



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108024822 B

(45) 授权公告日 2021.07.02

(21) 申请号 201680041963.3

(22) 申请日 2016.06.15

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108024822 A

(43) 申请公布日 2018.05.11

(30) 优先权数据
62/180,656 2015.06.17 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.01.16

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2016/037582 2016.06.15

(87) PCT国际申请的公布数据
W02016/205335 EN 2016.12.22

(73) 专利权人 史赛克欧洲控股I有限责任公司
地址 美国密歇根州

(72) 发明人 C·希维

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡洪贵

(51) Int.Cl.
A61B 17/32 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101817102 A, 2010.09.01
US 4452554 A, 1984.06.05
CN 1935095 A, 2007.03.28
CN 1215317 A, 1999.04.28
US 2005105981 A1, 2005.05.19

审查员 杨晓莹

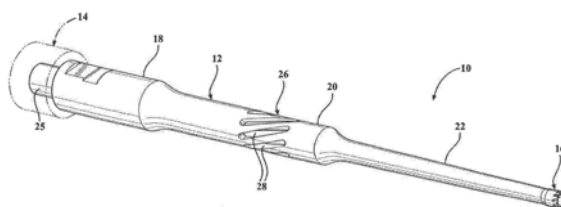
权利要求书1页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

用于纤维组织移除的具有超声端头的手术器械

(57) 摘要

一种用于患者的超声端头(16、116)以及具有该超声端头(16、116)的手术器械(10、110),该手术器械(10、110)包括适于联接至轴(12、112)以被施加至患者的手术部位的头部部分(32、132),该头部部分(32、132)沿着轴向轴线(37、137)轴向地延伸到远端(38、138),该远端(38、138)具有用于对患者的手术部位的组织进行切削的切削刃,该切削刃相对于该轴向轴线(37、137)具有正前角。



1. 一种被构造为进行组合的扭转和纵向振动的超声手术器械,所述超声手术器械包括:

在近端与远端之间轴向地延伸的轴(12,112),所述轴限定中心管腔并且包括振动转换机构,所述中心管腔被构造成对组织施加抽吸,所述振动转换机构用于产生所述组合的扭转和纵向振动;

沿着轴向轴线(37、137)从所述轴轴向延伸至远端(38、138)的头部部分(32、132),并且所述头部部分包括与外部周向表面相反的内部周向表面,多个狭槽(36、136)在所述内部周向表面和所述外部周向表面之间延伸以形成多个齿(34、134);

其中,所述多个狭槽(36、136)中的一个狭槽在所述头部部分(32、132)的所述外部周向表面处的深度大于所述多个狭槽(36、136)中的所述一个狭槽在所述内部周向表面处的深度,以限定具有内正前角的内切削刃(42、142),所述内切削刃被构造成切下组织以便被抽吸到所述中心管腔中;和

其中,所述多个齿(34、134)的其中一个齿包括具有正前角的侧切削刃,所述侧切削刃被限定在所述头部部分(32、132)的所述外部周向表面和所述多个狭槽(36、136)中的所述一个狭槽的侧表面之间,所述多个狭槽(36、136)中的所述一个狭槽的侧表面延伸在所述头部部分(32、132)的所述内部周向表面和所述外部周向表面之间。

2. 根据权利要求1所述的超声手术器械,其特征在于,所述多个齿(34、134)中的每个包括所述远端(38、138),其中所述远端中的每个为大致三角形形状。

3. 根据权利要求1或2所述的超声手术器械,其特征在于,所述多个狭槽(36)相对于所述轴向轴线(37)仅沿着轴向方向轴向延伸。

4. 根据权利要求1或2所述的超声手术器械,其特征在于,所述多个齿(134)的其中所述一个齿的所述侧切削刃相对于在所述外部轴向表面处与所述轴向轴线(137)平行的轴线成锐角。

5. 根据权利要求1所述的超声手术器械,其特征在于,所述多个狭槽(36、136)进一步由从所述内部周向表面到所述外部周向表面的倾斜表面形成。

6. 根据权利要求1或2所述的超声手术器械,其特征在于,包括设置在所述头部部分(32、132)上的涂层。

7. 根据权利要求1所述的超声手术器械,其特征在于,所述头部部分(32)是中空的。

8. 根据权利要求1或7所述的超声手术器械,其特征在于,所述头部部分(32)具有圆形的横截面形状。

9. 根据权利要求1或2所述的超声手术器械,其特征在于,所述齿(34、134)中的每个包括所述远端(138),其中所述远端的表面相对彼此被定向在不同的平面上。

用于纤维组织移除的具有超声端头的手术器械

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2015年6月17日提交的美国临时专利申请62/180,656号的权益,该专利申请的全部公开内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本发明总体上涉及手术器械,并且更具体地,涉及用于对患者进行纤维组织移除的超声端头以及具有超声端头的手术器械。

背景技术

[0004] 医务人员已经发现:使用超声手术器械来辅助执行某些外科手术是有用的。超声手术器械被设计成应用于患者的手术部位。医务人员将超声手术器械定位在患者的该超声手术器械要对其执行医疗程序或外科手术的部位处。通常,超声手术器械包括包含至少一个压电驱动器的超声机头(ultrasonic handpiece)。超声端头与该超声机头结合使用,以用于移除组织、尤其是纤维状、有弹性、黏着力强且坚韧的肿瘤组织,这种肿瘤组织难以通过现有的手术器械移除。在至少一种类型的外科手术中,外科医生使用超声手术器械来精确地移除肿瘤组织。

[0005] 已知的超声端头通常具有设有螺纹的连接端以及接触端。设有螺纹的连接端附接至超声机头,该超声机头将超声振动运动提供到端头中、并进一步使得能通过该端头进行抽吸。超声工具系统通常包括控制台。该控制台给超声机头提供驱动信号。在驱动信号被施加至驱动器时,驱动器周期性地膨胀和收缩。驱动器的膨胀/收缩在端头、尤其是端头的头部引起类似的运动。这种能量使得端头移动,由此该端头被认为是振动的。端头的振动的头部被抵靠组织施加以执行特定的手术或医疗任务。例如,一些端头头部被抵靠硬组织施加。硬组织的一种形式是骨。当这种类型的端头头部振动时,该端头的锯齿的来回振动会锯开并移除相邻的硬组织。此外,其它类型的端头被设计为切开并移除软组织。此类端头通常被设计为引起软组织中的空化和/或机械解剖软组织。

[0006] 对于有时被称为机头或工具的超声外科器械,为了有效地起作用,应当给该工具施加具有适当特性的驱动信号。如果驱动信号不具有适当的特性,则端头的头部可能进行小于最佳振幅的振动和/或可能不会以最大可能的振幅振动。如果机头处于以上任一状态,则机头在给定时刻移除组织的能力可能会明显降低。使得超声机头能有效运行的一种方式给机头施加处于机头的共振频率的驱动信号。施加处于该频率的驱动信号在端头引起最大振幅的振动。

[0007] 在使用中,外科医生或助理首先将端头安装在超声机头的超声驱动器的声号筒的配合端内。这是通过将端头拧入到配合端中并施加正确的扭矩来实现的。一旦完成安装,如果手术需要或必要,外科医生可以在运行开始前绕着接触端的端头尾部设置冲洗套管或通道(flue)。冲洗套管使得机头能将冲洗液通过该超声机头提供至手术部位。在外壳手术过程中,外科医生将接触端设置在他或她希望移除的组织或肿瘤上或设置在该组织或肿瘤附

近。一旦完成设置,外科医生随后给超声机头和真空抽吸系统(如果需要)通电。被传递至接触端的超声能量随后相对于端头的轴线产生超声场。这个场具有使得围绕该场的液体或组织空化和/或分解的能量。该端头还切除纤维组织。这使得能利用真空抽吸来通过该端头的内管部分移除物质。

[0008] 尽管现有可用的超声端头和装置适于一些应用,但是外科医生已经发现这些超声端头和装置的纤维组织移除速率不足以用于某些组织,这些组织包括一些肿瘤。还发现:通过使用标准超声端头,纤维和坚韧的组织会变得更加坚韧,并进一步妨碍移除。总体而言,当前使用的装置在移除某些纤维肿瘤时在对移除的控制和移除时间方面中存在不足。因此,本领域需要提供一种用于对患者进行纤维组织移除的新型超声端头以及具有该超声端头的超声外科器械。

发明内容

[0009] 因此,本发明提供了一种用于对患者使用的手术器械的超声端头,该超声端头包括适于联接至轴以被施加至患者手术的部位的头部分,该头部分沿着轴向轴线轴向延伸至远端,该远端具有用于对患者的手术部位处的组织进行切削的切削刃,该切削刃相对于该轴向轴线具有正前角。

[0010] 本发明还提供一种用于对患者使用的手术器械,该手术器械包括在近端和远端之间轴向延伸的轴。该手术器械还包括超声端头,该超声端头联接至该轴的远端以被施加至患者的手术部位并且具有沿着轴向轴线轴向延伸至远端的头部分,该超声端头的远端具有用于对患者的手术部位处的组织进行切削的切削刃,该切削刃相对于该轴向轴线具有正前角。

[0011] 本发明还提供了一种操作具有超声端头的手术器械的方法,该方法包括以下步骤:给该手术器械施加信号并对该手术器械的超声端头进行超声激励;移动该超声端头使其与患者的手术部位处的组织相接触,该超声端头具有沿着轴向轴线轴向延伸至远端的头部分,该超声端头的远端具有切削刃,该切削刃相对于该轴线具有正前角;以及抵靠该超声端头的头部分部分的切削刃的正前角切削组织中的纤维。

[0012] 本发明的一个优点在于:提供了一种用于手术器械的新型超声端头以用于对患者进行纤维组织移除。本发明的另一个优点在于:具有该超声端头的手术器械使得能移除原本难以或不可能安全移除的纤维组织、尤其是纤维性和坚韧的肿瘤组织。本发明的又一个优点在于:具有该超声端头的手术器械使得能以显著提高的切除速率来受控地移除纤维组织,这是由于组织被有效地切削和切除。本发明的再一个优点在于:当应用具有该超声端头的手术器械时,纤维组织不会变得更加坚韧并因此更难以切除。

[0013] 本发明的另一个优点在于:该超声端头具有利用正前角切削刃的远端以实现纤维组织的有效切除。本发明的又一个优点在于:该超声端头具有一远端,其中远端几何形状的外刃确保了有效的纤维切削。本发明的又一个优点在于:该超声端头具有一远端,其中该远端的扭转运动或组合的纵扭运动确保了更强的切削能力。本发明的又一个优点在于:该超声端头在内径处具有正前角切削刃,当组织被拉入到中心管腔中时,正前角切削刃将该组织切下,被切除的组织尺寸不大于该端头的内径以降低抽吸路径堵塞的机会。

[0014] 本发明的另一个在于:该超声端头具有远端表面,这些远端表面可以相对彼此被

定向在不同的平面上,并且该端头的远侧部分的侧面可以不垂直。本发明的又一个优点在于:该超声端头可以涂有涂层以降低该端头和组织之间的摩擦并且使切削刃保持锋利。本发明的另一个优点在于:具有该超声端头的手术器械使得能更快速地移除肿瘤组织并因此相应地缩短手术时间。

[0015] 通过阅读以下描述,本发明的其它特征和优点将更加清楚并因而变得更好理解。

附图说明

[0016] 图1是根据本发明的用于纤维组织移除的具有超声端头的手术器械的一个实施例的透视图。

[0017] 图2是图1的手术器械的正视图。

[0018] 图3是图2的手术器械的剖视图。

[0019] 图4是图1的手术器械的近端视图。

[0020] 图5是根据本发明的用于图1至图4的手术器械的超声端头的放大透视图。

[0021] 图6是图5的超声端头的正视图。

[0022] 图7是图5的超声端头的远端视图。

[0023] 图8是根据本发明的用于纤维组织移除的具有超声端头的手术器械的另一个实施例的透视图。

[0024] 图9是图8的手术器械的正视图。

[0025] 图10是图8的手术器械的剖视图。

[0026] 图11是图8的手术器械的近端视图。

[0027] 图12是根据本发明的用于图8至图11的手术器械的超声端头的放大透视图。

[0028] 图13是图12的超声端头的正视图。

[0029] 图14是图12的超声端头的远端视图。

具体实施方式

[0030] 参考图1和图2,示出了根据本发明的用于患者(未示出)的医疗程序的手术器械10的一个实施例。如图所示,手术器械10包括通常以12表示并且在近端和远端之间延伸的号筒或轴、位于近端的超声振荡机构14以及根据本发明的通常以16表示并且位于远端以用于对患者进行纤维组织移除的超声端头。纤维组织可包括在患者的脑、脊髓或其它关键解剖结构上的肿瘤位置,包括神经外科手术中的肿瘤移除。应当理解到,超声振荡机构14产生超声波振荡以用于超声端头16。还应当理解到,在Satou等人名下的美国专利6,955,680号中公开了这种超声振荡机构的一个示例,该美国专利的全部内容通过引用并入本文。应当进一步理解到,手术器械10可以由诸如外科医生的使用者(未示出)操作。

[0031] 参考图1至图4,轴12是大致中空圆筒,并且具有大致圆形的横截面形状。在各图中,轴12从近端沿着中心轴线轴向地延伸至远端,并且具有近侧部分18、中间部分20以及远侧部分22。近侧部分18的直径大于中间部分20的直径,并且中间部分20的直径大于远侧部分22的直径。在该实施例中,远侧部分22朝着超声端头16逐渐变细。轴12具有通道或中心管腔24,该通道或中心管腔24从近端轴向地延伸贯穿至超声端头16。近端部分18具有连接部分25,该连接部分25轴向延伸以连接到超声振荡机构14。应当理解到,超声振荡机构14连接

至轴12的近侧部分18的连接部分25。还应当理解到,轴12具有一外部几何轮廓,该外部几何轮廓沿着其长度产生到超声端头16的振动振幅增益。还应当理解到,轴12可以是线性或者弧形形状的。

[0032] 取决于应用,轴12由诸如钛合金、不锈钢等的金属材料或者诸如复合材料的非金属材料制成。轴12是一体、整体且单件式的。在一个实施例中,轴12和端头16可以是一体、整体且单件式的。在另一个实施例中,端头16的远端可以通过诸如螺纹(未示出)的合适机构附接至轴12。应当理解到,金属在关于高功率超声部件的领域中是已知的。还应当理解到,轴12的远侧部分22和超声端头16的直径相对小、例如小于一厘米(1cm),以便在患者的小开口中工作。应当进一步理解到,取决于应用,轴12和超声端头16可以按比例放大或缩小。

[0033] 手术器械10还包括通常以26表示的在轴12的中间部分20的振动转换机构,该振动转换机构用于将从超声振荡机构14传递的振动转换成(纵扭)复合振动,该复合振动由在轴12的中心轴向方向上的纵向振动以及在远侧部分22附近以轴12的中心轴线为支轴的扭转振动组成。在一个实施例中,振动转换机构26包括被形成为绕着轴12的中间部分20的周向表面设置的多个凹槽28。应当理解到,振动转换机构26可以位于轴12的其它部分处,并且具有其它设计。

[0034] 参考图5至图7,超声端头16包括连接或过渡部分30以及从该过渡部分30轴向延伸的头部或接触部分32。过渡部分30向外轴向且径向地逐渐变细。过渡部分30是中空的并且与通道24连通。头部部分32轴向延伸。头部部分32是大致中空的,并且具有圆形的横截面形状。头部部分32是开口的,并且与过渡部分30和通道24连通。头部部分32具有恒定的直径,该直径大于轴12的远侧部分22的端部的直径。

[0035] 超声端头16还包括形成在头部部分32的远端处的多个齿34。齿34由切口或狭槽36形成,该切口或狭槽36延伸到头部部分32的壁中并穿过该壁以将齿34绕着头部部分32周向隔开,以便实现将要描述的功能。狭槽36在超声端头16的头部部分32的外表面处的深度大于该狭槽36在内表面处的深度,这产生一倾斜表面,该倾斜表面在内表面处形成正前角切削刃。

[0036] 在该实施例中,狭槽36被沿着纯轴向方向形成,以相对于端头或轴向轴线37轴向延伸。头部部分32可包括任意数量的齿34。形成远端几何形状的一种方法是利用旋转切削盘(未示出)。应当理解到,切削几何结构包含在超声端头16的远端上的狭槽36的轴向图案,使得在限定狭槽36的外表面与侧表面之间形成正前角。还应当理解到,超声端头16具有远端几何形状,该远端几何形状与超声振动运动相结合以使得对纤维组织的切除速率显著增加。

[0037] 如图5至图7所示,齿34具有远端38、侧切削刃40、内切削刃42以及远侧切削刃44。齿34的远端38是与方形不同的大致三角形形状,这在单个内切削刃42的外表面处产生锋利的切削点。远侧切削刃44具有正前角。在所示的实施例中,齿34被布置成使得切削刃40、42和44全部在同一方向上并且全部具有相同的轴向图案。在所示的实施例中,远端38的表面是平坦的或者被定向在同一平面内。而且,远侧部分32的侧面是垂直的。狭槽36在外表面上由侧切削刃40以及后角刃45限定,该侧切削刃40具有直的轴向区段和弧形区段。狭槽36在内表面上由内切削刃42限定,该内切削刃42具有与直的轴向后角刃47相连的弧形区段。应当理解到,在后角表面被限定在后角刃45和47之间。还应当理解到,当远侧切削刃44接收如

图7中的箭头50所表示的扭转运动时,远侧切削刃44以钝角与肿瘤相接触以形成正前角,以便产生切削作用。

[0038] 超声端头16可以涂覆有合适的涂层,该合适的涂层例如为诸如氮化钛(TiN)或类金刚石涂层(DLC)。应当理解到,当头部部分32的齿34的远端38以扭转或组合的纵扭运动振动时,超声端头16达到最高切除速率。应当进一步理解到,当振动运动垂直于超声端头16的正前角切削刃时,出现手术器械10的最高切除速率。

[0039] 控制台(未示出)也是系统的一部分。控制台通过电缆(未示出)给手术器械10发送驱动信号。驱动信号被施加到驱动器(未示出)。在任意给定时刻,相同的驱动信号被施加到每个驱动器。驱动信号的施加使得驱动器同时且周期性地膨胀和收缩。驱动器的堆叠的长度通常在1厘米和5厘米之间。驱动器的单个膨胀/收缩周期中的运动的距离、振幅可以在1微米和10微米之间。轴12对该运动进行增幅。因此,轴12的远端以及相关联的(by extension)超声端头16的头部部分32在从完全收缩位置移动到完全延伸位置时通常最多移动500微米,而对于由钛合金制成的端头16,则通常移动350微米或更少。应当理解到,端头16可以被进一步设计为使得端头杆的纵向延伸/缩回还在头部部分32中引起旋转运动。还应当理解到,当轴12处于周期性运动以使得端头16周期运动时,头部部分32通常被认为是振动的。

[0040] 在运行中,超声端头16被超声振荡机构14和振动转换机构26超声地激励。在超声端头16的端部处的振动振幅可以峰到峰在400微米的范围内。可以通过中心管腔24进行抽吸,这有助于将组织联接至超声端头16。超声端头16的头部部分32的齿34的远端38与组织相接触。组织消融的部分原因是由于标准超声抽吸器共有的方法(空化、压力波、机械冲击)。这发生在组织紧邻振动的表面时。在超声端头16的处于振动的头部部分32的狭槽36内存在高强度超声场。在图6中,齿34的远端38的最佳运动由箭头A(实线)示出,而齿34的底部处的运动由箭头B(虚线)示出。应当理解到,本发明的超声端头16的切除机理是使组织中的纤维抵靠齿34的正前角刃的机械切削。还应当理解到,齿34的处于超声振荡的刃冲击组织纤维并且施加应力以使得纤维被切削。应当进一步理解到,超声端头16的刃40、42和44使得能有效切削纤维组织并与常用的超声消融机理相结合,并且受控的抽吸使得对阻止的切除受控。

[0041] 由于狭槽36在超声端头16的外表面处的深度大于该狭槽36在内表面处的深度而形成倾斜表面,因此内表面处的处于振动的锋利刃在组织被拉入到轴12的中心管腔24中时将该组织切下。被切除的组织尺寸不大于超声端头16的内径,从而减少了抽吸路径堵塞的机会。由于振荡的超声振动,组织不会绕着超声端头16缠绕,并且可以实现受控的切除而不会在该组织的大块上产生不期望的应变。应当理解到,齿34的锋利切削刃40、42和44确保整齐的切口,并且最小化对大块组织的拖曳。

[0042] 由于狭槽36在超声端头16的外表面处的深度大于该狭槽36在内表面处的深度而形成倾斜表面,因此当施加抽吸时,通过端头16的侧面的气流被减少。这使得能减少抽吸损失并且使得超声端头16与组织能更好地联接。由于狭槽36在超声端头16的外表面处的深度大于该狭槽36在内表面处的深度而形成倾斜表面,这还控制了端头16在组织于内刃42处被切下之前能够侵入到该组织中的深度。应当理解到,这种特征还使得能最小化组织的大块上的不期望应变。

[0043] 参考图8至图11,示出了根据本发明的手术器械10的另一个实施例。手术器械10的相似部分具有被增大了一百(100)的相似参考标号。在该实施例中,手术器械110包括在近端和远端之间延伸的轴112、位于近端的超声振荡机构114以及位于远端以用于对患者进行纤维组织移除的超声端头116。轴112包括近侧部分118、中间部分120以及远侧部分122。轴112还包括从近端轴向地延伸贯穿至超声端头116的通道124。应当理解到,手术器械110还包括在轴112的中间部分120的振动转换机构126,该振动转换机构126用于转换从超声振荡机构114传递的振动。

[0044] 参考图12至图14,超声端头116包括过渡部分130以及从该过渡部分130轴向延伸的头部部分132。超声端头116包括形成在头部部分132的远端处的多个齿134。齿134由切口或狭槽136形成,该切口或狭槽136延伸到头部部分132的壁中并穿过该壁以将齿134绕着头部部分132周向隔开。由于狭槽136在超声端头116的外表面处的深度大于该狭槽136在内表面处的深度而形成倾斜表面,该倾斜表面在该内表面处形成正前角切削刃。在该实施例中,狭槽136被成偏移角度(在这种情况下,外表面处的切削刃沿着平行于端头轴线137的外表面成锐角)地形成。头部部分132可以包括任意数量的齿134。应当理解到,切削几何结构包含在超声端头116的远端上的狭槽136的轴向图案,使得在狭槽136的外表面与侧表面之间形成正前角。

[0045] 如图10至图12所示,齿134具有远端138、侧切削刃140、内切削刃142以及远侧切削刃144。远端138是与方形不同的大致三角形形状,这在单个远侧切削刃144的外径处产生锋利的切削点。在该实施例中,齿134被布置成使得切削刃140、142和144在不同的方向上并且不全都具有相同的轴向图案。在所示的实施例中,远端138的表面相对彼此被定向在不同的平面上。在所示的实施例中,远侧部分132的侧面不垂直,以使得能对下层组织进行有效切削和清除。还应当理解到,当远侧切削刃144接收如图14中的箭头150所表示的扭转运动时,远侧切削刃144以钝角与肿瘤相接触以形成正前角,以便产生切削作用。

[0046] 超声端头116可以涂覆有合适的涂层,该合适的涂层例如为诸如氮化钛(TiN)或类金刚石涂层(DLC)。在图13中,齿134的远端138的最佳运动由箭头A(实线)示出,而齿134的底部处的运动由箭头B(虚线)示出。应当理解到,当远侧部分132以扭转或组合的纵扭运动振动时,超声端头116达到最高切除速率。应当进一步理解到,当该振动运动的分量垂直于超声端头116的正前角切削刃时,出现手术器械110的最高切除速率。还应当理解到,手术器械110的操作类似于手术器械10的操作。

[0047] 此外,本发明公开了一种操作手术器械10、110的方法,该手术器械10、110具有超声端头16、116。该方法包括以下步骤:给手术器械10、110施加信号,对手术器械10、110的超声端头16、116进行超声激励,以及移动超声端头16、116使超声端头16、116与患者的手术部位处的组织相接触。超声端头16、116具有头部部分32、132,该头部部分32、132沿着轴向轴线37、137轴向延伸至远端,超声端头16、116的远端具有切削刃44、144,该切削刃44、144相对于轴线37、137具有正前角。该方法还包括抵靠超声端头16、116的头部部分32、132的切削刃44、144的正前角切削组织中的纤维。应当理解到,该方法包括其它步骤。

[0048] 因此,本发明的手术器械10、110包含了具有齿34、134的超声端头16、116,该齿34、134具有正前角。当狭槽36、136垂直于超声端头16、116的振动方向时,可以获得116的较高的切除速率。当超声端头16、116的齿34、134的远端38、138的表面相对彼此被定向在不同的

平面上时,可以实现抵靠组织的接触面积以及压力的减小。这能够使得端头表面和组织之间的摩擦生热减少。当超声端头16、116的远侧部分32、132的侧面不垂直时,可以实现抵靠组织的接触面积以及压力的减小。这能够使得端头表面和组织之间的摩擦生热减少。

[0049] 已经通过说明性的方式描述了本发明。应当理解到,已经使用的术语旨在具有描述性文字的性质,而不是限制性的。鉴于上述教导,可作出本发明的许多修改和改变。因此,可以不同于具体描述地来实践本发明。

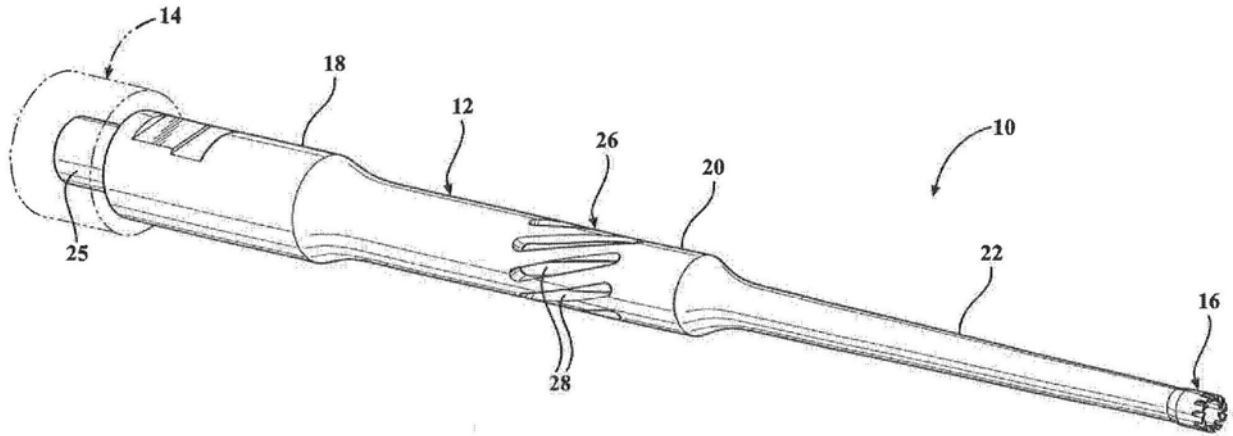


图1

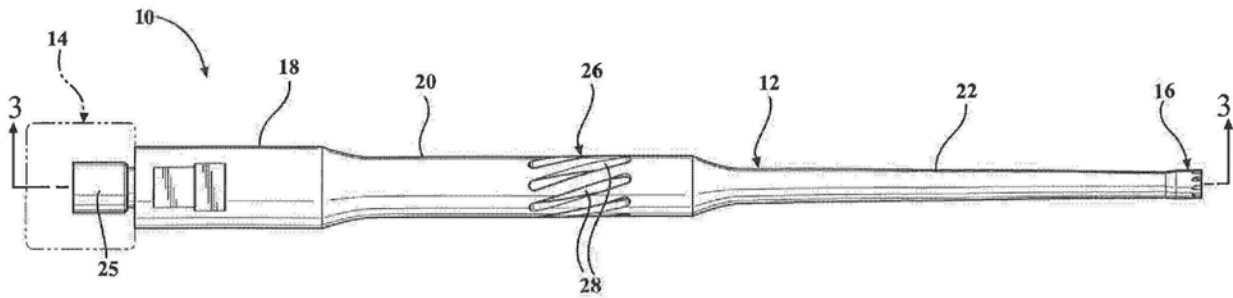


图2

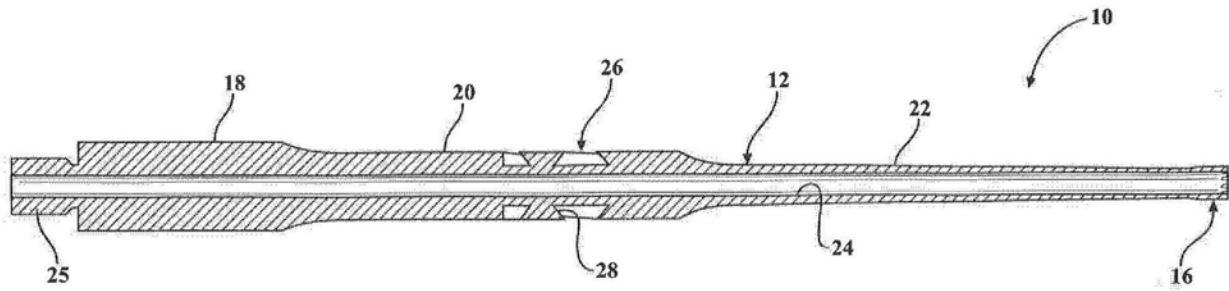


图3

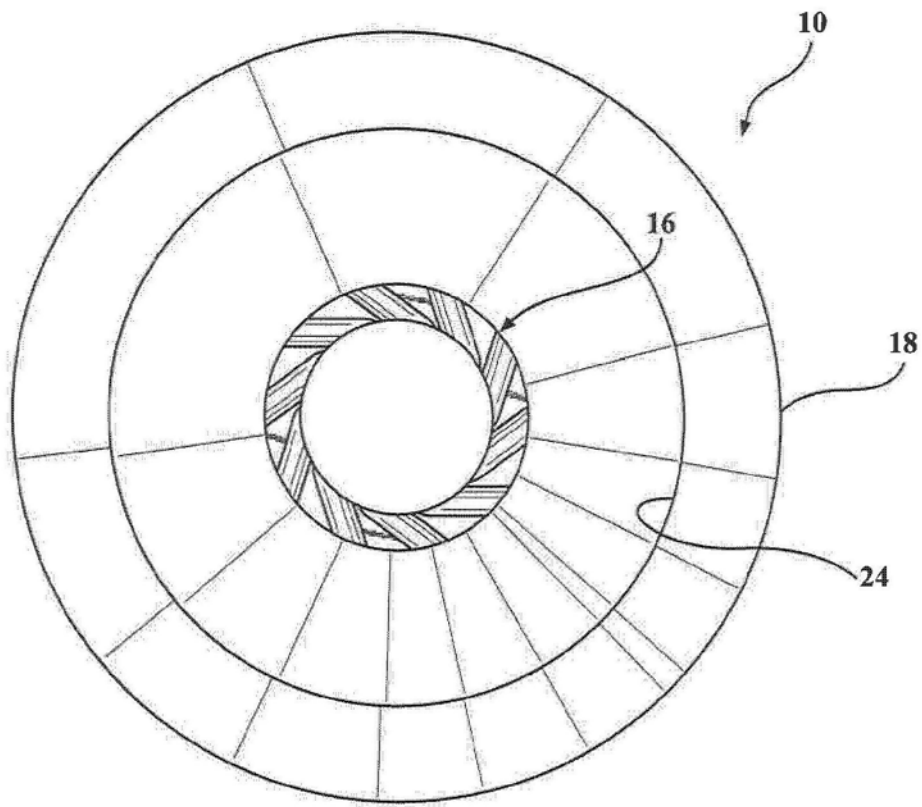


图4

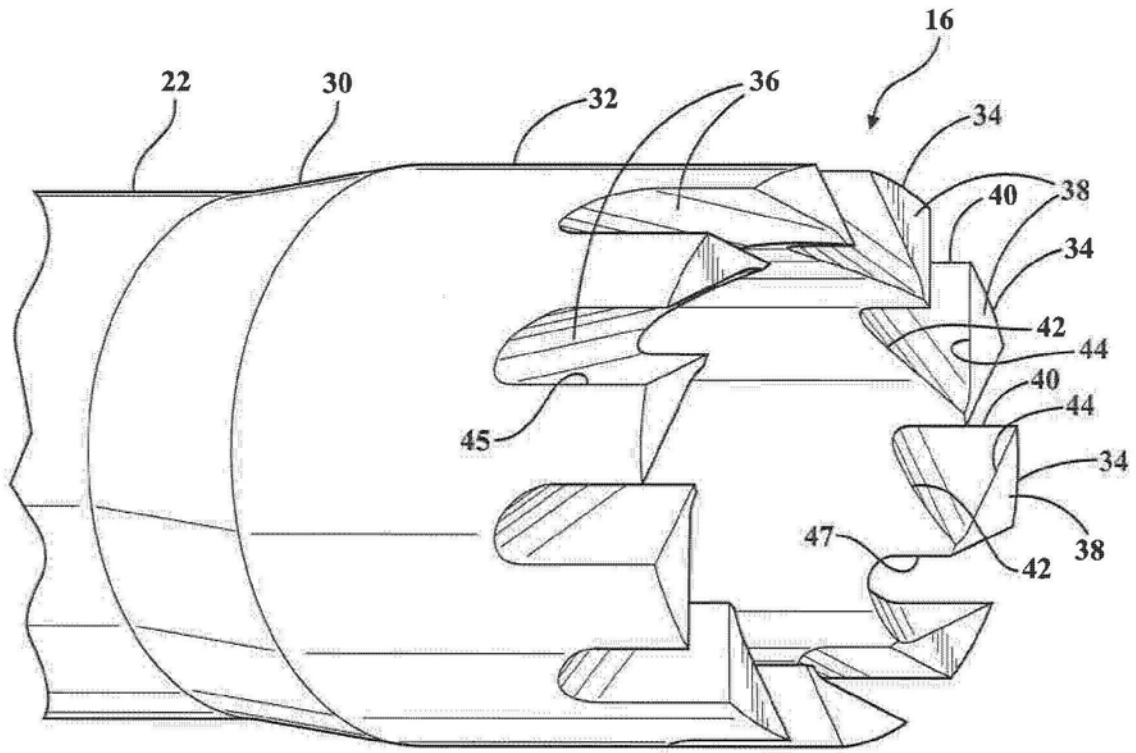


图5

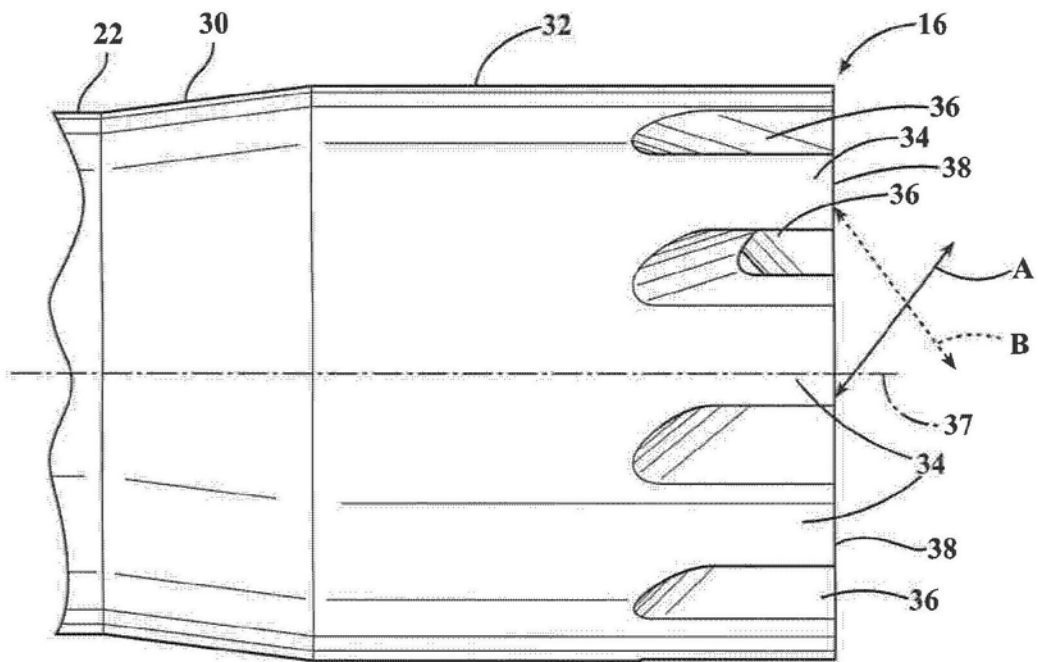


图6

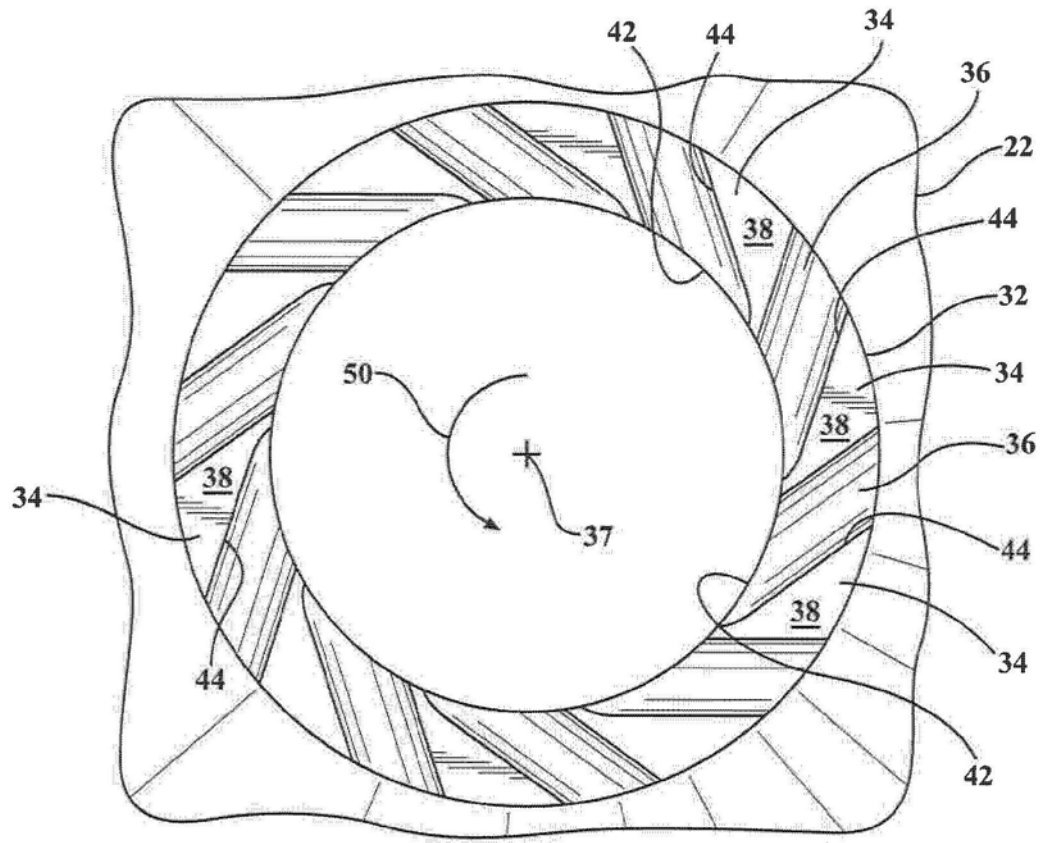


图7

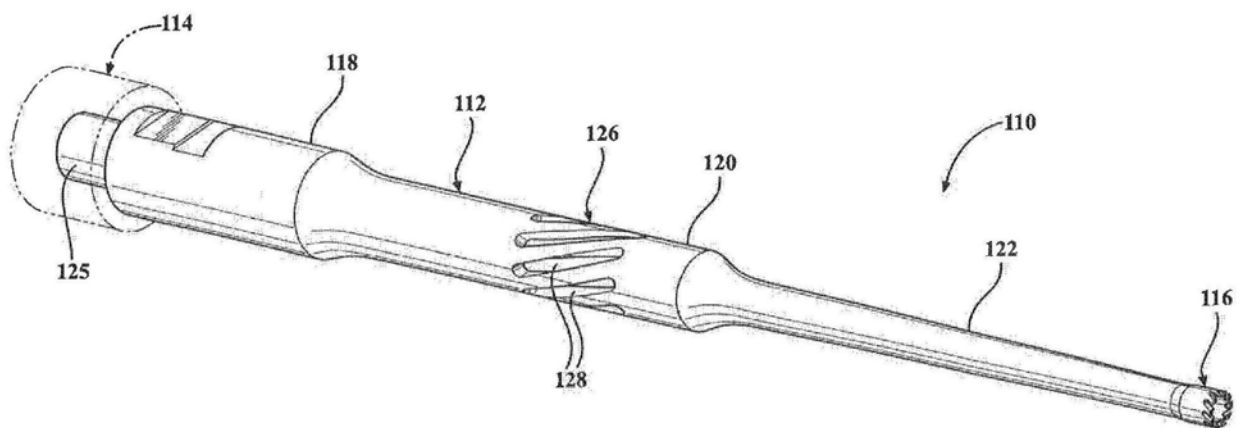


图8

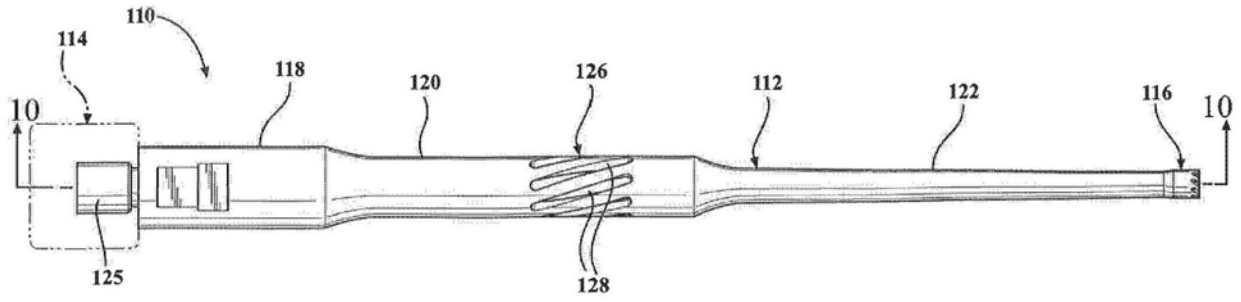


图9

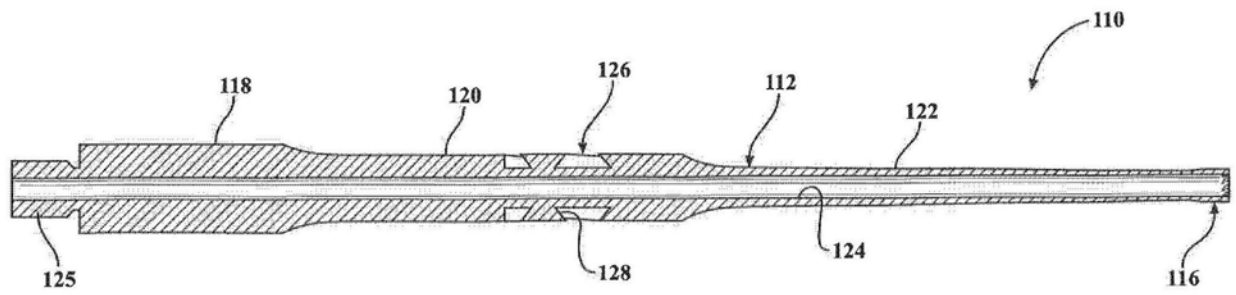


图10

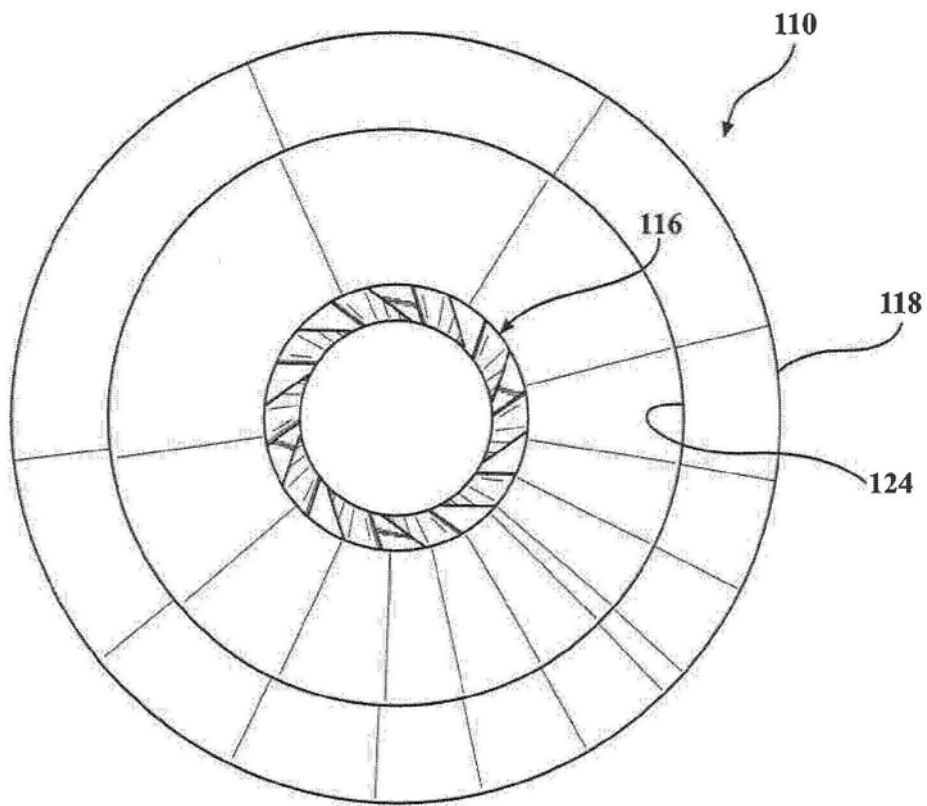


图11

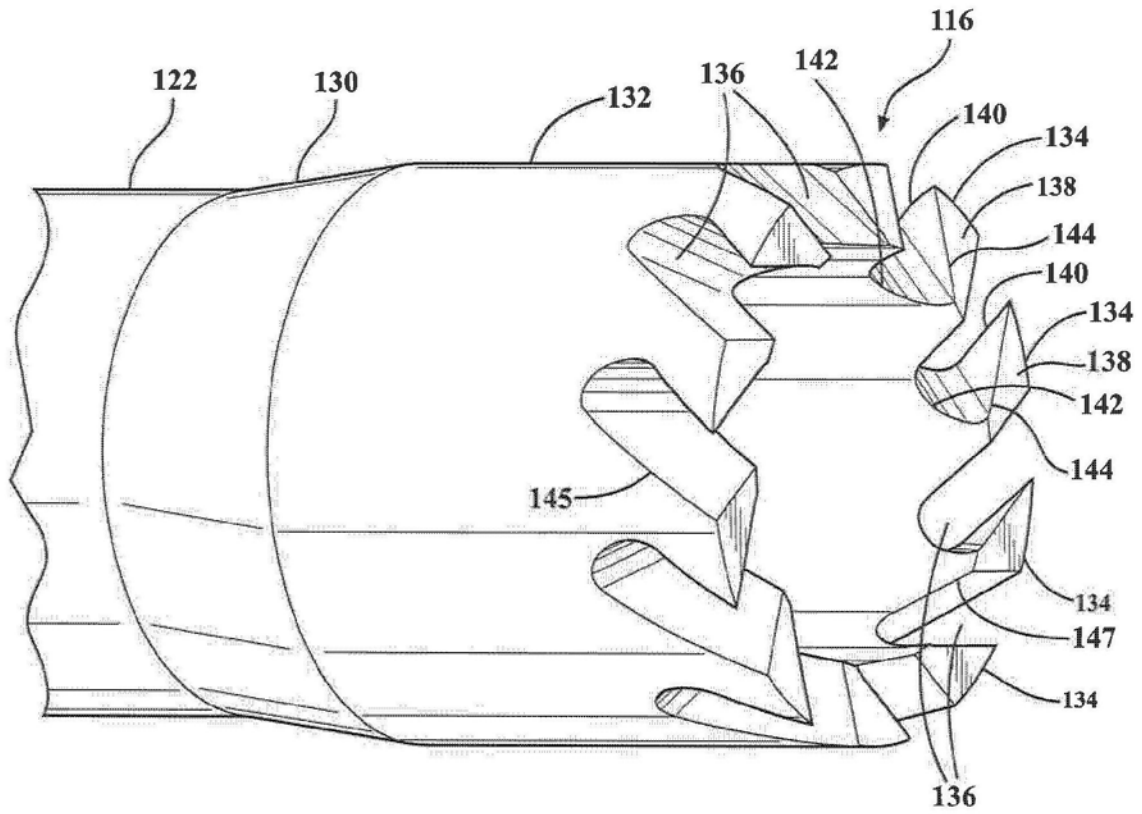


图12

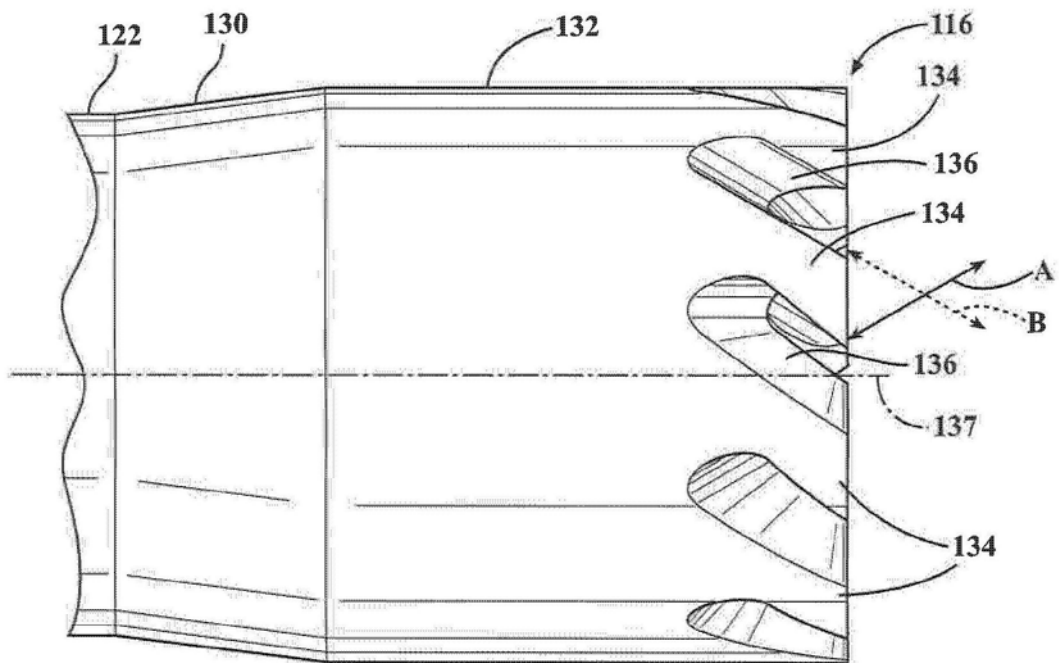


图13

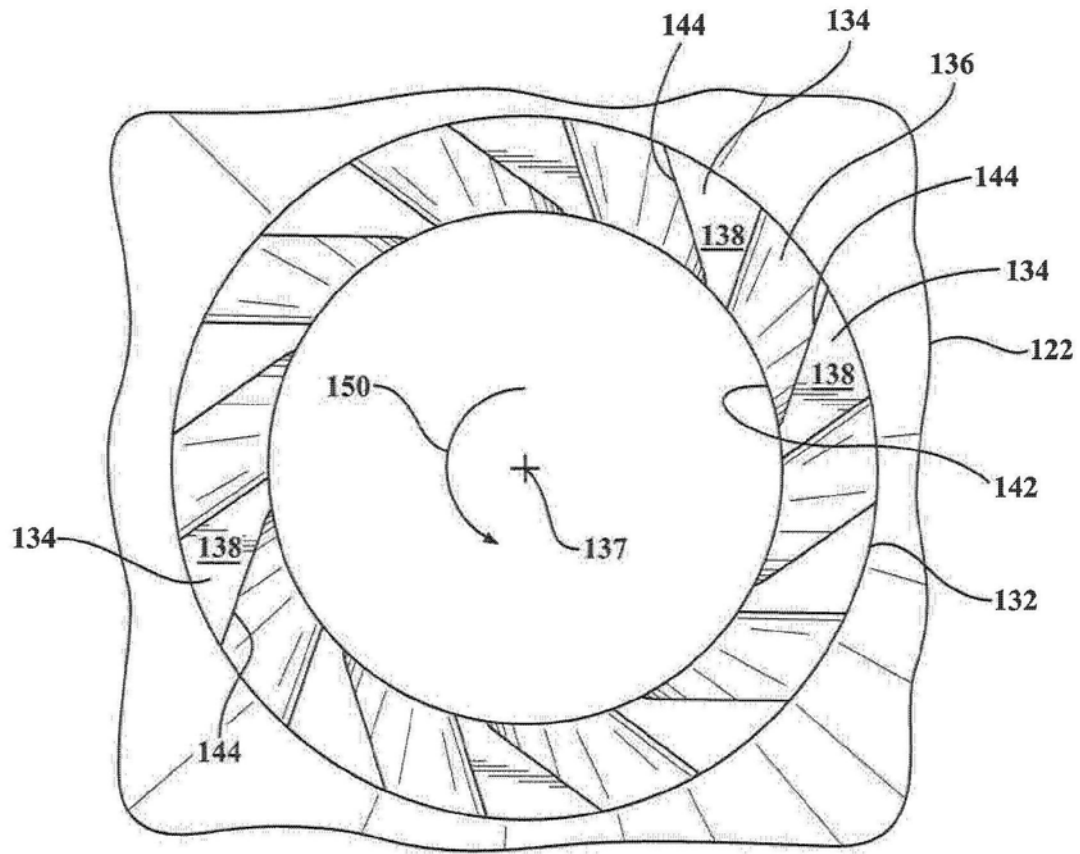


图14