



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109152577 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201780032504.3

W·D·丹纳赫

(22)申请日 2017.05.19

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

(30)优先权数据

代理人 易咏梅

15/163,830 2016.05.25 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2018.11.26

A61B 17/14(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 17/32(2006.01)

PCT/US2017/033536 2017.05.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/205206 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 A·K·马登 D·A·威特

J·A·威德三世 S·J·贝尔克

J·矶崎 P·K·夏尔斯

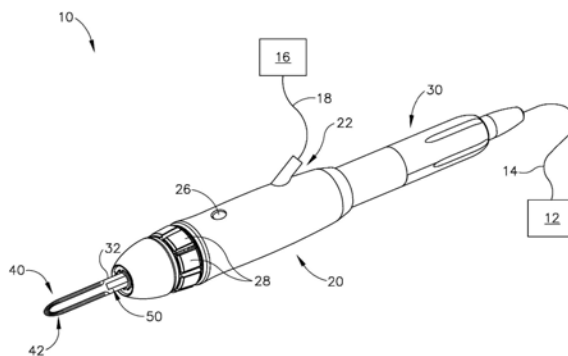
权利要求书2页 说明书19页 附图19页

(54)发明名称

具有减热特征结构的超声外科器械刀

(57)摘要

本发明提供了一种骨切割外科器械,其包括用于在使用期间减轻热发生的特征结构。过量的热可对骨健康以及器械本身有害。在一个示例中,液体分配特征结构通过器械的波导中的内腔向超声刀提供冷却液体流。在另一个示例中,刀具有锯齿状边缘,其具有被布置成图案以在切割动作期间提供尺寸和空间的多个齿。在另一个示例中,刀具有特大远侧部分,其在切割时形成特大狭槽,以避免在切割骨与刀的近侧部分之间的过度接触。在另一个示例中,刀包括冲洗狭槽,并且还包括在刀的远侧端部中与冲洗狭槽连接的微狭槽。



1. 一种设备,包括:
 - (a) 主体;
 - (b) 声波导;
 - (c) 超声刀,所述超声刀相对于所述主体在远侧定位,其中所述超声刀与所述声波导声学连通;
 - (d) 第一特征结构,所述第一特征结构被构造成能够减轻过量热积聚,其中所述第一特征结构包括相对于所述主体在远侧定位的液体分配特征结构;和
 - (e) 第二特征结构,所述第二特征结构被构造成能够减轻过量热积聚。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述液体分配特征结构与所述超声刀相邻地定位,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。
3. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述第二特征结构包括具有锯齿状边缘的所述超声刀,其中所述锯齿状边缘包括多个齿。
4. 根据权利要求3所述的设备,其中,通过第一齿的峰和第二齿的相邻峰之间的间距所测量的所述多个齿中的每一个之间的间距在所述声波导的谐波波长的约1/1000至约1/10的范围内。
5. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述多个齿中的每一个之间的间距在约0.004英寸至约0.04英寸的范围内。
6. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述锯齿状边缘包括具有棱锥形状的多齿。
7. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述锯齿状边缘包括具有圆齿状形状的多齿。
8. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述锯齿状边缘包括具有三角形形状的多齿。
9. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述多个齿包括第一倾斜表面和第二倾斜表面,其中所述第一倾斜表面中的每一个与所述超声刀的纵向轴线形成第一角度,并且其中所述第二倾斜表面中的每一个与所述超声刀的所述纵向轴线形成第二角度,其中所述第一角度是锐角并且小于所述第二角度。
10. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述第二角度是钝角。
11. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述第二角度为约九十度角。
12. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述超声刀限定纵向轴线,并且其中所述多个齿包括第一倾斜表面和第二倾斜表面,其中第一表面中的每一个相对于所述纵向轴线的第二斜率小于第二表面中的每一个相对于所述纵向轴线的第二斜率。
13. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述多个齿中的每一个包括峰,并且其中所述多个齿中的每一个围绕与由所述超声刀限定的纵向轴线正交地延伸穿过所述峰的轴线不对称。
14. 根据权利要求3所述的设备,其中,所述多个齿包括谷,其中所述谷被构造成能够从所述液体分配特征结构接收所述冷却液体流。
15. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述第二特征结构包括所述超声刀,所述超声刀包括:
 - (i) 远侧端部;
 - (ii) 冲洗狭槽,所述冲洗狭槽将所述刀的第一侧与所述刀的第二侧流体连接,和
 - (iii) 微狭槽,所述微狭槽延伸穿过所述远侧端部并与所述冲洗狭槽连接。

16. 根据权利要求2所述的设备, 其中, 所述第二特征结构包括定位在所述超声刀内并将所述刀的第一侧与所述刀的第二侧流体连接的冲洗狭槽。

17. 根据权利要求16所述的设备, 其中, 所述冲洗狭槽包括至少一个远侧倒角, 所述至少一个远侧倒角被构造成能够将冷却流体从冲洗狭槽引导到所述刀的远侧部分。

18. 根据权利要求16所述的设备, 其中, 所述冲洗狭槽具有泪滴形状。

19. 一种设备, 包括:

(a) 主体;

(b) 声波导;

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

(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减轻过量热积聚, 其中所述液体分配特征结构包括位于所述声波导内的内腔, 其中所述内腔被构造成能够与流体源连接以将冷却液体流递送到所述刀。

20. 根据权利要求19所述的设备, 其中, 所述内腔被定位成将所述冷却流体流引导到所述刀的两侧上。

具有减热特征结构的超声外科器械刀

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,所述刀元件以超声频率振动以切割和/或密封组织(例如通过使组织细胞中的蛋白质变性)。这些器械包括将电力转换成超声振动的压电元件,所述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)。此类装置的其他示例和相关概念在以下专利中公开:1994年6月21日公布的名称为“ClampCoagulator/Cutting System for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利5,322,055,该专利的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,诸如在以下专利中公开的那些: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] 超声外科器械(诸如上文引用的参考文献中所述的那些)可主要用于切断和/或密封软组织。然而,除了切割/密封软组织之外或作为其替代,可能期望使用超声外科器械来切割骨。使用超声外科器械切割骨比使用超声外科器械切割/密封软组织可产生更多的热。除非正确处理,否则这种附加的热可能会造成不良影响,例如对相邻的骨和/或组织的损伤(例如,坏死);以及/或者对超声刀的损坏。

[0006] 一些常规的超声外科器械可被构造成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,该公布的公开内容以引用方式并入本文。被构造成能够传送流体的超声外科器械的其他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”的美国专利公布2013/0090576,其公开内容以引用方式并入本文;以及2013年11月26日发布的名称为“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的器械的超声刀的俯视平面图;

[0011] 图3示出了图2的超声刀的局部侧正视图;

[0012] 图4示出了可结合到图1的器械中的示例性另选超声刀的局部侧正视图;

[0013] 图5示出了图4的超声刀的局部透视图;

[0014] 图6示出了图4的超声刀的局部俯视平面图;

[0015] 图7示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀的局部俯视平面图;

[0016] 图8示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀的局部俯视平面图;

[0017] 图9示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀和声波导的远侧部分的透视图;

[0018] 图10示出了图9的超声刀和声波导的侧正视图;

[0019] 图11示出了图9的超声刀和声波导的端视图;

[0020] 图12示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀和声波导的远侧部分的透视图;

[0021] 图13示出了图12的超声刀和声波导的端视图；

[0022] 图14示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀和声波导的远侧部分的透视图；

[0023] 图15示出了图14的超声刀和声波导的端视图；

[0024] 图16示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀的侧正视图；

[0025] 图17示出了图16的超声刀的俯视平面图；

[0026] 图18示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀的侧正视图；

[0027] 图19示出了图18的超声刀的俯视平面图；

[0028] 图20示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀的俯视平面图；

[0029] 图21示出了图20的超声刀的远侧端部部分的局部透视图；

[0030] 图22示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀的透视图；

[0031] 图23示出了图22的超声刀的侧正视图；

[0032] 图24示出了图22的超声刀的俯视平面图；

[0033] 图25示出了沿图24的线25-25截取的图22的超声刀的剖面图；并且

[0034] 图26示出了可结合到图1的器械中的另一个示例性超声刀的俯视平面图。

[0035] 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方式。

具体实施方式

[0036] 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。

[0037] 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、实施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显而易见。此类修改和变型旨在包括在权利要求书的范围内。

[0038] 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。

[0039] I. 具有锯齿刀和液体冷却特征结构的示例性超声外科器械

[0040] 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个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细描述，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)。

[0041] 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)被构造成能够使用铅笔握把抓握,但是一些操作者可选择以某种其他方式(例如,使用电力握把等)抓握柄部组件(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)。

[0042] 流体端口(22)被构造成能够与流体导管(18)联接,该流体导管还与流体源(16)连通。流体导管(18)可包括柔性管和/或任何其他类型的导管(18)。仅以举例的方式,流体导管(18)可通过鲁尔接头和/或任何其他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)或具有任何其他合适的构型。在一些型式中,流体源(16)不被加压,使得流体在重力的影响下从流体源(16)流动到端口。在一些其他型式中,流体源(16)被加压。例如,流体源(16)可包括泵或其他加压组件。作为另一个仅示例性示例,流体源(16)可包含预加压流体。

[0043] 在前述型式的任一者中,流体开关(26)能够操作以选择性地控制流体从流体源(16)流动到液体分配特征结构(50)。例如,流体开关(26)能够操作以致动瓣膜以使瓣膜在打开状态和闭合状态之间转换。在一些其他型式中,省去了流体开关(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节的。参考本文的教导,可用于选择性地限制流体从流体源(16)流动到液体分配特征结构(50)的各种部件和配置对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。还应该理解,任何合适的流体(包括但不限于盐水)均可从流体源(16)传送到液体分配特征结构(50)以冷却手术部位。

[0044] 超声换能器组件(30)从柄部组件(20)朝近侧延伸,并通过缆线(14)与发生器(12)联接,使得换能器组件(30)从发生器(12)接收电力。换能器组件(30)中的压电元件将该电能转换为超声振动。发生器(12)可包括功率源和控制模块,所述控制模块被构造成能够向换能器组件(30)提供特别适合于通过换能器组件(30)来产生超声振动的功率分布。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)可根据以下专利公布的教导内容中的至少一些进行构造: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)能够驱动各种不同类型的超声外科器械(例如,具有不同的谐振频率)的型式中,柄部组件(20)可包括EEPROM或一些其他特征结构,所述特征结构识别用于发生器(12)的超声外科器械(10)的类型,使得发生器(12)可基于所识别的超声外科器械(10)的类型自动选择和传输适当的功率分布。

[0045] 还应当理解,发生器(12)的功能中的至少一些可被整合到柄部组件(20)中,并且柄部组件(20)甚至可包括电池或其他板载功率源,使得缆线(14)被省去。参考本文的教导内容,发生器(12)可采取的另外其他合适的形式以及发生器(12)可提供的各种特征和可操作性对本领域的普通技术人员将显而易见。

[0046] 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)限定的纵向轴线成角度间隔的阵列设置。本示例中的按钮(28)的配置和布置使得操作者能够容易地接近并致动至少一个按钮(28),而不管操作者手中的柄部组件(20)的角度取向如何。换言之,操作者将能够利用使用铅笔握

把把握柄部组件 (20) 的操作者的手的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进行构造和操作:2014年10月15日公布的名称为“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) 可具有任何其他合适的使用者输入结构,其能够操作以选择性地致动换能器组件 (30)。作为另一个仅示例性替代方案,可使用一些其他类型的使用者输入(例如,脚踏开关等)来选择性地致动换能器组件 (30)。

[0047] 本示例的超声刀 (40) 包括围绕刀 (40) 的外周延伸的锯齿状边缘 (42)。超声刀 (40) 通过波导 (32) 与超声换能器组件 (30) 声学联接,所述波导延伸穿过柄部组件 (20) 以将换能器组件 (30) 与刀 (40) 接合。因此,由换能器组件 (30) 产生的超声振动沿波导 (32) 传送到刀 (40),使得当换能器组件 (30) 被致动时,刀 (40) 将超声振动。本领域的普通技术人员应当理解,作为物理学问题,刀 (40) 的远侧端部位于这样的位置处,该位置对应于与通过波导 (32) 传送的谐振超声振动相关联的波腹(即,位于声学波腹处)。

[0048] 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至500微米峰间范围内、并且在一些情况下在约20至约200微米的范围内以例如约21kHz至约31kHz的预定振动频率 f 纵向运动。在一些其他型式中,振动频率高达约50kHz或甚至高达约55kHz。在任何这样的频率下,当刀 (40) 抵靠骨按压时,如下文更详细地描述的那样,刀 (40) 的超声振动将与尖锐边缘 (42) 协同工作以破碎骨,从而促进刀 (40) 切割骨。

[0049] 本示例的液体分配特征结构 (50) 是具有开口远侧端部的管的形式,所述开口远侧端部位于刀 (40) 从波导 (32) 延伸的位置附近。应当理解,在该示例中,液体分配特征结构 (50) 的任何部分均不接触刀 (40)。此外,在该示例中,液体分配特征结构 (50) 具有足够的刚度,使得即使在器械 (10) 的正常操作期间,液体分配特征结构 (50) 被抵靠骨或其他结构按压,液体分配特征结构 (50) 也不会接触刀 (40)。

[0050] 形成液体分配特征结构 (50) 的管平行于波导 (32) 和刀 (40) 并且从波导 (32) 和刀 (40) 侧向偏移。液体分配特征结构 (50) 经由端口 (22) 与导管 (18) 流体连通,使得液体分配特征结构 (50) 能够操作以经由液体分配特征结构 (50) 的开口远侧端部从流体源 (16) 排出冷却液体。由于液体分配特征结构 (50) 相对于刀 (40) 的定位,排出的冷却液体将沿着刀 (40) 并沿着由刀 (40) 接合的骨流动,从而为刀 (40) 和相邻的骨提供冷却效果。如上所述,当使用超声刀切割穿过骨时,由刀抵靠骨振动引起的摩擦可产生大量的热,这可能是不期望的。因此,液体分配特征结构 (50) 可用于在骨切割部位分配冷却液体,以避免由刀 (40) 产生的过量热的不良影响。

[0051] 在本示例中,液体分配特征结构 (50) 的远侧端部位于与沿着波导 (32) 和刀 (40) 传送的超声振动相关联的节点对应的位置处。只要冷却液体离开液体分配特征结构 (50) 的远侧端部,这可减少波导 (32) 或刀 (40) 的不期望地将冷却液体侧向地远离刀 (40) 分散的发生。

[0052] 虽然本文将液体分配特征结构 (50) 公开为具有带有开口远侧端部的管的形式,但应当理解,液体分配特征结构 (50) 可采用各种其他形式。仅以举例的方式,液体分配特征结构 (50) 可根据与本发明于同一日期提交的名称为“Ultrasonic Surgical Instrument with Cooling Conduit”的美国专利申请[代理人案卷号END7903USNP.0633005]中描述的

各种液体分配特征结构中的任一种进行构造和操作,该专利申请的公开内容以引用方式并入本文。参考本文的教导内容,液体分配特征结构(50)可采用的其他合适的形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。在一些替代型式中,完全省去了液体分配特征结构(50)。因此应当理解,如果需要,可在没有液体冷却的情况下提供以下示例。

[0053] 如上所述,本示例的刀(40)具有锯齿状边缘(42)。如图2至图3最佳所见,锯齿状边缘(42)包括多个齿(60)。如图3最佳所见,每个齿(60)包括棱锥形状,其具有从刀(40)向外延伸并会聚以形成峰(70)的三角形表面(62,64,66,68)。谷被限定,其中一个齿(60)的表面(66)与相邻齿(60)的表面(68)相接。相邻峰(70)或谷之间的间距也可称为相邻齿(60)之间的齿距或间距。在本示例中,相邻齿(60)之间的间距保持小于通过刀(40)传送的超声振动的波长的尺寸。例如,在本示例中,相邻峰(70)或谷之间的间距在谐波波长的约1/1000至约1/10的范围内。仅以举例而非限制的方式,在振动频率为55kHz的系统中,该间距将在约0.004英寸至约0.04英寸的范围内。参考本文的教导内容,相对于谐波波长的其他齿间距构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0054] 参考本文的教导内容,锯齿状边缘(42)可以多种方式进行制造,这对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。例如,一些制造应用可包括光刻、在刀(40)上印刷涂层、激光加工和冷成形等。

[0055] 棱锥形状的齿(60)提供三维表面。该三维表面在相邻的齿(60)之间提供空气空间。就此而言,当对骨或组织进行超声切割时,流体可填充相邻齿(60)之间的空气空间。在一个示例中,流体可以是用于冷却正被切割的骨或组织的冷却液体。在另一个示例中,流体可以是用于冷却正被切割的骨或组织的冷却气体或空气。在所示的型式中,相邻齿(60)之间的一个空气空间由相邻的表面(66)和表面(68)限定,所述两个相邻的表面也限定峰(70)之间的谷。其他空气空间由会聚在相应的峰(70)处的表面(62)和表面(64)限定。这些表面(62,64)限定了正交地定位于由相邻的表面(66,68)限定的谷的部分或半谷。虽然本示例将齿(60)示出为具有包括棱锥形状的三维形状,但参考本文的教导内容,齿(60)的其他三维形状或图案对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0056] 图4至图6示出了可结合到器械(10)中代替刀(40)的另一种示例性锯齿状超声刀(140)。该示例的刀(140)也具有锯齿状边缘(142),但是在该示例中,多个齿(160)由重复的三角形齿(160)形成。每个齿(160)包括第一倾斜表面(166)、第二倾斜表面(168)和峰(170)。对于每个相应的齿(160),峰(170)被限定在第一倾斜表面(166)和第二倾斜表面(168)的相交处。谷(172)被限定在相邻的齿(160)之间。这样,一个齿(160)的第一倾斜表面(166)与相邻齿(160)的第二倾斜表面(168)的相交限定了谷(172)。虽然在所有型式中均不需要,但在本示例中,齿(160)以一致的方式重复,使得每个齿(160)的尺寸大致相同。

[0057] 相邻峰(170)或谷(172)之间的间距可称为相邻齿(160)之间的齿距或间距。在本示例中,相邻齿(160)之间的间距保持小于通过刀(140)传送的超声振动的波长的尺寸。例如,在本示例中,相邻峰(170)或谷(172)之间的间距在谐波波长的约1/1000至约1/10的范围内。仅以举例而非限制的方式,在振动频率为55kHz的系统中,该间距将在约0.004英寸至约0.04英寸的范围内。参考本文的教导内容,相对于谐波波长的其他齿间距构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0058] 参考本文的教导内容,锯齿状边缘(142)可以多种方式进行制造,这对于本领域的

普通技术人员而言将是显而易见的。例如,一些制造应用可包括光刻、在刀(140)上印刷涂层、激光加工和冷成形等。

[0059] 三角形形状的齿(160)提供三维表面。该三维表面在相邻的齿(160)之间提供空气空间。就此而言,当对骨或组织进行超声切割时,流体可填充相邻齿(160)之间的空气空间。在一个示例中,流体可以是用于冷却正被切割的骨或组织的冷却液体。在另一个示例中,流体可以是用于冷却正被切割的骨或组织的冷却气体或空气。在所示的型式中,相邻齿(160)之间的一个空气空间由相邻的表面(166)和表面(168)限定,所述两个相邻的表面也限定峰(170)之间的谷(172)。该空气空间沿着刀(140)的锯齿状边缘(142)重复。虽然本示例将齿(160)示出为具有包括三角形形状的三维形状,但参考本文的教导内容,齿(160)的其他三维形状或图案对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0060] 图7示出了可结合到器械(10)中代替刀(40)的另一种示例性锯齿状超声刀(180)。该示例的刀(180)类似于刀(140)并且可以与刀(140)相同或相似的方式制造。刀(180)包括交替的第一倾斜表面(182)和第二倾斜表面(184)。对于每个相应的齿,峰(186)被限定在第一倾斜表面(182)和第二倾斜表面(184)的相交处。谷(188)被限定在相邻齿之间,或在一个齿的第一倾斜表面(182)与相邻齿的第二倾斜表面(184)的相交处。相邻峰(186)或谷(188)之间的间距可称为相邻齿之间的齿距或间距。在本示例中,相邻齿之间的间距保持小于通过刀(180)传送的超声振动的波长的尺寸。例如,在本示例中,相邻峰(186)或谷(188)之间的间距在谐波波长的约1/1000至约1/10的范围内。仅以举例而非限制的方式,在振动频率为55kHz的系统中,该间距将在约0.004英寸至约0.04英寸的范围内。参考本文的教导内容,相对于谐波波长的其他齿间距构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0061] 在本示例中,刀(180)沿其长度限定纵向轴线(A1)。第一倾斜表面(182)与纵向轴线(A1)限定第一角度(θ_1),第二倾斜表面(184)与纵向轴线(A1)限定第二角度(θ_2)。第一角度(θ_1)为锐角并且小于第二角度(θ_2)。第二角度(θ_2)为钝角。然而,在另一个示例中,第二角度(θ_2)为约九十度角。在另一个示例中,第二角度(θ_2)是大于第一角度(θ_1)的锐角。利用第一倾斜表面(182)和第二倾斜表面(184)相对于纵向轴线(A1)的构造,表面(182)的斜度小于表面(184)的斜度或没有那样陡峭。与刀(40,140)不同,具有如上所述的角度和斜度的多个齿中的每个关于纵向轴线(A1)的正交轴线不对称,其中正交轴线延伸穿过峰(186)。

[0062] 刀(180)包括提供三维表面的三角形齿。该三维表面在相邻的齿之间提供空气空间。就此而言,当对骨或组织进行超声切割时,流体可填充相邻齿之间的空气空间。在一个示例中,流体可以是用于冷却正被切割的骨或组织的冷却液体。在另一个示例中,流体可以是用于冷却正被切割的骨或组织的冷却气体或空气。在所示的型式中,相邻齿之间的一个空气空间由相邻的表面(182)和表面(184)限定,所述两个相邻的表面也限定峰(186)之间的谷(188)。该空气空间沿着刀(180)的锯齿状边缘重复。虽然本示例将齿示出为具有包括三角形形状的三维形状,但参考本文的教导内容,齿的其他三维形状或图案对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0063] 图8示出了可结合到器械(10)中代替刀(40)的另一种示例性锯齿状超声刀(190)。该示例的刀(190)类似于刀(140)并且可以与刀(140)相同或相似的方式制造。刀(190)包括重复的扇形表面(194),其从刀(190)上的一个齿的峰(192)延伸到刀(190)上的相邻齿的另一个峰(192)。这样,峰(192)被限定在重复的扇形表面(194)的相交处,并且谷被限定在峰

(194) 之间。相邻峰 (192) 或谷之间的间距可称为相邻齿之间的齿距或间距。在本示例中, 相邻齿之间的间距保持小于通过刀 (190) 传送的超声振动的波长的尺寸。例如, 在本示例中, 相邻峰 (192) 或谷之间的间距在谐波波长的约 $1/1000$ 至约 $1/10$ 的范围内。仅以举例而非限制的方式, 在振动频率为 55kHz 的系统中, 该间距将在约 0.004 英寸至约 0.04 英寸的范围内。参考本文的教导内容, 相对于谐波波长的其他齿间距构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0064] 刀 (190) 包括提供三维表面的尖齿。该三维表面在相邻的齿之间提供空气空间。就此而言, 当对骨或组织进行超声切割时, 流体可填充相邻齿之间的空气空间。在一个示例中, 流体可以是用于冷却正被切割的骨或组织的冷却液体。在另一个示例中, 流体可以是用于冷却正被切割的骨或组织的冷却气体或空气。在所示的型式中, 相邻齿之间的一个空气空间由扇形表面 (194) 限定, 所述扇形表面也限定峰 (192) 之间的谷。该空气空间沿着刀 (190) 的锯齿状边缘重复。虽然本示例将齿示出为具有包括尖形的三维形状, 但参考本文的教导内容, 齿的其他三维形状或图案对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0065] II. 波导中具有耳垂状刀和冷却剂内腔的示例性超声外科器械

[0066] 在一些情况下, 可能期望最小化骨与超声刀的近侧部分之间的接触, 使得仅超声刀的远侧部分接触骨。这是由于事实上仅超声刀的远侧部分实际切割骨, 而超声刀的近侧部分可能仅仅产生不必要的 (并且可能是破坏性的) 热。为此, 图9至图11示出了示例性另选端部执行器 (200), 其最小化了声学传动系的非切割近侧部分之间的不必要接触; 同时保持有效切割声学传动系的远侧部分之间的接触。具体地, 该示例的端部执行器 (200) 包括可结合到器械 (10) 中代替刀 (40) 和波导 (32) 的超声刀 (210) 和波导 (202), 其中液体分配特征结构 (50) 被省去。

[0067] 虽然在器械 (10) 的情况下描述了刀 (210) 和波导 (202), 但是应当理解, 刀 (210) 和波导 (202) 可结合到任何其他类型的超声外科手术器械中。本示例的波导 (202) 限定内腔 (204) 和一对远侧开口 (206)。在该示例中, 内腔 (204) 通过端口 (22) 和导管 (18) 与流体源 (16) 流体连通。因此应当理解, 冷却液体可被传送到内腔 (204) 并通过内腔 (204), 并且冷却液最终通过开口 (206) 排出, 如下文更详细描述。

[0068] 本示例的刀 (210) 包括大致耳垂形状或圆盘形状。一对锥形表面 (214) 围绕刀 (210) 的周边。锥形表面 (214) 相交以限定围绕刀 (210) 的周边延伸的切割边缘 (212)。在一些型式中, 但并非在所有型式中都需要, 锥形表面 (214) 包括被构造成能够在使用期间将冷却流体运送到更靠近切割部位的通道或孔。在锥形表面 (214) 包括通道或孔的这种型式中, 切割边缘 (212) 保持不被这些通道或孔中断, 使得切割边缘 (212) 围绕刀 (210) 的周边连续。

[0069] 刀 (210) 以插入构型与波导 (202) 连接, 使得波导 (202) 经过刀 (210) 的近侧部分延伸到刀 (210) 的长度的约中间的位置。利用刀 (210) 的形状和波导 (202) 的构型, 与例如图1所示的实施方案相比, 波导 (202) 的远侧开口 (206) 定位成更靠近发生切割的刀 (210) 的部分。利用此构型, 冷却流体的过量雾化和鼓泡被最小化, 从而不会妨碍使用者的视野。此外, 该配置提供了更靠近产生热的切割区域的冷却流体的递送或递送能力, 并且与一些其他构型相比具有更大的控制和精度。例如, 在使用中当刀 (210) 的尖端可以在骨切割过程中埋入骨中时, 冷却流体可被携带或递送到刀 (210) 的该尖端部分。

[0070] 除了将冷却流体排出到更靠近发生切割的刀 (210) 的部分之外, 在切割应用中, 沿

着刀的近侧区域可产生过量的热。在本示例中,冷却流体将从刀(210)的切割边缘(212)的每侧上的远侧开口(206)中出现,如图11最佳所见。此外,利用如上所述的波导(202)的构型,冷却流体从远侧开口(206)引导至刀(210)的近侧区域,以防止或抵抗切割期间产生过量的热。在图9至图11的所示型式中,刀(210)从波导(202)向上延伸,使得波导(202)的纵向中心线与刀(210)的下部四分之一对齐,并且波导(202)的上部与刀(210)的中心对齐。利用这种构型,释放的冷却流体最初接触刀(210)两侧上的刀(210)的一半表面,然后流动到刀(210)的剩余表面。

[0071] 图12至图13示出了包括可结合到器械(10)中代替刀(40)和波导(32)的超声刀(310)和波导(302)的另一个示例性端部执行器(300),其中液体分配特征结构(50)被省去。虽然在器械(10)的情况下描述了刀(310)和波导(302),但是应当理解,刀(310)和波导(302)可结合到任何其他类型的超声外科手术器械中。本示例的波导(302)限定内腔(304)和一组远侧开口(306,308)。在该示例中,内腔(304)通过端口(22)和导管(18)与流体源(16)流体连通。因此应当理解,冷却液体可被传送到内腔(304)并通过内腔(304),并且冷却液体最终通过开口(306,308)排出,如下文更详细描述。

[0072] 本示例的刀(310)包括大致耳垂形状或圆盘形状。一对锥形表面(314)围绕刀(310)的周边。锥形表面(314)相交以限定围绕刀(310)的周边延伸的切割边缘(312)。在一些型式中,但并非在所有型式中都需要,锥形表面(314)包括被构造成能够在使用期间将冷却流体运送到更靠近切割部位的通道或孔。在锥形表面(314)包括通道或孔的这种型式中,切割边缘(312)保持不被这些通道或孔中断,使得切割边缘(312)围绕刀(310)的周边连续。

[0073] 刀(310)与波导(302)连接,使得波导(302)邻接刀(310)的近侧部分。利用刀(310)的形状和波导(302)的构型,与例如图1所示的实施方案相比,波导(302)的远侧开口(306,308)定位成更靠近发生切割的刀(310)的部分。利用此构型,冷却流体的过量雾化和鼓泡被最小化,从而不会妨碍使用者的视野。此外,该配置提供了更靠近产生热的切割区域的冷却流体的递送或递送能力,并且与一些其他构型相比具有更大的控制和精度。例如,在使用中当刀(310)的尖端可以在骨切割过程中埋入骨中时,冷却流体可被携带或递送到刀(310)的该尖端部分。

[0074] 除了将冷却流体排出到更靠近发生切割的刀(310)的部分之外,在切割应用中,沿着刀的近侧区域可产生过量的热。在本示例中,冷却流体将从刀(310)的切割边缘(312)的每侧上的远侧开口(306,308)中出现,如图13最佳所见。此外,利用如上所述的波导(302)的构型,冷却流体从远侧开口(306,308)引导至刀(310)的近侧区域,以防止或抵抗切割期间产生过量的热。在图12至图13的所示型式中,刀(310)以波导(302)为中心,使得波导(302)的纵向中心线与约刀(310)的中心对齐。利用这种构型,释放的冷却流体最初接触刀(310)两侧上靠近其中心的刀(310)的表面,然后流动到刀(310)的更远侧表面。

[0075] 在本示例中,远侧开口(308)类似于上文关于刀(210)描述的远侧开口(206)。然而,本示例中的远侧开口(308)具有矩形形状,与刀(210)的远侧开口(206)的半圆形状不同。参考本文的教导内容,对远侧开口(308)和/或远侧开口(206)的形状的各种修改对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。图12至图13的所示示例中的远侧开口(306)与刀(310)的锥形表面(314)对齐,如图12最佳所见。如上所述,在一些型式中,锥形表面(314)包括孔或通道,以围绕刀(310)的周边递送冷却流体,从而将冷却流体提供到围绕刀(310)

的周边的切割边缘 (312)。在锥形表面 (314) 中没有此类孔或通道的型式中, 冷却流体仍然能够沿着锥形表面 (314) 流动, 以向围绕刀 (310) 的周边的切割边缘 (312) 提供冷却流体。

[0076] 在本示例中, 存在多组远侧开口 (306, 308)。更具体地, 与另一组远侧开口 (306) 相比, 一组远侧开口 (308) 提供要递送到刀 (310) 的表面的更大的冷却流体体积。这样, 与用于远侧开口 (306) 的开口相比, 远侧开口 (308) 提供更大的开口。参考本文的教导内容, 对远侧开口组 (306, 308) 的其他修改对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。例如, 开口的相对尺寸的尺寸可更大或更小, 并且/或者远侧开口组的数量在其他修改型式中也可更大或更小。

[0077] 图14至图15示出了包括可结合到器械 (10) 中代替刀 (40) 和波导 (32) 的超声刀 (410) 和波导 (402) 的另一个示例性端部执行器 (400), 其中液体分配特征结构 (50) 被省去。虽然在器械 (10) 的情况下描述了刀 (410) 和波导 (402), 但是应当理解, 刀 (410) 和波导 (402) 可结合到任何其他类型的超声外科手术器械中。本示例的波导 (402) 限定内腔 (404) 和远侧开口 (406)。在该示例中, 内腔 (404) 通过端口 (22) 和导管 (18) 与流体源 (16) 流体连通。因此应当理解, 冷却液体可被传送到内腔 (404) 并通过内腔 (404), 并且冷却液最终通过开口 (406) 排出, 如下文更详细描述。

[0078] 本示例的刀 (410) 包括大致耳垂形状或圆盘形状。一对锥形表面 (414) 围绕刀 (410) 的周边。锥形表面 (414) 相交以限定围绕刀 (410) 的周边延伸的切割边缘 (412)。在一些型式中, 但并非在所有型式中都需要, 锥形表面 (414) 包括被构造成能够在使用期间将冷却流体运送到更靠近切割部位的通道或孔。在锥形表面 (414) 包括通道或孔的这种型式中, 切割边缘 (412) 保持不被这些通道或孔中断, 使得切割边缘 (412) 围绕刀 (410) 的周边连续。

[0079] 刀 (410) 与波导 (402) 连接, 使得波导 (402) 邻接刀 (410) 的近侧部分。利用刀 (410) 的形状和波导 (402) 的构型, 与例如图1所示的实施方案相比, 波导 (402) 的远侧开口 (406) 定位成更靠近发生切割的刀 (410) 的部分。利用此构型, 冷却流体的过量雾化和鼓泡被最小化, 从而不会妨碍使用者的视野。此外, 该配置提供了更靠近产生热的切割区域的冷却流体的递送或递送能力, 并且与一些其他构型相比具有更大的控制和精度。例如, 在使用中当刀 (410) 的尖端可以在骨切割过程中埋入骨中时, 冷却流体可被携带或递送到刀 (410) 的该尖端部分。

[0080] 除了将冷却流体排出到更靠近发生切割的刀 (410) 的部分之外, 在切割应用中, 沿着刀的近侧区域可产生过量的热。在本示例中, 冷却流体将从刀 (410) 的切割边缘 (412) 的一侧上的远侧开口 (406) 中出现, 如图15最佳所见。此外, 利用如上所述的波导 (402) 的构型, 冷却流体从远侧开口 (406) 引导至刀 (410) 的近侧区域, 以防止或抵抗切割期间产生过量的热。在图14至图15的所示型式中, 波导 (402) 的纵向中心线与刀 (410) 的中心对齐。利用这种构型, 释放的冷却流体最初接触刀 (410) 一侧上的刀 (410) 的表面, 然后被分配到切割部位以冷却正被切割的骨和/或组织。在一些示例中, 当使用仅具有位于刀 (410) 的一侧上的一个远侧开口 (406) 的端部执行器 (400) 时, 可在切割部位处实现增强的可见性。

[0081] 虽然本示例示出了定位在刀 (410) 的一侧上的一个远侧开口 (406), 但参考本文的教导内容, 对远侧开口 (406) 的其他修改对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。例如, 远侧开口 (406) 的尺寸可更大或更小, 并且/或者远侧开口的数量在其他修改型式中也可更大, 例如, 具有位于刀 (410) 一侧上的两个或更多个远侧开口。仍然在其他型式中, 端

部执行器(400)可被修改为类似于端部执行器(200),其中刀(410)被定位成将远侧开口(406)一分为二,使得可存在进入内腔(404)的多个远侧开口。

[0082] III.具有特大远侧端部的刀的示例性超声外科器械

[0083] 在一些情况下,轮廓基本上平坦的超声刀可能倾向于卡在形成于骨中的切口中。除此之外或另选地,当轮廓基本上平坦的超声刀设置在切口中时,冷却液体可能难以进入形成于骨中的切口。因此,可能期望提供一种超声刀,所述超声刀的远侧部分比所述超声刀的近侧部分更宽和/或更厚。这种构型可降低刀卡在形成于骨中的切口中的风险。除此之外或另选地,即使在刀布置在切口中时,这种构型也可促进冷却液体进入切口。为此,图16至图17示出了可结合到器械(10)中代替刀(40)的另一种示例性超声刀(500)。另选地,刀(500)可结合到任何其他类型的超声外科器械中,包括具有或不具有液体分配特征结构例如液体分配特征结构(50)的器械。因此应当理解,刀(500)不一定需要与液体冷却特征结构结合使用,但是如果需要,刀(500)可与一个或多个液体冷却特征结构一起使用。

[0084] 该示例的刀(500)包括近侧端部(510)、特大远侧端部(520)、切割边缘(530)和开口(540)。近侧端部(510)包括第一表面(512)、第二表面(514)、第一边缘(516)和第二边缘(518)。特大远侧端部(520)包括第一表面(522)和第二表面(524)。切割边缘(530)沿着特大远侧端部(520)的圆周延伸,并包括第一切割边缘部分(532)、第二切割边缘部分(534)和第三切割边缘部分(536)。

[0085] 在本示例中,当刀(500)切割骨时,所述刀的特大远侧端部(520)在外骨(例如,皮质骨)中形成特大狭槽。一旦刀(500)进一步刺入骨中,例如,到达内部松质骨,刀的近侧端部(510)位于由特大远侧端部(520)实现的切割动作形成的特大狭槽中。这样,因为近侧端部(510)小于由特大远侧端部(520)形成的特大狭槽,所以降低了刀(500)卡在或嵌入骨内的机会或风险。而且,与较小的近侧端部(510)相比,由于特大远侧端部(520)形成的较大的特大狭槽,在切割骨和近侧端部(510)之间提供空间,使得在使用冷却流体的情况下,这种冷却流体具有增多的流入切割骨的流动路径以到达切割骨进行冷却,以及到达刀(500)的远侧端部(520)进行冷却。

[0086] 参考图16,刀(500)限定纵向轴线(LA)。远侧端部(520)的第一表面(522)限定第一轴线(A1),并且类似地,远侧端部(520)的第二表面(524)限定第二轴线(A2)。第一角度(θ_1)被形成在第一轴线(A1)和纵向轴线(LA)之间,以及第二轴线(A2)和纵向轴线(LA)之间。在本示例中,第一角度(θ_1)是大于零度的锐角。仅以举例而非限制的方式,在一个示例中,第一角度(θ_1)为约三度。在其他示例中,第一角度(θ_1)可大于或小于三度。因此,第一表面522和第二表面524不平行于纵向轴线(LA)。如图16最佳所见,利用这种构型,刀(500)的厚度尺寸随着刀(500)朝远侧向上延伸到刀(500)的最远侧部分(刀(500)终止于切割边缘(530)的锥形位置处)而增加。这样,刀(500)包括远侧端部(520),所述远侧端部在垂直于纵向轴线(LA)的第一维度是特大的。该第一维度在本文中可称为与刀(500)的厚度一致。

[0087] 参考图17,刀(500)限定如上所述的纵向轴线(LA)。切割边缘(530)的第一切割边缘部分(532)限定第三轴线(A3),并且类似地,切割边缘(530)的第二切割边缘部分(534)限定第五轴线(A5)。近侧端部(510)的第一边缘(516)限定第四轴线(A4),并且类似地,近侧端部(510)的第二边缘(518)限定第六轴线(A6)。第二角度(θ_2)被形成在第三轴线(A3)和纵向轴线(LA)之间,以及第五轴线(A5)和纵向轴线(LA)之间。第三角度(θ_3)被形成在第四轴线

(A4) 和纵向轴线 (LA) 之间, 以及第六轴线 (A6) 和纵向轴线 (LA) 之间。

[0088] 在本示例中, 第二角度 (θ_2) 是大于零度的锐角。仅以举例而非限制的方式, 在一个示例中, 第二角度 (θ_2) 为约四度。在其他示例中, 第二角度 (θ_2) 可大于或小于四度。因此, 第一切割边缘部分 532 和第二切割边缘部分 534 不平行于纵向轴线 (LA)。如图 17 最佳所见, 利用这种构型, 刀 (500) 的远侧端部 (520) 的宽度的尺寸随着刀 (500) 的远侧端部 (520) 朝远侧延伸直到刀 (500) 的最远侧部分 (刀 (500) 向内弯曲并终止的位置处) 而增加。这样, 刀 (500) 包括远侧端部 (520), 所述远侧端部在同样垂直于纵向轴线 (LA) 的第二维度上是特大的。该第二维度在本文中可称为与刀 (500) 的宽度一致。

[0089] 在本示例中, 第三角度 (θ_3) 是大于零度的锐角。仅以举例而非限制的方式, 在一个示例中, 第三角度 (θ_3) 为约两度。在其他示例中, 第三角度 (θ_3) 可大于或小于两度。因此, 近侧端部 (510) 的第一边缘 516 和第二边缘 518 不平行于纵向轴线 (LA)。如图 17 最佳所见, 利用这种构型, 刀 (500) 的近侧端部 (510) 的宽度在近侧端部 (510) 与远侧端部 (520) 相接处最小。当从近侧端部 (510) 的最近侧区域向远侧端部 (520) 移动时, 刀 (500) 的宽度减小直到到达远侧端部 (520), 在此处刀 (500) 的宽度开始增加, 如上所述。这样, 刀 (500) 的远侧端部 (520) 的特大构型是相对于近侧端部 (510) 的紧邻远侧端部 (520) 的部分而言的。如图 17 中最佳所见, 刀 (500) 的远侧端部 (520) 的特大构型涉及与远侧端部 (520) 重合的刀 (500) 的切割区域。

[0090] 如上所述, 刀 (500) 包括开口 (540)。开口 (540) 允许冷却流体在刀 (500) 的侧面之间流动。这样, 即使首先从刀 (500) 的相对侧提供冷却流体, 也可冷却可能定位在刀 (500) 的一侧上产生的热或基本上在这一侧上产生的热。

[0091] 图 18 至图 19 示出了可结合到器械 (10) 中代替刀 (40) 的另一种示例性超声刀 (600)。另选地, 刀 (600) 可结合到任何其他类型的超声外科器械中, 包括具有或不具有液体分配特征结构例如液体分配特征结构 (50) 的器械。因此应当理解, 刀 (600) 不一定需要与液体冷却特征结构结合使用, 但是如果需要, 刀 (600) 可与一个或多个液体冷却特征结构一起使用。

[0092] 该示例的刀 (600) 包括近侧端部 (610)、第一远侧区域 (620)、第二远侧区域 (640)、第一远侧区域 620 和第二远侧区域 640 之间的过渡区域 (630)、切割边缘 (660) 和开口 (650)。近侧端部 (610) 包括第一表面 (612)、第二表面 (614)、第一边缘 (616) 和第二边缘 (618)。第一远侧区域 (620) 包括第一表面 (622) 和第二表面 (624)。第二远侧区域 (640) 包括第一表面 (642) 和第二表面 (644)。过渡区域 (630) 包括第一表面 (632) 和第二表面 (634)。切割边缘 (660) 沿第一远侧区域 620 和第二远侧区域 640 的圆周延伸, 并且包括第一切割边缘部分 (662)、第二切割边缘部分 (666)、第三切割边缘部分 (670)、第四切割边缘部分 (668) 和第五切割边缘部分 (664)。

[0093] 在本示例中, 第二远侧区域 (640) 以类似于刀 (500) 的特大远侧端部 (520) 的方式具有特大尺寸。在本示例中, 当刀 (600) 切割骨时, 所述刀的特大第二远侧区域 (640) 在外骨 (例如, 皮质骨) 中形成特大狭槽。一旦刀 (600) 进一步刺入骨中, 例如, 到达内部松质骨, 刀 (600) 的第一远侧区域 (620) 位于由第二远侧区域 (640) 实现的切割动作形成的特大狭槽中。这样, 因为第一远侧区域 (620) 小于由特大第二远侧区域 (640) 形成的特大狭槽, 所以降低了刀 (600) 卡在或嵌入骨内的机会或风险。而且, 与较小的第一远侧区域 (620) 相比, 由于

特大第二远侧区域 (640) 形成的较大的特大狭槽, 在切割骨和第一远侧区域 (620) 之间提供空间, 使得在使用冷却流体的情况下, 这种冷却流体具有增多的流入切割骨的流动路径以到达切割骨进行冷却, 以及到达刀 (600) 的第二远侧区域 (640) 进行冷却。

[0094] 参考图18, 刀 (600) 限定对齐的纵向轴线 (LA)。过渡区域 (630) 的第一表面 (632) 限定第七轴线 (A7), 并且类似地, 过渡区域 (630) 的第二表面 (634) 限定第八轴线 (A8)。第一角度($\varnothing 1$)被形成在第七轴线 (A7) 和纵向轴线 (LA) 之间, 以及第八轴线 (A8) 和纵向轴线 (LA) 之间。在本示例中, 第一角度($\varnothing 1$)是大于零度的锐角。仅以举例而非限制的方式, 在一个示例中, 第一角度($\varnothing 1$)为约二十度。在其他示例中, 第一角度($\varnothing 1$)可大于或小于二十度。因此, 第一表面632和第二表面634不平行于纵向轴线 (LA)。如图18最佳所见, 利用这种构型, 刀 (600) 的厚度的尺寸随着刀 (600) 朝远侧向上延伸直到过渡区域 (630) 终止而通过过渡区域 (630) 增加, 并且第二远侧区域 (640) 在刀厚度保持恒定的位置处随着刀 (600) 向远侧延伸直到刀 (600) 的最远侧部分 (刀 (600) 终止于切割边缘 (660) 的锥形位置处) 开始。这样, 刀 (600) 包括在第一维度上垂直于纵向轴线 (LA) 的特大第二远侧区域 (640)。该第一维度在本文中可称为与刀 (600) 的厚度一致。

[0095] 参考图19, 刀 (600) 限定如上所述的纵向轴线 (LA)。切割边缘 (660) 的第二切割边缘部分 (666) 的切线限定第九轴线 (A9)。切割边缘 (660) 的第一切割边缘部分 (662) 限定第十轴线 (A10)。切割边缘 (660) 的第五切割边缘部分 (664) 限定第十一轴线 (A11)。切割边缘 (660) 的第四切割边缘部分 (668) 的切线限定第十二轴线 (A12)。第二角度($\varnothing 2$)被形成在第九轴线 (A9) 和纵向轴线 (LA) 之间, 以及第十二轴线 (A12) 和纵向轴线 (LA) 之间。第三角度($\varnothing 3$)被形成在第十轴线 (A10) 和纵向轴线 (LA) 之间, 以及第十一轴线 (A11) 和纵向轴线 (LA) 之间。

[0096] 在本示例中, 第二角度($\varnothing 2$)是大于零度的锐角。仅以举例而非限制的方式, 在一个示例中, 第二角度($\varnothing 2$)为约十度。在其他示例中, 第二角度($\varnothing 2$)可大于或小于十度。如图19最佳所见, 利用这种构型, 刀 (600) 的宽度在第二切割边缘部分 (666) 和第四切割边缘部分 (668) 之间最宽。这样, 刀 (600) 包括在第二维度上同样垂直于纵向轴线 (LA) 的特大第二远侧区域 (640)。该第二维度在本文中可称为与刀 (600) 的宽度一致。

[0097] 在本示例中, 第三角度($\varnothing 3$)是大于零度的锐角。仅以举例而非限制的方式, 在一个示例中, 第三角度($\varnothing 3$)为约三度。在其他示例中, 第三角度($\varnothing 3$)可大于或小于三度。因此, 切割边缘 (660) 的第一切割边缘部分 (662) 和第五切割边缘部分 (664) 不平行于纵向轴线 (LA)。如图19最佳所见, 利用这种构型, 第一远侧区域 (620) 处的刀 (600) 的宽度在第一远侧区域 (620) 与过渡区域 (630) 相接处最小。当从第一远侧区域 (620) 的最近侧区域向过渡区域 (630) 移动时, 刀 (600) 的宽度减小直到到达过渡区域 (630), 在此处刀 (600) 的宽度增加, 如上所述。这样, 刀 (600) 的第二远侧区域 (640) 的特大构型是相对于第一远侧区域 (620) 的紧邻过渡区域 (630) 的部分而言的。如图19最佳所见, 刀 (600) 的第二远侧区域 (640) 的特大构型仅涉及与过渡区域 (630) 和第二远侧区域 (640) 重合的刀 (600) 的切割区域。

[0098] 如上所述, 刀 (600) 包括开口 (650)。开口 (650) 允许冷却流体在刀 (600) 的侧面之

间流动。这样,即使首先从刀(600)的相对侧提供冷却流体,也可冷却可能定位在刀(600)的一侧上产生的热或基本上在这一侧上产生的热。

[0099] IV.具有在远侧端部处具有微狭槽的刀的示例性超声外科器械

[0100] 可能期望构造具有促进冷却液体行进至刀远侧端部的特征结构的超声刀。此类特征结构可包括凹陷部或开口,所述凹陷部或开口的尺寸和构造被设置成传输冷却液体或以其他方式提供冷却液体的连通。图20至图21示出了提供此类流体连通的示例性刀构型,下文将更详细地描述。具体地,图20至图21示出了可结合到器械(10)中代替刀(40)的另一种示例性超声刀(700)。另选地,刀(700)可结合到任何其他类型的超声外科器械中,包括具有或不具有液体分配特征结构例如液体分配特征结构(50)的器械。因此应当理解,刀(700)不一定需要与液体冷却特征结构结合使用,但是如果需要,刀(700)可与一个或多个液体冷却特征结构一起使用。

[0101] 该示例的刀(700)包括围绕刀(700)的远侧部分延伸的切割边缘(772)。刀(700)还包括开口(774),所述开口在本文中也可称为冲洗狭槽(774)。刀(700)还包括位于刀(700)的尖端中的微狭槽(776)。在本示例中,微狭槽(774)具有约0.005英寸的宽度。在其他型式式中,微狭槽(774)的宽度可大于或小于0.005英寸。通过使用具有细线的放电加工(EDM)加工刀(700)的尖端,可在刀(700)中形成微狭槽(774)。

[0102] 在骨切割应用中,不具有微狭槽(776)的刀的尖端可经历过量的热发生。当将尖端插入骨内并由可被使用的任何冷却液体阻挡或抑制时,可能发生这种情况。在所示的型式式中,微狭槽(776)将刀(700)的尖端与冲洗狭槽(774)连接。这允许冷却流体穿过冲洗狭槽(774)到达刀(700)的每一侧,但也可允许冷却流体到达刀(700)的尖端和切割位置,即使在尖端可被插入骨内的情况下。通过这种构型,刀(700)的尖端可被冷却以对抗过量的热发生。相似地,冷却流体可通过冲洗狭槽(774)和微狭槽(776)提供给被切割的骨,这可帮助避免过度的骨加热和炭化。此外,使用微狭槽(776)冷却刀(700)的尖端可提高刀(700)的稳定性和寿命,因为刀(700)的尖端过热会导致刀(700)失效。

[0103] 通过引入微狭槽(776),刀(700)还实现了增加的灵活性。以这种方式,通过包括微狭槽(776),刀(700)的尖端被分成两个部分。刀(700)的尖端的这两个部分用于传播纵向波,但另外在切割期间传递至刀(700)的横向力允许刀(700)的尖端的两个部分横向平移,并且通过这样做从微狭槽(776)中清除材料。在某些情况下,冲洗可用于进一步增强从微狭槽(776)中清除材料。

[0104] 在所示的型式式中,微狭槽(776)与刀(700)的纵向轴线对齐,使得微狭槽(776)以对称的方式将刀(770)的尖端一分为二。以这种方式,微狭槽(776)平行于冲洗狭槽(774)延伸。在另一个示例中,微狭槽(776)可偏离刀(700)的纵向轴线。参考本文的教导内容,对具有微狭槽(776)的刀(700)进行修改的其他方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0105] V.具有倒角和圆角远侧端部的刀的示例性超声外科器械

[0106] 图22至图25示出了可结合到器械(10)中代替刀(40)的另一种示例性超声刀(800)。另选地,刀(800)可结合到任何其他类型的超声外科器械中,包括具有或不具有液体分配特征结构例如液体分配特征结构(50)的器械。因此应当理解,刀(800)不一定需要与液体冷却特征结构结合使用,但是如果需要,刀(800)可与一个或多个液体冷却特征结构一起

使用。

[0107] 本示例的刀(800)包括主体(802)、冲洗狭槽(804)、远侧冲洗倒角(822,823)、近侧冲洗倒角(820,821)、顶表面(810)、底表面(811)、侧表面(814,834)、倒角表面(812,832,842)和圆角远侧端部部分(852,862)。附加的倒角表面(未示出)在倒角表面(832)下方。

[0108] 刀(800)围绕其纵向轴线对称。在刀(800)的第一侧上,倒角表面(812)和倒角表面(842)会聚以形成刀(800)的一个侧边缘。倒角表面(812)终止于顶表面(810),而倒角表面(842)终止于底表面(811)。在刀(800)的第二侧上,倒角表面(832)和另一个倒角表面(未示出)会聚以形成刀(800)的第二侧边缘。倒角表面(832)终止于顶表面(810),而另一个倒角表面(未示出)终止于底表面(811)。与倒角表面(812,832,842)的一侧相邻的是倒圆的远侧端部部分(852,862)。倒圆的远侧端部部分(852)沿着刀(800)的顶部定位,并且倒圆的远侧端部部分(862)沿着刀(800)的底部定位。倒圆的远侧端部部分(852,862)一起限定倒圆的鼻部。与倒角表面(812,832,842)的相对侧相邻的是侧表面(814,834)。

[0109] 在顶表面(810)和底表面(811)之间延伸的是冲洗狭槽(804)。如上所述,冲洗狭槽(804)提供冷却流体到达刀(800)两侧的路径。在本示例中,冲洗狭槽(804)包括远侧冲洗倒角(822,823)和近侧冲洗倒角(820,821),如图25中最佳所见。当刀(800)与冷却流体一起使用时,远侧冲洗倒角(822,823)将冷却流体从冲洗狭槽(804)引导到倒圆的远侧端部部分(852,862)。类似地,近侧冲洗倒角(820,821)将冷却流体从冲洗狭槽(804)朝近侧引导到刀(800)的相应的顶表面和底表面(810,811)。参见图25,远侧冲洗倒角(822,823)会聚以形成峰(827)。相似地,近侧冲洗倒角(820,821)会聚以形成峰(825)。峰(825,827)各自指向冲洗狭槽(804)的中间,并且以这种方式,峰(825,827)被构造成能够促进将冷却流体从冲洗狭槽(804)向上,并沿着冲洗倒角(820,821,822,823)向外引导。

[0110] 当顶表面810和底表面811从刀(800)的近侧区域延伸到刀(800)的远侧区域时,刀(800)的顶表面810和底表面811包括锥形。在本示例中,该锥形可被表征为指数级,使得随着顶表面810和底表面811朝远侧延伸,锥形以指数方式减小。利用这种构型,刀(800)的远侧节段基本上是直的,这可用于使用刀(800)制造切入切口。

[0111] 图26示出了可结合到器械(10)中代替刀(40)的另一种示例性超声刀(900)。另选地,刀(900)可结合到任何其他类型的超声外科器械中,包括具有或不具有液体分配特征结构例如液体分配特征结构(50)的器械。因此应当理解,刀(900)不一定需要与液体冷却特征结构结合使用,但是如果需要,刀(900)可与一个或多个液体冷却特征结构一起使用。

[0112] 该示例的刀(900)类似于刀(800),并且包括类似于刀(800)的主体(802)的主体(902)。然而,刀(900)包括泪滴形状的冲洗狭槽(920)。冲洗狭槽(920)包括近侧端部(928)、远侧端部(926)和侧面(922,924)。冲洗狭槽(920)通过刀(900)的顶表面(910)延伸至底表面(未示出)。在本示例中,冲洗狭槽(920)的泪滴形状通常提供较少的刀材料,并且特别地在刀(900)的远侧区域处提供。在某些应力测试中,已经观察到减小的幅度下降,其中刀材料的量减少,并且这种减小的幅度下降对应于在使用期间刀内的应力测量减少。参考本文的教导内容,可提供改善的应力分布的冲洗狭槽的其他形状和构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0113] VI. 示例性组合

[0114] 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例示性目的。预期本文的各种教导内容可按多种其他方式进行布置和应用。还设想到,一些变型可省去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。

[0115] 实施例1

[0116] 一种外科器械,包括:(a) 主体;(b) 声波导;(c) 超声刀,该超声刀相对于主体在远侧定位,其中超声刀与声波导声学连通;(d) 第一特征结构,该第一特征结构被构造成能够减轻过量热积聚,其中该第一特征结构包括相对于主体在远侧定位的液体分配特征结构;和(e) 第二特征结构,该第二特征结构被构造成能够减轻过量热积聚。

[0117] 实施例2

[0118] 根据实施例1所述的外科器械,其中,液体分配特征结构与超声刀相邻地定位,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超声刀。

[0119] 实施例3

[0120] 根据实施例1至2中任一项或多项所述的外科器械,其中,第二特征结构包括具有锯齿状边缘的超声刀,其中该锯齿状边缘包括多个齿。

[0121] 实施例4

[0122] 根据实施例3所述的外科器械,其中,通过第一齿的峰和第二齿的相邻峰之间的间距所测量的多个齿中的每一个之间的间距在声波导的谐波波长的约1/1000至约1/10的范围内。

[0123] 实施例5

[0124] 根据实施例3至4中任一项或多项所述的外科器械,其中,所述多个齿中的每一个之间的间距在约0.004英寸至约0.04英寸的范围内。

[0125] 实施例6

[0126] 根据实施例3至5中任一项或多项所述的外科器械,其中,锯齿状边缘包括具有棱锥形状的多个齿。

[0127] 实施例7

[0128] 根据实施例3至6中任一项或多项所述的外科器械,其中,锯齿状边缘包括具有圆齿状形状的多个齿。

[0129] 实施例8

[0130] 根据实施例3至7中任一项或多项所述的外科器械,其中,锯齿状边缘包括具有三角形形状的多个齿。

[0131] 实施例9

[0132] 根据实施例3至8中任一项或多项所述的外科器械,其中,所述多个齿包括第一倾斜表面和第二倾斜表面,其中第一倾斜表面中的每一个与超声刀的纵向轴线形成第一角度,并且其中第二倾斜表面中的每一个与超声刀的纵向轴线形成第二角度,其中第一角度

是锐角并且小于第二角度。

[0133] 实施例10

[0134] 根据实施例10所述的外科器械,其中,第二角度是钝角。

[0135] 实施例11

[0136] 根据实施例10所述的外科器械,其中,第二角度为约九十度角。

[0137] 实施例12

[0138] 根据实施例3至11中任一项或多项所述的外科器械,其中,超声刀限定纵向轴线,并且其中所述多个齿包括第一倾斜表面和第二倾斜表面,其中第一表面中的每一个相对于纵向轴线的第一斜率小于第二表面中的每一个相对于纵向轴线的第二斜率。

[0139] 实施例13

[0140] 根据实施例3至12中任一项或多项所述的外科器械,其中,所述多个齿中的每一个包括峰,并且其中所述多个齿中的每一个围绕与由超声刀限定的纵向轴线正交地延伸穿过峰的轴线不对称。

[0141] 实施例14

[0142] 根据实施例3至13中任一项或多项所述的外科器械,其中,所述多个齿包括谷,其中所述谷被构造成能够从液体分配特征结构接收冷却液体流。

[0143] 实施例15

[0144] 根据实施例1至14中任一项或多项所述的外科器械,其中,第二特征结构包括超声刀,该超声刀包括 (a) 远侧端部; (ii) 冲洗狭槽,该冲洗狭槽将刀的第一侧与刀的第二侧流体连接;和 (iii) 微狭槽,该微狭槽延伸穿过远侧端部并与冲洗狭槽连接。

[0145] 实施例16

[0146] 根据实施例1至15中任一项或多项所述的外科器械,其中,第二特征结构包括定位在超声刀内并将刀的第一侧与刀的第二侧流体连接的冲洗狭槽。

[0147] 实施例17

[0148] 根据实施例16所述的外科器械,其中,冲洗狭槽包括至少一个远侧倒角,所述至少一个远侧倒角被构造成能够将冷却流体从冲洗狭槽引导到刀的远侧部分。

[0149] 实施例18

[0150] 根据实施例16至17中任一项或多项所述的外科器械,其中,冲洗狭槽具有泪滴形状。

[0151] 实施例19

[0152] 一种外科器械,包括: (a) 主体; (b) 声波导; (c) 超声刀,该超声刀相对于主体在远侧定位,其中超声刀与声波导声学连通;和 (d) 液体分配特征结构,该液体分配特征结构被构造成能够减轻过量热积聚,其中该液体分配特征结构包括位于声波导内的内腔,其中该内腔被构造成能够与流体源连接以将冷却液体流递送到刀。

[0153] 实施例20

[0154] 根据实施例19所述的外科器械,其中,该内腔被定位成将冷却流体流引导到刀的一侧上。

[0155] 实施例21

[0156] 根据实施例19所述的外科器械,其中,该内腔被定位成将冷却流体流引导到刀的

两侧上。

[0157] 实施例22

[0158] 根据实施例19至21中任一项或多项所述的外科器械,还包括一对开口,其中该对开口中的一个在刀的每一侧上,其中该对开口与内腔流体连通。

[0159] 实施例23

[0160] 根据实施例19至22中任一项或多项所述的外科器械,还包括多组开口,其中多组开口中的每一组中的一个定位在刀的每一侧上,其中多组开口与内腔流体连通。

[0161] 实施例24

[0162] 根据实施例19至23中任一项或多项所述的外科器械,其中,超声刀包括具有由一对锥形表面限定的切割边缘的耳垂形状。

[0163] 实施例25

[0164] 根据实施例19至24中任一项或多项所述的外科器械,其中,多组开口中的至少一个被构造能够将冷却流体流引导到刀的切割边缘上。

[0165] 实施例26

[0166] 根据实施例19至25中任一项或多项所述的外科器械,其结合根据实施例1至18中任一项或多项所述的外科器械。

[0167] 实施例27

[0168] 一种外科器械,包括:(a)主体;(b)声波导;和(c)超声刀,该超声刀相对于主体在远侧定位,其中该超声刀与声波导声学连通,其中超声刀包括与刀的近侧相邻部分相比特大的远侧部分。

[0169] 实施例28

[0170] 根据实施例27所述的外科器械,其中,特大远侧部分在与刀的厚度一致的第一尺寸上为特大的。

[0171] 实施例29

[0172] 根据实施例27至28中任一项或多项所述的外科器械,其中,特大远侧部分在与刀的宽度一致的第二尺寸上为特大的。

[0173] 实施例30

[0174] 根据实施例27至29中任一项或多项所述的外科器械,还包括冲洗狭槽。

[0175] 实施例31

[0176] 根据实施例27至30中任一项或多项所述的外科器械,还包括过渡区域,其中随着刀朝远侧延伸,通过过渡区域的刀厚度增加。

[0177] 实施例32

[0178] 根据实施例27至31中任一项或多项所述的外科器械,其结合根据实施例1至26中任一项或多项所述的外科器械。

[0179] VII. 杂项

[0180] 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显而易见。

[0181] 应当理解,据称以引用方式并入本文的任何专利、专利公布或其他公开材料,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、陈述或者其他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、陈述或其他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。

[0182] 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,该专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0183] 上文所述型式可被设计成在单次使用后丢弃,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之内。

[0184] 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。随后可将经消毒的装置储存在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其他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。

[0185] 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,并且其他修改对于本领域的技术人员而言将显而易见。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。

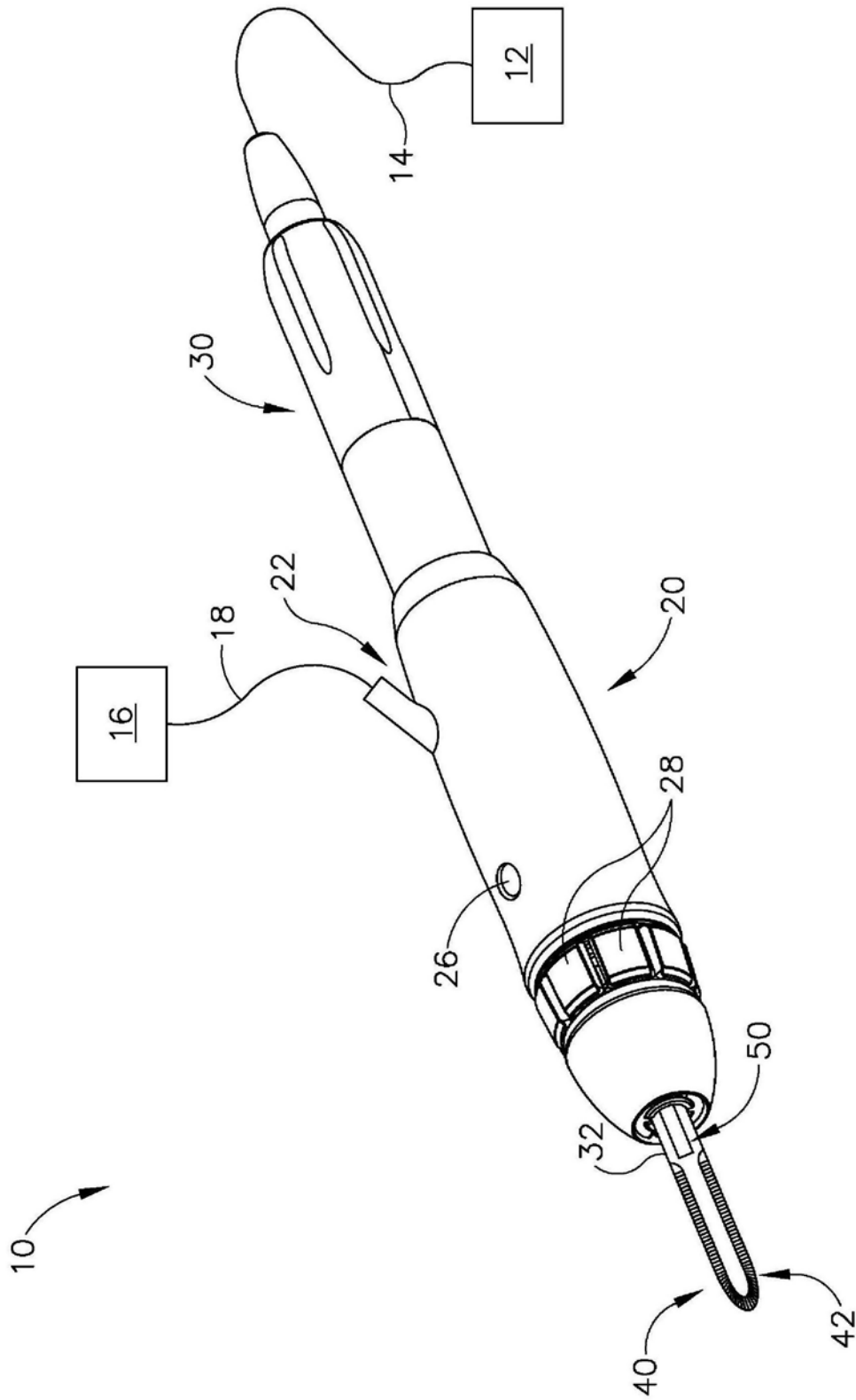


图1

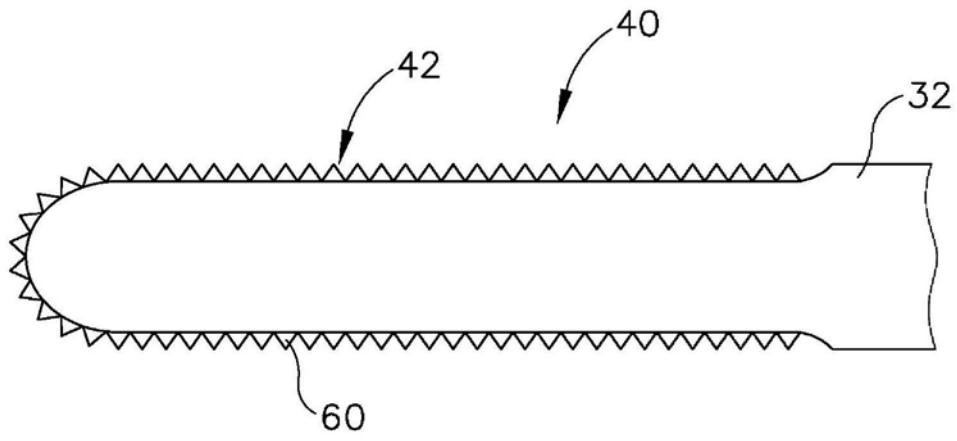


图2

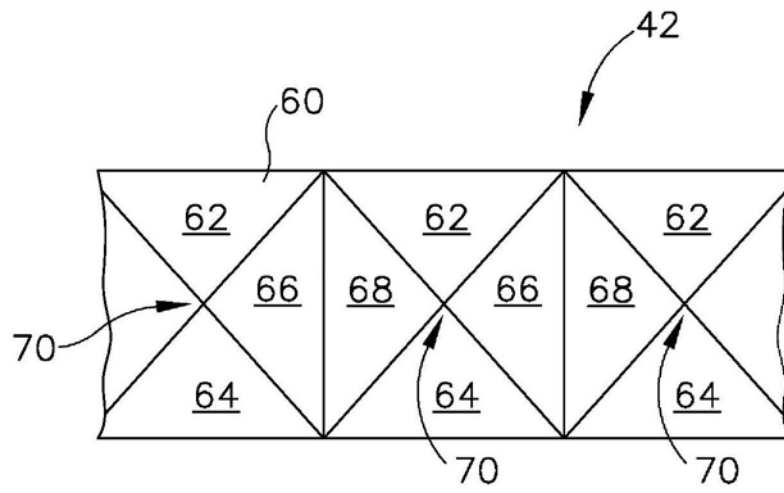


图3

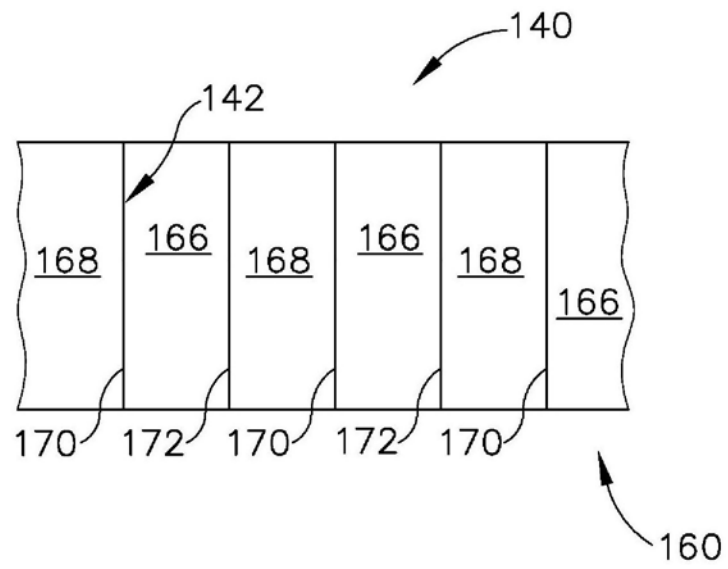


图4

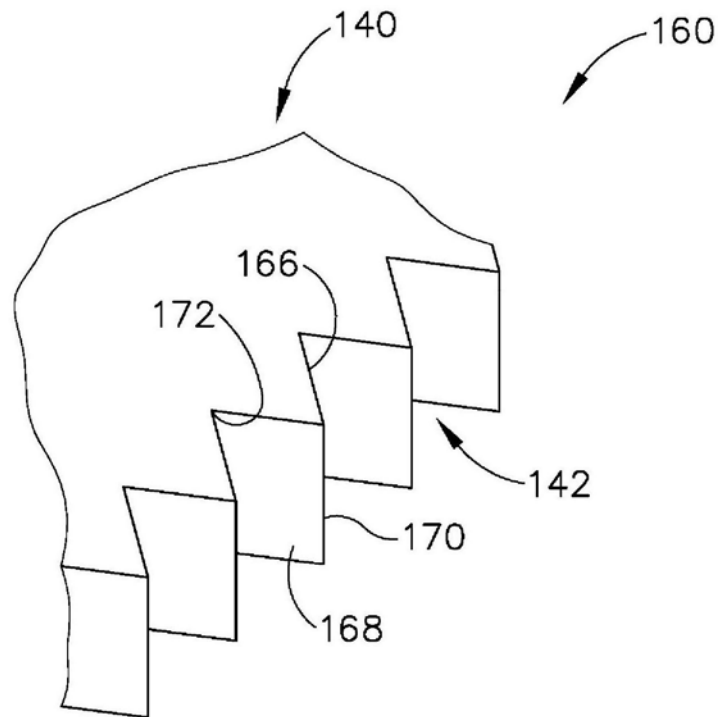


图5

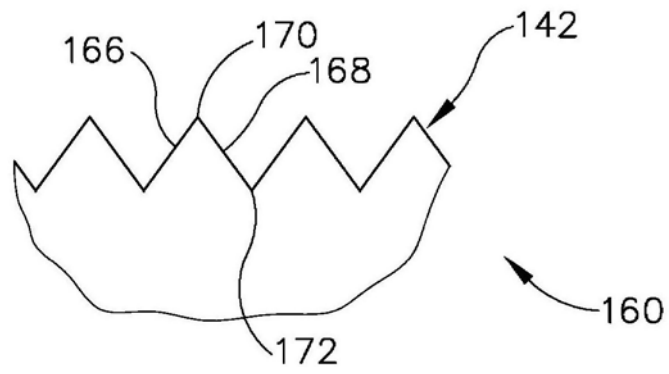


图6

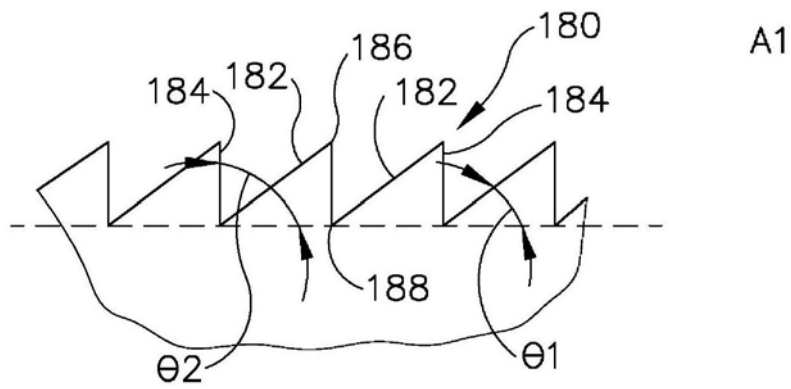


图7

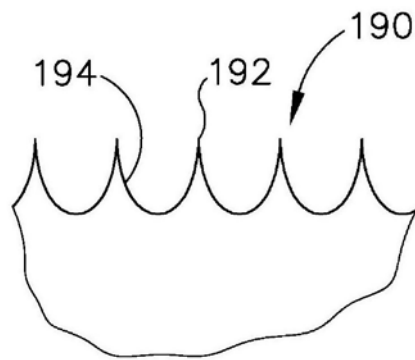


图8

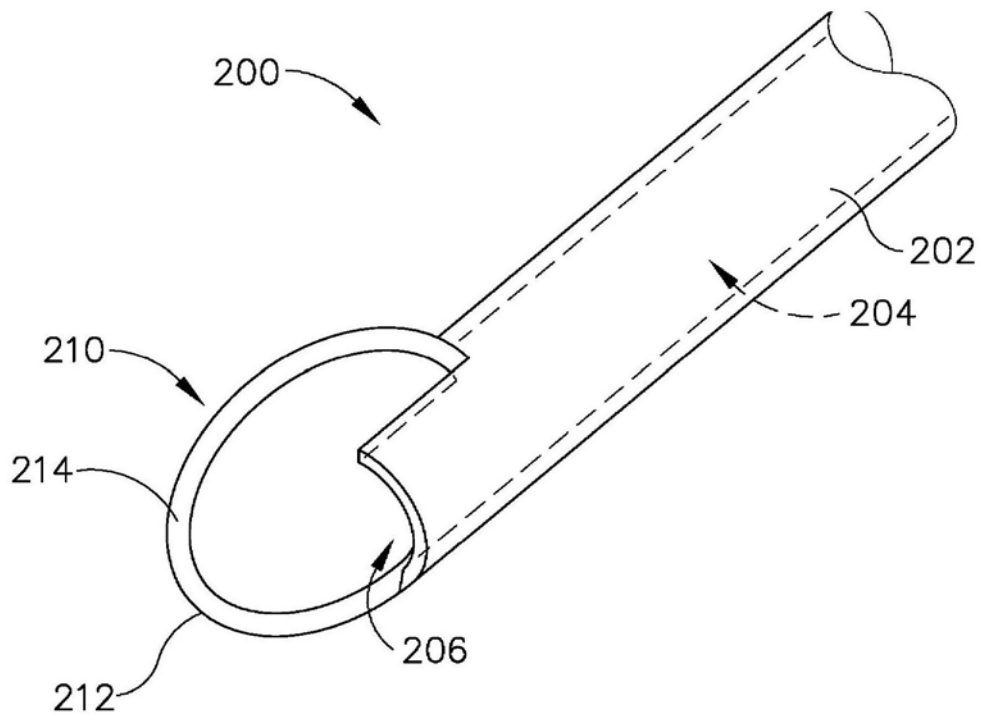


图9

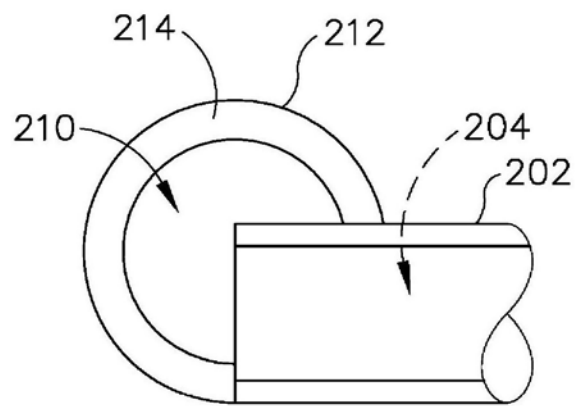


图10

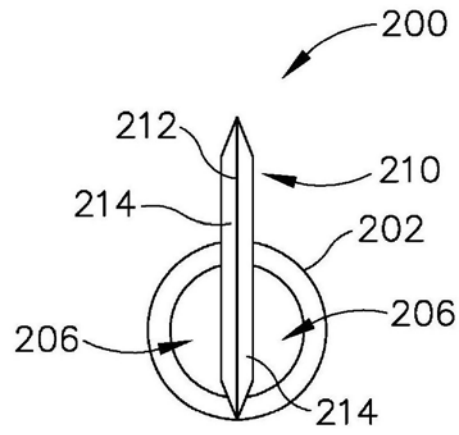


图11

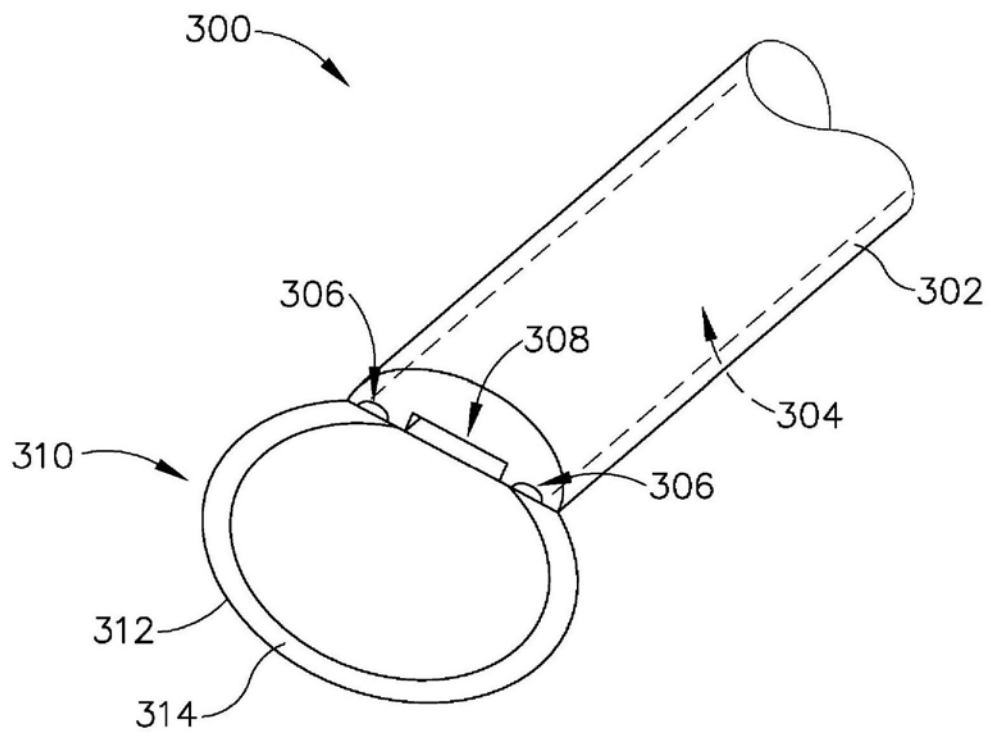


图12

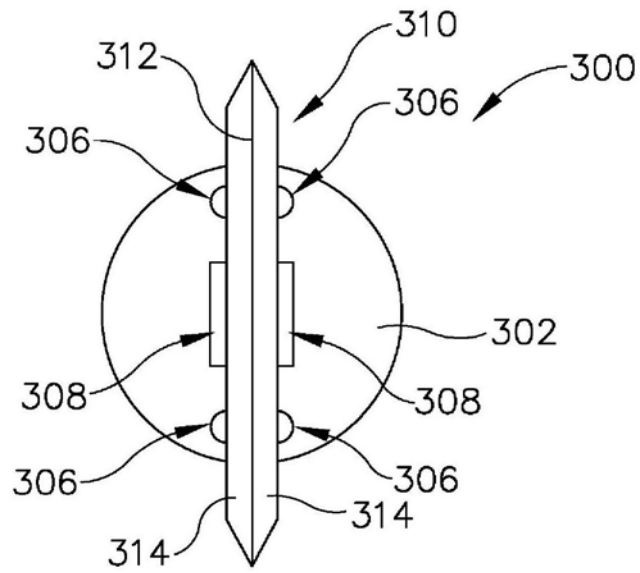


图13

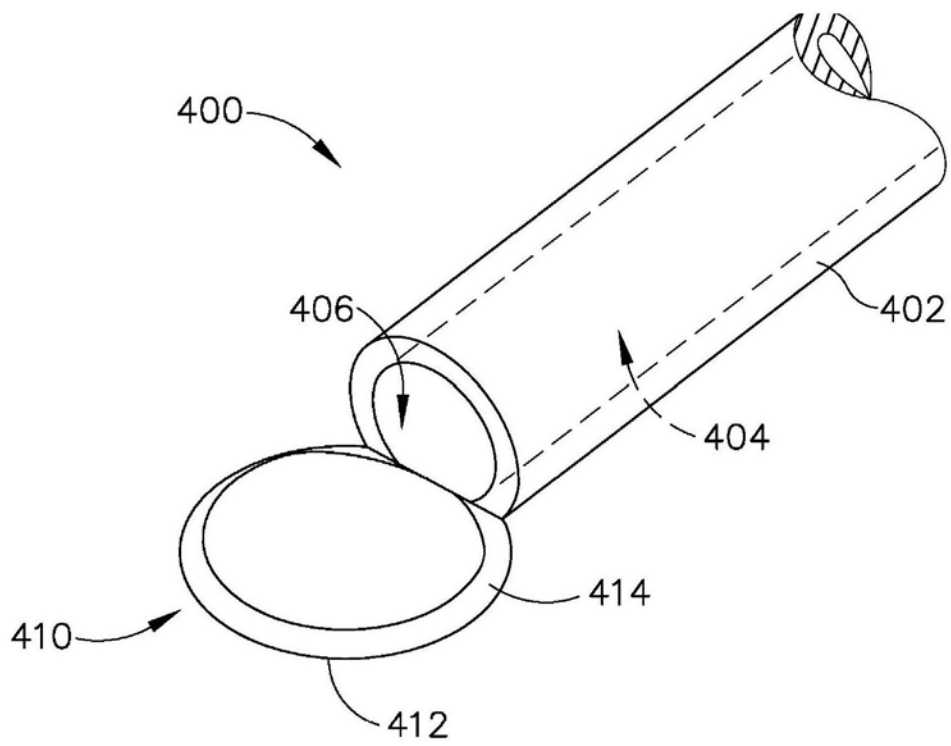


图14

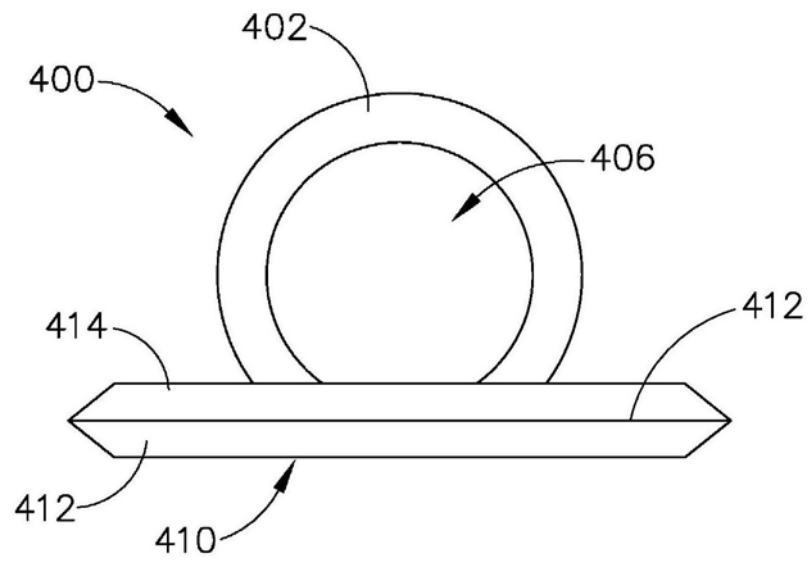


图15

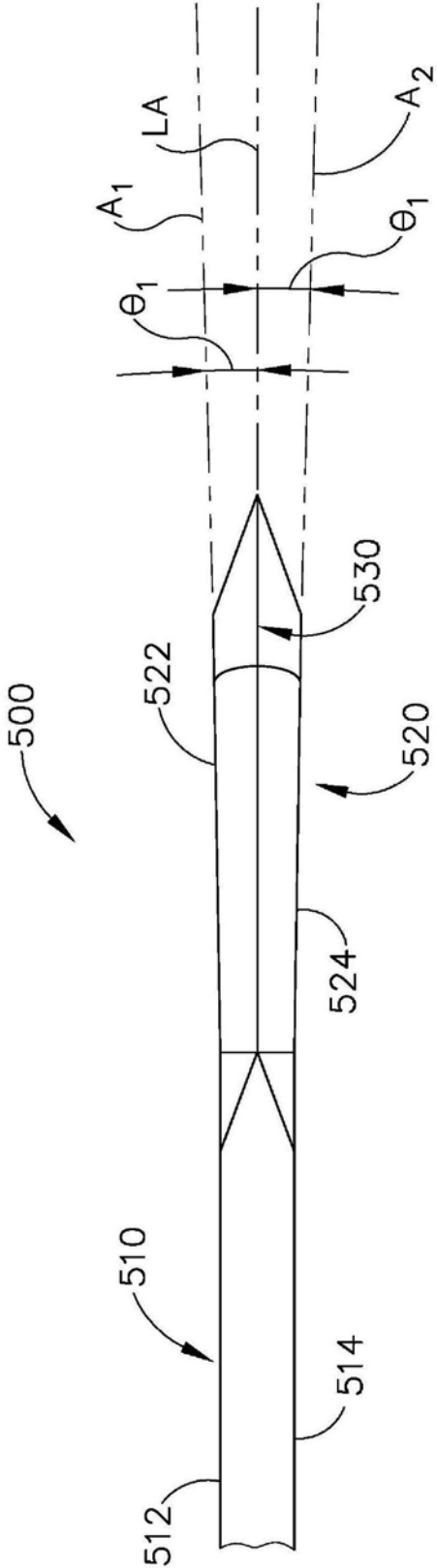


图16

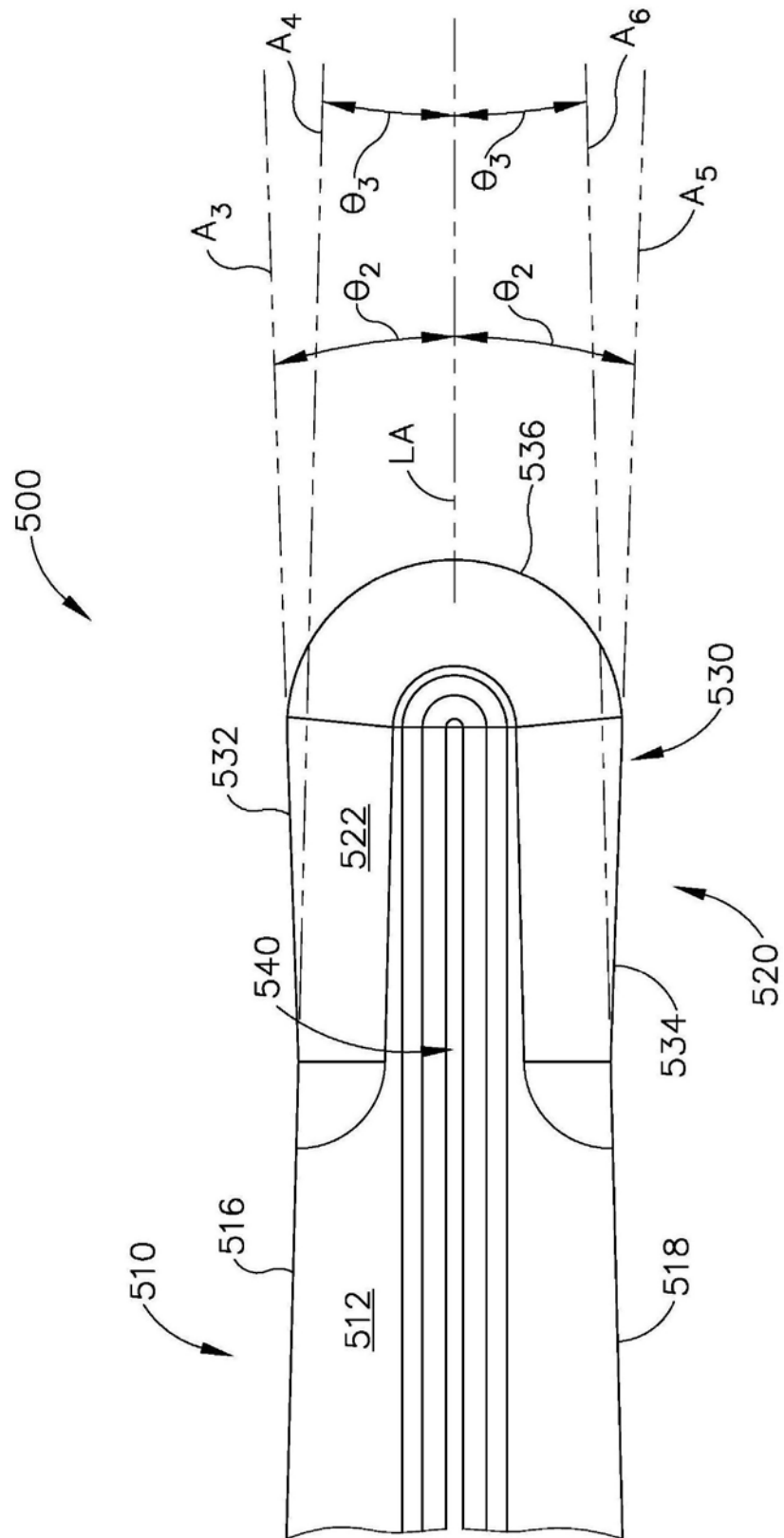


图17

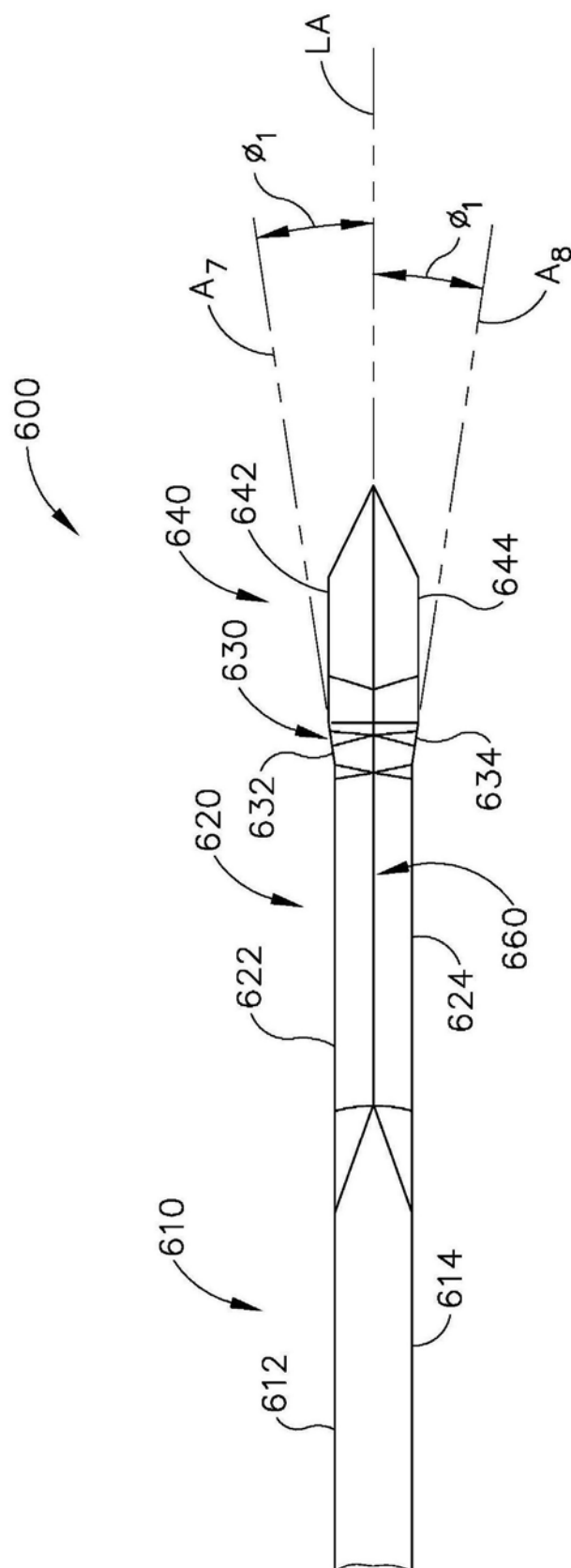


图18

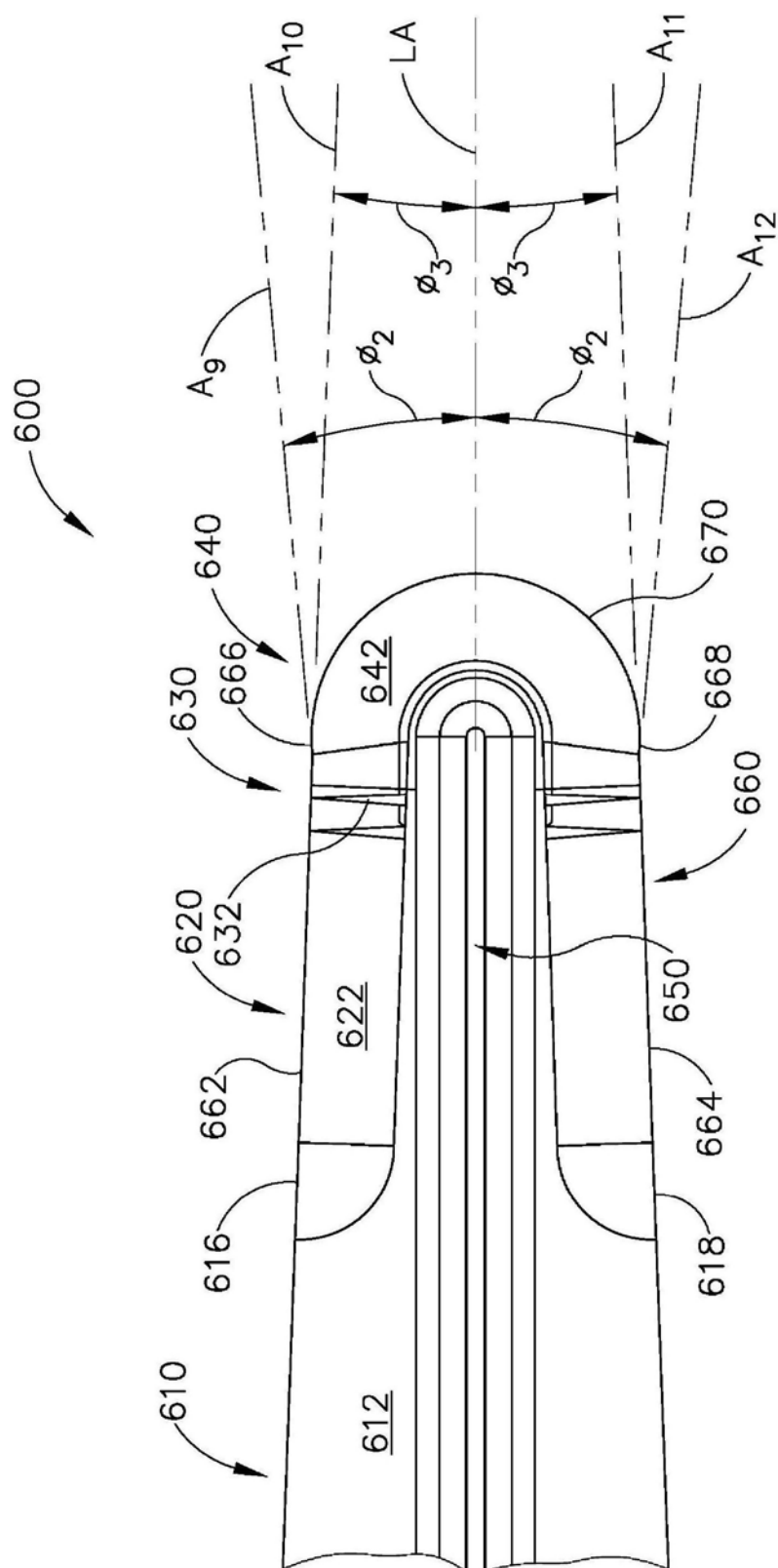


图19

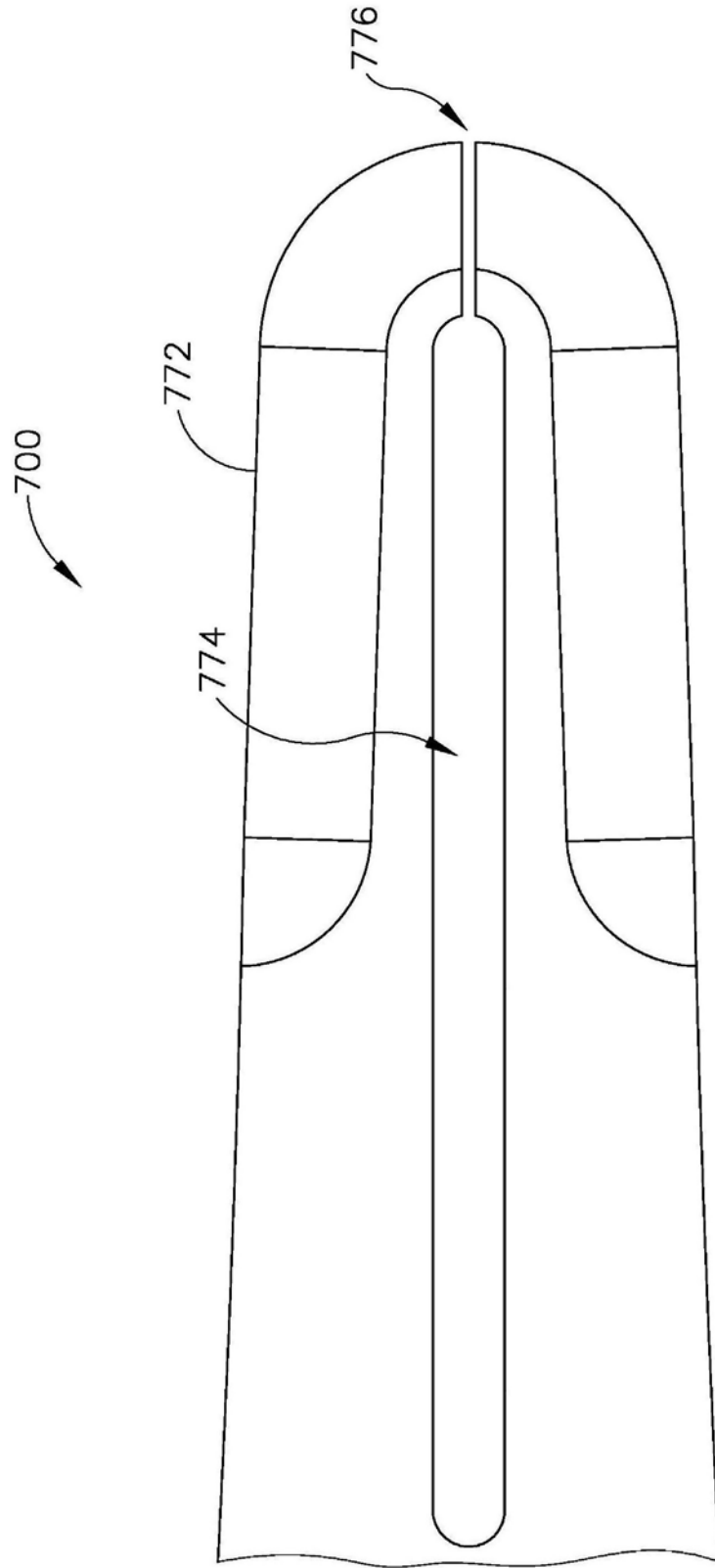


图20

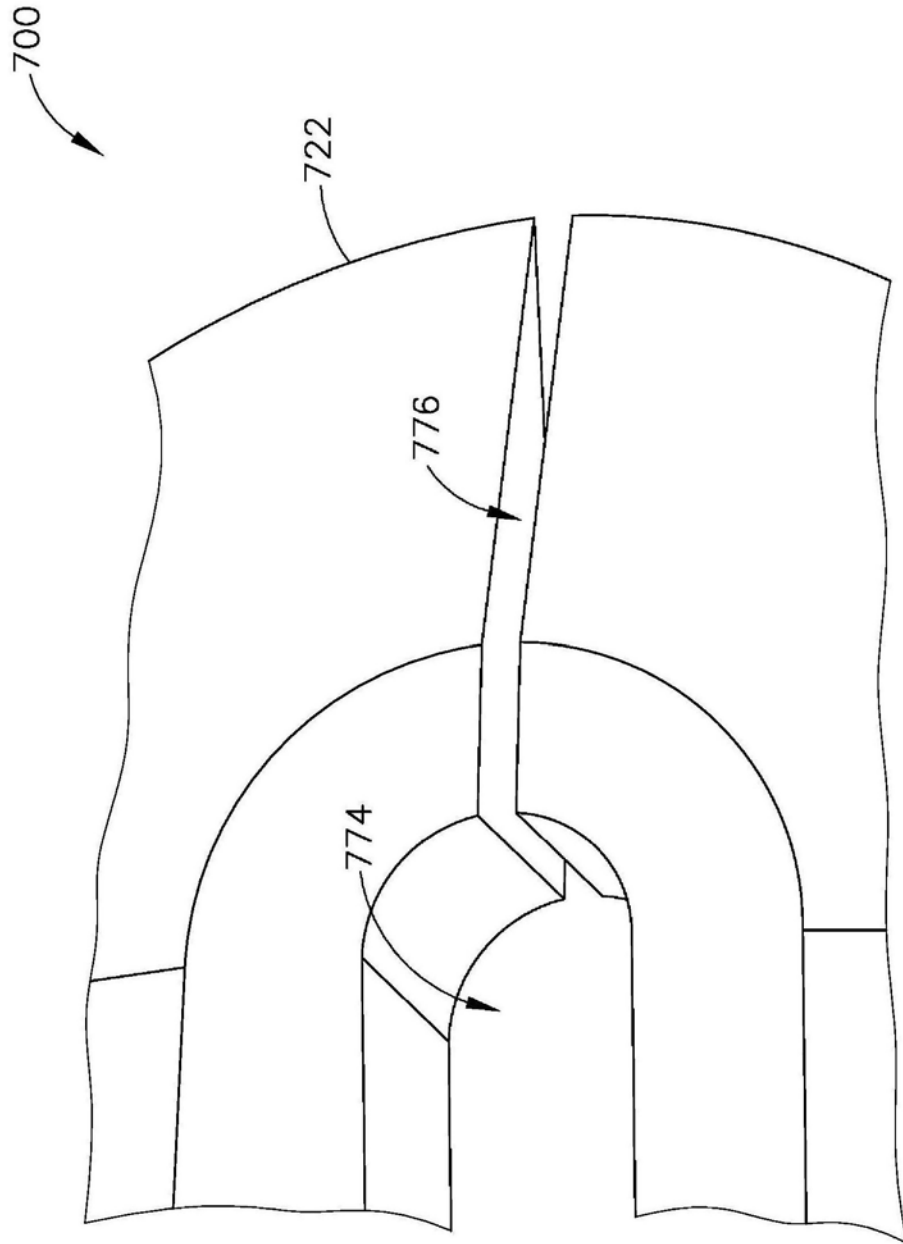


图21

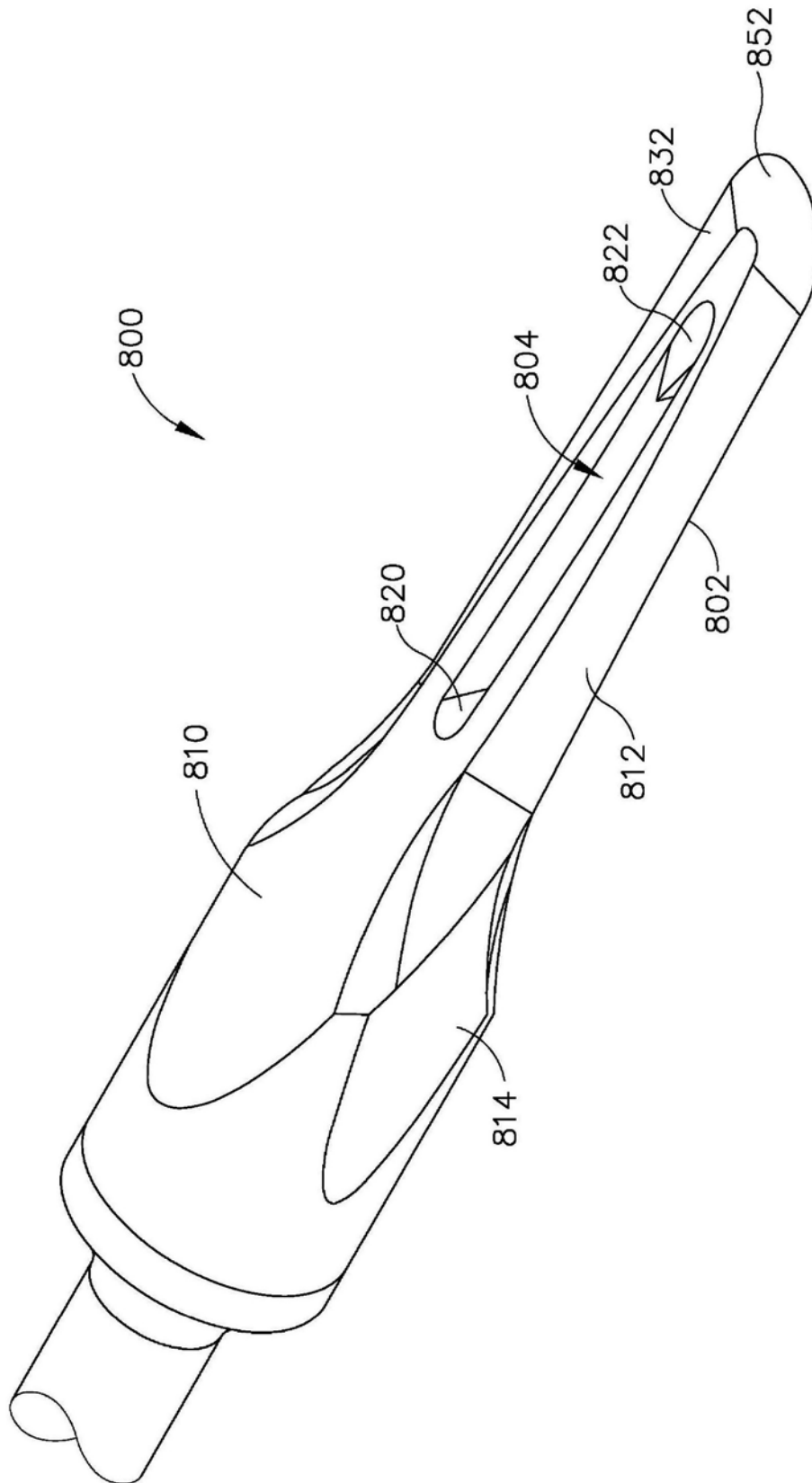


图22

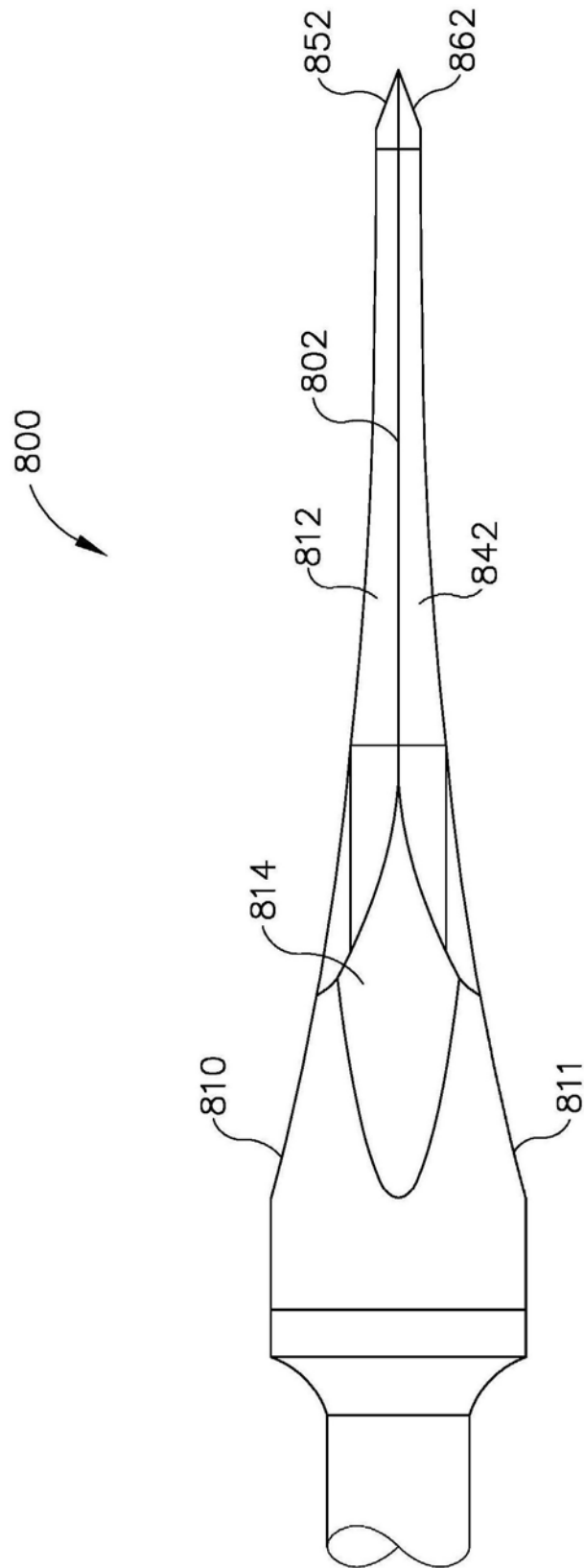


图23

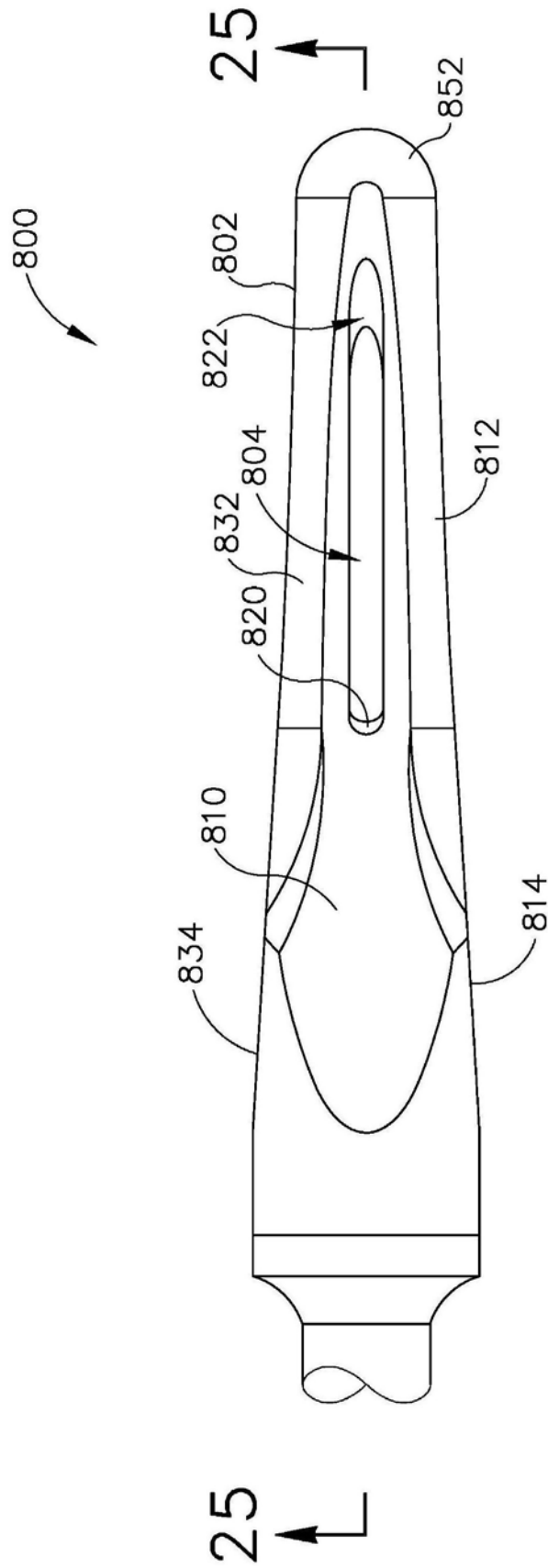


图24

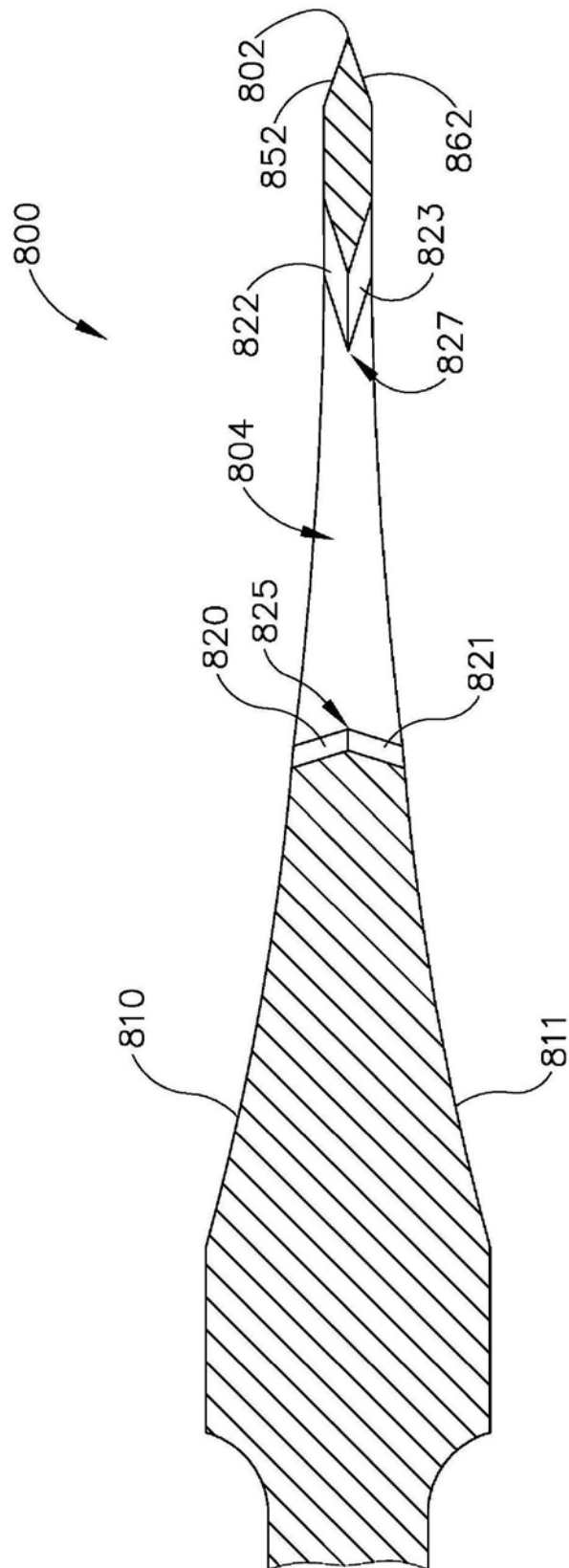


图25

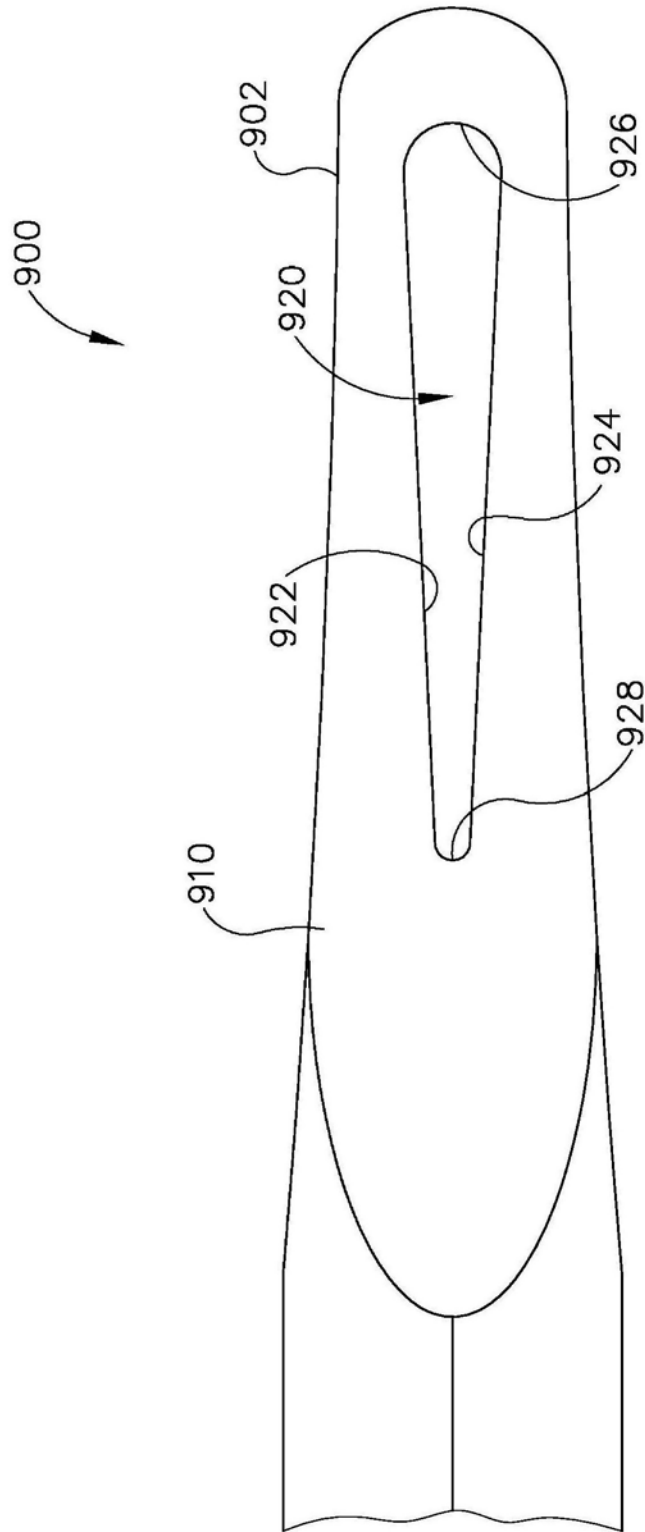


图26

专利名称(译)	具有减热特征结构的超声外科器械刀		
公开(公告)号	CN109152577A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201780032504.3	申请日	2017-05-19
[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	AK马登 DA威特 JA威德三世 SJ贝尔克 J 矶崎 PK夏尔斯 WD丹纳赫		
发明人	A·K·马登 D·A·威特 J·A·威德三世 S·J·贝尔克 J·矶崎 P·K·夏尔斯 W·D·丹纳赫		
IPC分类号	A61B17/14 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/320072 A61B2017/320075 A61B2017/320084 A61B2217/007 A61B17/1644 A61B18/00 A61B2017/00084 A61B2017/0073 A61B2017/1651 A61B2018/00005 A61B2218/002		
优先权	15/163830 2016-05-25 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种骨切割外科器械，其包括用于在使用期间减轻热发生的特征结构。过量的热可对骨健康以及器械本身有害。在一个示例中，液体分配特征结构通过器械的波导中的内腔向超声刀提供冷却液体流。在另一个示例中，刀具有锯齿状边缘，其具有被布置成图案以在切割动作期间提供尺寸和空间的多个齿。在另一个示例中，刀具有特大远侧部分，其在切割时形成特大狭槽，以避免在切割骨与刀的近侧部分之间的过度接触。在另一个示例中，刀包括冲洗狭槽，并且还包括在刀的远侧端部中与冲洗狭槽连接的微狭槽。

