



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106208 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201580072975.8

(22)申请日 2015.11.24

(30)优先权数据

62/086,927 2014.12.03 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.07.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/062351 2015.11.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/089667 EN 2016.06.09

(71)申请人 库克医学技术有限责任公司

地址 美国印第安纳州

(72)发明人 A·C·劳伦斯 M·R·威德姆耶尔

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

(51)Int.Cl.

A61B 17/34(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

A61M 37/00(2006.01)

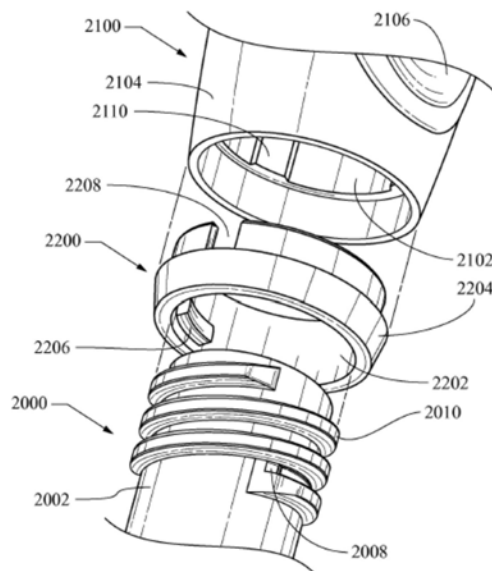
权利要求书2页 说明书12页 附图18页

(54)发明名称

内窥镜超声基准物针管管心针手柄组件

(57)摘要

披露了一种用于基准物部署系统的安全挡固机构,该安全挡固机构具有主手柄、管心针、引导套管、以及用于移动成与该引导套管相邻的抓握手柄。该引导套管或抓握手柄中的一者具有螺纹表面,并且另一者具有一个或多个突出接片以便可旋转地接合在这些螺纹之间。安全挡固结构被定位在这些螺纹之间并且被配置成用于当这些突出接片中的一者接触这个结构时阻止该抓握手柄旋转,除非用户施加阈值量的机械力来克服这个安全挡固结构,从而准许该管心针向远侧移动。



1. 一种用于基准物部署系统的安全挡固机构,包括:
限定了中央纵向轴线和手柄内腔的长形的第一手柄构件;
在该第一手柄构件近侧的引导套管;
抓握手柄,该抓握手柄在该引导套管近侧并且被接合成可移动地与该引导套管相邻;
其中该引导套管或该抓握手柄中的一者在其一部分上包括螺纹表面;
其中该引导套管或该抓握手柄中的另一者在其一部分上包括一个或多个突出接片,这些突出接片被构造成且尺寸确定成可旋转地接合在该螺纹表面的多个螺纹之间;
管心针,该管心针连接至该抓握手柄上并且沿着该中央纵向轴线或者总体上与之对齐地延伸穿过该引导套管和该第一手柄构件的至少一部分;以及
被布置在该螺纹表面的多个螺纹之间的至少一个安全挡固结构。
2. 如权利要求1所述的安全挡固机构,其中,该至少一个安全挡固结构被构造成且尺寸确定成用于,当这些突出接片中的一者接触该至少一个安全挡固结构并且向该抓握手柄施加小于阈值量的机械力时阻止管心针向远侧运动,并且其中所述构造提供了,超过所述阈值的机械力使这些突出接片中的该突出接片移过该至少一个安全挡固结构,由此准许管心针进一步向远侧移动。
3. 如权利要求1或2所述的安全挡固机构,进一步包括基准物部署针管,该基准物部署针管固位多个基准物以便将其以受控序列的方式向远侧部署,其中该管心针被布置成穿过所述针管的内腔并且通过该安全挡固结构而有效地但可克服地防止与这些基准物相接触。
4. 如以上权利要求中任一项所述的安全挡固机构,其中,该至少一个安全挡固结构是隆起卡笋。
5. 如权利要求4所述的安全挡固机构,其中,该隆起卡笋是选自下组的几何形状,该组由以下各项构成:圆形面、球形面、矩形面、以及倒角面。
6. 如以上权利要求中任一项所述的安全挡固机构,其中,该抓握手柄包括拇指环。
7. 如权利要求6所述的安全挡固机构,其中,该拇指环包括软触摸包塑件。
8. 如以上权利要求中任一项所述的安全挡固机构,其中,该螺纹表面在该引导套管的近侧部分上,并且接合这些螺纹的该一个或多个突出接片在该抓握手柄的远程部分上。
9. 如权利要求8所述的安全挡固机构,其中,该螺纹表面在该引导套管的外表面上,并且接合这些螺纹的该一个或多个突出接片在该抓握手柄的内表面上。
10. 如以上权利要求中任一项所述的安全挡固机构,其中,该抓握手柄由至少两个件形成。
11. 如权利要求10所述的安全挡固机构,其中,该至少两个件包括套环和拇指环。
12. 如权利要求10或11所述的安全挡固机构,其中,该至少两个件使用选自下组的附接机制来附接,该组由以下各项构成:粘合剂、卡扣配合、焊接、以及超声波焊接。
13. 如权利要求10至12中任一项所述的安全挡固机构,其中,该至少两个件中的一者包括肋,并且该至少两个件中的另一者包括凹口,这两者的大小被确定成使得该肋匹配在该凹口内。
14. 如权利要求10至12中任一项所述的安全挡固机构,其中,该至少两个件中的一者包括肋,并且该至少两个件中的另一者包括凹陷,这两者的大小被确定成使得该肋匹配在该凹陷内。

15. 如以上权利要求中任一项所述的安全挡固机构, 其中, 该机械力的阈值量为大约 1.5 英寸-磅。

16. 如以上权利要求中任一项所述的安全挡固机构, 其中, 该螺纹表面的多个螺纹之间的该至少一个安全挡固结构被配置成为具有缩窄的螺纹区段。

17. 如以上权利要求中任一项所述的安全挡固机构, 其中, 该抓握手柄可移动地接合在该引导套管上。

18. 如以上权利要求中任一项所述的安全挡固机构, 其中, 该一个或多个突出接片被配置成为与该螺纹表面的周向螺纹相接合。

19. 一种用于基准物部署系统的安全挡固机构, 包括:

具有中央纵向轴线并且附接至引导套管上的长形的第一手柄构件;

管心针, 该管心针附接至该抓握手柄上并且沿着该中央纵向轴线或者总体上与之对齐地延伸穿过该引导套管和该第一手柄构件的至少一部分,

其中该抓握手柄可移动地接合该引导套管,

其中抓握手柄和引导套管各自具有安全挡固机构的、接合该安全挡固机构的另一部分的一部分, 并且

其中该安全挡固机构包括至少一个安全挡固结构以及至少一个突出接片, 该至少一个突出接片被构造成且尺寸确定成用于当超过阈值的机械力使至少一个突出接片移过至少一个安全挡固结构时有抵抗地克服该安全挡固结构。

20. 一种管心针推进系统, 包括:

具有手柄内腔的长形的第一手柄构件;

在该第一手柄构件近侧的引导套管;

可移动地接合至该引导套管上的抓握手柄;

管心针, 该管心针连接至该抓握手柄上并且延伸穿过该引导套管和该第一手柄构件的至少一部分,

用于防止不希望的管心针推进的至少一个安全挡固器件。

内窥镜超声基准物针管管心针手柄组件

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2014年12月3日提交美国专利商标局的美国临时申请号62/086,927的优先权,该申请的全部内容通过援引并入本文。

技术领域

[0003] 本文披露的实施例总体上涉及一种包括一个或多个基准物的医疗装置系统、以及其使用方法。更具体地,所披露的这些实施例涉及手柄机构以及包括其以用于部署基准物的系统、以及其使用方法。

背景技术

[0004] 医疗程序通常要求对患者体内的目标区域进行定位和治疗。聚焦式定剂量给药放射疗法要求高精度地定位目标,以便限制对目标周围的健康组织的损伤。特别重要的是在放射肿瘤学中要知道或估计出目标的精确位置,因为希望在已经遭遇癌症侵袭的患者体内限制邻近的身体部位暴露于该放射中。然而,在所有治疗程序中,无论是放射性的还是其他的,最希望的是能够准确地靶向有待治疗的区域。

[0005] 在许多应用中,不能直接看到需要以某种方式作用于其上的治疗目标或其一部分(例如,癌性肿瘤、囊肿、假性囊肿或其他目标)。作为一个实例,当用辐射来治疗肺或胰腺肿瘤时,可能不能在放射治疗即将开始之前看到患者体内的实际肿瘤。因此非常有利的是使得某种机构准许准确地定位肿瘤从而使放射治疗能够靶向该肿瘤、同时避免损伤健康组织。

[0006] 甚至对于可以使用CAT(计算机辅助断层摄影术)扫描、MRI(磁共振成像)、X射线、超声、或其他技术来可视化的目标区域而言,在靶向一项治疗时也经常出现困难。对于在患者躯干内的目标区域和软组织区域尤其是如此。由于在这些区域内组织的可移动性(例如,在呼吸和/或消化过程中内部器官的移动、胸部组织随着身体位置的任何变化而进行的移动等等),目标区域相对于解剖学上的地标和/或相对于可以在这些可视化程序之一的过程中放到患者身体的外表面上的标记而言可能不是保持固定的。

[0007] 已经开发了若干技术来解决这个问题。一种这样的技术是沿着目标区域的边界将标记物放入患者体内。这些标记物可以是主动的(例如,发出对于靶向一种疗法有用的一些种类的信号)或是被动的(例如,非铁磁性的金属标记物,称为基准物,它们可以用来在治疗装置中所包括的超声、MRI、X射线、或其他靶向技术下标出目标)。

[0008] 基准物典型地是由射线透不过的材料形成的,使得通过将这些基准物用作射线照相检测下的位置标记物来靶向一个部位的装置,可以有效地对目标进行定位和治疗。典型地,可以在简单操作的过程中将基准物插入患者体内。最常用的是经皮放置。然而,近来已经开发了使用经由内窥镜的微创放置来将基准物放入患者的内部器官中。例如,沿着胰腺肿瘤的边界经皮放置基准物可能是复杂且痛苦的(特别是对于肥胖患者而言,其中针管的大小需要更大)。在患者体内使用经皮植入的物体的另一个过程是近距离放射疗法。在近距离

离放射疗法中,放射源或“种子”被植入到肿瘤中和/或到其附近以便将高剂量的辐射提供给肿瘤,但是不给肿瘤周围的健康组织。

[0009] 图1A和图1B示出了对于放置近距离放射疗法的种子或基准物有用的现有技术的两件式导入器100的纵向截面视图。首先参见图1A,导入器100包括针管102以及可滑动地布置在针管102内的管心针104。管心针104包括第一手柄101和钝的远端106。针管102包括第二手柄103和延伸穿过第二手柄103的具有斜面尖端的插管108。插管108被配置成用于固持种子/基准物110。插管108具有远侧尖端105,该远侧尖端被配置成用于将种子/基准物110经皮植入患者体内。

[0010] 在“预装填构型”中,种子/基准物110被塞子112固位在插管108内,该塞子是由骨蜡或其他适合的生物相容材料制成的。这典型地是通过“口嘴装填”技术来实现的,其中基准物放入远侧针管中并用骨蜡塞子固持在位。这可能提出某些挑战,因为骨蜡塞子112在患者体内作为人工制品是可见的,有可能干扰对身体结构或治疗装置的清晰视觉。对于这种构型,在递送每个种子/基准物110之后都必须将插管108抽出并重新装填。如果这些基准物的目标位置相隔非常远,则使用单一经皮导入器插管/套管针进行插管108的多次导入可能是不可能的。在这样的情形下,患者必须忍受若干次经皮穿刺(以及对于每次穿刺而言伴随的增大的感染风险)。

[0011] 为了将多个种子/基准物110的所希望安排植入患者体内的目标位置处,操作员将插管108沿第一方向(箭头A)推动以便将尖端105插入患者体内(典型地在荧光检查可视化下)。操作员接着将第二手柄103沿第一方向进一步推动以便使得尖端105在患者体内定位在所希望的深度处,种子/基准物110有待被植入这里。在这整个运动过程中,操作员使得针管102和管心针104一起作为一个单元来移动。在所希望的深度/位置处,操作员用一只手抓住第一手柄101且用另一只手抓住第二手柄103。接着,操作员将第一手柄101静止握稳、同时使得第二手柄103沿第二方向(箭头B)朝第一手柄101向回滑动。如图1B所示,这种移动致使插管108在种子/基准物110上缩回以便将其植入患者中。替代地,操作员可以使得第一手柄101沿第一方向(箭头A)移动、同时使得第二手柄103沿第二方向(箭头B)向回滑动。这致使管心针104将种子110从插管108中推出。然后重复这个过程以便放置其他的种子/基准物110。当用于放射疗法的靶向时,典型地要求最少三个基准物。

[0012] 可能出现的一个潜在问题是基准物的过早部署。在用户将一个或多个基准物部署在目标部位处之前,例如如果管心针104相对于插管108经历无意的向远侧移动的话,就可能发生这种情况。列举几个常见的实例,基准物的过早部署可能发生在基准物的制造、运输、或紧邻使用之前的搬运过程中。对于这个问题的解决方案也可能具有实际的局限性,例如,考虑到某些制造环境(例如,模制与3D打印)和材料(例如,塑料与金属),某些结构可能不是可行或成本有效的。

[0013] 希望的是针对基准物的导航和放置使用超声、具体地内窥镜超声(EUS)。这样,希望的是提供且使用将基于其大小和回波生成特性提供改进的回波生成能力的、最大可能的基准物。将希望在一个针管中提供多个基准物,这些基准物可以以受控的串列方式(一次一个或某个其他预定数量)来导入,而不是在放置每个基准物之后都要求进行手动的重新装填。进一步希望提供具有将有效地防止过早和/或不希望的基准物部署的多个特征的此类系统。

发明内容

[0014] 用于本文所描述的基准物部署系统的安全挡固机构的多个实施例可以包括用于避免基准物的过早或不当部署的机构。该机构可以包括安全挡固结构,该安全挡固结构被定位在螺纹表面的多个螺纹之间、被设计成用于防止匹配螺纹在该螺纹表面上自由地旋转。用户可以通过施加阈值水平的机械力而能够克服这个结构。一旦克服,该基准物部署系统就可以被解锁并且可以部署基准物。

附图说明

- [0015] 图1A-1B示出了现有技术基准物导入器及其使用方法;
- [0016] 图2A-2C示出了对应地来自顶部、侧面和横截面视图中的基准物实施例;
- [0017] 图3示出了一个带槽缝针管实施例的顶视图;
- [0018] 图3A示出了另一个带槽缝针管实施例的顶视图;
- [0019] 图4-4B对应地示出了基准物部署系统远侧部分的顶部透视图、纵截面视图、以及横截面视图;
- [0020] 图5A-5C示出了用于放置基准物的方法;
- [0021] 图6A-6B示出了基准物部署系统的手柄实施例;
- [0022] 图7示出了基准物部署系统的手柄实施例;
- [0023] 图8示出了用于基准物部署系统的安全挡固机构的引导套管;
- [0024] 图9-11分别以透视图、底视图和顶视图示出了用于基准物部署系统的安全挡固机构的套环;
- [0025] 图12-14分别以透视侧视图、透视底视图、和底视图示出了用于基准物部署系统的安全挡固机构的抓握手柄;并且
- [0026] 图15示出了用于基准物部署系统的安全挡固机构的透视分解视图。

具体实施方式

[0027] 术语“近侧”以及“远侧”在本文中以一般使用意义来使用的,其中它们对应地指代装置或相关物体的手柄端/医生端以及装置或相关物体的工具端/患者端。

[0028] 可以与目前的实施例一起使用各种各样的基准物和针管构型,包括在以下文件中描述的:Hardin的美国专利号6,976,955;Ducharme等人的美国专利申请公开号2010/0280367、2011/0152611;McHugo等人的2013/0006101、2014/0121677;Lavelle等人的2013/0006286;以及Murray等人的2013/0096427,这些文件各自通过援引以其全文并入本文(但是应当服从本申请的对术语的任何定义)。参照图2A-2C展示的基准物400的一个实施例具有总体上柱状本体,该本体是总体上圆柱形的、具有总体上圆形的横截面。该本体的纵向表面可以是带凹窝的以便增强其反射超声波的能力并且由此提供所希望的回波生成特性。这种带凹窝的特征可以替代地被实施为一种可以增强基准物400的回波生成能力的不同的不规则的、带图案的、或带纹理的表面特征(例如,带凸节的、带肋的),这将辅助在EUS-引导放置过程中将其可视化、并且允许在通过一个或多个基准物400来标记对目标部位(例如,肿瘤)进行超声可视化时使用。

[0029] 这样的基准物400优选是由射线透不过的、非铁磁性的材料形成的,例如金、铂、钯、铱、或其合金,其中一个优选的实施例包括钯与铱的合金(其优点可以包括希望的射线不透性、市场价格稳定性优于金、以及由于密度而得到的超声反射性/回波生成能力)。射线透不过将允许基准物被用于使用荧光检查法进行的部署技术中、以及在可能希望知道一个或多个基准物的位置的治疗或其他程序过程中通过放射照相器件来使之可检测/可看见。非铁磁性将减小采用了磁场的可视化技术或其他程序(例如MRI)对基准物重新定向或逐出基准物的可能性。基准物或针管的生成回波的构造可以通过表面纹理来增强,但也可以通过结构性内含物例如嵌入的气泡或珠粒来提供,这些内含物提供了与它们周围的材料不同的超声反射性。基准物还可以涂覆有被配置成用于在射线照相术中减少背反射的材料(例如聚对二甲苯)。

[0030] 在优选的实施例中,基准物400被配置成且经尺寸确定成用于穿过针管内腔并从中释放。对于内窥镜递送系统,基准物本体402(不包括该隆起部)优选地将具有与针管内腔的内直径(ID)相比大致相同或较小的外直径(OD),但是基准物本体的OD优选地将不大于针管ID。如在此使用的,基准物的OD是指最外边界全都匹配在针管内腔的ID之内的虚拟圆(或其他几何形状)。换言之,优选的是除了伸入该槽缝中的该隆起部外,基准物的尺寸确定成可滑动地匹配到针管内腔中。

[0031] 在隆起部远侧的较长本体部分可以帮助确保在穿过针管部署的过程中,在第二基准物被定位以便部署之前,在这个第二基准物远侧的第一基准物将被完全推出针管,如下文参照图7-8B更清楚的。相应地,在许多优选实施例中,(第二和后续的基准物的)基准物隆起部将与其远端相比更靠近其近端,这样使得该远侧基准物本体部分充分向远侧伸出而使得当第二基准物处于有待部署的位置之前,该远侧基准物本体部分将在前的第一基准物从针管内腔中完全推出(参见图4A-4C、7B、8B、以及相应的文本)。应了解的是,即使中央基准物部分402和隆起部408的所有表面都是总体上光滑的,形成基准物400的优选材料以及隆起部408的存在仍可以提供所希望的、在超声下以足以将其在患者体内定位和/或导航的分辨率容易地可视化的回波生成特性。

[0032] 基准物400具有被形成为块体的总体上圆柱形本体402,该块体沿着其近端截面和远端截面具有总体上圆形的横截面。隆起部408从基准物本体402的纵向圆周表面406伸出。从顶部观察,隆起部408是总体上长圆形的。这种不规则形状和增大的表面积(与在塞子封端的系统中和/或具有某种类型的占据了内腔的卡笋的系统中所用类型的典型圆柱形基准物相比)优选地增强了基准物的、优选地部分地由于其成分而已经是所希望的高的回波生成能力。

[0033] 隆起部408包括多个隆起部端面407,这些端面可以提供到本体402的外面406的倒角式、圆角式或倒圆式的过渡中的一种或多种。本体402除了隆起部408之外总体上是正圆柱体。在这个实施例中,隆起部408是圆化的并且基本上平行于基准物本体的纵向中央轴线,并且它是本体402长度的大约一半,并且它是沿着本体长度居中的。在优选的实施例中,基准物400被配置成且经尺寸确定成用于穿过针管内腔并从中释放。对于内窥镜递送系统,基准物本体(不包括该隆起部)将具有与针管内腔的内直径(ID)相比大致相同或较小的外直径(OD),但是基准物本体OD优选地将不大于针管ID。隆起部408将接合针管槽缝并沿着该针管槽缝运动。

[0034] 还参照图2A-2C描述了一个示例性实施例的尺寸。在一个示例性实施例中,本体402是约0.12英寸(3.05mm)长并且具有约0.034英寸(0.86mm)的OD。隆起部408是约0.06英寸(1.5mm)长并且沿着本体的中线对齐。隆起部408在本体402的OD上方伸出了约0.008英寸(0.2mm)并且是约0.011英寸(0.28mm)宽。这些量度和比例在其他实施例中可以改变、而仍位于本发明要求保护的内容的范围内。例如,该隆起部可以是更远或更近地定位的、并且可以相对于中线成角度而使得它部分地绕该本体的外表面形成螺旋。

[0035] 图2C示出了沿着图2A的线2C-2C获取的横截面的端视图。它示出了当前系统的基准物本体和隆起部的基本比例的一个实施例。

[0036] 图3示出了基准物导入针管800的一个实施例。针管800被展示为具有斜面的远侧尖端802。其管状插管本体804包括沿着插管804的远端区域的纵向针管槽缝806。槽缝806优选地包括至少一个包括至少一个卡笋表面的卡笋,更优选地两个卡笋。槽缝806被示出为是贯通插管804的整个壁开放的,但应了解的是该槽缝可以延伸过小于针管壁的厚度,使得它被实施为凹槽。

[0037] 在图3的实施例中,该卡笋被形成为槽缝806的在两个接片808之间的缩窄部分807。这些接片808是总体上梯形的、但在其他实施例中可以具有不同的几何形状。如图3A所示,在某些优选实施例中,这些接片808可以位于紧邻该远侧斜面处(例如,以便最大化将基准物推动经过它们且推出针管中的效率、同时最小化所部署的基准物与该针管远侧尖端的斜面部分的剩余重叠)。针管槽缝806的边缘806a、接片近侧边缘808a、接片中央边缘808b、以及接片远侧边缘808c之间的每个过渡部可以是带拐角的(例如,带倒角的或带圆角的)或圆化的(例如,倒圆的)。这些接片808优选地在槽缝806的远端附近。该卡笋不阻碍该针管内腔、但是用于为用户控制的串行(一次一个)部署而固位基准物。

[0038] 本体壁插管804总体上环圆周地限定了针管内腔810,该针管内腔被配置成用于允许基准物(例如图2A-2C所示的基准物,或容易穿过针管内腔810的其他基准物,优选地这些接片808对这个或这些基准物具有可控的留置)滑动地穿过其中。该针管可以由镍-钛合金、钴-铬(CoCr)合金、不锈钢或任何其他适当的材料构造而成。其尖端可以具有与所示的斜面构型不同的几何形状。在替代性实施例中,这些接片808可以相会,使得它们将被迫在更大程度上向上和/或向外挠曲以允许基准物上的隆起部通过。并且,针管的外表面可以是带凹窝的或带其他纹理的以便提供增强的回波生成能力。

[0039] 还参照图3描述了示例性的针管实施例,该示例性的针管实施例可以被配置成且经尺寸确定成用于与以上参照图2A-2C描述的示例性的基准物实施例一起使用。在一个这样的示例性的针管实施例中,针管内腔的ID至少是约0.034英寸(0.86mm)。该针管的OD是约0.042英寸(1.07mm;约19号),其壁厚是约0.008英寸(0.2mm)。在这些接片的近侧的槽缝部分是约0.02英寸(0.5mm)宽且约0.42英寸(约10.7mm)长。这些接片中的每一者从槽缝边缘中伸出了约0.06英寸(0.15mm)并且具有约0.02英寸(0.5mm)长的面向槽缝的边缘(不包括从该槽缝边缘的近侧和远侧成角度的过渡部,这些过渡部被定半径为约0.005英寸(0.13mm))。这些量度和比例在其他实施例(包括本文所展示的那些实施例)中可以改变、而仍在本发明要求保护的内容的范围内。例如,槽缝、接片、以及基准物的具体尺寸可以被配置成用于与22号针管一起使用,该针管具有所希望的挠性与刚性的平衡、并且包括约30°的针管远侧尖端倒角、约0.014英寸(约0.36mm)的槽缝宽度而槽缝接片跨该槽缝仅相隔约

0.006英寸(约0.15mm)、以及沿着针管外部邻近于该槽缝且总体上与之相平行地布置的带有至少远侧长度的增强回波生成性的表面凹窝。

[0040] 参照图4(该图是外部视图)、图4A(是沿着图4的线4A-4A获取的纵截面视图)、使用上文描述的针管800和基准物400、以及图4B(示出了沿着图4A的线4B-4B获取的横截面视图)描述了基准物部署系统1000的远端部分。该系统1000包括挠性的长形针管护套1002。针管800(包括更挠性的近侧本体部分820)延伸穿过了护套内腔1004。至少一个基准物400、在此被展示为多个基准物400,被可滑动地、可移除地布置在该针管的插管本体的针管内腔810的远侧区域内。这个中央纵向本体部分402基本上占据了针管内腔810的内直径。每个基准物400的隆起部408具有的高度可以与针管壁(包括隆起部408所伸入的槽缝806)的厚度大致相同。

[0041] 最远侧基准物400的隆起部408被捕获抵靠在针管800的这些接片808上。被配置成用作推动件的管心针1006被布置成穿过针管内腔810的一部分并且优选地被配置成用于从近端来致动,由此它可以用于将基准物向远侧推动/推出并在针管从基准物周围被抽出时将基准物保持在位。在针管800中这些基准物和管心针的存在优选地改进了其管状强度、减小了它在导航穿过内窥镜工作通道(未示出)并从其远端推出时变弯折、卷曲或以其他方式受损的可能性。

[0042] 图4B示出了针管800(如图3中)和基准物400(如图2A-2C中)的截面的横截面端视图。这个视图示出了优选的紧密公差以及基准物本体相对于针管内腔810以及隆起部408相对于针管槽缝806的优选的取向。

[0043] 可以使用若干不同的手柄实施例来完成一个或多个基准物的推动和释放。下文参照图7A-8B描述了某些手柄实施例,包括对参照图4-4B和5A-5C下文描述的结构和方法加以参引。

[0044] 参照图5A-5C、参照在图4-4B中更详细描述的这些结构,描述了一种使用图4-4B的基准物部署针管的方法。在具体的使用方法中,提供了内窥镜1100,该内窥镜包括工作通道1102。在一种优选方法中,内窥镜是EUS内窥镜,包括被配置成用于进行超声成像的远侧超声阵列1104。该内窥镜1100优选地还包括视频元件1106(例如CCD、光学相机、或用于光学可视化的其他器件)。下文中的这些方法是参照将多个基准物400放置在患者胰腺1150的肿瘤1152的边界处来描述的,这样使得针管本体将具有足够的长度和导航能力(例如可推动能力和挠性)来经由嘴引导穿过患者的胃肠道而到达目标部位,包括经由内窥镜的工作通道例如胃内窥镜、结肠镜、肛门镜、或其他可视化/手术辅助装置来这样做。

[0045] 内窥镜1100在图5A中被示出为已被引导穿过患者的十二指肠1140直至其远端部分邻近于奥狄括约肌1142,这提供了到胆总管1144的通路,胰管1146从该胆总管分支出去并通向胰腺1150。

[0046] 如图5A所示,护套1002已被推进到十二指肠壁,并且针管800已经刺穿其而过、在胰管1146附近伸出到邻近于胰腺1150内的肿瘤1152的位置。如图5B所示,针管800被引导到在肿瘤1152边界处的第一目标部位(优选地在超声引导下,这可以用荧光检查术或另一种可视化技术来替换、补充和/或验证)。一旦针管800的远端802被定位在该第一目标处,就部署其中的最远侧基准物400。在一个方面,这种部署的实现可以通过将针管远端802和其中的基准物400定位在该第一目标处、接着将针管800缩回而同时固位管心针1006的位置,从

而使得基准物400留在所希望的第一目标位置。在另一个方面,这种部署的实现可以提供将针管远端802和其中的基准物400定位在该第一目标附近、接着将针管800保持在位而同时将管心针1006推进,使得基准物400被推进到所希望的第一目标位置。

[0047] 从如图4-4B所示的针管800和基准物400的结构将了解的是,用户优选地会能够将这些基准物的推进/部署控制成一次一个,使得多个基准物(没有任何间隔件)可以被串列地、但分开且独立地引导到多个不同位置。接着基准物400处于“准备好部署”位置中,其隆起部远侧表面408a接合抵靠在这些接片近侧边缘808a上。为了部署基准物400,用户必须以足够的力将管心针1006或针管800中的一者相对于另一者加以移动以便将隆起部408推过这些接片808。

[0048] 用户优选地在隆起部408经过这些接片808时具有抵抗的触觉,这种抵抗将在隆起部离开这些接片之后立即减小。接着用户优选地继续使得管心针和针管相对运动,直到再次遇到抵抗,这表明在最远侧基准物后面的下一个基准物已经碰到了这些接片近侧边缘808a。

[0049] 通常优选的是使得这些基准物(以及其上的隆起部)是成比例的,从而使得完成最远侧基准物的部署包括它基本上离开针管远侧尖端802、和与下一个最远侧基准物的隆起部碰到这些接片近侧边缘808a同时发生。这样,在一些基准物实施例中可能有利的是将隆起部在基准物本体上定位在更近处,使得在隆起部远侧的基准物本体部分比在该隆起部的近侧的本体部分更长。应了解的是,根据本发明的原理的几乎任一基准物实施例的隆起部都可以布置得靠近近端直到并且包括与隆起物本体的近端平齐。图5C示出了就位的基准物,其中针管被抽离基准物。

[0050] 接下来,用户可以将针管800缩回到护套1002中足够的距离,从而允许它重新伸出到第二目标部位,在这里可以重复上文描述的程序。可以重复这些步骤来放置第三、第四和进一步的基准物。如本领域已知的,这些基准物可以用于一种疗法例如放射疗法的“主动靶向”和/或“被动靶向”(“主动靶向”表示“治疗这里”而“被动靶向”表示“不治疗这里”)。本发明的系统提出了众多优点。例如,考虑已经经历内窥镜手术的患者来对所定位的但未诊断的组织块进行活组织检查。可以采取内窥镜活组织检查并立即准备组织切片。如果(结合可获得的以及相关的所有其他数据)做出该组织块将从其中指明放置基准物的治疗中获益的一种诊断,医师就可以立即以上文描述的方式来部署基准物。

[0051] 使用直接/视频和超声成像、而极少或不使用荧光检查术来完成该方法的能力呈现的优点是使得患者(例如可能不得不经放射疗法,其中希望将放射暴露总量最小化到在治疗上和诊断学上必须的量)的放射暴露最小化。患者、医师以及其他治疗/诊断人员、以及治疗装备的时间和费用上的优点是可能的,因为实施本发明的方法可以防止所有这些实体去不得不规划和执行第二次内窥镜手术、和/或以所描述的目前在现有技术可获得的耗时的方法和材料来延长该初始诊断程序。还应了解的是,当获得本披露的教导时,本领域技术人员可以利用当前披露的这些实施例和/或对其加以适配来进行经皮使用、而仍在一项或多项权利要求的范围内。

[0052] 具有总体上圆柱形或其他总体上规则的几何形状的基准物可以在已被放置于所希望的位置之后(包括在对多个基准物所绘出的目标区域进行多个治疗的过程中)进行迁移,它们可以随着周围组织的状况的改变而进行迁移。对于最小化迁移可能有利的情形,可

以使用包括一个或多个锚固伸出部的基准物。

[0053] 图6A-6B示出了可以与基准物部署系统一起使用的手柄实施例1600。手柄1600包括附接护套的手柄构件1602、以及纵向可滑动地布置在其近端上的附接针管的手柄构件1604。手柄构件1606(可以被配置成用于附接内窥镜)可滑动地附接至该附接护套的手柄构件1602的远端上。附接护套的手柄构件1602附接至针管护套1612,并且附接针管的手柄构件1604附接至针管1614(可以根据本披露的原理在本文披露的或在之后开发的任一针管的方式来配置)上。该附接内窥镜的手柄构件1606被配置成用于通过例如使用螺纹空腔1616增量式可固定地、纵向可调整地(相对于其他手柄部件)附接到内窥镜工作通道(未示出)的外部上。附接内窥镜的手柄构件1606允许用户确定护套1612将从标准长度内窥镜伸出的距离,并且它可以包括与该相关长度相对应的数字或其他标度1617、以及可调整的接合结构1618,该接合结构允许用户选择长度并且相应地与该附接内窥镜的手柄构件1606相接合。应了解的是,在此描述的并且本文要求保护的手柄实施例可以在本发明的范围内不包括内窥镜附接构件地实施。

[0054] 附接护套的手柄构件1602包括数字标度1608和可调环1609,该可调环限制该附接针管的手柄构件1604的移动并且提供方式来选择针管1614可以伸出超过护套1612的距离。通过展示的方式,图6A中所示的构型会允许护套伸出超过内窥镜工作通道的远端开口5个单位(例如,英寸、cm),并且针管1614根本不会伸出超过护套1612的远端。图6A中所示的构型会允许护套伸出超过内窥镜工作通道的远端开口3个单位(例如,英寸、cm),并且针管1614会被允许伸出超过护套1612的远端上至6个单位,尽管其当前位置会是仅超过护套1612的远端约4个单位。

[0055] 管心针1610延伸穿过针管1614的内腔并且具有固定在其近端上的管心针帽1611。管心针1610在图6A中被示为向近侧缩回、并且在图6B中被示为伸出超过了针管1614的远端。管心针1610可以以与上文(参照图4-4B)针对管心针1006描述的相同的方式被手动地向远侧推过针管内腔。这样,用户可以使用该管心针来将基准物手动地推出针管1614的远端。如果使用这种方法(例如以上文参照图4-5C针对基准物部署所描述的方式),用户就可以依赖于触觉反馈来确定何时基准物已被推进超过任何夹爪,这可能通过长的管心针是困难的-特别是如果这些夹爪是圆化的而使得推进运动相对顺畅的话。相应地,可能有利的是提供一种被配置成用于附接到手柄1600上的(包括与之为一体的)推进机构,该推进机构提供对管心针推进的改善的控制。

[0056] 图7示出了可以与基准物部署系统一起使用的另一个手柄实施例1600。手柄1600被示为处于闭合构型。手柄1600包括附接护套的手柄构件1602、附接针管的手柄构件1604、手柄构件1606、针管护套1612、针管1614(未示出,但是它可以用本文所描述的任意针管的方式来配置或者稍后根据本披露的原理来开发)、数字或其他标度1617、可调整的接合结构1618、以及可调整环1609。

[0057] 手柄1600还可以包括引导套管2000,该引导套管连接至附接针管的手柄构件1604的近端上。引导套管2000可以具有总体上圆柱形形状,以及总体上平滑的外表面2002。抓握手柄2100可以在引导套管2000的近侧并且被接合成与该引导套管2000相邻地例如在引导套管2000上移动。抓握手柄2100可以包括内表面2102(未示出)和外表面2104,该外表面具有包覆模制的软触摸部分2106以利于用户捏握。管心针1610(未示出)延伸穿过针管1614的

内腔并且在其近端上连接至抓握手柄2100的内表面上。在这种构型中,管心针1610还可以延伸穿过针管附接的手柄构件1604以及引导套管2000。

[0058] 图8示出了引导套管2000的分解透视图。外表面2002总体上沿着引导套管2000的主要长度是平滑的。这可以使抓握手柄2100的内表面2102(图12-14中展示出)能够在引导套管2000的平滑表面2002上并且沿其滑动。在引导套管2000的远端处定位圆柱形突出部2004。突出部2004可以包绕针管1614并且利于引导套管2000与附接针管的手柄构件1604之间的连接。例如,手柄构件1604可以具有对应的凹进表面以便与引导套管2000的圆柱形突出部2004相匹配,使得可以施加粘合剂来形成永久附接。替代地,可以使用卡扣配合机构、超声波焊接、或其他附接手段(永久的或非永久的)。

[0059] 引导套管2000的外表面2002例如在该引导套管2000的近侧部分处可以具有由一个或多个螺纹2010构成的螺纹表面2006。替代地,螺纹表面2006可以沿着引导套管2000的不同部分定位来定位,例如靠近中点或在内表面2012上。在替代性实施例中,螺纹表面2006的这些螺纹2010可以包括一个或多个周向螺纹和/或局部螺纹。

[0060] 可以在引导套管2000上布置至少一个安全挡固结构2008。该安全挡固结构的功能是用于防止例如在制造、运输、以及紧邻使用之前的处理过程中发生不希望的管心针推进和/或基准物部署。该安全挡固结构可以被布置在螺纹表面2006的多个螺纹2010之间。

[0061] 图9-14示出了至少部分地匹配在抓握手柄2100内的套环2200。图9-11分别示出了套环2200的分解透视图、底视图(从远端向近侧看)、以及顶视图(从近端向远侧看)。套环2200可以具有带有一个或多个突出接片2206的内表面2202、带有至少一个凹陷2210的外表面2204、以及在这两个表面之间延伸的至少一个凹口2208。

[0062] 图12-14分别示出了抓握手柄2100的侧视透视图、底视透视图(从远端向近侧看)以及底部端视图。抓握手柄2100可以具有内表面2102,该内表面带有至少一个主要肋2108、至少一个次要肋2110、以及管心针基部2112,该管心针基部具有管心针孔洞2114,该管心针孔洞的大小被配置成与管心针1610的近侧尖端相匹配。抓握手柄2100可以具有外表面2104,该外表面带有包覆模制的软触摸部分2106以利于用户捏握以及拇指环2120,该拇指环具有拇指环孔洞2122。拇指环2120和拇指环孔洞2122的大小可以被确定成与各种各样的手指相匹配。本领域技术人员应意识到,还考虑了用于捏握该抓握手柄2100的其他形状和构型。

[0063] 套环2200可以被构造成且尺寸被确定成例如通过使用粘合剂、卡扣配合机构、或其他附接手段来附接至抓握手柄2100的内表面2102上。该至少一个凹口2208可以是套环2200本体中的、从内表面2202延伸至外表面2204的矩形凹口。抓握手柄2100的内表面2102上的至少一个主要肋2108可以相应地大小确定成用于接纳至少一个凹口2208。这可以促进粘合剂链接并且可以确保套环2200在抓握手柄2100内的始终对齐。类似地,至少一个次要肋2110可以相应地大小确定成接纳至少一个凹陷2210。这可以促进粘合剂连接以及抓握手柄2100的内表面2102内的适当对齐两者。例如,如图9-14所示,套环2200只会以以下构型匹配在抓握手柄2100内:其中凹口2208与主要肋2108对齐并且两个凹陷2210与两个次要肋2110对齐。还考虑了其他实施例,例如,凹口2208、凹陷2210、主要肋2108以及次要肋2110的数量、大小和形状可以变化。

[0064] 套环2200的内表面2202上的一个或多个突出接片2206可以是如图9所示的突出接

片、但是也可以是周向螺纹(未示出)或局部螺纹(未示出)。该一个或多个突出接片2206的大小可以被确定成在引导套管2000的螺纹表面2006的这些螺纹2010之间可滑动地旋转,但是它们的大小也可以被确定成不能自由地转过至少一个安全挡固结构2008(或以其他方式克服),如下文所描述的。

[0065] 管心针1610的近侧尖端可以例如通过使用粘合剂而固定地就坐在管心针基部2112的管心针孔洞2114中。这将管心针1610连接至抓握手柄2100和套环2200上,使得这三个部件均作为一个部件移动。

[0066] 图15示出了安全挡固机构的以下三个主要部件:引导套管2000、套环2200以及抓握手柄2100。如图所示和所描述的,套环2200可以附接至抓握手柄2100的内表面2102上,并且一个或多个突出接片2206可以与引导套管2000的螺纹表面2006的螺纹2010相接合。

[0067] 这个实施例可以包括安全挡固机构。安全挡固结构2008可以利用锁定-解锁机构,来防止例如在制造、运输、以及紧邻使用的处理过程中基准物的过早部署。如上文所描述的,管心针1610连接至抓握手柄2100,该抓握手柄连接至具有一个或多个突出接片2206的套环2200上。该一个或多个突出接片2206的大小可以被确定成在引导套管2000的螺纹表面2006的这些螺纹2010之间可滑动地旋转。然而,该一个或多个突出接片2206的大小也可以被确定成使得突出接片2206不能自由地转过该至少一个安全挡固结构2008。例如,安全挡固结构2008可以是引导套管2000的外表面2002上的、在螺纹表面2006的这些螺纹2010之间的隆起卡笋,如图8和15所示。参照图7-15所示和描述的安全挡固实施例(以及任何等效物)将有效地防止不希望的管心针推进和/或基准物部署。

[0068] 在这样的构型中,抓握手柄2100和具有一个或多个突出接片2206的套环2200可以自由地转过螺纹表面2006中的一些而不是全部螺纹2010。然而,一旦该一个或多个突出接片2206到达该至少一个安全挡固结构2008,此自由旋转就不能至少不物理上克服该至少一个安全挡固结构2008地继续。为了克服至少一个安全挡固结构2008,用户将必须向抓握手柄2100施加机械力。这个力必须超过某个阈值,使得一个或多个安全挡固结构2008和一个或多个突出接片2206中的一者或两者变形,从而允许该一个或多个突出接片2206转过该一个或多个安全挡固结构2008。这个阈值可以是施加到抓握手柄2100上的扭矩,例如小于大约1.5英寸-磅的阈值。在最低程度上,该阈值可以高到足以使得当一个或多个突出接片2206接合至少一个安全挡固结构2008时,用户可以感觉到触觉阻力或“碰撞”。这还可以高到足以使得在制造、运输或处理过程中不会克服该阻力。克服这个阻力还可以向用户发出信号:管心针1610“准备好部署”。额外地,该阻力可以防止用户(医师)例如在用户无意移动抓握手柄2100时过早地部署基准物。

[0069] 本领域技术人员应意识到,这个解锁布置是可逆的。在装置“准备好部署”之后,用户可能希望使用安全挡固机构来重新锁定该装置。这点容易地实现为将该抓握手柄沿相反方向旋转直至该一个或多个突出接片2206再次克服该安全挡固结构2008,这次是从相反侧进行。

[0070] 在转过该至少一个安全挡固结构2008之后,抓握手柄2100并且因此管心针1610可以处于自由向远侧移动的“准备好部署”的位置中。例如,如图15所示,安全挡固结构2008处于螺纹表面2006的远端处,这样使得在这个结构被克服之后,抓握手柄2100可以沿着引导套管2000的平滑外表面2002自由地向远侧滑动,从而使得管心针1610和基准物400向远侧移

动。即使用户的捏握略微偏离,该引导套管仍保持管心针1610笔直,由此确保了管心针1610和基准物400的顺利推进。

[0071] 在使用中,手柄1600可以允许医师在医学程序过程中部署基准物400。医师可以抓握第一手柄1604和抓握手柄2100、并且施加扭矩来旋转该抓握手柄2100。医师可以继续转动直至她感觉到“碰撞”或阻力。这指示了,这些突出接片2206中的至少一者与至少一个安全挡固结构2008相接触。医师接着可以向抓握手柄2100施加额外的扭矩,直至这个阻力被克服。接着,抓握手柄2100将沿着引导套管2000自由地旋转并且向远侧滑动。然后,该医师可以施加压力来使抓握手柄2100沿着引导套管2000的平滑外表面2002、在远侧方向上移动。由于抓握手柄2100连接至管心针1610上,所以这个移动也使该管心针沿远侧方向推进,由此将一个或多个基准物沿远侧方向推进至针管1614的尖端处或附近。一旦被推进足够远,这些基准物就一个接一个地离开该针管的尖端留置在目标组织中。医师可以通过改变向抓握手柄2100施加的力的量来控制此向远侧移动。向远侧移动还受限于这些不同锁定结构1618和1609、以及引导套管2000相对于抓握手柄2100的长度,因为一个部件在另一个内滑动。医师还可以根据需要重新定位该针管以便在另一个位置中部署。

[0072] 还考虑了安全挡固结构2008的多个替代性实施例。例如,隆起卡笋2008可以被定位在螺纹表面2006的螺纹2010上、和/或在该套环的一个或多个突出接片2206上。该隆起卡笋的几何形状可以改变,例如它可以是圆形、球形、矩形、倒角、或其他已知的形状。替代地,螺纹表面2006的螺纹2010、和/或该一个或多个突出接片2206可以具有缩窄或阻塞点,使得穿过这个点的螺纹将遭遇阻力。

[0073] 本领域技术人员应了解的是,存在许多方式来制造和组装所描述的实施例。例如,引导套管2000、抓握手柄2100、和套环2200各自可以被注射模制而成。如果抓握手柄2100具有包覆模制的软触摸部分2106,则针对这个部件存在两种模制:预模制和包覆模制。如果包括管心针1610的线插入模制到抓握手柄2100中,则需要额外的加工。该抓握手柄内的插管将需要在管心针1610的线插入模制之前固定至其上。这可以通过珠焊、卷边、粘合剂、或其他固定附接手段来实现。

[0074] 这些部件中的每一者都可以是或不是由不同聚合物制成。管心针1610可以由镍钛诺制成、具有与针管相等的长度、并且插入大致13cm的不锈钢插管的内直径中。该不锈钢插管为管心针1610的近侧部分提供稳定性。然后,将该不锈钢插管和镍钛诺管心针1610插入模制到抓握手柄2100中预模制的管心针孔洞2114中。在预模制之后,可以添加柔触摸包塑件以获得美学效果和/或人体工程学效果。

[0075] 在抓握手柄2100完成之后,将套环2200组装在抓握手柄2100的远侧部分上。在套环2200的外表面2204与抓握手柄2100的内表面2102之间存在允许使用粘合剂来将这些部件加以固定的小空隙。在一些实施例中,代替粘合剂,可以将该设计修改成经由超声波焊接、卡扣匹配等来实现附接。

[0076] 凹口2208和主要肋2108引导组装者将抓握手柄2100和套环2200相对于彼此对齐成唯一可能的构型。在抓握手柄2100和套环2200组装完成之后,它们可以与引导套管2000进行组装。引导套管螺纹表面2006的螺纹2010接合套环2200的部分螺纹或突出接片2206。组装者可以将抓握手柄2100和套环2200拧紧到引导套管2000上,直至她感觉到“碰撞”。组装者不应克服该“碰撞”、而是保持该引导套管2000和抓握手柄2100处于这个构型来进行包

装和运输。

[0077] 分开地模制套环2200和抓握手柄2100的一个优点是模制可行性。如果套环2200和抓握手柄2100作为一件来模制而成,则这样的设计将包括侧凹特征,以便直接在抓握手柄2100的内表面2102上形成套环2200的一个或多个突出接片2206。由于对于侧凹特征的加工可能更复杂且昂贵,所以创造两个不同的可附接的部件(套环2200和抓握手柄2100)可以以更实惠的加工成本来实现更复杂或其他希望的设计。替代地,在例如3D-打印等其他制造环境中,套环2200和抓握手柄2100可以作为一件来形成。

[0078] 本领域技术人员应了解的是,引导套管和抓握手柄的对接结构和可克服停止的结构相对取向/位置可以容易地颠倒为机械等效物,尽管在本附图中未明确示出。例如,螺纹表面或突出接片可以位于内本体上而不是外本体上或者反之亦然、或者位于引导套管上而不是套环、或者反之亦然。

[0079] 这个实施例中所描述的安全挡固机构可以与以下用于部署基准物的任何适当的控制机制一起使用,包括但不限于以下机制:例如每转发出卡塔声一次、销钉敲击、以及离合器/齿轮。其他手柄构型包括例如在以下文本中披露的这些:美国专利号6,613,002;美国专利号6,976,955、Ducharme等人的美国专利申请公开号2010/0280367、2011/0152611、2010/059641;McHugo等人的2013/0006101;Lavelle等人的2013/0006286;以及Murray等人的2013/0096427,这些文件各自通过援引以其全文并入本文(但是应当服从本申请对术语的任何定义)。

[0080] 在展示多种不同实施例的附图中的图形和具体特征不一定是按比例。一些图形可以具有为了强调而放大的某些细节,并且部件的任何不同的数量或比例都不应理解为是进行限制,除非一项或多项权利要求如此指明。本领域普通技术人员应领会到,可以在本发明的范围内实践未在此明确说明的实施例,包括针对不同实施例在此描述的特征可以彼此组合和/或与当前已知的或未来开发的技术相组合同时保持处于在此提出的权利要求书的范围内。例如,在所要求保护的本发明的范围内,本发明的系统的针管和基准物可以经皮使用,从而包括在另一种微创外科手术中、例如腹腔镜术中使用。例如,目标部位可以是胃肠道中或附近的位置(例如,肝、胰腺),例如内窥镜术可触及的那些位置(使用穿过患者自然腔道例如嘴、肛门、阴道导入的微创内窥镜)。这更广义地包括通过NOTES(经自然腔道内镜手术)程序可触及的部位。本发明的方法和装置还可以用于其他的微创外科技术,例如经皮内窥镜手术(例如腹腔镜手术)或经皮非内窥镜手术、但最优选地是用于创伤较小的内窥镜手术。因此,旨在将上述详细说明认为是说明性的而不是限制性的。并且应该理解的是,以下权利要求书(包括所有等效物)旨在限定本发明的精神和范围。

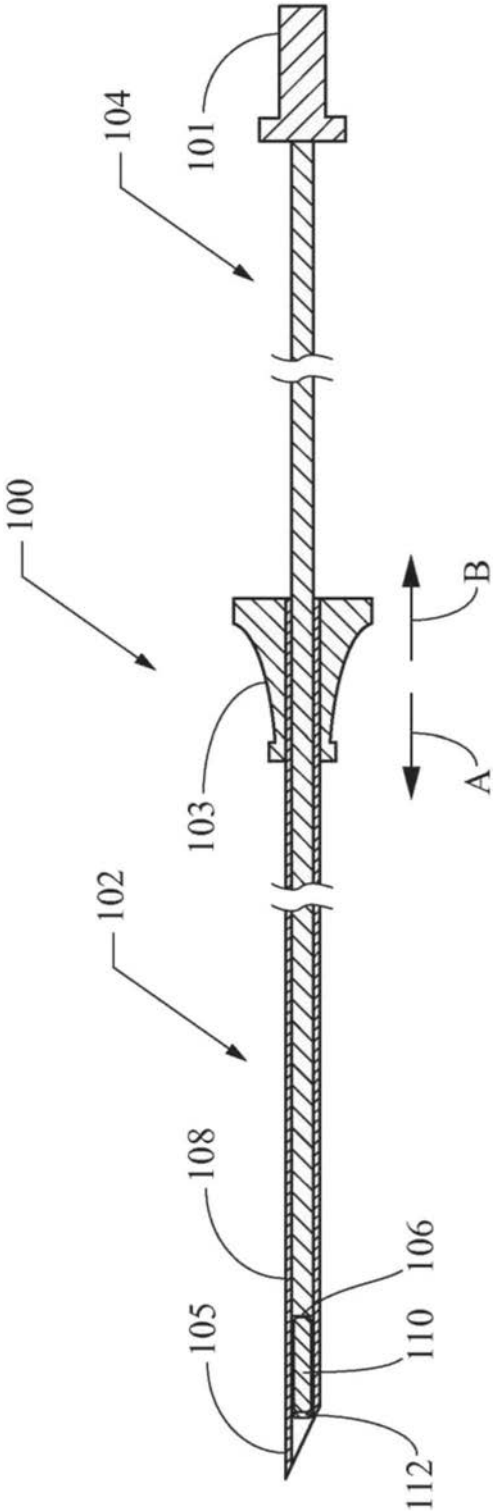


图1A(现有技术)

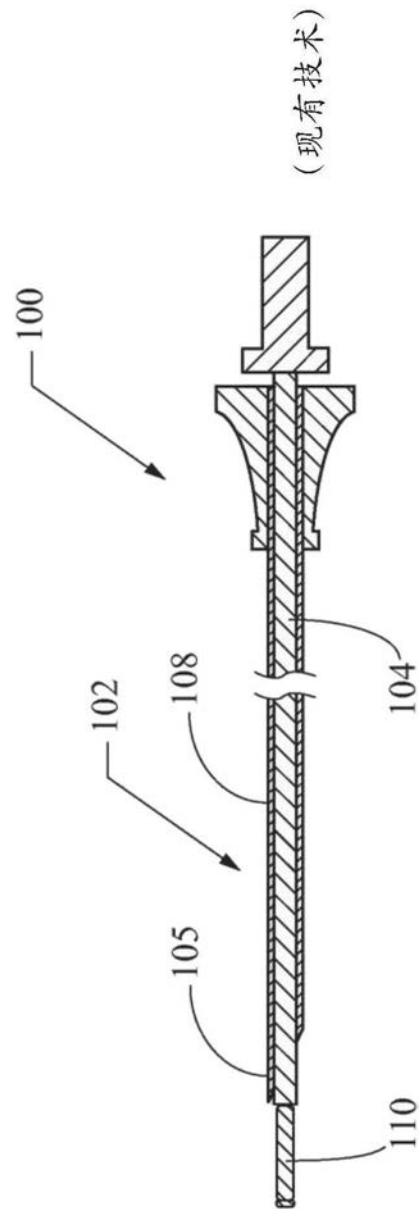


图1B

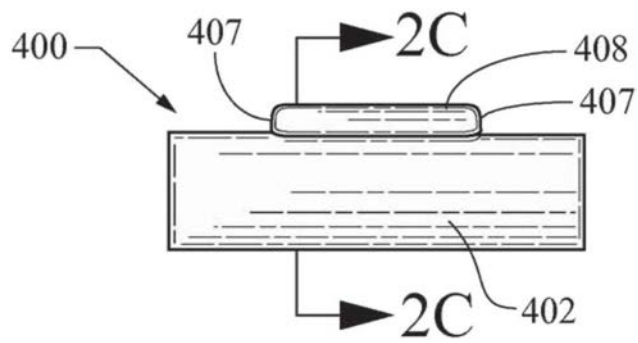


图2A

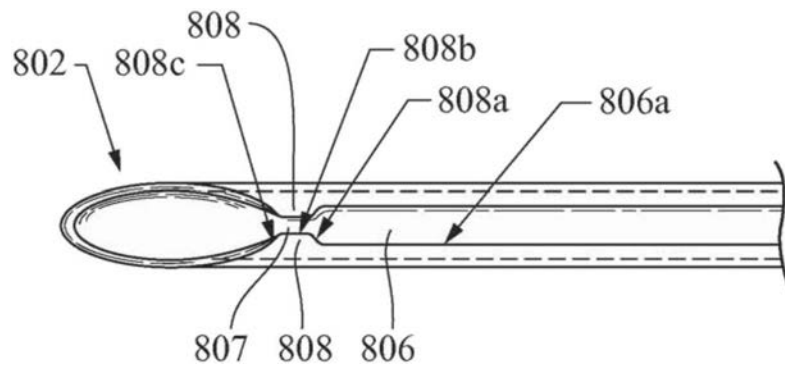


图3A

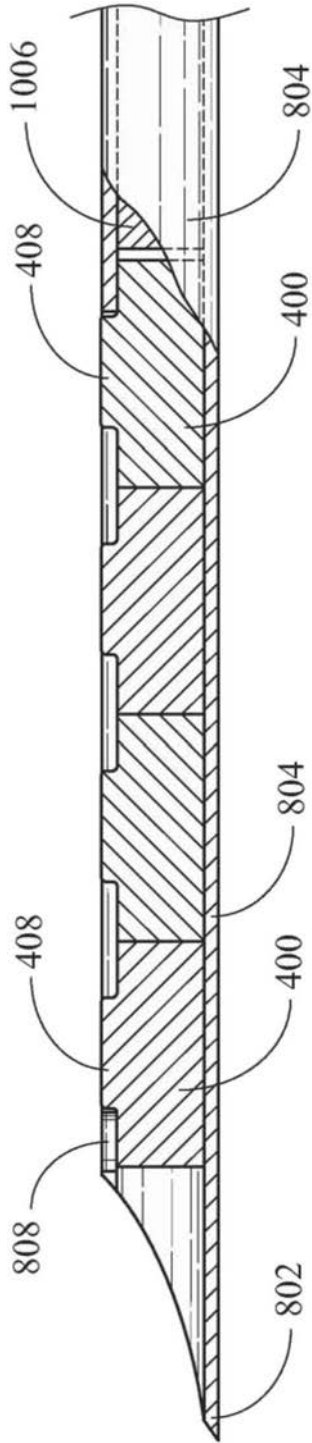


图4A

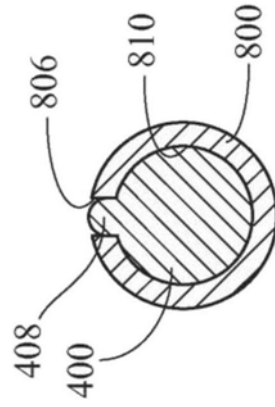


图4B

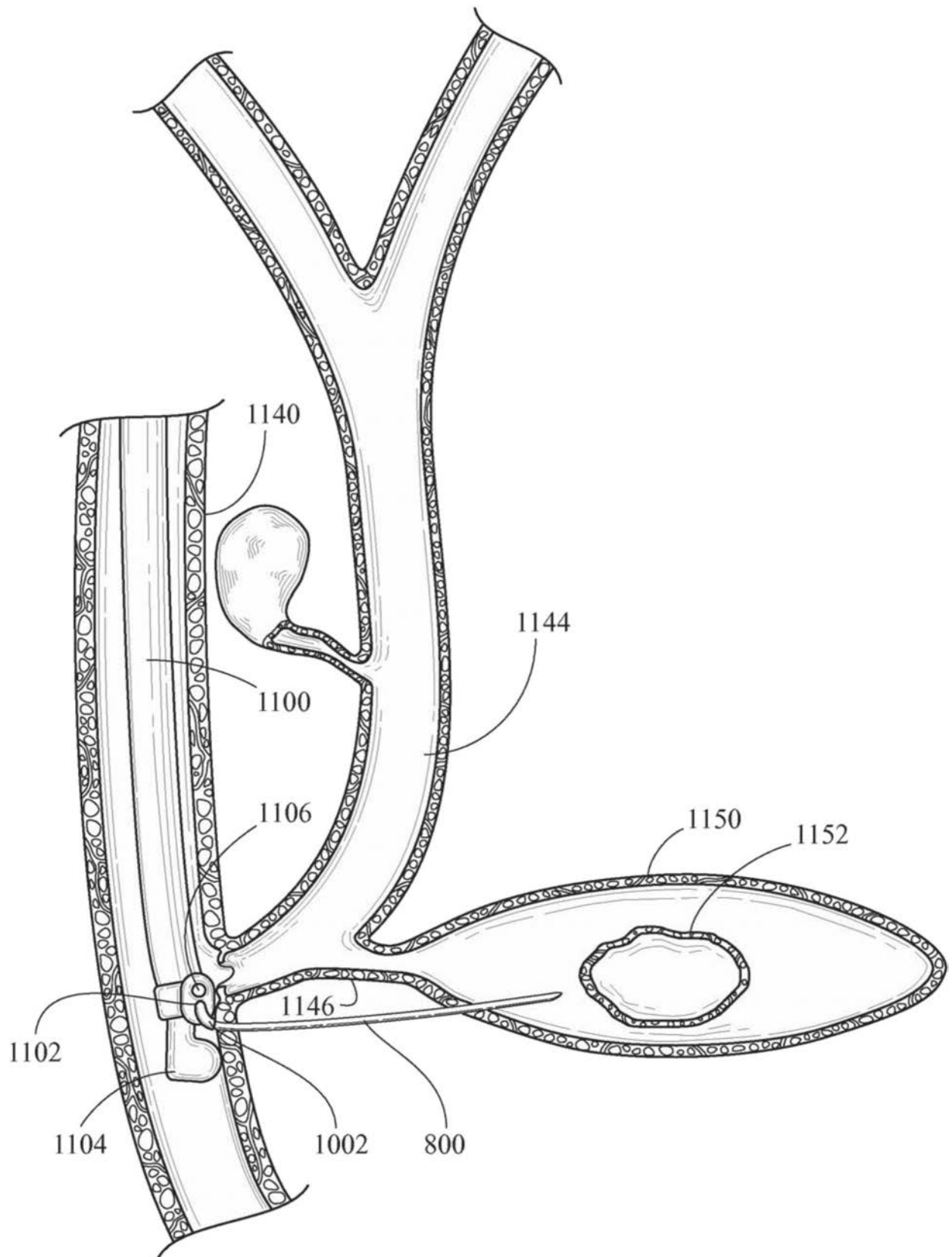


图5A

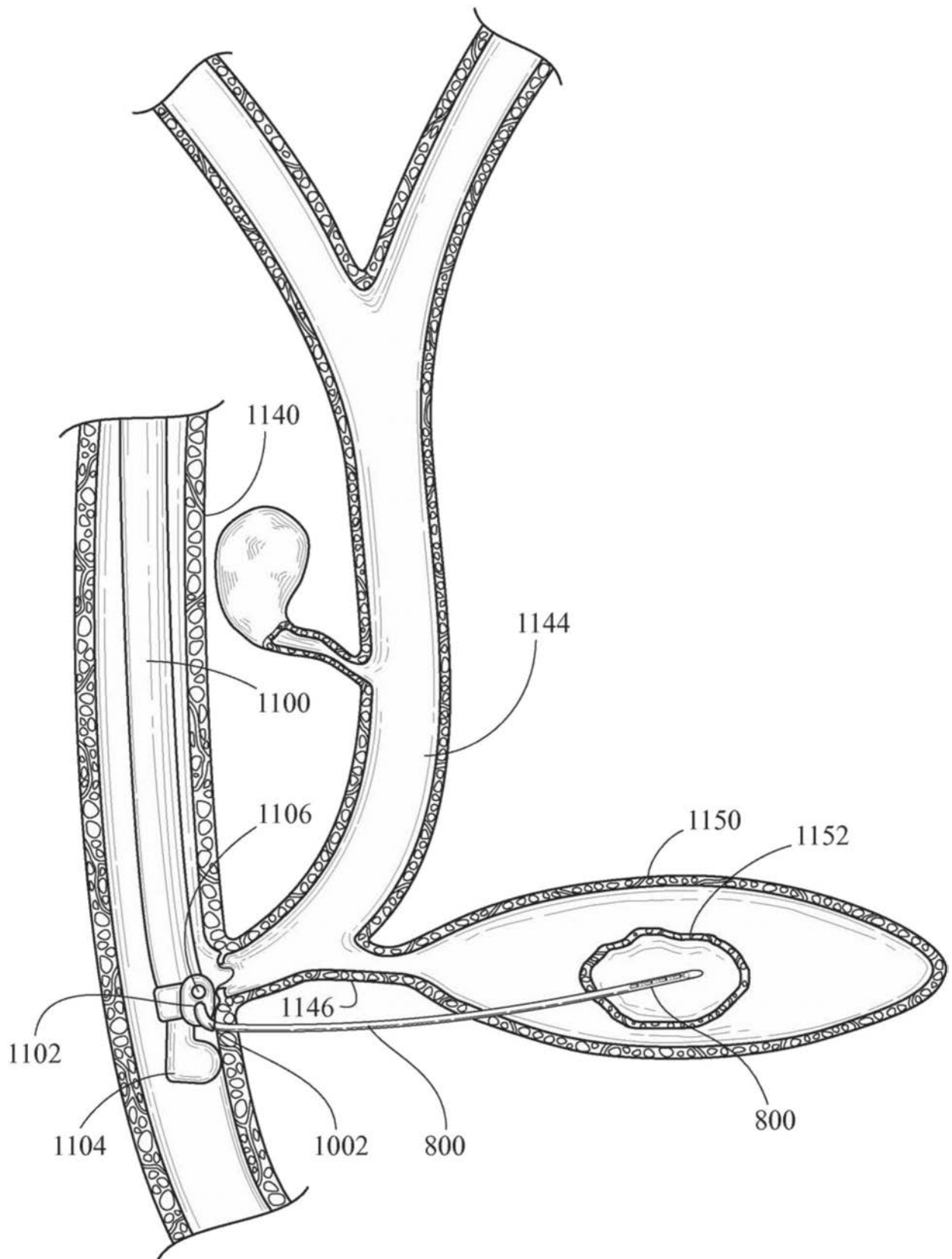


图5B

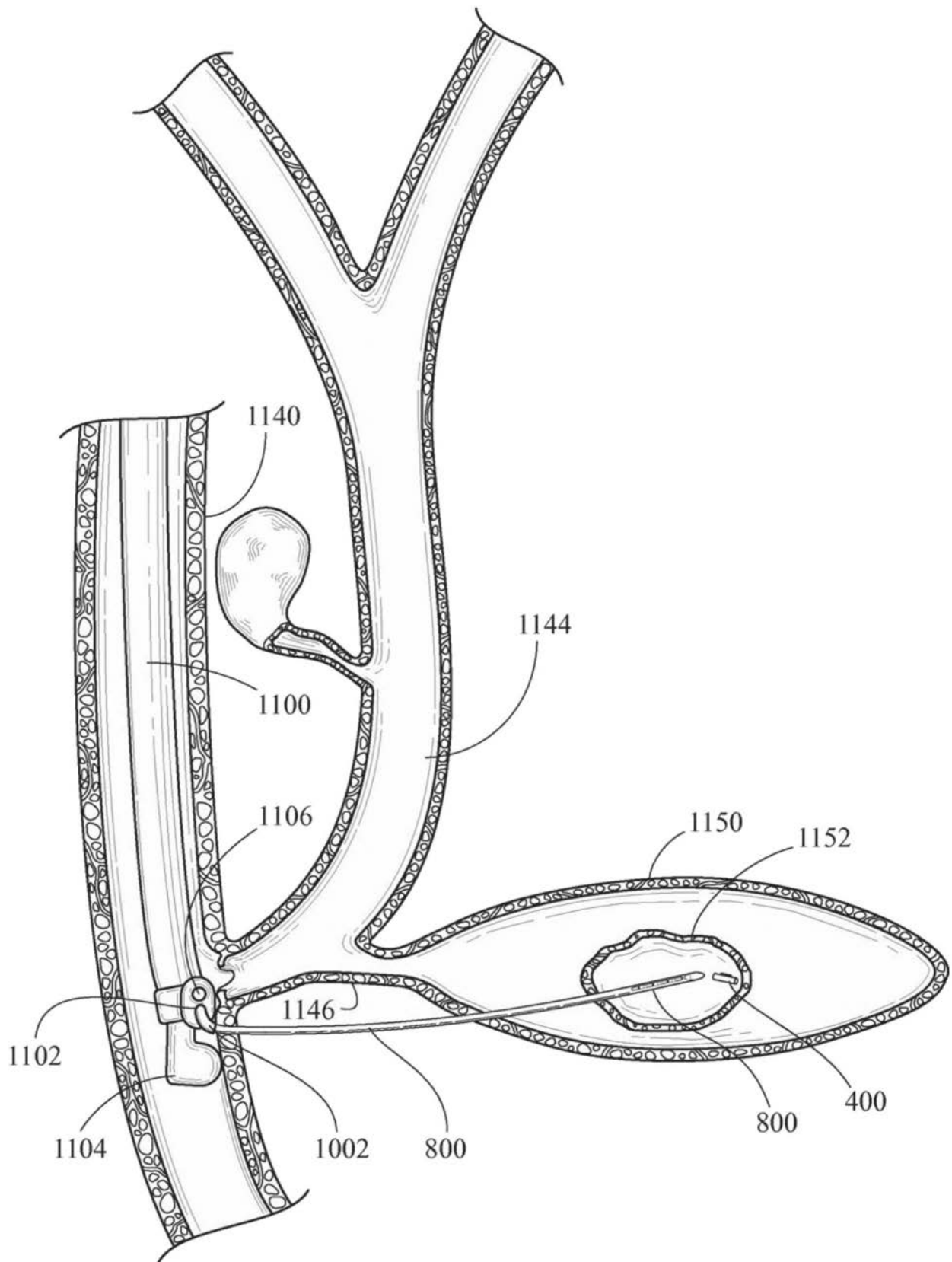


图5C

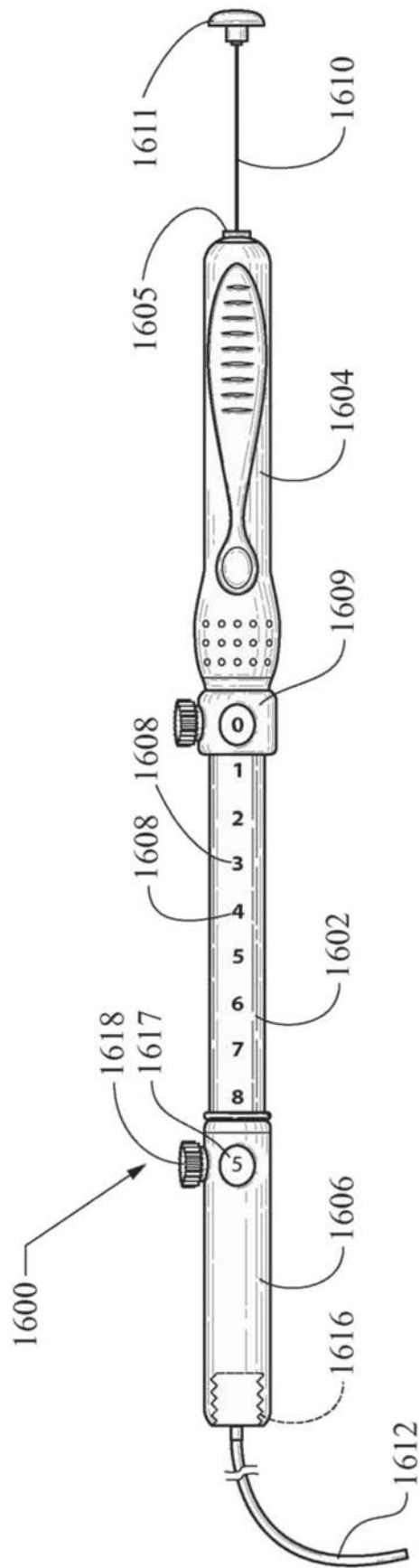


图6A

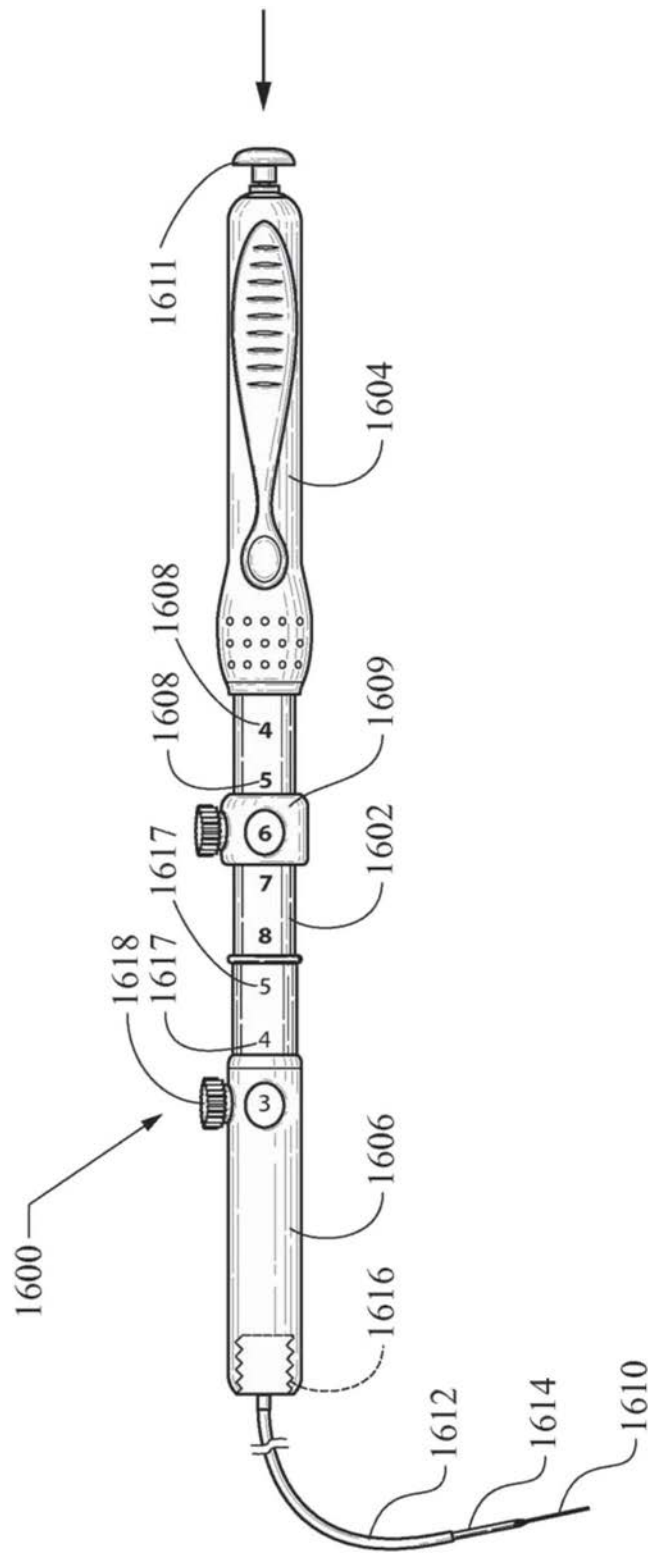


图6B

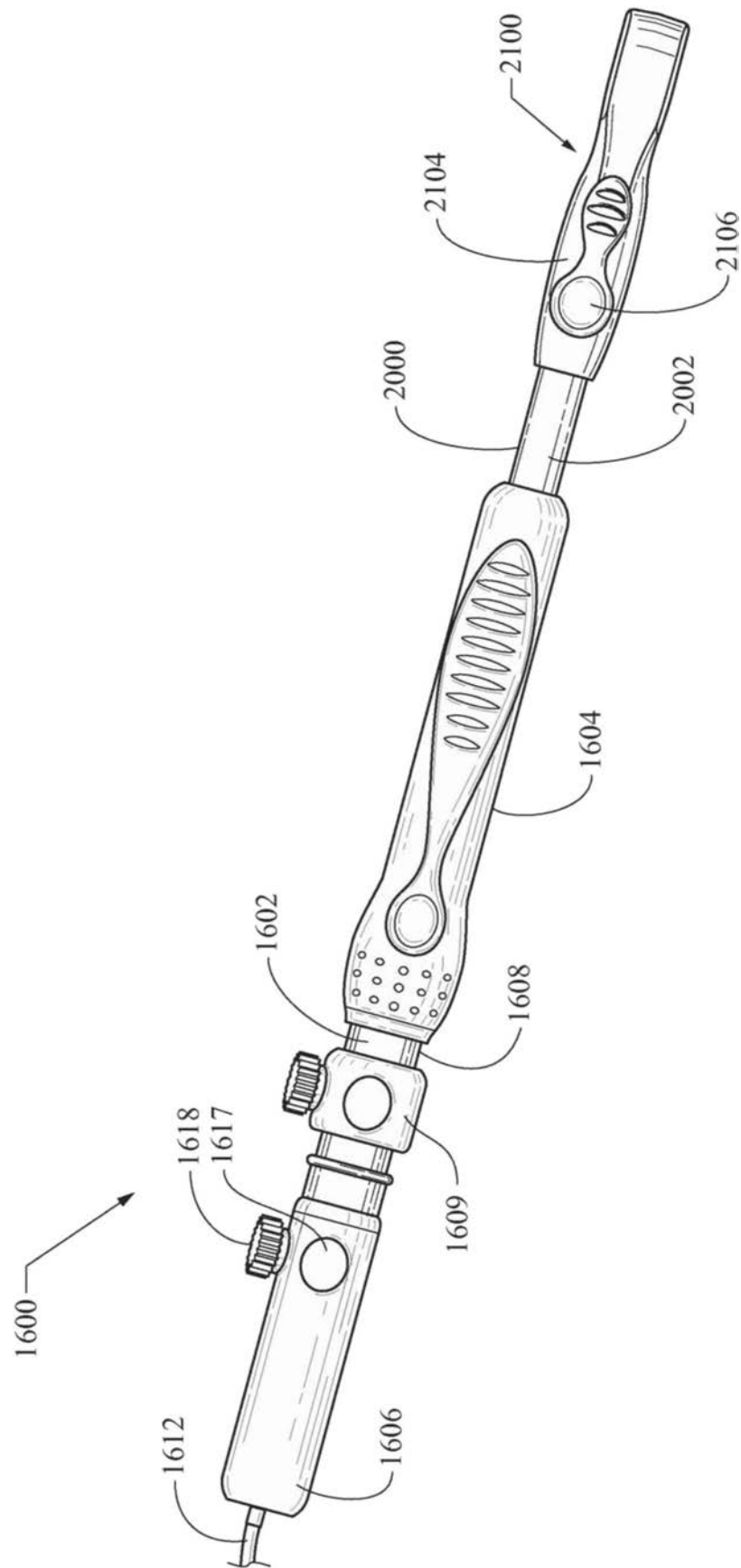


图7

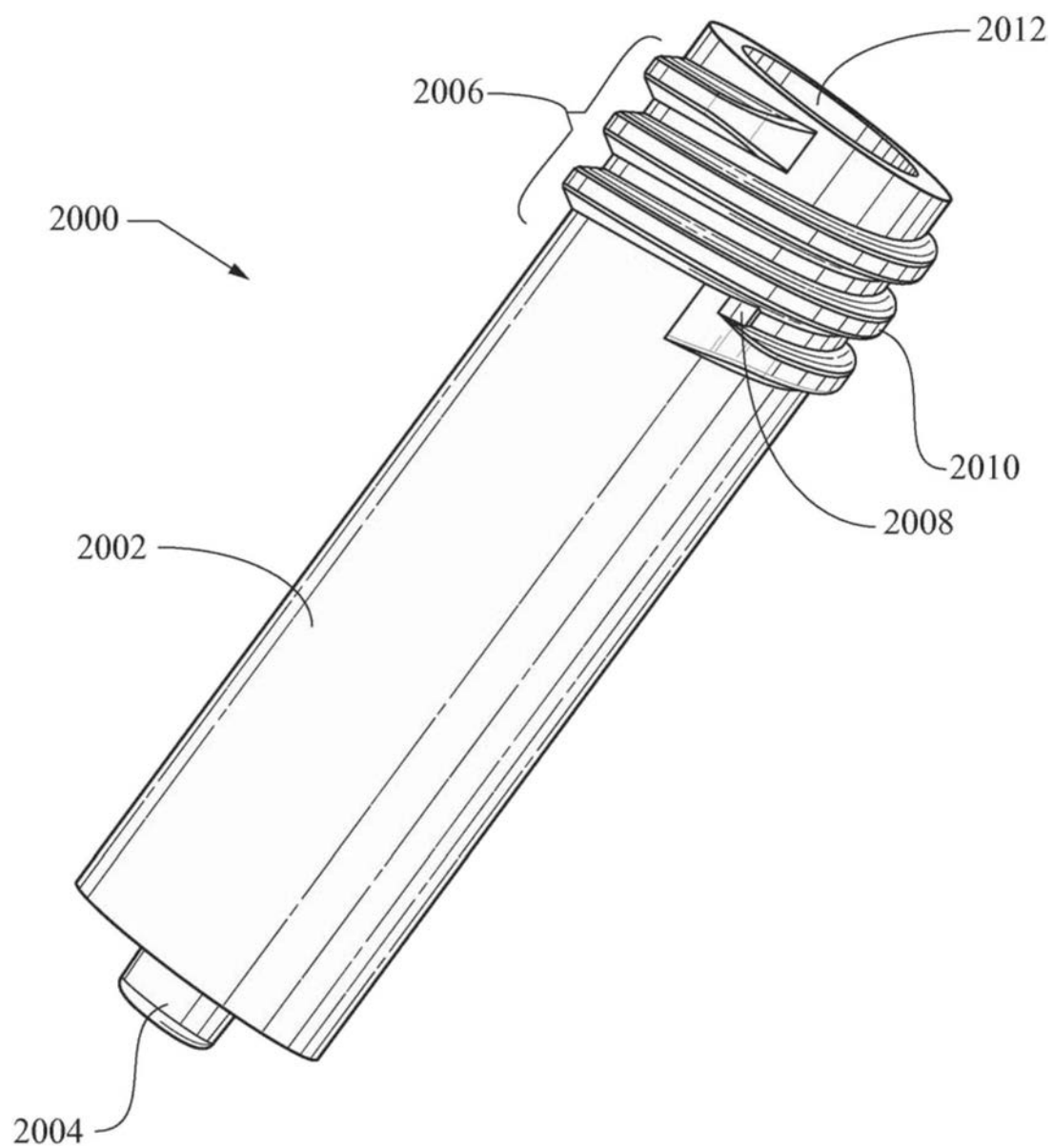


图8

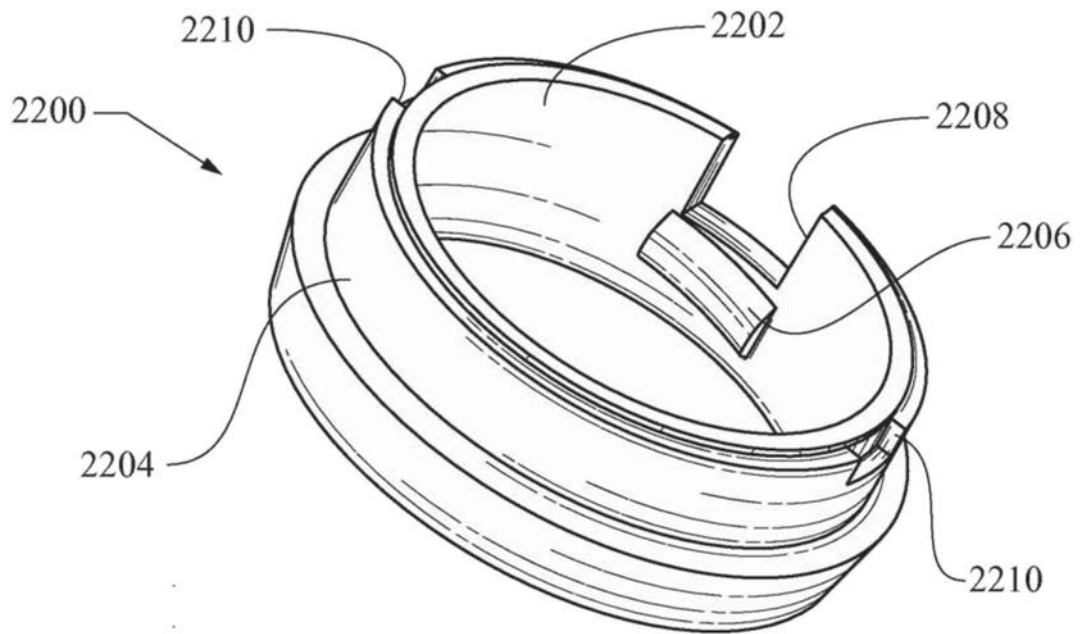


图9

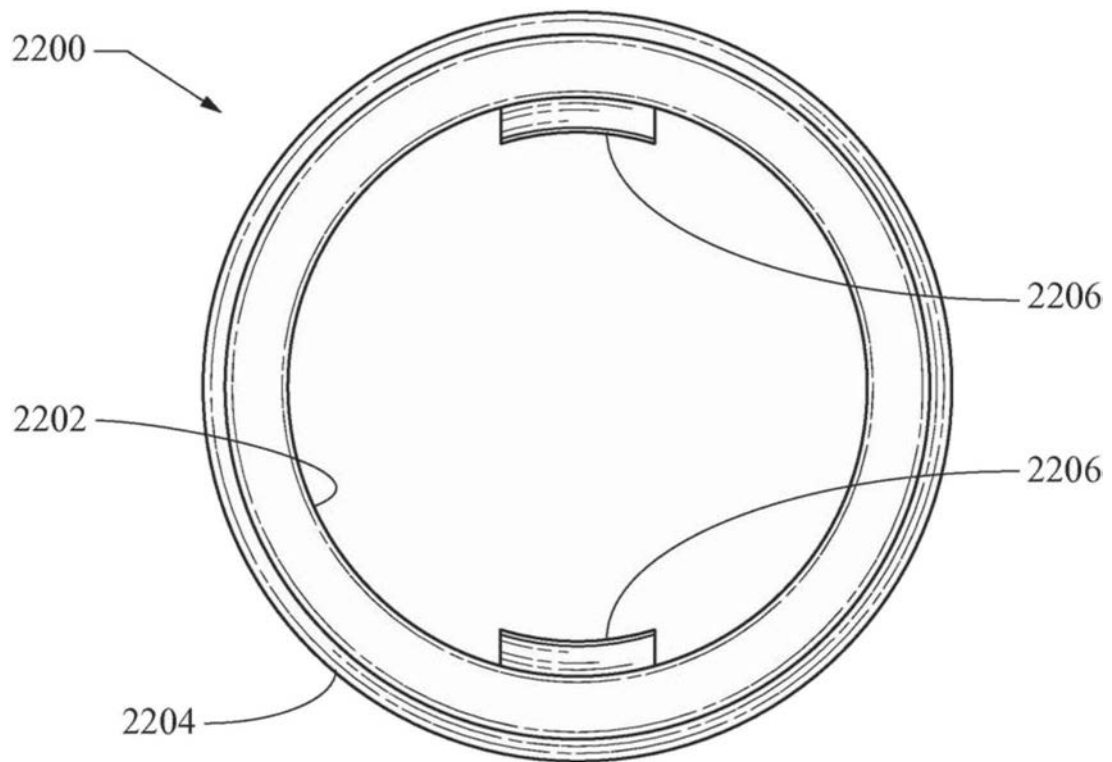


图10

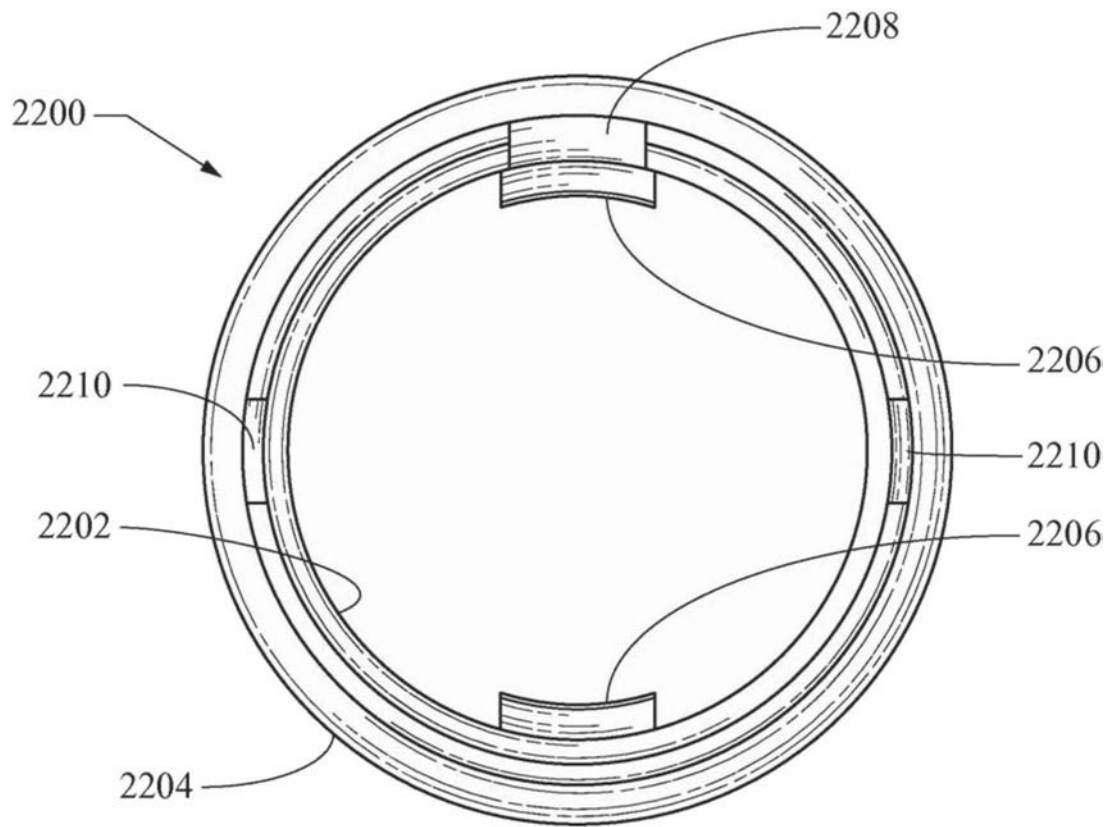


图11

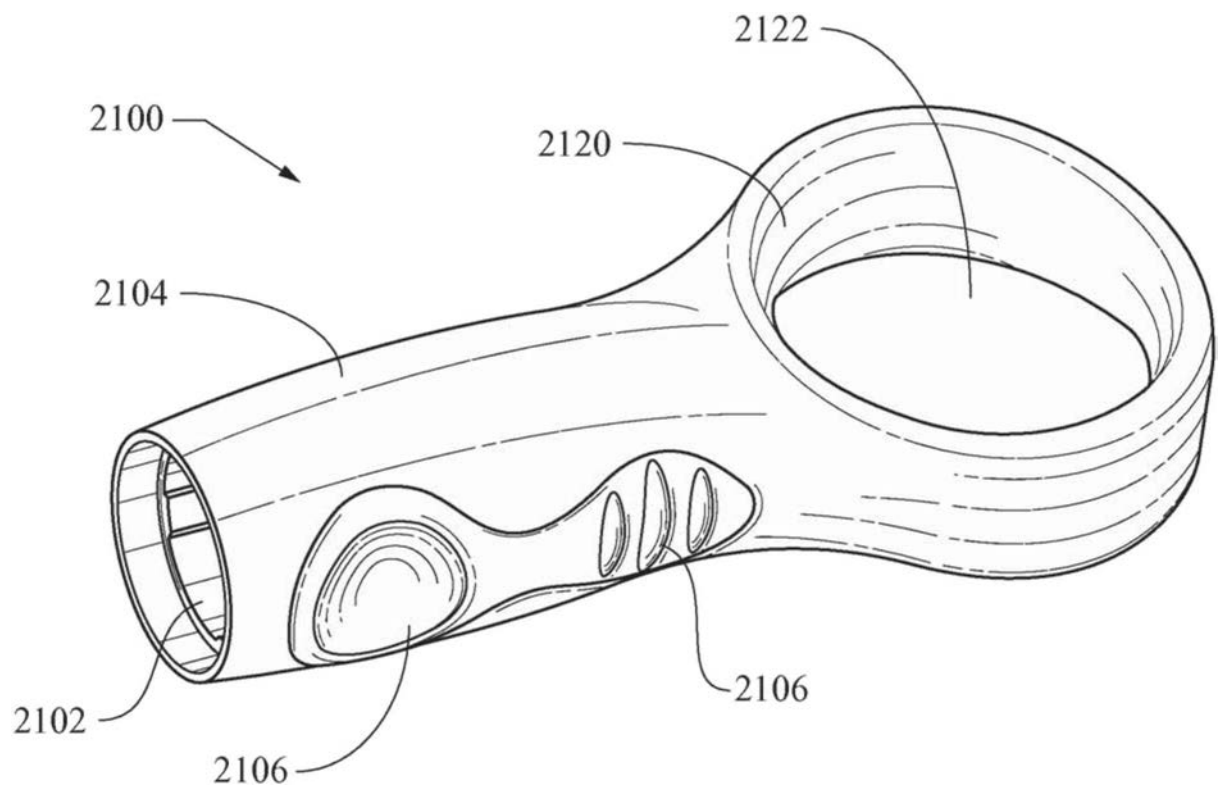


图12

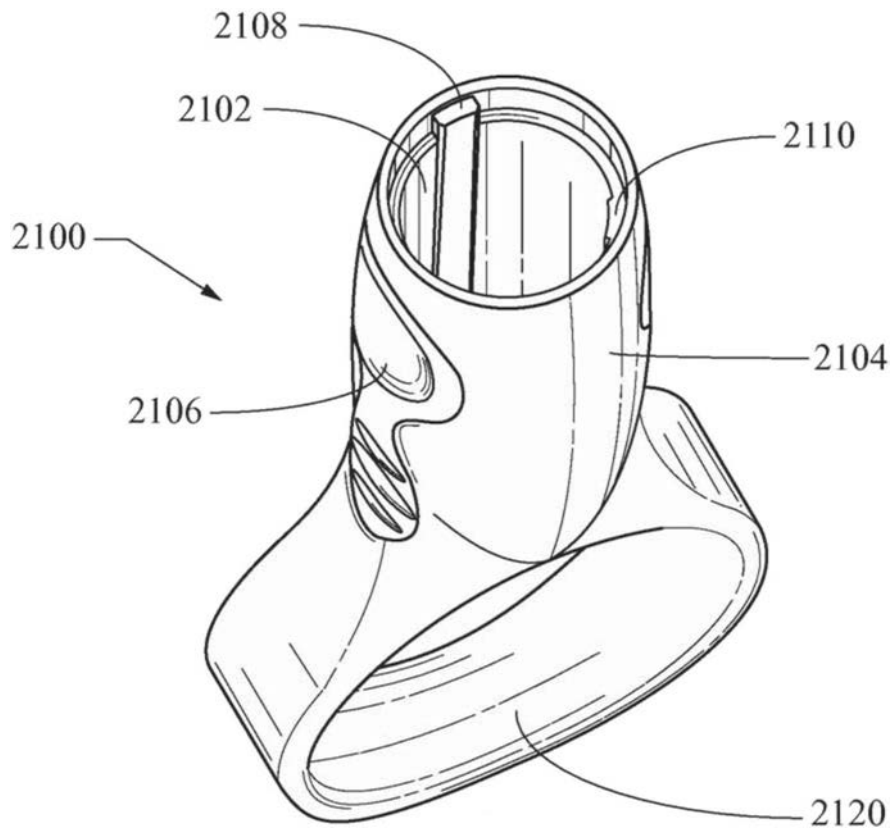


图13

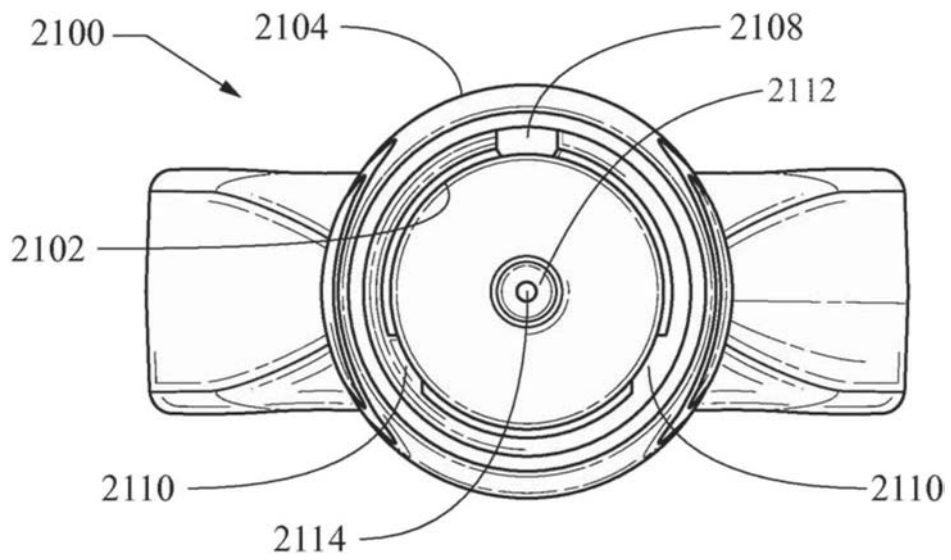


图14

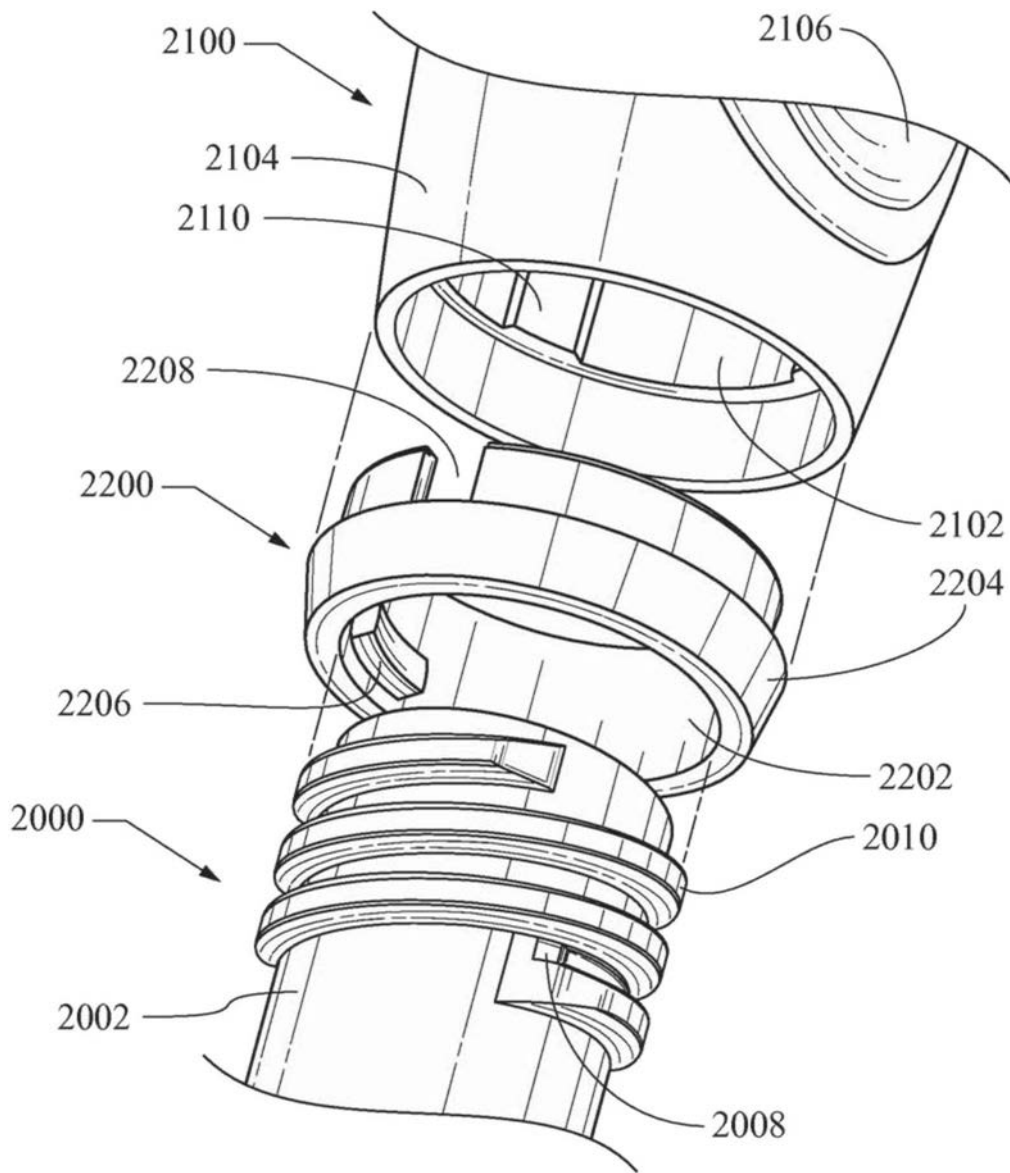


图15

专利名称(译)	内窥镜超声基准物针管管心针手柄组件		
公开(公告)号	CN107106208A	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201580072975.8	申请日	2015-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	库克医学技术有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	库克医学技术有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	库克医学技术有限责任公司		
[标]发明人	A C 劳伦斯 M R 威德姆耶尔		
发明人	A·C·劳伦斯 M·R·威德姆耶尔		
IPC分类号	A61B17/34 A61B90/00 A61M37/00		
CPC分类号	A61B90/39 A61B17/3468 A61B2090/034 A61B2090/035 A61B2090/0811 A61B2090/3912 A61B2090/3925 A61B2090/3966 A61B2090/3987 A61M37/0069 A61B2090/363 A61M2005/2073		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	62/086927 2014-12-03 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

披露了一种用于基准物部署系统的安全挡固机构，该安全挡固机构具有主手柄、管心针、引导套管、以及用于移动成与该引导套管相邻的抓握手柄。该引导套管或抓握手柄中的一者具有螺纹表面，并且另一者具有一个或多个突出接片以便可旋转地接合在这些螺纹之间。安全挡固结构被定位在这些螺纹之间并且被配置成用于当这些突出接片中的一者接触这个结构时阻止该抓握手柄旋转，除非用户施加阈值量的机械力来克服这个安全挡固结构，从而准许该管心针向远侧移动。

