



(45)授权公告日 2017.12.01

审查员 涂燕君

1. 一种用于照亮手术部位的照明牵开器,所述牵开器包括:

照明刀片,所述照明刀片主要由环烯烃聚合物形成并且构造成与牵开器刀片接合,其中所述照明刀片构造成形成一系列作用区域,以将来自照明刀片的输入区域的光线控制并传导到一个或多个输出区域,并且所述照明刀片包括一个或多个盲区,所述盲区定向为将进入和传输至所述一个或多个盲区的光线减到最少,其中所述照明刀片包括用于将所述照明刀片固定到所述牵开器刀片的一个或多个接合元件,使得当接合至所述牵开器刀片时所述照明刀片仅沿着所述盲区接触所述牵开器刀片,其中所述照明刀片至所述牵开器刀片的接合使得在所述作用区域周围形成空隙,其中光线利用全内反射而通过所述照明刀片的有效输入区域传递至所述照明刀片,并且光线经从所述一个或多个输出区域传送到手术部位,其中,所述一个或多个输出区域中的每个输出区域包括输出光学结构,所述输出光学结构控制并引导光从所述照明刀片逸散以照射到所关注的区域上面。

2. 根据权利要求1所述的牵开器,其中,所述牵开器刀片包括用于接收所述照明刀片的输出刀片的槽。

3. 根据权利要求1所述的牵开器,进一步包括套环,所述套环牢固地接合所述盲区中的一个盲区,并且所述套环包围柱形输入区域而形成空隙。

4. 根据权利要求1所述的牵开器,其中,光线通过大致柱形的有效输入区域进入所述照明刀片,并且通过有效输入过渡段传播到长方形的有效牵开器颈部。

5. 根据权利要求1所述的牵开器,其中,每个所述输出区域具有输出表面区域,所述输出表面区域大于所述输入区域的表面区域。

6. 根据权利要求1所述的牵开器,其中,每个所述输出区域包括平行棱柱形状,所述平行棱柱形状具有主刻面和副刻面。

7. 根据权利要求6所述的牵开器,其中,所有所述输出区域处于距离所述照明刀片的后表面相同的深度处。

8. 根据权利要求1所述的牵开器,进一步包括位于所述照明刀片上的输出端,所述输出端包括后反射器,所述后反射器相对于所述输出端的前表面形成角度,并且其中,所述前表面平行于所述照明刀片的后表面。

环烯烃聚合物和共聚物医疗装置

[0001] 本申请是申请人“因维缔有限公司”于2011年3月14日提交的、申请号为200980136009.2、名称为“环烯烃聚合物和共聚物医疗装置”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 如下所述的本发明涉及外科手术期间体内手术位置照明的领域。

背景技术

[0003] 用于诊断和或治疗的体腔照明已受到顶部照明的限制。高强度白炽灯照明以及半导体和激光照明已被开发并已受到有限度的认可,但是,这些光源具有与其利用有关的热量和重量缺点。传统光源依靠光纤和相似波导材料,以将光导向体腔。提倡用于医疗应用的传统波导材料在推广应用下承受不稳定的透射特性,其透射特性在利用传统技术消毒时还会改变。另外,精密光学聚合物具有受限的机械性能,这限制了其在医疗/手术场合的应用。

发明内容

[0004] 如下所述的装置提供用于手术牵开或照明,或用于手术牵开和照明,装置主要由非晶体聚烯烃、环烯烃聚合物或共聚物制成。优选地,主要由环烯烃聚合物形成的牵开器用作照明器。由环烯烃聚合物(C.O.P)或环烯烃共聚物(C.O.C)形成的手术照明系统可包括大致柱形的光波导、照明源、照明光导管和接合环,柱形光波导具有尺寸做成容纳一个或多个手术器械的孔,照明光导管用于引导来自照明源的照明能量,接合环用于接合照明光导管并将照明能量从照明光导管耦合到光波导上。接合环可允许照明光导管与光波导之间的相对运动。

[0005] 该新式照明系统还可包括照明源、大致柱形的光波导和孔,大致柱形的光波导由具有远端和近端的环烯烃聚合物形成,孔的尺寸做成容纳从近端延伸穿过远端的一个或多个器械或工具。波导将来自近端的光导向远端,并从远端射出光。照明光导管将来自光源的光导向光波导的近端。

[0006] C.O.P照明系统还可包括任意合适的牵开器系统,比如麦卡洛克(McCulloch)牵开器,并包括牵开器刀片内的沟槽以容纳C.O.P照明器。在该系统中,C.O.P照明器还形成为具有包围从光输入部到光输出部的照明器的有效部分的空隙。由于照明器的输入、输出和表面的构造和定向,使得照明器具有光通过的有效部分和光不通过的无效区或盲区。盲区可包括允许照明器牢固地接合牵开器的元件。

[0007] 如下所述的医疗牵开器系统包括插管、牵开器或牵开器刀片、光源和至少一个光提取元件,牵开器或牵开器刀片具有从其近端延伸至其远端的环烯烃聚合物元件,光源操作地联接到环烯烃聚合物元件的近端,至少一个光提取元件靠近环烯烃聚合物元件的远端。

[0008] C.O.P刀片插入件式照明系统包括由环烯烃聚合物组成的一个或多个照明元件。C.O.P照明元件用作波导,并可包括光学部件,比如,对称或不对称的刻面、透镜、滤栅、棱镜

和或散射器,以用作用于设定光能的传送的精密光学部件。照明元件可模块化,允许部件配合和匹配用于不同尺寸的刀片牵开器,或可为单个集成单元。每个模块也可具有不同的工作特性,比如散射光输出或聚焦光输出,从而允许使用者配合和匹配光学性能。

[0009] 用于小手术位置——比如手或脚——的任意解剖工具和或牵开器可由C.O.P形成,近端处的光输入使远端能够照亮手术位置。一个或多个结构元件——比如线——可一起模铸到C.O.P工具内,用于提高机械强度。合适的C.O.P合成物由商标为**Zeonor®**的Zeon化学L.P.生产。**Zeonor®**具有用于如所述应用的机械特性以及光学稳定性和光学特性。

[0010] 根据本发明,提供一种用于照亮手术部位的照明牵开器,所述牵开器包括:照明刀片,所述照明刀片主要由环烯烃聚合物形成,其中所述照明刀片构造成形成一系列作用区域,以将来自照明刀片的输入区域的光线控制并传导到一个或多个输出区域,并且所述照明刀片包括一个或多个盲区,所述盲区定向为将进入和传输至所述一个或多个盲区的光线减到最少,其中光线通过所述照明刀片的有效输入区域传递至所述照明刀片,并且光线经从所述一个或多个输出区域传送到手术部位。

[0011] 优选地,所述牵开器进一步包括固定至所述照明刀片的牵开器刀片。

[0012] 优选地,所述牵开器刀片包括用于接收输出刀片的槽。

[0013] 优选地,所述照明刀片被固定至所述牵开器,同时保持所述照明刀片的所述作用区域与所述牵开器之间的空隙。

[0014] 优选地,所述牵开器进一步包括套环,所述套环牢固地接合所述盲区,并且所述套环包围柱形输入区域而形成空隙。

[0015] 优选地,光线通过大致柱形的有效输入区域进入所述照明刀片,并且通过有效输入过渡段传播到长方形的有效牵开器颈部。

[0016] 优选地,每个所述输出区域具有输出表面区域,所述输出表面区域大于所述输入区域的表面区域。

[0017] 优选地,每个所述输出区域包括平行棱柱形状,所述平行棱柱形状具有主刻面和副刻面。

[0018] 优选地,所有所述输出区域处于距离所述照明刀片的后表面相同的深度处。

[0019] 优选地,所述牵开器进一步包括位于所述照明刀片上的输出端,所述输出端包括后反射器,所述后反射器相对于所述输出端的前表面形成角度,并且其中,所述前表面平行于所述照明刀片的后表面。

[0020] 优选地,所述牵开器进一步包括位于所述盲区中的接合元件,所述接合元件构造为将所述照明刀片与牵开器刀片附连。

附图说明

[0021] 图1是C.O.P刀片插入件式照明器的立体图。

[0022] 图1A是图1的沿A-A截取的C.O.P刀片插入件式照明器的截面。

[0023] 图1B是图1的沿B-B截取的C.O.P刀片插入件式照明器的截面。

[0024] 图2是可选择C.O.P刀片插入件式照明器的立体图。

[0025] 图2A是图2的C.O.P刀片照明器的附连机构的立体图。

- [0026] 图3是另一个C.O.P刀片插入件式照明器的立体图。
- [0027] 图3A是图3的C.O.P刀片照明器的光输出部的近立体图。
- [0028] 图3B是图3的C.O.P刀片照明器的导管部分的近立体图。
- [0029] 图3C是用于图3的C.O.P刀片照明器的光导管部的光线路径的主视图。
- [0030] 图4是具有用于短刀片牵开器的柔性输入耦合器的单波导C.O.P刀片照明器的立体图。
- [0031] 图5是具有用于长刀片牵开器的柔性输入耦合器的单波导C.O.P刀片照明器系统的立体图。
- [0032] 图5A是具有刚性输入耦合器的可选择波导C.O.P刀片照明器的立体图。
- [0033] 图6是用于C.O.P刀片插入件式照明器部分的可选择附连机构的立体图。
- [0034] 图7是具有阶梯式波导部分的C.O.P刀片插入件式照明器的侧视图。
- [0035] 图8是可选择单波导C.O.P刀片插入件式照明系统的立体图。
- [0036] 图9是具有光引导结构的单波导C.O.P刀片插入件式的立体图。
- [0037] 图10是具有带附连机构的光引导结构的单波导C.O.P刀片插入件式的立体图。
- [0038] 图11是具有与牵开元件共模铸的波导元件的单波导C.O.P刀片插入件式的立体图。
- [0039] 图12是C.O.P照明牵开器的立体图。
- [0040] 图12A是输入套环和照明刀片输入部的分解图。
- [0041] 图13是图12的C.O.P照明牵开器的截面视图。
- [0042] 图14是图12的C.O.P照明刀片的侧视图。
- [0043] 图15是图12的C.O.P照明刀片的主视图。
- [0044] 图16是使用中的C.O.P喉镜内腔照明器的侧视图。
- [0045] 图17是在刀片中具有照明源的C.O.P喉镜照明系统的侧视图。
- [0046] 图18是在手柄中具有照明源的C.O.P喉镜照明系统的侧视图。
- [0047] 图19是根据本公开的可选择C.O.P喉镜照明器的侧视图。
- [0048] 图20是包括接合刀片的C.O.P照明器波导的金属刀片喉镜的侧视图。
- [0049] 图21是图20的沿B-B截取的具有C.O.P照明器波导的喉镜的截面。
- [0050] 图22是C.O.P喉镜内腔照明器波导的侧视图。
- [0051] 图23是C.O.P窥镜照明系统的侧视图。
- [0052] 图24是手柄闭合的图23的C.O.P内腔照明系统的侧视图。
- [0053] 图25是在手柄中具有照明源的可选择C.O.P内腔照明系统的侧视图。
- [0054] 图26是另一个可选择C.O.P内腔照明系统的侧视图。
- [0055] 图26A是沿C-C截取的图26的内腔照明系统的C.O.P刀片的剖视图。
- [0056] 图26B是沿C-C截取的图26的内腔照明系统的可选择C.O.P刀片的剖视图。
- [0057] 图27是再一个可选择C.O.P内腔照明系统的侧视图。
- [0058] 图28是根据本公开的又一个C.O.P内腔照明系统的俯视图。
- [0059] 图29是沿D-D截取的图28的C.O.P内腔照明系统的剖视图。
- [0060] 图30是具有曲线输入光耦合器的C.O.P光学波导的立体图。
- [0061] 图31是图30的C.O.P光波导的远端的放大的立体图。

- [0062] 图32是具有拆分的输入耦合器的C.O.P光波导的立体图。
- [0063] 图33是图32的C.O.P光波导的剖视图。
- [0064] 图34是沿B-B截取的图32的C.O.P光波导的截面。
- [0065] 图35是具有拆分输入耦合器的可选择C.O.P光波导的立体图。
- [0066] 图36是具有拆分输入耦合器的另一个可选择C.O.P光波导的立体图。
- [0067] 图37是C.O.P光波导的远端的截面。
- [0068] 图38是可选择C.O.P光波导的远端的截面。
- [0069] 图39是具有加强和屏蔽的拆分输入耦合器的可选择C.O.P光波导的立体图。
- [0070] 图40是图39的C.O.P光波导的剖视图。
- [0071] 图41是为了清晰而拆除了夹持组件的图39的C.O.P光波导的立体图。
- [0072] 图42是图41的C.O.P光波导的侧视图。
- [0073] 图43是为了清晰而拆除了夹持组件的C.O.P光波导的剖面立体图。
- [0074] 图44是图43的输入连接器的近主视图。
- [0075] 图45是可分离的C.O.P波导的立体图。
- [0076] 图46是图45的C.O.P光波导的剖视图。
- [0077] 图47是具有延伸的反射面的C.O.P光波导的剖视图。

具体实施方式

[0078] 图1的牵开器照明系统10包括刀片牵开器12,刀片牵开器12包括沟槽13以接合光纤输入部14和波导照明器16。卡爪17用作将波导照明器16机械地附连到光纤输入部14上,使得形成的组件可在沟槽13内上下运动到适于照明的任意位置。光纤输入部14与波导照明器16之间的光学耦合是简单的面对面耦合,可通过利用施用到光纤输入部14或波导照明器16的任一个或两者上的折射率匹配凝胶或其它类似材料增强面对面耦合。进入波导照明器16的光以最小的光损失包含在波导内,直到光达到输出光学结构,比如输出结构18,在输出结构处,光射出以照亮预定照明区域20。输出光学结构18可包括一个或多个梯级刻面或透镜、一个或多个棱镜结构、一个或多个衍射光栅、应用光学薄膜或设计成将可用光线导向预定照明区域20的其它光学结构,所述一个或多个梯级刻面或透镜可包括辐射状或倾斜面。

[0079] 在图1A的截面视图中,刀片12的沟槽13接合波导照明器16。可采用任意合适的沟槽构造,比如,举例来说,圆形或菱形截面的单个沟槽。图1B的剖视图示出刀片牵开器12、波导照明器16和光纤输入部14的截面,详细示出咬合到形成在光纤输入部14中的孔或定位凹槽14D内的卡爪17,能够以较小值的力分离卡爪。输出光学结构18控制并直接输出照亮预定照明区域20的光能21。

[0080] 图2的可选择刀片插入件式照明系统22包括刀片牵开器24,刀片牵开器24包括光输入部26、一个或多个光导管部——比如光导管部27、以及光输出部,比如,包括一个或多个输出光学元件——比如输出光学元件30——的光输出部28。在该构造中,光输入部26具有集成光纤输入部32。通过将绞合线模铸在光输入部26内、将绞合线粘结到形成在光输入部内的成形接收孔26R中或通过其它合适的方法,可将一个或多个光纤绞合线——比如绞合线32A和32B——集成在光输入部26的上部内。还可包括光耦合元件,比如元件33,以改善光耦合和分布。可设置套环,比如套环34,以帮助光纤输入部的应变消除。光引导结构36使

得光线进入波导照明器的中心从而沿光输入部26的侧面被引导。相同的光引导结构示出在光导管部27内,光导管部27用于将光线向下引导至下一部分。光输入部26和光导管部27可设置为没有光引导结构,但这会导致效率的降低。

[0081] 输出光学元件30可具有被光学输出薄膜施用的平面,以允许光线逸散并向所关注的组织导向,或者输出部28可具有位于背面28R上或集成在背面28R内的输出光学薄膜或模铸结构,背面28R用于经输出光学元件30发出光线。

[0082] 图2A示出图2的刀片插入件式照明器系统,其中拆除光导管部27以示出由一个或多个凸件——比如接合部件38——和相应的插孔——比如插孔39——构成的部分附连机构。凸件38的输出端38A还可包括一个或多个输出透射耦合结构或光学结构,例如,透镜,比如透镜38L,以将光线聚焦到相应的插孔内。插孔39的底部39A还可包括一个或多个输入透射耦合结构或光学结构,例如,透镜,比如透镜39L,以将光线传播到其相应的波导内。使用中,将凸件压入下一部分的插孔板内,摩擦将各部分保持在一起。

[0083] 在该构造中,可拆除图2的光导管部27,允许光输入部26和光输出部28直接连接在一起,比如,以装配长度短的刀片,或者允许沿波导元件的刀片牵开器调整以调整照明区域的位置。一个或多个光导管部27可添加到组件上以装配中等长度或较长长度的刀片,从而提供模块化刀片插入件式照明系统,模块化刀片插入件式照明系统的部件可按照需要配合和匹配。比如,如果手术过程中采用一个以上的刀片牵开器,一个刀片可装配有刀片照明部件的较短组件以照亮手术部位的上部,第二刀片可装配有刀片照明系统部件的较长组件以照亮手术部位的下部更深处。在刀片沟槽内上下稍微滑动刀片插入件式照明系统,允许调整照明区域,比如,光输出部滑动靠近工作区域增大光照度,光输出部滑动远离工作区域提供更加扩散、不太强烈的照明。这样,可优化模块化刀片插入件式照明系统以用于要执行的特殊类型的工作。

[0084] 图3示出插入刀片12中的可选择刀片插入件式照明系统40。刀片插入件式照明系统40包括光输入部40A、一个或多个光导管部——比如导管部分40B——和光输出部40C。分支光纤线缆41集成在光输入部40A中。该刀片照明器构造包括接合臂42和光引导结构44。

[0085] 图3A、3B和3C示出臂42和光引导结构44的细节。当刀片插入件式照明器系统40的两个或更多个模数化元件接合沟槽13时,第一元件40B的接合臂42接合相邻元件40A,以在所述元件之间的接口45处保持可靠的光学连接。臂42是大致的弹性部件,以允许在接合点46处弯曲,这允许齿47接合相邻元件的光引导结构。在每个刀片照明器元件的输入端处,比如在光输出部40C的输入端49处,可包括一个或多个光控制元件,比如集光透镜48。类似地,在光导管部——比如光导管部40B——的底部、出口端或输出端51处可包括光输出透镜50。透镜48和50示出为利用光学结构以帮助在模块之间透射光线。也可采用任意其它合适的光学结构,比如倾斜刻面、多面体透镜结构、球面或非球面透镜。图3C示出光线在刀片插入件式照明器导管——比如导管元件40B——中如何传播。来自分支光纤线缆41的光首先进入光输入部40A的上部,如图3所示。从光纤线缆或集光透镜48进入刀片照明器波导——比如导管40B——的光能52由光引导结构44和光输出透镜50引导。

[0086] 图4所示为单个元件刀片照明器54。在该例子中,牵开器56具有短刀片57。当与具有长刀片的牵开器一起使用时,可沿牵开器刀片的长度调整单元件刀片照明器54,以在需要的位置处提供照明。

[0087] 在该构造中,光纤线缆58的短部分在输出端集成于刀片照明器波导60中,并在输入端具有任意合适的连接器62,比如行业标准ACMI连接器,或任意其它类型标准或专用连接器。连接器62通常连接到引导来自外部光源的标准光纤光导线缆。由于刀片插入件式照明系统54做成将光损失减到最小,因此,便携式LED光源可直接或经由更短的光纤光导线缆附连到连接器62上。光纤线缆58的短部分是柔性的,并在连接器62和光导线缆如何定向上允许相当大的自由度。比如,连接器62可朝向牵开器56的手柄56H放置,或者可放置在任意一侧,以便避开外科医生和使用中可能存在的任意其他设备。

[0088] 图5的单元件延长刀片照明器系统64是设计成装配长刀片牵开器——比如牵开器66——的简单刀片插入件式照明器。照明器波导68在输入端69处接收光线,通过贯穿中心部68C的全内反射引导光线,输出光学结构——比如输出结构70——向要照明的预定区域引导光线。

[0089] 图4和5示出可设置为不同尺寸的刀片插入件式照明器,上述不同尺寸适合于要使用的牵开器刀片的尺寸。图5A的刀片插入件式照明器72是具有刚性光输入部件73——而非如图4和5所示的光纤线缆58的短部分——的延长波导刀片照明器。刚性光输入部件73允许光引导部分、波导74和刚性光输入部件73全部模铸为一个装置,从而缩小组装的成本。可增加支承角撑板或翼缘,比如翼缘75,以提供稳定性。翼缘75可具有应用于其上的涂层或薄膜以防止光的散逸,或者可由不同的材料制成,比如利用共模铸或包覆成型工艺。刚性光输入部件73可具有如图所示的垂直输入,需要光引导结构76将来自连接器62的光向下引导至波导照明器的波导74。刚性光输入部件73也可如图5所示成形为具有半径,并利用全内反射以将来自连接器62的光引导至波导的主体。刚性光输入部件73也可制成可旋转的,从而允许光纤光导线缆在手术部位周围按照需要定位,以避免与其它器械干涉。

[0090] 图6示出可选择的模块化刀片插入件式照明器元件80A和80B,并示出将波导部件保持在一起的卡爪82的可选择设置。保持卡爪离开部件的侧面,而非如图3所示的前面,减小了在手术过程期间卡爪被手术器械意外分离或破坏的可能性。任意其它合适的机构——例如楔形榫头连接件、榫槽连接件、胶粘剂、优选折射率匹配的胶粘剂等等——可用于使模块化部件彼此附连,以优化光从一个模块到下一个模块的耦合。附连机构也可与光线路径分离,比如,金属销和插口可位于模块的非旋光区域内。

[0091] 图7是可选择的模块化刀片插入件式照明系统84的侧视图,其中,每个随后的波导部分的厚度85变小。这允许将输出光学结构——比如输出结构86——设置在上游波导的裸露端,从而允许从每个波导部分——比如部分84A、84B、84C——引导光线。每个波导部件——比如部分84A、84B——可具有包含输出光学结构86的底面,在没有其它随后的波导部件附连的情况下,输出光学结构86的表面的大部分用作终端照明元件。光输出部84C示出前侧上的梯级输出光学结构88和背侧上的输出光学结构89。如果没有将光导出表面的输出光学结构88,光将在光输出部84C的端部损失掉,因此,输出光学结构88和89的组合通过使光损失更少而有助于实现更高的效率。

[0092] 现在参考图8,翼形刀片插入件式照明器90显示为接合到牵开器91上。照明器90具有集成的翼板92,翼板92可提供附加的牵开功能。翼板92大致平行于照明器90的长轴线87定向,在该构造中,光被引导射出输出光学结构94。光经由光输入部件95进入照明器90,光输入部件95可为在前所述的光纤部件或刚性光引导部件。由于全内反射可允许光进入翼板

92,因此,翼板需要反射涂层以防止光射出翼板并损失掉,或者射向不需要的方向,比如反射到外科医生的眼睛里。

[0093] 图9示出具有光引导元件96的另一个可选择刀片插入件式照明器90A,光引导元件96用于将进入照明器中部的光线导向翼板92A。输出光学结构——比如结构97和98——可分别设置在翼板92A和主体上,以由两个结构如箭头所示地提供照明。

[0094] 图10示出具有延长的光引导元件96B的另一个可选择刀片插入件式照明器90B。在该实施例中,光学输出结构仅设置在翼板92B上,使得照明、光能99仅通过翼板92B中的延伸输出结构97B如箭头所示地射出。延长的光引导元件96B具有反射壁,比如壁93,反射壁延伸到照明器90B的输出端90E以使反射到翼板92B的光线最大化。该构造还包括可选择棘爪100,所述棘爪100靠近牵开器102的接口定向,以接合切口或定位凹槽,比如位于牵开器102中的定位凹槽103A、103B和103C。棘爪100可由与波导相同的材料制成,或者为了耐用性而由不同的材料制成。比如,棘爪100可由钢或钛制成,并夹物模铸在照明器90B内。

[0095] 可选择地,牵开器刀片可插入照明器波导中的一个或多个槽内,以提供刚性并且或者能够与手术位置保持装置配合。

[0096] 图11的共模铸刀片插入件式照明器104包括波导部分106,波导部分106已分别与翼板以及主体牵开器部104W和104B共模铸或包覆成型,它们由不同的材料制成。比如,为了强度,牵开器翼板与主体部104W和104B可由强度大的玻璃钢或钢或钛制成,而波导部分106由环烯烃聚合物或共聚物模铸。

[0097] 图12示出用于向手术区域内提供光线的麦卡洛克式牵开器。照明牵开器107由牵开器刀片108和照明刀片109组成。牵开器刀片108示出为供麦卡洛克牵开系统使用的麦卡洛克式牵开器刀片,但是可采用任意合适的牵开器和或者牵开构造。牵开器刀片108包括一个或多个机械式连接器——比如机械式连接器108M——颈状槽或沟槽110以容纳颈状区域124以及刀片槽111,从而将输出刀片125容纳在牵开器刀片108内,同时保持照明刀片的作用区域与牵开器之间的空隙。两个或更多个接合元件——比如刀片或板112以及和舌片114——将照明刀片109固定到牵开器刀片108上。每个舌片114接合一个或多个接合插孔,比如插孔或凹部115。板112连接到套环116,当套环116可拆卸地接合输入盲区122D时,套环包围照明刀片输入端118。套环116到输入盲区122D的可拆卸接合还使得板112与牵开器刀片的端面119接触。套环116牢固地接合盲区122D,并包围柱形输入区域120,而且形成输入空隙120G。盲区处的接合由接合元件——比如板112和舌片114——最小化与光路的干涉。板112接合端面119,舌片114弹性地接合凹部115,以保持照明刀片109固定到牵开器刀片108上,而照明刀片109的作用区域与牵开器刀片108的任意部分之间没有接触。

[0098] 照明刀片109构造成形成一系列作用区域,以将来自柱形输入区域120的照明刀片输入端118的光线控制并传导到一个或多个输出区域,比如输出区域127,如图12、13、14和15所示。照明刀片109还包括一个或多个盲区,比如区域122D、126D和126E。盲区定向为将进入盲区并因此可能沿非预想的方向射出的光线减到最少。由于盲区内或过渡盲区的光线最少,因此,盲区是用于接合元件以将照明刀片固定到牵开器上的理想位置。

[0099] 利用传统机构,比如在光纤束的端部与照明刀片输入端118之间具有0.5mm间隙的标准ACMI连接器,使光线传送到照明刀片输入端118,照明刀片输入端118的直径为4.2mm以将来自3.5mm光纤束的光用0.5NA聚集。入射到照明刀片输入端118上的光通过大致柱形的

有效输入区域120进入照明刀片,通过有效输入过渡段122传播到大致长方形的有效牵开器颈部124,并通过输出过渡段126传播到输出刀片125,输出刀片125包括有效输出区域127到131和有效输出端133。牵开器颈部124大致为长方形,并且在靠近输入过渡段122处大致为正方形,颈部构造靠近输出过渡段126变化成长方形截面。输出刀片125具有大致高的纵横比的长方形截面,这导致大致宽且薄的刀片。每个区域布置为具有大于输入表面区域的输出表面区域,从而降低单位输出区域的温度。

[0100] 在所示构造中,照明刀片109包括大致包围输入过渡段122的至少一个盲区,盲区122D。位于照明刀片的输出端处或附近的一个或多个盲区提供用于接合元件——比如舌片——的位置,以允许照明刀片稳固地接合到牵开器上。该稳固接合支持与照明刀片的全部作用区域相邻的空隙——比如空隙121——的保持,如图13所示。颈部区域124以在与输出过渡段126相邻处的尺寸132终止,输出过渡段126在输出区域延长到尺寸134。该变化的尺寸产生与输出过渡段126相邻的盲区126D和126E。这些盲区是用于安装舌片114以将光路上的接合元件的任何影响减到最小的合适位置。

[0101] 为了使光输入部上的应力和或由光输入部施加在照明刀片上的应力减到最小,对准接合元件以形成接合轴线,比如平行于光输入轴线138的接合轴线136。

[0102] 输出区域127、128、129、130和131具有不同的尺寸的相似构造。参照图14的详细视图,示出输出区域127的特征。每个输出区域形成为平行棱柱形状,所述平行棱柱形状具有主表面或刻面——比如具有长度140L的主刻面140——和副表面或刻面——比如具有长度142L的副刻面142。刻面相对于平面143定向,平面143平行于后表面145并保持在离后表面145一定厚度或深度144处。在所示构造中,所有输出区域具有离后表面相同的深度144。

[0103] 每个输出区域的主刻面从平面143以主角146形成。副刻面——比如刻面142——相对于主刻面——比如主刻面140——形成副角147。在所示构造中,输出区域127具有主角为 27° 、长度140L为0.45mm的主刻面140和副角为 88° 、长度142L为0.23mm的副刻面142。输出区域128具有主角为 26° 、长度140L为0.55mm的主刻面140和副角为 66° 、长度142L为0.24mm的副刻面142。输出区域129具有主角为 20° 、长度140L为0.53mm的主刻面140和副角为 72° 、长度142L为0.18mm的副刻面142。输出区域130具有主角为 26° 、长度140L为0.55mm的主刻面140和副角为 66° 、长度142L为0.24mm的副刻面142。输出区域131具有主角为 27° 、长度140L为0.54mm的主刻面140和副角为 68° 、长度142L为0.24mm的副刻面142。

[0104] 输出端133是照明刀片中的终端作用区域,详细示出在图14中。后反射器148相对于前表面150形成角度149。前表面150平行于后表面145。终端刻面151相对于前表面150形成角度152。在所示构造中,角度149为 32° ,角度152为 95° 。

[0105] 可以在一个或多个输出区域中采用输出结构的其它合适的构造。比如,输出区域127和128可采用下凹曲线,输出区域129可保持大致水平,输出区域130和131可采用上凹曲线。可选择地,输出结构内部的平面——平面143——可以为大曲率半径的球形截面。平面143也可采用正弦曲线或其它复杂的几何形状。上述几何形状可应用于水平方向和竖直方向以形成复合表面。

[0106] 在其它构造中,输出区域可在整个手术部位的两个或更多个高度处提供照明。比如,输出区域127和128可协作照明第一手术区域,输出区域129和130可协作照明第二手术区域,输出区域131和输出端133可照明第三手术区域。该构造消除了手术过程期间重新

定向照明元件的需要。

[0107] 图16示出在病人155上使用的C.O.P喉镜照明器154。喉镜154包括手柄156和刀片157。手柄156允许握持喉镜154。刀片157是刚性的,附连到手柄上并从手柄延伸。刀片由环烯烃聚合物形成,环烯烃聚合物用作波导并且还包括照明源。刀片157用于插入病人的口腔158内,以允许观察病人155的口腔、咽和喉的一部分。刀片157用于按下舌头159和下颚,以免检查期间病人155的舌头159妨碍医疗专业人员的观察。当照明源照亮时,电磁波(光)能够通过刀片157传播并照亮病人的口腔和气管。

[0108] 图17更详细地示出喉镜照明系统的喉镜154。喉镜154包括手柄156和刀片157。刀片157由用作波导的环烯烃聚合物成形。刀片157可具有布置其中的照明源。布置在刀片内的照明源包括一个或多个LED161(发光二极管)、电池162、电连接至电池与LED的导体163、以及LED控制电路164和开关165。LED优选为提供明亮的白色光的白光LED。电池可以以任意形式提供,但优选为锂离子聚合物电池。刀片157也可从手柄上拆卸并可被丢弃。照明源与刀片光学通信。当照明源照亮时,来自照明源的光通过刀片传播,照亮靠近刀片的预定区域。

[0109] 图18示出可选择的喉镜照明系统,其中,照明源在喉镜154的手柄内。喉镜154包括手柄156和刀片157。刀片157由环烯烃聚合物成形并执行波导的功能。手柄156具有布置于其中的照明源。布置在手柄内的照明源包括一个或多个LED161(发光二极管)、电池162、电连接至电池162与LED161的导体163、LED控制电路164、开关165和光纤166,光纤166在LED161与刀片157之间光学通信,用于将来自LED161的光输出167导向刀片157。

[0110] 光纤的光输出167传播到一个或多个光引导表面,比如表面168,在光引导表面处,光输出被朝向刀片的任意合适的表面上的输出光学结构169引导。输出光学结构169可通过折射直接照明特定的组织区域,同时将有助于光损失的反射减至最少。LED优选为提供明亮的白色光的白光LED。电池可以以任意形式提供,但优选为锂离子聚合物电池。光纤166固定在设置于喉镜154中的沟槽内。LED161可更靠近刀片157定位,使得来自LED161的光由刀片157直接捕获,或许利用了有效地捕获来自LED161的光的刀片157的光输入部上的光学结构,由此消除对光纤166的需要。该喉镜的手柄156可用作散热器,用于消散由LED产生的热量,另外可增加辅助散热结构。手柄还可独立于喉镜154的刀片制造和设置。这样,刀片157可独立于手柄包装,以能够一次性地使用刀片157和非一次性地使用换手柄156。当照明源照亮时,来自照明源的光通过光纤传播到刀片,从而照亮刀片157。这又能够照亮病人的口腔和气管。

[0111] 图19的内腔照明器172包括附连到刀片175上的C.O.P波导插入件式174。波导插入件式可附连到刀片表面上,比如,利用合适的粘合剂或其它附接装置,或者可插入形成在刀片中的沟槽内以容纳和保持插入件式。刀片和手柄可以为独立件或集成为单个装置。在该实施例中,来自光纤166的光将光线射入波导插入件式174内,所述光线沿波导插入件传播以在一个或多个光学输出结构处射出,一个或多个光学输出结构定位在波导插入件的一个或多个指定区域处。光纤166可由任意其它合适的光导管替代,比如刚性或柔性光管或波导。

[0112] 现在参考图20和21,内腔照明系统178包括C.O.P波导插入件179,波导插入件具有输入连接器180以将光从外部光源耦合到波导插入件内,外部光源比如为连接到任意合适

的光源——比如氩或钨光源——的光纤线缆。波导插入件179可接合刀片中的沟槽175c。该沟槽设计成接合插入件。波导插入件由环烯烃聚合物成形。波导可制成为单次使用可抛弃型,或制成适于多次使用。包含在刀片中的光源将光射入波导插入件内,然后,所述光包含在波导中并传播到波导插入件中的将光引导到特殊解剖区域的输出光学结构。

[0113] 如图22所示的波导插入件179可包括输出光学结构,比如一个或多个合适位置上的结构182,以将光184引导到任意适当的组织区域。输出光学结构182——在此为梯级刻面,比如刻面182F——分布在波导插入件的上表面186T的长度的一部分上,每个刻面182F使得光184的一部分沿预定方向射出波导插入件,同时,最小化了由于这些结构处的反射而造成的光损失,以便保持高透射效率。如果输出光学结构在端面处突然终止,则光将从该端面射出。但是,射出端面的光可能不用作有用的照明,因此,可视为减小波导插入件的效率的损失光。为了提高效率,一个或多个光学结构187可布置在底面186B上,以将光导出相应的上表面186T,上表面186T可具有微观结构光学部件以散射或进一步引导输出光188。底面输出光学输出结构187与顶面输出光学结构182的组合提高了波导插入件的传播效率。

[0114] 图23是位于闭合或插入位置的C.O.P窥镜照明系统的侧视图。妇科窥镜190包括第一手柄191、第二手柄192、上刀片193和下刀片194。上刀片193和下刀片194由具有波导功能的环烯烃聚合物形成。每个刀片可接合照明源或具有布置于其中的照明源。布置在刀片内的照明源包括一个或多个LED196(发光二极管)、电池197、电连接至电池与LED的导体198、以及LED控制电路199和开关200。LED,比如LED196,优选为提供明亮的白色光的白光LED。电池197可以以任意形式提供,但优选为锂离子聚合物电池。刀片也可从手柄上拆卸并可抛弃。照明源与相应的刀片光学通信。当照明源照亮时,来自照明源的光通过刀片传播,从刀片的适当区域提供照明。

[0115] 现在参考图24,手柄191和192靠近以分开刀片193和194。在该定位中,刀片193和194可将光引导到该装置接合于其中的任意内腔中。任意合适的结构——比如涂层201、刻面202和或微光学结构203之类的结构——可结合到刀片193和或194内以控制并引导照明,但是,这些结构特别设计成使光透射效率最大且光损失最小,而且必须特别设计成将光导向特定的解剖结构。比如,结构202可设计成引导更多的散射光以照亮阴道壁的相当大的部分,或者可设计成引导更多聚焦的光以照亮阴道内腔末端处的宫颈,或者可设计成提供两个类型的照明。可与微观结构光学部件结合的单个或多个折射和/或反射结构可用于使光透射效率最大,以允许降低所采用的电力光源,由此减少发热以及对提供多余的热量管理装置和方法的需要。

[0116] 图25示出可选择的C.O.P内腔照明系统,其中,照明源位于窥镜210的第一手柄204和第二手柄206中。窥镜210包括接合上刀片205的第一手柄204和接合下刀片207的第二手柄206。上刀片205和下刀片207由具有波导功能的环烯烃聚合物形成。手柄204和206具有布置于其中的照明源。布置在一个或两个手柄内的照明源包括一个或多个LED——比如LED211(发光二极管)、电池212、电连接至电池与LED的导体213、LED控制电路214、开关215和光纤216,光纤216在LED与刀片——比如上刀片205——之间光学通信。光纤216的光学输出通过刀片传播,照亮所关注的组织区域。LED优选为提供明亮的白色光的白光LED。电池可以以任意形式提供,但优选为锂离子聚合物电池。光纤固定在设置于窥镜中的沟槽内。该窥镜的手柄可用作散热器以用于消散由LED产生的热量,并且可增加辅助散热结构。手柄也可

独立于窥镜的刀片制造和设置。这样,刀片可独立于手柄包装,以能够一次性地使用刀片和非一次性使用手柄。当照明源照亮时,来自照明源的光通过光纤传播到刀片,照亮上刀片和下刀片。这又能够照亮病人的阴道内腔或任意其它内腔。

[0117] 继续采用具有金属刀片的窥镜。如果优选金属窥镜,则可设置与图19或图20中所示相似的一次性波导插入件。

[0118] 图26的窥镜220可为由C.O.P照明下刀片221(波导刀片)和非照明上刀片222组成的一次性窥镜。波导刀片221具有用于合适光源的输入连接器224,比如连接到外部氙光源226的光纤线缆225。光228进入波导刀片的连接器部分并向手柄部分上方传播到光引导结构230,光引导结构230将光90度导向沿下刀片部分定位的输出光学结构231和232。

[0119] 如果C.O.P刀片221具有如图26A所示的实心截面,则输出光学结构——比如结构231和232——也可延伸刀片221的全宽度234。如果C.O.P刀片具有如图26B所示的凹形或杯形截面,则独立的输出光学结构可定位在端面235和236以及凹面237上。输出光学结构将光引导至特定的解剖区域,这些光可能更散射、更聚焦或为每一个的组合。

[0120] 图27的内腔照明系统238可包括两个C.O.P波导刀片221和239。下部波导刀片221如图26所述。上部波导刀片239可包括用于独立光源的连接器240,或者上部和下部波导刀片两者均可连接到相同光源241。上部波导刀片239可不需要内部光引导结构,比如刀片221中的结构230,原因在于其常规几何形状可提供合适的反射面以用于将光242导向输出光学结构239a和239b。上部波导刀片可具有与底部波导刀片相似的输出光学结构。同时,两个刀片提供整个内腔壁的均匀照明。可选择地,每个刀片可具有不同的输出光学特性以提供满意的照明,每个刀片照亮不同的区域或组织,或者提供不同波长的照明能量。

[0121] 图28示出具有近端251和远端252的C.O.P照明肛肠波导250的侧视图,远端252插入病人的固有内腔,比如肛门内腔中。肛肠波导253也可用作一般的窥镜。肛肠波导由环烯烃聚合物形成。其还可包括输入连接器254以用于将光导入波导内,使得光围绕波导管的整个圆周255传导。输出光学结构256一般沿圆周255的全部或一部分靠近远端设置在内壁257上。设置在端面258或外壁259上的输出光学结构在插入期间可能引起对内腔壁的刺激。如果输出光学结构需要设置在端面258或外壁259上,则任意合适的涂层或材料可用于减少在波导的插入期间对病人身体组织的刺激。输出光学结构提供整个内腔壁的均匀照明。还可在近端面上制造反射或分光表面,以朝远端输出光学结构向后发送不反射光线。

[0122] 现在参考图29,示出有助于围绕圆周255分布光的光引导结构的例子。进入输入连接器254的光可由光控制结构——比如结构260——引导,光控制结构拆分入射光并确保周向光分布的角度将光向下发送到波导管壁内。

[0123] 现在参考图30,光波导270可包括可选择的光耦合装置,比如耦合器271。耦合器271可在光输入部272与波导270之间提供机械支承和光学导管。

[0124] 如图31所示的远端276包括一个或多个竖直刻面,比如远端内的刻面276F,以分散在波导内盘旋的光。还示出插管的端面上的结构,比如结构278,其用于在光射出端面时引导光。所示为凸透镜,但根据要求的光控制可采用凹透镜或其它光学结构(比如,印模薄片散射器)。外管壁上所示为梯级刻面,比如刻面279和281。梯级刻面的“外坡(riser)”部分——分别为外坡279R和281R——倾斜以使得光射出,因此,波导相对组织滑动而不破坏组织。角度相对于相邻的远端面一般为钝角。根据要求的光导向控制,梯级可以是均匀的或

不均匀的,如图所示(从端部起的第二梯级小于第一或第三梯级)。梯级可设计成基本上向内和或朝向管的底部或离管的底部一定距离引导光,或者梯级可设计成向管的外部引导光,或向任意适当的组合引导光。刻面——比如刻面87和89——中的每一个均可设计成以不同角度远离波导引导光,和或可设计成比如通过利用每个刻面上的不同的微结构散射器而从每个刻面提供不同射束。

[0125] 刻面可用于C.O.P波导的内表面上,但是,如果除去波导材料以形成刻面,则可改变波导的形状以保持孔的内径大致恒定,从而防止在波导与用于将波导插入身体内的扩张器管之间形成间隙。所述间隙可能捕获组织,从而在插入身体期间破坏组织,或导致波导难以插入。因此,波导的外壁可能看起来变窄以封闭该间隙并防止所述问题出现。

[0126] 现在参考图32、33和34,施加的光能282可分支,以将光发送到C.O.P波导的壁284或管286内。光输入部288可在输入耦合器290中分支。

[0127] 输入部288的分支端部290A和290B优选地以角度291进入管壁284,以开始围绕管壁引导光。可选择地,分支端部290A和290B的每一个可以以不同角度进入管壁284,以进一步地控制光分布。分支端部可垂直地进入管壁,但这可能需要设置在输入部与输出部之间的壁内的棱镜结构,棱镜的脊指向输入部。棱镜结构围绕管壁引导光。示出竖直棱镜结构——棱镜292,棱镜的脊292A指向管的中心。棱镜结构292可在输入部下面向后引导输入光的一部分,并有助于一直围绕管壁引导光。该棱镜相对于输入分支端部的位置、角度和尺寸,确定多少光沿其主要方向在管壁内延续以及多少光在管壁内沿相反的方向反射。

[0128] 另外的竖直棱镜结构或光分裂结构可朝向管的底部设置在外管壁上,如图32、33和34所示。还可包括一个或多个光提取结构294,显示为切入管的外壁内的周向槽,以优化波导286下面提供的照明。在管壁内周向传播的光287不会以足够射出波导286的角度冲击光提取结构294。因此,垂直棱镜296或光分裂结构——比如分裂棱镜296A、296B、296C和296D——可能对于重定向光以使光线287冲击光提取结构294并射出管壁以提供照明是必需的。如图34所示,竖直棱镜结构——比如296A和296B——具有围绕圆周的不同深度,以便基本上影响沿管壁周向传播的所有光线。恒定深度的竖直棱镜不会基本上影响所有光线。

[0129] 图33也示出如何形成C.O.P半管以提供照明。至少一个C.O.P半管照明器可附连到框架——比如在阿德森(Adson)、威廉斯(Williams)或麦卡洛克牵开器中采用的框架——的至少一个臂的端部上。这些框架一般包括两个臂,但有些框架具有多于两个臂。这样,框架的臂运动分离以产生手术工作区,从而至少一个半管照明器提供所述工作区的照明。一个或多个半管照明器还可设置有延伸部,该延伸部优选地与相对的半管接触并用于防止组织填入当半管分离时产生的间隙中。组织可进入该间隙并妨碍手术,因此,延伸部协助减少这个问题。

[0130] 图35和36示出照明波导的可选择构造。近端反射结构——比如近端结构297和近端结构298——在具有相关削弱结构的波导内,可提供对光的更完全的控制。

[0131] 现在参考图37和38,截面299和300示出照明波导的远端的另外的可选择光提取结构。如参照以上图31所示,光提取结构——比如结构302和304——的深度301相对于距离光输入部的距离而增大,以便提取光的大部分并将光朝向管的底端或远端306而从内管壁305发出。保持在提取结构以下的管壁内的光射出下缘307,下缘307可为平面或可具有另外的光学结构,比如,曲面透镜或一种光散射结构,比如图31的结构278。在图37中,管壁的末端

5-10mm处的观察窗308没有使该表面能够作为观察窗以包围组织而提高手术空间的可视化的结构。如图37所示,光提取结构302由相邻的刻面形成,比如相邻刻面之间形成角303的刻面302A、302B、302C和302D。在该示图中,角303是钝角。

[0132] 如图38所示,光提取结构304由相邻的刻面形成,比如相邻刻面之间形成角309的刻面304A、304B、304C和304D。在该图示中,角309是锐角。可采用任意适当的角度。

[0133] 已经示出,透明的波导插管提供整个手术工作区的改善的可视化效果,因为外科医生能够通过壁看到各层组织,从而加强外科医生对深度和位置的感知,这在不透明插管中是难以确定的。在组织接触的区域从侧壁发出的光,由于这些接触区域处全内反射的变化,上述光用于照亮这些组织,从而使组织比在采用非照亮、非波导透明塑料插管时更加清晰可见。可选择地,提取结构302或304可一直向下延伸至下缘307。

[0134] 现在参考图39-42,光输入连接器312C包围光输入圆柱312,光输入圆柱312可分成多个输入臂,比如臂311和313,臂311和313又将光导入照明波导310内。输入臂311和313可根据光学设计目标采取任意适当的形状和截面,比如具有所示矩形截面或直线部分(非曲拐)或倾斜旋转体等等的多曲拐臂。还示出箝式凸缘保持器314,用于支承输入连接器312C和臂,以及提供输入圆柱312上的标准光连接器312C(比如,ACMI或WOLF连接器)和顶部处的凸缘314F,凸缘314F用于附连夹钳,一旦整个结构相对于身体内的手术位置定位,夹钳用于将整个结构保持就位。保持器上可增加挡板或其它类似光阻碍结构,根据需要遍布输入臂和或上管边缘延伸,以帮助阻挡可能逸散出这些结构的任意光,这些光可能射入使用者的眼睛里。管的底部、远端318处示出周向光提取结构316。在图40的剖视图中,竖直光分裂结构或刻面276F示出在管的内壁上。

[0135] 图39的照明插管310包括夹钳适配器314,夹钳适配器314还支承用于将光能引入插管310内的光耦合器312C。夹钳适配器和光耦合器如图所示的相对方位使得夹钳适配器能够用作防止任何误导向的光射入朝插管的孔310B内看的任何人的眼睛里,但夹钳适配器和光耦合器可采用任意适当的定位。

[0136] 图40示出远端内的竖直刻面276F,用于分裂在波导内盘旋的光。周向光提取结构316在外管壁310W上可包括梯级刻面——比如刻面316F——和外坡——比如外坡316R。梯级刻面部分的“外坡”部分316R是倾斜的,使其可相对于组织滑动而不破坏组织。根据要求的光方向控制,梯级可为均匀或不均匀的。梯级可设计成基本上向内和或朝向管的底部或距离管的底部一定距离处引导光,或者梯级可设计成向管的外部引导光,或为朝内部和外部两者引导光。

[0137] 周向光提取结构——比如结构316——可为刻面或可为其它几何形状,比如抛物线。与光引导结构耦合的周向光提取结构提供周向照明,光引导结构将周向分配的光提供给提取结构。由于进入管内部的工具现在使得光从四面八方射向它们,所以工具没有在由插管发出的锥形照明内投下任何阴影。来自圆柱形波导的周向照明产生使比如由器械产生的阴影最小化的大致均匀的光锥,从而在管状波导下面的手术部位内产生基本上无阴影的照明。

[0138] 图41和42的C.O.P插管310示出为没有箝式凸缘/保持器314就位。上述输入臂311和313以距离320偏置于邻面319上方,并以部分地向下延伸距离322进入管壁内的倾斜反射器表面321终止。该偏置控制进入波导310的光并限制进入输入结构323的光。反射器表面

321用于将光从水平输入向下垂直导入管壁内,还使得光在达到管的远端或下部时围绕管壁的圆周散射。反射器表面——比如表面321——可为平面、弧形表面或一系列互连的表面,并也可在管壁的顶部终止。反射器表面321可加工成比如反射涂层或金属化涂层或者施用的反射膜,以增强反射。

[0139] 空隙可用于隔离任何适当连接器内的光导路径。图43的波导310包括已通过托架325与波导管壁310W集成的凸形连接器324C。这允许连接器324C与波导模铸,而非附连为独立的部件,比如图39中所示的标准光连接器312C。独立连接器会将公差引入系统,这可导致光纤线缆输出与波导输入326之间的耦合效率降低,原因为这两个部件可能不能正确地对正。将连接器与波导输入部模铸为一件大大减少了错位的机会,从而提高了耦合效率。

[0140] 图44是朝连接器324C的输入部326内看的主视图。围绕波导输入326件保持空隙327,以隔离光导路径。可保持一个或多个小接触区,比如接触区327C,以增加系统的强度和稳定性,同时使得接触区内的光损失最小,接触区327C实质上以少量的材料桥接连接器324C与输入部326。

[0141] 图45和46的C.O.P波导330在手术期间可裂开,以允许通向手术部位的更大入口。波导330由环烯烃聚合物形成。光输入沟槽331和333可通过“Y”分支并馈送。波导330从顶部到管的大约1/2-2/3处由槽334和336前后完全地拆分。可选择地,波导可一直拆分到下部330L。下部330L以划痕内外划线,比如划线337。划痕用于重新导向可绕环管捕集的光。底部元件340也可C.O.P元件,并沿边缘341预拆分为两半,可粘结或可以其他方式固定在波导——比如C.O.P波导330——内。元件340的大致平面形状允许通过底部元件340观察,并允许光透过。可选择地,元件340也可采用任意其它适当的几何形状,比如圆形,以形成透镜。由于沿边缘342与管的交界面的原因,几乎没有光导入元件340内。孔343使得手术螺杆或其它适当的连接器能够接合通过波导330的底部元件340而到达手术位置上。拆分波导330和底部340从连接器通孔343释放波导元件,并允许从手术位置拆除波导元件。尽管至少一个光提取结构优选地定位在每个半管上的下部330L内,但是,至少一个提取结构可仅定位在一半上,或可定位在管的更上方,比如靠近裂缝334和或裂缝336的端部。

[0142] 图47中的C.O.P波导344具有反射器面345,反射器面345从波导344的、与光输入部346相对的侧面向下延伸,有效地去除了材料347。延伸的反射器面345用于围绕管壁环形地引导光。这使得波导更开阔,以提供改善的通向手术空间的入口。另外,其提供了用更耐用材料代替拆除的材料347的机会,以提高强度和或提供第二箝式凸缘保持器和或提供其它装置的安装,比如CCD摄像机。

[0143] 照明C.O.P牵开器,比如插管、波导、管和或护套也可受益于可延伸的裙部或节段以防止组织侵入到手术部位上。可延伸元件也可包括分界面,以将光引入元件内,从而加强手术部位照明和或提供偏轴照明以改善用于更好深度感知和组织识别的暗影。

[0144] 如上所述的照明C.O.P牵开器也可制成可延伸或可伸缩的,因而使得单个装置能够进行深度变化的手术,从而最小化医院库存。所述照明插管还可形成为照明钻导向器,或为一个管或为两个半管,照明钻导向器可用于保持和引导钻或钻孔器端头,同时还提供工作区域的照明。

[0145] C.O.P照明器的特征在于具有光输入部、光引导部和光输出部。C.O.P照明器的光输入部接收来自外部光源的光。这种光源可为外部光箱,例如氙光箱,光纤光导线缆的一端

附接到外部光箱上以将光导向手术区域。在该实例中,光纤线缆的另一端为用于刀片插入件式照明器的光源,比如,通过采用照明器上的配合连接器,由此其可连接到光纤线缆上。光输入部还可包括舌片、指状物或从盲区延伸以接合顶部或手柄端部处的牵开器刀片的其它突出部,该突出部可永久地集成或临时附连。

[0146] C.O.P照明器的光引导部一般负责将来自光输入部的光导向光输出部。其可以是简单的光学材料部分,所述光学材料部分设计成支持全内反射,所述光学材料部分与光输入部和光输出部是整体的。表面处理——比如抛光或反射涂层——和连续空隙可用于支持全内反射。

[0147] C.O.P照明器的光输出部可包含大致相似深度的任意合适数量的输出区域,每个区域具有特别设计的输出光学结构,特别设计的输出光学结构控制并引导光从照明器逸散以照射到所关注的预定区域上或具有预定形状或覆盖区域。这些结构可模铸成或切成光输出区域。在某些构造中,设置两个到八个输出区域。

[0148] 环烯烃聚合物空隙牵开器照明系统包括任意合适的牵开器,比如具有在刀片中容纳空隙照明器的沟槽的麦卡洛克。由于照明器的输入部、输出部和表面的构造和定向,使得C.O.P照明器具有光通过的有效部分和光不通过的无效区或盲区。照明器形成为具有包围照明器的任意有效部分的光隙,照明器的任意有效部分从光输入部延伸到光输出部。盲区可包括允许照明器牢固地接合牵开器的元件。照明器的光输出部可包含任意合适数量的输出区域,每个区域具有特别设计的输出光学结构,特别设计的输出光学结构控制并引导光从照明器逸散以照射到所关注的预定区域上或形成一个或多个预定形状或覆盖区域。

[0149] C.O.P刀片插入件式照明器可包括一个或多个照明器部分,所述一个或多个照明器部分设计成接合配对沟槽或形成在刀片内的沟槽。刀片插入件式照明器的特征为,具有光输入部、光引导部和光输出部。刀片照明器可沿牵开器刀片沟槽定向在任意合适的位置。C.O.P刀片照明器可适于临时或永久地附连到任意其它合适的手术器械——例如杰尔皮(Gelpi)牵开器——上。

[0150] C.O.P刀片插入件式照明器的光输入部接收来自外部光源的光。这种光源可为外部光箱,例如氙光箱,光纤光导线缆的一端附接到外部光箱上以将光导向手术区域。在该实例中,光纤线缆的另一端为用于刀片插入件式照明器的光源,比如,通过采用照明器上的配合连接器,由此其可连接到光纤线缆上。光输入部可包括永久地集成或临时附连的短光导材料部分,例如,合适的塑料或光纤束。

[0151] C.O.P刀片插入件式照明器的光引导部一般负责将来自光输入部的光导向光输出部。其可以是简单的光学材料部分,所述光学材料部分设计成支持全内反射,所述光学材料部分与光输入部和光输出部是整体的。任意合适的表面处理——例如抛光、反射涂层、防反射(AR)涂层和或介质膜——可用于支持全内反射。

[0152] C.O.P刀片插入件式照明器的光输出部包含特别设计的输出光学结构,特别设计的输出光学结构允许从照明器提取光以照射到所关注的预定区域上。这些结构可模铸到光输出部内,或者这些结构可应用为比如薄膜。

[0153] C.O.P刀片插入件式照明系统可由单个照明器组成,单个照明器包括在简单、单个装置中用作波导的光输入部、光引导部和光输出部。这种系统还可由附连在一起以形成完整系统的照明器部件的不同部分组成。这种情况下,可能有设计成接收来自光源的光的光

输入部、设计成将光从光输入部导向光输出部的一个或多个光导管部、和包含允许光逸散并照亮所关注的预定区域的光学输出结构的光输出部,所述各个部分附连在一起以形成完整的系统。各个部分用作波导并可采用光学结构以极化和或过滤进入或射出波导的光能。

[0154] C.O.P刀片插入件式照明器必须设计和制造成将从光源或光纤输入电缆传输的光最大化,并将波导的光损失最小化,以便提供有效的光透射系统。效率对于LED及其它光源——比如卤灯或氙气灯——是特别重要的,因为其直接决定LED的所需亮度。效率低的波导经历显著的光损失,从输入到输出一般可损失60%的光。这种光导将需要大功率的LED以提供足够的光。大功率LED需要大量电力并产生大量的热量,从而需要大的蓄电池和庞大且不便的散热装置和方法,这增大了尺寸并增加了使用这种装置的难度。其它大功率光源通常需要有噪声的风机,这会干扰实施手术或医疗检查的医务人员。由于需要以大功率水平驱动灯以产生足够的光,因此,用于大功率光源的灯具有有限的使用寿命,需要频繁且昂贵的更换。其中光损失一般低于30%的有效波导允许采用更低功率的LED或其它光源,从而显著减小或消除对特殊散热装置和方法的需要,降低成本,并且改善了装置的可用性。有效的刀片插入件式照明波导的设计可涉及:波导的光输入部的为了比如通过数值孔径的缜密选择或利用透镜而有效地捕获入射光的特殊设计;波导的光引导部的为了保持表面抛光从而使反射最大化并降低通过折射发生的光损失的反光壁的设计和制造,反射或阻尼涂层的使用;将光导向光输出光学结构、同时将通过折射发生的光损失最小化的光导光学结构的设计;和或使通过折射——特别是沿某个方向的光折射——射出波导的光最大化同时将通过反射发生的光损失最少化的光输出光学结构的设计。尽管已根据装置和方法的研发环境说明了装置和方法的优选实施例,但这些优选实施例仅示出本发明的原理。在不脱离本发明的精神和所附权利要求的范围的情况下,可设计出其它实施例和构造。

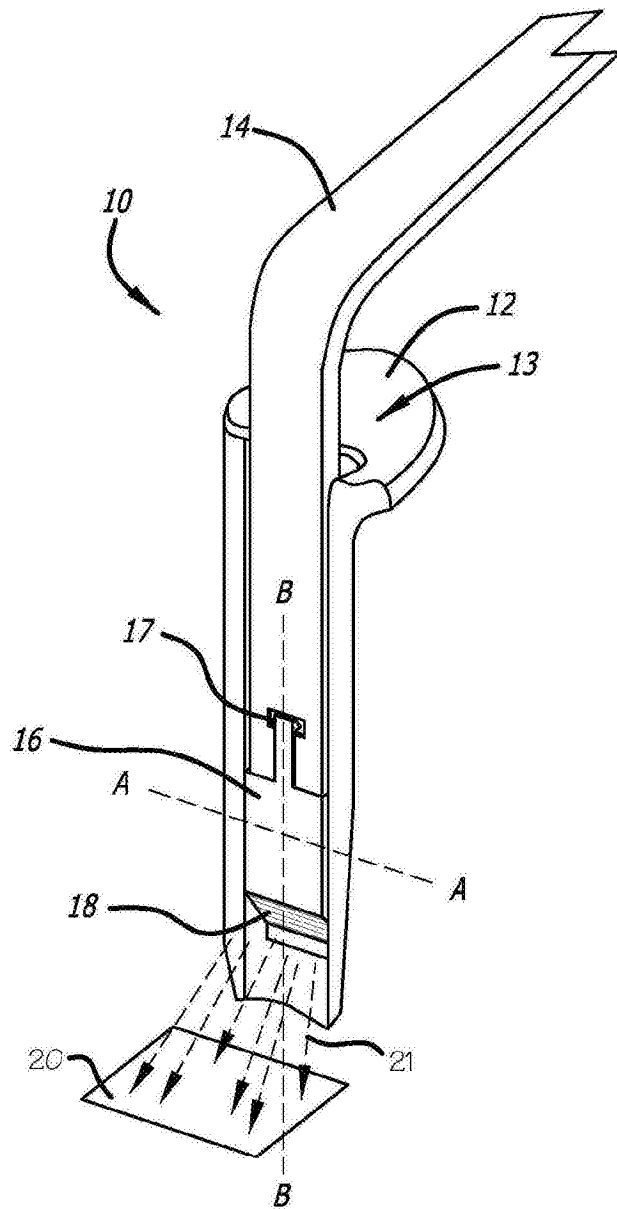


图1

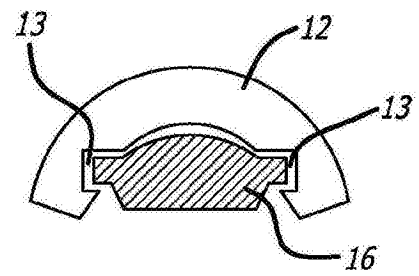


图1A

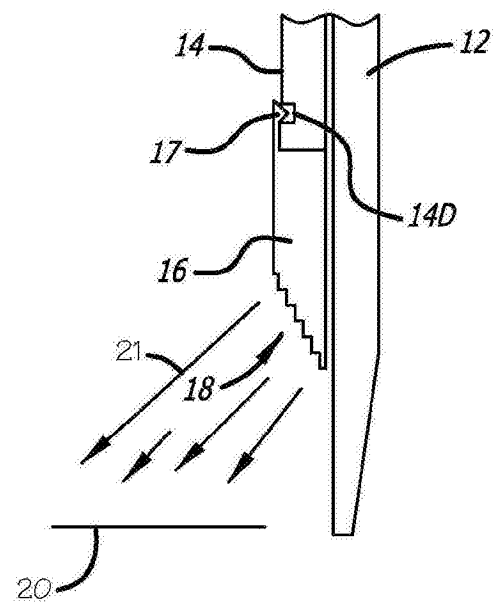


图1B

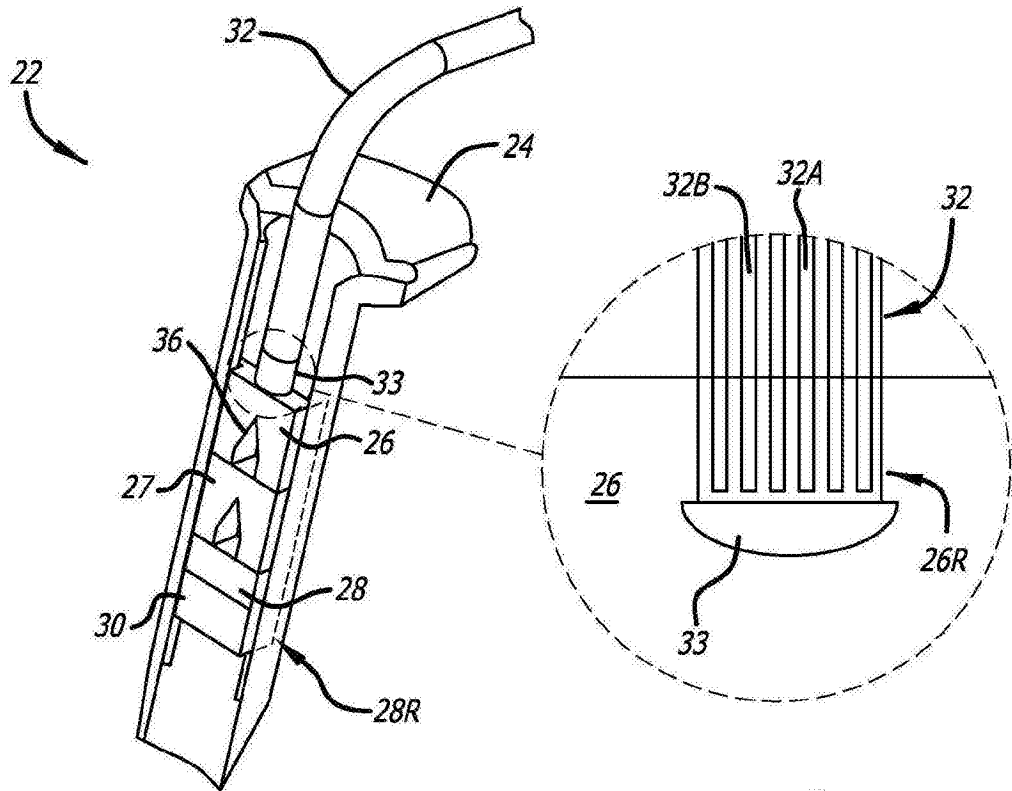


图 2

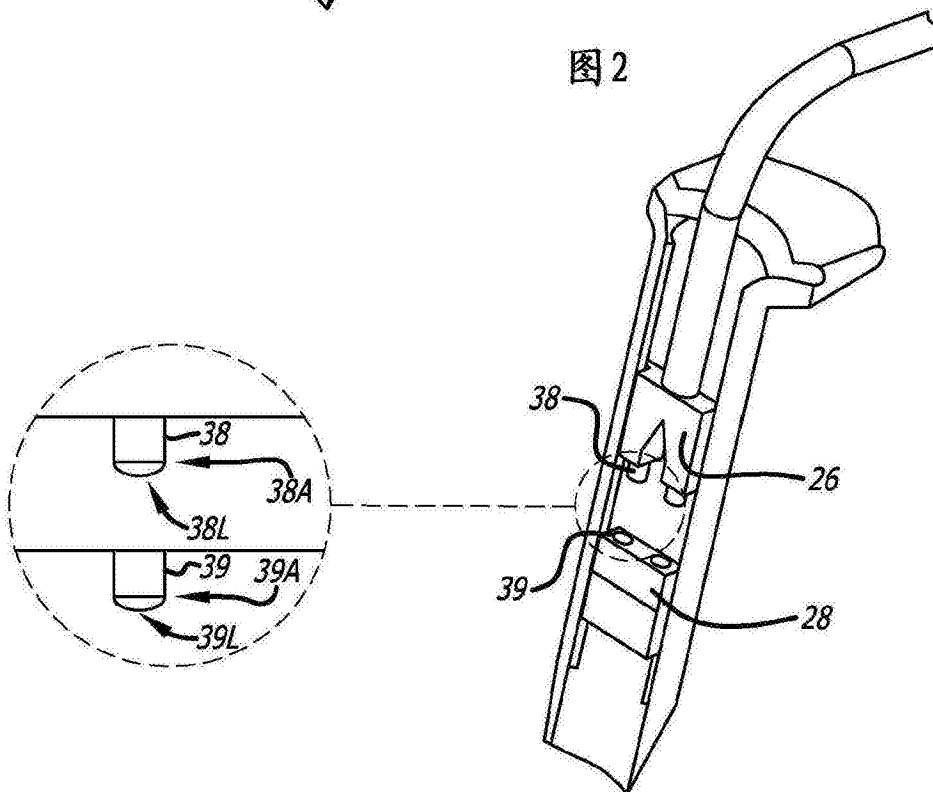


图 2A

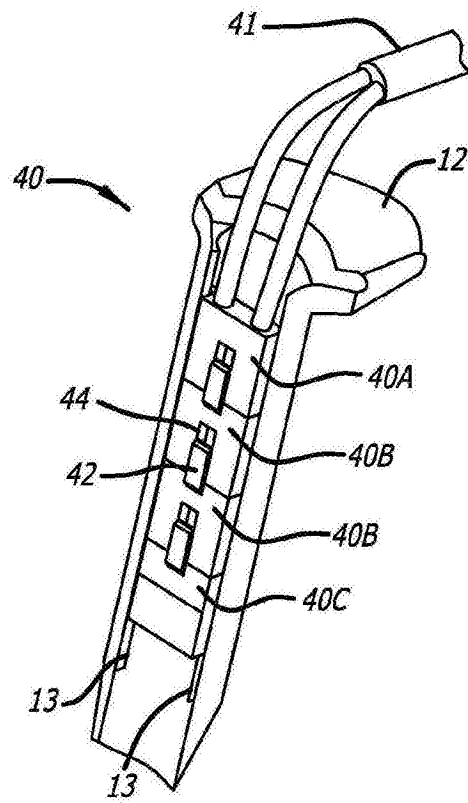


图3

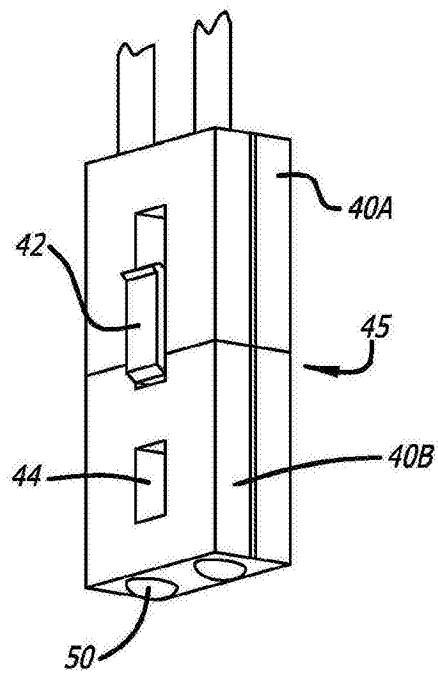


图3A

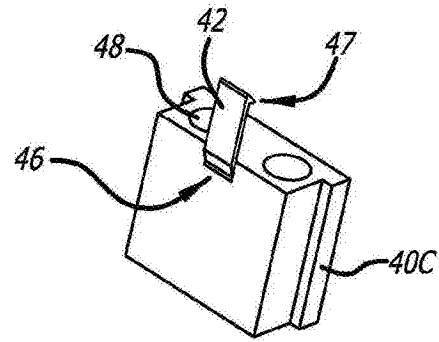


图3B

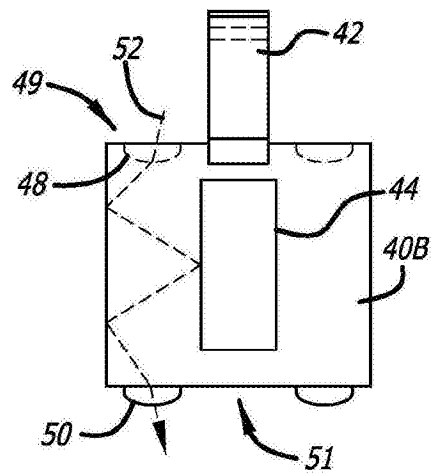


图3C

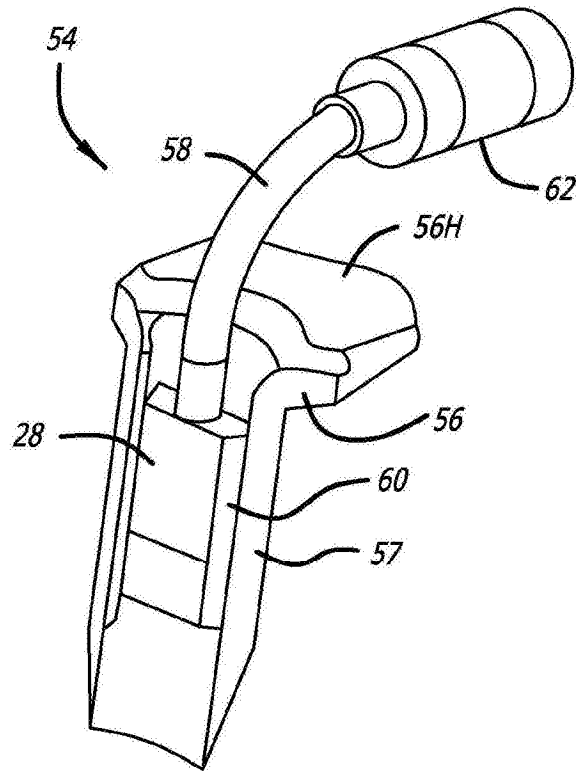


图4

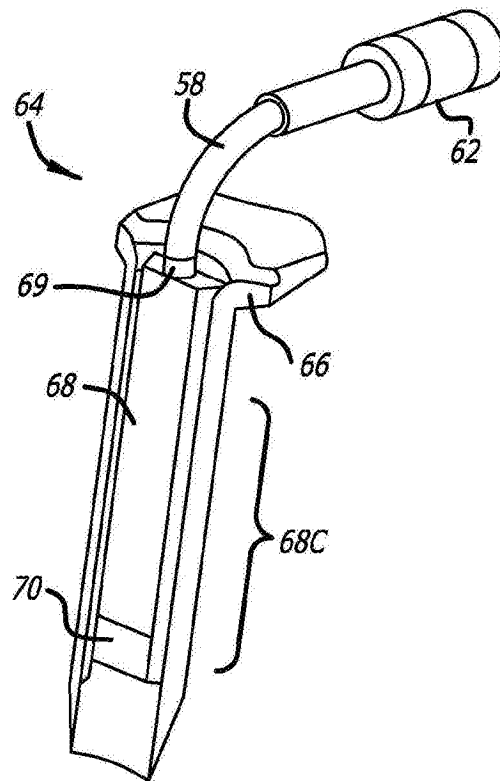


图5

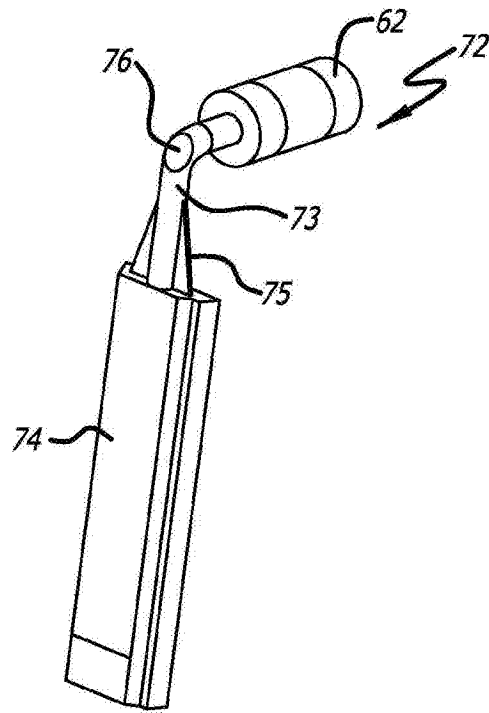


图5A

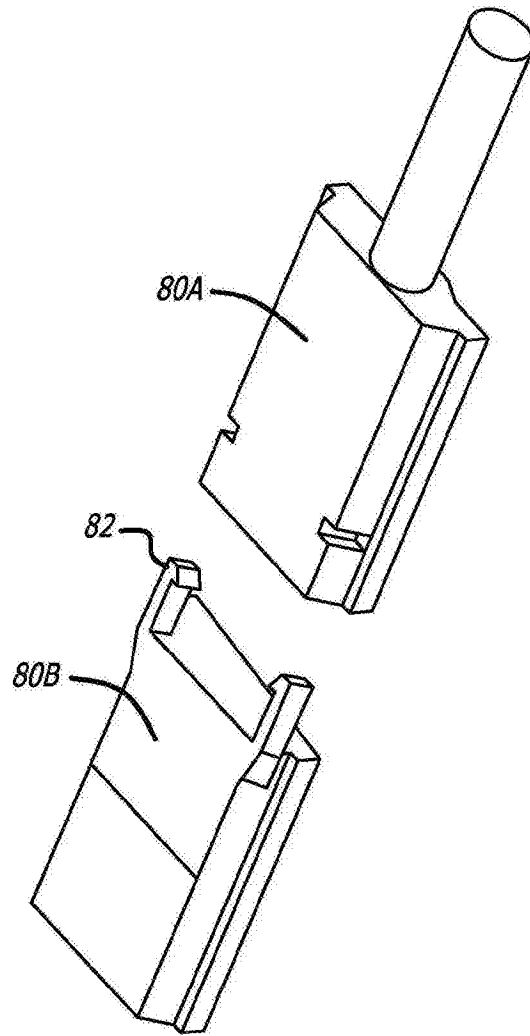


图6

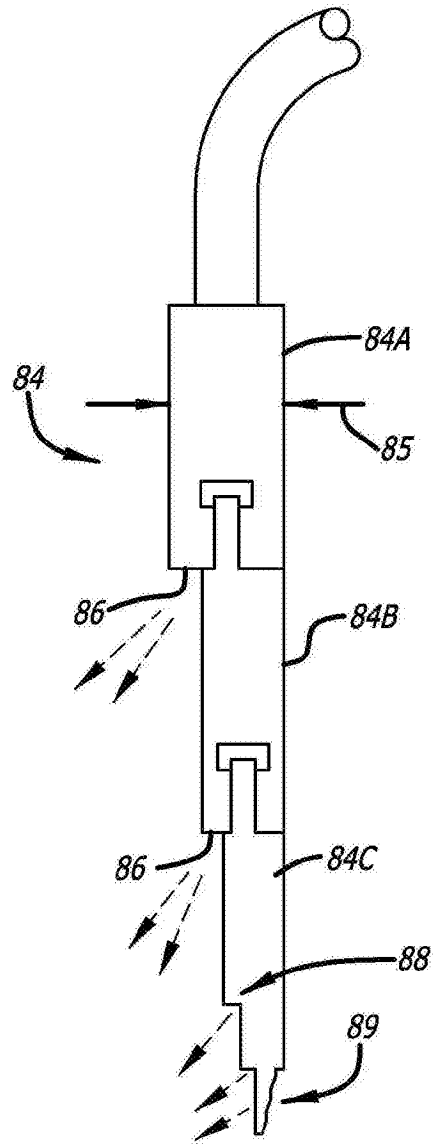


图7

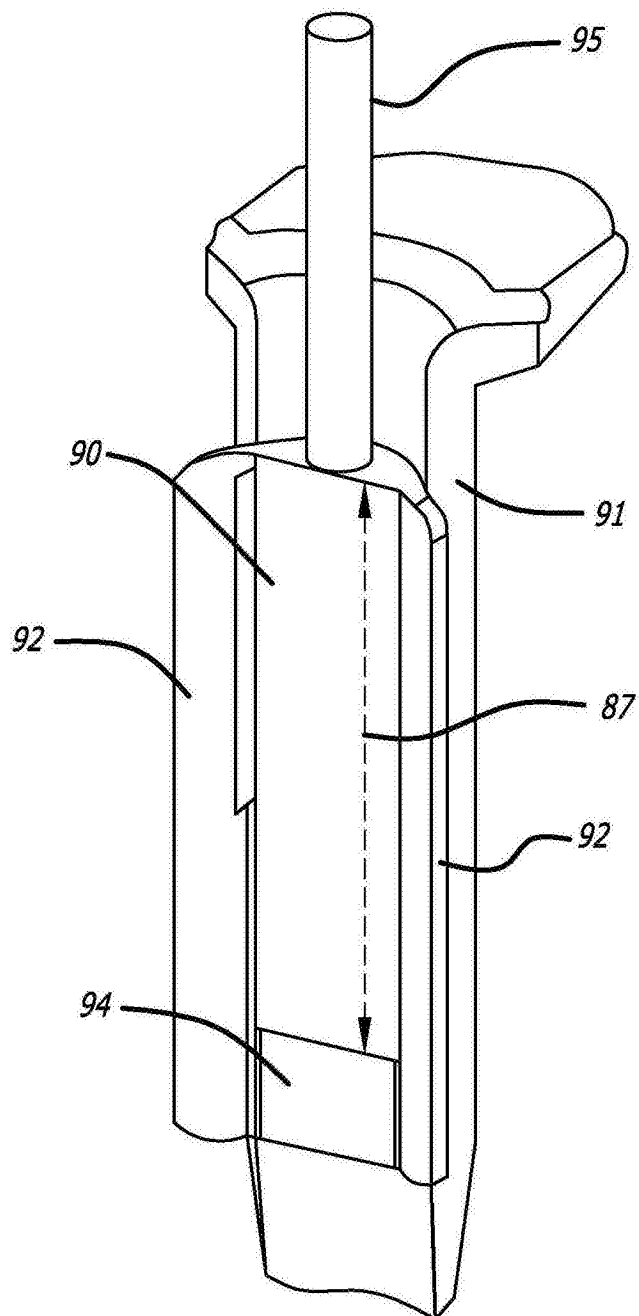


图8

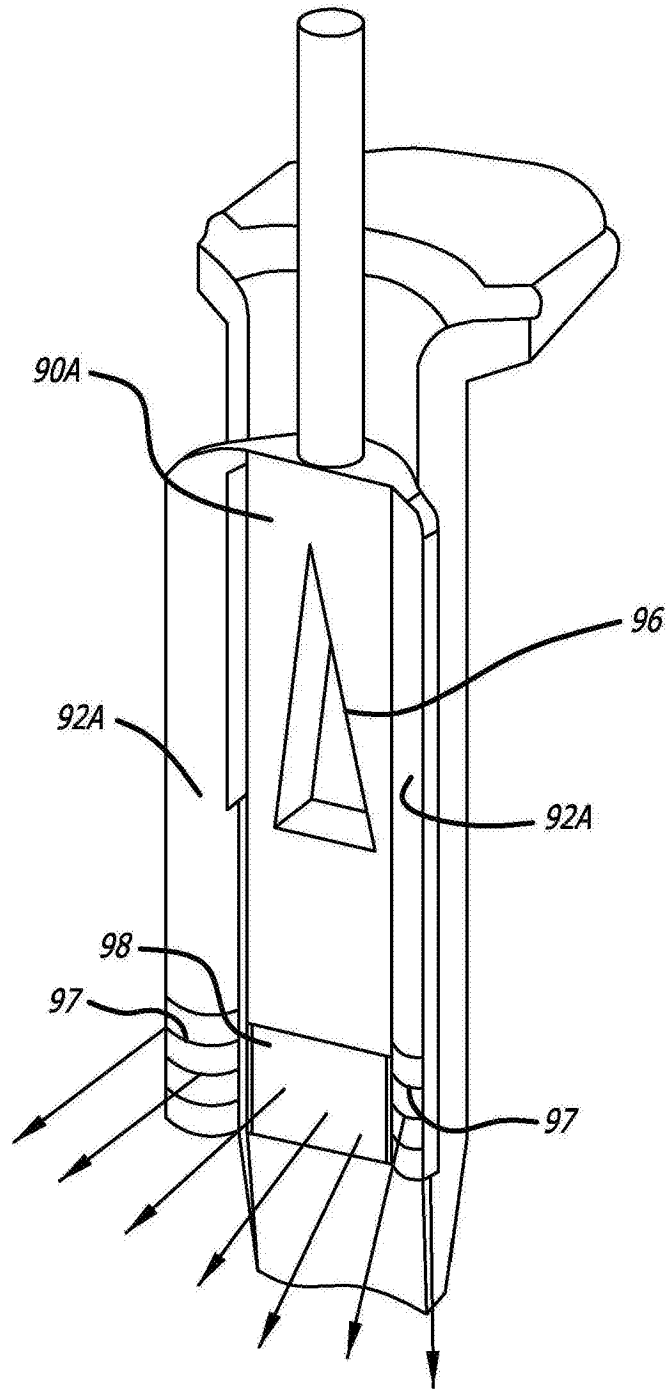


图9

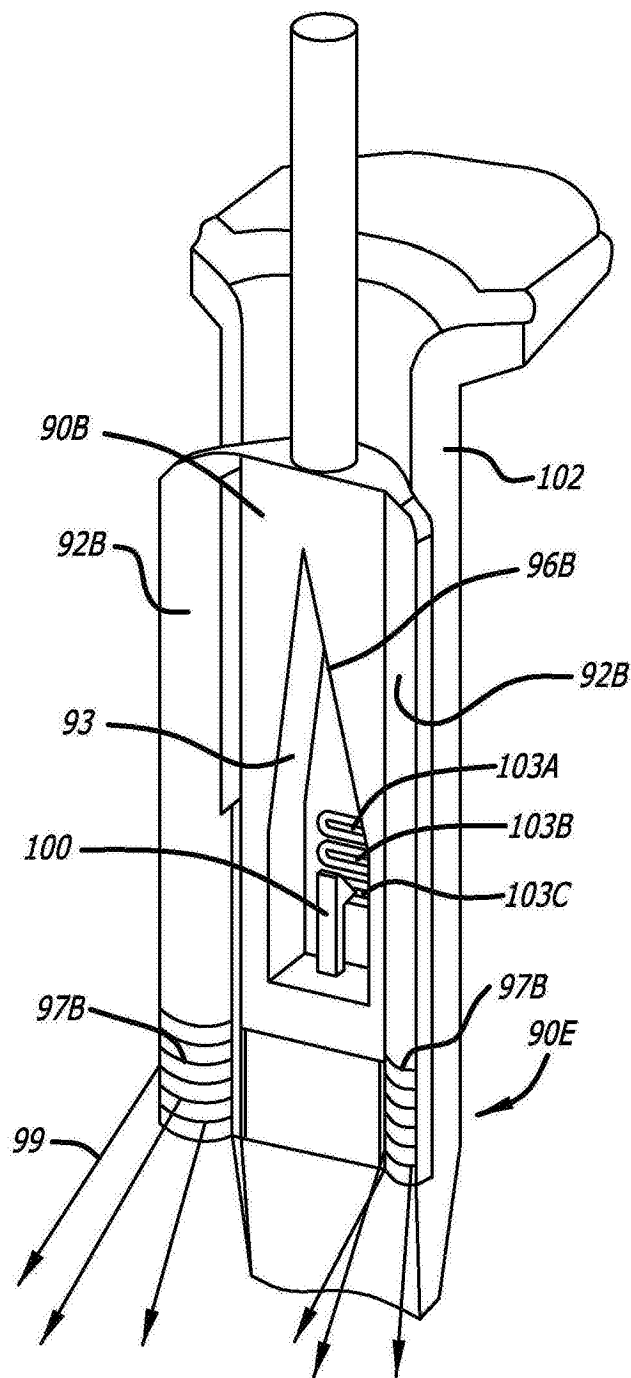


图10

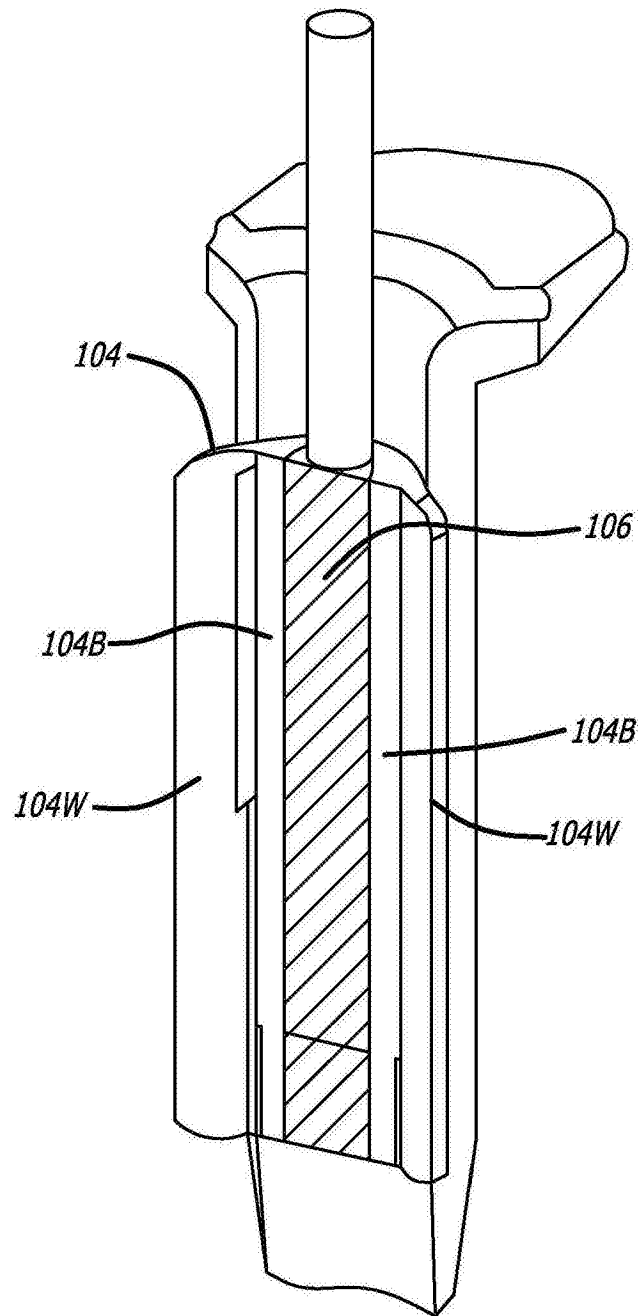


图11

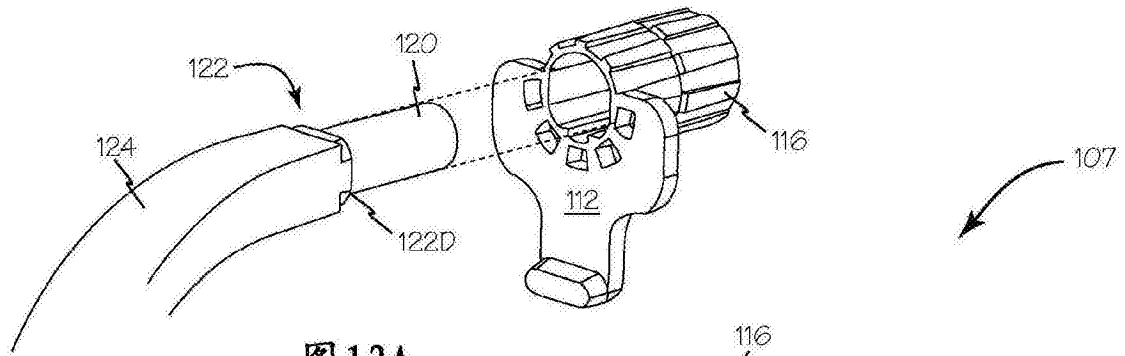


图 12A

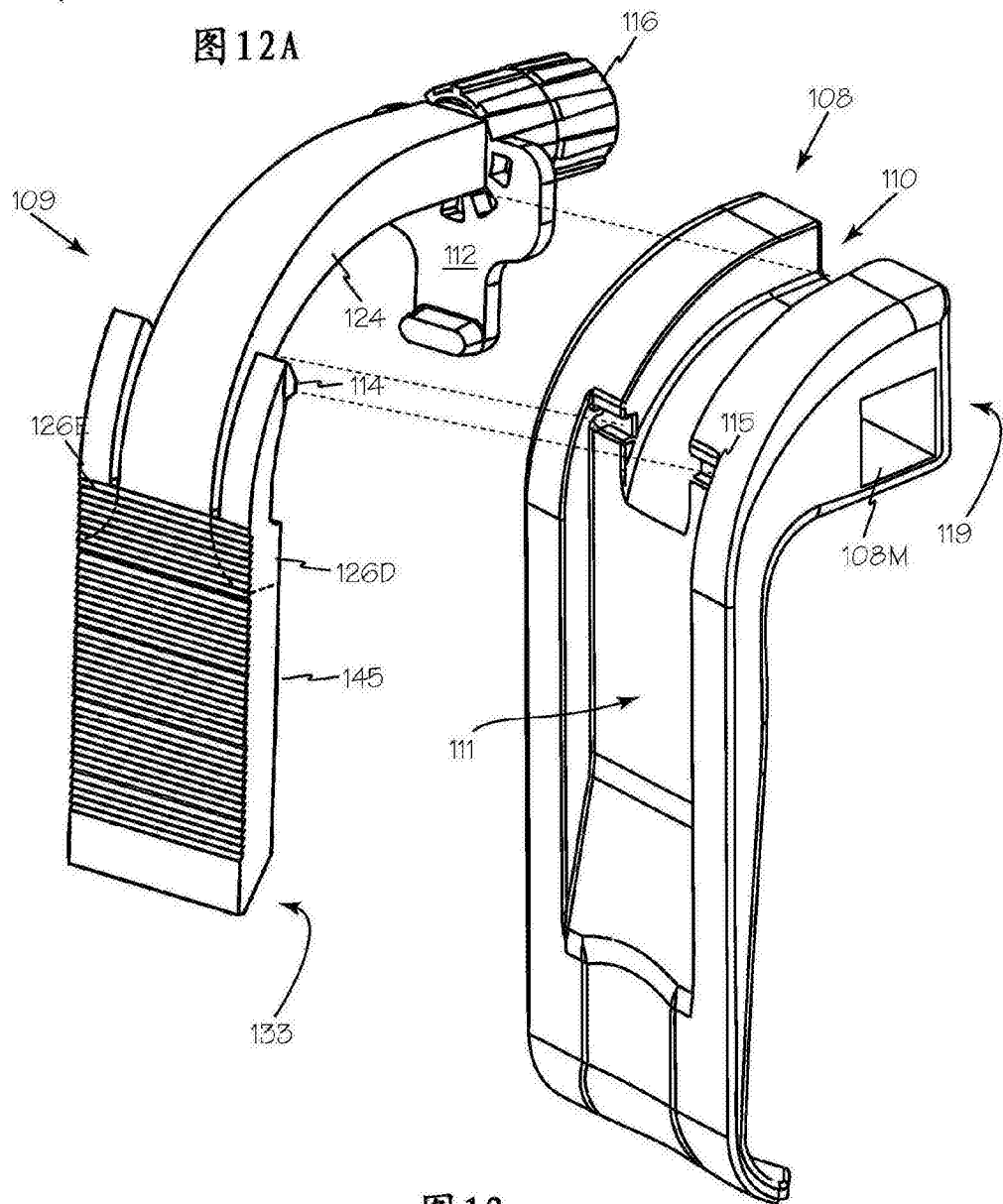


图 12

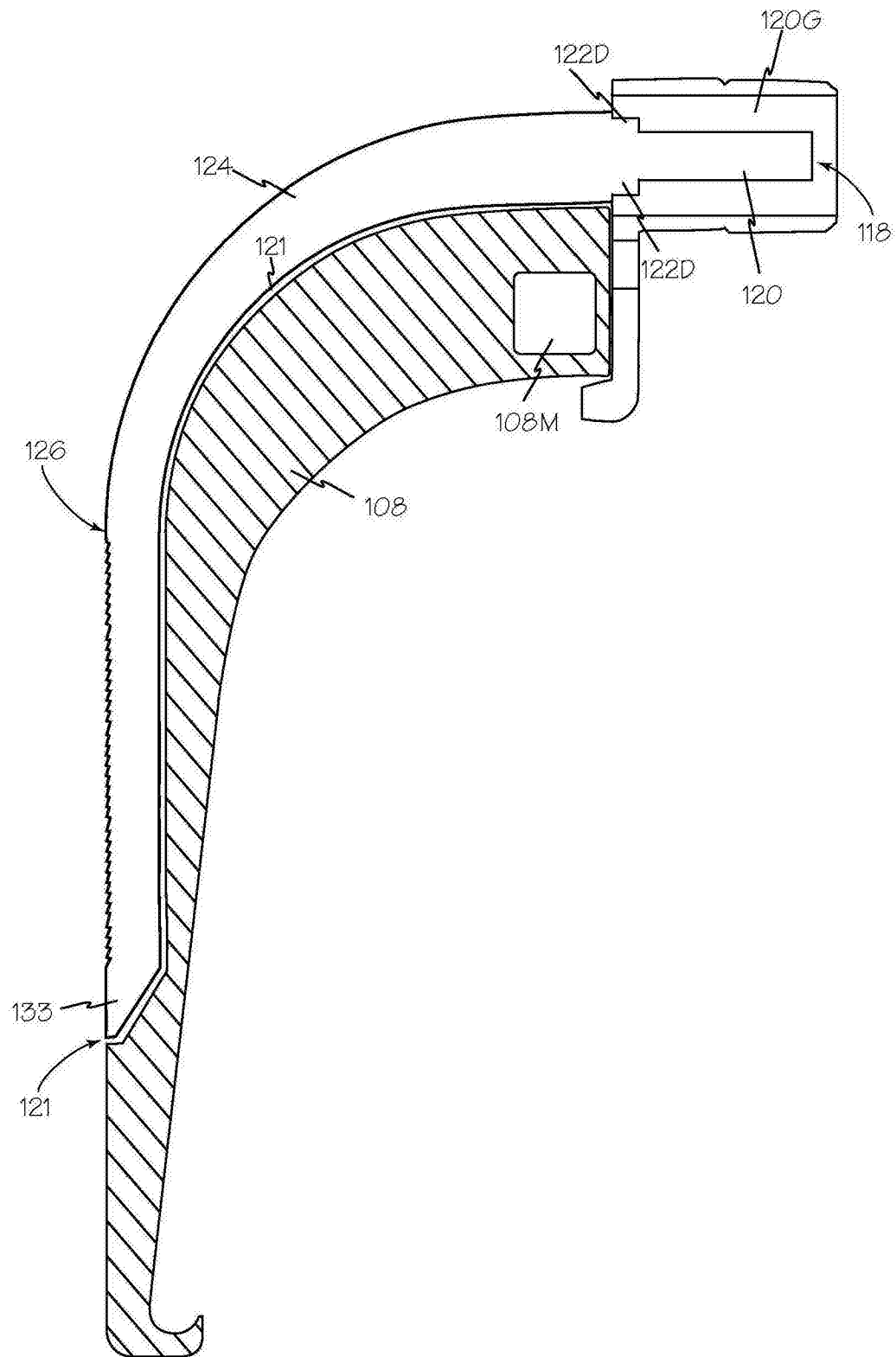


图13

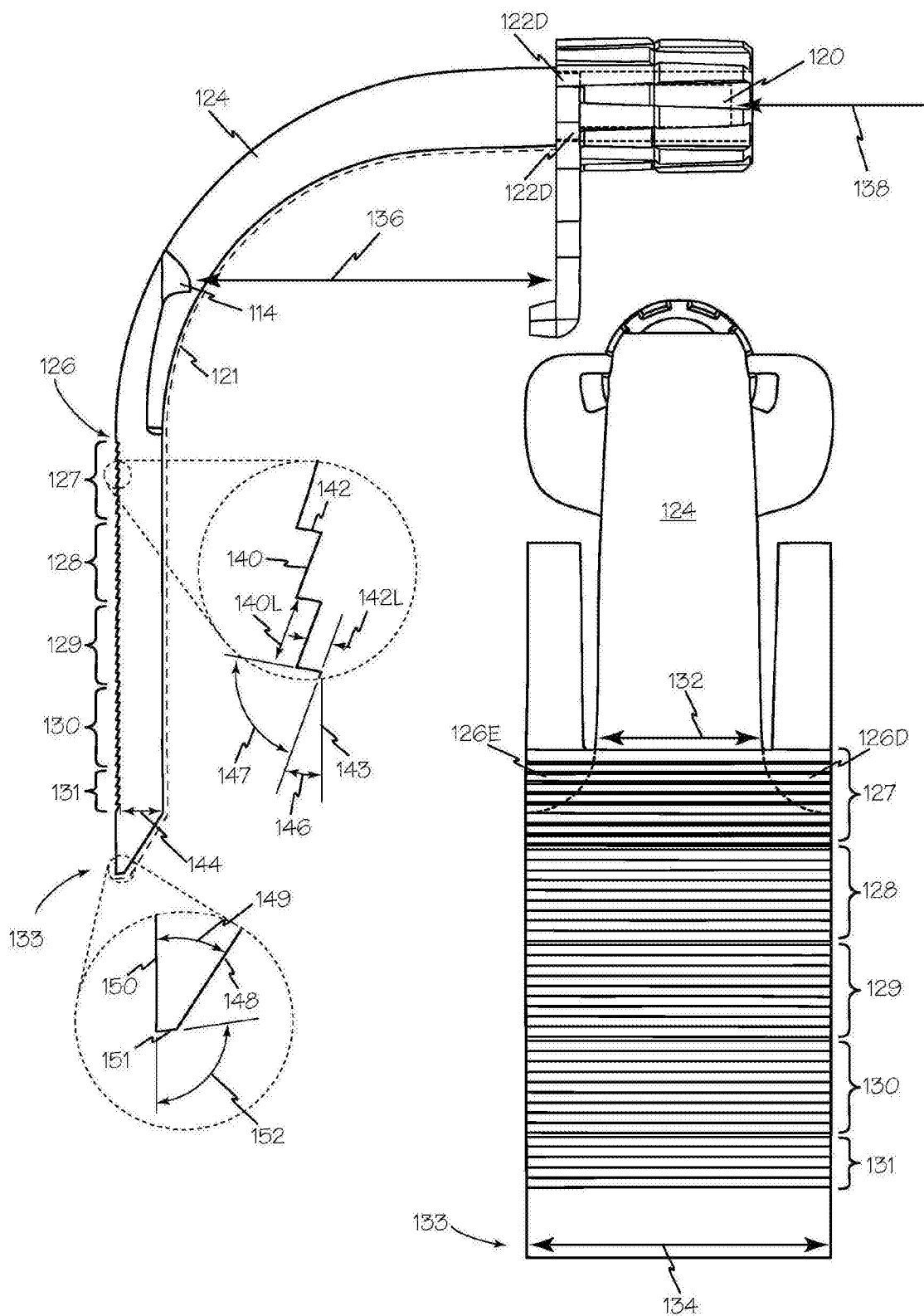


图 14

图 15

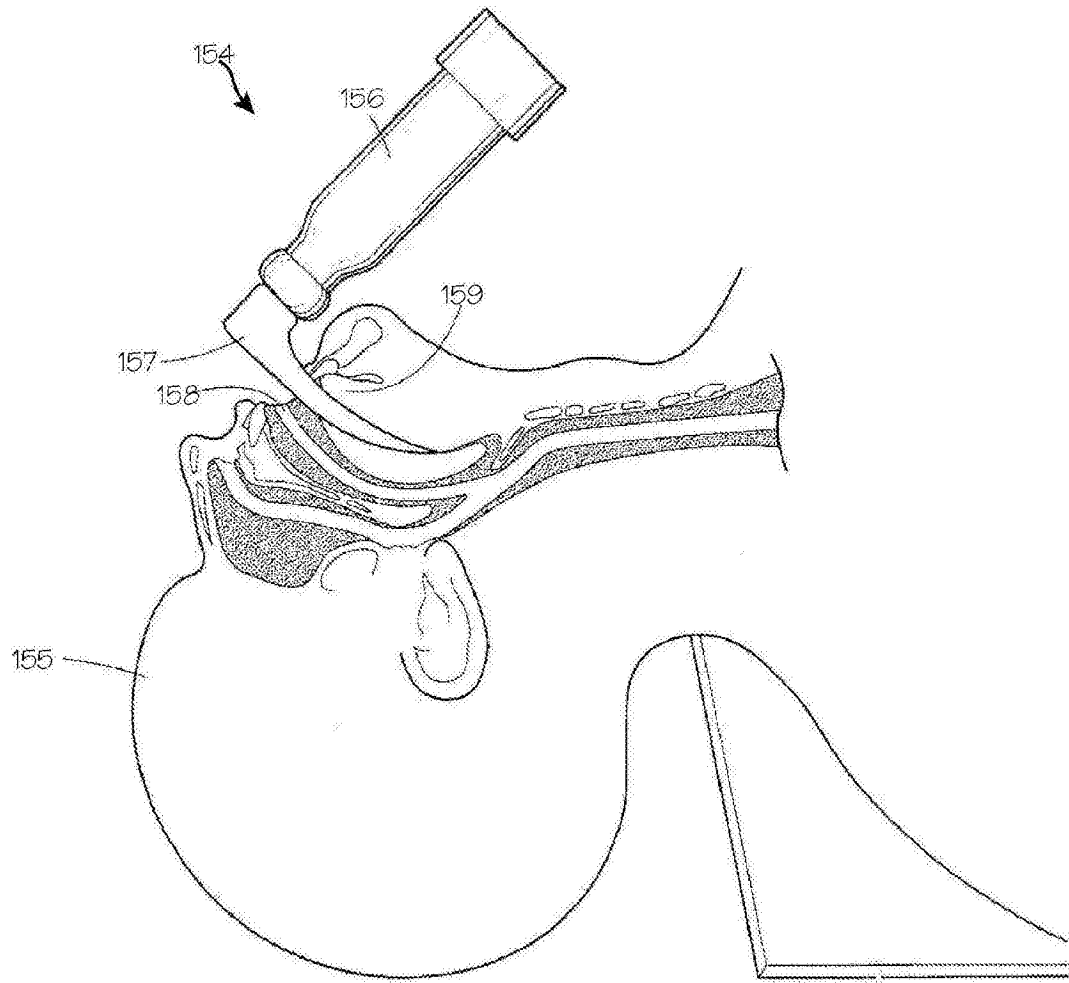


图16

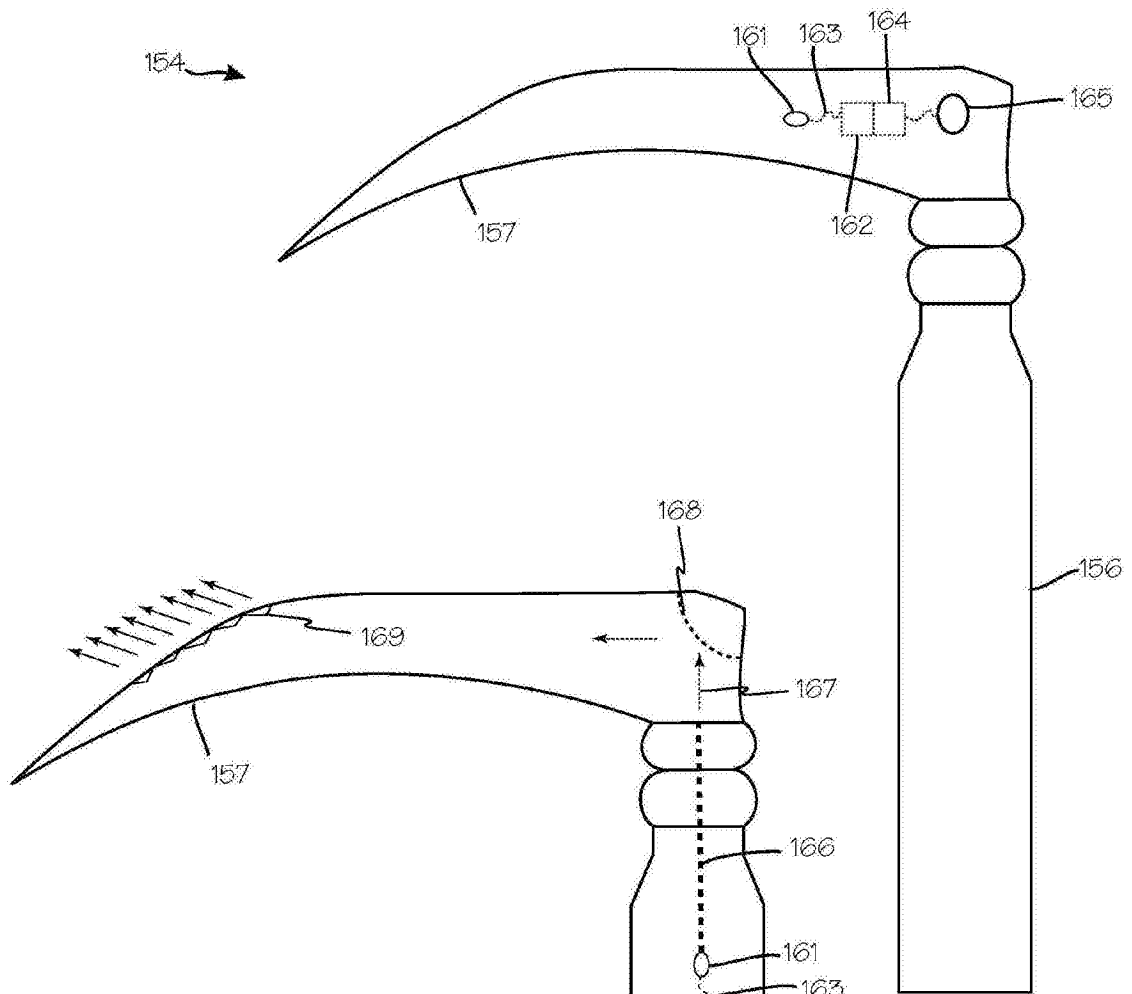


图17

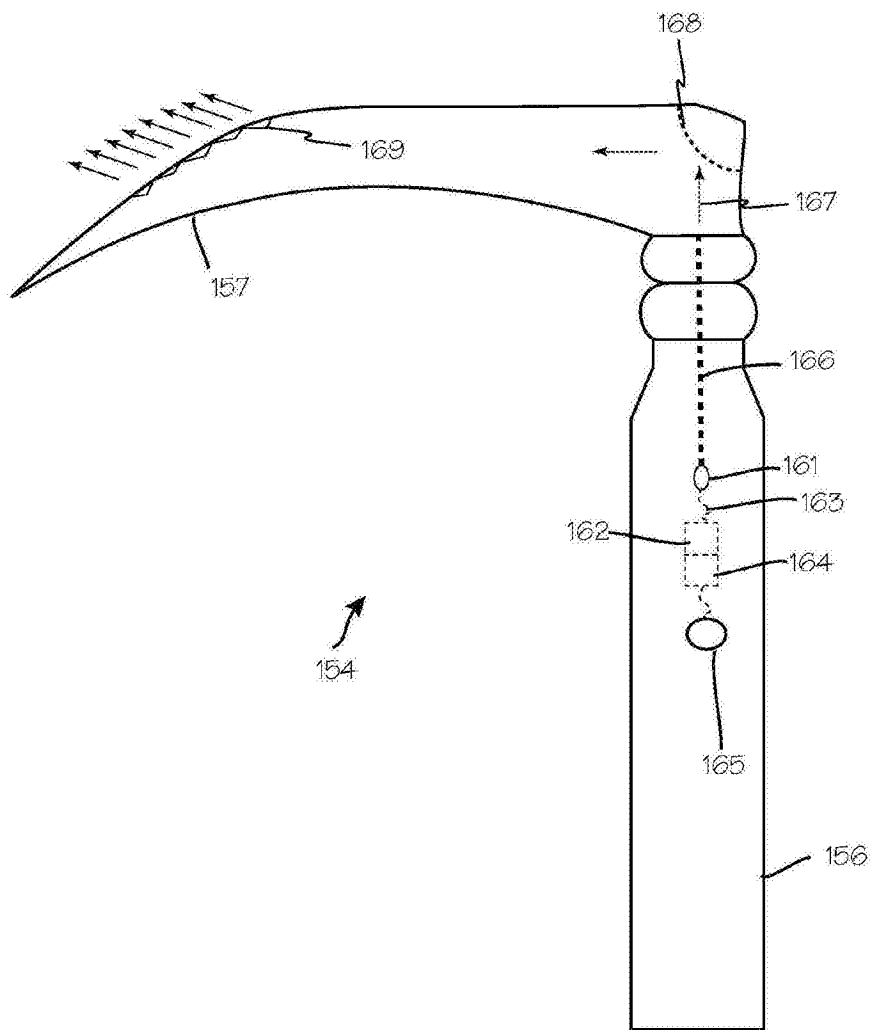


图18

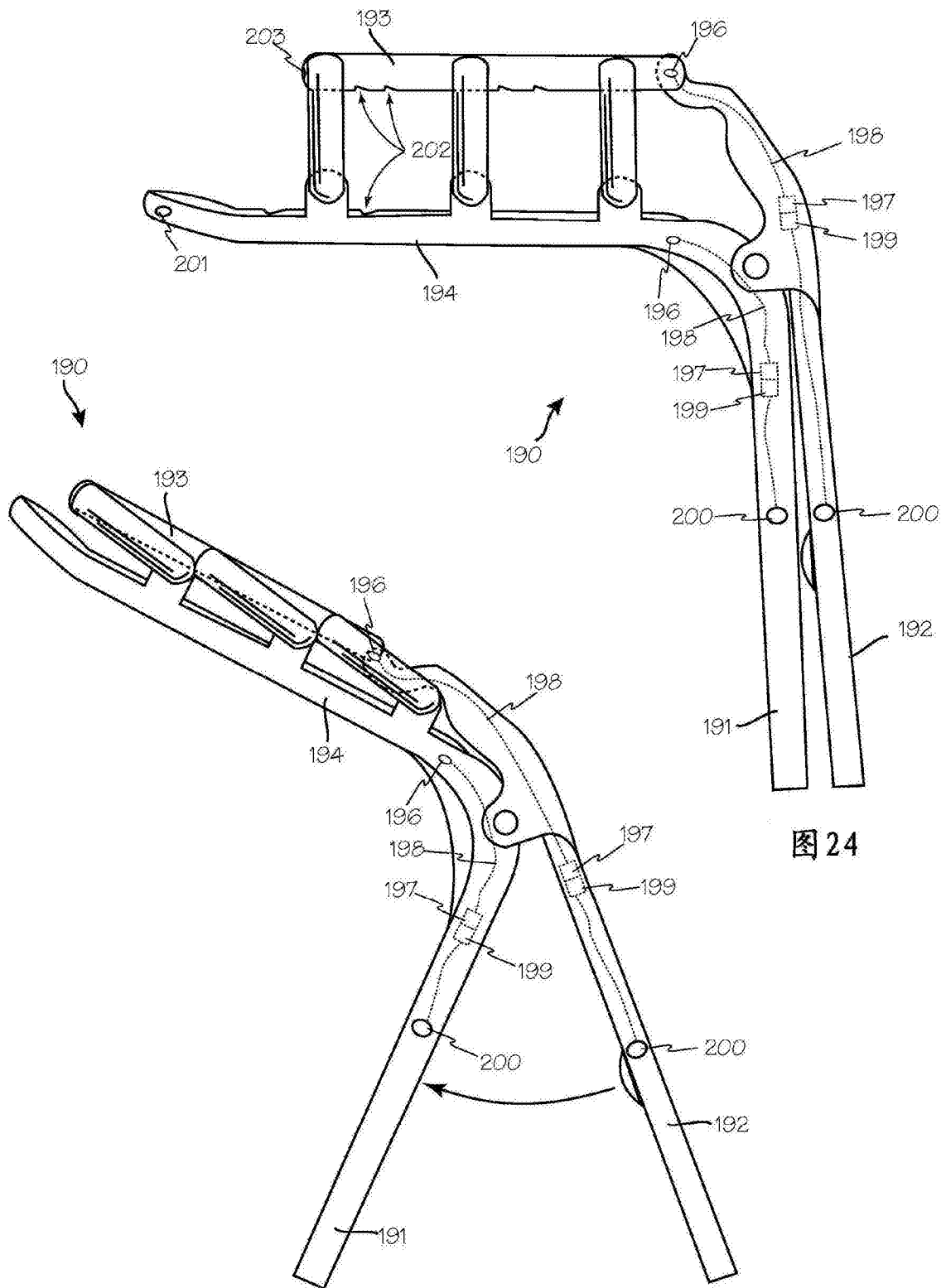


图 24

图 23

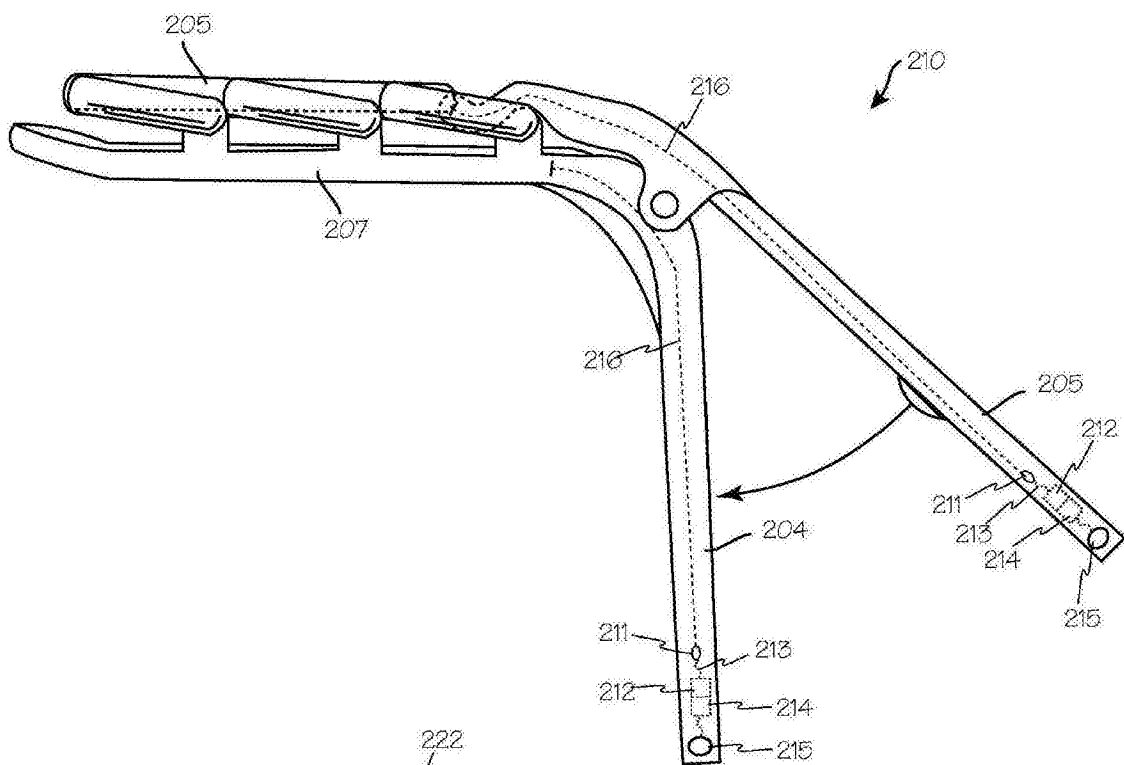


图 25

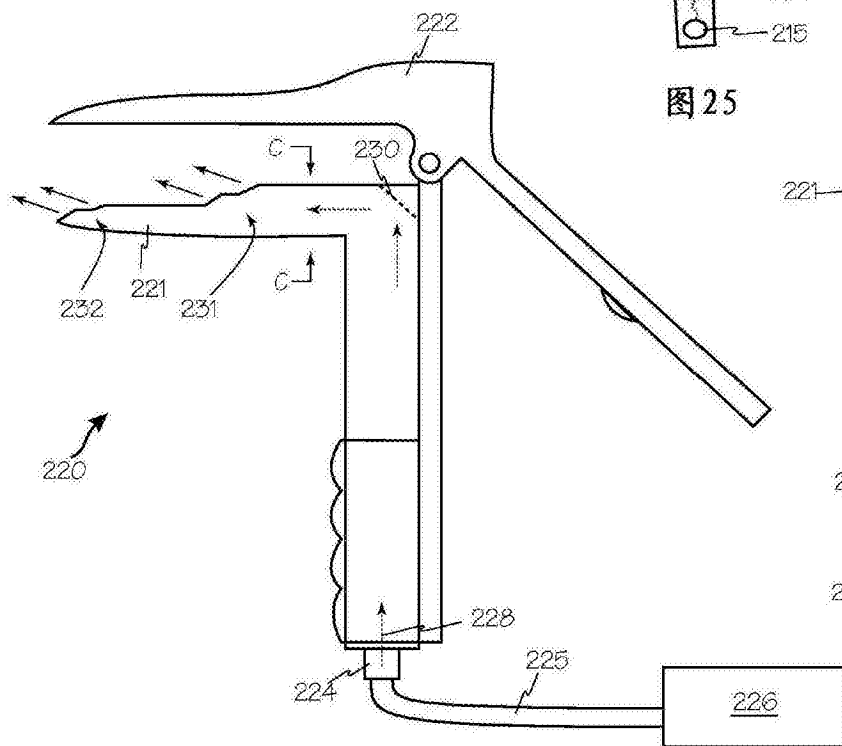


图 26

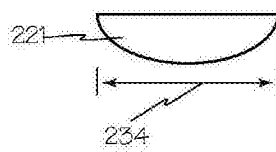


图 26A

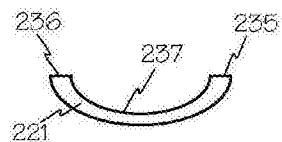


图 26B

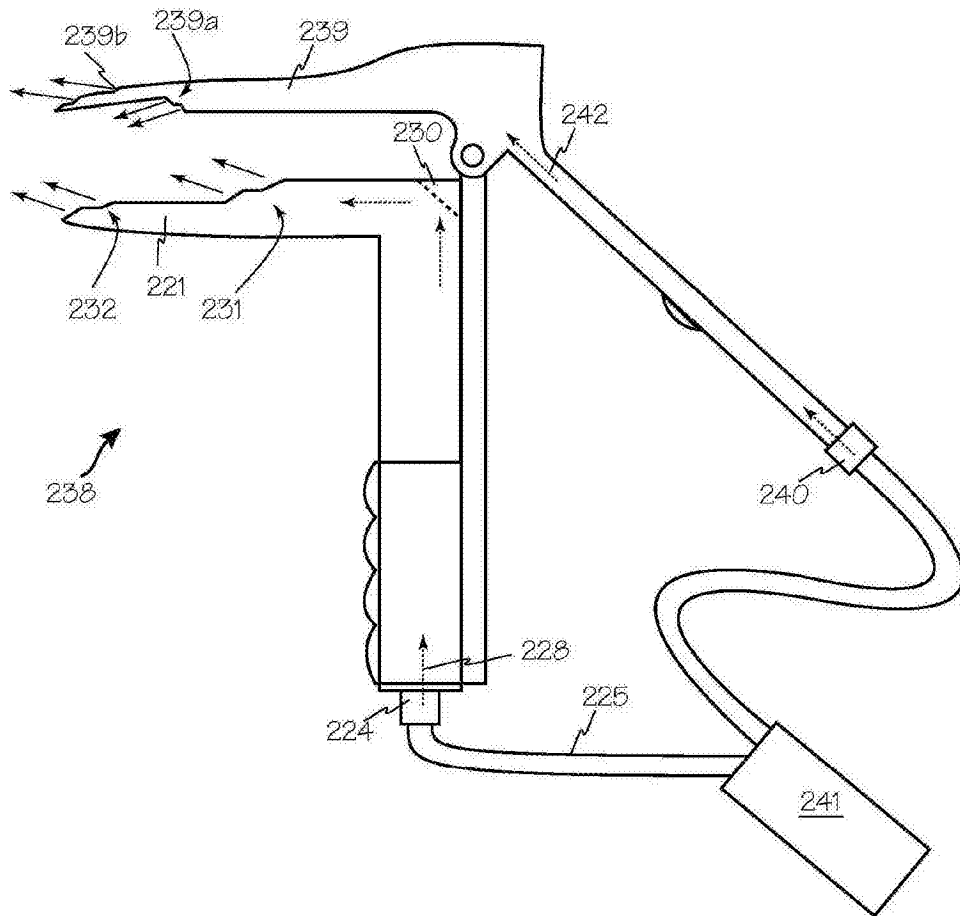


图27

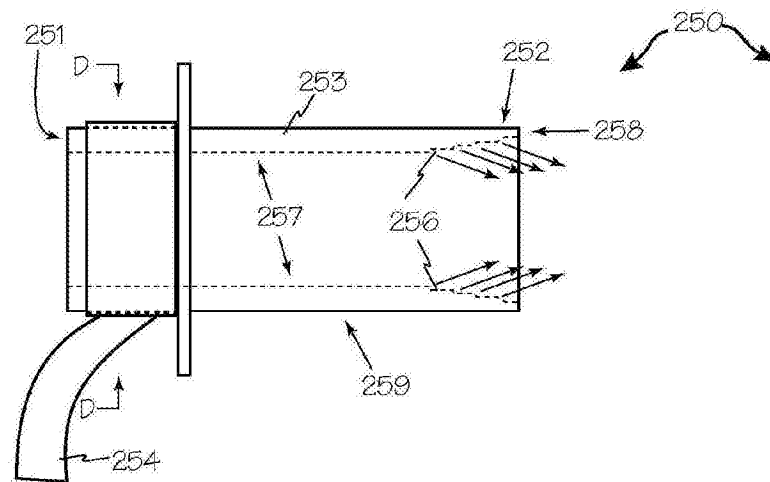


图28

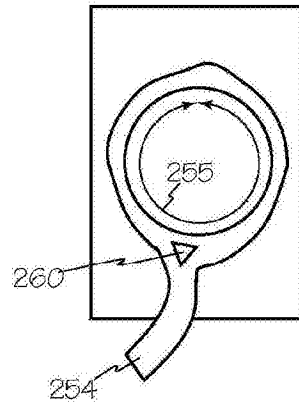


图29

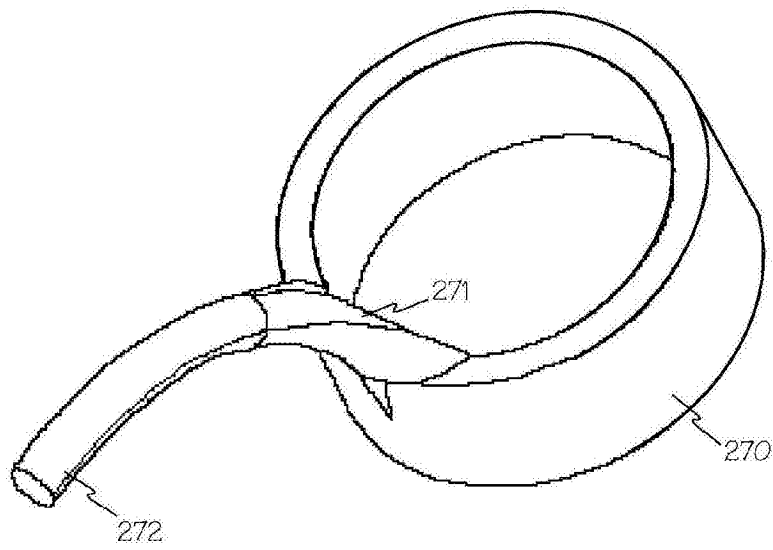


图30

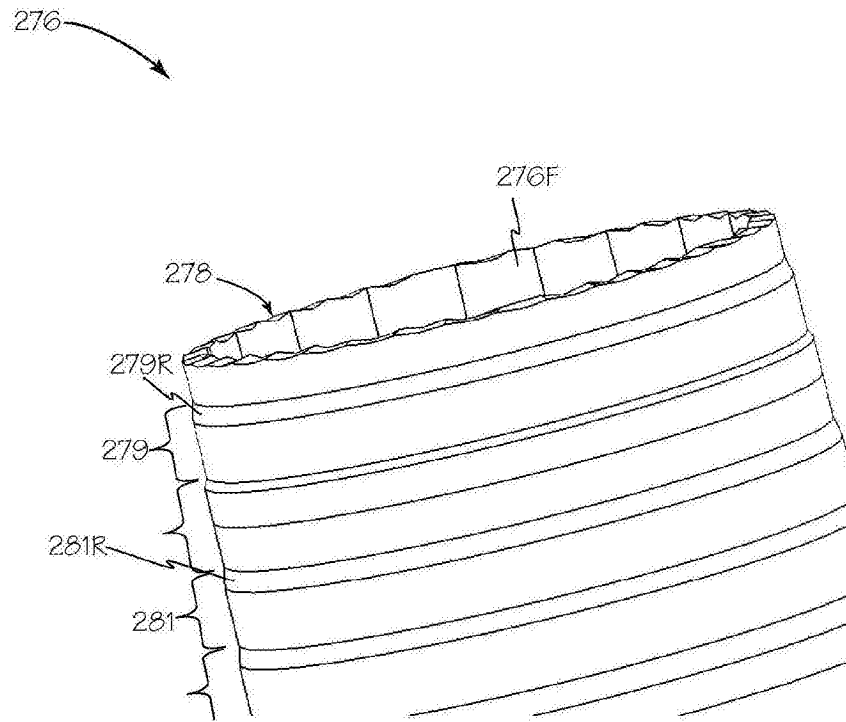


图31

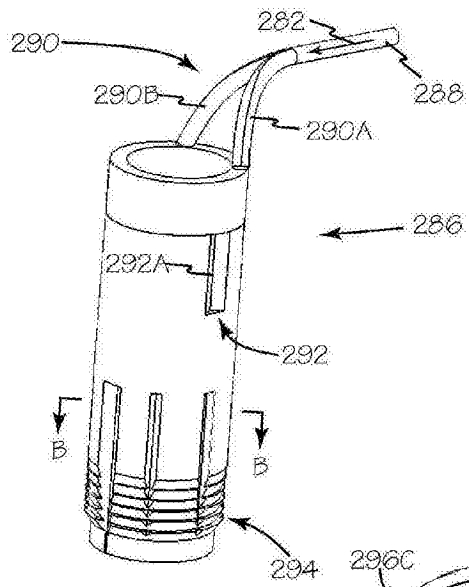


图 32

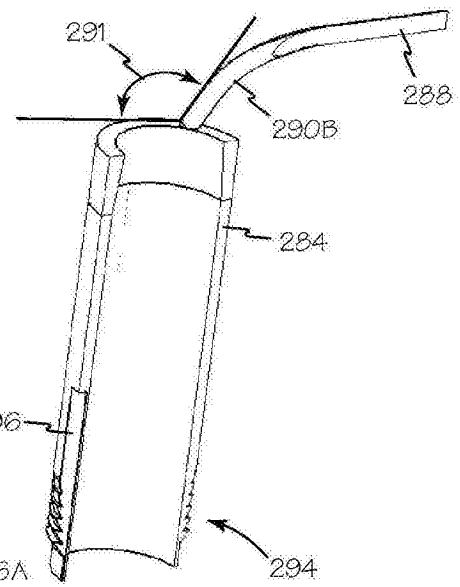


图 33

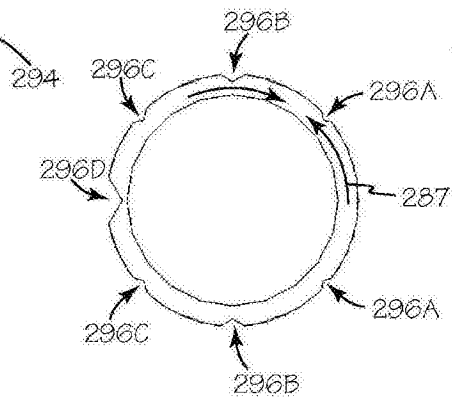


图 34

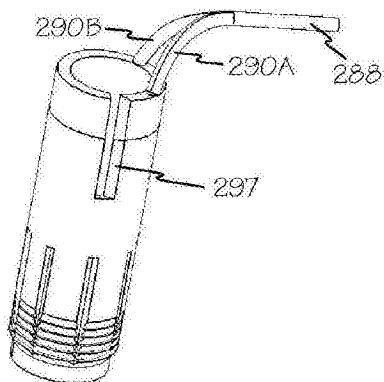


图 35

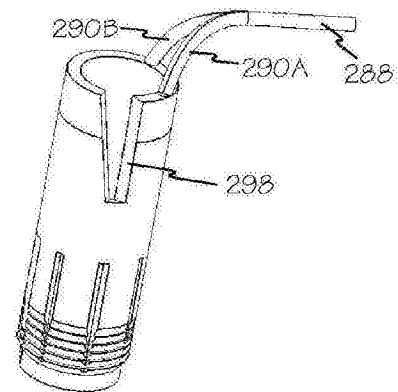


图 36

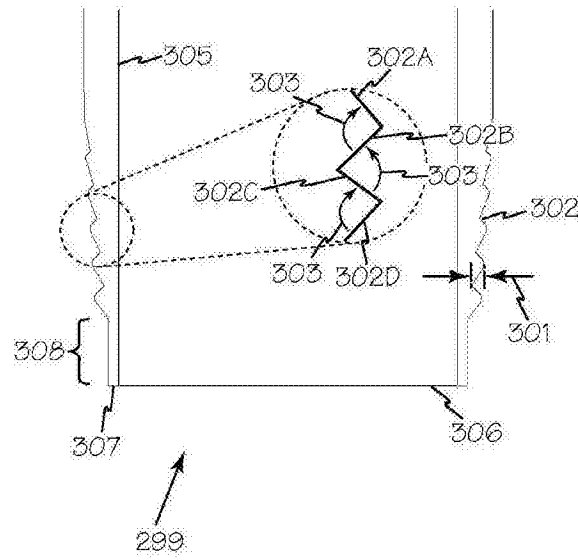


图37

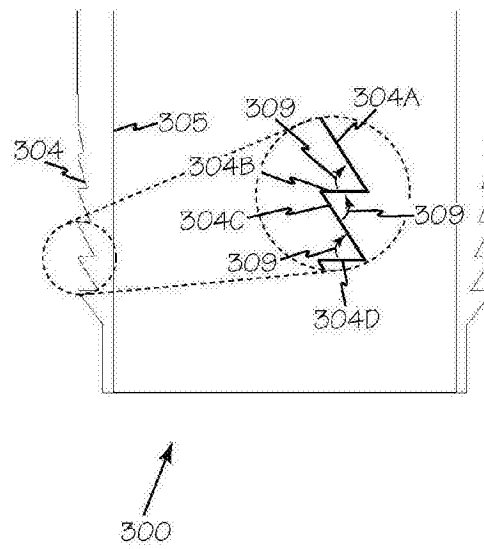


图38

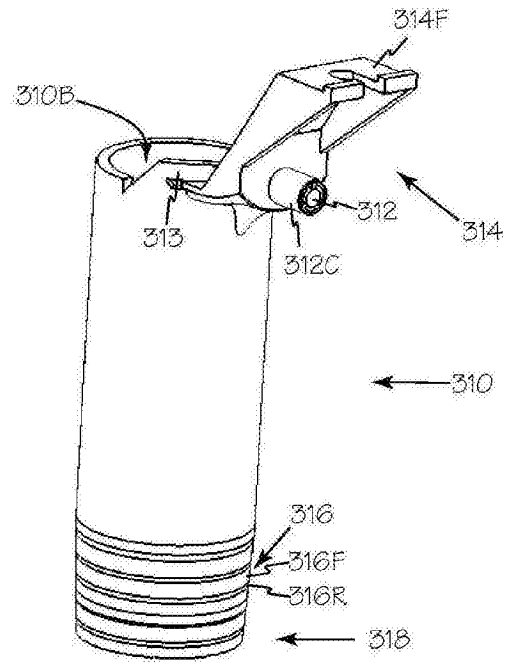


图39

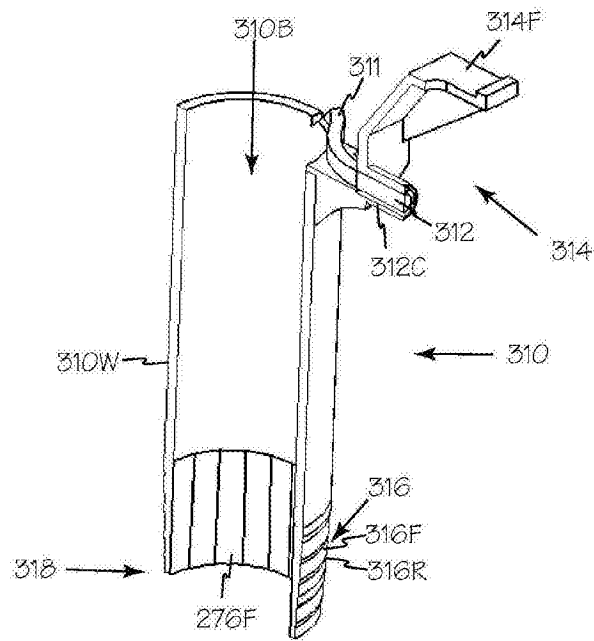


图40

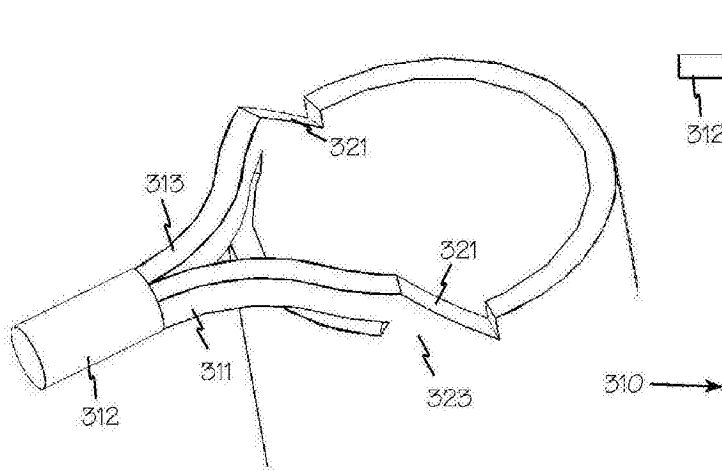


图41

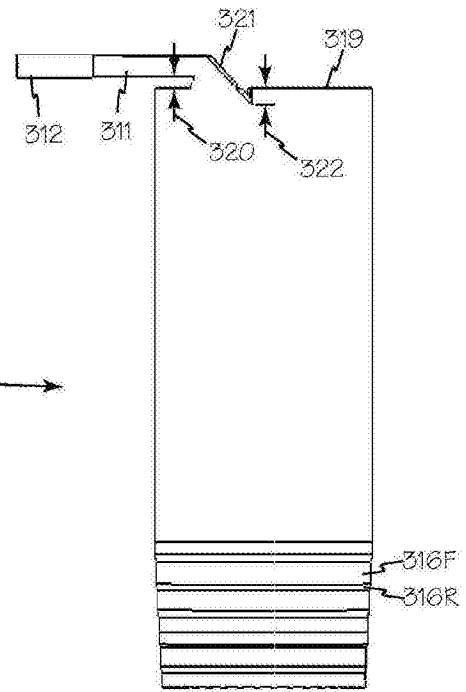


图42

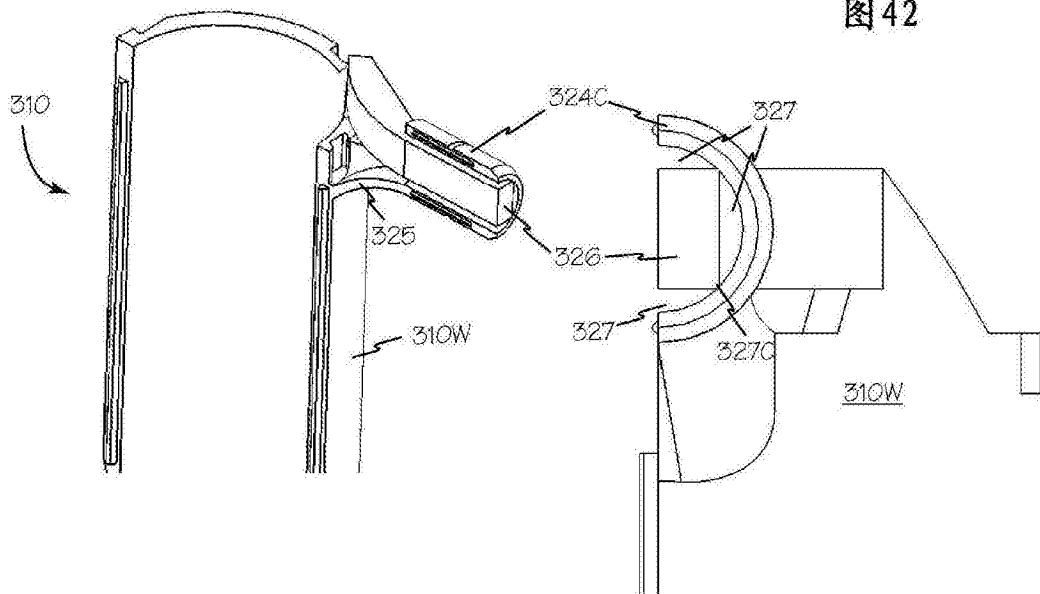


图43

图44

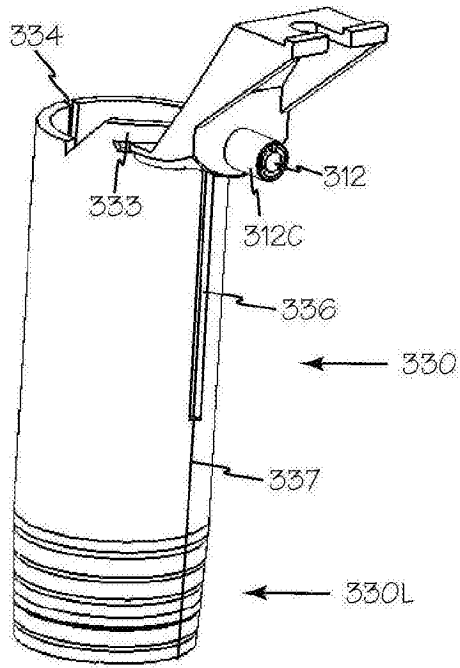


图45

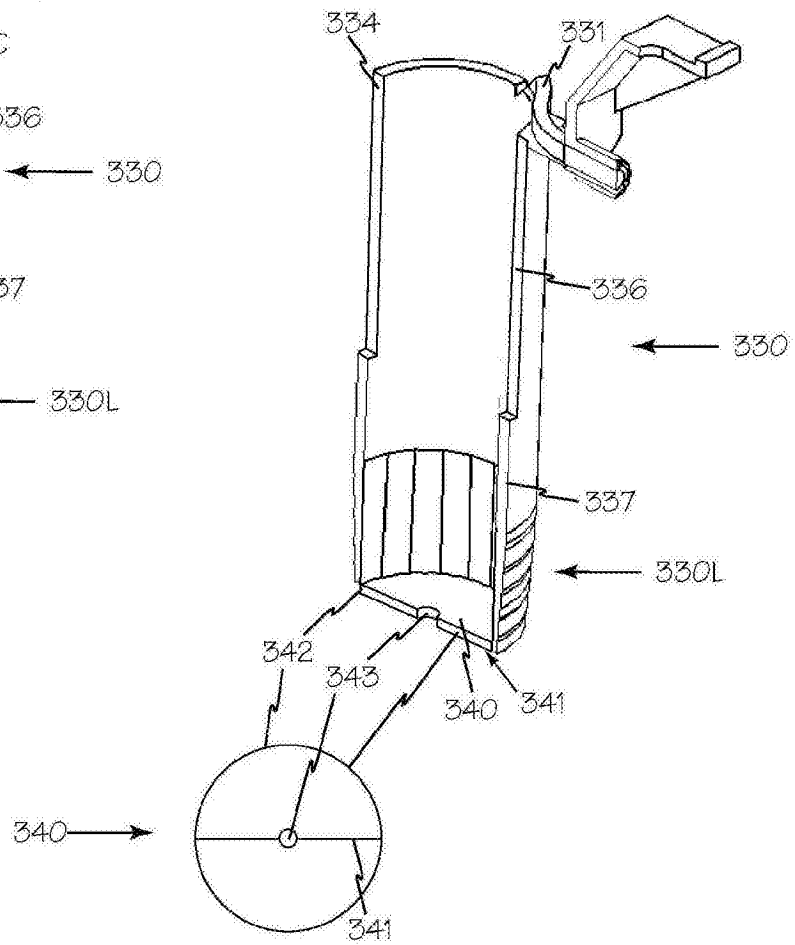


图46

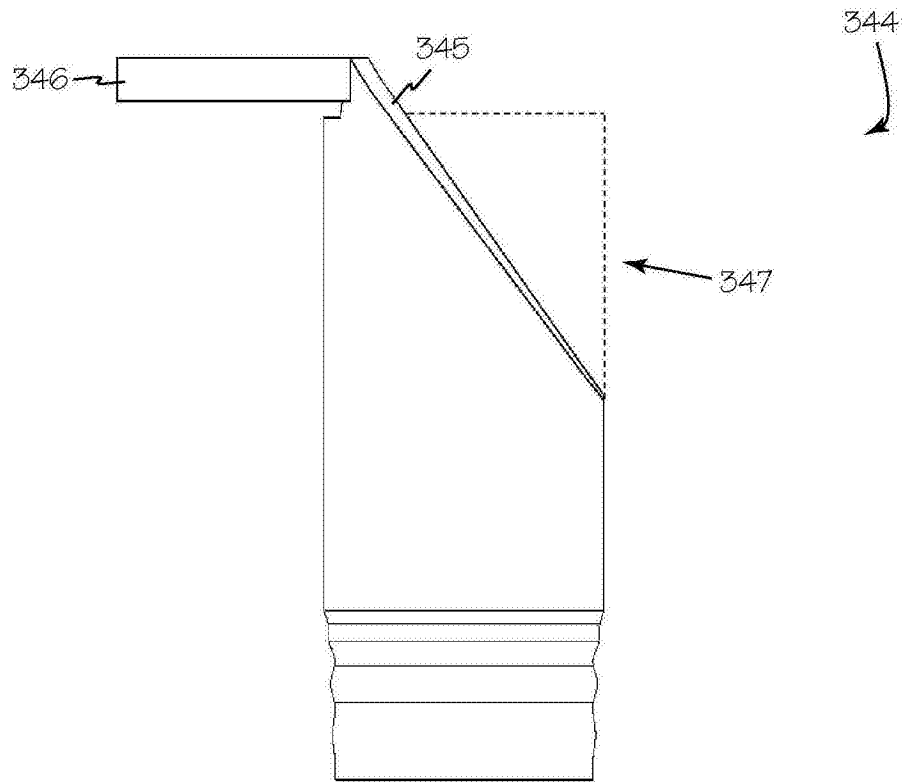


图47