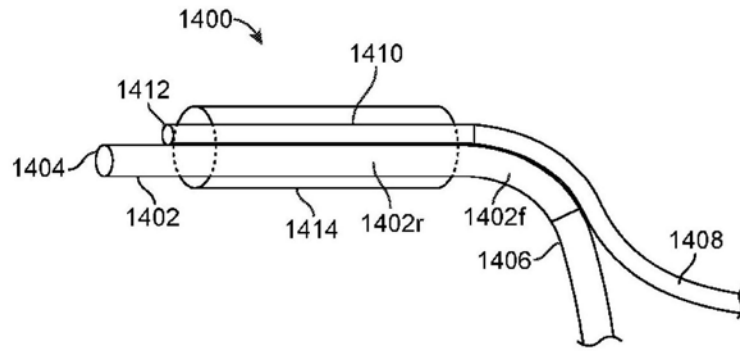


图14

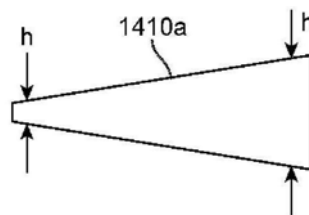


图14A

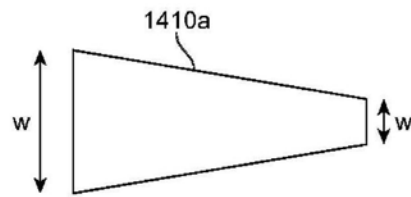


图14B

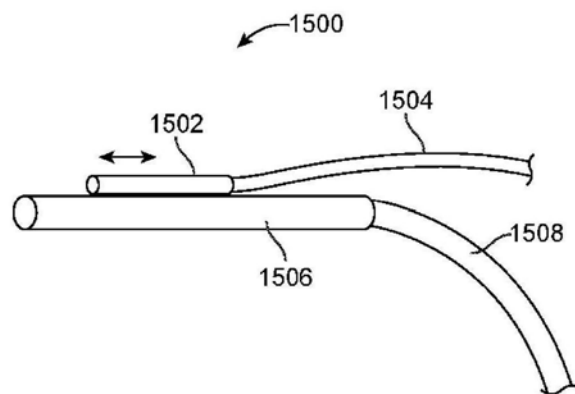


图15A

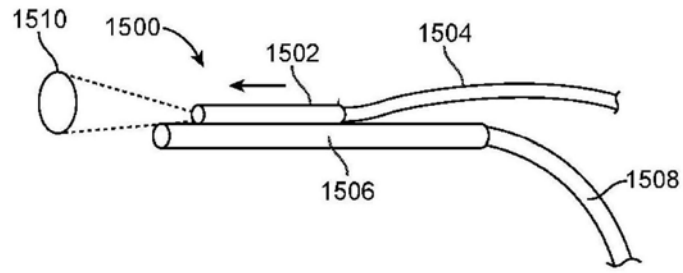


图15B

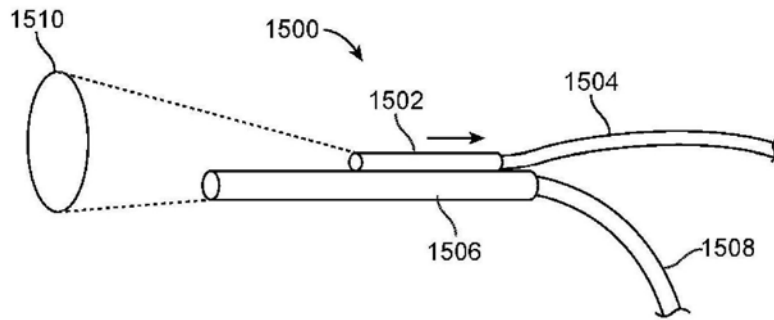


图15C

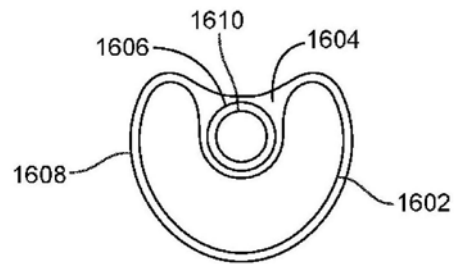


图16

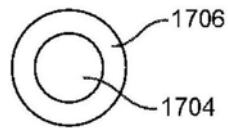


图17