



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105188575 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201480008014. 6

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2014. 02. 26

代理人 王艳江 侠晖霞

(30) 优先权数据

61/782, 034 2013. 03. 14 US

61/833, 814 2013. 06. 11 US

14/190, 873 2014. 02. 26 US

(51) Int. Cl.

A61B 17/32(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/018737 2014. 02. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/158613 EN 2014. 10. 02

(71) 申请人 隐静脉医疗有限公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 艾伯特·K·金

马克·J·奥尔凡诺斯

迈克尔·巴伦博伊姆

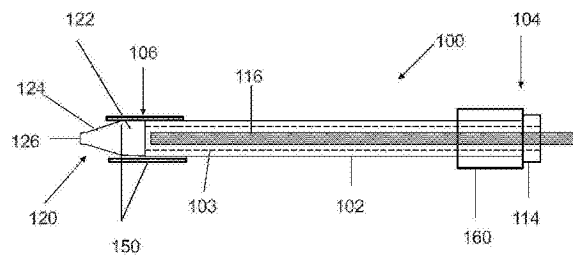
权利要求书2页 说明书9页 附图21页

(54) 发明名称

一体化内窥镜血管采集装置

(57) 摘要

公开了一种一体化内窥镜血管采集装置。在一些实施方式中,这种装置(100)包括长形本体(102)、末端(120)和切割单元(150),其中,该长形本体(102)具有近端(104)和远端(106),该末端(120)设置在长形本体的远端处,该切割单元(150)具有第一切割部(310)和第二切割部(312),第一切割部(310)和第二切割部(312)能够相对于长形本体(102)沿纵向方向移动以将血管捕获在第一切割部(310)与第二切割部(312)之间,并且第一切割部(310)和第二切割部(312)能够相对于彼此绕末端(120)周向地旋转以切割所捕获的血管。



1. 一种外科装置,包括:

长形本体,所述长形本体具有近端和远端;

末端,所述末端设置在所述长形本体的所述远端处;以及

切割单元,所述切割单元具有第一切割部和第二切割部,所述第一切割部和所述第二切割部能够相对于所述长形本体沿纵向方向移动以将血管捕获在所述第一切割部与所述第二切割部之间,并且所述第一切割部和所述第二切割部能够相对于彼此绕所述末端周向地旋转以切割所捕获的血管。

2. 根据权利要求 1 所述的外科装置,其中,所述第一切割部和第二切割部构造成被施加能量以用于对所捕获的血管进行封合和切割中的一者或两者。

3. 根据权利要求 1 所述的外科装置,其中,所述第一切割部具有锐利边缘,并且所述第二切割部的面向所述第一切割部的尖锐边缘的边缘是平坦的。

4. 根据权利要求 1 所述的外科装置,其中,所述第一切割部是固定的,并且所述第二切割部能够绕所述末端朝向所述第一切割部旋转。

5. 根据权利要求 1 所述的外科装置,其中,所述第二切割部能够绕所述末端双向地旋转。

6. 根据权利要求 1 所述的外科装置,其中,所述长形本体包括第一切割构件和第二切割构件,所述第二切割构件同心地设置在所述第一切割构件内,并且所述第一切割部和所述第二切割部分别形成在所述第一切割构件和所述第二切割构件的远端处。

7. 根据权利要求 6 所述的外科装置,其中,所述第一切割构件和所述第二切割构件构造成将射频能量分别传导至所述第一切割部和所述第二切割部。

8. 根据权利要求 8 所述的外科装置,其中,所述第一切割构件与所述第二切割构件之间设置有绝缘涂层。

9. 根据权利要求 1 所述的外科装置,还包括套筒,所述套筒具有附接至所述长形本体的外表面的近端以及接合所述末端的远侧末端,其中,所述远侧末端没有附接至所述末端,从而使得所述第一切割部和第二切割部能够穿过所述套筒推进。

10. 根据权利要求 1 所述的外科装置,其中,所述末端具有终止于内部顶点处的内腔以及位于所述末端的远端处的凹入的外部顶点,所述内腔与所述长形本体的一个或多个管腔连通,其中,所述内部顶点和所述外部顶点与所述长形本体的中心轴线共线;以及

11. 一种外科装置,包括:

长形本体,所述长形本体具有中心轴线,所述中心轴线在近端与远端之间延伸;

末端,所述末端设置在所述长形本体的所述远端处,所述末端具有:内部顶点;

凹入的外部顶点,所述凹入的外部顶点位于所述末端的远端处,

其中,所述内部顶点和所述外部顶点与所述长形本体的所述中心轴线共线以增强通过所述末端的可视性;以及

切割单元,所述切割单元绕所述末端设置并且能够沿着所述长形本体在纵向方向上移动以捕获血管并切割所述血管。

12. 根据权利要求 11 所述的外科装置,其中,所述末端包括内腔,所述内腔沿远端方向渐缩以形成所述内部顶点。

13. 根据权利要求 12 所述的外科装置,其中,所述末端的外表面朝向所述远侧末端渐

缩并在所述远侧末端处折叠以形成所述凹入的外部顶点。

14. 根据权利要求 11 所述的外科装置,其中,所述切割单元包括第一构件和第二构件,所述第二构件能够相对于所述第一构件旋转。

15. 根据权利要求 11 所述的外科装置,其中,所述切割单元包括第一构件和第二构件,所述第一构件和所述第二构件能够沿纵向方向朝向彼此移动。

16. 一种用于采集血管的方法,包括:

将插管沿着主血管推进以将所述主血管及其分支血管与周围组织分离,所述插管具有设置在长形本体的远侧末端处的剥离末端;

使第一切割部和第二切割部从靠近所述剥离末端的位置沿远端方向移动以将血管捕获在所述第一切割部与所述第二切割部之间;以及

使所述第一切割部和第二切割部中的至少一者绕所述末端朝向彼此周向地旋转以切割所捕获的血管。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中,在所述推进步骤中,所述末端包括终止于内部顶点处的内腔以及位于所述末端的远端处的凹入的外部顶点,其中,所述内部顶点和所述外部顶点与所述长形本体的中心轴线共线。

18. 根据权利要求 16 所述的方法,还包括通过第一射频电极和第二射频电极来封合所述血管,所述第一射频电极由所述第一切割部支承,所述第二射频电极由所述第二切割部支承。

19. 根据权利要求 16 所述的方法,其中,在所述旋转步骤中,所述第一切割部是固定的,并且所述第二切割部能够绕所述末端双向地旋转。

20. 根据权利要求 16 所述的方法,其中,在所述旋转步骤中,所述第一切割部具有锐利边缘,并且所述第二切割部的面向所述第一切割部的尖锐边缘的边缘是平坦的。

一体化内窥镜血管采集装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2013 年 3 月 14 日提交的美国临时申请 No. 61/782, 034、2013 年 6 月 11 日提交的美国临时申请 No. 61/833, 814 以及 2014 年 2 月 26 日提交的美国申请 No. 14/190, 873 的优先权和权益, 这些申请中的每一者均通过参引整体并入本文。

技术领域

[0003] 当前所公开的实施方式涉及内窥镜插管及其使用的方法。

背景技术

[0004] 血管采集是一种通常与冠状动脉旁路手术结合使用的外科技术。在旁路手术期间, 血液的路径被重新布置成绕过被阻塞的动脉, 从而恢复并改善到达心脏的血流量和氧气。可以利用旁路移植物来重新布置血液路径, 其中, 旁路移植物的一个端部附接至阻塞区域的血源上游并且另一端部附接至阻塞区域的下游, 从而形成绕过阻塞区域的“导管”通道或者说新的血流连接。通常, 外科医生会从身体的另一部分移除或“采集”健康血管以形成旁路移植物。冠状动脉旁路移植手术的成功可能会受导管的质量以及移植之前的血管采集和准备步骤期间操作或处理该导管的方式的影响。

[0005] 血管采集方法涉及: 选择血管, 通常选择腿部中的大隐静脉或臂部中的桡动脉来用作旁路导管; 封合并切割从主血管导管分支的较小血管; 以及从身体采集主导管。这种做法不损害剩余的血管网络, 所述剩余的血管网络能够愈合并保持到达肢体的足够的血流量, 从而允许患者恢复正常功能而没有明显的影响。

[0006] 已知的用于血管采集的微创技术为内窥镜血管采集, 一种仅需要较小切口的过程。尽管内窥镜血管采集过程相比需要从腹股沟至踝关节的单个较长切口的传统“切开”过程得以改进, 但是该内窥镜过程仍然是繁琐且困难的。特别地, 当前的内窥镜采集系统需要多种工具, 这不仅增大了伤害旁路导管的可能性而且增加了上述过程的持续时间。因此, 仍然需要对用于内窥镜血管采集的系统和方法进行改进。

发明内容

[0007] 公开了一体化内窥镜血管采集装置。在一些实施方式中, 所述装置包括长形本体、末端和切割单元, 其中, 该长形本体具有近端和远端, 该末端设置在长形本体的远端处, 该切割单元具有第一切割部和第二切割部, 第一切割部和第二切割部能够相对于长形本体沿纵向方向移动以将血管捕获在该第一切割部与第二切割部之间, 并且第一切割部和第二切割部能够相对于彼此绕末端周向地旋转以切割所捕获的血管。

[0008] 在一些实施方式中, 本公开的外科装置包括长形本体和末端, 该长形本体具有在近端与远端之间延伸的中心轴线, 该末端设置在长形本体的远端处。在一些实施方式中, 该末端可以包括内部顶点以及位于末端的远端处的凹入的外部顶点, 其中, 内部顶点和外部顶点与长形本体的中心轴线共线。该外科装置还可以包括切割单元, 该切割单元绕末端设

置并且能够沿着长形本体在纵向方向上移动以捕获血管并切割血管。

[0009] 在一些实施方式中,本公开提供了一种用于采集血管的方法,该方法包括以下步骤:沿着主血管推进插管以使主血管及其分支血管与周围组织分离,该插管具有设置在长形本体的远侧末端处的剥离末端。该方法还包括以下步骤:使第一切割部和第二切割部从靠近剥离末端的位置沿远端方向移动以将血管捕获在第一切割部与第二切割部之间;以及使第一切割部和第二切割部中的至少一者绕末端朝向彼此周向地旋转以切割所捕获的血管。

附图说明

[0010] 将参照附图进一步说明当前所公开的实施方式,其中,在所有视图中,相同的结构由相同的附图标记来表示。示出的附图不一定按比例,而是将重点大致放在示出当前所公开的实施方式的原理上。

[0011] 图 1A 示出了本公开的内窥镜插管的实施方式的侧视图。

[0012] 图 1B 和图 1C 示出了本公开的剥离末端的实施方式,该剥离末端在远侧末端处具有凹部。

[0013] 图 2A 至图 2C 示出了利用本公开的内窥镜插管的剥离过程。

[0014] 图 3A、图 3B 和图 3C 示出了本公开的内窥镜插管的切割单元的实施方式。

[0015] 图 4A 至图 4D 示出了本公开的内窥镜插管的切割单元的实施方式。

[0016] 图 5 示出了适于与本公开的内窥镜插管一起使用的控制把手的实施方式。

[0017] 图 6A 至图 6B 示出了本公开的内窥镜插管的操作受图 5 的控制把手控制时的实施方式。

[0018] 图 7A 至图 7B 示出了本公开的内窥镜插管的切割单元的实施方式。

[0019] 图 8 示出了本公开的内窥镜插管的切割单元的实施方式。

[0020] 图 9A、图 9B 和图 9C 示出了本公开的内窥镜插管的切割单元的实施方式。

[0021] 图 10A 和图 10B 示出了本公开的内窥镜插管的切割单元的实施方式。

[0022] 尽管上述附图提出了当前所公开的实施方式,但是还可以如在讨论中所指出的那样构思出其他实施方式。本公开以代表的方式而非限制的方式提出了示例性实施方式。本领域的普通技术人员可以设计出多种其他改型和实施方式,它们均落入当前所公开的实施方式的原理的范围和精神内。

具体实施方式

[0023] 本公开提供了用于内窥镜血管采集的一体化装置。用于内窥镜血管采集的本系统包含多个部件。通常,使用内窥镜剥离装置,通过从周围的结缔组织剥离主血管而使主血管与周围的结缔组织分离。随后,内窥镜插管被用于引入又一装置——内窥镜支路封合工具——以封合并切断侧分支。一旦侧分支被封合,则使用又一装置来采集主血管的一段,用作旁路移植物。本公开的一体化装置结合了剥离功能、支路封合和切断功能以及可选的主血管封合和切断功能,这可以使得减少血管操纵并改善上述过程的易用性。本公开的装置还可以用来从患者取出被封合并被切割的主血管。

[0024] 减少血管操纵可以降低损伤移植物的可能性。血管与多次经过的采集工具的反复

接触增加了血管损坏的可能性。像本公开的装置这样的一体化装置可以随着装置被推进而从周围组织剥离（即分离）主血管、烧灼并横切支路和主血管，并且可以通过该装置的单次行进而采集血管，而非多次装置插入及缩回来采集。可以使用具有减小的直径的这种装置来进行剥离和支路结扎；将会减小移植物的损伤。本装置的相对较小的直径还可以有助于采集更多的曲折血管，例如内部乳腺动脉。

[0025] 参照图 1A，本公开的内窥镜插管 100 包括长形本体 102，该长形本体 102 具有近端 104 和远端 106，并且该长形本体终止于剥离末端 120。插管 100 还包括切割单元 150 和控制把手 160，该切割单元 150 绕远端 106 设置成用于封合并切割血管，该控制把手 160 用于控制切割单元 150。

[0026] 在一些实施方式中，长形本体 102 构造成用于从血管外穿过进入切口到达血管采集部位。为了有助于操纵长形本体 102 到达采集部位，长形本体 102 沿着其长度在轴向上可以是足够刚性的。为了提供具有这种特性的长形本体 102，在一个实施方式中，长形本体 102 可以由诸如塑性材料、弹性体材料、金属材料、形状记忆材料、复合材料之类的生物相容性材料或具有所需特性的任何其他材料制成。按所需程度，长形本体 102 可以设置有一些挠性以根据应用而从一侧径向地或横向地移动至另一侧。

[0027] 在一些实施方式中，插管 100 的长形本体 102 可以为实心的。在其他实施方式中，内窥镜插管 100 可以包括一个或更多个管腔，所述管腔容纳穿过其推进的工具或材料。在一些实施方式中，内窥镜插管 100 可以包括内窥镜管腔 103，内窥镜 116 可以被推进穿过内窥镜管腔 103，以使利用插管 100 所执行的过程可见。内窥镜插管 100 可以在近端 104 处包括转接件 114 以用于将内窥镜 116 推进到内窥镜插管 100 中。下面对插管 100 的附加管腔进行描述。

[0028] 在一些实施方式中，内窥镜插管 100 可以包括剥离末端 120，剥离末端 120 设置在内窥镜插管 100 的远端 106 处或者绕该远端 106 设置。内窥镜的观察末端可以定位在剥离末端 120 内。在一些实施方式中，剥离末端 120 可以包括内腔，该内腔与内窥镜管腔 103 流体连通以使内窥镜 116 能够被推进到剥离末端 120 中。在一些实施方式中，末端带芯片（chip-on-a-tip）式的内窥镜可以被结合到剥离末端 120 内。末端 120 还可以为透明的以允许通过末端 120 而对利用插管 100 所执行的上述过程进行内窥镜观察。剥离末端 120 在一些实施方式中可以设置成具有任何形状，只要剥离末端 120 有助于经由其进行内窥镜观察并且允许在组织剥离（即分离）期间的必需的控制即可。在一些实施方式中，剥离末端可以为大致圆锥形。

[0029] 在一些实施方式中，剥离末端 120 可以包括大致平坦的肩部 122 和渐缩部段 124，渐缩部段 124 终止于钝端 126，该钝端 126 用于无损伤地分离从周围组织采集的血管部段，同时使得在内窥镜插管 100 沿着血管部段被操纵时减少或防止附近血管或组织的撕裂或刺穿。尽管被示出为钝的，但是当然应该理解的是，按所需程度，剥离末端 120 的端部 126 可以被制成相对尖的以促进插管 100 的推进。

[0030] 参照图 1B 和图 1C，在一些实施方式中，剥离末端 120 可以为圆锥形，并且在远端处的形状可以确定成使得：在通过插入到插管 100 中的内窥镜借助于光源和相机系统进行观察时，内窥镜视野范围的中央处的视觉畸变或眩光（blinding）的负面影响最小。如图 1C 中所示，剥离末端 120 的内表面 121 可以为渐缩的、具有朝向剥离末端 120 的远端 126 的

相对恒定的斜度、终止于内部顶点 123 处,该内部顶点 123 可以为尖点。剥离末端 120 的外表面 125 也可以为渐缩的、具有朝向剥离末端 120 的远端 126 的恒定的斜度;然而,在远端 126 处,可以形成相对变圆的钝端以减少剥离期间的组织损伤。如所示出的,在远端处,剥离末端 120 的外表面 125 可以沿近端方向回折到自身上,并随后终止于外部顶点 127 处,从而保持钝的外表面并在剥离末端 120 的远端中形成凹口。内部顶点 123 和外部顶点 127 可以与插管 100 的纵向中心轴线共线,并且因此在某些实施方式中与内窥镜 116 共线。换句话说,内部顶点 123 和外部顶点 127 的中心位于插管 100 的纵向中心轴线上。通过在剥离末端 120 的内表面 121 和外表面 125 中的每一者上设置与内窥镜 116 的轴线共线的顶点,可以消除与光路(光路与内窥镜轴线平行)垂直的表面,这又可以消除从该垂直表面折射到相机中的光,并且因此可以使得在通过内窥镜 116 借助于光源和相机系统进行观察时减小或消除视觉畸变或眩光。

[0031] 为了降低剥离期间造成创伤的可能性,在一些实施方式中,剥离末端 120 在径向上可以为柔软的、挠性的或可变形的,使得当有力施加在剥离末端 120 上时,剥离末端可以略微挠曲。在一些实施方式中,剥离末端 120 在径向上是可压缩的,使得当施加有垂直于末端表面的力时,剥离末端 120 的壁部可以变形。为此,剥离末端 120 可以由薄壁塑性材料形成以使得剥离末端能够在经受载荷时挠曲。合适的材料包括但不限于聚碳酸酯、乙二醇改性-聚对苯二甲酸乙二醇酯(PETG)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)以及提供足够的光学清晰度、同时允许剥离末端在经受载荷时挠曲的其他材料。同时,剥离末端 120 可以在轴向或纵向方向上设置有足够的柱强度(column strength)以允许从周围结缔组织剥离血管。

[0032] 参照图 2A 至 2C,旁路移植术中使用的血管(例如大隐静脉或桡动脉)位于皮肤表面下方的皮下空间中。如图 2A 中所示,血管 200 由主干 210 和分支血管 220 构成,分支血管 220 从血管干 210 分出。血管 200 及其分支 210 被包在皮下脂肪结缔组织 230 中,并且需要从周围的脂肪结缔组织 230 中剥离出来,然后才能采集主血管 200。皮下脂肪 230 比皮肤、肌肉、筋膜或其他结缔组织更软。尽管脂肪结缔组织 230 粘附于血管 200,但是脂肪结缔组织 230 与血管 200 形成了可以被干净地剥离的接合面 240,即,血管 200 的外层(血管外膜)与周围的皮下脂肪 230 之间的自然剥离平面。

[0033] 图 2B 示出了通过剥离末端 120 沿着自然剥离平面、通过剥离末端 120 沿着血管 200 的外膜表面推进而剥离血管 200 的主干 210。通常,血管 200 沿着该平面与周围的脂肪结缔组织 230 的分离并不需要较大的剥离力。在一些实施方式中,剥离末端 120 可以设置有足够的柱强度以沿着周围组织与血管 200 之间的自然剥离平面从周围组织 230 中剥离血管 200。

[0034] 另一方面,如图 2C 中所示,在剥离末端 120 靠近分支血管 220 时,剥离末端 120 可能在分支血管 220 与主血管 200 之间的接合部 250 处卡到分支血管 220。用剥离末端 120 施加过大的力可能撕脱分支血管并将分支血管从干血管剥离,或者可能对主血管 200 造成损伤。为此,在一些实施方式中,剥离末端 120 设置有足够的柱强度以沿着血管 200 与周围组织 230 之间的自然剥离面从周围组织 230 中剥离血管 200,同时剥离末端 120 足够柔软以在施加增大的力的情况下变形或偏离分支血管 220,从而减小在绕分支血管进行剥离期间对移植血管造成创伤的可能性。当然应该理解的是,剥离末端 120 的刚性可以根据过程的需要而在完全柔性、半刚性、刚性之间变化。

[0035] 插管 100 还可以包括用于烧灼或封合并切割血管——分支血管或者主血管——的一个或更多个端部执行器。

[0036] 参照图 3A, 在一些实施方式中, 插管 100 的切割单元 150 可以包括第一切割构件 302 和第二切割构件 304, 它们各自具有从其相应的远端延伸的切割部 310、312。

[0037] 第一切割构件 302 和第二切割构件 304 能够相对于插管 100 的长形本体 102 沿纵向方向移动。通过这种方式, 切割部 310、312 在剥离期间可以从初始缩回位置移动至用于封合和切割的操作或伸出位置, 在该初始缩回位置中, 切割部 310、312 缩回成大致靠近剥离末端 120, 从而不妨碍剥离, 在该操作或伸出位置中, 切割部 310、312 可以向远端推进以使得用户看到切割部并提供足够的血管捕获长度。在一些实施方式中, 切割部 310、312 可以至少部分地延伸超出剥离末端 120 以捕获切割部 310、312 之间的血管。此外, 在一些实施方式中, 第一切割构件 302 和第二切割构件 304 能够相对于彼此旋转。通过这种方式, 切割部 310、312 可以从打开位置移动至闭合位置, 在该打开位置的情况下, 切割部 310、312 如图 3B 中所示彼此分开或间隔开以捕获其间的血管, 在该闭合位置的情况下, 切割部 310、312 如图 3C 中所示绕剥离末端 120 朝向彼此移动以封合并切割血管。在一些实施方式中, 第一切割构件 302 和第二切割构件 304 构造成使得切割部 310、312 均能够根据切割部 310、312 之间的待捕捉的血管的位置而绕剥离末端 120 沿顺时针方向和逆时针方向朝向彼此周向地旋转。切割部 310、312 这种双向周向运动可以允许用户在插管 100 的所有侧对血管进行操作, 从而在所述过程期间节省时间并减少插管操纵, 这是因为用户并不需要考虑插管 100 相对于血管的取向和位置。此外, 可以减小切割部使侧分支扭曲从而在血管上施加牵引力并且因此损伤移植物的可能性。另外, 该双向运动对用户而言会更加直观并且无需记忆哪侧是用于灼烧和切割的有效侧。在其他实施方式中, 切割部 310、312 中的一者可以是固定的, 而另一者可以沿顺时针方向及逆时针方向朝向固定的切割部旋转, 从而更容易地操作切割部 310、312 并且使得切割部 310、312 直观化。当然, 也可以通过移动插管 100 而使固定切割部向所需取向移动。

[0038] 切割构件 302、304 的切割部大致可以为具有圆形末端的椭圆形或刀片形, 但是也可以使用能够切割并封合血管的任何其他形状。为了有助于封合血管, 切割部 310、312 中的一者或两者可以在需要时利用各种能源而被施加能量, 这些能源包括但不限于电阻加热、超声波加热、双极或单极射频 (RF) 能量。在一些实施方式中, 电极能够彼此独立地控制。在一些实施方式中, 切割部 310、312 可以由诸如金属之类的使切割部 310、312 自身能够被施加能量的材料制成。额外地或者替代性地, 可以在切割部 310、312 上设置诸如金属线之类的能量施加元件。当被施加能量时, 可以通过切割部 310、312 使能量施加元件与血管接触以封合血管。在一些实施方式中, 切割部 310、312 中的一者或两者可以包括用于作为点烧灼器使用的突出部。在一些实施方式中, 切割部 310、312 中的一者或两者可以具有用于将能量集中施加至血管的锐利的薄边缘。这种集中的能量施加所需要向侧分支施加的能量更少, 从而减少了烧灼能量从血管的侧分支朝向主干的延伸, 并且因此消除了对血管造成损伤的可能性。

[0039] 为了有助于在血管的封合之后对血管的切割, 在一些实施方式中, 切割部 310、312 的相对边缘 318、320——在相对边缘 318、320 之间发生切割——中的一者可以具有平坦面, 而另一者可以为锐利的、薄的或尖的, 使得并非以类似剪刀运动的方式来切割组织, 而

是通过薄边缘抵靠平坦表面来切割组织。为此,在一些实施方式中,切割构件 310 的两个边缘可以为锐利的边缘,而切割部 312 的两个边缘可以是平的,或者与此相反。替代性地,切割部 310、312 可以具有一个锐利边缘或者说刃边缘以及一个平坦边缘,使得一个切割部的锐利边缘面向另一切割部的平坦边缘。应当指出的是,在一些实施方式中,可以利用如上所述的能量来封合和切割血管。当然应该理解的是,在一些实施方式中,切割部 310、312 的相对边缘 318、320 均可以是锐利的以使得以类似剪刀的方式切割组织。

[0040] 如图 3B 和图 3C 中所示,在一些实施方式中,切割构件 302、304 可以为大致 u 形并且相对于插管本体 102 设置在同一平面中。在一些实施方式中,切割构件 302、304 沿着边缘可以包括相应的切口 314 和指状部 316 以使切割构件 302、304 能够相对于彼此进行周向运动。

[0041] 参照图 4A 和图 4B,在一些实施方式中,切割构件 302、304 可以为大致管状并且设置在插管本体 102 的不同平面中。如图 4A 中所示,在一些实施方式中,切割构件 304 可以同心地设置在切割构件 302 内侧。参照图 4B,在一些实施方式中,插管 100 的长形本体 102 可以由一系列同轴管以及端部执行器即切割部 310、312 构成,所述一系列同轴管既有金属的又有塑料的、可以作为结构主轴、电传导路径和电绝缘路径。在一些实施方式中,在该装置的整个长度上可以设置与两个金属导电管相夹的三层塑料护套,塑料护套用作电绝缘件以及机械支承表面。最内层可以是限定内管腔 403 的内护套 402(塑料)。内护套 402 的外部可以紧接着是内电极管 404(金属)、中间护套 406(塑料)、外电极管 408(金属)、外护套 410(塑料)以及最后的热缩套管 412。在一些实施方式中,代替三层塑料护套,可以利用非导电涂层或类似的装置来设置电气绝缘。例如,在一些实施方式中,电极 404、408 可以涂覆有聚偏氟乙烯(PVDF),但是也可以使用其他非导电涂层。

[0042] 内电极管 404 和外电极管 408 可以用来形成第一切割构件 302 和第二切割构件 304,其中,切割部 310、312 形成在内电极管 404 和外电极管 408 的远端处。为了使切割部 310、312 能够捕获、封合并切割血管,内电极管 404 和外电极管 408 能够相对于插管 100 沿纵向方向滑动并能够相对于彼此旋转。此外,由于切割部 310、312 由内电极管 404 和外电极管 408 形成,因而切割部 310、312 可以通过内电极 404 和外电极 408 被容易地施加能量。在一些实施方式中,由内电极管 404 形成的切割部(即,内切割部 411)可以被弯曲到内电极 404 的平面外,以使该切割部(即内切割部 411)能够沿着与形成在外电极 408 中的切割部(即,外切割部 413)相同的轴线旋转并与该外切割部(即外切割部 413)同半径(co-radial)。在一些实施方式中,内切割部 411 可以在内切割部的任一侧具有平坦面 416,而外切割部 413 可以在两侧都具有锐利边缘或刃边缘 418,或者与此相反。在其他实施方式中,如上所述,每个切割部 411、413 均可以具有一个锐利边缘和一个平坦边缘,使得一个切割部的平坦边缘面向另一切割部的锐利边缘。

[0043] 参照图 4C,在一些实施方式中,剥离末端 120 可以连接至内护套 402 以使得内窥镜 116 能够被推进穿过内部管腔 403 进入到剥离末端中。可以使用套筒 414 或过渡部,以通过使剥离末端 120 与插管本体 102 之间的几何结构光滑而在剥离期间保护组织免于损伤。如图 4D 中所示,套筒 414 的远端可以不附接至剥离末端 120 以允许切割部 312、314 穿过套筒 414 向远端推进。在一些实施方式中,套筒 414 可以由柔性材料制成,使得在剥离期间套筒 414 将遵循剥离末端的形状,从而形成光滑的过渡和紧密封合以防止组织或体液进入插管

100,另一方面,挠性套筒将能够偏转并膨胀以允许切割部 312、314 穿过套筒 414 向远端外侧推出。在一些实施方式中,套筒的表面可以涂覆有润滑物以通过减小切割部 312、314 与套筒 414 之间的摩擦而使得切割部 312、314 延伸穿过套筒 414 更容易且更光滑。出于美观目的并且为了辅助紧固过渡部,可以将插管本体的外表面上布置薄壁热缩管 412。

[0044] 图 5 示出了用于控制切割构件 310、312 的控制把手 160 的实施方式。在一些实施方式中,控制把手 160 可以包括用于推进及缩回切割构件 310、312 的平移控制部 502。控制把手还包括用于使切割构件相对于彼此旋转的旋转控制部 504。最后,控制把手 160 包括用于向切割部 310、312 供给能量(例如双极射频能)的能量控制部 506。转接件 114 可以位于控制把手 500 的近端处以用于将内窥镜 116 推进到内窥镜插管 100 中。

[0045] 在操作中,可以以常规方式形成初始切口以使目标血管(例如,隐静脉)暴露。插管 100 可以插入到切口中并被引导至目标血管。在一些实施方式中,插管 100 可以包括围绕长形本体 102 的光滑管状护套,用于在插管 102 被引入到患者中时所穿过的开口内密封插管 102。随后,插管 100 可以大致沿着目标血管推进以从周围组织剥离目标血管。在一些实施方式中,插管 100 可以被引入穿过用来封合切口的可封合开口以允许在因目标血管从周围组织的剥离而形成的空间内注气。

[0046] 在插管 100 被推进时,切割元件 302、304 的切割部 310、312 可以保持在缩回位置以便在遇到分支血管之前不妨碍组织剥离。在遇到分支血管时,如上所述,切割部 310、312 可以被推进超出剥离末端 120 以捕获、封合并切割分支血管。

[0047] 参照图 6A 至图 6F,在利用了控制把手 160 的一些实施方式中,可以通过将把手上的平移控制部 504 推进至其远端位置而将切割部 310、312 从如图 6A 至图 6B 中所示的缩回位置沿远端方向移动超出剥离末端 120,如图 6C 至图 6D 所示。切割部 310、312 可以被一起向外推进并进入到剥离末端 120 中的内窥镜视野范围中。接下来,如图 6E 至图 6F 中所示,可以利用旋转控制部 504 使切割部 310、312 相对于彼此旋转以封合并切割分支血管。切割部 310、312 可以绕剥离末端 120 以圆弧运动的方式旋转。内窥镜插管 100 可以定位成使得无论分支血管相对于待采集的主血管的取向如何,目标分支血管都会旋转成与切割部 310、312 中的一者交叉。内窥镜插管 100 可以设计成使得用户可以将内窥镜插管 100 和切割部 310、312 布置成尽可能地远离目标主血管以避免损伤主血管。一旦就位,用户就可以使切割部 310、312 中的一者朝向另一者旋转,直到捕获分支血管为止。如果被适当地定位,则旋转优选地总是远离主血管,因此增大了横向热扩散的潜在负面影响并且进一步地使这种潜在负面影响最大。接下来,当分支血管定位在切割部 310、312 之间时,用户可以下压能量控制部 508 的按钮以将能量传递到支路中从而封合血管。在封合完成并且能量控制按钮 508 被释放之后,用户可以继续推进旋转控制部 504,直到切割部 310、312 横切分支血管为止。随后,用户可以通过使控制部 502 平移而缩回切割部 312、314 并将该装置推进至下一分支血管,直到所有支路都被成功地扎结并横切为止。

[0048] 在分支血管已被止血地切断之后,插管 100 可以向前推进直到遇到下一分支血管为止,在遇到下一分支血管时,可以利用切割单元 300 来封合并切断分支血管。一旦沿着目标血管的所需长度的所有分支血管都已被封合并切断,则可以使用插管 100 按照与用于切割并封合分支血管的过程类似的过程来封合并切割目标血管。替代性地,插管 100 可以被抽出,并且可以使用另一外科装置来封合并切割主血管。

[0049] 在一些实施方式中,本公开的插管 100 可以允许在较小的腔内执行血管的封合和切割。因此,当利用本公开的插管 100 时,可以不需要使血管周围的腔保持在膨胀状态下,并且因此可以在无需向血管周围的腔注入气体的情况下执行上述过程。在操作中,透明的剥离末端 120 可以使血管向一侧偏转,使得切割单元的构件可以捕获血管,同时保持使塌缩的组织通道中的所有部件可见。在诸如内部乳腺动脉和静脉之类的具有血管曲折特征的解剖情形下,在较小的或者说塌缩的腔中进行血管采集是有用的。在没有气体注入的情况下进行采集对移植物也是有益的。通过二氧化碳气体注入所保持的腔的碳酸环境对移植物血管会是不利的。血管周围的较低的 pH 环境可改变移植物的细胞存活力,从而可能导致早期移植物失效。通过气体注入所产生的正压力还可能使血管塌缩,从而导致凝血,并且可能增大管腔内形成凝块的可能性。管腔内凝块的存在可能会导致移植物的血栓以及早期的移植物失效。

[0050] 参照图 7A 和图 7B,切割单元 150 可以包括第一构件 702 和第二构件 704。在一些实施方式中,第一构件 702 和第二构件 704 在剥离期间能够相对于剥离末端 120 从近端位置平移至更远端的位置以捕获、封合并切割血管。此外,第一构件 702 和第二构件 704 还能够相对于彼此移动以使得第一构件 702 和第二构件 704 能够彼此间隔开以将血管捕获在它们之间,并且随后可以彼此压靠以便封合并切割血管。为了实现第一构件 702 和第二构件 704 的这些运动,在一些实施方式中,第一构件 702 和第二构件 704 可以安装在用于推进及缩回的一个或更多个致动杆上。当然应该理解的是,可以采用用于使第一构件 702 和第二构件 704 相对于剥离末端 120 和相对于彼此平移的其他机构。

[0051] 第一构件 702 可以包括用于双极 RF 切割的四个周向设置的近端电极部段 706。近端电极部段可以由 0.020”导体连接。第二构件 704 可以包括用于双极 RF 切割的两个周向设置的远端电极部段 708。远端电极部段可以由 0.020”导体连接。此外,第二构件 704 可以包括设置在所述远端电极部段的远端的用于电阻热烧灼器 706 的两个部段 710 以及用于单极烧灼器的远端环形电极 712。可以利用致动杆来向电极 706 至电极 712 施加能量。

[0052] 参照图 8,在一些实施方式中,切割单元 150 可以包括第一构件 802 和第二构件 804。如上所述,第一构件 802 和第二构件 804 能够相对于剥离末端和相对于彼此平移。在切割单元 150 的该实施方式中,第二构件 704 的所述三个电极 708、710 和 712(参见图 7A 和图 7B) 被组合到一个实心环中。在双极模式下,仅环的一个侧部与有效(active)的近端部段一起作用。在单极模式下,整个环都可以与外侧的返回电极一起作用。在一些实施方式中,也可以用两个较大横截面的导体来代替四个电极部段——用于 RF 切割的两个电极部段以及用于电阻热烧灼的两个电极部段,这可以增大远端结构的刚性。

[0053] 此外,第一构件 702 的四个电极 706 也可以组合成两个半球形电极 806,所述两个半球形电极 806 可以被单独地控制。通过这种方式,可以仅使用两个较大横截面导体 808 来代替如图 7A 和图 7B 中示出的切割单元中的四个较小导体。还可以通过将四个电极组合成两个电极来增大近端结构的刚性。

[0054] 参照图 9A,在一些实施方式中,切割单元 150 可以包括第一构件 902,第一构件 902 具有用于双极 RF 切割的近端电极 916。切割单元 150 还可以包括第二构件 904,第二构件 904 具有用于双极 RF 切割的远端电极 918。切割单元 150 还可以包括设置在剥离末端 120 上面的用于单极点灼烧的电极 914。在一些实施方式中,第一构件 902 和第二构件 904 可以

由导电材料制成并且可选地具有涂层,并且电极 914、916、918 可以通过切割构件 902、904 而被施加能量。

[0055] 参照图 9B 和图 9C,在一些实施方式中,第一构件 902 和第二构件 904 可以为管状的,其中,第一构件 902 以能够相对于第二构件 904 滑动的方式设置成使得第一构件 902 和第二构件 904 能够在纵向方向上相对于彼此偏置。在一些实施方式中,第一构件 902 和第二构件 904 可以沿远端方向在如图 9A 中所示的处于剥离末端 120 的近端的非活动位置与如图 9B 和图 9C 中所示的处于内窥镜视野范围内的活动位置之间移动,以捕获、切割并封合血管。

[0056] 第二构件 904 在第二构件 904 的远端区域处可以包括一个或更多个钩部 906。如图 9B 中所示,钩部 906 可以构造成捕获分支血管。在一些实施方式中,第二构件 904 可以包括相对于彼此间隔开的两个钩部 910 和钩部 912,使得分支血管至少可以被其中一个钩部接触。

[0057] 在操作中,插管 100 可以在切割单元 150 的第一构件 902 和第二构件 904 定位成靠近剥离末端 120 的状态下被推进至血管。如图 9B 中所示,在遇到血管时,首先,第二构件 904 可以沿远端方向延伸以用第二构件 904 的钩部来捕获分支血管。也可以根据需要在该位置通过点灼烧电极 914 来执行点灼烧。接下来,可以推进第一构件 902 以将分支血管夹在第一构件 902 的电极 916 与第二构件 904 的电极 918 之间,并且可以接通 RF 电流以用于封合并切割在切割单元 150 中所捕获的分支血管。

[0058] 图 10A 和图 10B 示出了具有第一构件 1002 和第二构件 1004 的切割单元 150 的又一实施方式。相比于图 9A 至图 9C 中示出的切割单元的实施方式,与第二构件 904 上的两个钩部 910、912 相比,第二构件 1004 可以仅在第二构件 1004 的一侧具有单个钩部 1010。去除其中一个钩部可以改善通过设置在插管 100 内的内窥镜 116 对过程的可视性。在其他方面,该切割单元 150 的实施方式的结构和操作可以与图 9A 至图 9C 中所公开的切割单元 150 的实施方式的结构和操作类似。

[0059] 应当指出的是,尽管在本公开中指出了用于各个电极的能量的优选类型,但是所有的电极都可以利用不同能量源来施加能量,这些能量源包括但不限于电阻加热、超声波加热以及双极或单极 RF 能量。在一些实施方式中,电极可以彼此独立地控制。还应当指出的是,在适当情况下,可以通过绝缘涂层或绝缘护套来使电极绝缘。

[0060] 本文所引用的所有专利、专利申请和出版的参考文献以参引的方式整体并入本文。应当强调的是,本公开的上述实施方式仅为实施的可能示例并且仅为了清楚地理解本公开的原理而进行阐述。可以对上述实施方式(多个实施方式)做出各种变型和改型而不在实质上背离本公开的精神和原理。将理解的是,以上所公开的以及其他的特征和功能或其替代方案都可以理想地结合到许多其他不同的系统或应用中。落入所附权利要求的范围内的所有这些改型和变型都应在此包括在本公开的范围之内。

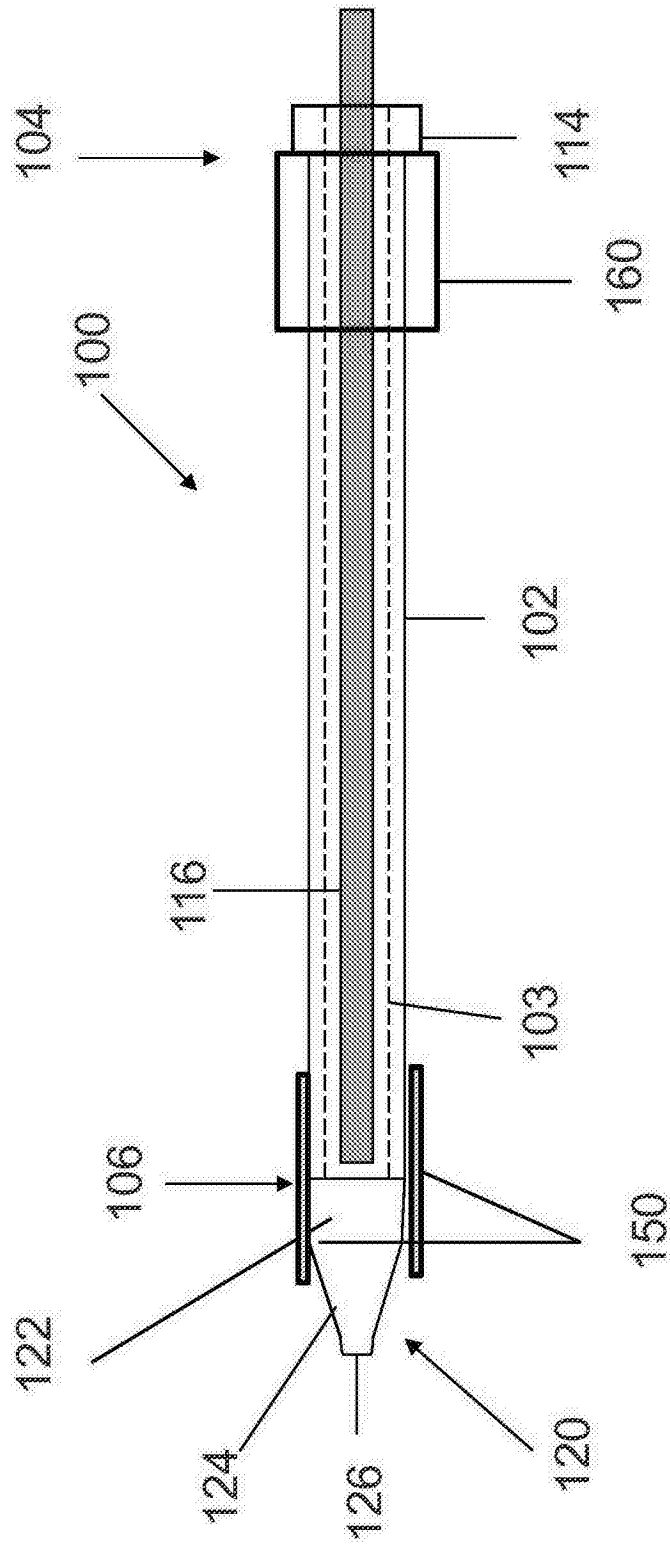


图 1A

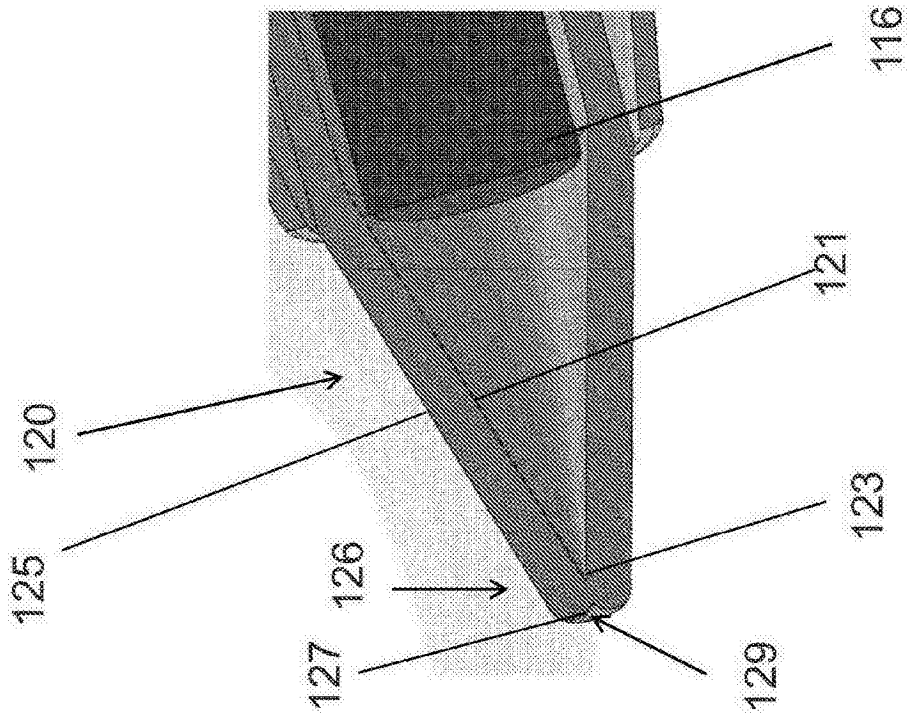


图 1B

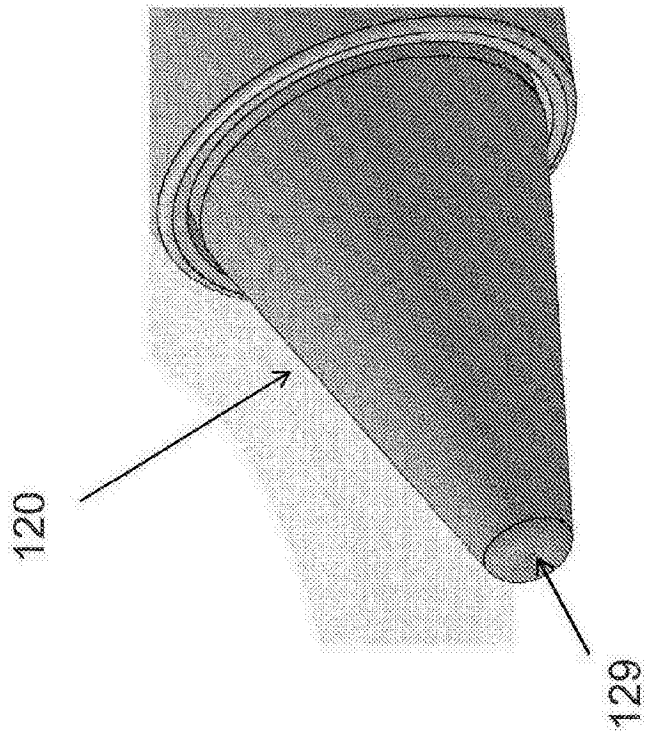


图 1C

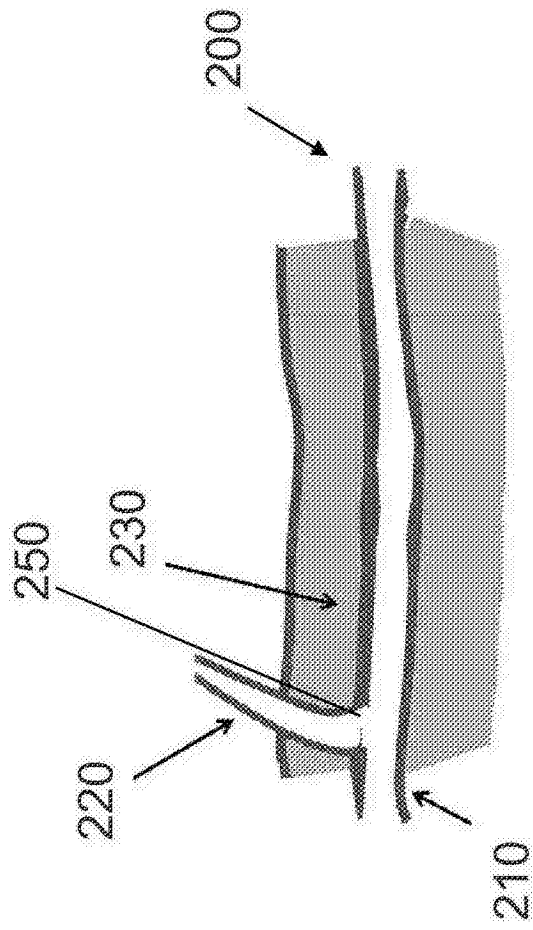


图 2A

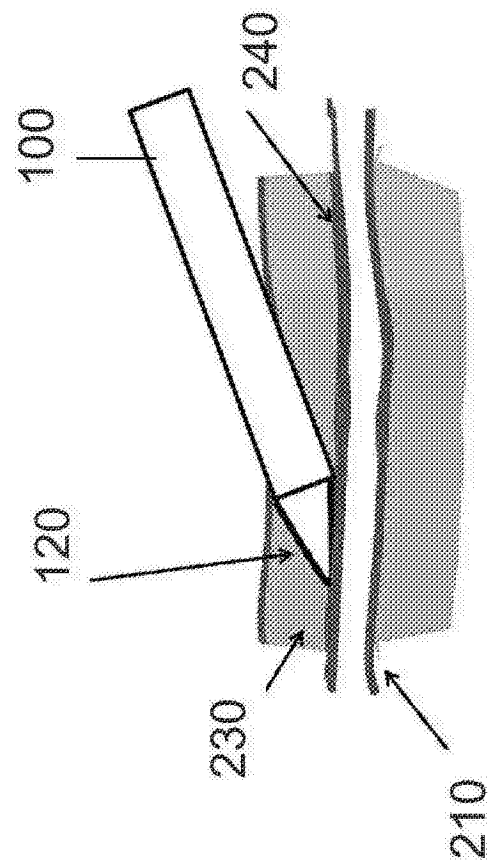


图 2B

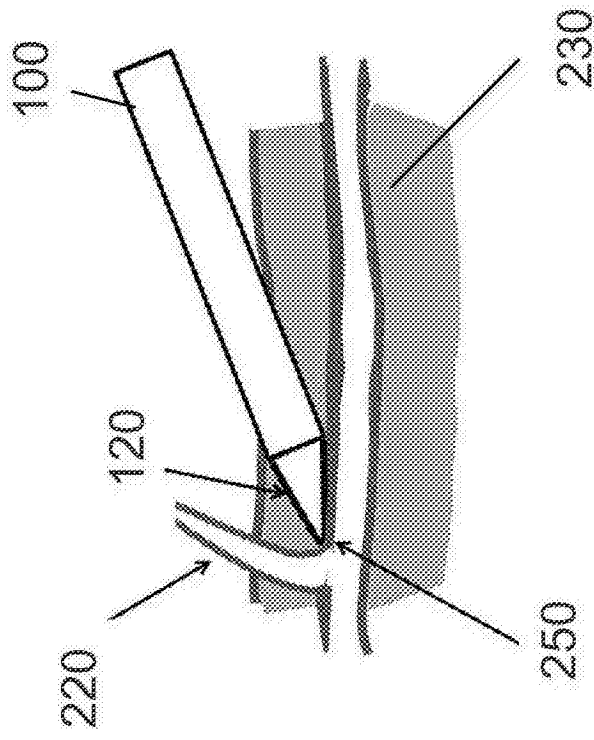


图 2C

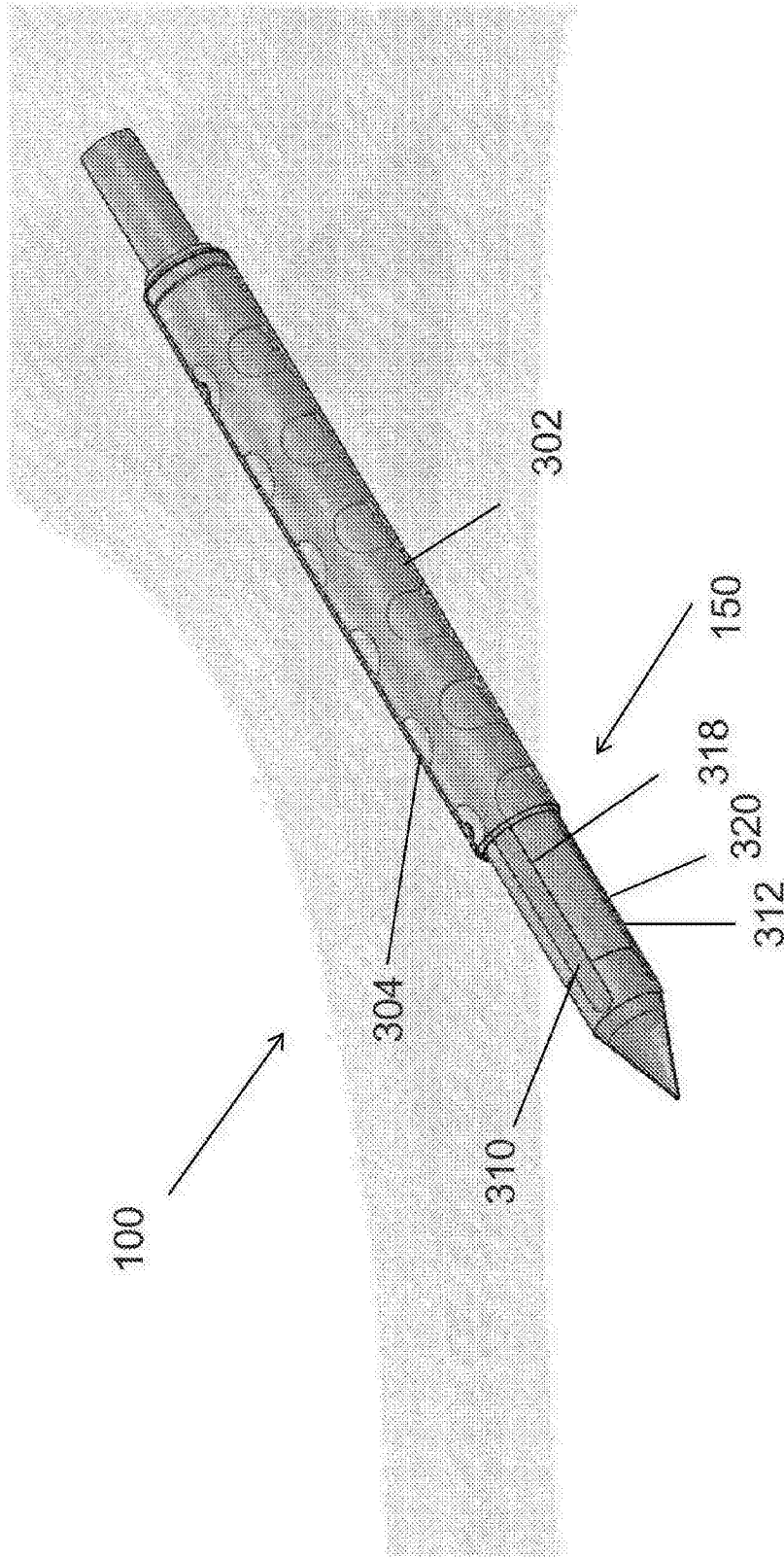


图 3A

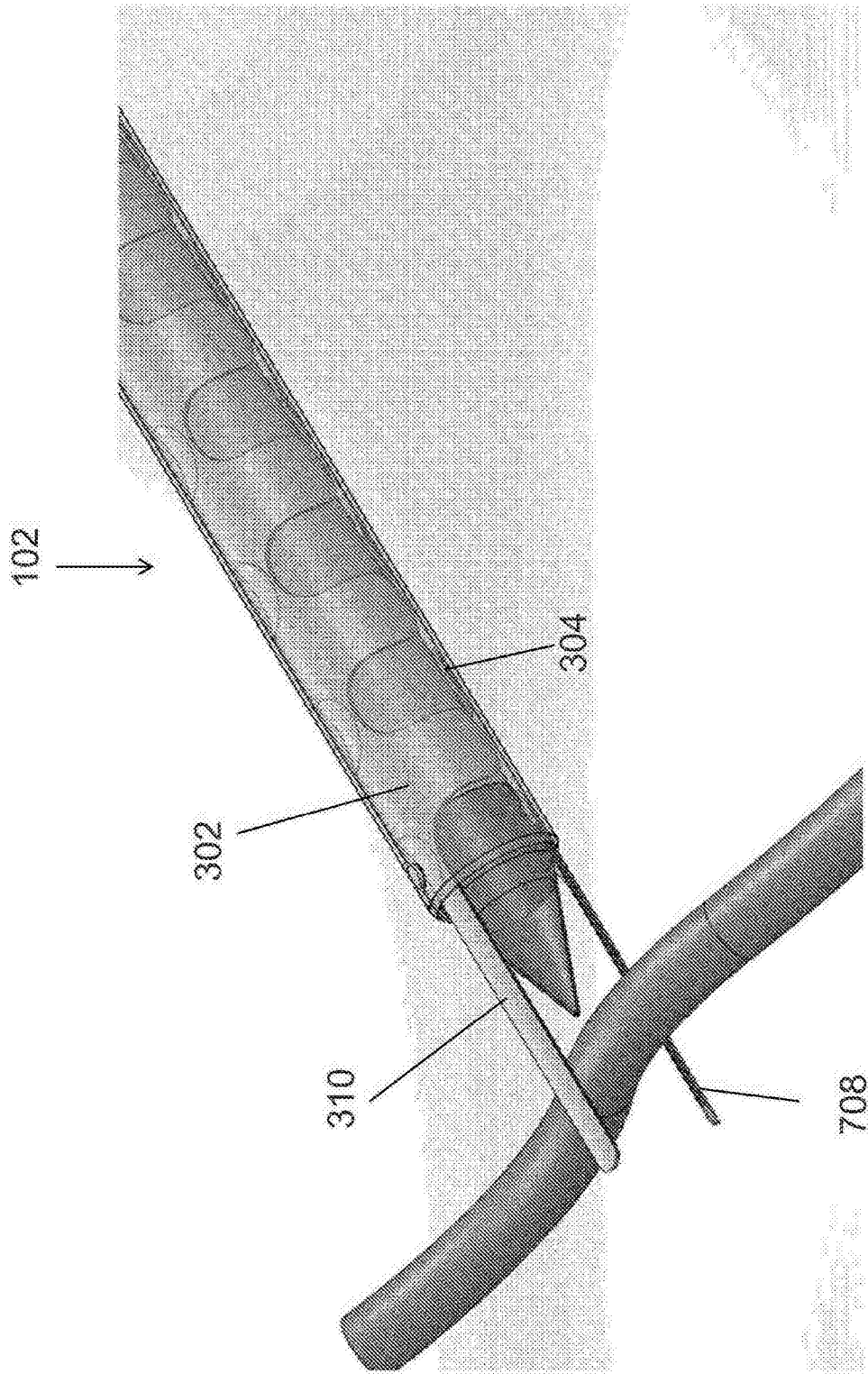


图 3B

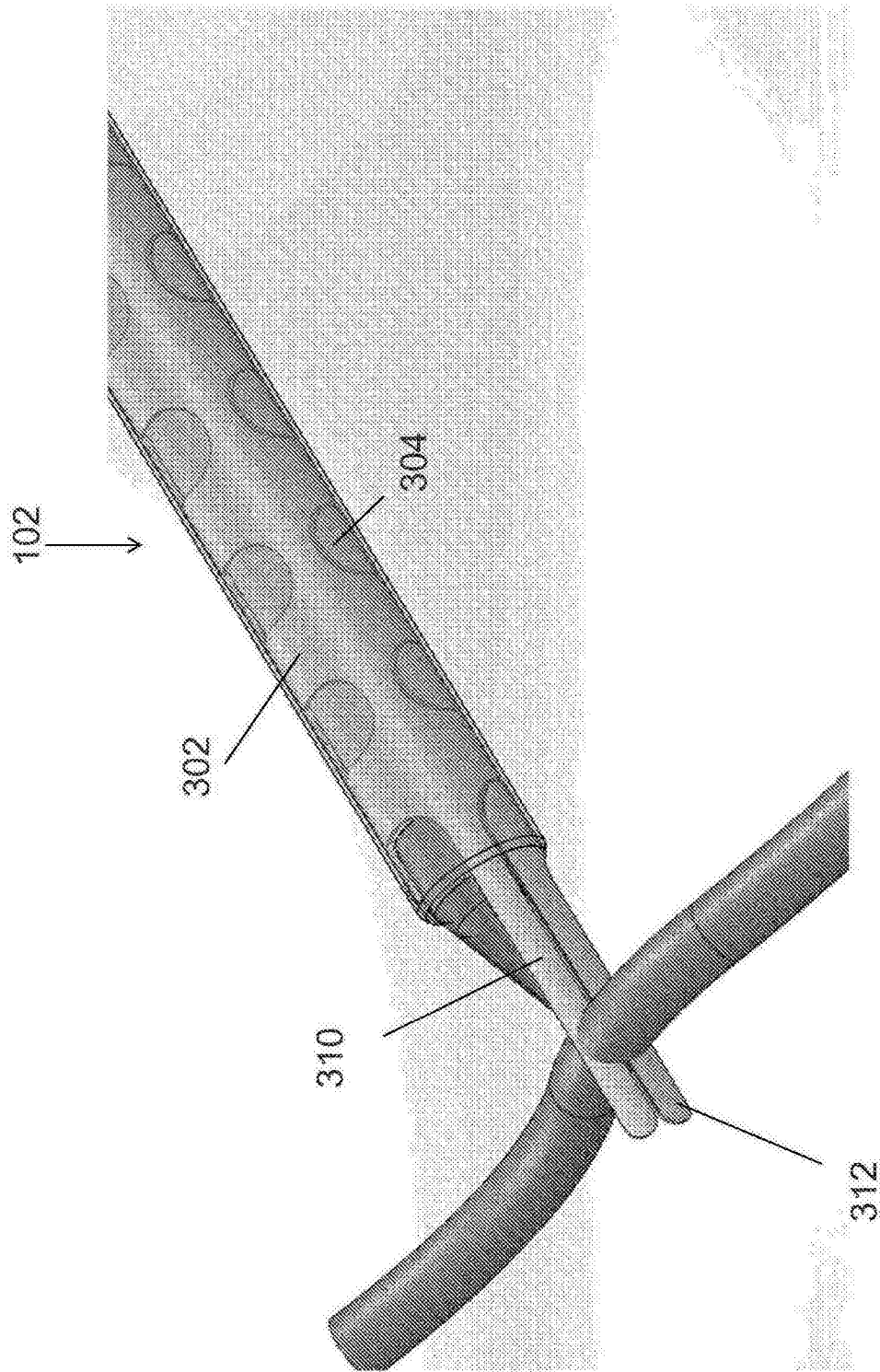


图 3C

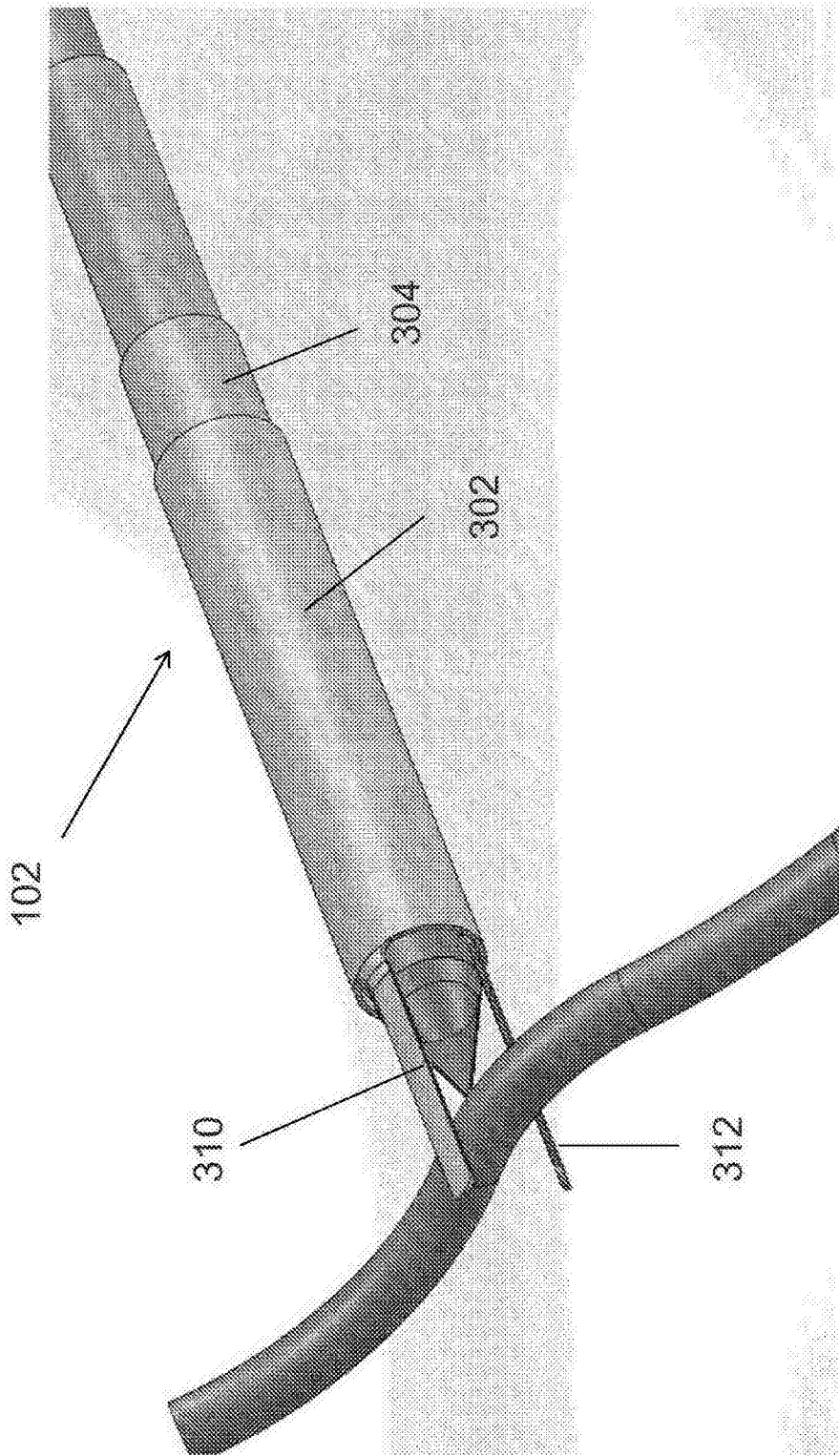


图 4A

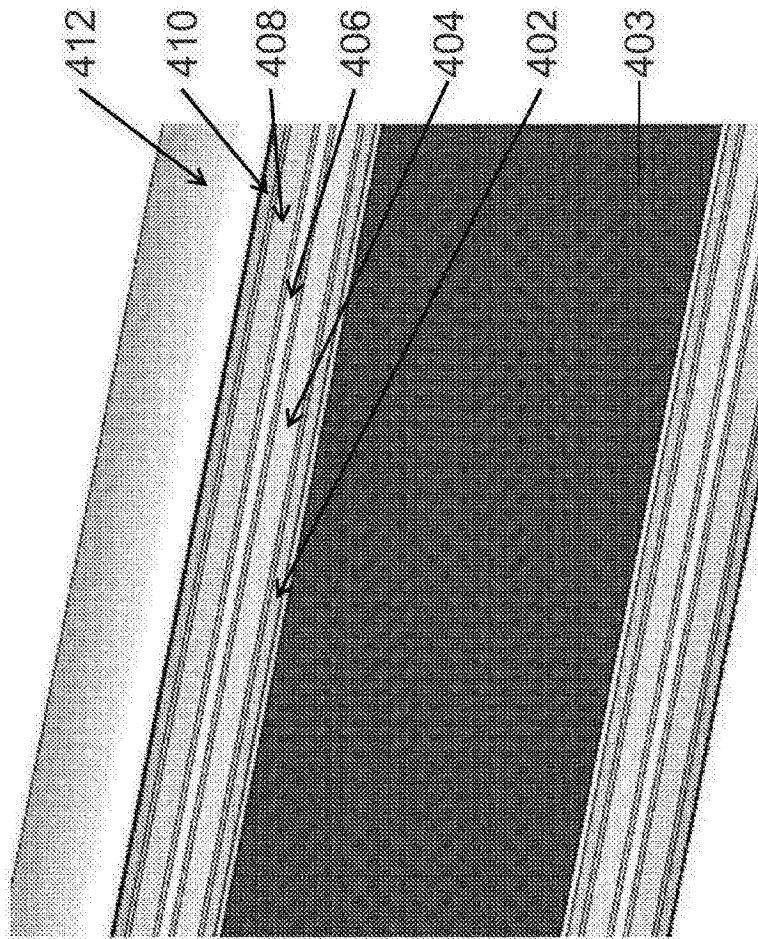


图 4B

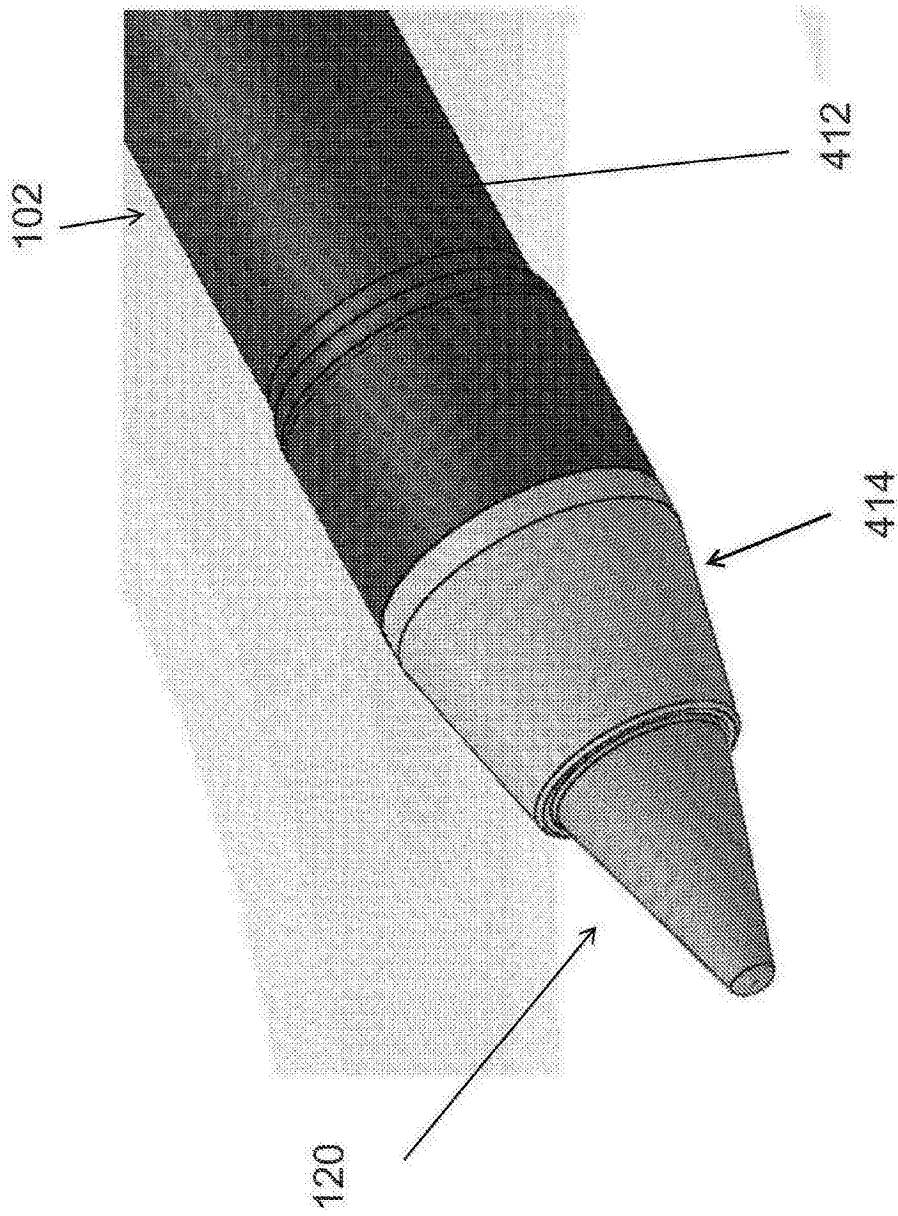


图 4C

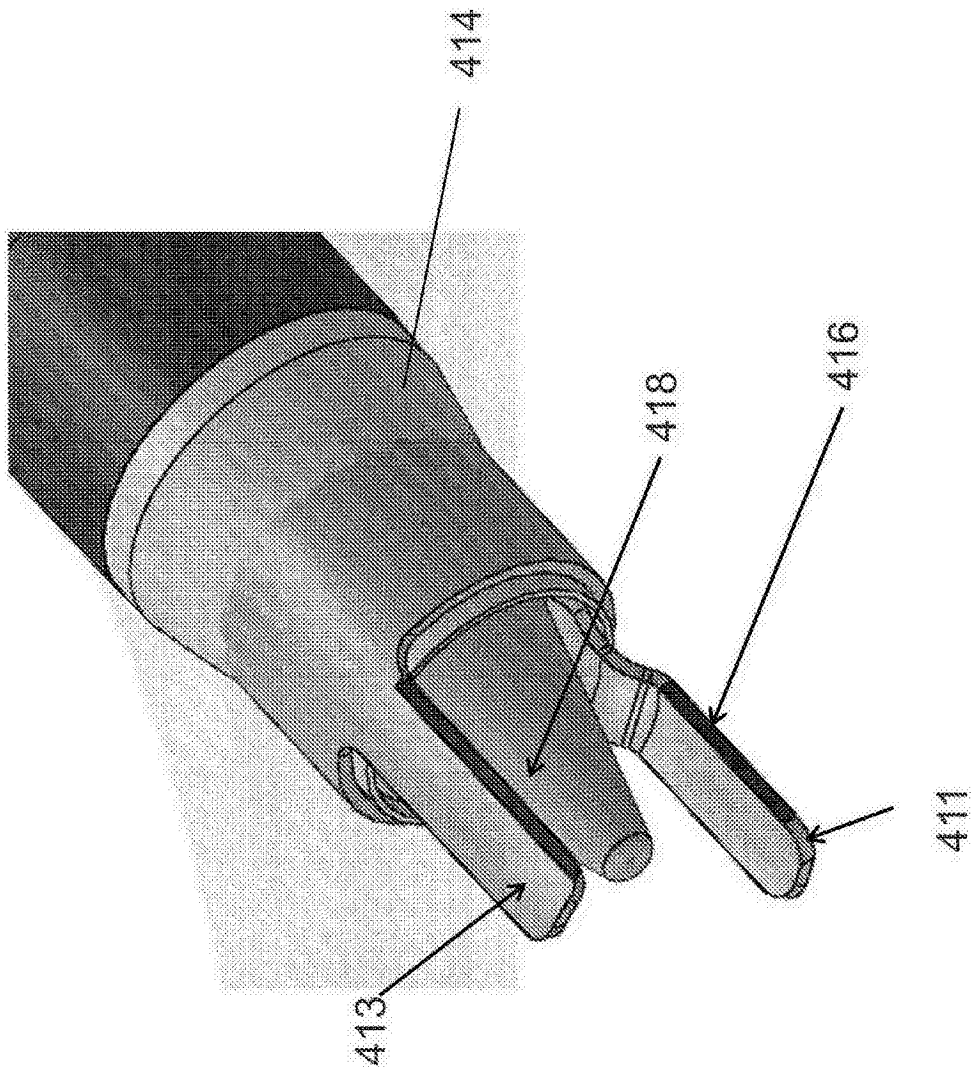


图 4D

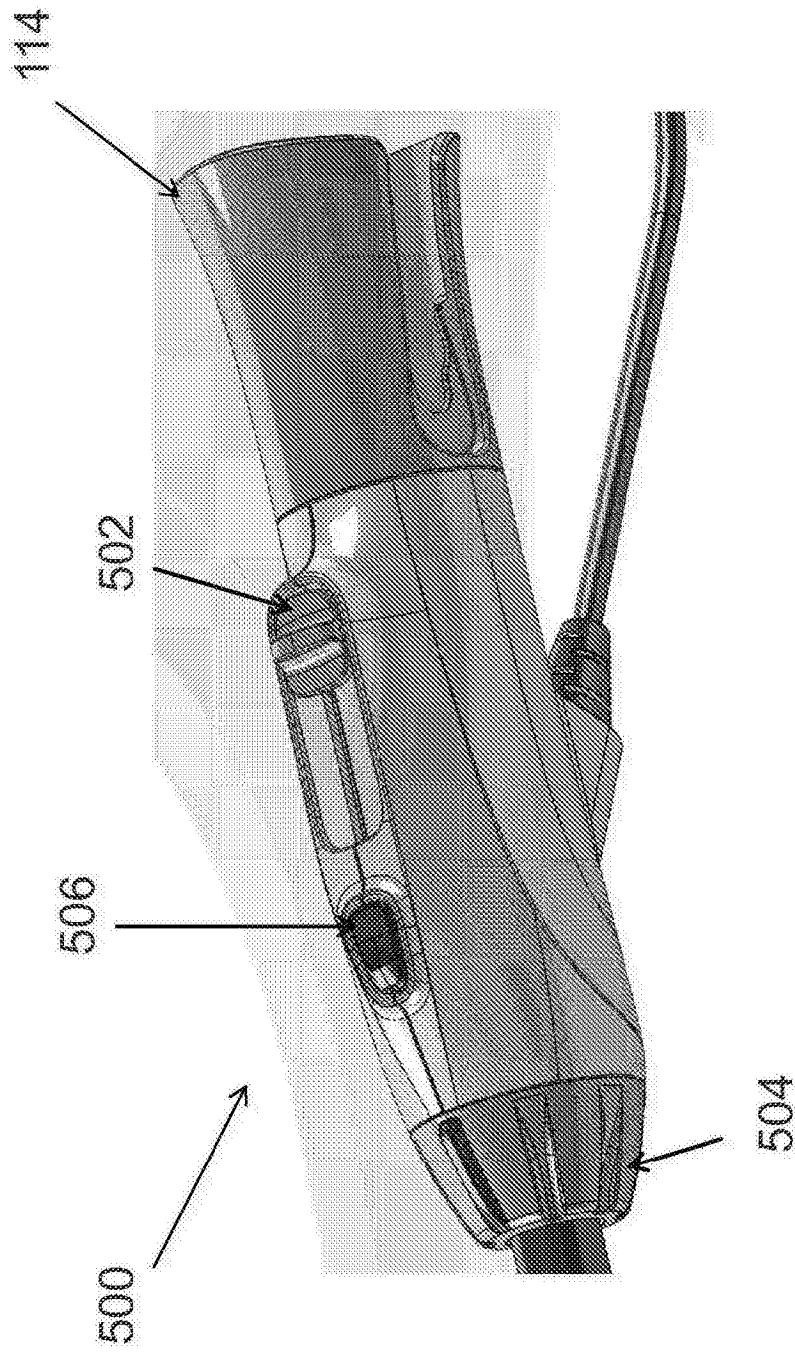


图 5

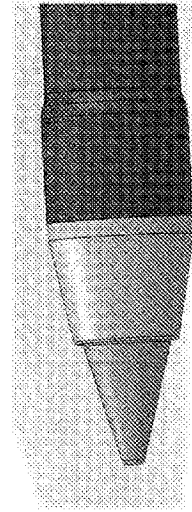


图 6A

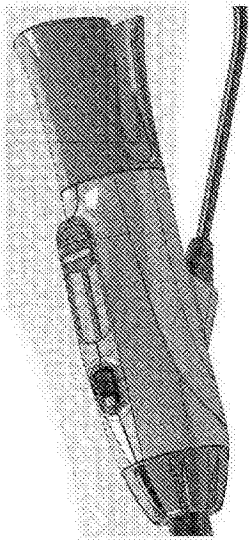


图 6B

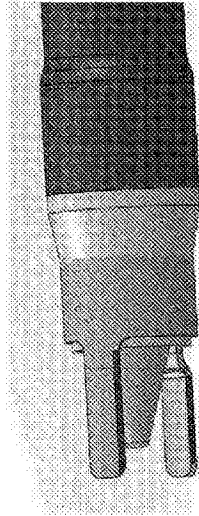


图 6C

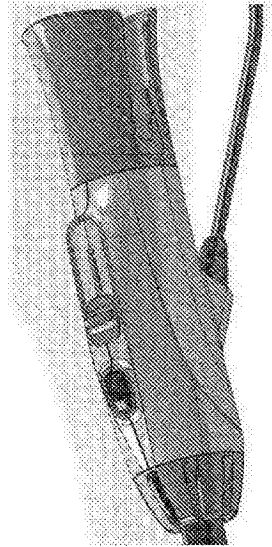


图 6D

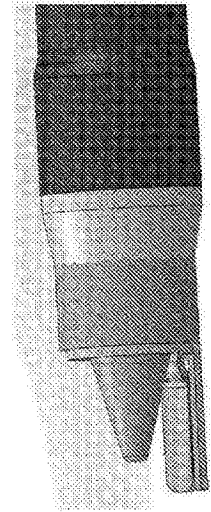


图 6E

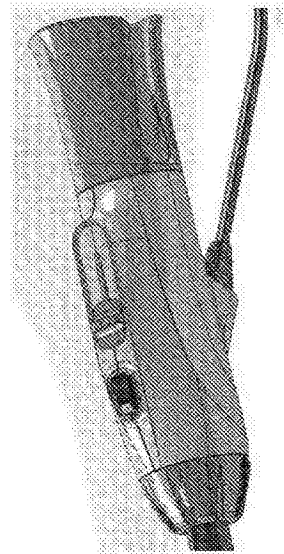


图 6F

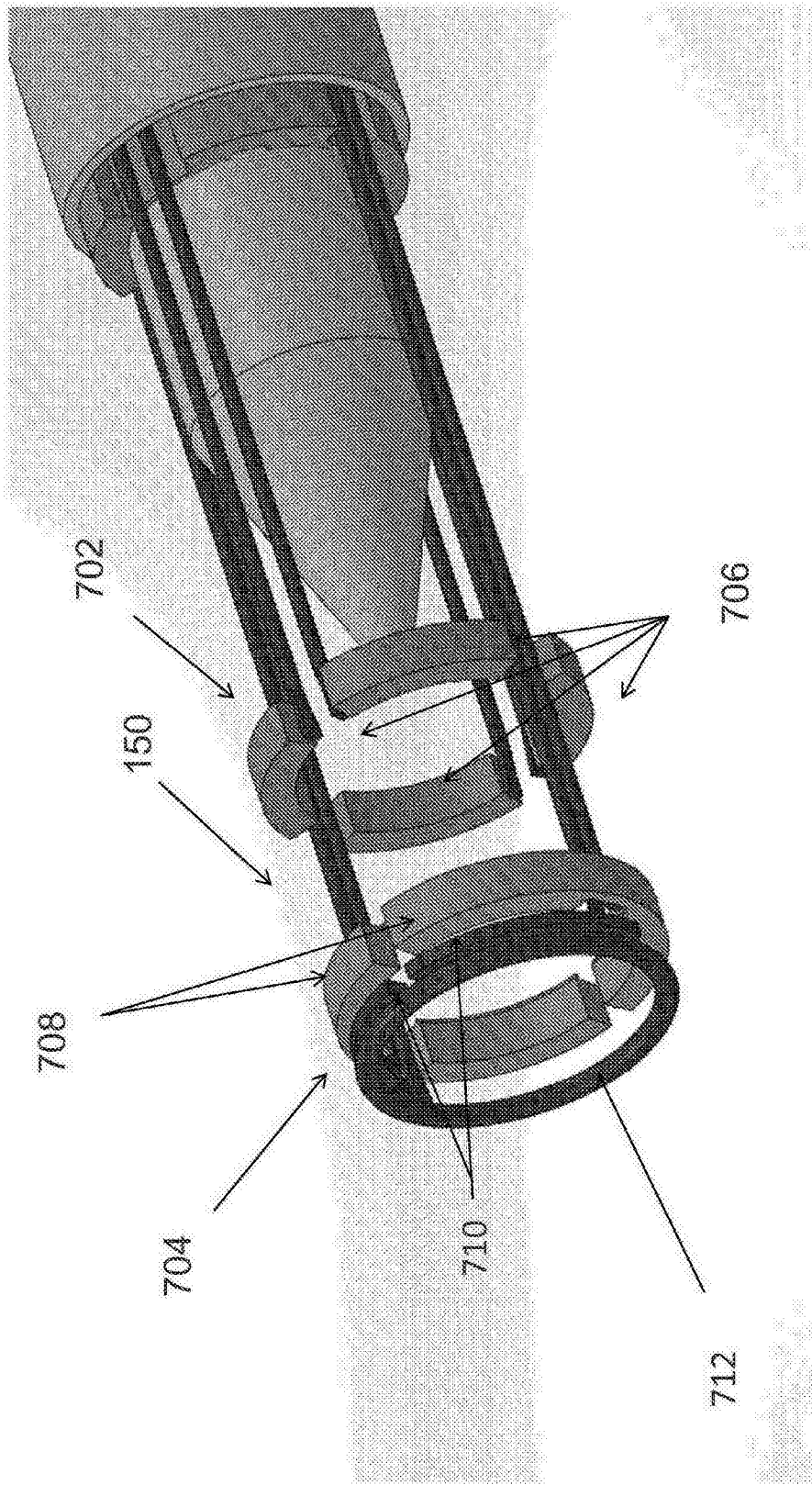


图 7A

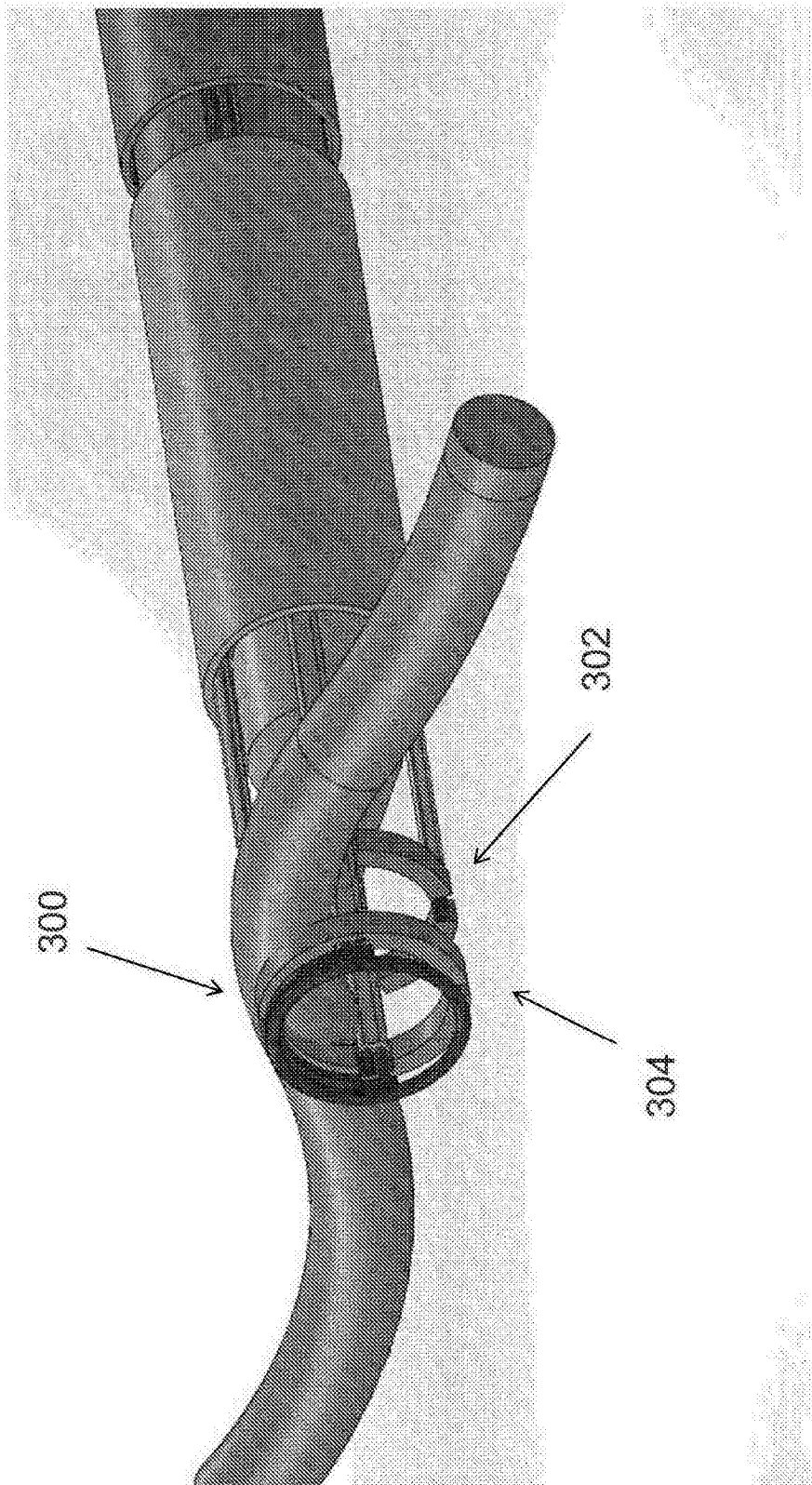


图 7B

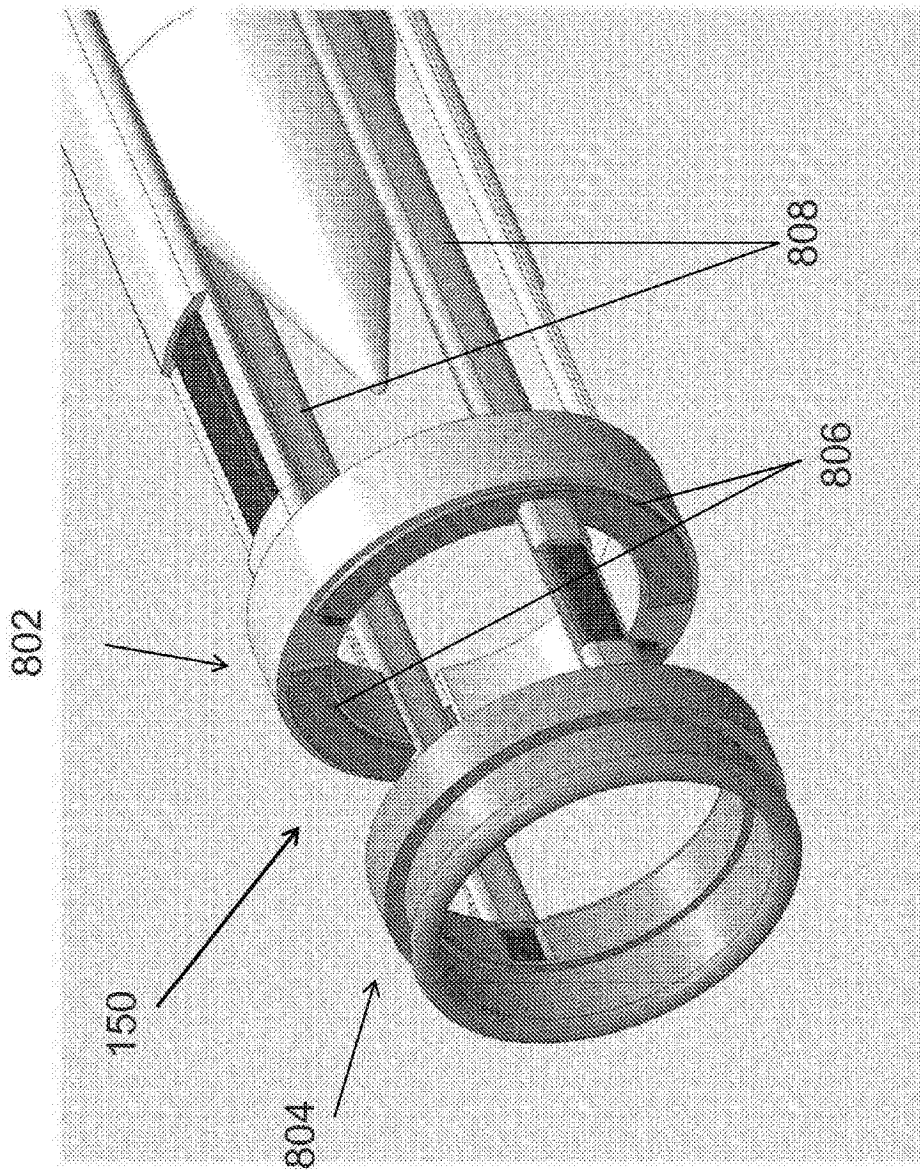


图 8

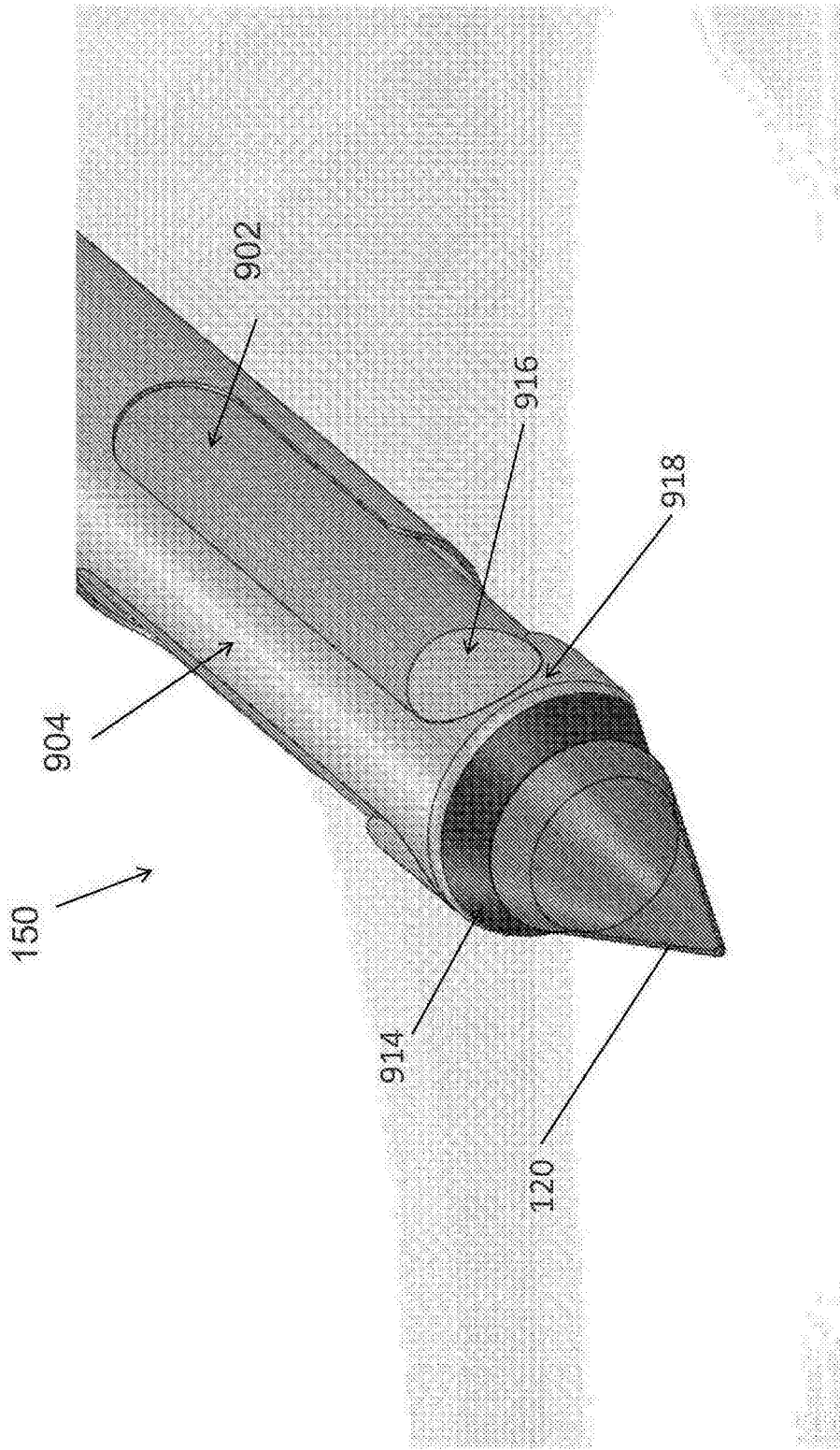


图 9A

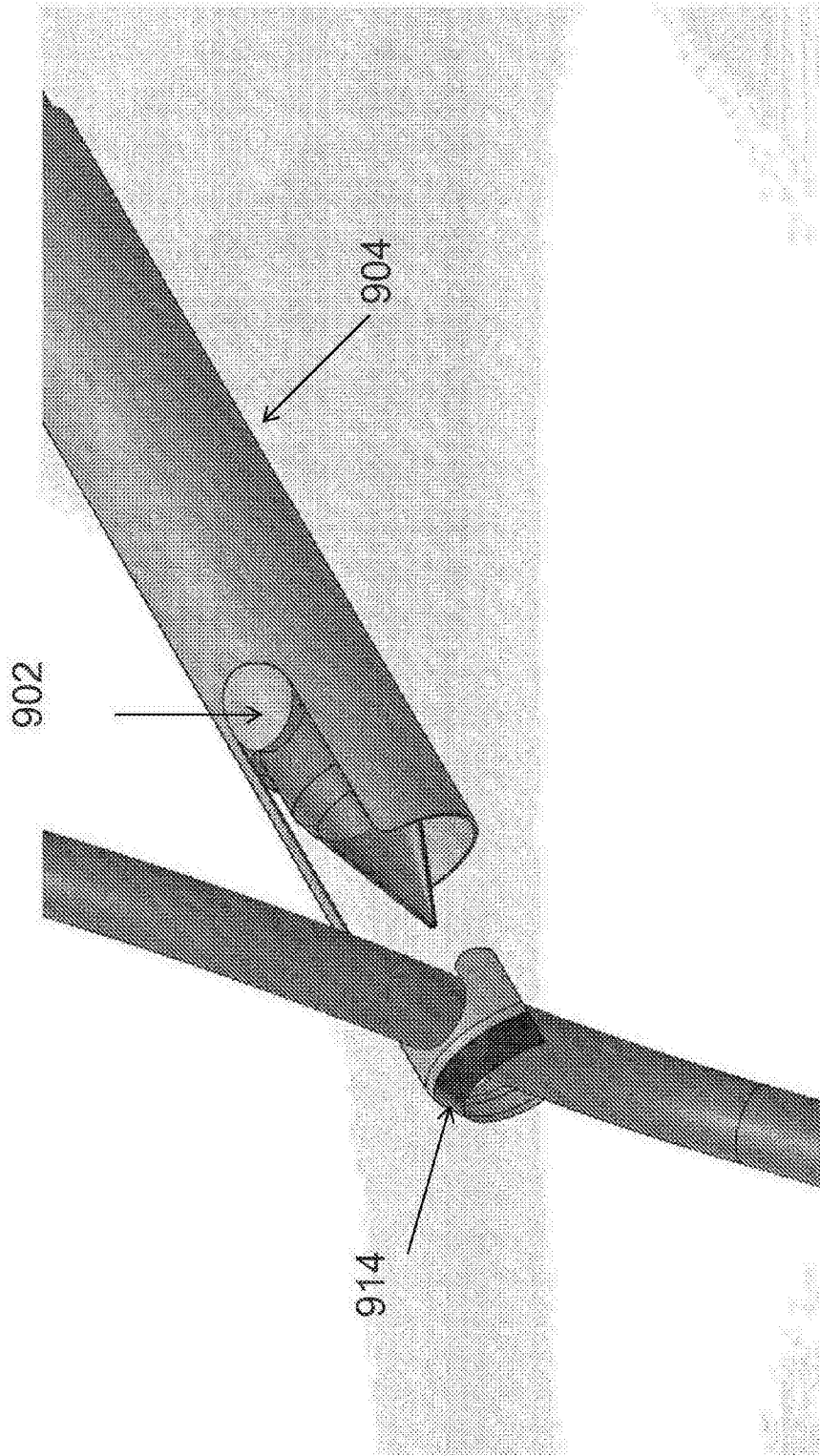


图 9B

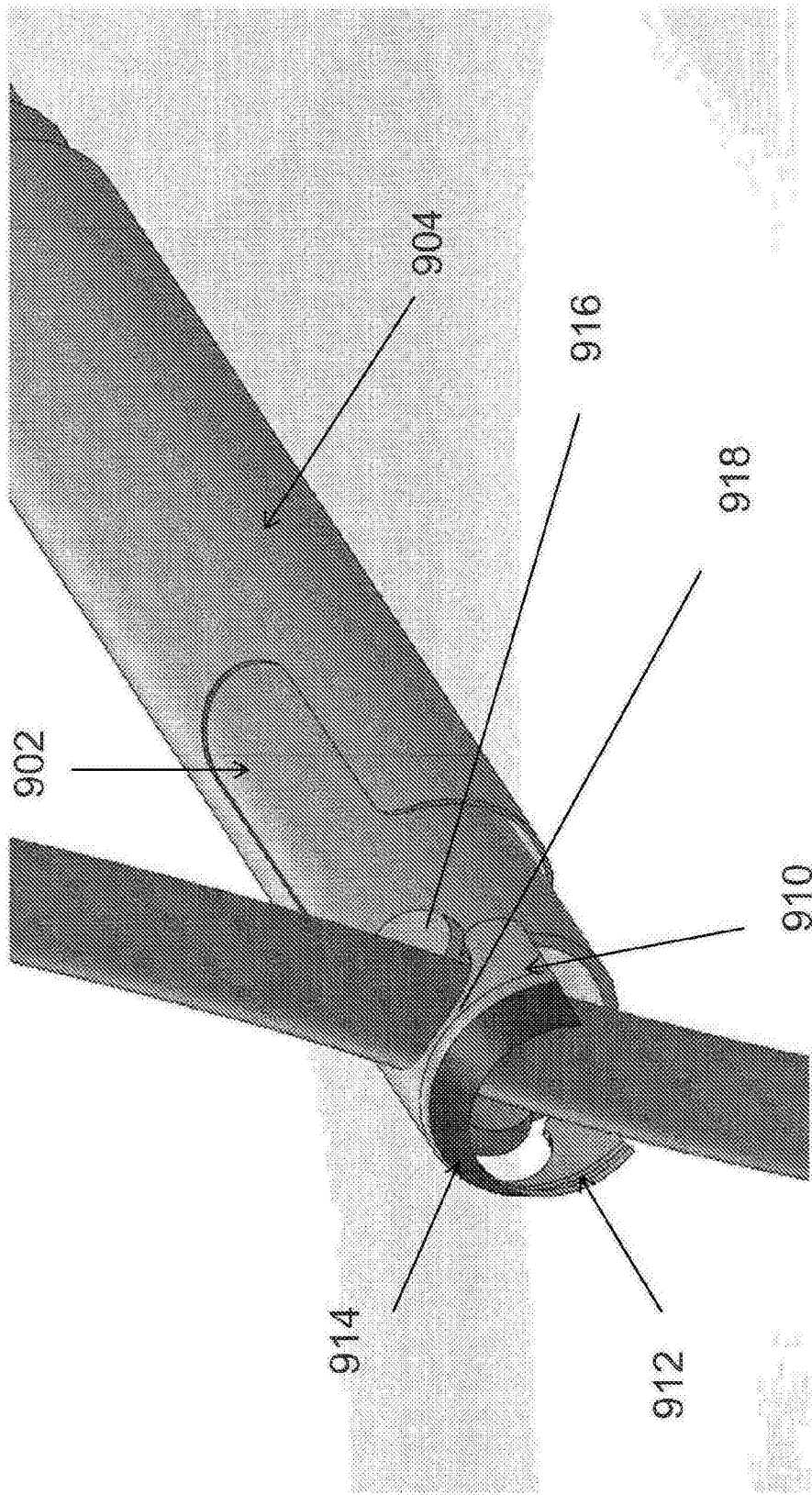


图 9C

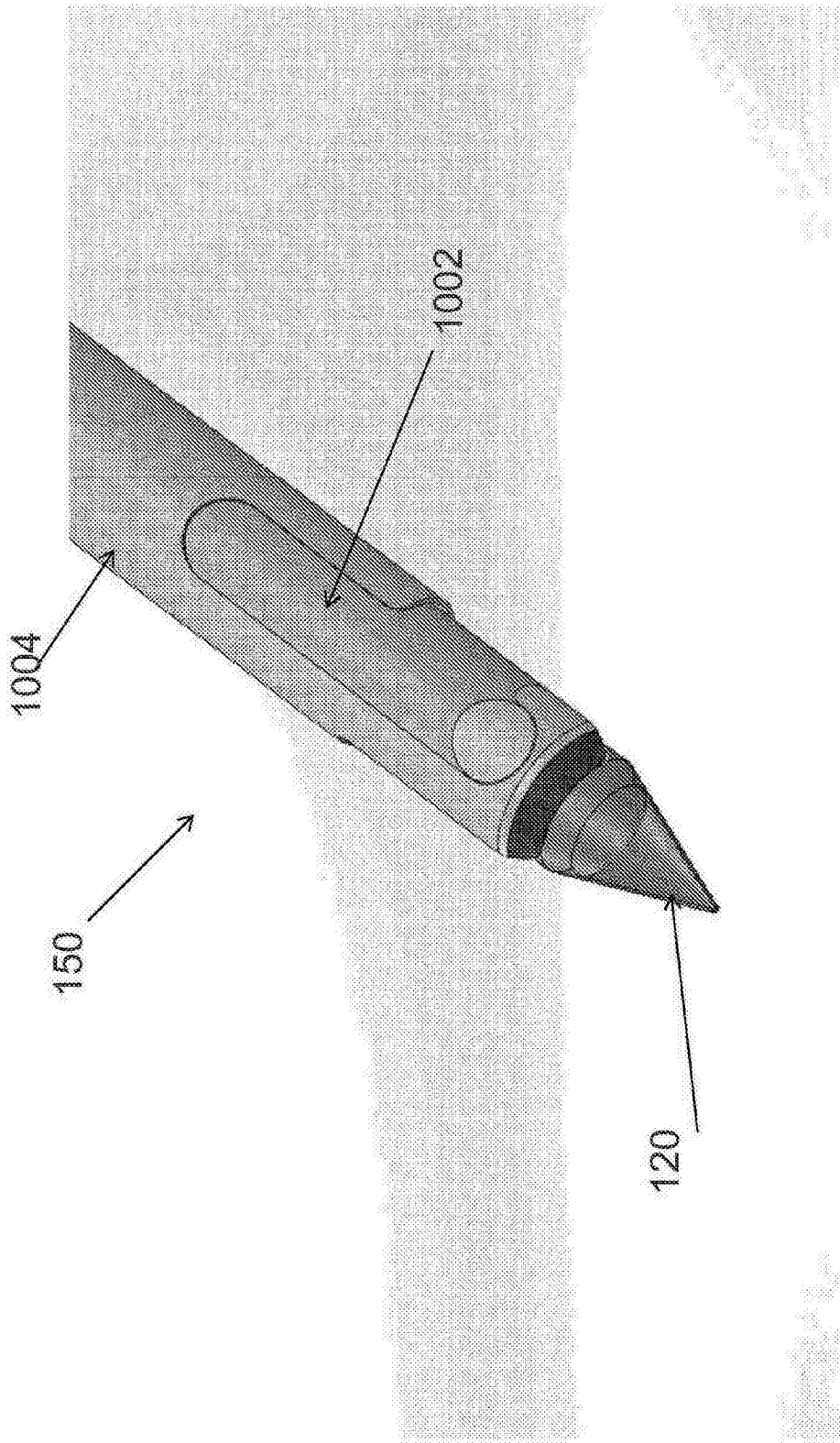


图 10A

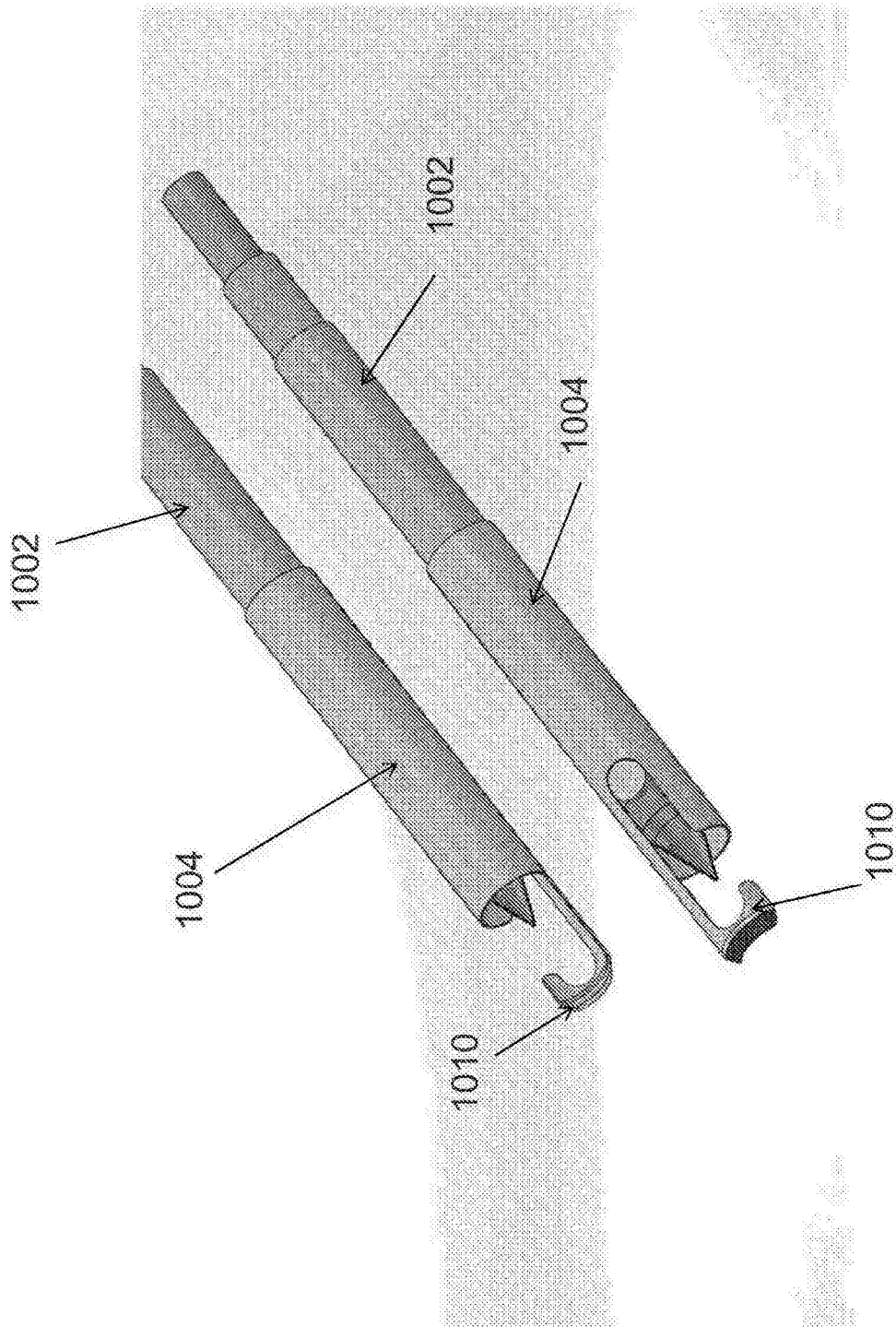


图 10B

专利名称(译)	一体化内窥镜血管采集装置		
公开(公告)号	CN105188575A	公开(公告)日	2015-12-23
申请号	CN201480008014.6	申请日	2014-02-26
[标]发明人	艾伯特K金 马克J奥尔凡诺斯 迈克尔巴伦博伊姆		
发明人	艾伯特·K·金 马克·J·奥尔凡诺斯 迈克尔·巴伦博伊姆		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/00008 A61B17/320016 A61B17/3201 A61B17/3205 A61B17/32053 A61B17/3417 A61B18/148 A61B2017/00778 A61B2017/00907 A61B2017/00969 A61B2018/00404 A61B2018/0063 A61B17/32002 A61B2018/00601		
优先权	61/782034 2013-03-14 US 61/833814 2013-06-11 US 14/190873 2014-02-26 US		
其他公开文献	CN105188575B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种一体化内窥镜血管采集装置。在一些实施方式中，这种装置(100)包括长形本体(102)、末端(120)和切割单元(150)，其中，该长形本体(102)具有近端(104)和远端(106)，该末端(120)设置在长形本体的远端处，该切割单元(150)具有第一切割部(310)和第二切割部(312)，第一切割部(310)和第二切割部(312)能够相对于长形本体(102)沿纵向方向移动以将血管捕获在第一切割部(310)与第二切割部(312)之间，并且第一切割部(310)和第二切割部(312)能够相对于彼此绕末端(120)周向地旋转以切割所捕获的血管。

