



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109195537 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201780032647.4

(22)申请日 2017.05.15

(30)优先权数据

15/163,811 2016.05.25 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/032622 2017.05.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/205093 EN 2017.11.30

(71)申请人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 C·P·布德罗克斯 J·D·梅瑟利

K·拜什 D·A·威特

C·G·金巴尔

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 易咏梅

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

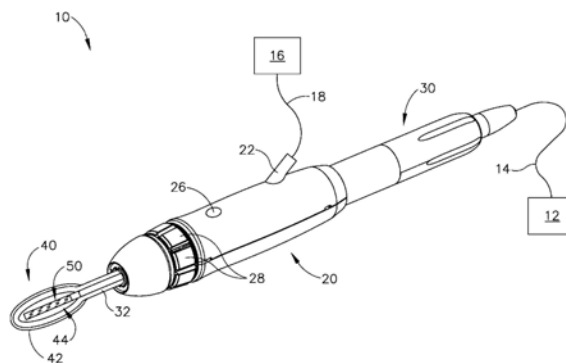
权利要求书2页 说明书11页 附图14页

(54)发明名称

具有冷却导管的超声外科器械

(57)摘要

本发明提供一种设备,所述设备包括主体组件、声波导、超声刀和液体分配特征结构。所述超声刀相对于所述主体组件在远侧定位。所述超声刀与所述声波导声学连通。所述液体分配特征结构相对于所述主体组件在远侧定位。所述液体分配特征结构邻近所述超声刀定位。所述液体分配特征结构被构造成能够将冷却液体流递送到所述超声刀。



1. 一种设备,包括:
 - (a) 主体组件;
 - (b) 声波导;
 - (c) 超声刀,所述超声刀相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述超声刀与所述声波导声学连通;以及
 - (d) 液体分配特征结构,所述液体分配特征结构相对于所述主体组件在远侧定位,其中所述液体分配特征结构邻近所述超声刀定位,其中所述液体分配特征结构被构造成能够将冷却液体流递送到所述超声刀。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述超声刀限定纵向轴线,其中所述液体分配特征结构的至少一部分沿着平行于所述纵向轴线的路径延伸。
3. 根据权利要求2所述的设备,其中所述液体分配特征结构包括:
 - (i) 第一部分,所述第一部分平行于所述超声刀的所述纵向轴线延伸,其中所述第一部分从所述超声刀的所述纵向轴线偏移,
 - (ii) 第二部分,所述第二部分沿着所述超声刀的所述纵向轴线延伸,以及
 - (iii) 第三部分,所述第三部分将所述第一部分与所述第二部分结合。
4. 根据权利要求3所述的设备,其中所述第三部分沿着相对于所述超声刀的所述纵向轴线倾斜地取向的路径延伸。
5. 根据权利要求3所述的设备,其中所述超声刀限定开口,其中所述第二部分定位在所述开口中。
6. 根据权利要求3所述的设备,其中所述第二部分限定多个开口,其中所述开口被构造成能够排出所述冷却液体。
7. 根据权利要求3所述的设备,其中所述超声刀具有最大厚度,其中所述第二部分具有最大厚度,其中所述第二部分的所述最大厚度小于或等于所述超声刀的所述最大厚度。
8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述超声刀具有锋利边缘,所述锋利边缘从近侧区域延伸到远侧区域并且返回到所述近侧区域。
9. 根据权利要求8所述的设备,其中所述液体分配特征结构具有远侧端部,其中所述远侧端部在所述超声刀的所述远侧区域的近侧。
10. 根据权利要求1所述的设备,其中所述液体分配特征结构被构造成能够围绕所述超声刀的至少一部分。
11. 根据权利要求10所述的设备,其中所述液体分配特征结构被构造成能够相对于所述主体组件在远侧位置和近侧位置之间平移。
12. 根据权利要求11所述的设备,其中所述超声刀被构造成能够当所述液体分配特征结构处于所述远侧位置时容纳在由所述液体分配特征结构限定的中空内部中,其中所述超声刀被构造成能够当所述液体分配特征结构处于所述近侧位置时相对于所述液体分配特征结构在远侧暴露。
13. 根据权利要求11所述的设备,其中所述液体分配特征结构被弹性地朝向所述远侧位置偏压。
14. 根据权利要求10所述的设备,其中所述超声刀的至少一部分设置在由所述液体分配特征结构限定的中空内部中。

15. 根据权利要求14所述的设备, 其中所述液体分配特征结构被构造成能够将冷却液体流递送到所述中空内部。

16. 根据权利要求15所述的设备, 其中所述液体分配特征结构还限定与所述中空内部流体连通的远侧开口, 其中所述液体分配特征结构被进一步构造成能够通过所述远侧开口排出冷却液体。

17. 根据权利要求16所述的设备, 其中所述超声刀被构造成能够穿过所述远侧开口。

18. 根据权利要求1所述的设备, 其中所述液体分配特征结构包括至少两个冷却喷嘴开口, 所述至少两个冷却喷嘴开口被构造成能够将冷却液体流排出到所述超声刀。

19. 一种设备, 包括:

(a) 主体组件;

(b) 声波导;

(c) 超声刀, 所述超声刀相对于所述主体组件在远侧定位, 其中所述超声刀与所述声波导声学连通; 以及

(d) 液体分配特征结构, 所述液体分配特征结构被构造成能够相对于所述超声刀平移, 其中所述液体分配特征结构被构造成能够在相对于所述刀平移时将冷却液体流递送到所述超声刀。

20. 一种使用超声外科器械来切割骨的方法, 所述方法包括:

(a) 在所述超声外科器械的超声刀进行超声振动的同时抵靠骨推动所述超声刀的锋利边缘, 从而在骨中形成切口; 以及

(b) 经由所述超声外科器械的液体分配特征结构输送冷却液体, 其中输送冷却液体的行为包括:

(i) 冷却所述超声刀的远侧端部, 以及

(ii) 冷却被切割的骨。

具有冷却导管的超声外科器械

背景技术

[0001] 多种外科器械包括端部执行器,该端部执行器具有刀元件,该刀元件以超声频率振动来切割和/或密封组织(例如通过使组织细胞中的蛋白质变性)。这些器械包括将电功率转换成超声振动的压电元件,该超声振动沿着声波导传送到刀元件。可通过外科医生的技术以及对功率电平、刀刃、组织牵引力和刀压力的调节来控制切割和凝固的精度。

[0002] 超声外科器械的示例包括HARMONIC ACE[®]超声剪刀、HARMONIC WAVE[®]超声剪刀、HARMONIC FOCUS[®]超声剪刀以及HARMONIC SYNERGY[®]超声刀,上述全部器械均得自Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)。此类装置的另外示例和相关概念在以下文献中公开:1994年6月21日公布的名称为“Clamp Coagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利5,322,055,其公开内容以引用方式并入本文;1999年2月23日公布的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Mechanism”的美国专利5,873,873,其公开内容以引用方式并入本文;1997年10月10日提交的名称为“Ultrasonic Clamp Coagulator Apparatus Having Improved Clamp Arm Pivot Mount”的美国专利5,980,510,其公开内容以引用方式并入本文;2001年12月4日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,325,811,其公开内容以引用方式并入本文;2004年8月10日公布的名称为“Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利6,773,444,其公开内容以引用方式并入本文;以及2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524,其公开内容以引用方式并入本文。

[0003] 超声外科器械的另外示例在以下专利中公开:2006年4月13日公布的名称为“Tissue Pad for Use with an Ultrasonic Surgical Instrument”的美国公布2006/0079874,其公开内容以引用方式并入本文;2007年8月16日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating,”的美国公布2007/0191713,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月6日公布的名称为“Ultrasonic Waveguide and Blade”的美国公布2007/0282333,其公开内容以引用方式并入本文;2008年8月21日公布的名称为“Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating,”的美国公布2008/0200940,其公开内容以引用方式并入本文;2009年4月23日公布的名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国公布2009/0105750,其公开内容以引用方式并入本文;2010年3月18日公布的名称为“Ultrasonic Device for Fingertip Control”的美国公布2010/0069940,其公开内容以引用方式并入本文;以及2011年1月20日公布的名称为“Rotating Transducer Mount for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国公布2011/0015660,其公开内容以引用方式并入本文;以及2012年2月2日公布的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument Blades”的美国公布2012/0029546,其公开内容以引用方式并入本文。

[0004] 一些超声外科器械可包括无绳换能器,诸如在以下文献中公开的那些:2012年5月

10日公布的名称为“Recharge System for Medical Devices”的美国公布2012/0112687,其公开内容以引用方式并入本文;2012年5月10日公布的名称为“Surgical Instrument with Charging Devices”的美国公布2012/0116265,其公开内容以引用方式并入本文;以及/或者2010年11月5日提交的名称为“Energy-Based Surgical Instruments”的美国专利申请61/410,603,其公开内容以引用方式并入本文。

[0005] 诸如上文引用的参考文献中所述的那些的超声外科器械可主要用于切断和/或密封软组织。然而,除了切割/密封软组织或作为切割/密封软组织的替代方案,可期望使用超声外科器械来切割骨。利用超声外科器械切割骨可比利用超声外科器械切割/密封软组织生成更多的热。除非正确处理,否则这种附加的热可能会引起不期望的效果,诸如对相邻的骨和/或组织造成损伤(例如,坏死);和/或损坏超声刀。

[0006] 一些常规的超声外科器械可被构造成能够使用流体来冷却超声刀。此类器械的示例在2015年5月28日公布的名称为“Features to Apply Fluid to an Ultrasonic Blade of a Surgical Instrument”的美国公布2015/0148832中有所描述,其公开内容以引用方式并入本文。被构造成能够输送流体的超声外科器械的其它示例在以下文献中有所描述:2013年4月11日公布的名称为“Surgical Instrument with Ultrasonic Waveguide Defining a Fluid Lumen”的美国公布2013/0090576,其公开内容以引用方式并入本文;以及2013年11月26日公布的名称为“Use of Biomarkers and Therapeutic Agents with Surgical Devices”的美国专利8,591,459,其公开内容以引用方式并入本文。

[0007] 尽管已经制造和使用若干外科器械和系统,但据信在本发明人之前无人制造或使用所附权利要求中描述的本发明。

附图说明

[0008] 尽管本说明书得出了具体地指出和明确地声明这种技术的权利要求,但是据信从下述的结合附图描述的某些示例将更好地理解这种技术,其中相似的附图标号指示相同的元件,并且其中:

[0009] 图1示出了示例性超声外科器械的透视图;

[0010] 图2示出了图1的器械的工作端的俯视平面图;

[0011] 图3示出了图2的工作端的侧正视图;

[0012] 图4示出了沿着图2的线4-4截取的图2的工作端的横截面侧视图;

[0013] 图5示出了切入骨中并将冷却液体分配到切割位点的图2的工作端的透视图;

[0014] 图6示出了设置在骨中并将冷却液体分配到切割位点的图2的工作端的横截面侧视图;

[0015] 图7示出了另一个示例性超声外科器械的透视图;

[0016] 图8示出图7的器械的透视图,其中省略了外壳部分以显示出内部部件;

[0017] 图9A示出了图7的器械的工作端的透视图,其中冷却鞘处于远侧位置;

[0018] 图9B示出了图9A的工作端的透视图,其中冷却鞘处于近侧位置;

[0019] 图10示出了图9A的工作端的横截面侧视图,其中冷却鞘处于远侧位置;

[0020] 图11A示出了图9A的工作端的侧正视图,其中冷却鞘处于远侧位置,并且其中工作端处于与骨表面接合的初始状态下;

[0021] 图11B示出了图9A的工作端的侧正视图,其中冷却鞘处于近侧位置,并且其中工作端的刀设置在骨中;

[0022] 图12示出了另一个示例性超声外科器械的透视图;

[0023] 图13A示出了图12的器械的工作端的透视图,其中冷却鞘处于远侧位置;

[0024] 图13B示出了图13A的工作端的透视图,其中冷却鞘处于近侧位置;并且

[0025] 图14示出了图13A的工作端的横截面透视图,其中冷却鞘处于远侧位置。

[0026] 附图并非旨在以任何方式进行限制,并且可以设想本技术的各种实施方案可以多种其他方式来执行,包括那些未必在附图中示出的方式。并入本说明书中并构成其一部分的附图示出了本技术的若干方面,并与说明书一起用于解释本技术的原理;然而,应当理解,本技术不限于所示出的精确布置。

具体实施方式

[0027] 下面对本技术的某些示例的描述不应用于限制本技术的范围。从下面的描述而言,本技术的其他示例、特征、方面、实施方案和优点对于本领域的技术人员而言将变得显而易见,下面的描述以举例的方式进行,这是为实现本技术所设想的最好的方式中的一种方式。正如将意识到的,本文所述的技术能够具有其他不同的和明显的方面,所有这些方面均不脱离本技术。因此,附图和说明应被视为实质上是例示性的而非限制性的。

[0028] 另外应当理解,本文所述的教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者可与本文所述的其他教导内容、表达方式、实施方案、示例等中的任何一者或多者相结合。因此,下述教导内容、表达方式、实施方案、示例等不应视为彼此孤立。参考本文的教导内容,本文的教导内容可进行组合的各种合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0029] 为公开内容的清楚起见,术语“近侧”和“远侧”在本文中相对于外科器械的人或机器人操作者而定义。术语“近侧”是指更靠近外科器械的人或机器人操作者并且更远离外科器械的外科端部执行器的元件位置。术语“远侧”是指更靠近外科器械的外科端部执行器并且更远离外科器械的人或机器人操作者的元件位置。

[0030] I. 具有固定位置液体冷却特征结构的示例性超声外科器械

[0031] 图1示出了示例性超声外科器械(10)。器械(10)的至少一部分可根据本文引用的各种专利、专利申请公布和专利申请中的任一者的教导内容来构造和操作。如本文所述并且如将在下文更详述,器械(10)能够操作以基本上同时切割组织并且密封或焊接组织(例如,血管等)。

[0032] 本示例的器械(10)包括柄部组件(20)、超声换能器组件(30)、超声刀(40)和液体分配特征结构(50)。柄部组件(20)被构造成能够使用笔式夹持件抓紧,尽管一些操作者可选择以一些其它方式(例如,使用力性夹持件等)抓紧柄部组件(20)。柄部组件(20)包括流体端口(22)、流体开关(26)和多个启动按钮(28)。

[0033] 流体端口(22)被构造成能够与流体导管(18)联接,该流体导管(18)进一步与流体源(16)连通。流体导管(18)可包括柔性管和/或任何其它类型的导管(18)。仅以举例的方式,流体导管(18)可经由鲁尔接头和/或任何其它合适类型的连接特征结构与流体端口(22)联接。流体源(16)可包括软容器(例如,袋)、硬容器(例如,盒或罐)或具有任何其它合

适的构型。在一些型式中,流体源(16)未被加压,使得流体在重力的影响下从流体源(16)流动到端口。在一些其它型式中,流体源(16)被加压。例如,流体源(16)可包括泵或其它加压组件。作为另一个仅为示例性的示例,流体源(16)可包含预加压流体。

[0034] 在前述型式的任一种中,流体开关(26)能够操作以选择性地控制流体从流体源(16)到液体分配特征结构(50)的流动。例如,流体开关(26)可以能够操作以致动阀,以使阀在打开状态和闭合状态之间转换。在一些其它型式中,省略了流体开关(26),并且流体从流体源(16)到液体分配特征结构(50)的流动是恒定的或者是自动调控的。参考本文的教导内容,可用于选择性地限制流体从流体源(16)到液体分配特征结构(50)的流动的各种部件和构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。还应当理解,包括但不限于盐水的任何合适的流体均可从流体源(16)输送到液体分配特征结构(50)以冷却手术部位。

[0035] 超声换能器组件(30)从柄部组件(20)朝近侧延伸,并且经由缆线(14)与发生器(12)联接,使得换能器组件(30)从发生器(12)接收电功率。换能器组件(30)中的压电元件将该电功率转换为超声振动。发生器(12)可包括功率源和控制模块,该功率源和控制模块被构造成能够向换能器组件(30)提供功率分布,该功率分布特别适合于通过换能器组件(30)生成超声振动。仅以举例的方式,发生器(12)可包括由Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)出售的GEN04或GEN11。除此之外或另选地,发生器(12)可根据以下文献的教导内容中的至少一些来构造:2011年4月14日公布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国公布2011/0087212,其公开内容以引用方式并入本文。在发生器(12)能够(例如,以不同的谐振频率)驱动各种不同种类的超声外科器械的型式中,柄部组件(20)可包括EEPROM或针对发生器(12)标识超声外科器械(10)的类型的一些其它特征结构,使得发生器(12)可基于所标识的超声外科器械(10)的类型自动选择和递送适当的功率分布。

[0036] 还应当理解,发生器(12)的功能中的至少一些可整合到柄部组件(20)中,并且柄部组件(20)甚至可包括电池或其它板载功率源,使得缆线(14)被省略。参考本文的教导内容,发生器(12)可采取的另一些其它合适的形式以及发生器(12)可提供的各种特征结构和可操作性对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0037] 在本示例中,响应于操作者致动柄部组件(20)的至少一个按钮(28)而启动换能器组件(30)。按钮(28)以围绕由柄部组件(20)限定的纵向轴线的成角度地间隔的阵列进行提供。无论柄部组件(20)在操作者手中的角度取向如何,本示例中的按钮(28)的构型和布置使得操作者能够容易地触及并致动至少一个按钮(28)。换句话讲,操作者将能够利用使用笔式夹持件抓紧柄部组件(20)的操作者的手的大拇指或食指容易地致动至少一个按钮(28)。仅以举例的方式,按钮(28)可根据以下专利申请的教导内容中的至少一些来构造和操作:2014年10月15日提交的名称为“Activation Features for Ultrasonic Surgical Instrument”的美国专利申请14/515,129,其公开内容以引用方式并入本文。另选地,柄部组件(20)可具有能够操作以选择性地启动换能器组件(30)的任何其它合适的使用者输入特征结构。作为另一个仅示例性的替代方案,换能器组件(30)可使用一些其它种类的使用者输入(例如,脚踏开关等)选择性地启动。

[0038] 如图2至图4最佳可见,本示例的超声刀(40)包括围绕刀(40)的外周延伸的锋利边缘(42)。超声刀(40)还限定长方形横向开口(44)。因此,超声刀(40)在这个示例中具有长形

的“0”形状或中空椭圆形状,类似于缝合针的头部(其中开口(44)类似于缝合针的眼部)。超声刀(40)经由波导(32)与超声换能器组件(30)声学联接,该波导(32)延伸通过柄部组件(20)以将换能器组件(30)与刀(40)结合。因此,由换能器组件(30)生成的超声振动沿着波导(32)传送到刀(40),使得刀(40)将在换能器组件(30)被启动时进行超声振动。本领域的普通技术人员应当理解,作为物理学问题,刀(40)的远侧端部位于对应于与通过波导(32)传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处(即,位于声学波腹处)。

[0039] 当换能器组件(30)通电时,刀(40)的远侧端部被构造成能够在例如大约10微米至500微米的峰间范围内、并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围内以例如大约21kHz至大约31kHz的预先确定的振动频率 f 纵向移动。在一些其它型式中,振动频率至多大约50kHz,或甚至至多大约55kHz。在任何此类频率下,当刀(40)如下文更详细地描述的压贴骨时,刀(40)的超声振荡将与锋利边缘(42)协同工作,以使骨开裂,以促进刀(40)对骨进行切割。

[0040] 本示例的液体分配特征结构(50)包括第一纵向延伸部分(52)、倾斜延伸部分(54)和第二纵向延伸部分(56)。部分(52,54,56)一起限定折线形构型。第一纵向延伸部分(52)与流体端口(22)流体连通,其被流体开关(26)选择性地限制。第一纵向延伸部分(52)与波导(32)平行且偏移。

[0041] 如图4最佳可见,倾斜延伸部分(54)的尺寸和构造被设置成提供过渡,由此第二纵向延伸部分(56)位于由刀(40)限定的开口(44)内。在这个示例中,第二纵向延伸部分(56)沿着与波导(32)相同的纵向轴线延伸,但如果需要,可使用其它构型。第二纵向延伸部分(56)限定与液体分配特征结构(50)的内部流体连通的多个开口(58)。开口(58)离散地定位在沿着第二纵向延伸部分(56)的长度且围绕第二纵向延伸部分(56)的纵向轴线延伸的阵列中。在本示例中,开口(58)被制成圆形孔;然而,在其它型式中,开口(58)可以呈长形狭槽的形式和/或具有任何其它合适的构型。

[0042] 仅以举例的方式,液体分配特征结构(50)可通过常规的海波管形成,该海波管被弯曲以提供由部分(52,54,56)限定的折线形构型。在一些此类型式中,第二纵向延伸部分(56)至少部分地沿着刀(40)所沿着进行延伸的同一平面展平。参考本文的教导内容,可形成液体分配特征结构(50)的其它合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。还应当理解,在这个示例中,液体分配特征结构(50)的任何部分都不接触刀(40)。此外,在这个示例中,液体分配特征结构(50)具有足够的刚度,使得即使液体分配特征结构(50)在器械(10)的正常操作期间压贴骨或其它结构,液体分配特征结构(50)也不会接触刀(40)。

[0043] 如上所述,当使用超声刀切割通过骨时,由刀振动引起的对骨的摩擦可生成大量的热,这可能是不期望的。因此,液体分配特征结构(50)可用于在骨切割位点处分配流体,以便避免刀(40)生成过剩热。具体地,如图5至图6所示,冷却液体(90)可以经由开口(58)分配,以便在刀(40)切割通过骨(80)时用冷却液体(90)填充切割位点(82)。分配的冷却液体(90)可直接接触刀(40)和切割位点(82)处的骨(80),从而冷却刀(40)和切割位点(82)处的骨(80)。应当理解,液体分配特征结构(50)的构型将在刀(40)的远侧端部处分配冷却液体(90),而不是简单地将流体分配到刀(40)的近侧。这可有利地在刀(40)的温度最高的区域处提供冷却。除此之外或另选地,液体分配特征结构(50)分配冷却液体(90)的远侧位置可

最小化可能以其它方式由冷却液体 (90) 造成的手术部位的可见度降低程度。

[0044] 如图3至图6可见,第二纵向延伸部分 (56) 具有小于或等于刀 (40) 的最大厚度的最大厚度。在图5至图6可见,这使得第二纵向延伸部分 (56) 利用刀 (40) 进入切口 (82)。换句话说讲,第二纵向延伸部分 (56) 和刀 (40) 可一起进入骨 (80),而不会使第二纵向延伸部分 (56) 被钩在骨 (80) 上或以其它方式干扰刀 (40) 进入骨 (80)。

[0045] II. 带有具有刀冷却室的平移的液体冷却特征结构的示例性超声外科器械

[0046] 当将冷却液体 (90) 递送到超声刀 (40) 正在振动的位点时,刀 (40) 的振动可导致冷却液体 (90) 飞溅。这可导致冷却液体 (90) 非期望地分配,这可能不利地影响冷却液体 (90) 的冷却效率。因此可期望提供最小化飞溅程度并且将冷却液体 (90) 保持为尽可能地靠近刀 (40) 的特征结构。此外,无论刀 (40) 设置在骨 (80) 中的程度如何,可期望提供这种相同的效果。

[0047] 图7示出了一种示例性另选超声外科器械 (100),该超声外科器械 (100) 被构造成能够最小化清洁流体 (90) 的飞溅程度。这个示例的器械 (100) 包括柄部组件 (120)、超声刀 (140) 和液体分配特征结构 (150)。这个示例的柄部组件 (120) 包括外壳 (122) 和远侧鼻部部分 (124)。如图8所示,外壳 (122) 包括换能器组件 (130) 和声波导 (132),其与换能器组件 (130) 声学连通。重新参照图7,换能器组件 (130) 可经由缆线 (114) 与发生器 (112) 联接。应当理解,发生器 (112)、换能器组件 (130) 和波导 (132) 可以基本上类似于上文所述的发生器 (12)、换能器组件 (30) 和波导 (32) 的方式来构造和操作。因此,在此将不再重复这些部件的另外的细节。尽管未在图7至图8中示出,但是应当理解,柄部组件 (120) 也可包括类似于上文所述的按钮 (28) 的启动按钮。另选地,器械 (100) 可依赖于任何其它种类的使用者输入特征结构以选择性地启动换能器组件 (130)。

[0048] 如图9B最佳可见,本示例的超声刀 (140) 包括锋利切割边缘 (142) 和长方形横向开口 (144)。在本示例中,横向开口 (144) 从一个横向表面到相对的横向表面来完全穿过超声刀 (140)。横向开口 (144) 被构造成能够促进通过刀 (140) 输送冷却液体 (90)。在一些其它型式,横向开口 (144) 由凹陷部或沟槽替代。在此类型式中,可在超声刀 (140) 的两侧上形成凹陷部或沟槽。此类凹陷部或沟槽可被构造成能够促进沿着刀 (140) 输送冷却液体 (90)。参考本文的教导内容,刀 (140) 的另一些其它变型可包括横向开口 (144) 和凹陷部或沟槽等的组合。可用于促进通过和/或沿着刀 (140) 输送冷却液体 (90) 的其它合适的特征结构和构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0049] 本示例的液体分配特征结构 (150) 被构造成能够在远侧位置 (如图9A、图10和图11A所示) 和近侧位置 (如图7至图8、图9B和图11B所示) 之间转换。当液体分配特征结构 (150) 处于远侧位置时,液体分配特征结构 (150) 完全包围 (或至少基本上包围) 刀 (140)。当液体分配特征结构 (150) 处于近侧位置时,刀 (140) 相对于液体分配特征结构 (150) 是完全暴露的 (或至少基本上暴露的)。在本示例中,液体分配特征结构 (150) (例如,通过螺旋弹簧、通过叶片弹簧或通过一些其它弹性特征结构) 被弹性地朝向远侧位置偏压。液体分配特征结构 (150) 将因此保持在远侧位置,除非且直到液体分配特征结构 (150) 的远侧端部作用于诸如骨 (80) 的表面的一些其它结构上,如以下更详细地描述的。

[0050] 液体分配特征结构 (150) 与一对流体导管 (118) 联接,该对流体导管 (118) 进一步与流体源 (116) 联接。流体源 (116) 和导管 (118) 可就像上文所述的流体源 (16) 和导管 (18)

一样来构造和操作。虽然图7中示出了两个流体源(116),但应单理解,作为替代,两个导管(118)都可以与单个共享流体源(116)联接。还应当理解,导管(118)被构造成能够在液体分配特征结构(150)在远侧位置和近侧位置之间平移时随着液体分配特征结构(150)平移。如图10最佳可见,导管(118)与由液体分配特征结构(150)限定的中空内部(154)流体连通。因此,当流体从流体源(116)通过导管(118)输送时,此流体将布满中空内部(154)。仍如图10可见,当液体分配特征结构(150)处于远侧位置时,刀(140)定位在中空内部(154)中。因此,当冷却液体通过导管(118)输送时,刀(140)将在液体分配特征结构(150)处于远侧位置时浸浴在中空内部(154)内的冷却液体中。

[0051] 如图9A所示,在这个示例中,液体分配特征结构(150)还包括横向开口(156)。横向开口(156)被构造成能够允许一些冷却液体从中空内部(154)逸出。在一些型式中,包括了多于一个横向开口(156)。在一些其它型式中,省略了横向开口(156)。

[0052] 在本示例中,并且如图10所示,密封件(134)定位在波导(124)和远侧鼻部部分(124)之间。密封件(134)被构造成能够防止冷却液体沿着波导(132)朝近侧行进到柄部组件(120)的内部区域中。密封件(134)可定位在对应于与沿着波导(132)传送的超声振动相关联的波节的位置处。参考本文的教导内容,可构造密封件(134)的其它合适方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0053] 如图9A至图10最佳可见,液体分配特征结构(150)还包括尺寸被设置成容纳刀(140)的远侧开口(152)。具体地,远侧开口(152)足够大,使得液体分配特征结构(150)在液体分配特征结构(150)相对于刀(140)行进的整个纵向范围内不接触刀(140)。远侧开口(152)还大得足以允许冷却液体即使在刀(140)设置在远侧开口(152)中时也穿过远侧开口(152)。液体分配特征结构(150)还具有足够的刚度和支撑度,使得即使当横向取向的力在器械(100)的正常操作期间撞击液体分配特征结构(150)(例如,通过液体分配特征结构(150)压贴解剖结构)时,液体分配特征结构(150)也不会弯曲或以其它方式偏转成与刀(140)接触。

[0054] 图11A至图11B示出了器械(100)的示例性使用的顺序。如图11A所示,器械(100)最初被定位成使得液体分配特征结构(150)的远侧端部与骨(80)的外表面接触。在此阶段,液体分配特征结构(150)相对于刀(140)处于远侧位置。因此刀(140)相对于液体分配特征结构(150)的远侧端部是完全凹入的(或至少基本上凹入的)。操作者然后启动刀(140)并开始将冷却液体(90)输送到液体分配特征结构(150),同时将刀(140)朝远侧推入骨(80)中。如图11B所示,刀(140)的锋利边缘(142)和刀(140)的超声振动配合以在骨(80)中形成切口(82)。液体分配特征结构(150)的远侧端部与骨(80)的外表面保持接触,使得液体分配特征结构(150)现相对于刀(140)处于近侧位置。在从如图11A所示的状态转换到如图11B所示的状态的期间,冷却液体(90)通过液体分配特征结构(150)输送,以便向刀(140)和骨(80)提供冷却。如图11B可见,冷却液体(90)沿着刀(140)并且沿着骨(80)的切口(82)流动,从而到达刀(140)的远侧端部。当操作者在形成切口(82)之后相对于骨(80)朝近侧回缩器械(100)时,抵靠液体分配特征结构(150)作用的弹性构件(未示出)的偏压将使得液体分配特征结构(150)向回返回到图11A所示的远侧位置。

[0055] 根据前述内容应当理解,液体分配特征结构(150)相对于刀(140)的平移可有助于基本上容纳冷却液体(90),从而最小化冷却液体的飞溅程度,同时仍然允许刀(140)进入骨

(80)。在这个示例中,当液体分配特征结构(150)相对于刀(140)平移时,一些型式可提供固定型式的液体分配特征结构(150)。例如,在一些另选型式中,液体分配特征结构(150)可固定地紧固到远侧鼻部部分(124),使得液体分配特征结构(150)不会相对于刀(140)平移。在此类另选型式中,液体分配特征结构(150)仍可分配冷却液体(90);并且此类冷却液体(90)可仍然沿着刀(140)行进并进入切口(82)中以提供上述冷却效果。然而,与上文参考图7至图11B描述的类型式相比,此类型式可提供更多的冷却液体(90)的飞溅。

[0056] III. 带有具有远侧冷却喷嘴的平移的液体冷却特征结构的示例性超声外科器械

[0057] 图12示出了另一个示例性另选超声外科器械(200),该超声外科器械(200)被构造能够液体冷却。此示例的器械(200)基本上与上文所述的器械(100)相同,除了以下事实:器械(200)具有另选的液体分配特征结构(250),而不是具有液体分配特征结构(150)。否则,相同的参考标号在图12至图14中用于指示与根据图7至图11B进行类似编号的部件相同的部件。因此,这里将不再重复这些相同部件的细节。

[0058] 如上文所述的液体分配特征结构(150)一样,本示例的液体分配特征结构(250)被构造能够相对于刀(140)在远侧位置(图13A)和近侧位置(图13B)之间平移。同样如上文相对于液体分配特征结构(150)所述,液体分配特征结构(250)的另选型式可固定地紧固到远侧鼻部部分(124),使得液体分配特征结构(250)不会相对于刀(140)平移。与上文所述的液体分配特征结构(150)不同,本示例的液体分配特征结构(250)包括位于远侧开口(252)附近的一对冷却喷嘴开口(258)。如图14最佳可见,导管(118)与冷却喷嘴开口(258)流体连通。因此,从流体源(116)经由导管(118)输送的冷却液体将进一步通过冷却喷嘴开口(258)进行输送。应当理解,通过冷却喷嘴开口(258)排出的冷却液体(90)可向刀(140)和被刀(140)切割的骨(80)提供冷却效果,该冷却效果类似于上文所述的冷却效果。在液体分配特征结构(250)的一些变型中,液体分配特征结构(250)被进一步构造能够将冷却液体输送到液体分配特征结构(250)的中空内部区域,从而进一步冷却设置在中空内部区域中的刀(140)的一部分。应当理解,除了被输送通过冷却喷嘴开口(258)之外,冷却液体还可被输送到这个中空内部区域。

[0059] IV. 示例性组合

[0060] 下述实施例涉及本文的教导内容可被组合或应用的各种非穷尽性方式。应当理解,下述实施例并非旨在限制可在本专利申请或本专利申请的后续提交文件中的任何时间提供的任何权利要求的覆盖范围。不旨在进行免责声明。提供以下实施例仅仅是出于示例性目的。预期本文的各种教导内容可按多种其它方式进行布置和应用。还设想到,一些变型可省略在以下实施例中所提及的某些特征。因此,下文提及的方面或特征中的任一者均不应被视为决定性的,除非另外例如由发明人或关注发明人的继承者在稍后日期明确指明如此。如果本专利申请或与本专利申请相关的后续提交文件中提出的任何权利要求包括下文提及的那些特征之外的附加特征,则这些附加特征不应被假定为因与专利性相关的任何原因而被添加。

[0061] 实施例1

[0062] 一种设备,包括:(a)主体组件;(b)声波导;(c)超声刀,该超声刀相对于该主体组件在远侧定位,其中该超声刀与该声波导声学连通;以及(d)液体分配特征结构,该液体分配特征结构相对于该主体组件在远侧定位,其中该液体分配特征结构邻近该超声刀定位,

其中该液体分配特征结构被构造成能够将冷却液体流递送到该超声刀。

[0063] 实施例2

[0064] 根据实施例1所述的设备,其中该超声刀限定纵向轴线,其中该液体分配特征结构的至少一部分沿着平行于该纵向轴线的路径延伸。

[0065] 实施例3

[0066] 根据实施例2所述的设备,其中该液体分配特征结构包括:(i)第一部分,该第一部分平行于该超声刀的该纵向轴线延伸,其中该第一部分从该超声刀的该纵向轴线偏移,(ii)第二部分,该第二部分沿着该超声刀的该纵向轴线延伸,以及(iii)第三部分,该第三部分将该第一部分与该第二部分结合。

[0067] 实施例4

[0068] 根据实施例3所述的设备,其中该第三部分沿着相对于该超声刀的该纵向轴线倾斜地取向的路径延伸。

[0069] 实施例5

[0070] 根据实施例3至4中任一项或多项所述的设备,其中该超声刀限定开口,其中该第二部分定位在该开口中。

[0071] 实施例6

[0072] 根据实施例3至5中任一项或多项所述的设备,其中该第二部分限定多个开口,其中该开口被构造成能够排出该冷却液体。

[0073] 实施例7

[0074] 根据实施例3至6中任一项或多项所述的设备,其中该超声刀具有最大厚度,其中该第二部分具有最大厚度,其中该第二部分的该最大厚度小于或等于该超声刀的该最大厚度。

[0075] 实施例8

[0076] 根据实施例1至7中任一项或多项所述的设备,其中该超声刀具有锋利边缘,该锋利边缘从近侧区域延伸到远侧区域并且返回到该近侧区域。

[0077] 实施例9

[0078] 根据实施例8所述的设备,其中该液体分配特征结构具有远侧端部,其中该远侧端部在该超声刀的该远侧区域的近侧。

[0079] 实施例10

[0080] 根据实施例1至9中任一项或多项所述的设备,其中该液体分配特征结构被构造成能够围绕该超声刀的至少一部分。

[0081] 实施例11

[0082] 根据实施例10所述的设备,其中该液体分配特征结构被构造成能够相对于该主体组件在远侧位置和近侧位置之间平移。

[0083] 实施例12

[0084] 根据实施例11所述的设备,其中该超声刀被构造成能够当该液体分配特征结构处于该远侧位置时容纳在由该液体分配特征结构限定的中空内部中,其中该超声刀被构造成能够当该液体分配特征结构处于该近侧位置时相对于该液体分配特征结构在远侧暴露。

[0085] 实施例13

[0086] 根据实施例11至12中任一项或多项所述的设备,其中该液体分配特征结构被弹性地朝向该远侧位置偏压。

[0087] 实施例14

[0088] 根据实施例10至13中任一项或多项所述的设备,其中该超声刀的至少一部分设置在由该液体分配特征结构限定的中空内部中。

[0089] 实施例15

[0090] 根据实施例14所述的设备,其中该液体分配特征结构被构造成能够将冷却液体流递送到该中空内部。

[0091] 实施例16

[0092] 根据实施例15所述的设备,其中该液体分配特征结构还限定与该中空内部流体连通的远侧开口,其中该液体分配特征结构被进一步构造成能够通过该远侧开口排出冷却液体。

[0093] 实施例17

[0094] 根据实施例16所述的设备,其中该超声刀被构造成能够穿过该远侧开口。

[0095] 实施例18

[0096] 根据实施例1至17中任一项或多项所述的设备,其中该液体分配特征结构包括至少两个冷却喷嘴开口,该至少两个冷却喷嘴开口被构造成能够将冷却液体流排出到该超声刀。

[0097] 实施例19

[0098] 一种设备,包括:(a)主体组件;(b)声波导;(c)超声刀,该超声刀相对于该主体组件在远侧定位,其中该超声刀与该声波导声学连通;以及(d)液体分配特征结构,该液体分配特征结构被构造成能够相对于该超声刀平移,其中该液体分配特征结构被构造成能够在相对于该刀平移时将冷却液体流递送到该超声刀。

[0099] 实施例20

[0100] 一种使用超声外科器械来切割骨的方法,该方法包括:(a)在该超声外科器械的超声刀进行超声振动的同时抵靠骨推动该超声刀的锋利边缘,从而在骨中形成切口;以及(b)经由该超声外科器械的液体分配特征结构输送冷却液体,其中输送冷却液体的行为包括:(i)冷却该超声刀的远侧端部,以及(ii)冷却被切割的骨。

[0101] V. 杂项

[0102] 应当理解,本文所述的任何型式的器械还可包括除上述那些之外或作为上述那些的替代的各种其他特征。仅以举例的方式,本文所述器械中的任一者还可包括公开于以引用方式并入本文的各种参考文献中的任一者的各种特征结构中的一者或多者。还应当理解,本文的教导内容可易于应用于本文所引述的任何其他参考文献中所述的任何器械,使得本文的教导内容可易于以多种方式与本文所引述的任何参考文献中的教导内容结合。此外,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于应用到电外科器械、缝合器械以及其他种类的外科器械。可结合本文的教导内容的其他类型的器械对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0103] 应当理解,据称以引用的方式并入本文的任何专利、专利公布或其它公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中所述的现有定义、陈述或者其它公开材料

不冲突的范围内并入本文。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0104] 上述装置的型式可应用于由医疗专业人员进行的传统医学治疗和手术、以及机器人辅助的医学治疗和手术中。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于并入机器人外科系统,诸如Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California) 的DAVINCI™系统。相似地,本领域的普通技术人员将认识到,本文的各种教导内容可易于与2004年8月31日公布的名称为“Robotic Surgical Tool with Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利6,783,524的各种教导内容相结合,其公开内容以引用方式并入本文。

[0105] 上文所述型式可被设计成在单次使用后废弃,或者其可被设计成使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可对这些型式进行修复以在至少一次使用之后重复使用。修复可包括以下步骤的任意组合:拆卸装置,然后清洁或替换特定零件以及随后进行重新组装。具体地,可拆卸一些型式的装置,并且可以任何组合来选择性地替换或移除装置的任意数量的特定零件或部分。在清洁和/或更换特定部件时,所述装置的一些型式可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术之前由用户重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会了解,装置的修复可利用多种技术进行拆卸、清洁/更换、以及重新组装。此类技术的使用以及所得的修复装置均在本申请的范围內。

[0106] 仅以举例的方式,本文描述的型式可在手术之前和/或之后消毒。在一种消毒技术中,将所述装置放置在闭合且密封的容器诸如塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置放置在可穿透容器的辐射场中,诸如 γ 辐射、x射线、或高能电子。辐射可杀死装置上和容器中的细菌。经消毒的装置随后可存储在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其它技术对装置进行消毒,所述技术包括但不限于 β 辐射或 γ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0107] 已经示出和阐述了本发明的各种实施方案,可在不脱离本发明的范围的情况下由本领域的普通技术人员进行适当修改来实现本文所述的方法和系统的进一步改进。已经提及了若干此类可能的修改,并且其它修改对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。例如,上文所讨论的实施例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等均是例示性的而非必需的。因此,本发明的范围应根据以下权利要求书来考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出和描述的结构和操作的细节。

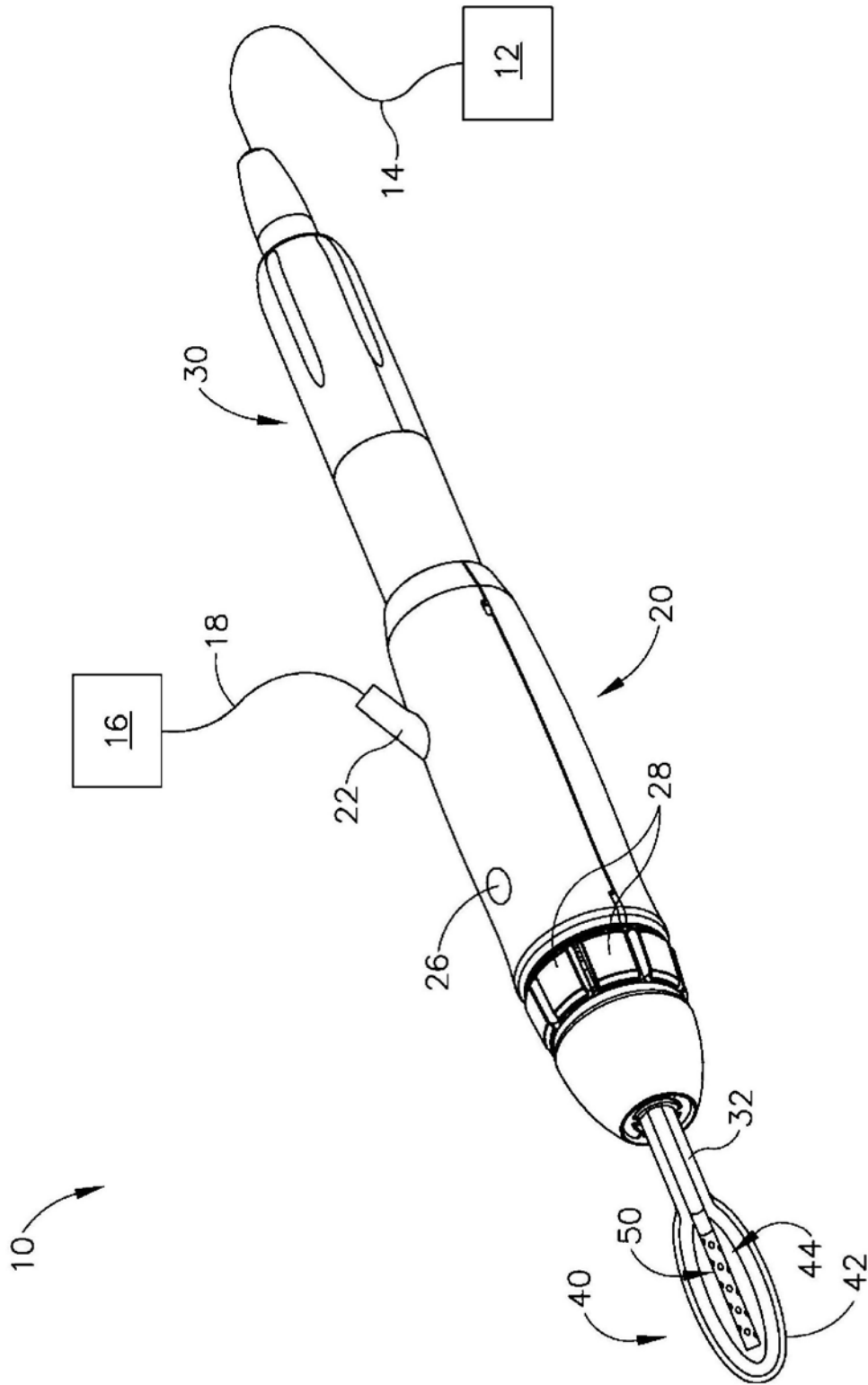


图1

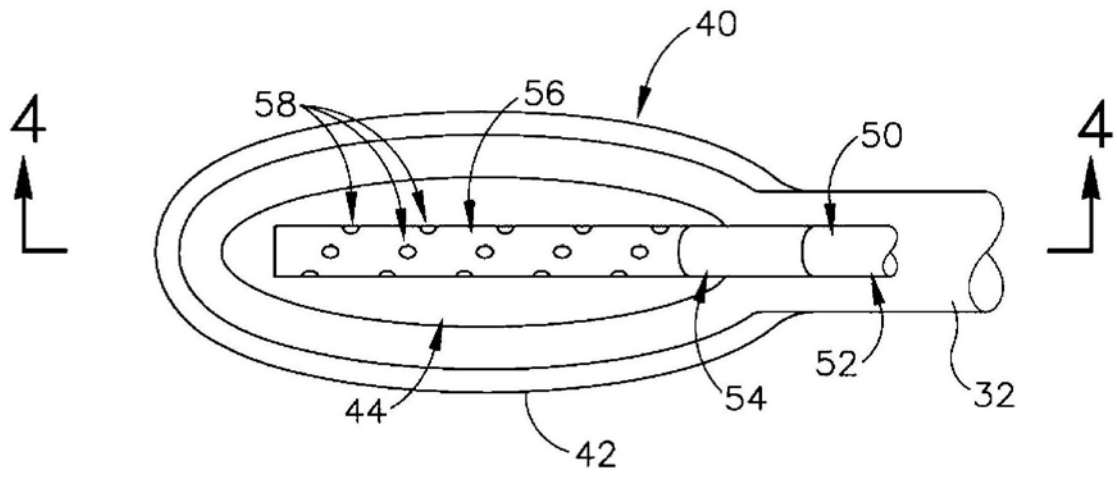


图2

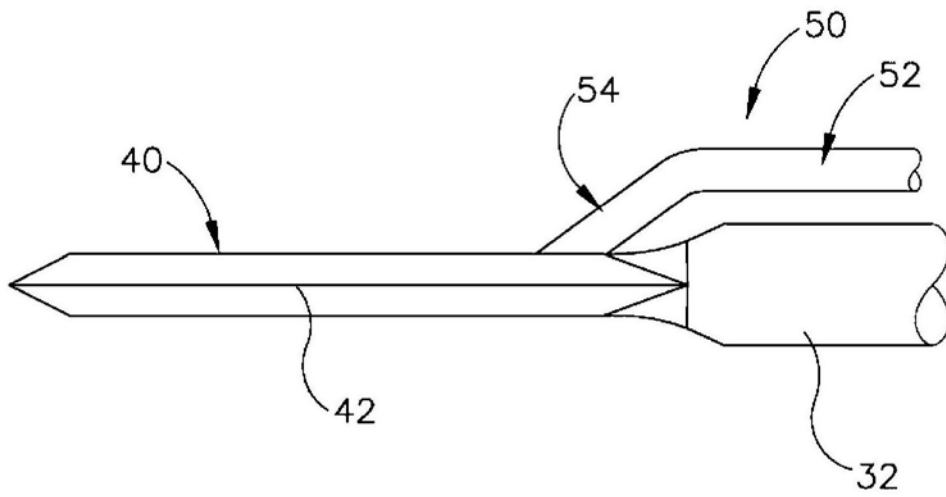


图3

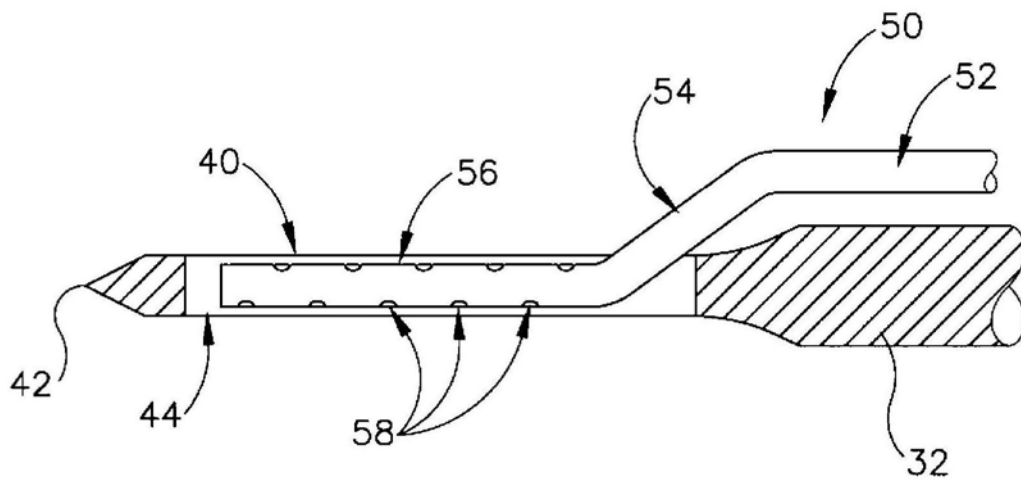


图4

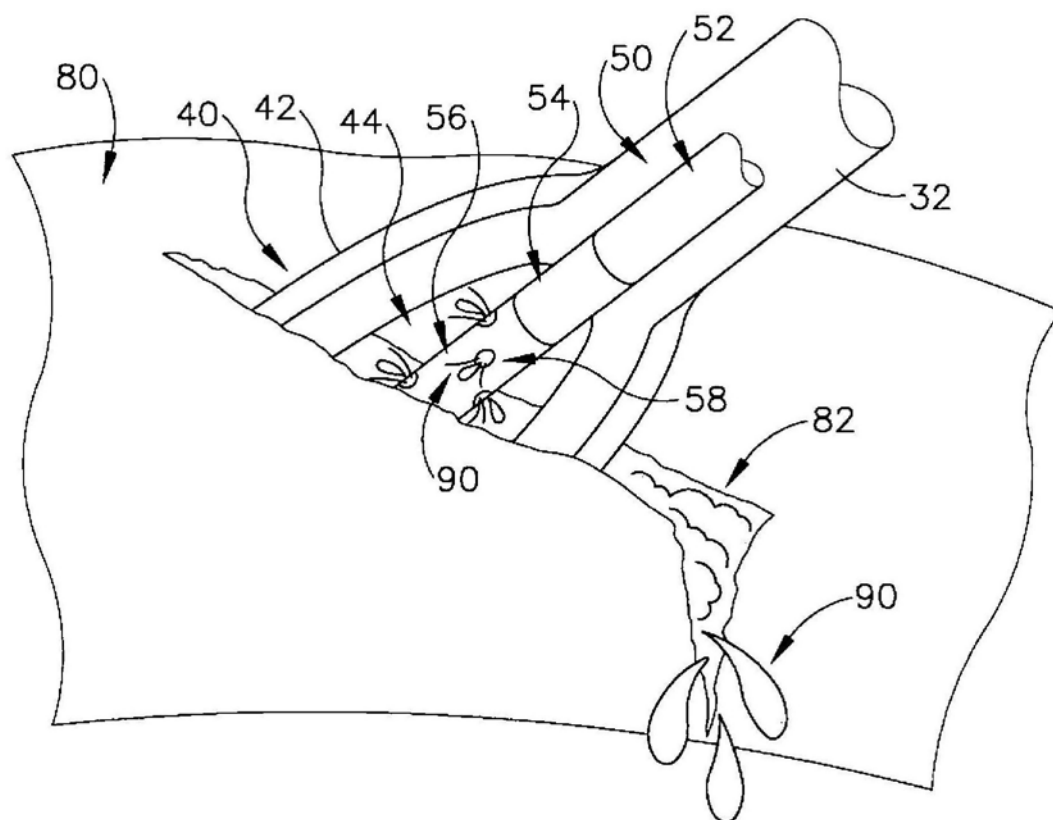


图5

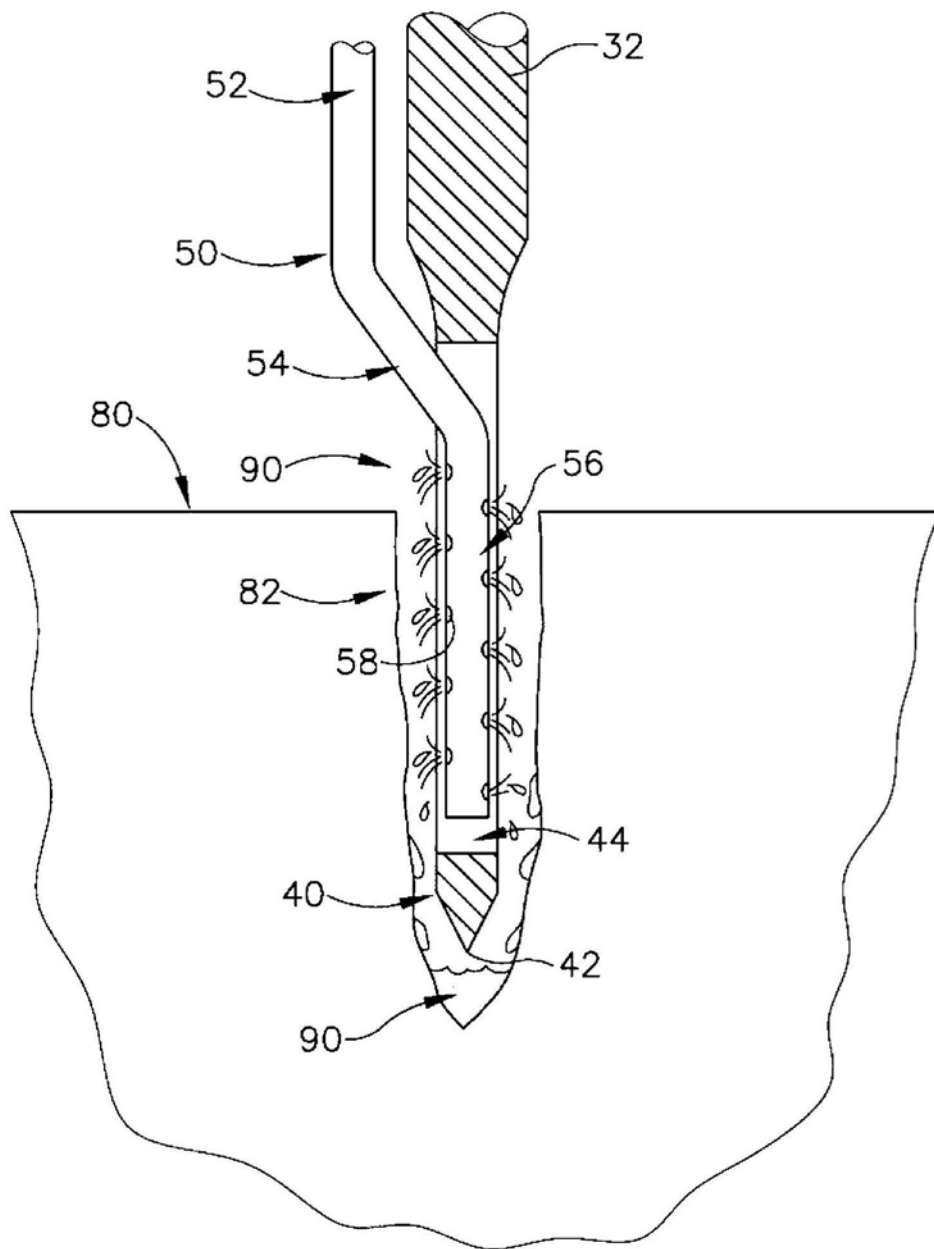


图6

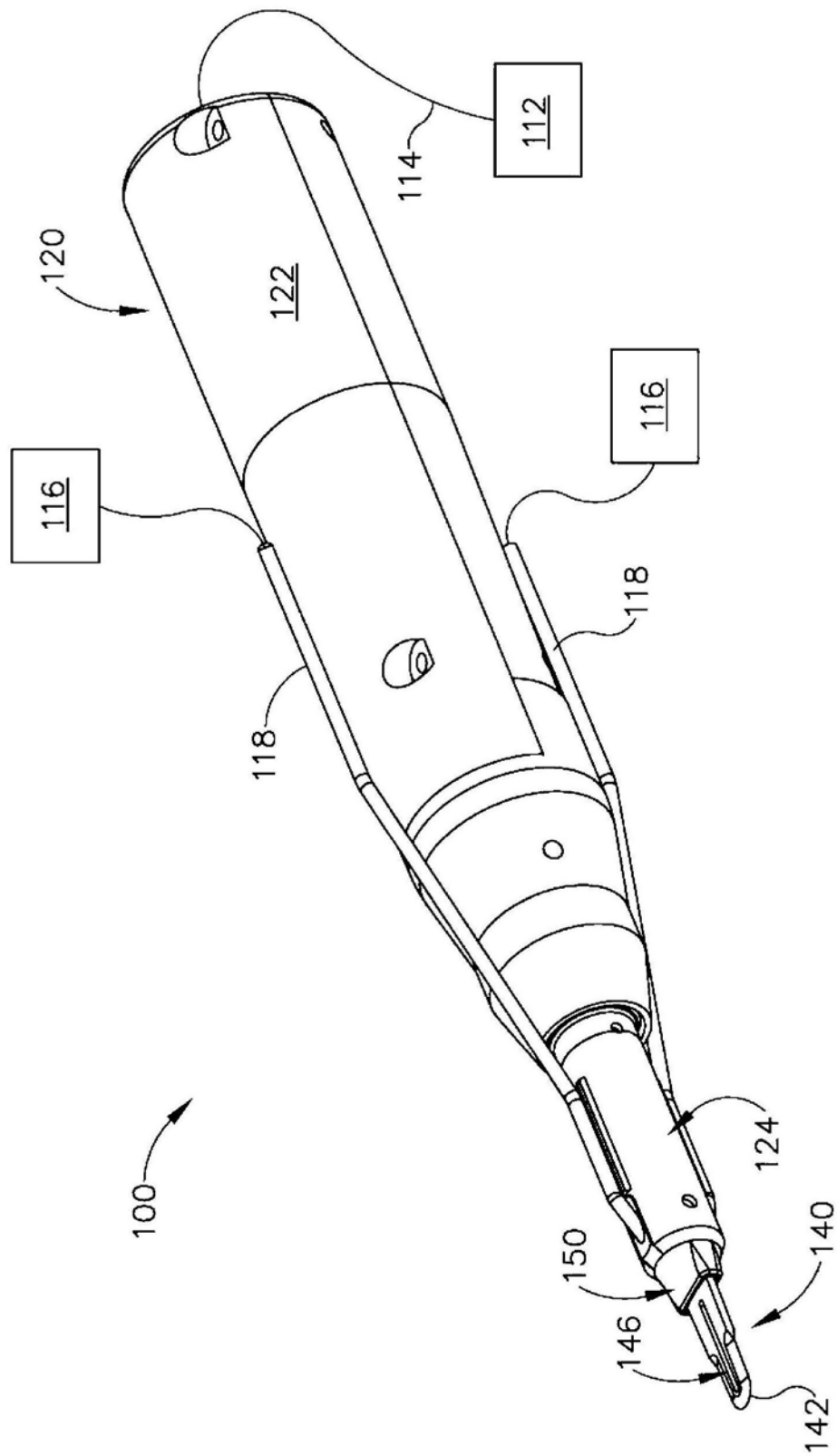


图7

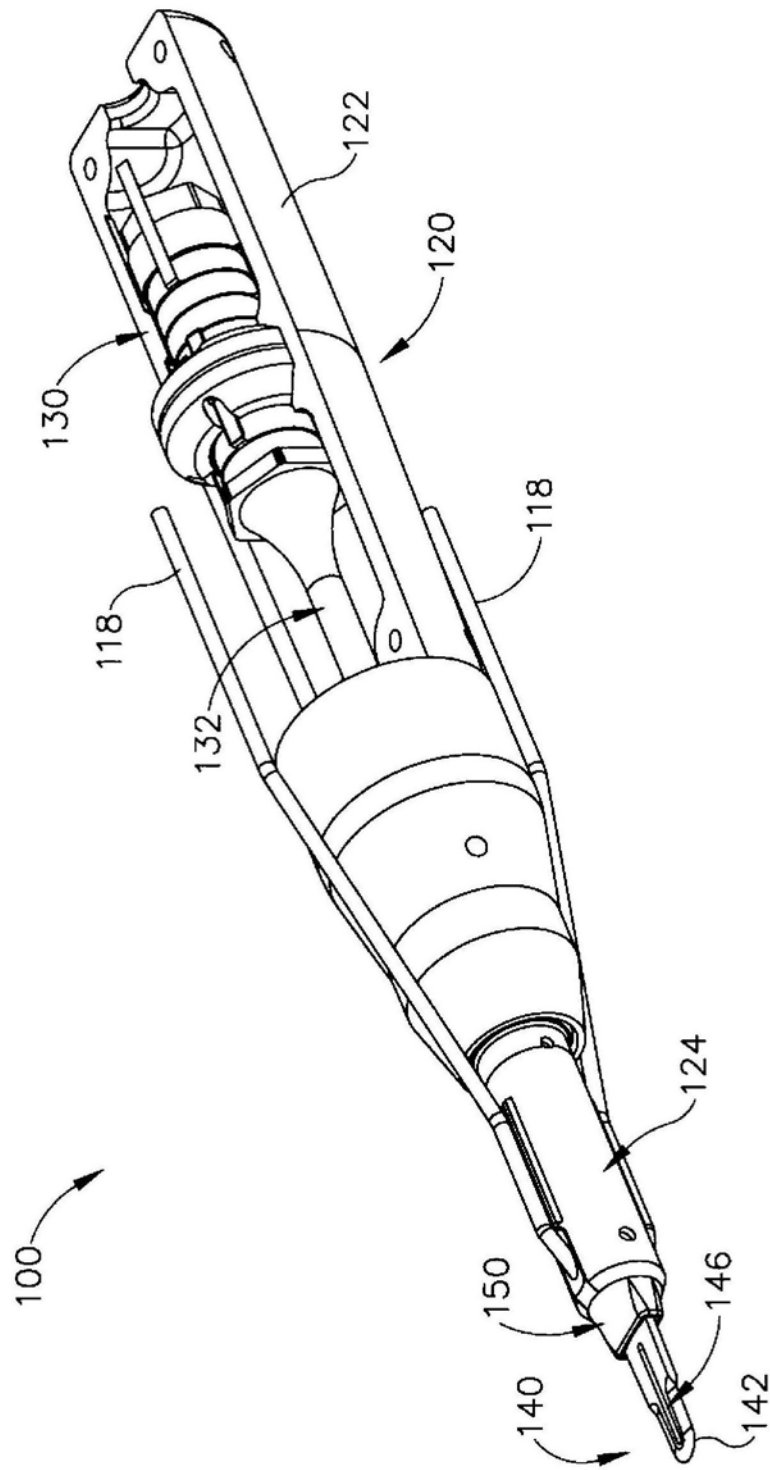


图8

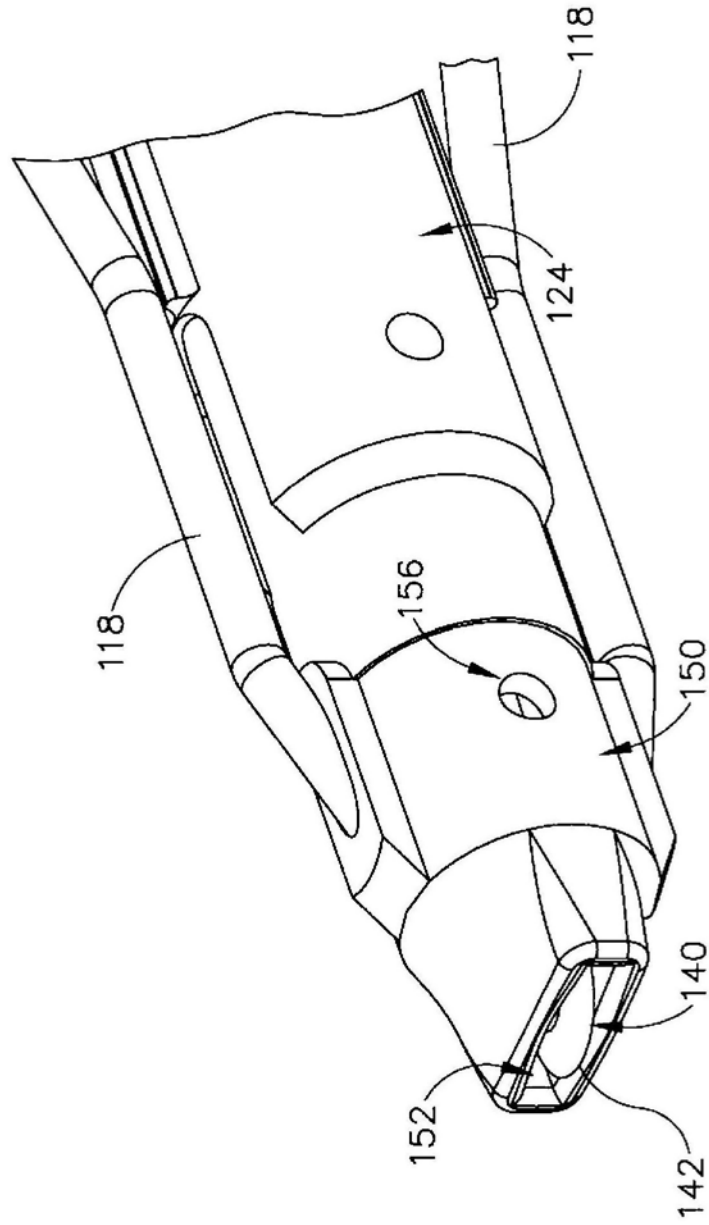


图9A

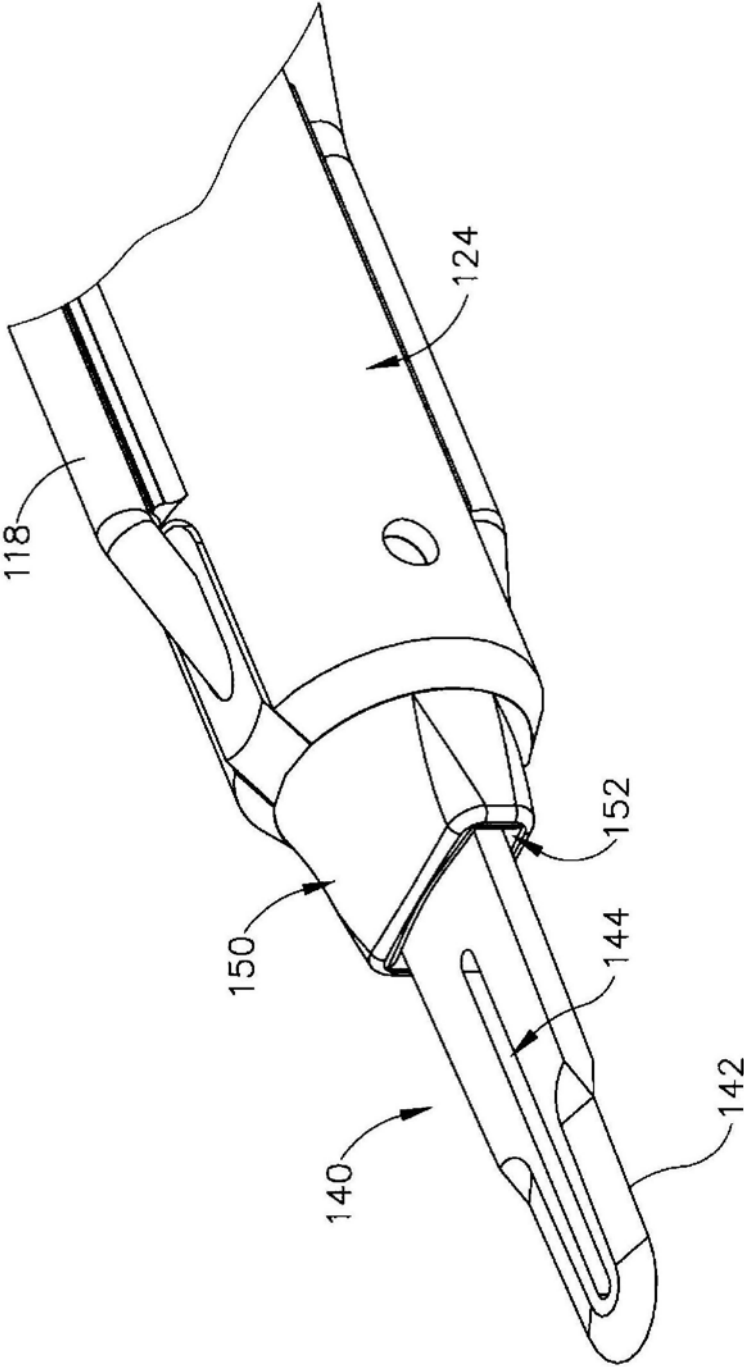


图9B

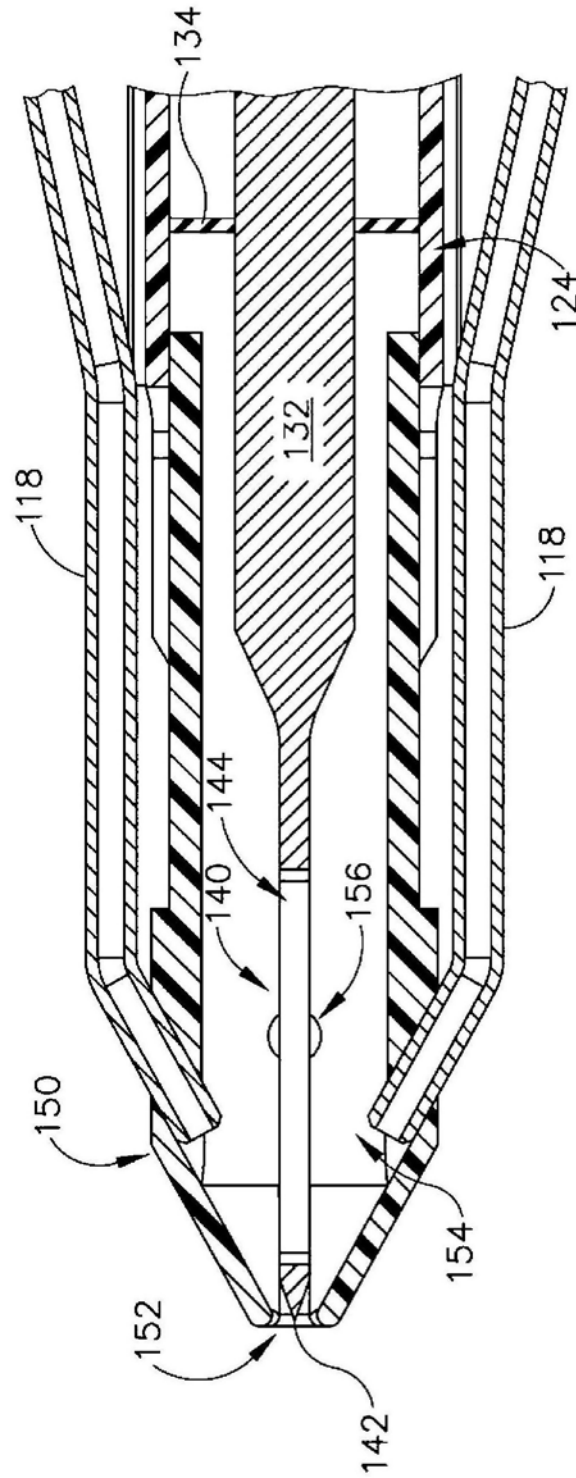


图10

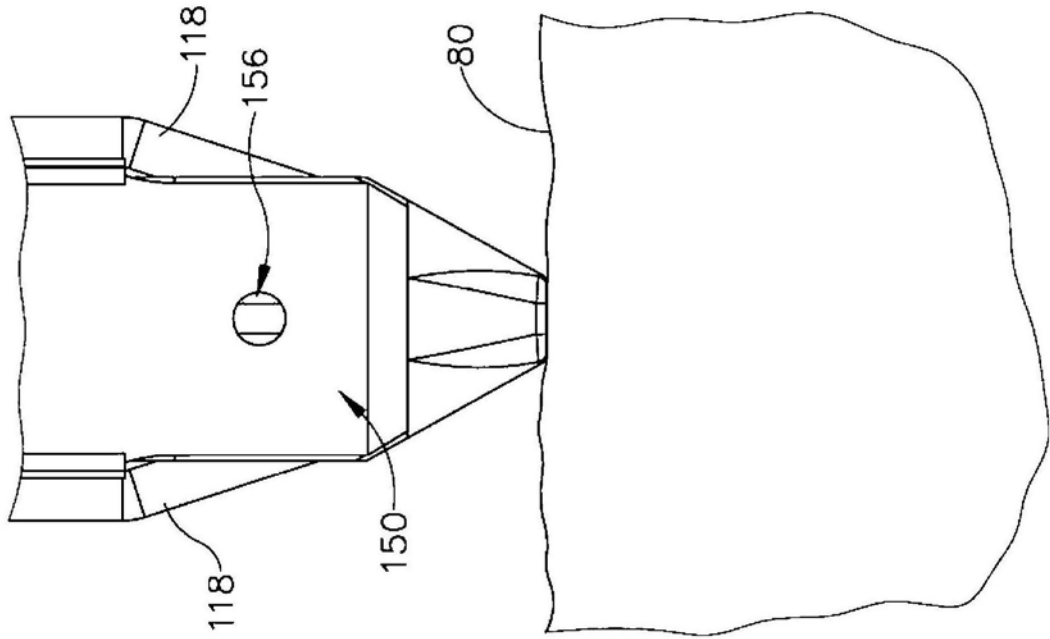


图11A

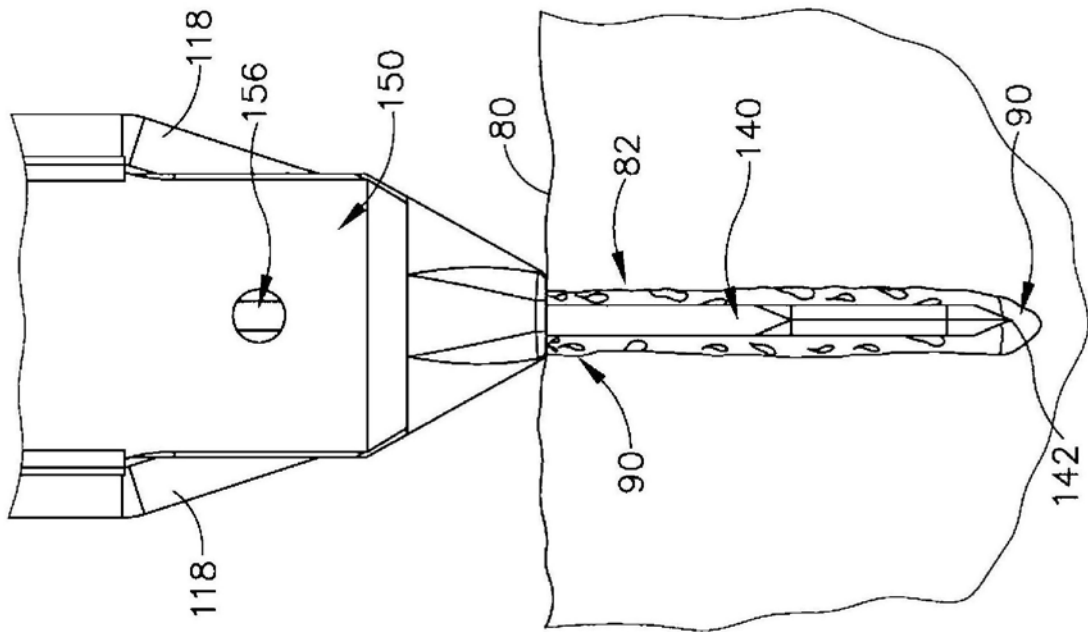


图11B

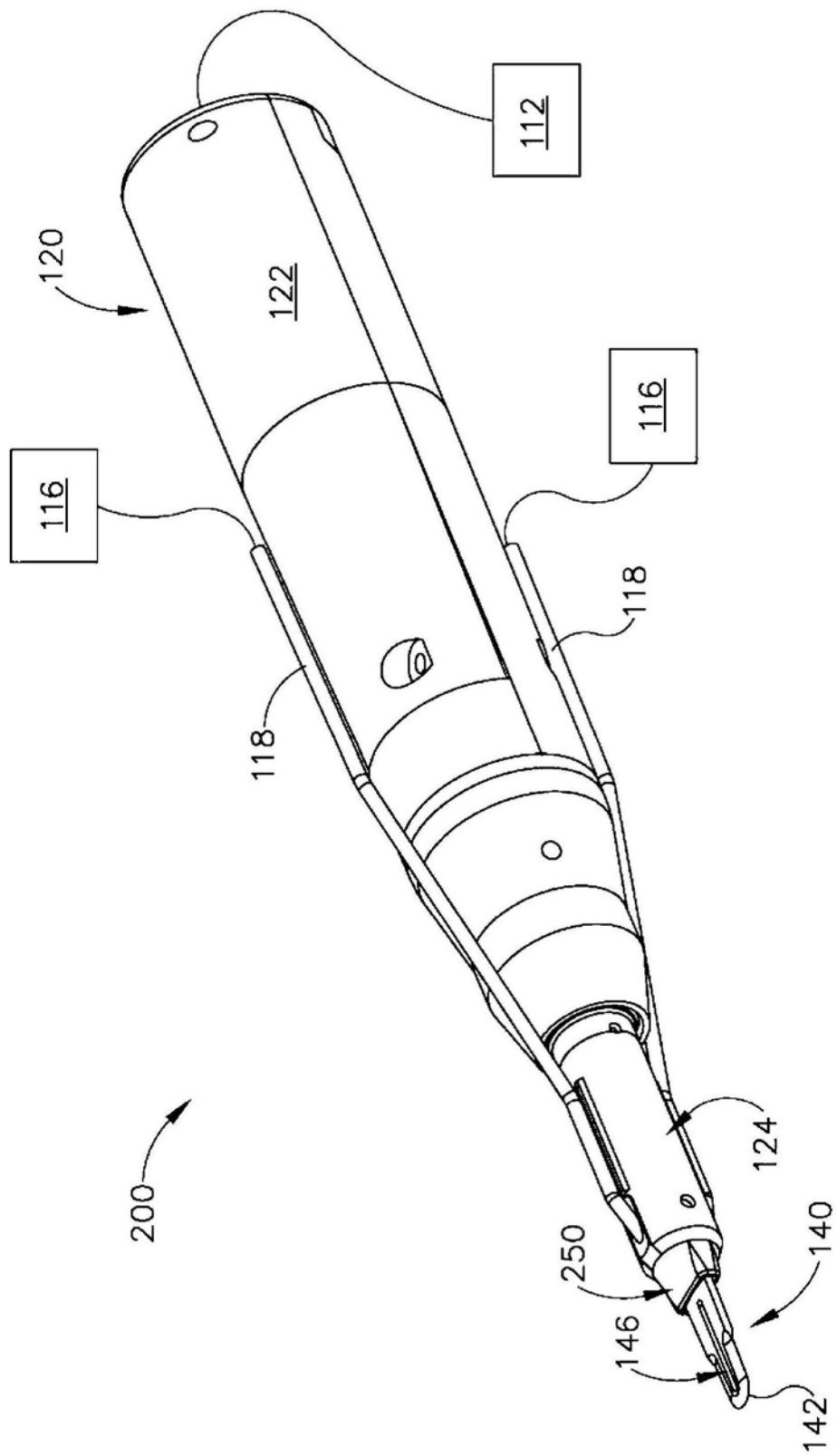


图12

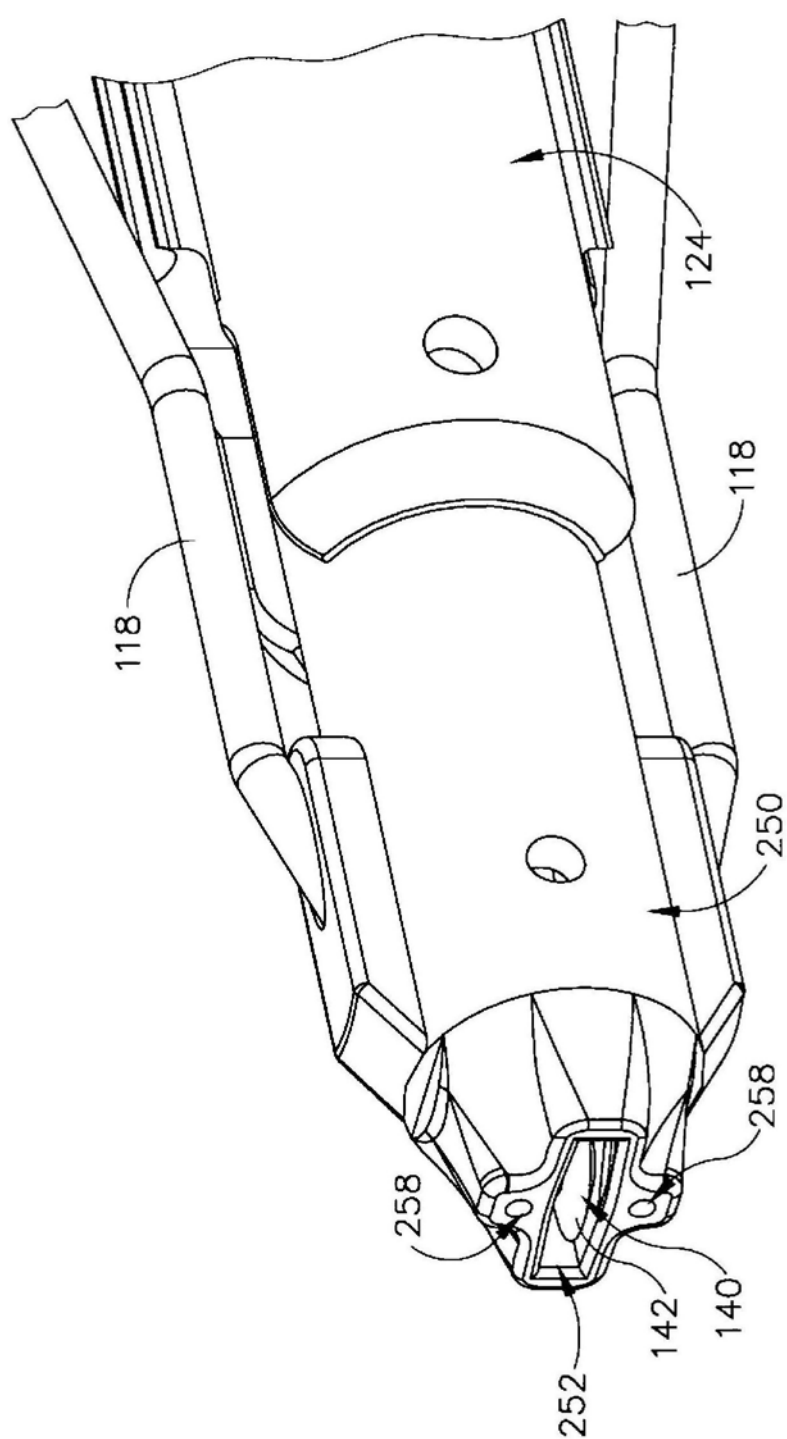


图13A

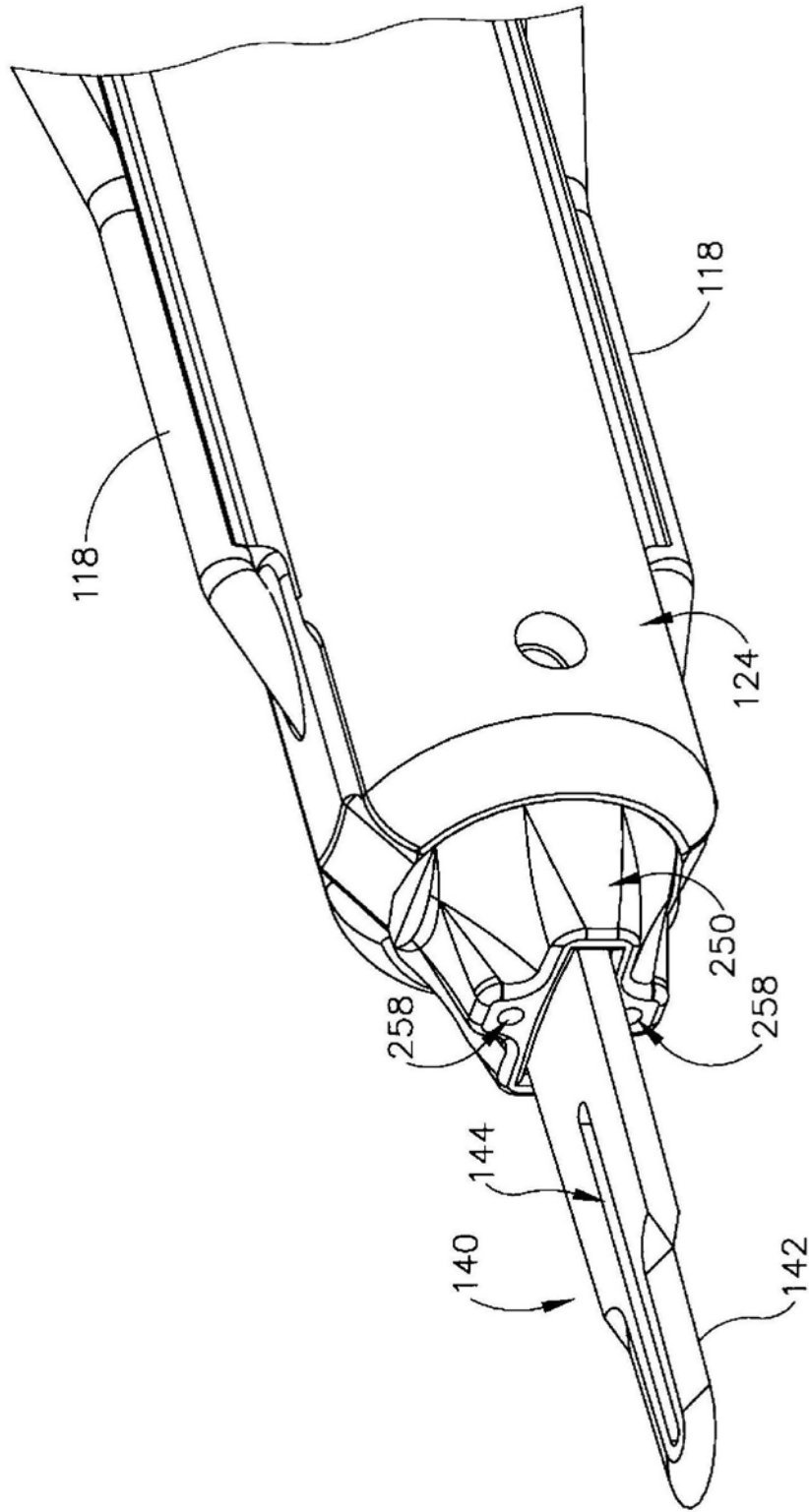


图13B

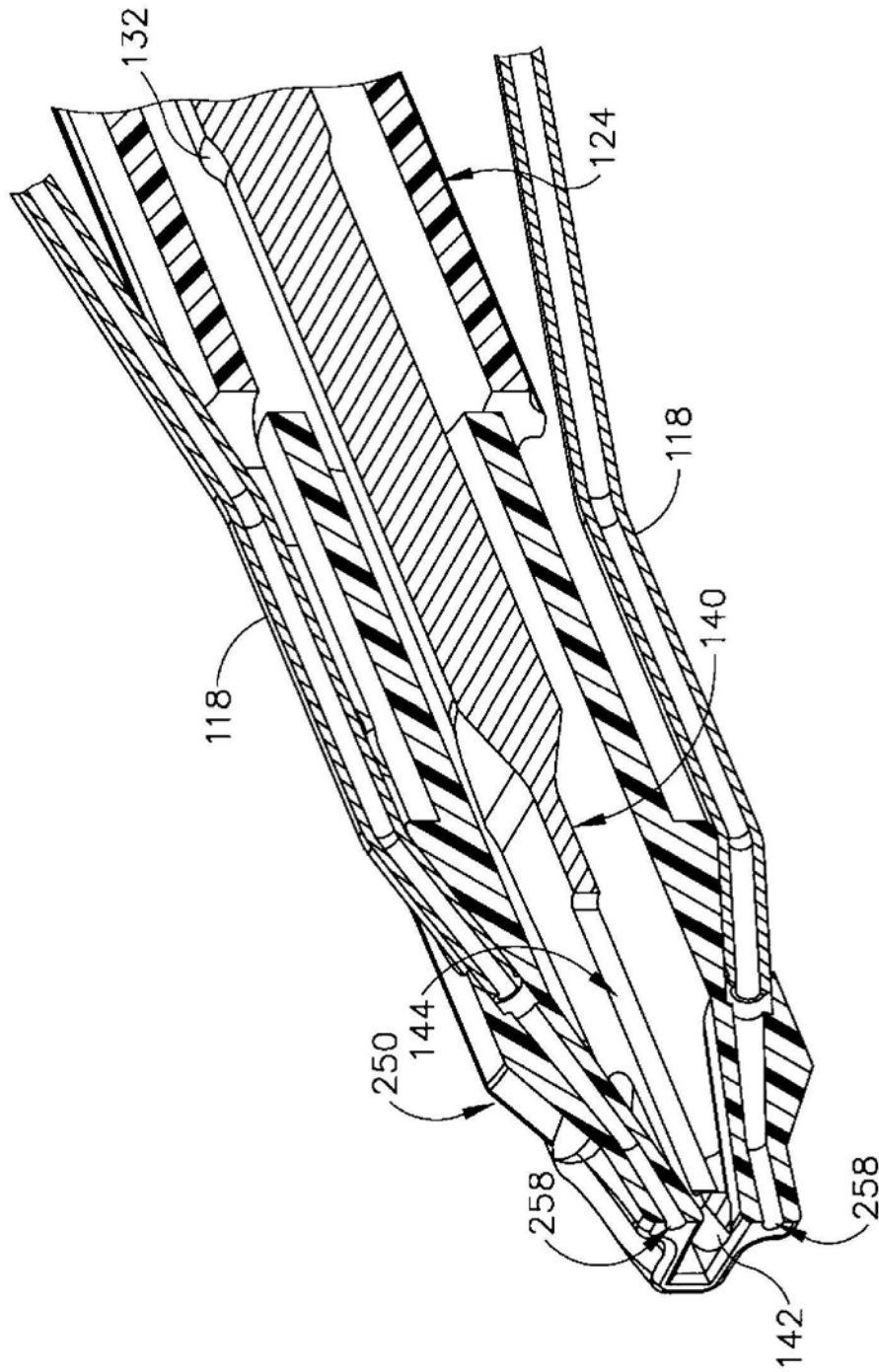


图14

专利名称(译)	具有冷却导管的超声外科器械		
公开(公告)号	CN109195537A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201780032647.4	申请日	2017-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康有限责任公司		
[标]发明人	CP布德罗克斯 JD梅瑟利 K 拜什 DA威特 C G 金巴尔		
发明人	C·P·布德罗克斯 J·D·梅瑟利 K·拜什 D·A·威特 C·G·金巴尔		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/1644 A61B17/320068 A61B2017/1651 A61B2017/320072 A61B2017/320075 A61B2017/320084 A61B2017/320098 A61B2018/00029 A61B2217/007 A61B2017/320082 A61B2017/320095		
优先权	15/163811 2016-05-25 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种设备，所述设备包括主体组件、声波导、超声刀和液体分配特征结构。所述超声刀相对于所述主体组件在远侧定位。所述超声刀与所述声波导声学连通。所述液体分配特征结构相对于所述主体组件在远侧定位。所述液体分配特征结构邻近所述超声刀定位。所述液体分配特征结构被构造成能够将冷却液体流递送到所述超声刀。

