



(10) 授权公告号 CN 107072687 B

(45) 授权公告日 2023. 12. 05

(21) 申请号 201580056221.3

(22) 申请日 2015.10.16

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107072687 A

(43) 申请公布日 2017.08.18

(30) 优先权数据
1418368.5 2014.10.16 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.04.17

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2015/074004 2015.10.16

(87) PCT国际申请的公布数据
W02016/059210 EN 2016.04.21

(73) 专利权人 科瑞欧医疗有限公司
地址 英国蒙茅斯郡

(72) 发明人 B·桑德斯 S·M·B·福尔摩斯
C·格利福德 S·莫里斯
C·P·汉考克

(74) 专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

专利代理师 郝传鑫 熊永强

(51) Int.Cl.
A61B 17/3205 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101536924 A, 2009.09.23
CN 102639068 A, 2012.08.15
US 2014249540 A1, 2014.09.04
US 2007129719 A1, 2007.06.07
US 2002010485 A1, 2002.01.24
WO 2014116877 A2, 2014.07.31
US 6383361 B1, 2002.05.07
CN 101111198 A, 2008.01.23
WO 0160265 A1, 2001.08.23
CN 202010184 U, 2011.10.19
CN 201453327 U, 2010.05.12
EP 2676626 A1, 2013.12.25

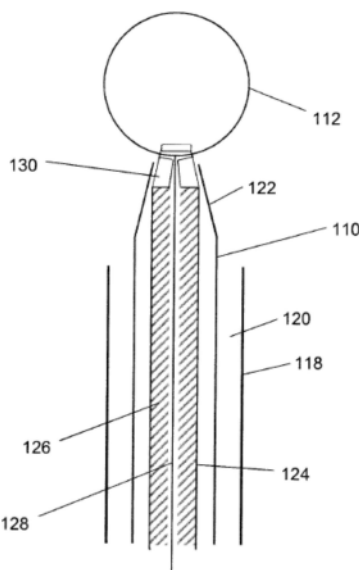
审查员 胡亚容

权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称
外科圈套器

(57) 摘要

本发明的实施例提供一种外科圈套器结构，其中用于所述圈套器的材料和所述圈套器的部署机构被配置成提高所述圈套器的切割功效。具体来说，本发明的外科圈套器结构可以省略已知的外科圈套器的圈中存在的扭结或尖突，且/或可以提供所述圈套器的切割动作对其有效的反作用表面。本发明的外科圈套器可以是冷(即，仅有机机械效果)圈套器，或者可以与射频(RF)和/或微波能量结合使用以便增强切割或凝血效果。



1. 一种外科圈套器,其包括:
导管,其中所述导管具有朝向所述导管的远端变窄的顶端区段;
柔性致动器轴杆,其可滑动地安装所述导管中,并且所述柔性致动器轴杆包括外部套管和内部推杆,所述内部推杆安装在所述外部套管内并且可以相对于所述外部套管滑动;
端盖,其安装在所述外部套管的远端处,并且所述端盖成形为邻接所述导管的顶端区段的内表面;
无尖突线圈,其连接到所述内部推杆的远端,
其中所述端盖包括用于接纳所述无尖突线圈的通路,由此所述内部推杆可以操作以便使所述无尖突线圈缩回到所述端盖中,且
其中所述端盖在面向远端的表面处包括反作用表面,所述无尖突线圈在完全缩回到所述端盖中时抵靠在所述反作用表面上,
其中所述柔性致动器轴杆可滑动地安装在所述导管中,以便在所述导管的远端处部署所述端盖,
其中所述反作用表面上安装有刀片,且其中所述刀片的远端边缘向所述导管的远端的近端定位,且
其中所述刀片安装在所述反作用表面的凹槽中,所述凹槽在所述无尖突线圈完全缩回到所述端盖中时接纳所述无尖突线圈。
2. 根据权利要求1所述的外科圈套器,其中所述反作用表面是所述端盖的平坦或凹的远端面。
3. 根据权利要求1或2所述的外科圈套器,其中在所述导管周围存在流体流动路径,以便准许越过所述导管的所述远端施加吸力。
4. 根据权利要求1所述的外科圈套器,其中所述无尖突线圈包括固定围圈,其由两端附接在一起的一段线段形成。
5. 根据权利要求4所述的外科圈套器,其中所述无尖突线圈在所述线段的所述两端之间的接合点处连接到所述内部推杆。
6. 根据权利要求4或5所述的外科圈套器,其中所述线段是被训练成优先采用圆形形状的形状记忆合金。
7. 根据权利要求6所述的外科圈套器,其中所述圆形形状是具有10mm或更小的直径的圆。
8. 根据权利要求4所述的外科圈套器,其中所述线段是由镍钛合金制成。
9. 根据权利要求5所述的外科圈套器,其中所述固定围圈的所述内表面被粗糙化以便有助于切割。
10. 根据权利要求1所述的外科圈套器,其中所述端盖和所述无尖突线圈可拆卸地安装在所述柔性致动器轴杆上。
11. 根据权利要求1所述的外科圈套器,其中所述无尖突线圈具有附接到所述导管的内表面的第一段和连接到所述内部推杆的第二端。
12. 根据权利要求11所述的外科圈套器,其中所述第一段附接在所述导管的所述内表面上的一点处,所述点从所述导管的所述远端向近端移位。

外科圈套器

发明领域

[0001] 本发明涉及外科圈套器,即,具有用于抓住或切开生物组织的主干的可伸缩材料圈的外科器械,例如在息肉切除术中。具体来说,本发明涉及能够经由导管穿过观测装置(例如,内窥镜或结肠镜)的器械通道引入的外科圈套器。

[0002] 发明背景

[0003] 在息肉切除术中使用外科圈套器是众所周知的。常规的圈套器包括可以在中空护套内滑动的线圈。所述线圈是有弹性的,使得在使其伸展越过所述护套时,其倾向于展开以便产生用于钩吊在息肉上的圆形空间。为了抓住或移除息肉,随后使线圈缩回到所述中空护套中,由此所述圆形空间的面积减小,且所述线接触息肉的主干且最终切开所述主干。

[0004] 通常,所述线圈的远端中形成有扭结或尖突,这有助于防止线的形状在其缩回时变形。

[0005] 为了辅助切割,已知通过圈套器递送射频(RF)能量,作为对被圈套器固持的生物组织进行透热疗法的手段。使用此类能量操作的圈套器常常被称为“热”圈套器。纯机械操作的圈套器常常被称为“冷”圈套器。

发明概要

[0006] 在最一般的情况下,本发明提出一种外科圈套器结构,其中用于圈套器的材料和圈套器的部署机构被配置成提高圈套器的切割功效。具体来说,本发明的外科圈套器结构可以省略已知的外科圈套器的圈中存在的扭结或尖突,且/或可以提供圈套器的切割动作对其有效的反作用表面。本发明的外科圈套器可以是冷(即,仅有机机械效果)圈套器,或者可以与射频(RF)和/或微波能量结合使用以便增强切割或凝血效果。

[0007] 根据本发明的一个方面,提供一种外科圈套器,优选为冷(无RF)外科圈套器,其包括:柔性致动器轴杆,其包括外部套管和内部推杆,所述内部推杆安装在所述外部套管内(例如,与其同轴地安装)并且可以相对于所述外部套管滑动;端盖,其安装在所述外部套管的远端处;线圈,其优选为无尖突线圈,其连接到所述内部推杆的远端,其中所述端盖包括用于接纳所述无尖突线圈的通路,由此所述内部推杆可以操作以便使所述无尖突线圈缩回到所述端盖中,且其中所述端盖在其远端处包括反作用表面,所述无尖突线圈在完全缩回到所述端盖中时与所述反作用表面相抵。在本文,术语“无尖突”可以是指“没有扭结或其他不连续性地形成,即,具有沿着其整个长度的曲率的相同的意义。换句话说,线圈在环绕线圈的曲率的方向上没有变化。

[0008] 无尖突线圈与可以与其相抵地进行切割的反作用表面的组合可以使得圈套器能够进行更干净的切割。这在移除少量的生物组织中特别有用,例如在结肠镜检查程序中遇到的小无蒂息肉。干净的切割可以实现对生物组织的更好的整块移除,即,更完整的切除,其减少或消除在切割之后高低不平的组织的存在。高低不平的组织已经与息肉再生的高风险相关联,因此需要使得切割尽可能地干净。

[0009] 另外,在结肠中使用加热效果(透热)也可能因为迟发性出血的风险而不甚合意。

本发明提出不需要加热的解决方案,且因此消除了此风险。然而,在其他实施例中,额外的加热效果可能是有用的。本发明的圈套器因此还可以并入有助于递送RF和/或微波能量的构件。

[0010] 反作用表面可以是端盖的平坦或凹的远端面。形状可以经过选择以便在线圈缩回时与线圈一起形成圆形孔口。凹表面的半径可以与在完全伸展时的线圈相同。此布置确保由圈套器产生的损害是圆形,并且减少或最小化在切割期间对组织的力。需要在线圈完全缩回时在反作用表面与线圈之间不存在间隙。因此优选线圈可完全缩回到端盖中。

[0011] 反作用表面可以包括用于在无尖突线圈完全缩回到端盖中时接纳所述无尖突线圈的凹槽。

[0012] 反作用表面可以在端盖的面向远端的表面上。替代地,其可以形成于端盖的一个侧面上,由此端盖中的通路被布置成在使用推杆使线圈伸展时将线圈向侧面引导出端盖。向端盖的一侧展开圈套器线圈可以辅助在线圈内抓住组织。

[0013] 在一些情形中,可能需要将电磁能量递送到无尖突线圈以便增强切割功能或辅助凝血。在一个实例中,可以沿着贯穿柔性致动器轴杆或与其并排的同轴电缆将射频(RF)和/或微波能量递送到端盖。无尖突线圈可以包括与同轴电缆的内部导体电连接的一个或多个传导部分,且反作用表面可以包括电连接到同轴电缆的外部导体的一个或多个传导部分。无尖突线圈和反作用表面上的所述传导部分因此可以形成用于将RF能量和/或微波能量传输到被无尖突线圈采集的生物组织中的双极结构。

[0014] 柔性致动器轴杆可以表示导管,内部推杆在其内滑动以便致动圈套器。端盖因此可以附接在所述导管的远端处。然而,在另一实例中,外科圈套器可以包括额外的导管,其中柔性致动器轴杆可滑动地安装所述导管中,以便在其远端处部署端盖。所述导管的大小可以被设计成装配在例如结肠镜等观测装置的器械通道内。在使用中,导管因此可以在柔性致动器轴杆不存在于器械通道内部或处于缩回配置中时插入器械通道中,在所述缩回配置中,端盖在近端与导管的远端间隔。在将结肠镜定位在治疗部位之后,柔性致动器轴杆可以在导管中轴向地滑动,以便在其远端处定位端盖。随后可以使用内部推杆例如通过部署线圈来操作圈套器。

[0015] 导管可以具有朝向导管的远端变窄(例如,成圆锥形)的顶端区段。此配置可以辅助对线圈的精确定位。端盖可以成形为例如通过一种方式邻接顶端区段的内表面,使得实现对线圈和反作用表面的可重复的准确的定位。圈套器可为可以在此配置中锁定的。

[0016] 可以在端盖周围存在流体流动路径,例如,在导管的外表面与穿过其引入导管的器械通道的内表面之间,或在导管的内表面与柔性致动器/端盖之间,以便准许越过导管的远端施加吸力。在治疗期间施加吸力可为有用的,以便辅助捕获线圈内的息肉和/或从治疗部位移除流体。

[0017] 在一个实施例中,无尖突线圈包括由两端附接在一起的一段线形成的固定围圈。所述固定围圈可以在所述两端附接在一起之后安装在端盖中,例如,通过将端盖形成为两个部分,所述两个部分在线圈安装在其中之后固定在一起。此配置确保内部推杆的操作致使线圈的两侧同时缩回到端盖中。因此可以通过一致的方式朝向反作用表面拖拉在线圈中捕获的生物组织。所述固定围圈可以具有预定直径,例如,3mm、6mm、8mm、10mm、12mm等。

[0018] 无尖突线圈可以在所述线段的两端之间的接合点处连接到内部推杆。所述线段可

以是形状记忆合金(例如,镍钛合金),其倾向于采用圆形形状,例如具有10mm或更小、优选8mm或更小的直径的圆。在一个实例中,所述线段的形状记忆性质可以用于训练所述线圈,以便采用在给定温度下对于圈套器的操作有用的形状。可以通过将电流(例如,小DC或RF AC)递送到线圈来控制线圈的温度。在一个实例中,所训练的有用形状可以是增加硬度的线圈,其可以辅助将线圈定位在息肉上。

[0019] 端盖可以被布置成在无尖突线圈从其向远端伸展时使无尖突线圈偏斜,使得无尖突线圈的平面与柔性致动器轴杆的纵轴以一角度倾斜(例如,偏移)。此配置可以辅助将线圈定位在结肠壁上的无蒂息肉上。

[0020] 所述线段的表面(或在形成固定围圈的内表面的表面上)上被粗糙化或锐化,以便有助于切割。所述线段可以具有由多个股形成的线缆状结构,所述多个股被纺织、扭转、编织或以其他方式接合在一起。所述多个股可以由镍钛合金制成。所述多个股可以包括由带刺线制成的多个股中的一股。此结构可以辅助线抓住小无蒂息肉。

[0021] 端盖和无尖突线圈可以例如使用合适的卡口连接等而可拆卸地安装在柔性致动器轴杆上。这可以允许可以容易地互换不同直径的线圈。

[0022] 在另一实施例中,无尖突线圈可以具有附接到导管的内表面的第一端和连接到内部推杆的第二端。在此布置中,线圈以与奶酪线类似的方式与反作用表面相抵。为了实现线圈与反作用表面相抵地完全地缩回,第一端可以附接在从导管的远端向近端移位的导管的内表面上的点处。端盖具有用于无尖突线圈的出口可为合意的,所述出口与导管的内表面的附接点紧密接近,使得线圈的直径在线完全缩回时非常小(优选为零)。

[0023] 为了提供精确切割,反作用表面上可以安装有刀片。为安全起见,刀片的远端边缘优选向所述导管的远端的近端定位(即,在导管内)。换句话说,刀片可以安装在反作用表面中形成的凹部中。

[0024] 本发明的外科圈套器可以与常规的观测设备(例如,内窥镜或结肠镜)一起使用。柔性致动器轴杆的近端可以延伸出观测设备,在那里其被接纳在致动器工具中。致动器工具可以包括用于向柔性致动器轴杆施加旋转的手柄,所述旋转可以传递到圈套器的远端以便转动线圈。在没有单独导管的实施例中,可以向内部推杆施加旋转,且端盖可以包括旋转接头以便准许无尖突线圈旋转。所述致动器工具可以进一步包括附接到内部推杆的滑动器机构,所述滑动器机构使得所述内部推杆能够相对于外部套管轴向地滑动,以便部署线圈。所述滑动器机构可以包括齿轮系统,例如,具有2:1或3:1的比率,以便给予操作者对线圈的展开和收拢的精细控制。齿条和小齿轮类型布置可以适合于齿轮机构。

[0025] 在一个实例中,滑动器机构可以包括力限制器,以便限制可以在收拢无尖突线圈时施加的力。这可以防止对可能在被圈套器采集的组织内捕获的肌肉组织的意外切割。所述力限制器可以是可调整的,或者仅在无尖突线圈的直径小到足以开始进行切割时变得有效。在一个实例中,内部拉线可以包括在纵向方向上展现弹性的一部分,由此如果内部拉线上的力超过阈值,那么所述拉线将弹性地伸展,而不是进行作用而使无尖突线圈移动穿过端盖。

[0026] 使用不需要反作用表面的外科圈套器中的无尖突镍钛合金线圈可为本发明的另一方面。

[0027] 附图简述

[0028] 下文参考附图详细论述本发明的实例,其中:

[0029] 图1是在其器械通道中具有作为本发明的实施例的外科圈套器的结肠镜的示意性视图;

[0030] 图2是作为本发明的实施例的外科圈套器的示意性局部横截面视图;

[0031] 图3是适合于与根据本发明的外科圈套器一起使用的端盖结构的特写视图;

[0032] 图4是作为本发明的另一实施例的外科圈套器的示意性分解局部横截面视图;

[0033] 图5是作为本发明的另一实施例的外科圈套器的示意性局部横截面视图;

[0034] 图6是作为本发明的另一实施例的外科圈套器的示意性局部横截面视图;

[0035] 图7是作为本发明的另一实施例的外科圈套器的示意性局部横截面视图;以及

[0036] 图8A、8B、8C是穿过三个替代性端盖配置的示意性横截面视图。

[0037] 详细描述;其他选项和偏好

[0038] 图1是其中可以使用本发明的外科圈套器的结肠镜系统100的示意性视图。系统100包括结肠镜,其具有主体102和从所述主体延伸的柔性轴杆104,所述柔性轴杆适合于插入到所述主体中以便接近治疗部位。轴杆104收容了各种通道,例如常规的器械通道和观察通道(未示出)。观察通道可以携载适合于将治疗部位的图像递送到观察端口106的光学设备。

[0039] 主体102包括用于将外科器械(在此情况下为外科圈套器)接纳到器械通道中的器械端口108。如在下文更详细地阐释,外科圈套器包括柔性导管110,其在其远端处具有形成圈套器的操作部分的线圈112。线圈112连接到柔性致动器轴杆(图1中未示出),所述柔性致动器轴杆通过导管110进行传送。

[0040] 导管110在其远端处连接到旋转器114,所述旋转器用于相对于器械通道旋转导管(和因此线圈112)。柔性致动器轴杆在导管的远端处连接到滑动器116,所述滑动器进行操作以便伸展和缩回线圈112,如在下文更详细地论述。

[0041] 图2是作为本发明的实施例的外科圈套器的远端的局部横截面视图。在此实例中,所述圈套器包括导管110,所述导管的大小被设计成穿过观测装置(例如,结肠镜或内窥镜)的器械通道118。如图2中所示,优选在器械通道118的内壁与导管110的外壁之间存在空气间隙120(其量值在图式中有所夸大)。此空气间隙可以使得能够在治疗期间通过器械通道施加吸力。

[0042] 导管110具有顶端区段122,其直径朝向远端变窄。顶端区段122因此可以类似于圆锥体。此布置提供用于引入圈套器的窄孔口,其有助于外科医生进行控制。

[0043] 在此实例中,导管110示出为对于柔性致动器轴杆124的外部套管126来说是单独实体,由此柔性致动器轴杆124可以相对于导管110滑动。然而,在替代性实例中,不提供单独的导管110,且外部套管126本身形成导管。因此本文对导管110和导管110的任何特征的参考可以理解为同等地适用于其中不存在单独导管110的外部套管126。

[0044] 导管110(和/或外部套管126)是携载柔性致动器轴杆124的柔性中空管。用于导管的材料被选择成展现足够的刚度,以便有助于推动穿过结肠镜。所述导管可以由尼龙、PTFE、FEP、编织的FEP、PFA、ETFE、PEEK等制成。

[0045] 柔性致动器轴杆124包括可滑动地接纳在导管110中的外部套管126,和内部推杆128,例如,不锈钢线等,其可滑动地接纳在外部套管126中。

[0046] 柔性致动器轴杆124在其远端处与端盖130端接,所述端盖是例如由不锈钢制成的刚性单元。在此实施例中,端盖130成形为以一种方式与导管110的顶端区段122相抵地装配,使得线圈112能够从导管110伸展出来。举例来说,端盖可以包括与顶端区段122的内表面协作的侧表面。

[0047] 图2示出端盖的横截面,其具有用于接纳线圈112和内部推杆128的T形内部通路。

[0048] 图3示出端盖130在从图2中示出的位置围绕垂直轴旋转90°时的侧视图。在这里,可以了解,端盖130形成为两块,其在线圈112和内部推杆128安装在其中之后例如通过焊接等固定在一起。端盖130因此包括附接到外部套管126的底座132。在此实施例中,底座132具有锥形形状,但可以使用适合于在导管110内滑动的任何形状。底座132中形成有T形通道134。T形通道134的顶部(横杆)在底座132的顶表面和侧表面处是开放的,例如,以便形成通道。T形通道134的底部是开放的,以便提供用于内部推杆128的出口。为了将线圈固定在T形通道134中,端盖130包括顶部零件136,其固定(例如,焊接)到底座132的顶表面以便关闭通道。顶部零件136可以包括脊状物138,其装配到底座132的顶表面中的通道中,例如,以便提高组件的结构完整性。顶部零件136的顶表面中可以形成有凹槽140,以便在圈套器完全缩回时接纳线圈112。

[0049] 线圈112优选由具有足够的硬度和弹性的材料制成,以便在从端盖伸展时采用圆形形状。发明人已经发现展现形状记忆性质的合金,例如镍钛(镍钛合金),是特别适合的。

[0050] 此外,在本发明中,线圈112具有固定圆周长度,即,单段线(例如,镍钛合金)的两端附接在一起(例如,通过焊接)以便形成线圈。所述线圈的直径可以是任何合适的大小,例如达20mm,但优选10mm或更小,更优选小于8mm。如果材料具有形状记忆性质,那么可以对所述线圈进行训练以便在静止时占据预定形状。使用此线圈配置的优势是,所述形状可以是一致圆形,即,没有例如扭结或尖突等不连续性。这使得线圈能够与端盖130相抵地完全收拢,这降低或消除了不完全切割的风险。

[0051] 一旦以此方式形成,线圈112可以附接(例如焊接或以其他方式固定)到内部推杆128,所述内部推杆可以是不锈钢或展现足够的硬度的其他材料。内部推杆128可以在T接合点处与线圈112汇合,所述T接合点可以在完全部署(伸展)圈套器时装配在T形通道中。相对于外部套管126滑动内部推杆128会致使将线圈拖拉到端盖130中或拖拉出端盖130。外部套管126和内部推杆128因此可以充当双动作部署轴杆,其两者相对于导管110定位线圈112且部署(伸展和缩回)线圈112。

[0052] 在使用中,线圈112采集生物组织且在缩回圈套器时将所述生物组织朝向端盖拖拉回。顶部零件136的顶表面(具有或没有凹槽140)因此可以充当反作用表面,线圈可以与所述反作用表面相抵地按压所述组织以便进行机械(压力)切割/切除。虽然顶表面在图2中示出为平坦的,但实际上它还可以是凸的,例如,以便与线圈在收拢时的形状匹配。

[0053] 为了辅助切割功能,可以例如在线圈112的面向内的部分上向线圈112提供粗糙表面。

[0054] 内部推杆128是可以可以通过定位在导管的近端处的常规滑动器进行操作的。所述滑动器可以包括齿轮机构,例如,具有3:1齿轮比,以便辅助可能在远端处所需的精细移动。

[0055] 图4示出外科圈套器的另一实施例。对与图2中示出的圈套器相同的特征给予相同

的参考数字,且不再描述。在此实施例中,外科圈套器包括可拆卸的圈套器头部142,其可以联接到柔性致动器轴杆124。所述可拆卸的圈套器头部142包括上文论述的线圈112和端盖130。然而,端盖130的底座132以及柔性致动器轴杆124的远端具有协作的附接元件144、146,其可以啮合以便将端盖130固定到柔性致动器轴杆124。所述协作的附接元件144、146可以包括互锁特征,例如,卡口配件,或可以包括螺纹、弹簧夹、系带缠绕紧固件,或在轴向方向上紧固组件的其他构件。

[0056] 在此实施例中,通过远端联接杆148和近端联接杆150提供内部推杆128的功能。远端联接杆148附接(例如,焊接)到线圈112,且近端联接杆150在导管110的近端处从滑动器(未示出)行进穿过外部套管126。在端盖130紧固到柔性致动器轴杆124时,远端联接杆148和近端联接杆150通过联接件152彼此啮合。在啮合时,远端联接杆148和近端联接杆150充当执行内部推杆128的功能的单个刚性实体。

[0057] 图5示出外科圈套器的另一实施例。对与图2中示出的圈套器相同的特征给予相同的参考数字,且不再描述。在此实施例中,锋利边缘或刀片154附接到端盖130的顶表面或与所述顶表面一体地形成(即,作为上文提及的反作用表面的部分)。刀片154可以进一步辅助获得干净的切割。

[0058] 为了防止刀片154意外地破坏治疗部位处的周围组织(即,未采集在线圈112内的组织),刀片154和/或端盖130可以被配置成确保它们完全驻留在导管110内。换句话说,刀片154的远端边缘向导管110的顶端区段122的远端的近端定位。端盖130可以包括顶部零件136的侧壁中的间隙或通道,以便准许线圈112穿出到导管110之外。

[0059] 图6示出外科圈套器的另一实施例。对与图2中示出的圈套器相同的特征给予相同的参考数字,且不再描述。在此实施例中,通过一段成圈线156形成圈套器的操作部分。与先前的实施例不同,形成圈的所述线段156的末端未加以附接。而是,一个末端158附接到导管110的内表面,例如,在其顶端区段122中。从顶端区段的远端将所述附接点往回拨,以便允许圈完全缩回。

[0060] 所述线段156的另一末端160附接(例如,焊接)到内部推杆128的远端。如上文描述,所述线段156可以由展现形状记忆性质的合金(例如,镍钛合金)形成,使得其在从导管110伸展出来时倾向于采用成圈配置。

[0061] 与在上文描述的实施例中一样,端盖162端接柔性致动器轴杆124的远端。在此实施例中,端盖162可以包括轴向通路,所述线段156(和内部推杆128)在圈套器部署期间行进穿过所述轴向通路。端盖162因此可以形成为单个零件(例如,由不锈钢形成)。

[0062] 端盖162可以具有形成于其外表面中的通道164或间隙,以便准许所述线段从导管110内部的附接点行进经过所述通道或间隙。

[0063] 在使用中,所述线段可以像奶酪线一样起作用,以便与端盖162的顶表面相抵地拉动被线圈圈住的生物组织。

[0064] 图7示出外科圈套器的另一实施例。对与图6中示出的圈套器相同的特征给予相同的参考数字,且不再描述。在此实施例中,通过一段成双圈的线166形成圈套器的操作部分。在此实施例中,端盖包括用于接纳所述成双圈的线段166的一部分的U形通路168。这具有以下效果:将用于收拢线圈的力作用于支撑反作用表面的手段,这可以给予对切割过程的更大的控制。另外,在一个实例中,端盖可以包括可以移动的顶端部分170(其可以通过弹簧

等被偏置回到端盖中),所述可以移动的顶端部分可以在线圈收拢期间从端盖带出来而与线圈中采集的组织接触。所述可以移动的顶端部分170可以具有安装在上方的锐化远端边缘或刀片。

[0065] 图8A示出穿过根据另一实施例的圈套器装置200的远端的示意性横截面视图。圈套器装置200包括柔性致动器轴杆,其包括外部套管202(例如,由尼龙制成)和内部推杆204(例如,由不锈钢制成),所述内部推杆安装在外部套管202内并且可以相对于所述外部套管滑动。无尖突线圈206连接到内部推杆的远端。所述线圈可以由多个编织的镍钛合金股或单个镍钛合金股制成。在此实例中,所述线圈的两个末端连接到推杆204。然而,还可以一个末端固定到端盖208(例如,在内部通路中),且另一末端连接到推杆204。线圈206可以通过推杆204穿过安装在外部套管202的远端处的端盖208的动作而滑动。端盖可由不锈钢制成。端盖208具有用于接纳无尖突线圈的内部通路(未示出)。在此实施例中,端盖208具有锯齿状的远端表面210,薄刀片212从所述远端表面突出。刀片212越过入口跨越到内部通路以便提供反作用表面,无尖突线圈206在完全缩回到端盖208中时与所述反作用表面相抵。所述刀片辅助切割在线圈中捕获的组织。锯齿状的远端表面确保刀片的顶端不大体上突出超过外部套管202的末端。

[0066] 图8B示出穿过根据另一实施例的圈套器装置214的远端的示意性横截面视图。对与图8A相同的特征给予相同的参考数字,且不再描述。在此实施例中,端盖208包括一对内部通路,线圈206的每个末端对应一个内部通路。端盖208具有凹的远端面216,其在入口到内部通路的切割区218中被锐化。切割区218形成反作用表面,无尖突线圈206在完全缩回到端盖208中时与所述反作用表面相抵。所述凹的远端面216确保切割区不突出超过外部套管202的末端。

[0067] 图8C示出穿过根据另一实施例的圈套器装置220的远端的示意性横截面视图。对与图8A相同的特征给予相同的参考数字,且不再描述。在此实施例中,端盖208还包括一对内部通路(未示出),线圈206的每个末端对应一个内部通路。端盖208具有凹进的口222,且所述通路对的远端向所述凹进的口的基底中开放。所述凹进的口222的基底在入口到内部通路之间的切割区224中被锐化。切割区224形成反作用表面,无尖突线圈206在完全缩回到端盖208中时与所述反作用表面相抵。所述凹进的口222确保切割区不突出超过外部套管202的末端。

[0068] 在上文论述的所有实施例中,线圈从导管的顶端区段向远端伸展。在其他实施例中,圈套器盖中的通路可以通过顶端区段的侧表面开放,使得将线圈引导到装置的一侧。

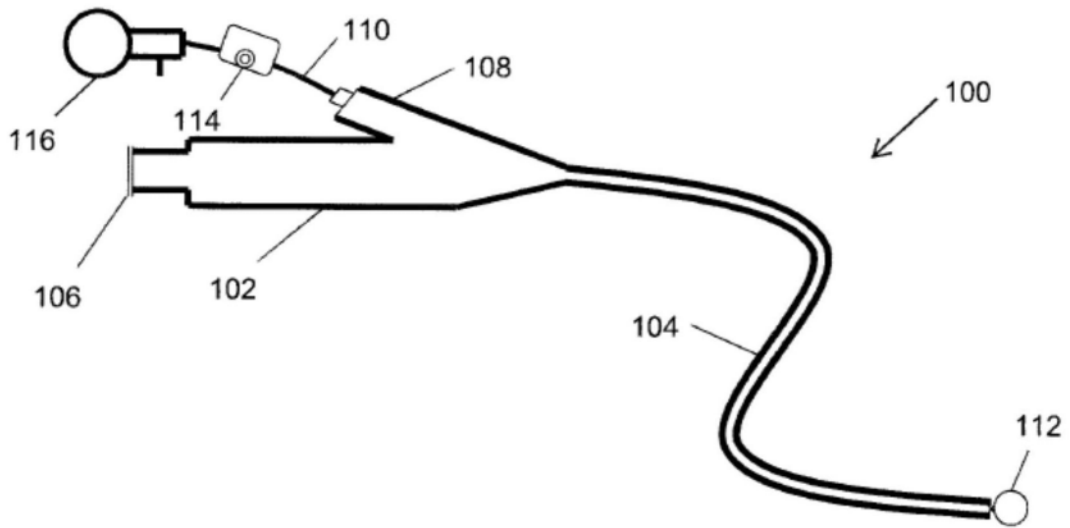


图1

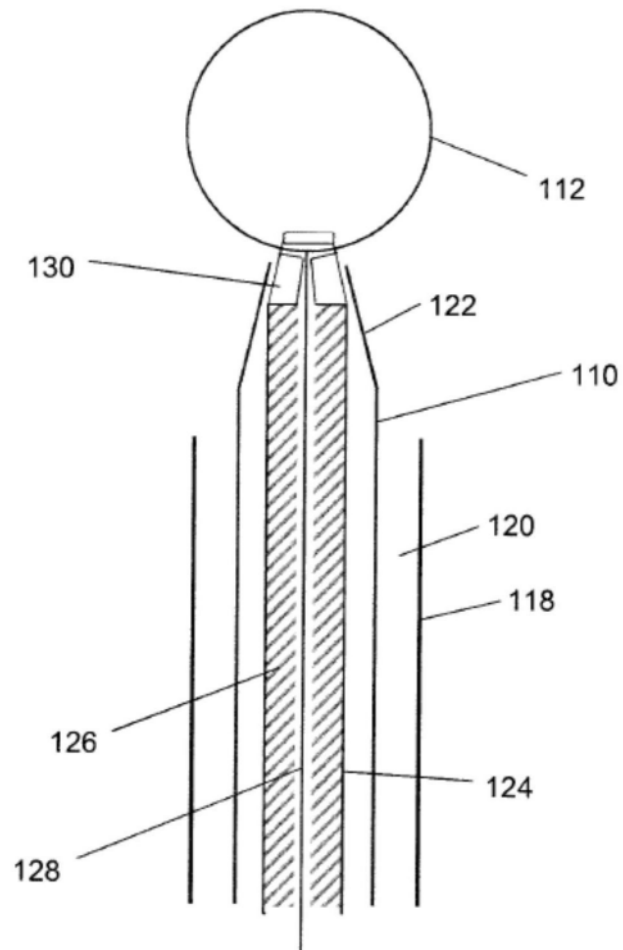


图2

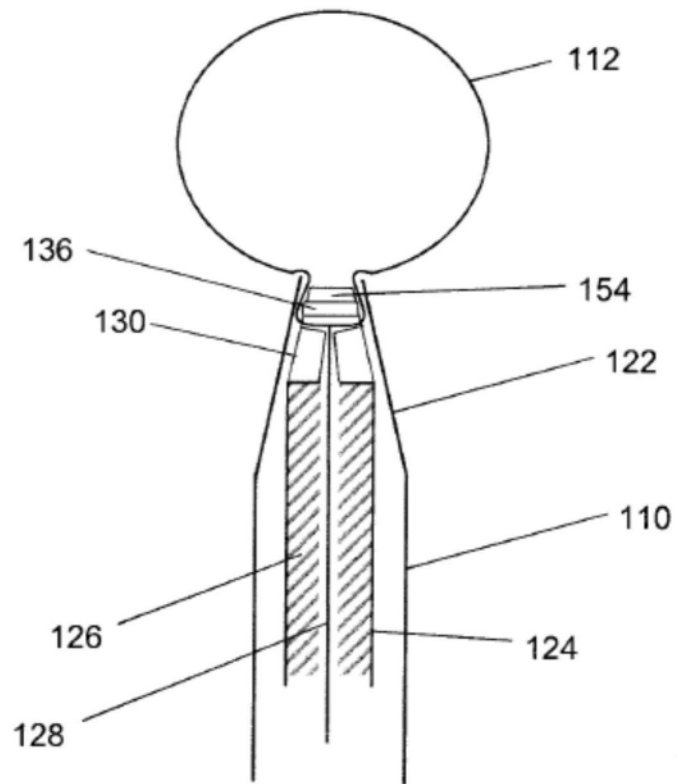


图5

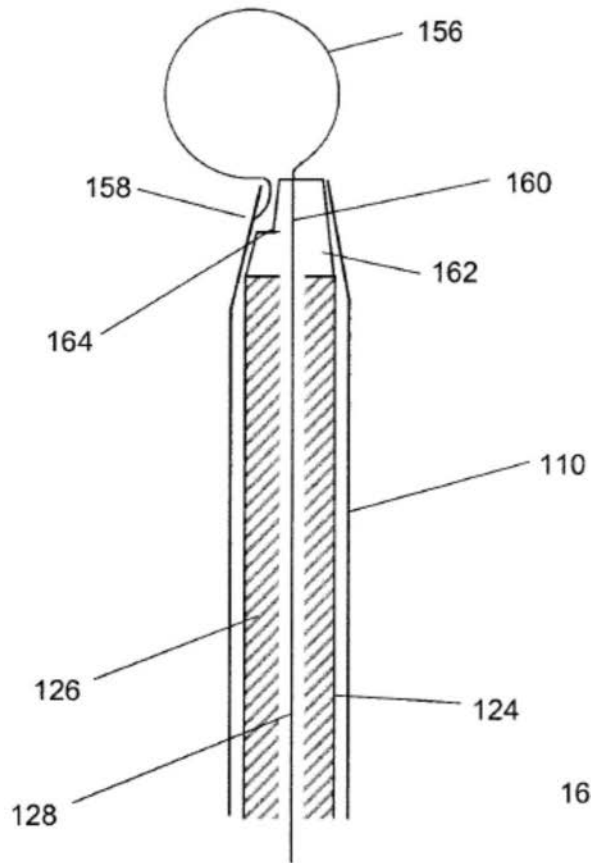


图 6

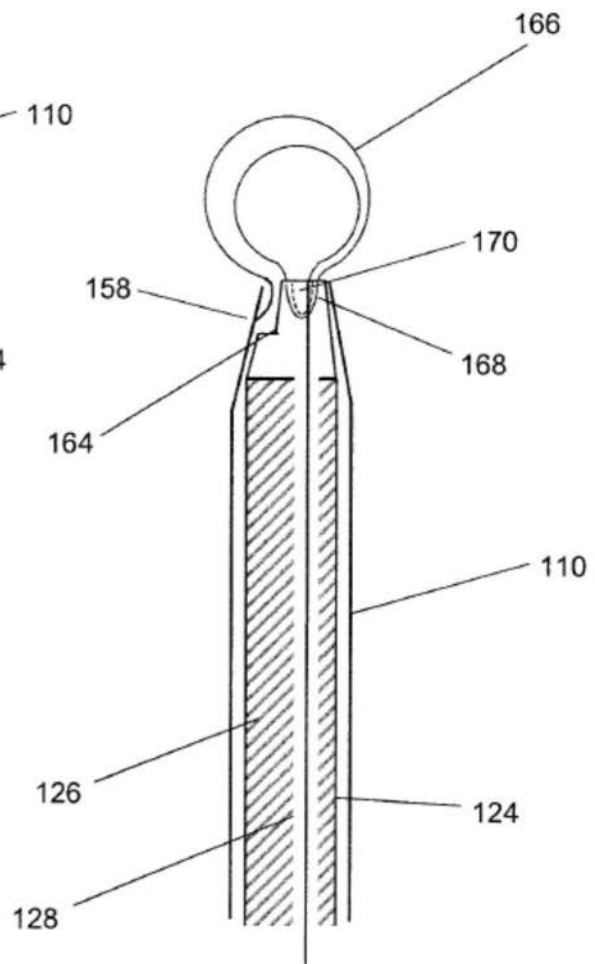


图 7

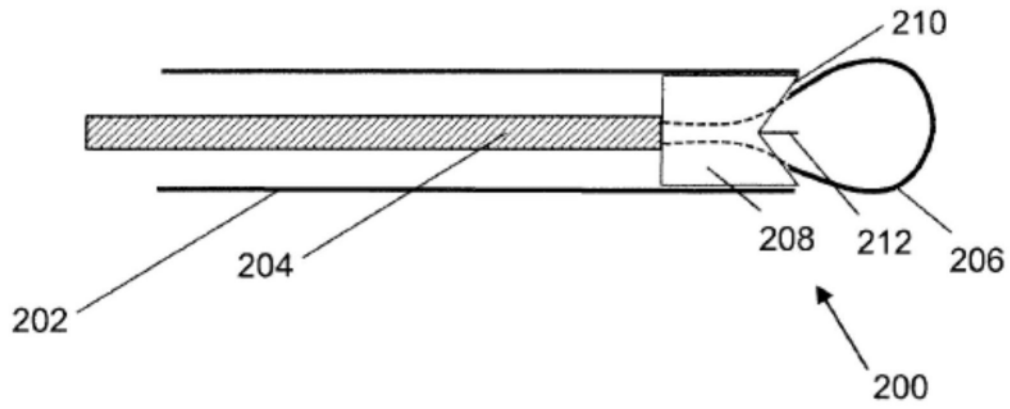


图8A

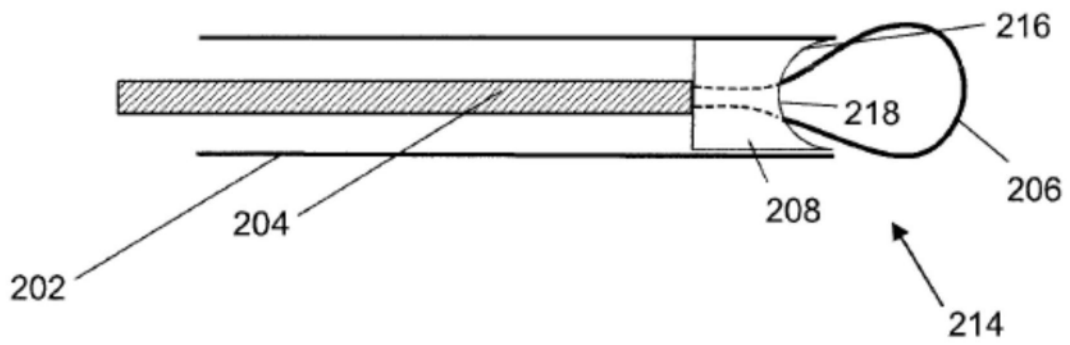


图8B

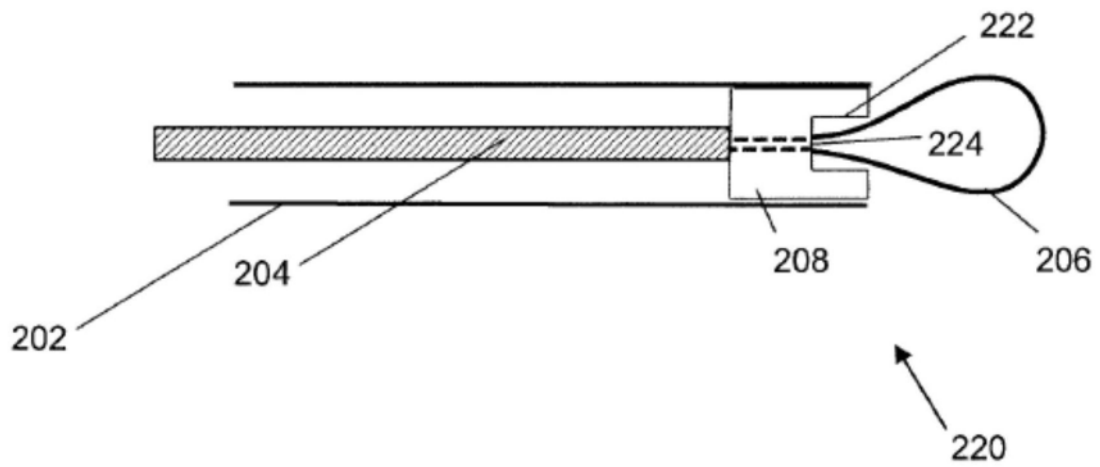


图8C