



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135446 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680058853.8

罗比·莫尔斯·加瓦利斯

(22)申请日 2016.07.01

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

(30)优先权数据

62/245,711 2015.10.23 US

责任公司 11240

代理人 陈鹏 石磊

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.09

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/001056 2016.07.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/068404 EN 2017.04.27

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 赫里希凯什·维什瓦斯·德奥

阿扎德·哈尼谢赫

伊萨克·奥斯特罗夫斯基

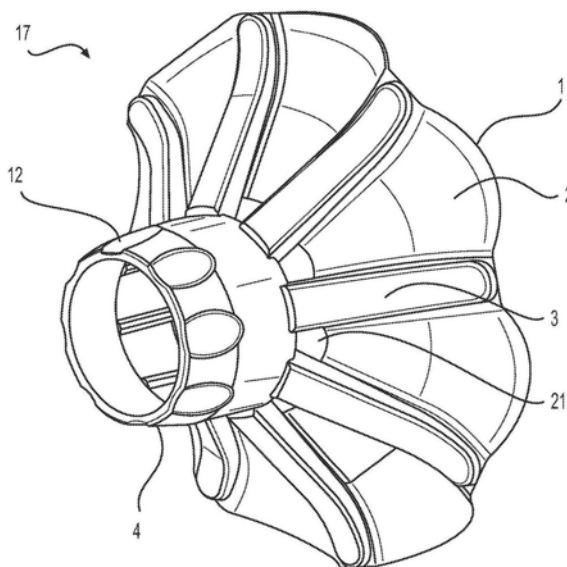
权利要求书1页 说明书15页 附图27页

(54)发明名称

内窥镜末端附件装置

(57)摘要

本公开的实施例包括用于在手术期间在内窥镜上使用的内窥镜末端组件。内窥镜末端组件可包括基座,该基座被构造为接收内窥镜末端,并被配置为在手术过程中不与内窥镜末端脱离。内窥镜末端组件还可包括多个支柱,通过璞状部连接,该多个支柱可在插入期间折叠平坦,并且在撤回期间可呈现球囊状形状。



1. 一种内窥镜末端组件,包括:  
环形的基座,具有基本上柱形的内表面,该内表面的尺寸设计为用于接收内窥镜的远端;以及  
可折叠伞形件,从所述基座径向地延伸,其中,所述可折叠部分包括:  
璞状部,形成可折叠表面;以及  
柔性的多个支柱,沿着所述璞状部延伸并被配置为用于弯曲以将所述可折叠伞形件在插入状态和撤回状态之间转换;  
其中,柔性的支柱每个都附接到所述基座的内表面并且从所述内表面延伸,围绕所述基座的边缘,并且从所述基座的外表面向外辐射;并且  
其中,在所述插入状态下,所述多个支柱朝向与所述基座的外表面大致平行的方向弯曲,并且其中,在所述撤回状态下,所述多个支柱远离所述基座的外表面向外弯曲并且所述多个支柱中的每一个的末端指向远端方向,该远端方向大致平行于所述基座的外表面。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,使所述多个支柱弯曲以将所述可折叠部分转换到所述插入状态所需的力,小于使所述多个支柱弯曲以将所述可折叠部分转换到所述撤回状态所需的力。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述多个支柱中的每一个的末端与所述多个支柱中的该每一个的中间部分是轴偏离关系。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述多个支柱中的至少一个支柱包括沿着该支柱的面向远端的表面定位的一个或多个凹口。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述基座大体上是刚性的。
6. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述基座的内表面包括从该内表面突出的至少一个挤压肋。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述璞状部是打褶的。
8. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述基座的外表面包括至少一个夹持结构。
9. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述基座的外表面包括至少一个自锁窗。
10. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述基座进一步包括:  
轴套;  
套筒锁;以及  
支柱支撑环。
11. 根据权利要求1所述的内窥镜末端组件,其中,所述基座进一步包括:  
远端帽;以及  
轴套。

## 内窥镜末端附件装置

[0001] 相关申请的交叉引证

[0002] 本申请要求于2015年10月23日提交的美国临时申请第62/245,711号的权益。上述申请的全部内容通过引证并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开的实施例涉及内窥镜附件,更具体地,涉及一种用于在使用期间支撑内窥镜的远端和/或用于改善内窥镜的视野的内窥镜末端组件。

### 背景技术

[0004] 在内窥镜手术中,内窥镜通过孔口或切口插入并穿过体腔。内窥镜可被引导通过内部管体(例如胃肠道),而到达的感兴趣区域,诸如胃、盲肠、十二指肠、小肠、大肠或食道。这些仪器配备有光纤、电荷耦合器件(CCD)或CMOS摄像头,其使得图像能够沿着柔性内窥镜传输并在患者体外的显示器上再现。因此,可能在这些手术期间观察体腔的内表面。例如,可使用胃镜来观察食管、胃或十二指肠的内表面。

[0005] 内窥镜手术可用于提供视觉诊断(例如,溃疡或息肉)、治疗、活组织检查和/或去除组织。虽然结肠镜和肠镜检查可能是评估内部身体区域的健康状况的有效技术,但它们可能导致并发症,并且在一些情况下可能不允许临床医生准确地观察感兴趣的区域。例如,临床医生可能无法完成手术,可能无法检测息肉、病变或其他结构,或可能导致内窥镜插入的体腔受损,例如经由施加创伤力,这可能导致炎症、烧伤、出血、疤痕、穿孔或其他损伤。

[0006] 内窥镜手术对患者和医务人员来说可能是耗时的,取决于通过体腔推进镜或观察周围区域有多难。增加手术时间需要患者镇静较长时间,可能会增加患者的不适感,从而可能增加恢复时间。另外,住院恢复期可能会持续数小时(这时麻醉时间则会消失),在此期间需要进行临床观察。增加的手术时间进一步减少了一组临床医生在一天内可执行的手术次数,并限制了手术室的使用。

[0007] 解剖和技术限制也可能导致这些手术的困难。首先,体腔(例如结肠)的解剖可能是侵入性的,并且腔内可能不平整的。例如,结肠被布置成一系列褶皱。当内窥镜的末端沿着结肠的内腔通过时,这些褶皱可能会阻碍临床医生观察粘膜整个表面的能力,具体而言是检测沿着这些褶皱的恶性恶性和恶性病变和息肉。例如,在内窥镜撤回期间,位于这些褶皱的远侧面上的病变可能不被可视化。

[0008] 第二,一旦检测到病变或息肉和/或在治疗、诊断或活组织检查手术中,内窥镜的末端位置可能难以维持。由于重力,内窥镜末端可能不会在结肠内保持居中,并且反而可能落在结肠的壁上。随着结肠镜被插入或取出,末端在其在褶皱上移动时可能沿着结肠不一致地滑动和下落。这种运动和/或重力的作用可能导致临床医生变得迷失方向、失去可视化或失去定位。如果末端位置丢失,则必须采取时间再次重新定位感兴趣的区域。

[0009] 另外,胃肠道的侵入性质可能使得临床医生难以将内窥镜导引到感兴趣的区域。肠内的转弯、结肠的褶皱表面以及重力的作用可能导致内窥镜在内窥镜前进或撤回时碰撞

并压在体腔上。这可能导致肠道伸展、穿孔、出血、对粘膜的创伤、炎症或其他损伤。结果，患者可能经历疼痛，患者的恢复时间可能增加，手术时间可能增加，或者手术甚至可能需要过早中止。

[0010] 许多产品试图解决与内窥镜手术有关的挑战。例如，开发了活动球囊内窥镜和球囊附件。一旦插入到结肠中，球囊就会充气，以帮助撤回和可视化。但是，这些装置的制造和使用可能很复杂，因为需要充气 and 放气机构，以及扩张部分的精细度。另外，形成内窥镜的永久部分的活动球囊使得镜再处理（例如，高水平清洁和消毒）更具挑战性。

[0011] 已经开发了具有一排突出部的其它远侧内窥镜附件以帮助打开结肠褶皱。但是，这些装置的突出部通常提供非常相似的刚度和在插入方向和撤回方向上的阻力。但是，当插入内窥镜时，期望在远侧末端具有降低的阻力。由于插入涉及两种运动，线性前进和扭矩，所以这两种运动的阻力应该是低的。撤回后，装置应与结肠接合以打开褶皱。这意味着突出部应该是柔顺的，并且在插入时具有低的弯曲和扭矩刚度，并且应当被配置为与结肠相互作用并接合，并且在撤回时具有相对较高的弯曲刚度。如果突出部在插入时是刚性的，则这可能导致增加的插入阻力，这可能导致镜成环并伸展结肠壁。当内窥镜插入或撤回时，这可能会产生粘膜损伤。另外，由突出部的末端施加到体腔壁的离散表面区域的力可能增加粘膜损伤或引起穿孔。另一方面，如果突出部在撤回时不坚硬，则它们可能不能打开结肠褶皱，并且可能不能像预期的那样帮助邻近褶皱的区域可视化。

[0012] 因此，需要改进的内窥镜附件装置，其在插入时更柔顺，并且在撤回时具有较高的阻力。这样的装置可能能够安全有效地减少临床医生执行内窥镜手术所需的时间并提高手术的有效性。

[0013] 本公开的装置旨在通过促进以下的一个或多个来克服现有技术的限制：在插入方向上的低阻力；撤回时更有效地打开褶皱；在医疗手术期间稳定和/或对中内窥镜末端的位置；减少粘膜损伤的可能性；和/或在结肠褶皱周围提供更好的物理和/或视觉访问。

## 发明内容

[0014] 本公开的实施例涉及内窥镜末端组件。本公开的各种实施例可包括以下方面中的一个或多个。

[0015] 根据一个实施例，内窥镜末端组件可包括：环形基座，其具有大致圆柱形的内表面，该内表面尺寸被设计成接收内窥镜的远端；以及可折叠伞形件，从所述基座径向向外延伸；其中，可折叠部分包括：形成可折叠表面的璞状部；以及多个柔性支柱，沿着所述璞状部延伸并被配置为用于弯曲以将所述可折叠伞形件在插入状态和撤回状态之间转换；其中，所述柔性支柱每个都附接到所述基座的内表面并且从所述内表面延伸并围绕所述基座的边缘，并且从所述基座的外表面向外辐射；并且其中，在所述插入状态下，所述多个支柱朝向与向所述基座的外表面大致平行的方向弯曲，并且其中，在所述撤回状态下，所述多个支柱从所述基座的外表面向外弯曲并且所述多个支柱中的每一个的末端指向大致平行于所述基座的外表面的远端方向。

[0016] 内窥镜末端组件的多种实施例可包括：末端组件，其中，使所述多个支柱弯曲以将所述可折叠部分转换到所述插入状态所需的力小于使所述多个支柱弯曲以将所述可折叠部分转换到所述撤回状态所需的力；所述多个支柱中的每一个的末端与所述多个支柱中的

每一的中间部分是离轴关系;所述多个支柱中的至少一个支柱包括沿着所述支柱的面向远端的表面定位的一个或多个凹口;以及大致刚性的基座。

[0017] 内窥镜末端组件的多种实施例可包括:基部的内表面,包括从所述内表面突出的至少一个挤压肋;被打褶的璞状部;所述基座的外表面,包括至少一个夹持结构;以及所述基座的外表面,包括至少一个自锁窗。

[0018] 内窥镜末端组件的多种实施例可包括:包括轴套、套筒锁和支柱支撑环的基座,以及包括远端帽和轴套的基座。

[0019] 实施例的附加目的和优点将部分地在下面的描述中阐述,并且部分地将从描述中显而易见,或者可通过实施例的实践来了解。将通过所附权利要求中特别指出的元件和组合来实现和达到实施例的目的和优点。

[0020] 应当理解,前面的一般描述和以下详细描述仅仅是示例性和解释性的,而不是限制权利要求。

## 附图说明

[0021] 并入本说明书并构成本说明书的一部分的附图示出了所公开的实施例,并且与描述一起用于解释所公开的实施例的原理。在图中:

[0022] 图1示出了根据本公开的实施例的具有打褶璞状部的示例性内窥镜末端组件;

[0023] 图2示出了根据本公开的实施例的示例性内窥镜末端组件;

[0024] 图3示出了根据本公开的实施例的示例性内窥镜末端组件,其中为了清楚而去除了璞状部;

[0025] 图4示出了根据本公开的实施例的示例性内窥镜末端组件,其中为了清楚而去除了璞状部;

[0026] 图5示出了用于接收内窥镜末端组件的示例性内窥镜;

[0027] 图6示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0028] 图7A示出了根据本公开的实施例的处于插入位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0029] 图7B示出了根据本公开的实施例的处于撤回状态的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0030] 图8示出了根据本公开的实施例的处于撤回位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0031] 图9A示出了根据本公开的实施例的在结肠内部的处于撤回位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0032] 图9B示出了在结肠内部的配备有球囊的内窥镜;

[0033] 图10示出了根据本公开的实施例的具有处于插入位置的支柱的示例性内窥镜末端组件,其中为了清楚而去除了璞状部;

[0034] 图11示出了根据本公开的实施例的具有延伸超过撤回位置的支柱的示例性内窥镜末端组件,其中为了清楚而去除了璞状部;

[0035] 图12示出了根据本公开的实施例的具有处于静止位置的支柱的示例性内窥镜末

端组件的一部分的放大视图,其中为了清楚而去除了璞状部;

[0036] 图13示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的示例性内窥镜末端组件,其中为了清楚而去除了璞状部;

[0037] 图14示出了根据本公开的实施例的用于内窥镜末端组件的示例性支柱;

[0038] 图15示出了根据本公开的实施例的用于内窥镜末端组件的示例性支柱;

[0039] 图16示出根据本公开的实施例的示例性内窥镜末端组件,其中为了清楚而去除了璞状部;

[0040] 图17A示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0041] 图17B示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件的部分横截面视图;

[0042] 图18A示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0043] 图18B示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件的部分横截面视图;

[0044] 图19A示出了根据本公开的实施例的在静止位置中的示例性内窥镜末端组件;

[0045] 图19B示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0046] 图20A示出了根据本公开的实施例的在静止位置中的示例性内窥镜末端组件;

[0047] 图20B示出了根据本公开的实施例的在静止位置中的示例性内窥镜末端组件;

[0048] 图21A示出了根据本公开的实施例的在插入位置中的支柱的横截面视图;

[0049] 图21B示出了根据本公开的实施例的在静止位置中的支柱的横截面视图;

[0050] 图21C示出了根据本公开的实施例的在撤回位置中的支柱的横截面视图;

[0051] 图22示出了根据本公开的实施例的具有不延伸到支柱的端部的打褶璞状部的示例性内窥镜末端组件;

[0052] 图23示出了根据本公开的实施例的具有不延伸到支柱的端部的打褶璞状部的示例性内窥镜末端组件;

[0053] 图24示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;

[0054] 图25A示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件;和

[0055] 图25B示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件。

### 具体实施方式

[0056] 现在将详细参考下面描述并在附图中示出的本公开的示例性实施例。尽可能地,在整个附图中将使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。

[0057] 出于本公开的目的,“内窥镜”可指在医疗手术期间插入患者的任何合适类型的镜。内窥镜可包括例如结肠镜、十二指肠镜、胃镜、乙状结肠镜、肠镜、输尿管镜和支气管镜。

术语“处理 (precedure)”广泛地涉及用于任何目的将内窥镜插入患者中,包括但不限于外科手术、活组织检查、诊断、治疗、可视化、植入或移除装置、抽吸或吹入。

[0058] 在提供详细描述之前,以下概述一般地描述了预期的实施例。当前公开的内窥镜末端组件17被配置为附接到内窥镜的远端并且当将内窥镜插入体腔内时呈现流线轮廓,并且在内窥镜撤回时呈现展开的配置,以放大体腔以方便检查感兴趣的区域。

[0059] 内窥镜末端组件17包括附接基座4。基座4被配置为接收内窥镜的远端,使得基座4的内表面附接到内窥镜的外端。因此,基座4的尺寸可设计为使得内径略大于内窥镜末端的直径,并具有互补的形状。具体地,如下面进一步讨论的那样,基座4被配置为被接收在内窥镜的刚性末端上,并且可滑动、扭曲或摩擦配合到位。如下面进一步解释的那样,基座的外表面在撤回时可用作支柱的底面的支撑件。

[0060] 基座4可作为附接到支柱3和璞状部2的单个单元而存在,如下所述。基座4可包括单独的部件,例如轴套22和套筒锁23,如下所述。可替代地,基座4可包括轴套30和套筒锁25。在另一个实施例中,基座4可包括轴套27、套筒锁26和支柱支撑环28。在进一步的实施例中,基座4可包括轴套27和远端帽29。在上述实施例中,组件协同工作以为支柱3和璞状部2提供支撑并且牢固地夹持内窥镜的末端,以防止内窥镜末端组件在手术过程中脱落。

[0061] 基座4可包括多个夹持窗口19或多个压力垫24。撤回时,支柱3可承受或压靠在夹持窗口19或压力垫24上。由于支柱3将压力施加到夹持窗口19或压力垫24,该力可增加夹持窗口19或压力垫24和内窥镜的刚性末端的外表面之间的滑动摩擦。导致增加的摩擦力的这种自锁动作可能有助于防止内窥镜末端组件17在手术过程中从内窥镜脱离。

[0062] 具有增厚的支柱3的璞状部2协同地限定从基座4延伸出的可折叠的伞形件部分。支柱3可从基座4延伸,并且可被配置为相对于基座4弯曲,以便在插入体腔时呈现更加流线型、折叠的轮廓,在撤回时呈现放大的、展开的轮廓。在折叠配置中,支柱3可被配置为折叠,使得它们基本上与内窥镜末端组件17所附接到的内窥镜的轴线平行。在展开配置中,支柱3可被配置位远离内窥镜的轴线并且朝向体腔的周边延伸,以便轻轻推动插入内窥镜的体腔。因此,当展开时,支柱3可对身体内腔的周边施加压力,以便围绕内窥镜末端组件17的区域中扩大体腔。

[0063] 支柱3沿着璞状部2延伸,形成将支柱3彼此连接的表面,类似于伞的材料如何在伞形件的肋之间延伸。璞状部2可沿着支柱3的长度的全部或一部分延伸。璞状部2可沿着支柱3的长度一直延伸以与基座4连接;璞状部2可与支柱3的末端平齐;璞状部2可仅覆盖支柱的一部分,在支柱3的末端和璞状部2的远端边缘之间留下长度31;或者可延伸超过支柱3的末端。

[0064] 通过在支柱3的末端之间延伸并将支柱3相互连接,璞状部2在展开配置中在更大的表面区域上分配由支柱3施加到体腔的力。代替支柱3将高压施加到体腔,这可能对内腔造成创伤,璞状部2和支柱3协同地产生连续的接触表面,展开的支柱3的力在该接触表面沿着体腔的周边分布。因此,不是导致围绕支柱3的接触区域集中的几个高压接触区域,公开的装置形成与一些球囊装置类似的较大的、扩散的低压接触区域。例如,描绘的实施例中的八个支柱3的组合计算面积可以是约 $480\text{mm}^2$ ,并且所计算的璞状部2的总面积可以是约 $1670\text{mm}^2$ 。但是,被动内窥镜末端组件17没有这种活动球囊装置的技术限制和困难。下面进一步描述内窥镜末端组件17的示例性实施例和细节。

[0065] 现在参考图1,其示出了根据本公开的实施例的处于静止状态的示例性内窥镜末端组件17。内窥镜末端组件17包括基座4。如上所述,基座4可被配置成装配到并附接到内窥镜的远端。基座4被设计成在使用过程中当在体腔内操纵时防止内窥镜末端组件17从内窥镜上脱离。为此,基座4可包括纹理化、突出部和/或压力点,例如以增加基座4的内表面和内窥镜末端的外表面之间的摩擦。

[0066] 如图1所示,示例性内窥镜末端组件17可包括一个或多个挤压肋11。挤压肋11可从基座4的内表面突出以接触内窥镜,并且可增加基座4和内窥镜末端之间的接触压力,从而增加滑动摩擦,以防止内窥镜末端组件17在手术过程中从内窥镜脱离。挤压肋11可沿着基座4的轴线延伸,或者可以以与轴线成一定角度或垂直于轴线的方式延伸。挤压肋11可包括多个离散的肋,或者可从基座4的一端延伸到另一端或围绕基座4的整个周边。在一些实施例中,挤压肋11可围绕基座的周边形成圆形或螺旋状设计。在一些实施例中,挤压肋11可彼此平行、彼此成角度,或者以任何合适的布置来增加摩擦力。挤压肋11可在一端(例如近端)处逐渐变细形成漏斗形或圆锥形,这可有助于挤压肋与其所附接的内窥镜的刚性远端部分接合。进一步地,挤压肋11可以是实心的或中空的,或者可具有固体和中空区域。

[0067] 在与内窥镜接合时或者当在从内窥镜移除装置期间或在内窥镜在体内撤回期间施加压力到内窥镜末端组件17时,挤压肋11可被配置为稍微变形。挤压肋11可由下面讨论的任何合适的材料形成。挤压肋11可从基座4的内表面突出适当的量,例如从约0.2mm至约0.7mm的范围。包括挤压肋11的内径可比下述的镜的外径小。包括内窥镜末端组件17的挤压肋11的内径可相应地对于成人装置为12.75mm至约15mm的范围,对于儿科装置从约8.75mm至约12mm的范围,取决于基座4和挤压肋11的材料的硬度。没有挤压肋11,基座4的直径对于成人装置可为约12.25mm至约15mm的范围,对于儿科装置可为约8.25mm至约12mm的范围。基座4的内径可与其上附接有挤压肋11的表面相同,从而使两个表面齐平。在另一个实施例中,基座4的内径可以是与其上附接有挤压肋11的表面的直径不同的直径。可用于形成基座4和挤压肋11的示例性材料包括热塑性弹性体(例如聚氨酯或山都平(santoprene))、热固性材料(例如橡胶和硅橡胶)或任何其它合适的材料。形成基座4和挤压肋11的材料的硬度可在约20A至约70A的范围内。

[0068] 可替代地,基座4的内表面可以是基本上平滑的,或者可包括穿过基座4的内表面延伸的纹理图案,并且可不包括挤压肋11。例如,内表面可包括涂层或纹理,将内窥镜末端组件17放置在内窥镜上。在一些实施例中,基座4和/或基座4的内表面可由具有较高摩擦系数的材料形成。或者,在一些实施例中,光滑或有纹理的表面可进一步包括一个或多个挤压肋11。

[0069] 基座4的外表面可包括一个或多个脊、突出部、凹痕和/或纹理,以帮助临床医生将内窥镜附接内窥镜末端组件和从内窥镜移除内窥镜末端组件17。例如,如图1所示,基座4可包括位于基座4的外周周围的一个或多个凹坑12。当内窥镜末端组件17安装到内窥镜上或从内窥镜移除时,凹坑12可帮助临床医生夹持基座4。

[0070] 基座4的总体尺寸和形状可基于末端组件17被配置为附接的内窥镜的远端的尺寸和形状。示例性内窥镜的直径对于成人内窥镜可约为13mm至约15mm的范围,而儿科内窥镜的末端直径范围约为9mm至约12mm的范围。在一些实施例中,基座4的内径可在约10mm和约14mm之间。进一步地,基座4的外径可被配置为仅从内窥镜的表面稍微突出,基座4装配在所

述内窥镜上,以不显著增加内窥镜末端的直径,从而当内窥镜末端组件17处于折叠状态、插入配置时便于插入,。例如,基座4的外径可为约11mm至约17mm。在一些实施例中,内窥镜组件17的基座4可具有各种尺寸,例如,取决于与该装置一起使用的内窥镜的尺寸和/或类型。

[0071] 基座4的尺寸可被设计成使得当安装在内窥镜上时,内窥镜末端组件17仅与内窥镜的最远端部分接合。许多内窥镜的最远端包括刚性圆柱形末端,其可由刚性塑料或金属制成,以限定内窥镜的端部,提供刚性,和/或包围或保护位于内窥镜的远端面上的光学器件和其他结构。内窥镜的弯曲部分通常位于该远端金属环的近侧。大多数内窥镜的弯曲部分更加灵活,并且通常由更精细的材料制成。因此可能更容易刺穿或损坏该弯曲部分,这可能导致泄漏或者可能损坏或损害内窥镜的完整性。鉴于内窥镜的费用,这是不合需要的,如果在使用过程中发生损害,这可能会中断手术或使正在进行的手术不可能再进行。

[0072] 因此,可能不希望通过弯曲部分滑动内窥镜附件或者以其他方式将装置直接固定到内窥镜的弯曲部分,无论是定期或偶尔的。为了改善这个问题,内窥镜末端组件17被设计成与内窥镜的刚性末端相互作用,而不是更精细的弯曲部分。因此,基座4的尺寸可被设计装配在一个内窥镜的刚性末端部分,而不重叠在弯曲部分上。另外,由于内窥镜前端组件17位于内窥镜的远端,所以能够提供更好的可视性,因为体腔可在更靠近光学器件位于的内窥镜的远端面的区域展开。

[0073] 其他装置通常被设计成固定到弯曲部分,以便防止它们在使用期间与内窥镜分离。通常认为,内窥镜附件应该不止与内窥镜的末端相互作用并且固定在其上,以便将附件保持在适当位置。虽然其他装置可被配置为进一步放回在内窥镜上,或者可呈现更宽的尺寸以增加与内窥镜的接触面积以在使用期间抵抗分离作用,但是所公开的装置的实施例可更窄并且被配置为主要或排他地接触远端、刚性脊,同时在内窥镜上保持在位。这可由例如使用挤压肋11和/或其他设计来实现,如下文进一步讨论的。在一些实施例中,内窥镜末端组件17仅在内窥镜的刚性部分上的预期放置可允许提供更紧密的摩擦配合,因为该设计不需要考虑弯曲部分的精细度。这也可能使基座4变得更加坚硬。基座4的刚性还可通过允许临床医生抓住并向组件施加压力而帮助移除,而不会对下面的内窥镜施加压力并增加内窥镜末端组件17和内窥镜之间的摩擦。

[0074] 内窥镜末端组件17包括从基座4径向伸出的可折叠伞形件。伞形件由璞状部2和多个柔性支柱3形成,所述多个柔性支柱3被配置为弯曲以将可折叠伞形件在插入、静止和撤回状态之间转换。

[0075] 内窥镜末端17组件可包括附接到基座4的约1至约20个支柱3的任何位置。例如,可有三个、四个、五个、六个、八个或十二个附接到基座4的支柱3。支柱3是柔性的并且被配置为在静止位置、插入位置和撤回位置之间弯曲。在插入位置,如图7A所示,支柱3被配置为沿着内窥镜的轴线向近端方向弯曲。这导致易于将内窥镜插入体内的流线型轮廓。一旦插入体腔并被引导到感兴趣的区域,可缓慢地撤回内窥镜以使感兴趣的区域可视化。当内窥镜被取出时,支柱3可接合体腔并弯曲离开内窥镜的轴线。当内窥镜进一步取出时,支柱3可弯曲直到支柱3的末端指向远端方向,如图8所示。这是撤回位置。当不使用时,内窥镜末端组件17可呈现如图1所示的静止位置,在该位置,支柱3被偏置以从内窥镜的轴线展开。支柱3在静止位置的自然向外偏置可有助于体腔内的插入和撤回位置之间的转换。

[0076] 在一些实施例中,当内窥镜末端组件17处于静止位置时,总支柱跨度可在约30mm

至约70mm的范围内。当内窥镜末端组件17处于插入位置时,总支柱跨度可在约12mm至约18mm的范围内。上述支柱跨度范围可根据手术和患者而变化。例如,上消化道腔的平均直径可不同于下胃肠道或其他体腔的管腔的平均直径。另外,婴儿或青少年中相同体腔的平均直径可能与成人的平均直径不同。因此,支柱跨度可反映预期的应用,或甚至特定的患者,因为支柱跨度的适当尺寸将有助于与体腔的有效接合,而不对体腔施加不希望的量的压力。

[0077] 支架2支撑璞状部2以将璞状部2在折叠插入状态(类似于折叠伞形件的轮廓)与翻转、撤回状态(类似于内外翻转的伞的轮廓)之间转换。如前所述,璞状部2和支柱3协同工作以在处于撤回状态时产生与体腔的扩散的、高表面积的低压区域接触,其方式与球囊如何将压力施加于体腔相似。例如,参考图9A。与例如仅有支柱3的表面相反,接触体腔的内窥镜末端组件17的部分在由璞状部2和支柱3产生的更大的表面积上展开。由内窥镜末端组件17产生的图9A中的扩散接触区域类似于由配备有球囊的内窥镜产生的扩散接触区域。

[0078] 在一个实施例中,当处于静止位置时,相邻支柱3之间的璞状部2可能松弛,如图1所示,或如图2所示,相邻支柱3之间可能基本上没有松弛。璞状部2可具有打褶图案1,如图1所示,或者可具有非打褶图案,如图2所示。在打褶或非打褶实施例中,璞状部2可与支柱3的端部齐平延伸,如图1和图2所示,或者可延伸越过支柱3的端部。在一些实施例中,璞状部2可与支柱3齐平延伸,其中它连接支柱3的端部,但是在支柱3之间的区域中延伸超出支柱,反之亦然。

[0079] 在一个实施例中,可折叠伞形件的璞状部2和支柱3可由不同的材料形成。例如,璞状部2和支柱3可通过粘合剂彼此附接。在一些实施方案中,粘合剂可以是RTV(室温硫化)粘合剂。在另一个实施例中,璞状部2和支柱3可通过塑料焊接或射频焊接彼此附接。在进一步的实施例中,璞状部2和支柱3可被均匀模制。在一个实施例中,璞状部2的厚度可在约0.05mm至约0.2mm的范围内。

[0080] 在一些实施例中,间隙21可存在于璞状部2不会沿着支柱3向下延伸以与基座4相遇的实施例中。当内窥镜末端组件17处于撤回该位置时,当支柱3和璞状部2与内腔接合时,该间隙21可允许流体和气体通过。在一些实施例中,基座4与璞状部2的远端边缘之间的距离可在约1mm和约6mm之间。

[0081] 在一些实施例中,基座4可包括多个凹坑12。如前所述,凹坑12可有利于临床医生抓住内窥镜末端组件17,这可能有助于安装到内窥镜上和从内窥镜移除。但是,图1所示的凹坑12是示例性的。本公开预期任何有助于临床医生夹持内窥镜末端组件17的合适的设计或图案,诸如例如,脊、凹槽或基座4的外表面上的纹理光洁度或材料。

[0082] 璞状部2、支柱3、基座4或挤压肋11可由相同的材料或不同的材料制成。合适的材料包括热固性材料(例如橡胶或硅橡胶)、热塑性弹性体(例如,热塑性聚氨酯或山都平,或其他合适的生物相容性材料)。璞状部2还可由热塑性聚氨酯膜、任何合适的聚合物或任何合适的生物相容性材料制成。璞状部2、支柱3、基座4或挤压肋11中的一个或多个还可包括合适的涂层,例如润滑或抗菌涂层。

[0083] 现在参考图3和图4,其示出了根据本公开的另一个实施例的分别内窥镜末端组件17的远侧视图和近视图,为了清楚起见,没有绘出璞状部2。在这些视图中,可更清楚地看到示例性基座4的内表面。如图所示,支柱3在基座4的内表面处附接到基座4。支柱3从基座4的

内表面延伸到基座4的边缘上方,并从基座4向外扩张到其末端。支柱3可比基座4更柔性,在一些实施例中,支柱3可以是刚性的。将在下面进一步详细描述支柱3到基座4的附接。如前所述和本文更详细地示出的,挤压肋11可增加刚性内窥镜末端和内窥镜末端组件17之间的滑动摩擦。挤压肋11是示例性的;预期如上所述的用于增加滑动摩擦的其它方式,包括例如脊或纹理。

[0084] 在一些实施例中,支柱3可比基座4更柔性,基座4可以是刚性的。在一些实施例中,支柱可由硅树脂制成,并且基座4可由聚碳酸酯或聚砜制成。这些材料具有很大的刚性,具有医疗级,能够被注射成型,并且具有高的玻璃化转变温度,以允许在硅树脂过模制期间快速固化硅树脂支柱。

[0085] 挤压肋11(如果包括的话)可沿着支柱3延伸,在支柱3之间或两者之间。它们可与支柱3和/或基座4分离,或者可形成一个或另一个或者两者的一部分,例如,在所有三个都由一种材料形成的情况下。进一步地,如图4所示,挤压肋11可沿着支柱11的表面延伸,支柱11的基座附接到基座4的内表面并从基座4的内表面突出。在这样的实施例中,挤压肋11可形成漏斗以便更容易地与镜末端接合。在一些实施例中,挤压肋11可由与基座4和/或支柱3相同的材料制成。在其他实施例中,挤压肋11由与挤压肋11和/或支柱3不同的材料制成。

[0086] 现在参考图5,图5示出了通用内窥镜装置10。内窥镜控制部分6可包括旋钮和刻度盘,临床医生用来通过可弯曲部分7的受控弯曲在患者体内引导末端9,该末端在插入管5的远侧区域。插入管5是当内窥镜10插入患者体内时弯曲的长而柔软的管。弯曲部分7由临床医生远程控制,并弯曲以引导内腔的转弯。内窥镜10的最远端部分的刚性末端9容纳例如摄像头面8。刚性末端9是本公开的内窥镜末端组件17可固定的位置。本公开的内窥镜末端组件17可不延伸到可弯曲部分7上,因为延伸到所述部分上可能会干扰临床医生控制部分7的弯曲的能力或可能损害弯曲部分7,如上所述。

[0087] 现在参考图6,示出了根据本公开的实施例的以静止状态安装在内窥镜10上的内窥镜末端组件17。在本实施例中,基座4的远端边缘与内窥镜7的摄像头面8齐平。该位置有助于确保内窥镜末端组件17仅位于环9上,并且可不干扰内窥镜10的可弯曲部分7的操作,尽管在一些实施例中,基座4可从内窥镜的面略微回退。在一些实施例中,在静止状态下,支柱3和内窥镜7的纵向轴线之间的角度可在约45°至约90°之间。

[0088] 现在参考图7A,示出了在插入状态下的安装在内窥镜10上的内窥镜末端组件。在一些实施例中,支柱3和内窥镜10的纵向轴线之间的角度可在约0°至约45°之间。支柱3和璞状部2在插入过程中折叠到该位置是有利的,以便实现更小的整体直径以方便插入。如下所述,将支柱3和璞状部2弯曲到插入位置的力可小于将支柱3和璞状部2弯曲到撤回位置所需的力。每个支柱3的厚度的仅一部分可能需要弯曲以使支柱从静止位置转移到插入位置。该厚度可在约0.5mm至约1mm的范围内。另一方面,每个支柱3更多的厚度或每个支柱3的全部厚度可能需要弯曲以将支柱3反转到撤回位置。该厚度可在约1mm至约3mm的范围内。

[0089] 现在参考图7B,示出了在撤回位置中安装在内窥镜10上的内窥镜末端组件。当内窥镜末端组件17处于这样一个位置时,支架3之间的璞状部2可能松弛,这导致璞状部2的打褶或隆起,类似于处于关闭位置的伞形件的打褶和隆起,如图7B所示。在另一个实施例中,可预先形成打褶,使得当璞状部中不松弛时也存在打褶。现在参考图8,示出了处于撤回状

态的安装在内窥镜10上的内窥镜末端组件17。在一些实施例中，支柱3和内窥镜7的纵向轴线之间的角度在撤回状态下可为约50°至约180°之间，沿着从支柱3的末端延伸到与基座4相遇的直线测量。在该位置上由支柱3和璞状部2产生的内外翻转的伞形状的直径可在约20mm至约30mm的范围内。

[0090] 内窥镜末端组件17通过从如图7A所示的插入位置(类似于封闭的伞的形状)由内向外翻转而在内窥镜撤回时呈现该位置。当内窥镜10最初被撤回时，支柱3可接合体腔，并且这种与撤回相结合的接合使得支柱3偏离内窥镜向外弯曲并且进入撤回状态。内窥镜末端组件17的内外翻转的伞形状可接触内腔并轻轻地向内腔施加向外的压力，从而通过与更多扩散区域的较大表面区域接触而导致与内腔较少的创伤性接触，而不是支柱3的末端的离散接触点。使用内窥镜末端组件17实现的接触可类似于使用配备有球囊的内窥镜的球囊可实现的接触类型。

[0091] 现在参考图9A，示出了在撤回状态下安装在结肠内的内窥镜末端9(遮蔽而不可见)上的内窥镜末端组件17。类似于配备球囊的内窥镜，内外翻转的伞形状可能导致与结肠壁的较小的创伤性接触，因为向外的力均匀地分布在璞状部2的周边周围。如图9A所示，在撤回位置中，内窥镜末端组件17向结肠施加温柔的压力，将结肠褶皱保持在更开放的配置中，这可改善可视化。以这种方式，该形状可通过平坦化结肠褶皱来帮助临床医生的可视化最大化，从而揭示以其他方式可能被这些褶皱遮蔽的表面。这种形状还有助于稳定内窥镜末端8，使得临床医生可目视检查结肠的内部或更容易地执行手术。另外，通过在内窥镜的所有侧面上均匀地向外扩展，支柱3和璞状部2可将内窥镜居中在内腔的中心区域中，有助于至少部分地抵消重力并抵消在撤回期间内窥镜末端沿着结肠壁下落、或者沿着结肠壁拖动的倾向。

[0092] 现在参考图9B，示出了在结肠16内部安装在内窥镜上的内窥镜末端球囊。参考图9B中的球囊和结肠壁之间的扩散接触区域与图9A中的内窥镜末端组件17实现的扩散接触区域的相似性。但是，图9B中的活动球囊需要附加的装置来充气和控制球囊，而图9A中的被动内窥镜末端组件17不需要这种附加的装置或控制。此外，被动内窥镜末端组件19位于内窥镜的远端的右侧，而从内窥镜末端到活动球囊的轴向距离大得多，潜在地减少了褶皱开口对改进后的褶皱后面视图的影响。

[0093] 现在参考图10，示出了根据本公开的实施例的在插入状态中的内窥镜末端组件17，为了清楚起见，省略了璞状部2。图10的实施例描绘了多个夹持窗口19。基座4可包括任何合适数量的夹持窗口19。例如，基座4可包括零、二、四、六、八、十、十二个或更多个夹持窗口。在一些实施例中，夹持窗口19可在临床医生安装和拆卸内窥镜末端组件17时向其提供夹持辅助。夹持窗口19可位于基座4上的任何位置，并且可由与基座4相同或不同的材料制成。

[0094] 现在参考图11，示出了根据本公开的实施例的出于支柱3以及其撤回的状态折叠的位置的内窥镜末端组件17，为了清楚起见，省略了璞状部2。在一些实施例中，当沿着内窥镜的纵向轴线观察时，内窥镜末端组件17当在撤回期间安装在内窥镜上时能够呈现尽可能小的外径可能是有利的。最小的外径可通过支柱3向内窥镜的远端折叠并且可能穿过内窥镜的远端而实现。这种配置可帮助防止创伤性接触，例如在体腔的更狭窄的区域中，例如在最终将内窥镜从肛门移除时。因此，在一些实施例中，支柱可能能够在远侧方向上弯曲到基

本上与内窥镜的轴线平行的位置。

[0095] 如图10所示,支柱3呈现插入位置所需的力小于支柱3呈现撤回位置所需的力,如图8和图11所示。在一个实施例中,如图10所示,支柱3弯曲进入插入位置所需的力可在约0.31b至约0.41b的范围内。在另一个实施例中,支柱3呈现撤回位置所需的力,如图11所示,可在约2.61b至约3.01b的范围内。支柱3的撤回刚度与插入刚度的比可在约5至约8的范围内。

[0096] 要求小的插入力将支柱3弯曲成插入位置可能有助于防止手术过程中的粘膜损伤。在插入期间,内窥镜末端被引导到感兴趣的区域,因此目标是实现具有较小直径的流线轮廓以便于引导。因此,内窥镜末端组件17被配置为基本上平行于内窥镜的轴线,并且不旨在向结肠施加向外的压力以在插入位置放大结肠。相比之下,在撤回期间,内窥镜末端组件17远离内窥镜的轴线延伸以向结肠施加压力以扩大结肠并有助于可视化。因此,在撤回位置,当撤回内窥镜时,支柱3必须能够抵抗撤回内窥镜的力和由体腔施加的摩擦力。尽管撤回位置的一些柔性可能是期望的,以防止在手术期间对粘膜的创伤。如果在撤回位置太柔性,则支柱3可完全向远侧弯曲,如图10所示,其将不能打开结肠,可能阻碍临床医生的视力和/或可能不能将内窥镜末端稳定在结肠的中心。内窥镜末端组件17像内外翻转的伞一样从插入位置翻转到撤回位置可能需要较大的力的事实,可允许支柱3和璞状部2在撤回时保持伞状,因此有助于改善可视化和末端稳定性。在一些实施例中,插入力比撤回力的小比例可能是期望的。

[0097] 现在参考图12,示出了根据本公开的实施例的在静止状态中的内窥镜末端组件17的一部分的放大侧视图,为了清楚起见,省略了璞状部2。主动止动件13可在撤回时辅助支柱3保持位置和形状。如前所述,主动止动件13可帮助支柱3和璞状部2在撤回时保持内外翻转的伞形状。

[0098] 现在参考图13,示出了根据本公开的实施例的处于静止状态的内窥镜末端组件的特写远视图,为了清楚起见,省略了璞状部2。如前所述,挤压肋11可包括在基座4的内表面上,并且它们可有助于增加基座4和内窥镜之间的滑动摩擦量,这可防止在手术期间内窥镜末端组件17从内窥镜滑落。

[0099] 现在参考图14,示出了根据本公开的实施例的示例性支柱3的侧视图。支柱3能够以多种形状和厚度存在。在一些实施例中,沿着支柱3的长度的厚度可变化,如图14中的末端部分20所示。在一些实施例中,支柱3的宽度可变化,例如,如图14所示,末端部分20可比基座安装14窄。厚度和/或宽度上的这种差异可能导致柔性差异,从而导致弯曲不同区域支柱3所需的力的差异。可替代地,厚度和/或宽度可沿支柱3一致。

[0100] 在一些实施例中,支柱3的直部分的厚度可在约0.5mm至约3.0mm的范围内。在一些实施例中,支柱3的末端部分20的厚度可在约0.5mm至约1.0mm的范围内。在一些实施例中,支柱3的宽度可在约2mm至约5mm的范围内,并且支柱3可具有均匀的宽度或者沿其长度可变化。

[0101] 在一些实施例中,支柱3的末端部分20可向外成角度。在一个实施例中,支柱3的末端部分20的角度可在约110°至约160°的范围内。如果末端部分20是成角度的,则它可帮助支柱3在撤回时通过卡在内腔的表面上而与内腔接合。这种增加的接合可有助于支柱3和璞状部2像伞一样由内向外翻转,从而实现撤回状态。至少部分因为每个支柱末端的厚度相对

较薄并且每个支柱末端的刚性相对较低,所以内窥镜组件17在接合内腔时和当处于撤回状态时是柔软的和无创伤的。

[0102] 支柱3和璞状部2被配置为在撤回期间与周围的体腔接触,以努力稳定内窥镜的末端并改善可视化。另外,支柱3必须与体腔互相作用,以从插入位置转移到撤回位置。因此,支柱3的长度至少部分地由其将被插入其中的体腔的直径决定。在一些实施例中,从主动止动件13到最外端的支柱3的长度可在约10mm至约25mm的范围内。

[0103] 现在参考图15,示出了根据本公开的实施例的支柱3的侧视图。在该实施例中,支柱3包括一个或多个凹口15。凹口15可能引起支柱3的面向近侧的表面和面向远侧的表面之间的支柱3的刚度差异。例如,与没有凹口15的支柱3的表面相比,具有凹口15支柱3的表面可能需要更小的力以在自身上向内弯曲。在一些实施例中,支柱3的一个表面与另一个表面之间的该差异可允许支柱3在一个方向上优先于另一个方向弯曲。

[0104] 在一些实施例中,支柱3中可有一个或多个凹口15。在一些实施例中,凹口15可仅位于支柱3的直部分上。在其他实施例中,凹口可位于支柱3的直部分和成角度部分20。在其他实施例中,可没有凹口15,如图14所示。凹口15可具有任何合适的形状,例如狭缝、矩形、三角形、U形或横截面逐渐变细。在凹口表面上形成的间隙允许该表面自身折叠,并且凹口的形状可能因此影响支柱3的柔性。

[0105] 现在参考图16,示出了根据本发明的实施例的内窥镜末端组件17的远端的成角度的视图,其中在支柱3中具有凹口15,为了清楚起见,已经省略了璞状部2。图16示出了当在支柱3中存在凹口15时,支柱3呈现类似于没有凹口的支柱3的静止位置(如图3所示)。现在参考图17A,示出了根据本公开的说明性实施例的在处于静止状态的安装内窥镜10上的内窥镜末端组件17。轴套22和套筒锁23可协同工作,以防止内窥镜末端组件7从内窥镜脱离,并在撤回期间为支柱3提供支撑和刚性。套筒锁23可以是锥形的,使得远端的内径可稍微大于近端处的内径。在一个实施例中,套筒锁23的远端可具有从约13.8mm到约15.5mm的直径。在另一个实施例中,套筒锁23的近端可具有约12.8mm至约15.0mm的直径。像套筒锁23一样,轴套22也可以是锥形的,轴套22的近端的外径略大于远端的直径。在一个实施例中,远端的外径可在约13.3mm至约15.5mm的范围内。在另一个实施例中,近端的外径可在约13.8mm至约16mm的范围内。当支柱可能被迫向远侧方向上弯曲并按压在套筒锁23上时,轴套22和套筒锁23的锥形特性可有助于在撤回期间增加轴套22和刚性末端9之间的滑动摩擦力。锥形部分可接合,增加轴套22和刚性末端9之间的压力和摩擦力,这可防止内窥镜末端组件17从刚性末端9脱离。

[0106] 现在参考图17B,示出了根据本公开的实施例的安装在处于静止位置的内窥镜上的示例性内窥镜末端组件的局部截面图。该截面视图示出了套筒锁23的近端和远端之间的厚度差异,以及它如何与轴套22接触。在一个实施例中,轴套22和套筒锁23可由相同的材料制成。在另一个实施例中,轴套22和套筒锁23可由不同材料制成。套筒锁23的宽度可在约2mm至约10mm的范围内。

[0107] 现在参考图18A,示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件。在一个实施例中,可存在多个压力垫24。在一些实施例中,可具有约4个压力垫24至约12个压力垫24。撤回时,支柱3可按压并向压力垫24施加压力。当压力施加到压力垫24时,基座之4和内窥镜10的刚性末端9之间的滑动摩擦可能增加,因此可防止

内窥镜末端组件17在手术过程中脱落。

[0108] 现在参考图18B,示出了根据本发明的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件的局部截面图。该截面视图示出了套筒锁25、压力垫24和轴套30之间的接触。如前所述,在撤回期间,支柱3可压靠压力垫24并施加压力,压力垫24反过来可增加轴套30和内窥镜10的刚性末端9之间的压力。在一个实施例中,轴套30和套筒锁25可以是分开的部件。在另一个实施例中,轴套30和套筒锁25可以是一个部件。在一个实施例中,每个压力垫24的长度可在约2mm至约7mm的范围内。在另一个实施例中,每个压垫24的宽度可在约2mm至约5mm的范围内。在一个实施例中,轴套30和套筒锁25可由相同的材料制成。在另一个实施例中,轴套30和套筒锁25可由不同的材料制成。现在参考图19A,示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的示例性内窥镜末端组件的部分分解图。在一个实施例中,基座4可包含轴套27、套筒锁26和支柱支撑环28。这三个部件可协同工作以增加轴套27和内窥镜10的刚性末端9之间的滑动摩擦,以防止内窥镜末端组件17在手术中脱落,和/或提供刚性表面,支柱3在撤回期间可在该表面上推动。这种布置可提供的分离力大于将内窥镜末端组件17摩擦配合到内窥镜末端上所需的力。在一个实施例中,套筒锁26和轴套27之间的摩擦系数可小于轴套27和刚性末端9之间的摩擦系数。套筒锁26可包括肋11,其可用于在轴套27上施加附加的压力,从而增加轴套27和内窥镜10的刚性末端9之间的滑动摩擦。在一个实施例中,轴套27、套筒锁26和支柱支撑环28可由相同的材料制成。在另一个实施例中,轴套27、套筒锁26和支柱支撑环28可由不同的材料制成。挤压肋11具有如前所述的性质。

[0109] 套筒锁26的内径为锥形,朝向近端增加,锥角可在约0.5°至约2.5°的范围内。轴套27的外径也沿相同的方向逐渐变细,远端的直径小于近端的直径。轴套27的锥角可在约0.5°至约2.5°之间变化。在一个实施例中,套筒锁26的远端的内径可与轴套27的远端的外径相同。在另一个实施例中,套筒锁26的远端的内径可略小于轴套27的远端的外径。例如,在一个实施例中,对于成人结肠镜,套筒锁26的内径可为约14mm至约16mm。在另一个实施例中,轴套27的外径可为约14mm至约15.5mm。在一个实施例中,套筒锁26的宽度可与轴套27的宽度大致相同。在另一个实施例中,套筒锁26的宽度可不同于轴套27的宽度。在一个实施例中,套筒锁26的宽度可为约5mm至约10mm。在另一个实施例中,套筒锁26可具有从约0.4mm至约1.5mm的厚度。在另一个实施例中,轴套27可具有约0.3mm至约0.75mm的厚度。在一个实施例中,支柱支撑环28可具有约0.3mm至约1.0mm的范围的厚度。

[0110] 现在参考图20A和20B,示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的示例性内窥镜末端组件。在一个实施例中,基座4可包含远端帽29和轴套27。这两个部件可协同工作以增加轴套27和内窥镜10的刚性末端9之间的滑动摩擦,以防止内窥镜末端组件17在手术期间脱落,和/或提供刚性表面,支柱3在撤回期间可在该表面推动。进一步地,在延伸超过内窥镜10的端部时,远端帽29可有助于保持内腔,使得摄像头8具有无阻碍的视野。远端帽29的内径可与轴套27的外径大致相同。在另一个实施例中,远端帽29的内径可不同于轴套27的外径。在一个实施例中,远端帽29的内径可在约12mm至约17mm的范围内。在另一个实施例中,轴套27的外径可为约13mm至约15mm。在一个实施例中,诸如例如图20A,远端帽29的宽度可沿圆周方向一致,并且可在约2mm至约8mm的范围内。在另一个实施例中,诸如例如图20B中,远端帽的宽度可变化。在一些实施例中,远端帽29的宽度可沿着帽的圆周变化,其中宽度可在约2mm至约12mm的范围内。

[0111] 现在参考图21A,示出了根据本公开的实施例的处于插入位置的支柱的横截面视图。基座4永久地附着在支柱3上,如A所示,但是它不会在C上永久地附着支柱3。在插入过程中,沿近端方向弯曲支柱3所需的插入力 $f_{\text{插入}}$ ,与在撤回期间需要的力 $F_{\text{撤回}}$ 相比较低,因为尝试将支柱3保持在静止位置的阻力 $r_{\text{插入}}$ 是支柱3的厚度 $t_{\text{插入}}$ 的三次函数,并且该厚度是支柱3在撤回期间的厚度 $T_{\text{撤回}}$ 约30%至约60%。进一步地,当插入内窥镜末端组件17时,在主动止动件13和基座4之间的C处不接触。

[0112] 现在参考图21B,示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的支柱的横截面视图。在静止位置,在基座4和支柱3的主动止动件13之间存在接触C。

[0113] 现在参考图21C,示出了根据本公开的实施例的处于撤回位置的支柱的横截面视图。撤回时,在基座4和支柱3的主动止动件13之间的C处存在接触。进一步地,撤回期间的抗弯曲的阻力 $R_{\text{撤回}}$ 是撤回期间总支柱厚度 $T_{\text{撤回}}$ 的三次函数,其可能远大于插入时的阻力 $r_{\text{插入}}$ 。这种撤回阻力 $R_{\text{撤回}}$ 可能有助于在撤回时保持支柱3和璞状部2的倒置的伞状形状。

[0114] 现在参考图22,示出了根据本公开的一个实施例的打褶的璞状部不延伸到支柱的端部的示例性内窥镜末端组件。长度31表示支柱3的末端和璞状部2的边缘之间的距离。在一些实施例中,长度31可为0mm,如图1所示。在一些实施例中,长度31可在约0mm至约15mm的范围内。在其他实施例中,长度31可在约3mm至约10mm的范围内。则该长度31当大于0mm时可促进在手术过程中结肠内部的更好的可视化,因为可能有更少的璞状部2阻碍摄像头的视野。

[0115] 现在参考图23,示出了根据本公开的实施例的打褶璞状部不延伸到支柱的端部的示例性内窥镜末端组件。图23提供了图22所示实施例的替代视图,其中长度31是非零距离。

[0116] 现在参考图24,示出了根据本公开的实施例的安装在处于静止位置的内窥镜上的示例性内窥镜末端组件。长度31可为0mm,如图6所示,或者在一些实施例中,长度31可在约0mm至约15mm的范围内,如例如图24所示。在一些实施例中,璞状部2的径向长度可以是支柱的长度约25%至约100%的范围内。

[0117] 现在参考图25A,示出了根据本公开的实施例的处于静止位置的安装在内窥镜上的示例性内窥镜末端组件。长度31可为0mm,如例如图6所示,或者在一些实施例中,长度31可在约0mm至约15mm的范围内,如图24所示。在一个实施例中,基座4可包含远端帽29和轴套27。这两个部件可协同工作以帮助保持内腔,使得摄像头8具有无阻碍的视野。在一个实施例中,诸如例如图25A中,远端帽的宽度可沿着圆周一致,并且可在约2mm至约8mm的范围内。在另一个实施例中,诸如例如图25B中,远端帽29的宽度可沿帽的圆周变化,其中宽度可在约2mm至约12mm的范围内。

[0118] 在一些实施例中,提供了一种用于在内窥镜手术期间改进可视化的方法,其中,本公开的内窥镜末端组件在手术之前安装在内窥镜的远端上。

[0119] 在一些实施例中,提供了一种用于在内窥镜手术期间改善内窥镜稳定性的方法,其中,本公开的内窥镜末端组件在手术之前安装在内窥镜的远端上。

[0120] 在一些实施例中,提供了一种用于较少创伤性内窥镜手术的方法,其中,本发明的内窥镜末端组件在手术之前安装在内窥镜的远端上。

[0121] 尽管本文中参考用于特定应用的内窥镜附件的示例性实施例诸如,用于执行医疗手术,来描述本公开,但是应当理解,本文所述的实施例不限于此。例如,工业应用中通常使

用镜和类似器件,例如检查和/或修理机械。本公开的内窥镜附件也可与非医疗设置中的工业范围一起使用。本领域的技术人员以及接触本文提供的教导的人员将认识到所有的附加修改、应用、实施例和替代等同物均落在所公开的实施例的范围内。因此,所公开的实施例不被认为是受前述或以下描述的限制。

[0122] 本公开的许多特征和优点从详细描述中变得显而易见,并且因此所附权利要求旨在覆盖落入本公开的真实精神和范围内的本公开的所有这些特征和优点。进一步地,由于本领域的技术人员将容易想到许多修改和变化,所以不希望将本发明限于所示和所描述的精确结构和操作,而是所有合适的修改和等同物均落在本公开的范围内。

[0123] 此外,本领域技术人员将理解,本公开所基于的概念可容易地用作设计用于实现本公开的若干目的的其他结构、方法和系统的基础。因此,权利要求不被认为是受前述描述所限制的。

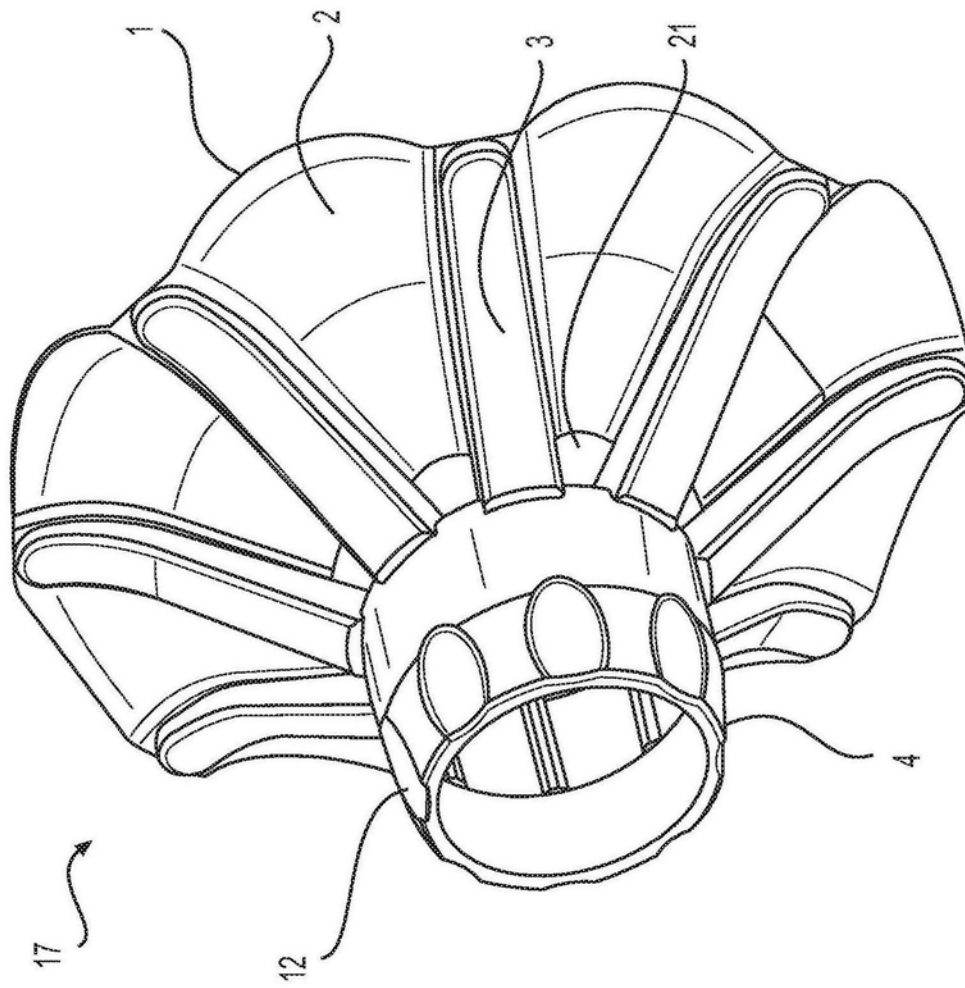


图1

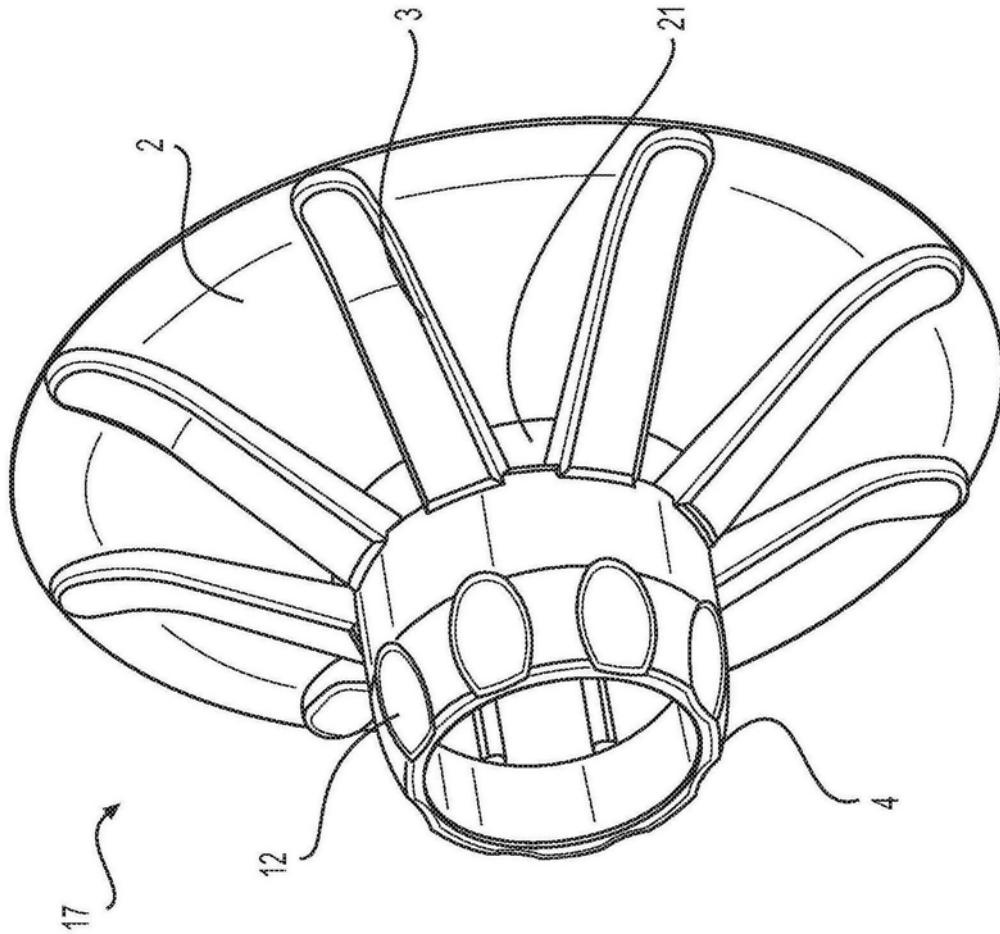


图2

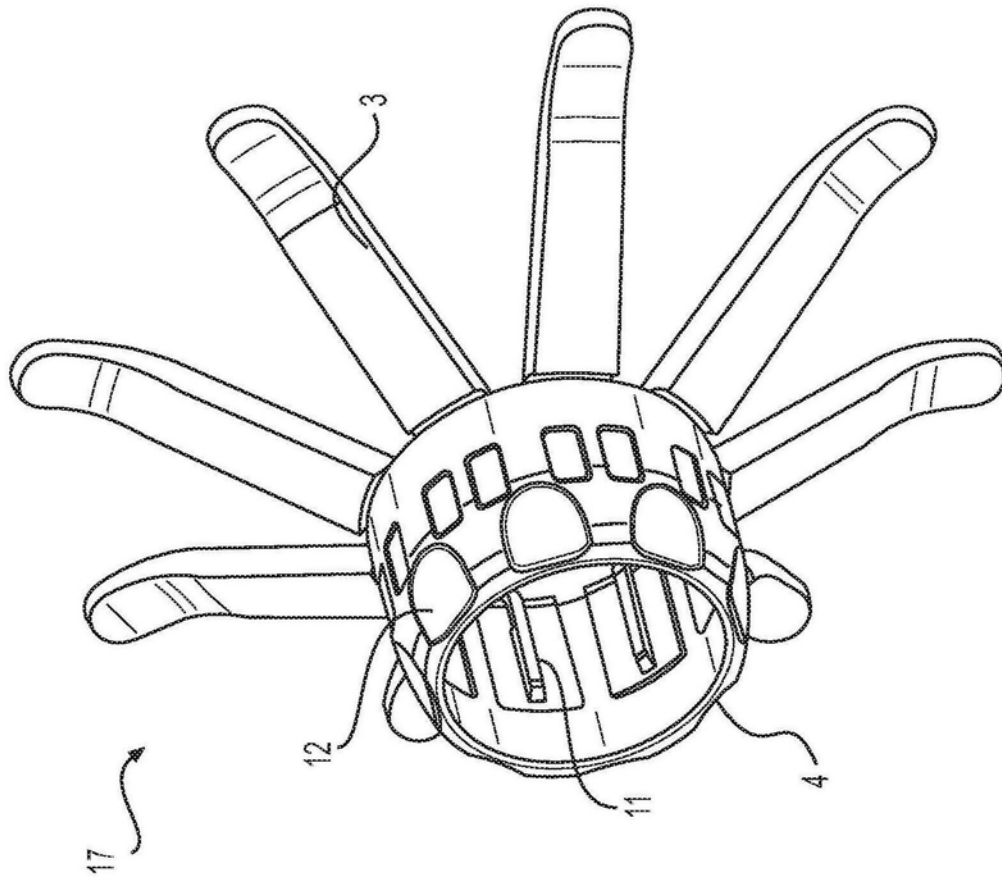


图3

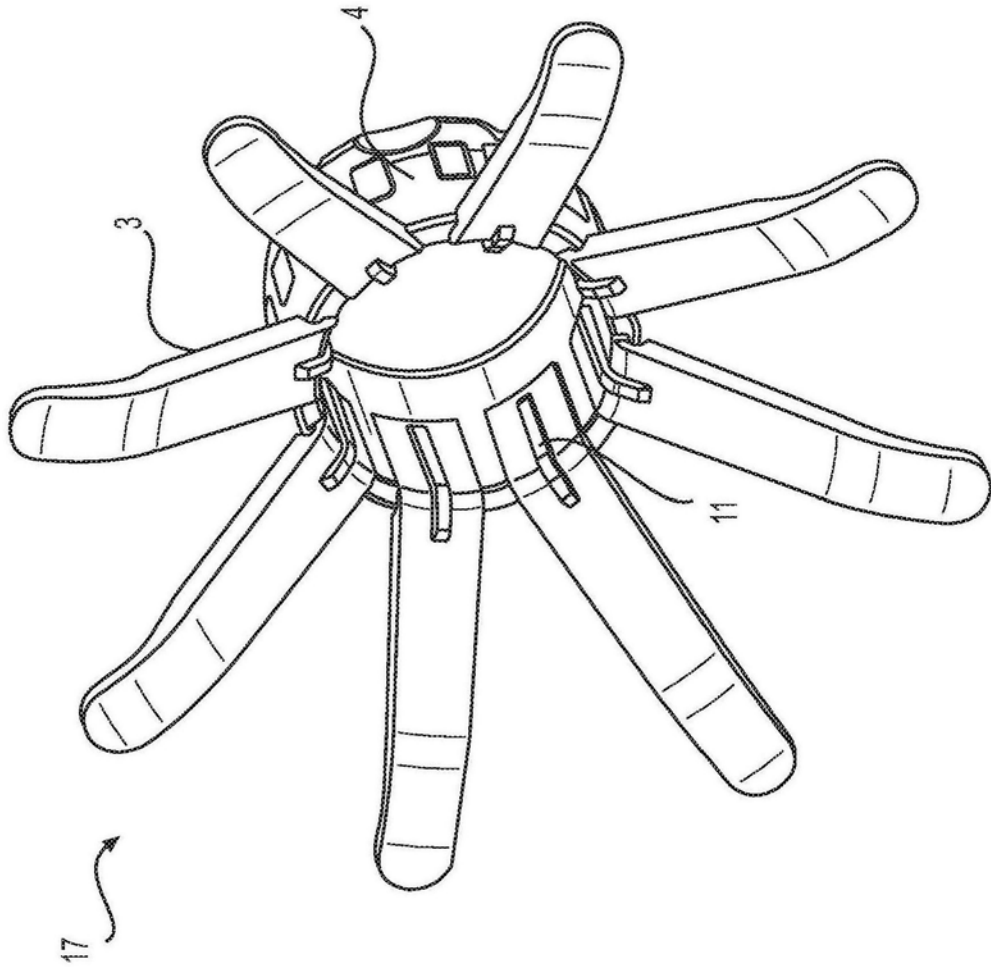


图4

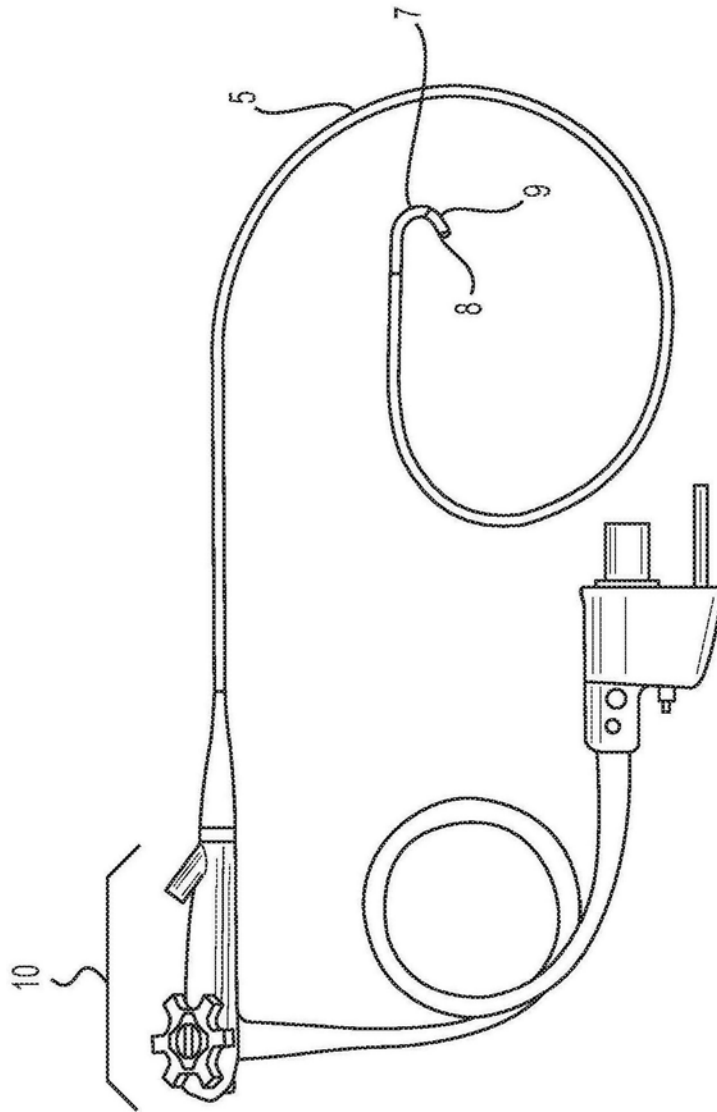


图5

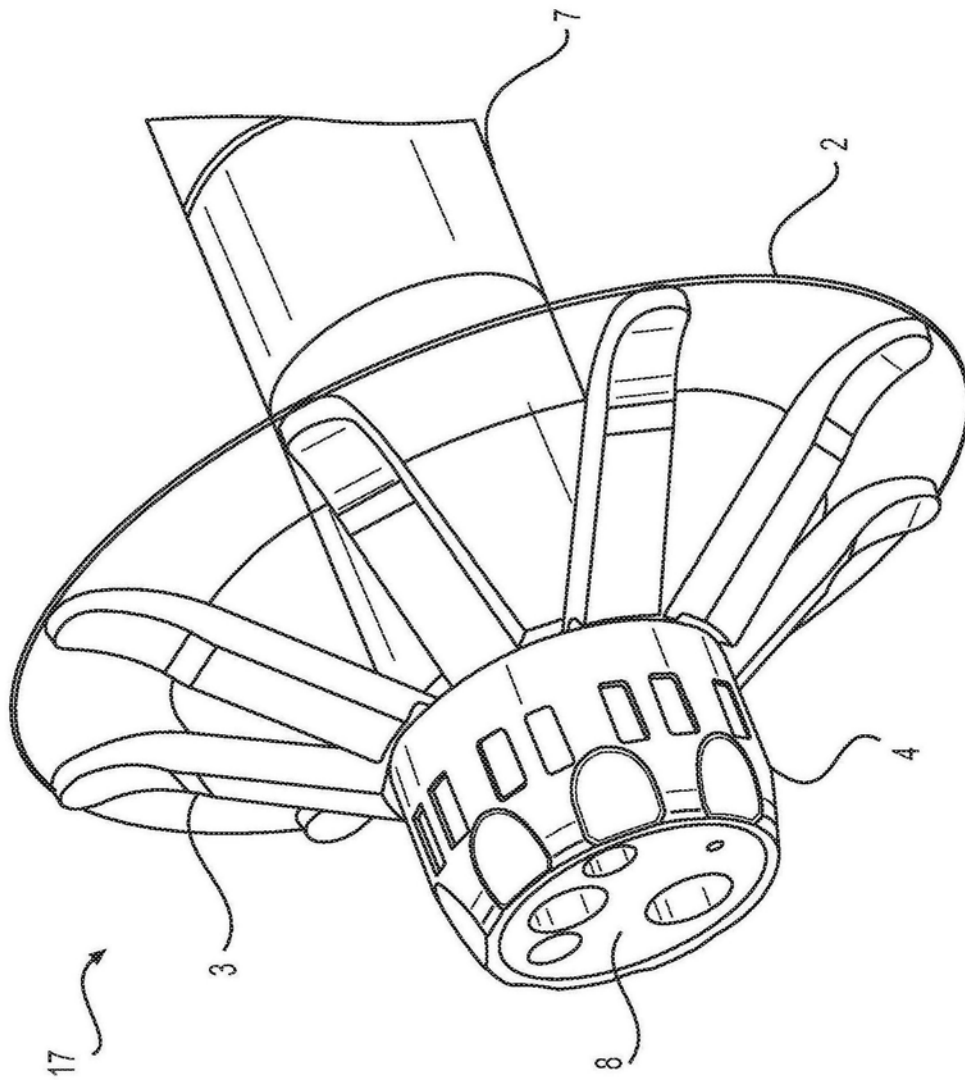


图6

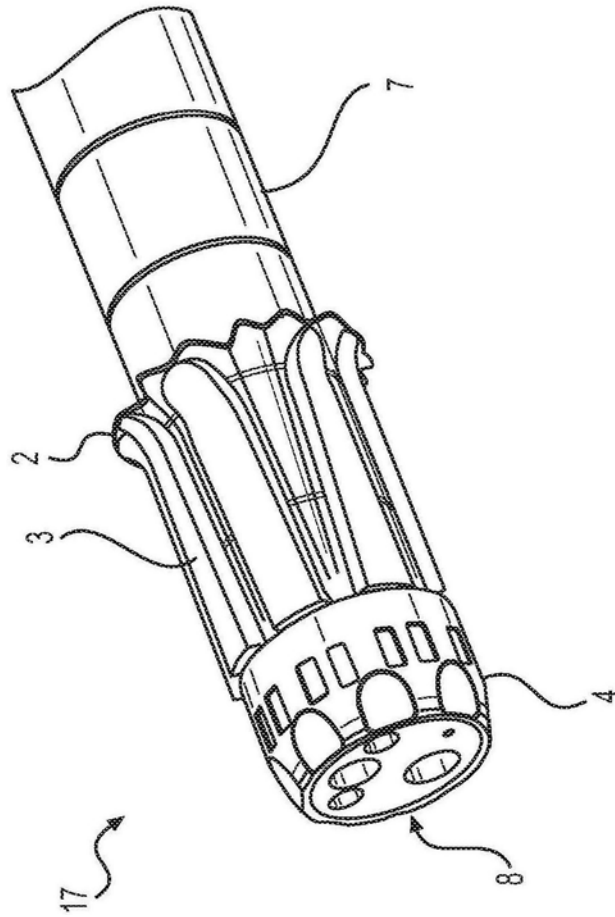


图7A

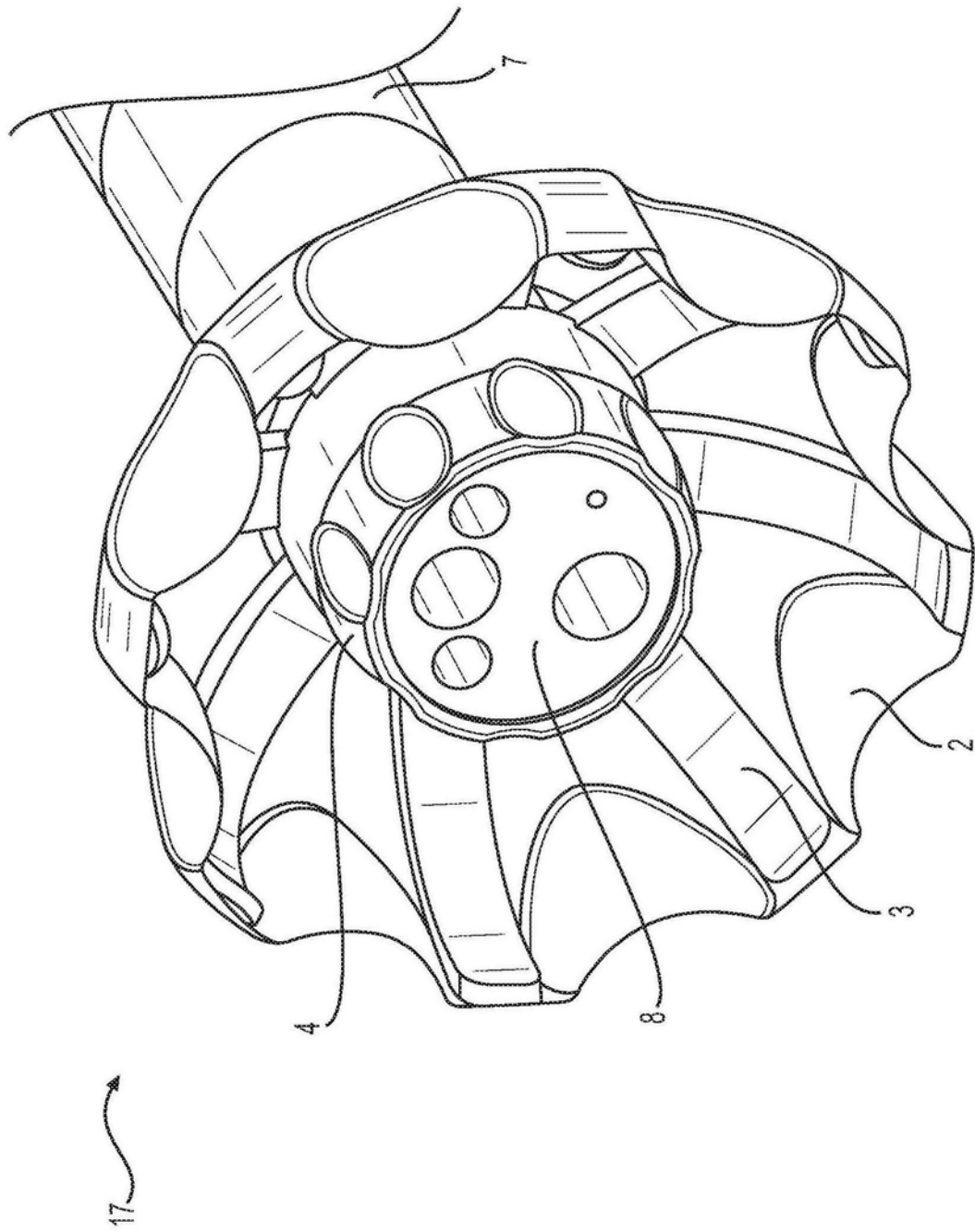


图7B

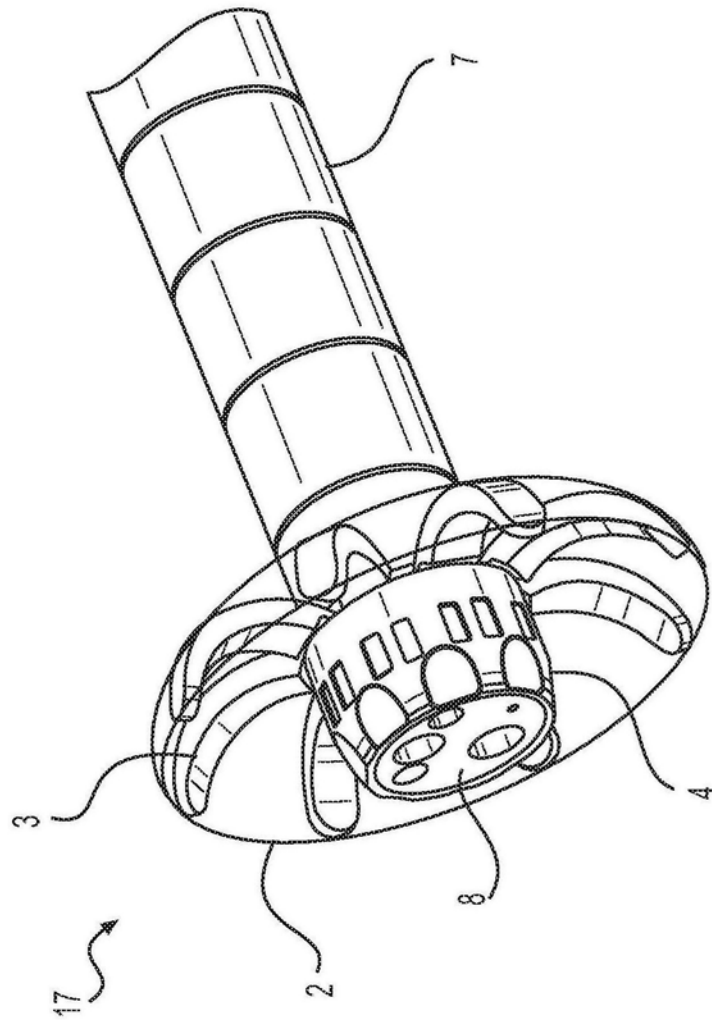


图8

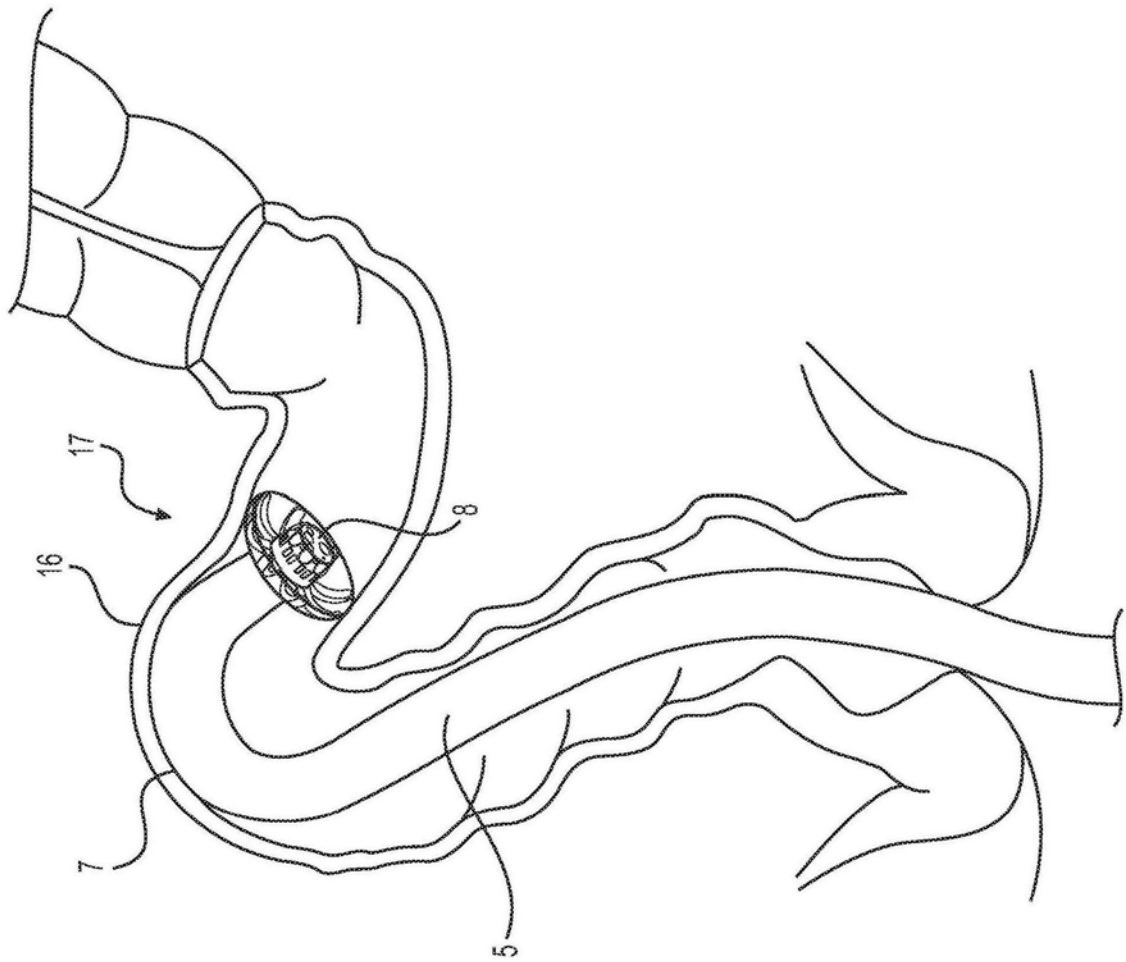


图9A

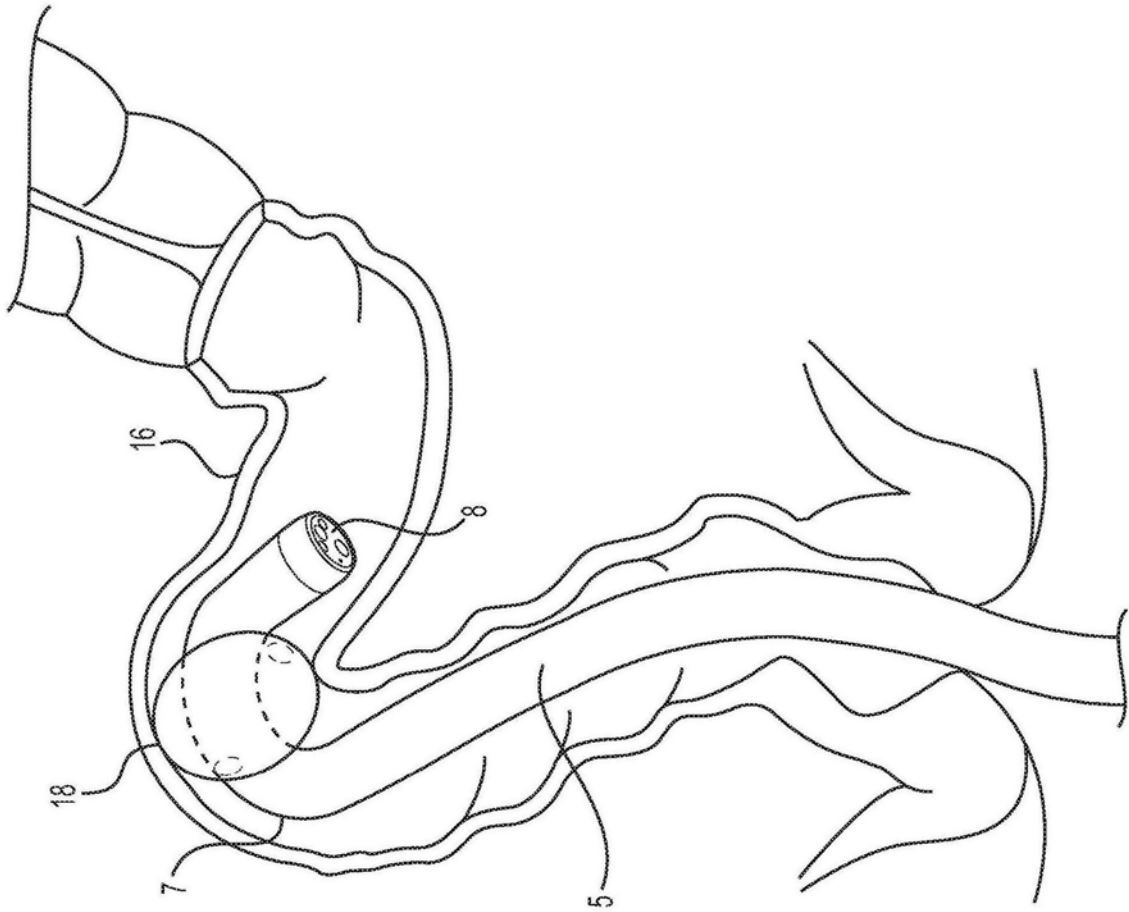


图9B

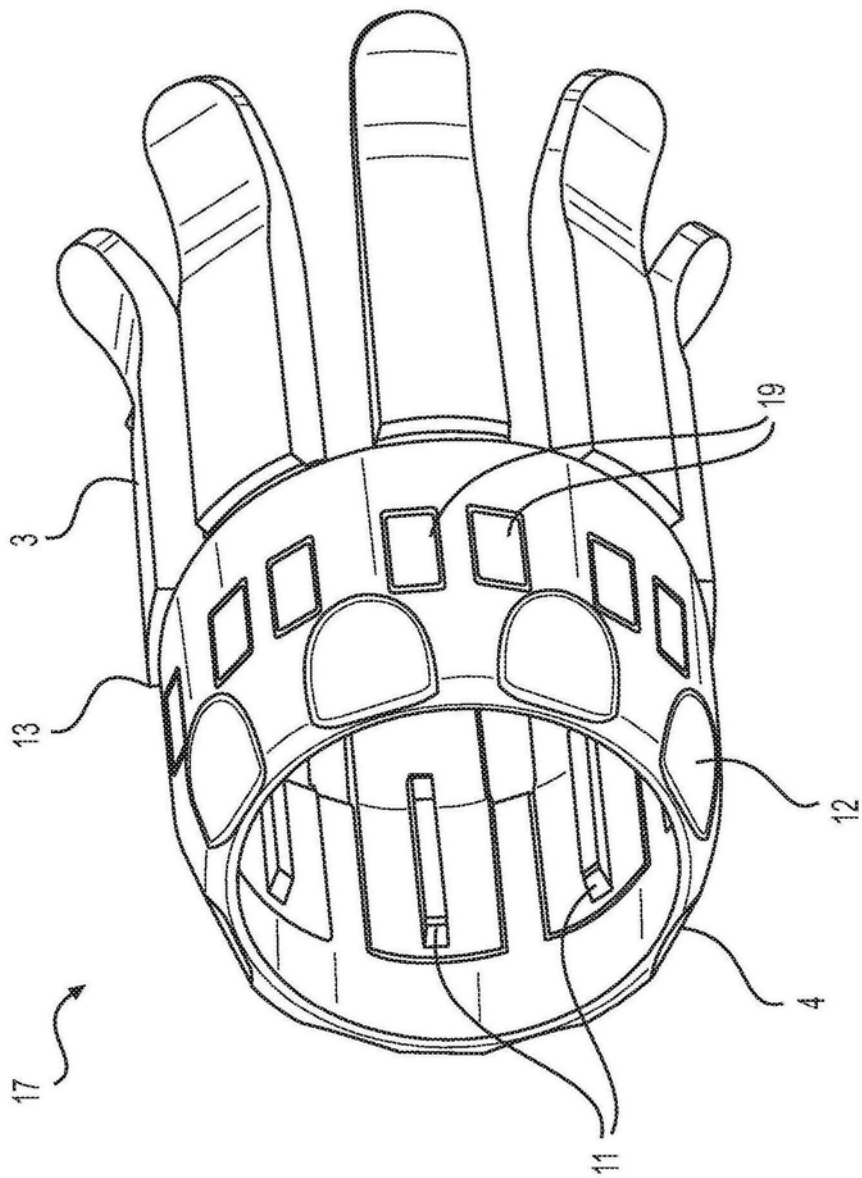


图10

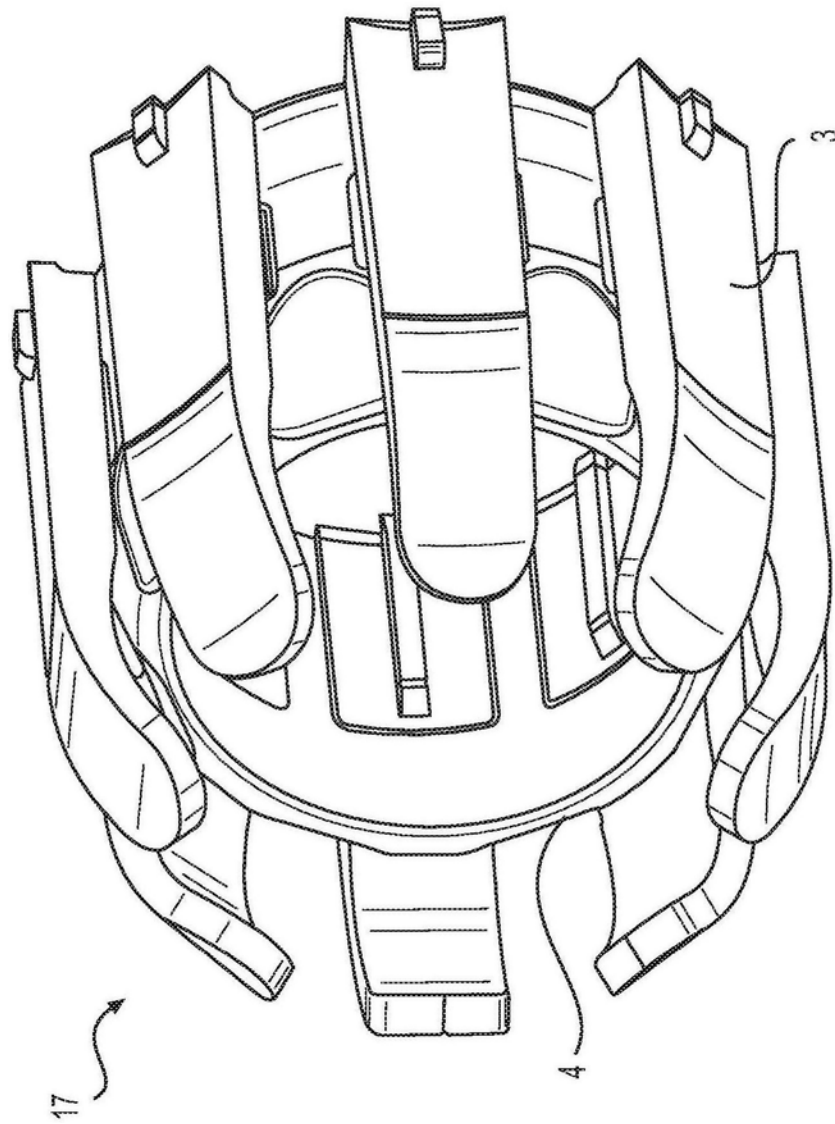


图11

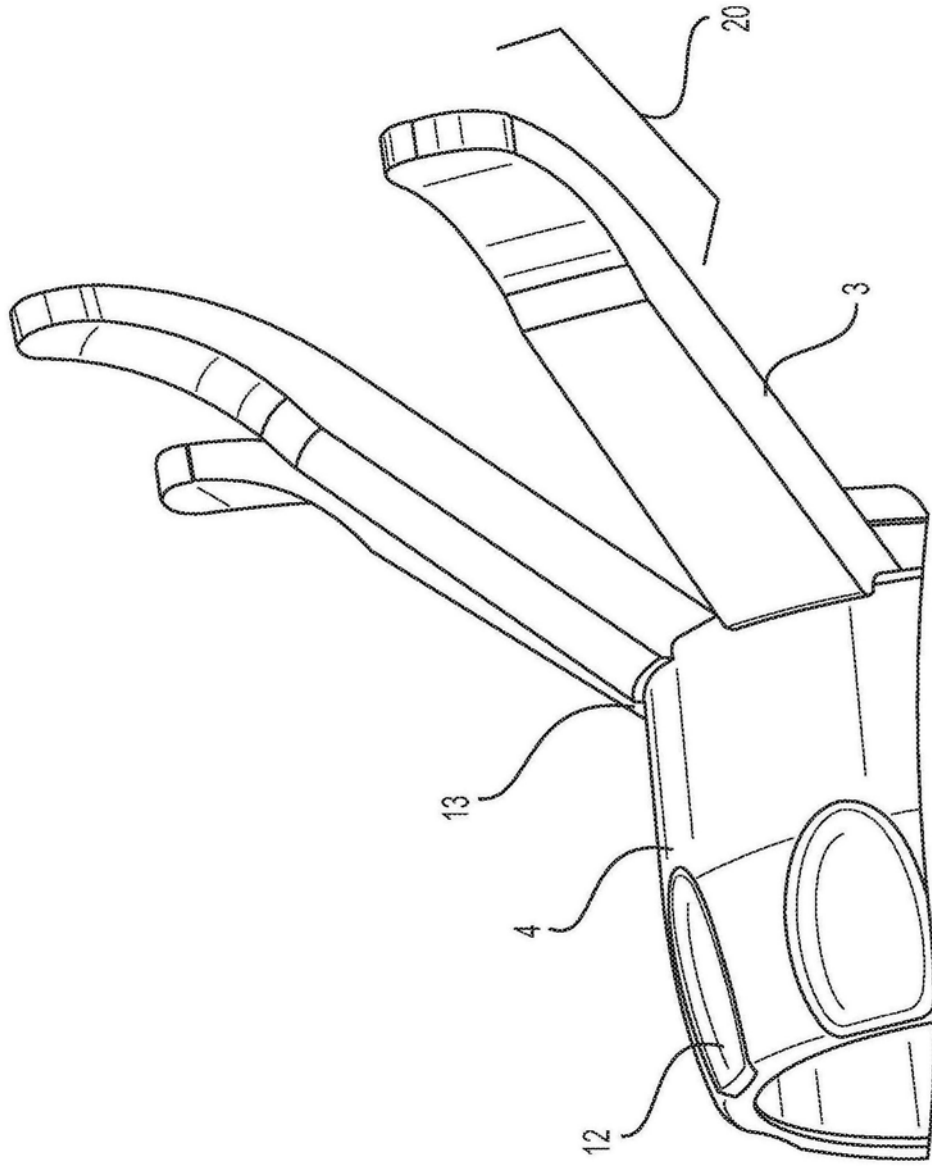


图12

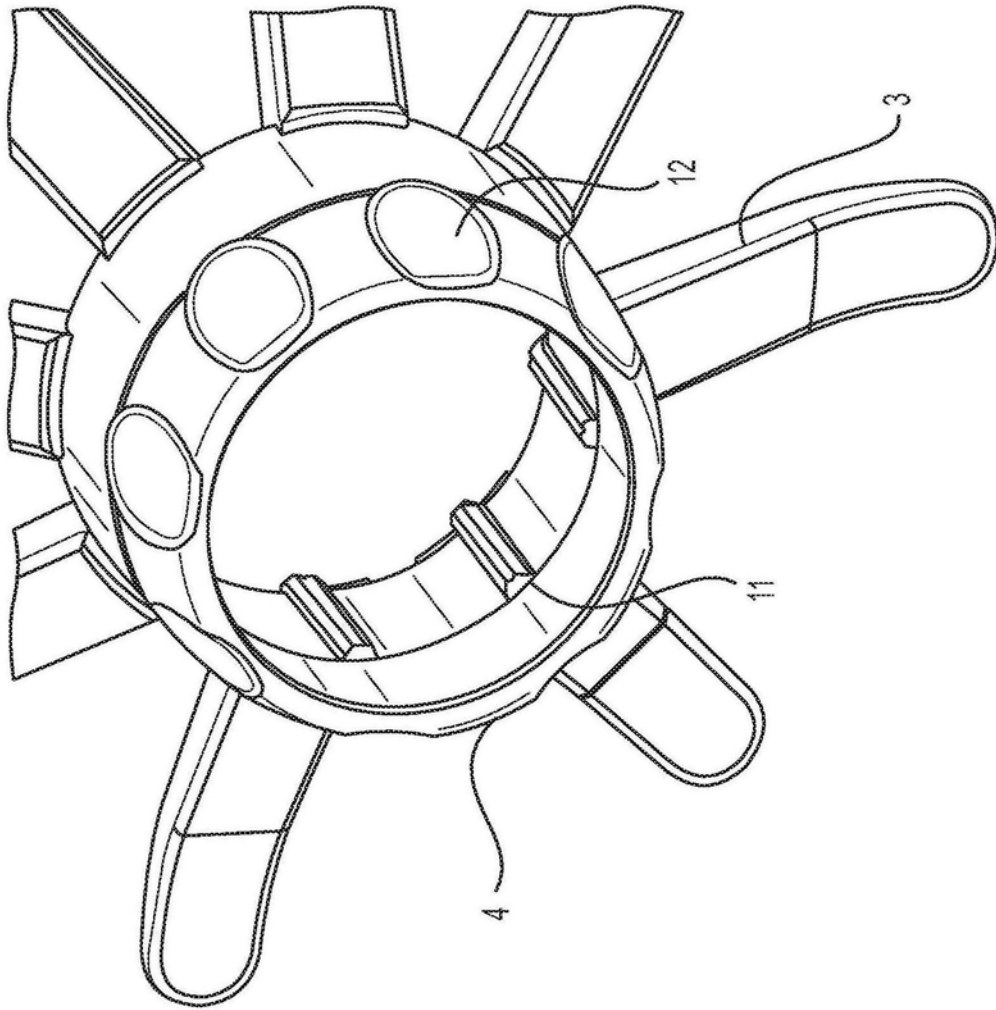


图13

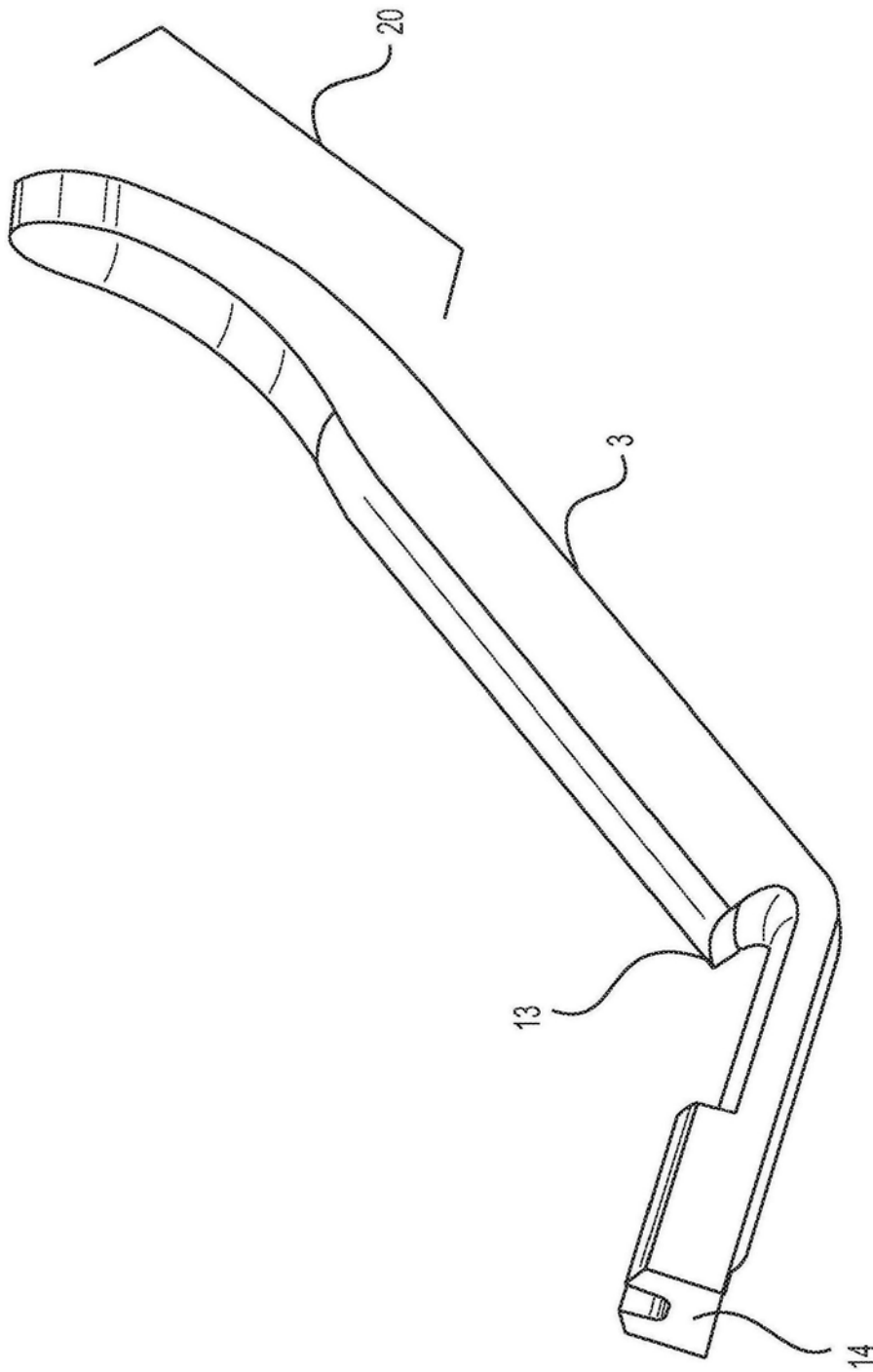


图14

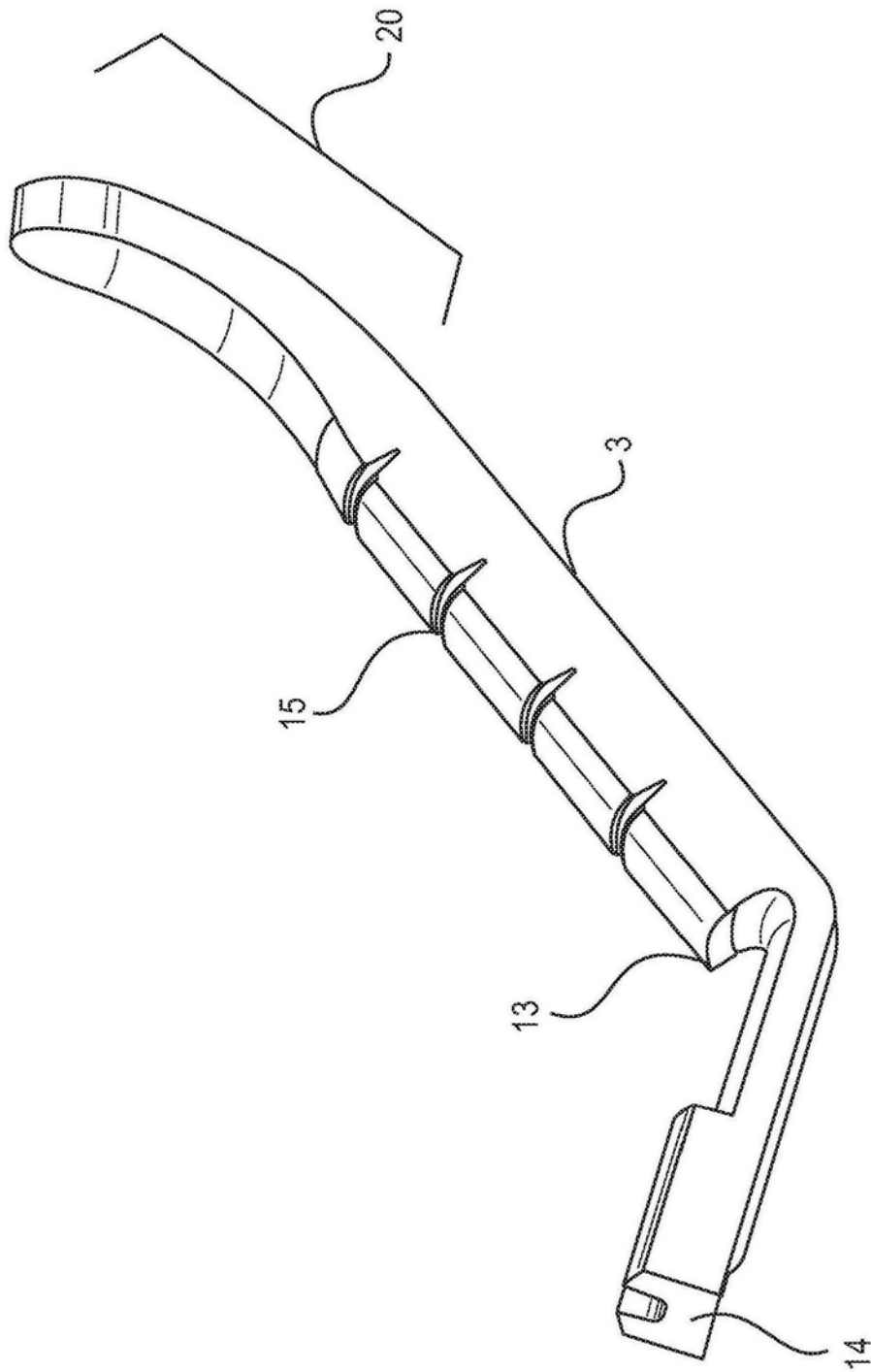


图15

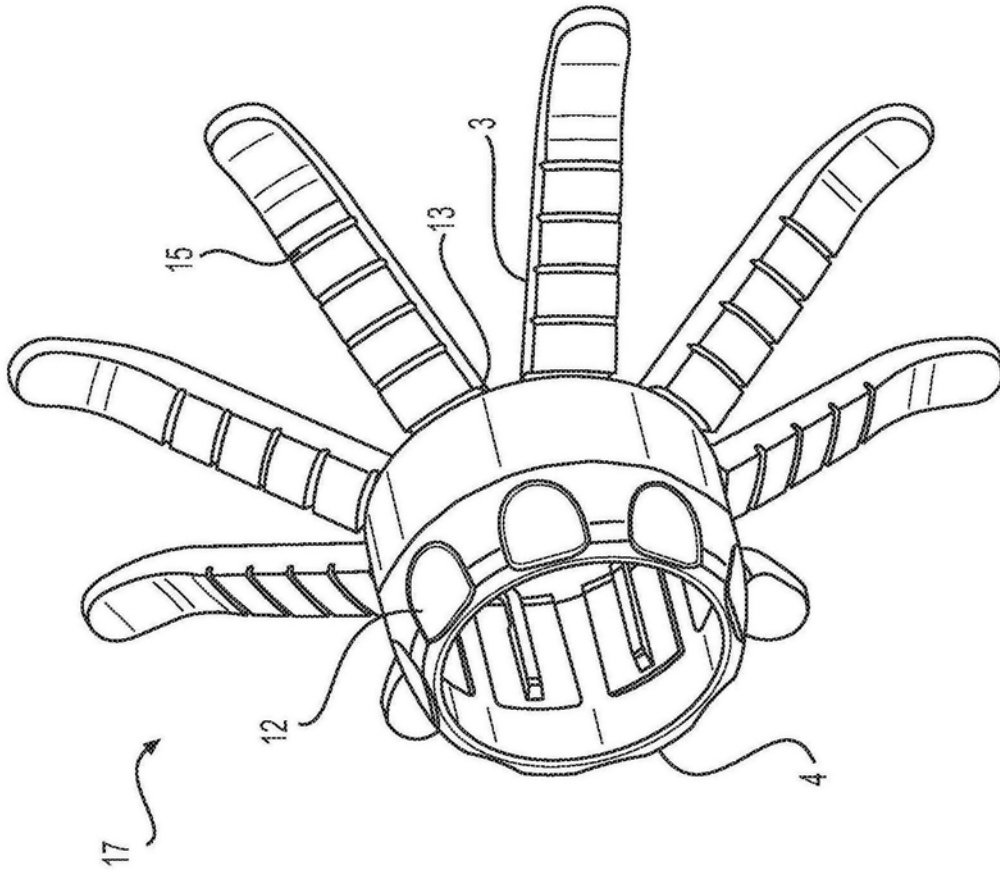


图16

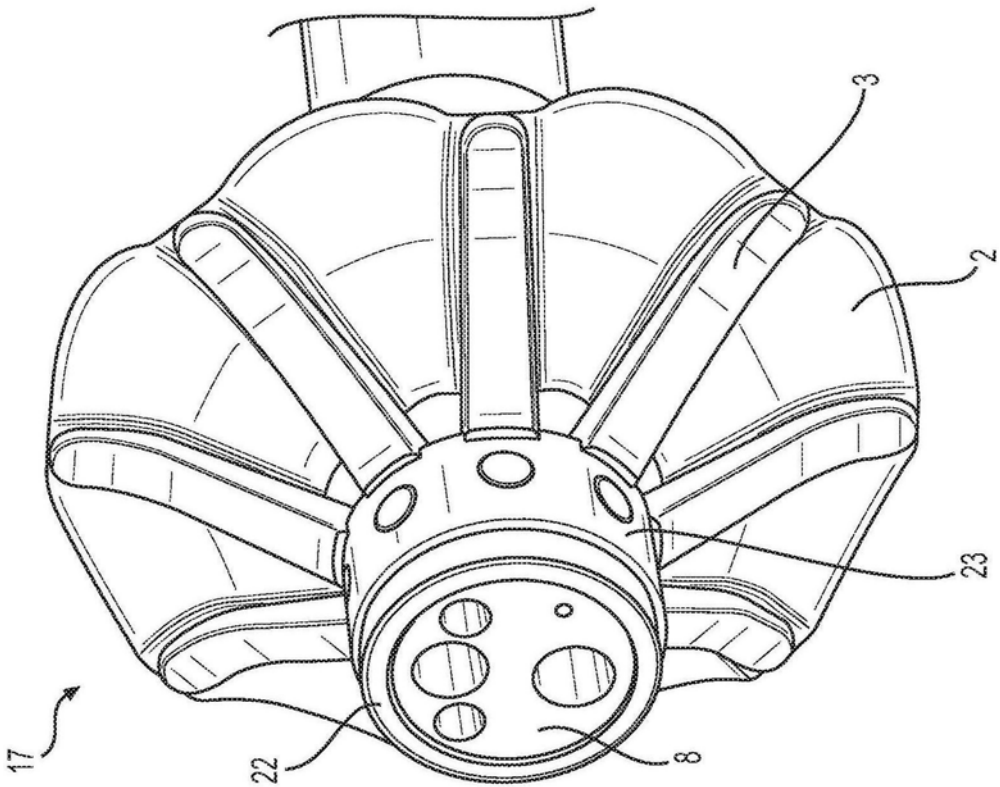


图17A

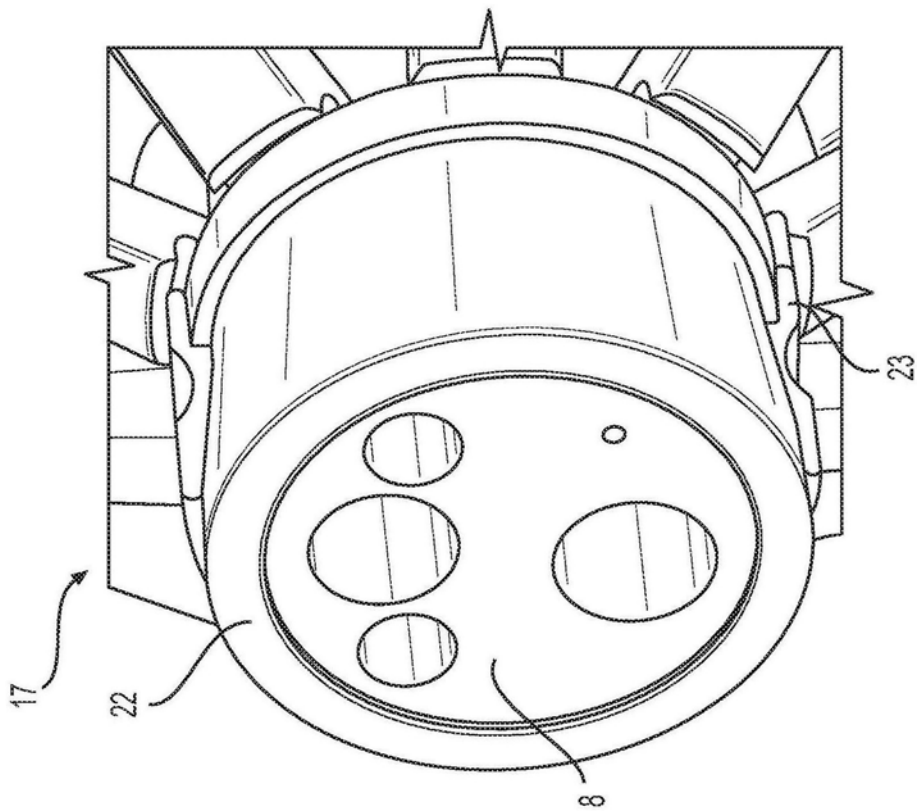


图17B

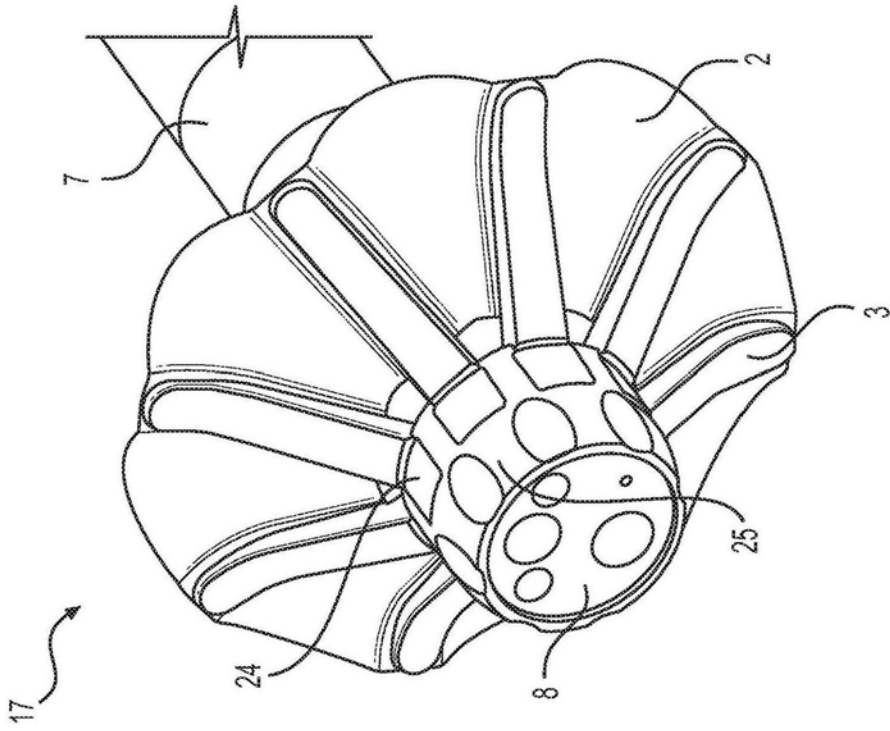


图18A

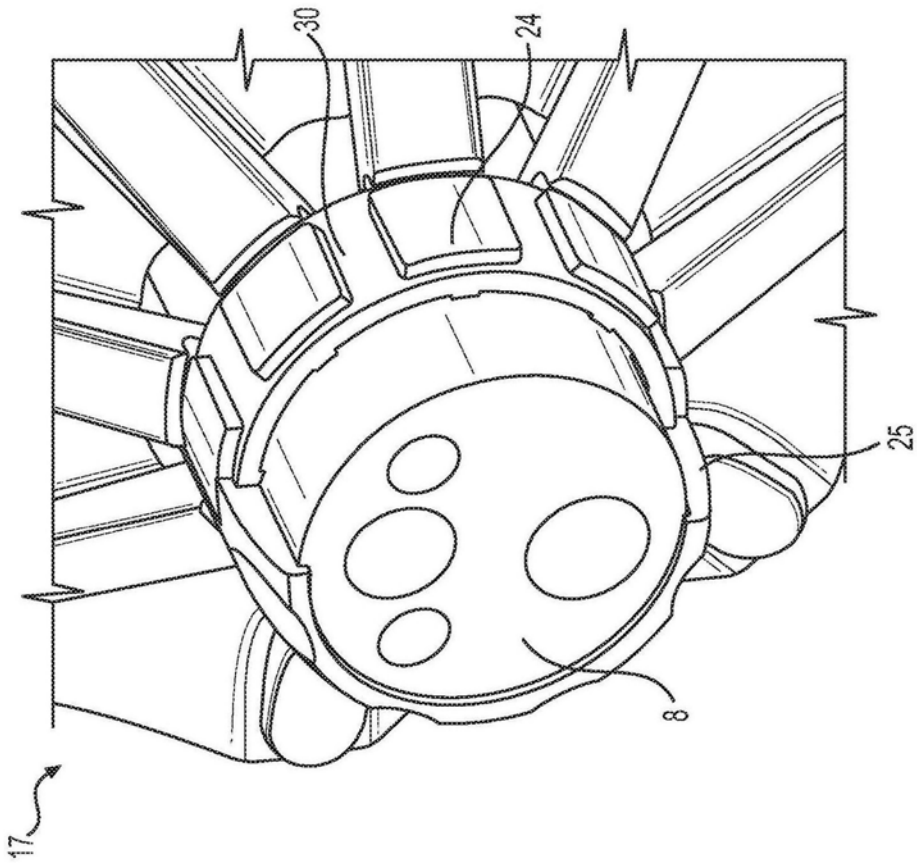


图18B

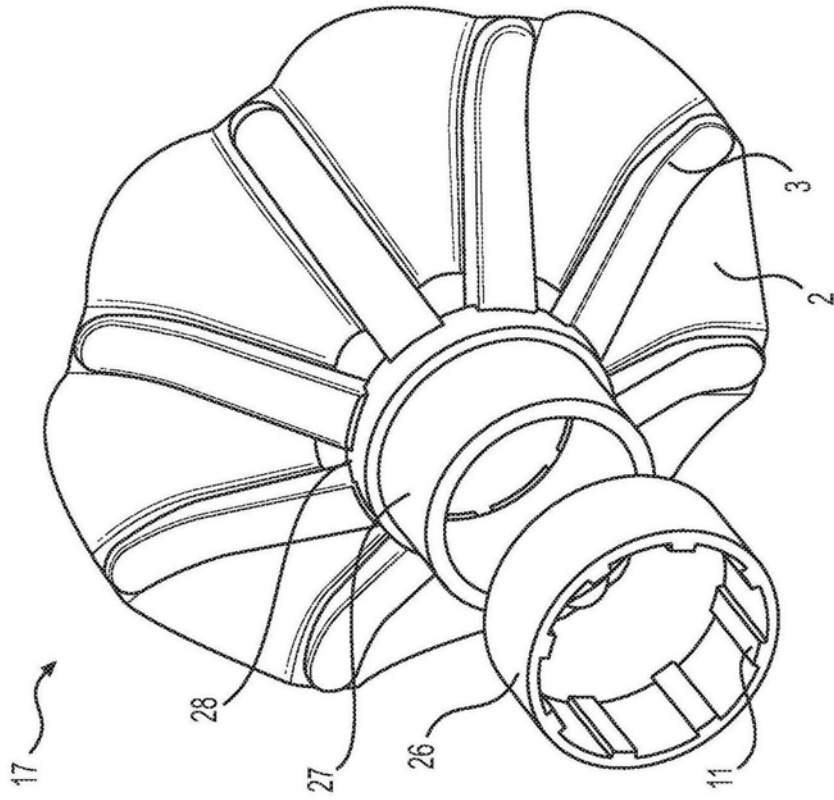


图19A

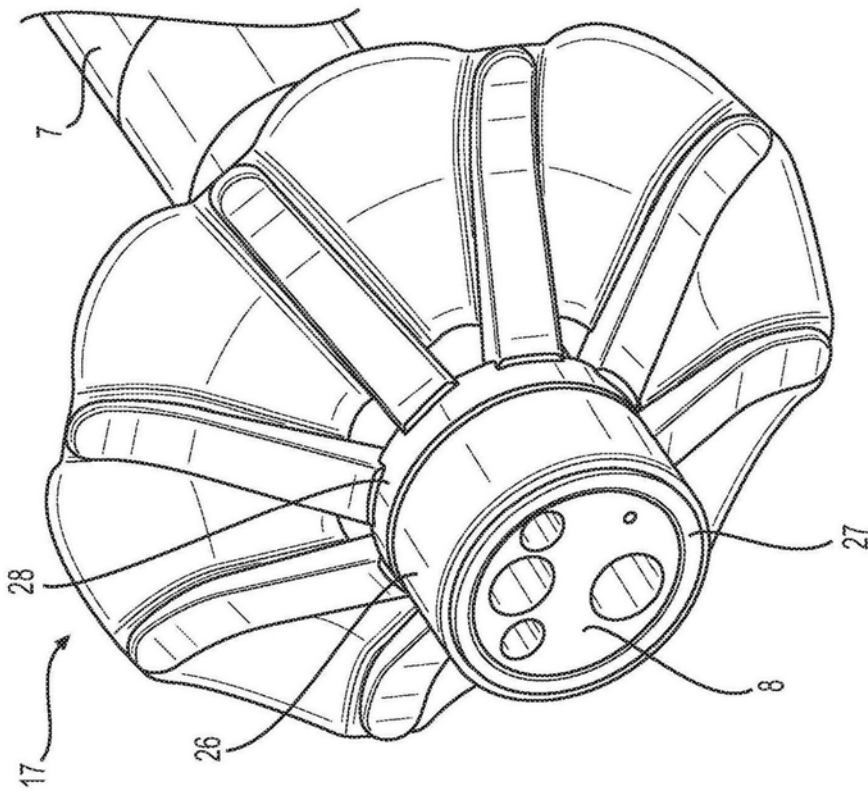


图19B

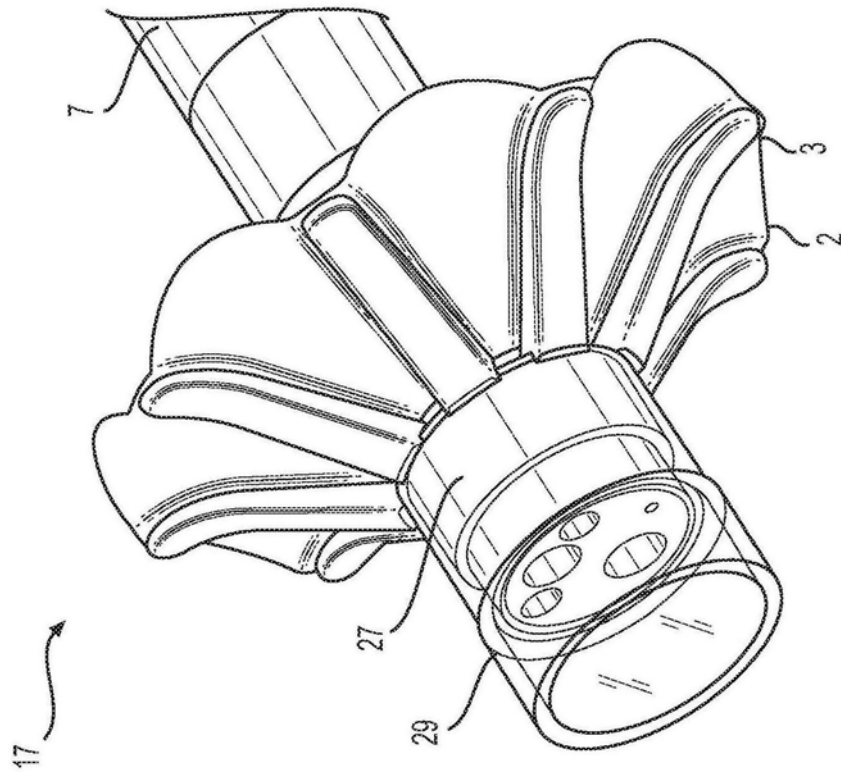


图20A

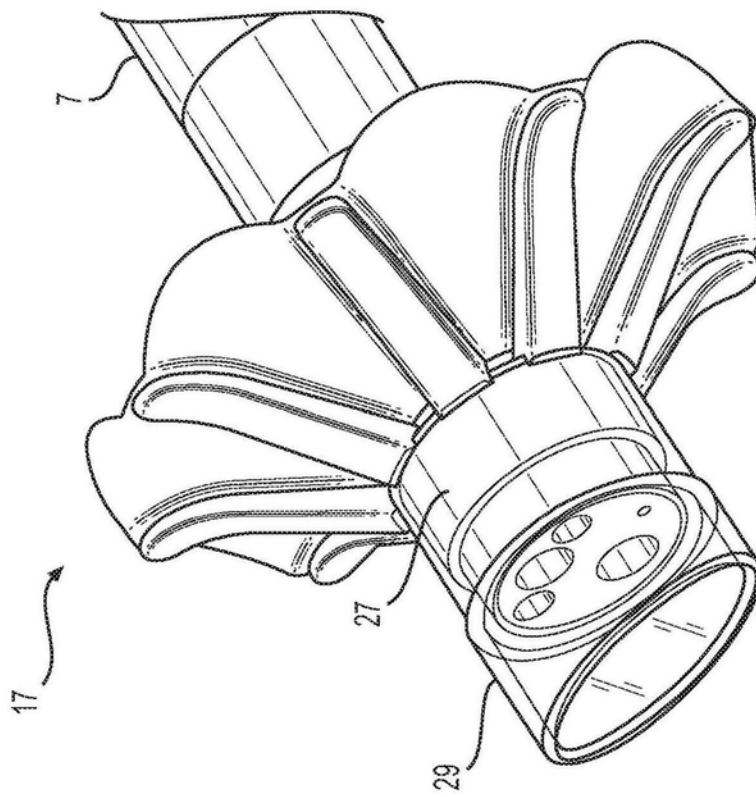


图20B

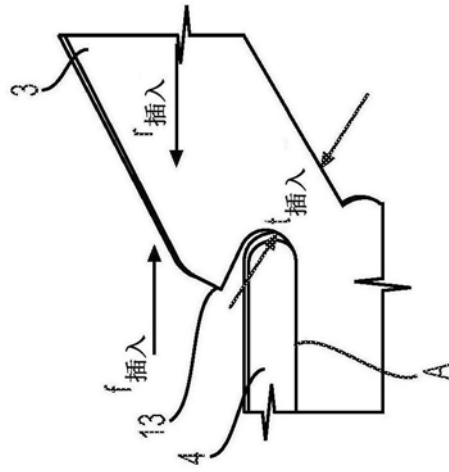


图21A

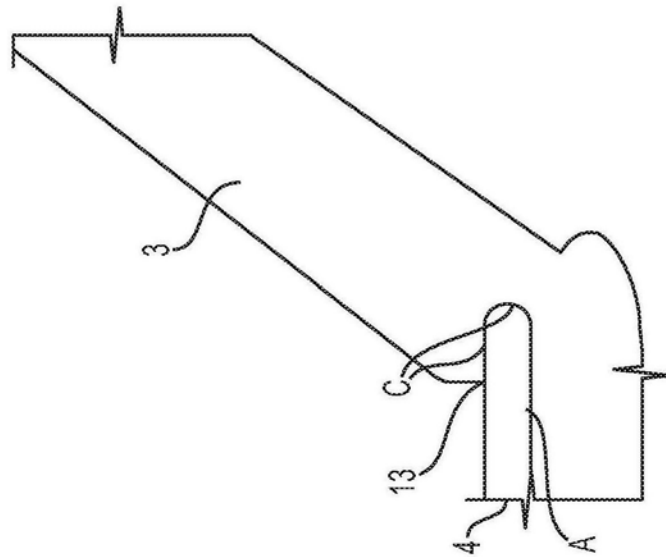


图21B

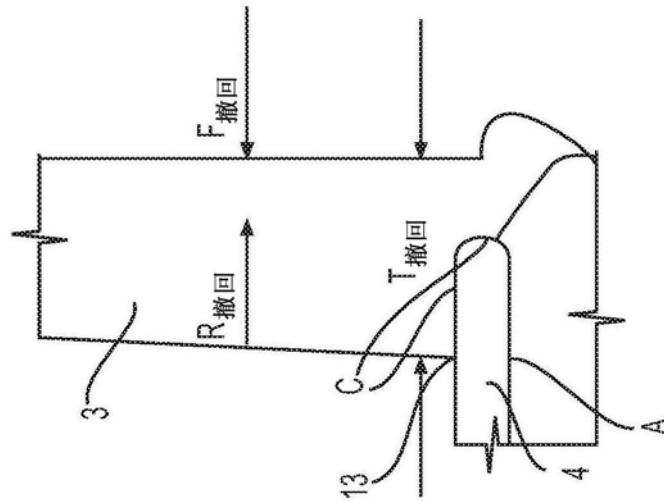


图21C

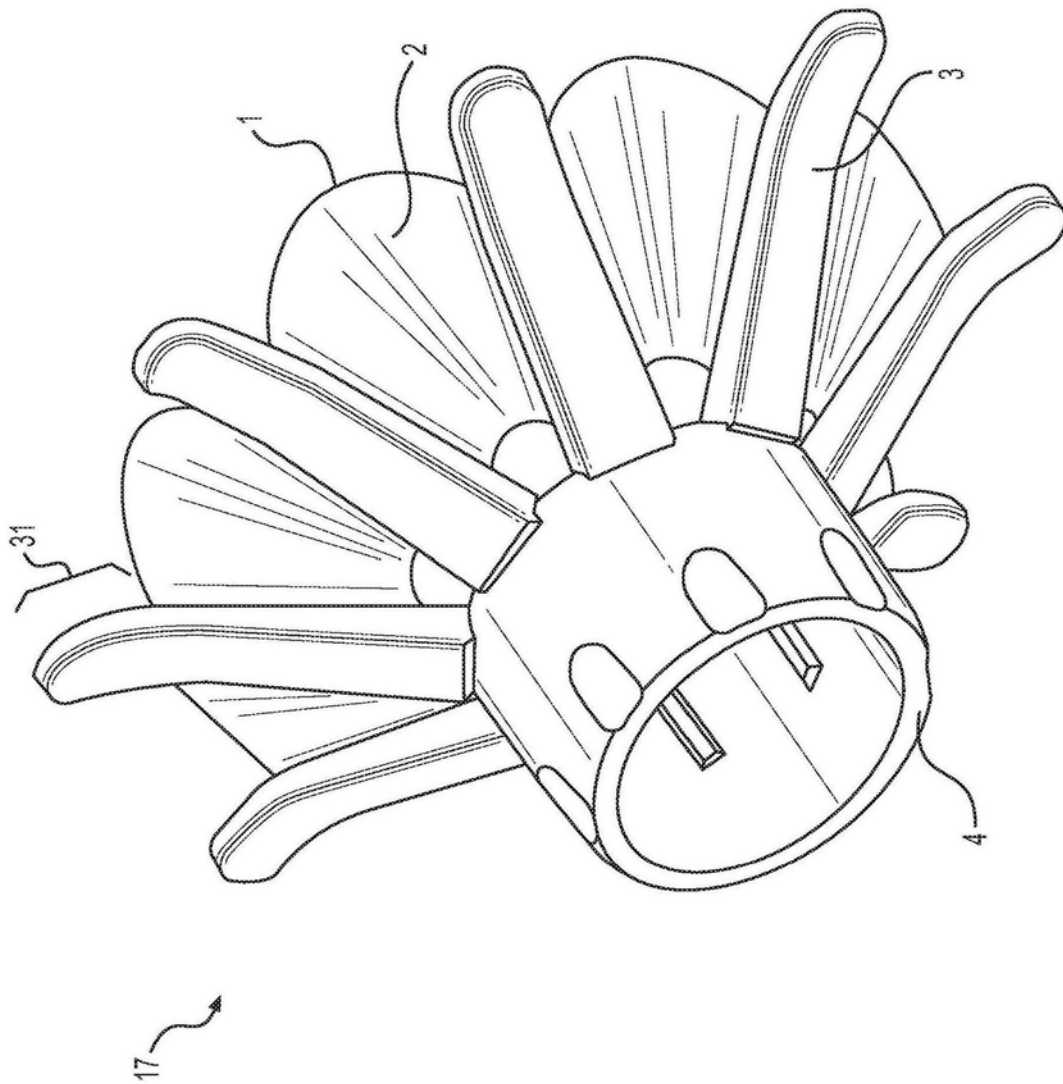


图22

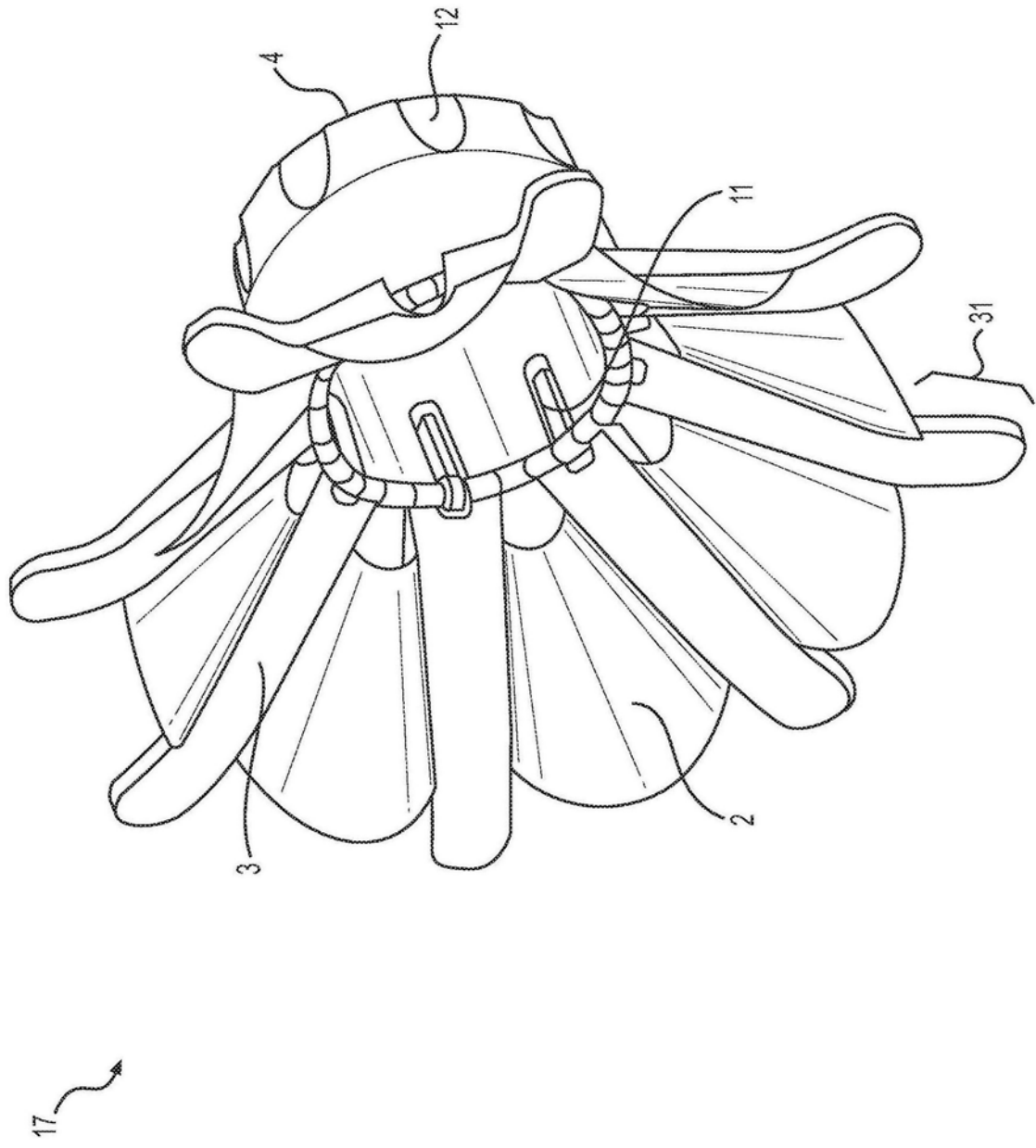


图23

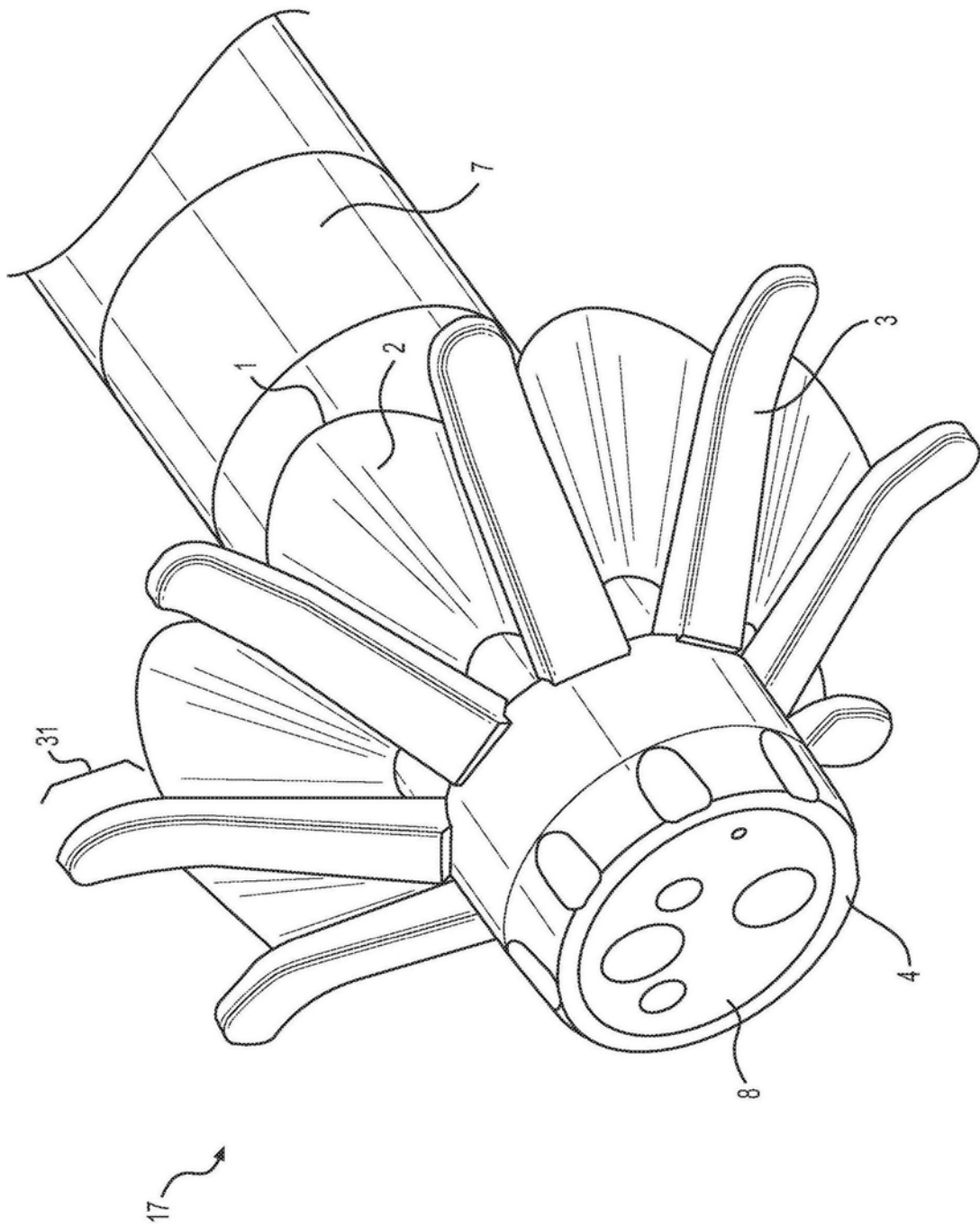


图24

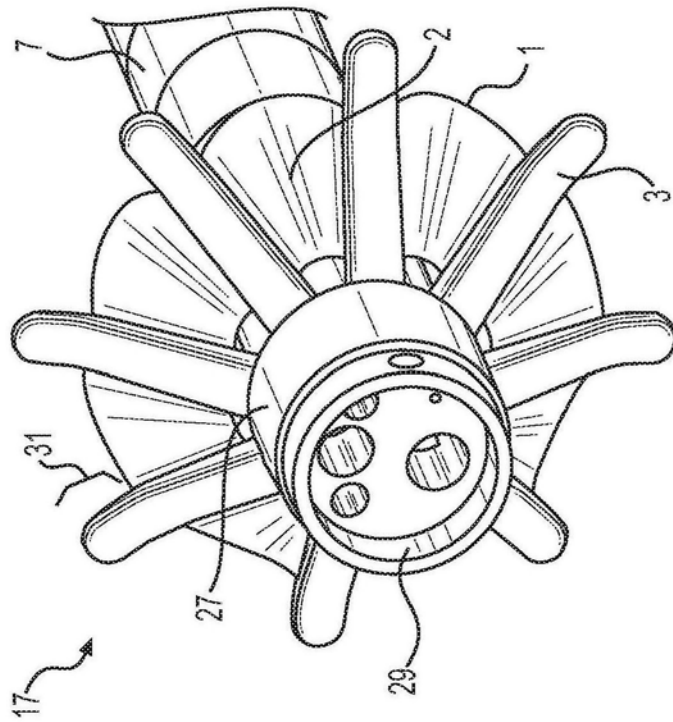


图25A

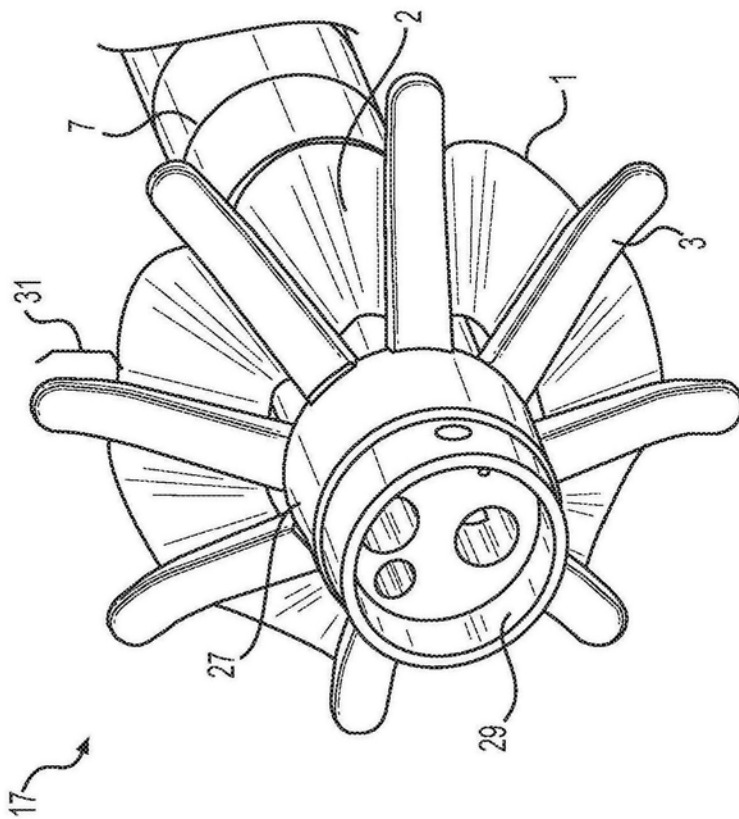


图25B

专利名称(译)	内窥镜末端附件装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN108135446A</a>	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680058853.8	申请日	2016-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	赫里希凯什·维什·瓦斯德奥 阿扎德·哈尼谢赫 伊萨克·奥斯特罗夫斯基 罗比·莫尔斯·加瓦利斯		
发明人	赫里希凯什·维什·瓦斯德奥 阿扎德·哈尼谢赫 伊萨克·奥斯特罗夫斯基 罗比·莫尔斯·加瓦利斯		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00085 A61M25/04 A61B1/0008 A61B1/00089 A61B1/00101 A61B1/00137 A61B1/0014 A61B1/31 A61B1/32		
代理人(译)	陈鹏 石磊		
优先权	62/245711 2015-10-23 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本公开的实施例包括用于在手术期间在内窥镜上使用的内窥镜末端组件。内窥镜末端组件可包括基座，该基座被构造为接收内窥镜末端，并被配置为在手术过程中不与内窥镜末端脱离。内窥镜末端组件还可包括多个支柱，通过璞状部连接，该多个支柱可在插入期间折叠平坦，并且在撤回期间可呈现球囊状形状。

