(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109381245 A
(43)申请公布日 2019.02.26

(21)申请号 201810780306.1

(22)申请日 2018.07.17

(30)优先权数据
15/666,656 2017.08.02 US

(71)申请人 柯惠有限合伙公司
地址 美国马萨诸塞

(72)发明人 M·J·布朗

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038
代理人 罗闻

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

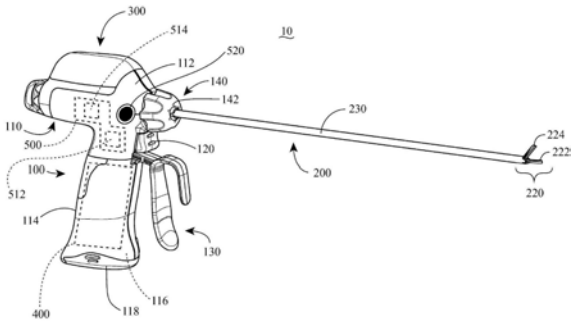
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

超声外科器械的超声传输部件及其制造方法

(57)摘要

本发明题为“超声外科器械的超声传输部件及其制造方法”。本发明提供了一种制造超声外科器械的超声传输部件的方法，所述方法包括采用增材制造形成波导，所述波导包括主体部分、弯曲刀片和内腔，所述弯曲刀片从所述主体部分朝远侧延伸，所述内腔延伸穿过所述主体部分的一部分和所述弯曲刀片的一部分。本发明还提供了另一种制造超声外科器械的超声传输部件的方法，所述方法包括采用增材制造形成波导，所述波导包括主体部分和刀片，所述刀片从所述主体部分朝远侧延伸。所述主体部分或所述刀片中的至少一者限定不同的密度。



CN 109381245 A

1.一种制造超声外科器械的超声传输部件的方法,包括:

采用增材制造形成波导,所述波导包括:

主体部分;以及

弯曲刀片,所述弯曲刀片从所述主体部分朝远侧延伸,

其中将所述波导形成为限定延伸穿过所述主体部分的一部分和所述弯曲刀片的一部分的内腔。

2.根据权利要求1所述的方法,其中采用增材制造形成所述波导包括经由直接金属激光烧结形成所述波导。

3.根据权利要求1所述的方法,其中采用增材制造形成所述波导包括经由选择性激光烧结形成所述波导。

4.根据权利要求1所述的方法,还包括:

使用计算机辅助设计程序对所述波导进行建模,

其中利用建模的所述波导,采用增材制造来形成所述波导。

5.根据权利要求1所述的方法,其中所述内腔延伸所述主体部分长度的大部分和所述弯曲刀片长度的大部分。

6.根据权利要求5所述的方法,其中所述内腔限定闭合远侧端部部分。

7.根据权利要求1所述的方法,其中所述波导由钛形成。

8.根据权利要求1所述的方法,其中将所述波导的所述主体部分或所述弯曲刀片中的至少一者形成为包括不同的密度。

9.根据权利要求1所述的方法,其中将所述波导的所述主体部分或所述弯曲刀片中的至少一者的至少一部分形成为包括晶格结构。

10.根据权利要求1所述的方法,还包括将内管至少部分地插入所述内腔中。

11.一种制造超声外科器械的超声传输部件的方法,包括:

采用增材制造形成波导,所述波导包括:

主体部分;以及

刀片,所述刀片从所述主体部分朝远侧延伸,

其中所述主体部分或所述刀片中的至少一者限定不同的密度。

12.根据权利要求11所述的方法,其中采用增材制造形成所述波导包括经由直接金属激光烧结形成所述波导。

13.根据权利要求11所述的方法,其中采用增材制造形成所述波导包括经由选择性激光烧结形成所述波导。

14.根据权利要求11所述的方法,还包括:

使用计算机辅助设计程序对所述波导进行建模,

其中利用建模的所述波导,采用增材制造来形成所述波导。

15.根据权利要求11所述的方法,其中还将所述波导形成为限定延伸穿过所述主体部分的一部分和所述刀片的一部分的内腔。

16.根据权利要求15所述的方法,其中所述内腔延伸所述主体部分长度的大部分和所述刀片长度的大部分。

17.根据权利要求15所述的方法,还包括将内管至少部分地插入所述内腔中。

18.根据权利要求11所述的方法,其中所述波导由钛形成。

19.根据权利要求11所述的方法,其中将所述波导的所述主体部分或所述刀片中的至少一者的至少一部分形成为包括晶格结构。

20.根据权利要求11所述的方法,其中所述刀片是弯曲的。

超声外科器械的超声传输部件及其制造方法

背景技术

技术领域

[0001] 本公开涉及超声外科器械，更具体地讲，涉及超声外科器械的超声传输部件，例如波导、端部执行器等，以及制造超声外科器械的超声传输部件的方法。

[0002] 相关领域背景

[0003] 基于能量的组织处理在本领域中是熟知的。将各种类型的能量(例如，电、超声、微波、低温、热、激光等)施加到组织以实现期望的结果。例如，可将超声能量递送至组织以处理(例如凝固和/或切割)组织。

[0004] 例如，超声外科器械通常包括波导，该波导具有在其近侧端部处联接到其上的换能器和设置在其远侧端部处的端部执行器。波导将由换能器产生的超声能量传输至端部执行器以用于在端部执行器处处理组织。端部执行器可包括刀片、钩、球、剪刀等，和/或其它特征部，诸如用于抓握或操纵组织的一个或多个钳口。

发明内容

[0005] 如本文所用，术语“远侧”是指所描述的离使用者较远的部分，而术语“近侧”是指所描述的离使用者较近的部分。此外，在一致的程度上，本文所述的任何方面可与本文所述的其它方面的任一方面或全部结合使用。

[0006] 根据本公开的各方面，提供了一种制造超声外科器械的超声传输部件的方法，该方法包括通过增材制造来形成波导。将波导形成为包括主体部分和从主体部分朝远侧延伸的弯曲刀片，并且限定延伸穿过主体部分的一部分或整个以及弯曲刀片的一部分或整个的内腔。

[0007] 在本公开的各方面，通过直接金属激光烧结形成波导。另选地，通过选择性激光烧结或其它增材制造技术形成波导。

[0008] 在本公开的各方面，该方法还包括使用计算机辅助设计程序和使用模型化波导进行波导建模，以经由增材制造来形成波导。

[0009] 在本公开的各方面，内腔延伸主体部分长度的大部分，以及弯曲刀片长度的大部分。内腔可除此之外或另选地限定闭合远侧端部部分。

[0010] 在本公开的各方面，波导由钛形成。

[0011] 在本公开的各方面，主体部分和/或弯曲刀片被形成为包括不同的密度。除此之外或另选地，主体部分的至少一部分和/或弯曲刀片的至少一部分被形成为包括晶格结构。

[0012] 在本公开的各方面，该方法还包括将内管至少部分地插入内腔中。

[0013] 根据本公开的各方面提供的超声外科器械的超声传输部件的另一种制造方法包括通过增材制造形成波导，该波导包括主体部分和从主体部分朝远侧延伸的刀片。主体部分和/或刀片限定不同的密度。

[0014] 在本公开的各方面，通过直接金属激光烧结形成波导。另选地，通过选择性激光烧

结或其它增材制造技术形成波导。

[0015] 在本公开的各方面，该方法还包括使用计算机辅助设计程序和使用模型化波导进行波导建模，以经由增材制造来形成波导。

[0016] 在本公开的各方面，还将波导形成为限定延伸穿过主体部分的一部分和刀片的一部分的内腔。在各方面，内腔可延伸主体部分长度的大部分和/或刀片长度的大部分。该方法还可包括将内管至少部分地插入内腔中。

[0017] 在本公开的各方面，波导由钛形成。

[0018] 在本公开的各方面，主体部分的至少一部分和/或刀片的至少一部分被形成为包括晶格结构。

[0019] 在本公开的各方面，刀片是弯曲的。

附图说明

[0020] 下文参考附图描述本公开的各个方面和特征，其中在若干视图中的每个中，类似的数字代表相同或对应的要素：

[0021] 图1为根据本公开提供的超声外科器械的透视图；

[0022] 图2为图1的超声外科器械的波导的透视图；

[0023] 图3A为图2的波导的远侧端部部分的纵向剖视图，该波导包括穿过其限定的内腔；以及

[0024] 图3B为图2的波导的远侧端部部分的纵向剖视图，该波导包括延伸穿过内腔的内管。

具体实施方式

[0025] 本公开提供了超声外科器械的超声传输部件及其制造方法。尽管下文相对于超声外科器械10(图1)进行了详细描述，但本公开的各个方面和特征同样适用于与其它超声外科器械一起使用。出于本文的目的，总体描述了超声外科器械10(图1)。

[0026] 大体参见图1，根据本公开的各个方面和特征提供的超声外科器械通常由附图标号10来标识。超声外科器械10通常包括：柄部组件100；细长组件200，其从柄部组件100朝远侧延伸；超声换能器和发生器组件(“TAG”)300，其被构造成能够可释放地接合柄部组件100；电池组件400，其被构造成可释放地接收在柄部组件100内；以及冷却系统500，其可操作地设置在柄部组件100内并延伸穿过柄部组件100和细长组件200。因此，超声外科器械10被构造为无线的手持式装置。然而，本公开同样适用于与被构造成连接到远程发生器的有线超声外科器械一起使用。

[0027] 柄部组件100包括限定主体部分112的外壳110，主体部分112被构造成能够在其上可释放地安装TAG 300和从主体部分112下垂的固定柄部部分114。固定柄部部分114限定了包括仓门118的电池仓116，仓门118被构造成能够在固定柄部部分114内可释放地接收和包封电池组件400。柄部组件100还包括当TAG 300安装在外壳110的主体部分112上时可操作地定位以电联接在TAG 300和电池组件400之间的激活按钮120，并且电池组件400被包封在外壳110的固定柄部部分114的电池仓116内，以实现超声外科器械10的选择性通电，如下文所详述。

[0028] 夹式触发器130从柄部组件100的外壳110延伸，柄部组件100邻近外壳110的固定柄部部分114。夹式触发器130包括驱动部分(未示出)，驱动部分延伸到外壳110的主体部分112中并且可操作地联接到驱动组件(未示出)，以使得能够响应于相对于外壳110的固定柄部部分114的夹式触发器130的致动而致动超声外科器械10，如下文所详述。

[0029] 另外参考图2，超声外科器械10的细长组件200包括波导210，波导210从外壳110延伸至设置在细长组件200的远侧端部部分处的端部执行器220。细长组件200还包括外管230和内管(未示出)。波导210包括主体部分212和远侧端部部分，主体部分212延伸穿过外壳110和外管230，远侧端部部分从外管230朝远侧延伸并限定端部执行器220的刀片222。波导210可由钛、钛合金或其它合适的材料形成。波导210的主体部分212的近侧端部部分包括特征部，例如螺纹214，其被构造成使其能够可操作地接合TAG 300，例如接合TAG 300的换能器的母螺纹接收器(未示出)。

[0030] 外管230可滑动地设置在波导210周围，并且在外壳110和端部执行器220之间延伸。旋转组件240可旋转地安装在外壳110上并可操作地联接到细长组件200，以便使细长组件200能够旋转，从而在旋转组件240的旋转轮242相对于外壳110旋转时使端部执行器220相对于外壳110能够旋转。

[0031] 端部执行器220设置在细长组件200的远侧端部部分处，并且包括波导210的刀片222和钳口构件224。钳口构件224可相对于刀片222在打开位置和闭合位置之间枢转，在打开位置中，钳口构件224与刀片222间隔开，而在闭合位置中，钳口构件224相对于刀片222逼近并与其并置对齐，以用于在两者间夹持组织。钳口构件224可操作地联接到外管230的远侧端部部分和外管230的近侧端部部分，继而通过驱动组件(未示出)可操作地联接到夹式触发器130，由此使得钳口构件224响应于夹式触发器130相对于柄部组件100的外壳110的固定柄部部分114的致动，可在打开位置和闭合位置之间移动。

[0032] 刀片222被构造成能够充当可选择性地激活以超声处理在刀片222和钳口构件224之间抓住的组织的有源或振荡超声构件。如图2所示，将刀片222形成为限定弯曲构型，但也设想了笔直构型。例如，刀片222可相对于钳口构件224在任何方向上弯曲，由此使得刀片222的远侧末端朝向钳口构件224、远离钳口构件224、或相对于钳口构件224横向(在任一方向上)弯曲。此外，可将刀片222形成为包括在类似方向上的多个曲线、在单个平面内的不同方向上的多个曲线和/或在不同平面中的不同方向上的多个曲线。可另外或另选地将刀片222形成为包括锥形构型、沿其长度的各种不同的横截面构型、切口、凹痕、边缘、突起、直表面、弯曲表面、倾斜表面、宽边缘、窄边缘和/或其它特征。也可将刀片222形成为包括变化的密度和/或晶格结构，以增强其各部分、增加其各部分的柔韧性、增加或减小其各部分的位移、增加或减小其各部分的操作温度等。更一般地，可将刀片222形成为包括任何合适的构造和/或特征部，以便于以特定方式使用、实现特定的组织效应、产生特定的共振频率、便于特定的加热和/或冷却模式等。

[0033] 同样可将波导210的主体部分212形成为包括各种特征部。如上所述，波导210的主体部分212包括螺纹214，以使得波导210能够与TAG 300进行螺纹接合(图1)。波导210的主体部分212还可包括其上形成的朝向其近侧端部部分的扭矩块216，以便于波导210与旋转组件240的联接。波导210的主体部分212可另外或另选地包括锥形构型、沿其长度的各种不同横截面构型、平坦面、各种不同直径、联接特征部，以便于波导210与超声外科器械10(图

1)的其它部件和/或其它特征部的联接。也可将波导210的主体部分212形成为包括变化的密度和/或晶格结构以增强其各部分、在其各部分中提供更大的柔韧性等。更一般地来讲，像刀片222一样，可将波导210的主体部分212形成为包括任何合适的构型和/或特征部，以便于以特定方式使用、实现特定的组织效应、产生特定的谐振频率、便于特定的加热和/或冷却模式等。可通过例如钛合金单片形成波导210的主体部分212和刀片222，或者可单独形成，然后彼此连接。

[0034] 另外参见图3，可将波导210的主体部分212和/或刀片222形成为包括穿过其至少一部分限定的纵向延伸内腔218。例如，内腔218可限定恒定直径、变化的直径或其它合适的构型，并且可遵循刀片222的曲率或限定不同的曲率。内腔218可限定从刀片222的远侧端部部分朝近侧间隔开的闭合远侧端部部分，或可包括开口远侧端部部分。内腔218可包括在波导210的近侧端部部分处的开口近侧端部部分(未示出)。另选地，内腔218的开口近侧端部部分(未示出)可在沿着其长度的任何合适的位置处通过刀片222的侧表面或波导210的主体部分212加以限定。如下文所详述，在使用之前、期间和/或之后，内腔218使得冷却流体能够通过波导210和/或刀片222流动和/或循环，以冷却波导210和刀片222。

[0035] 参见图2和图3B，可另外将波导210和/或刀片222形成为包括内管219，内管219至少部分地延伸穿过纵向延伸的内腔218。另选地，可将内管219在波导210和刀片222形成之后插入内腔218中。在任一种构型中，内管219可限定恒定直径、变化的直径或其它合适的构型。内管219可限定开口远侧端部部分和/或可包括沿其一定长度在一个或多个位置处穿过其限定的孔、狭槽等(未示出)。如下文所详述，内管219与内腔218协作，以使得在使用之前、期间和/或之后冷却流体能够通过波导210和/或刀片222循环，以冷却波导210和刀片222。

[0036] 再次参见图1，TAG 300被构造成将由电池组件400提供的电能转换成沿着波导210传输至刀片222的机械能。更具体地讲，TAG 300被构造成将由电池组件400提供的电能转换成驱动TAG 300的换能器(未示出)的高电压交流电(AC)波形。如上所述，柄部组件100的激活按钮120电联接在电池组件400和TAG 300之间。可将激活按钮120在第一位置和第二位置选择性地激活，以将电能从电池组件400供给到TAG 300，以用于分别在低功率操作模式下和高功率操作模式下操作超声外科器械10。

[0037] 可将TAG 300和电池组件400各自从柄部组件100(一起或分开)移除，以便于在单次使用之后处置柄部组件100，或者使得能够对柄部组件100进行消毒以供后续使用。可将TAG 300构造成耐受消毒，由此使得可对TAG 300进行消毒以供重复使用。另一方面，将电池组件400构造成无菌地转移并保持在柄部组件100的外壳110的固定柄部部分114的电池仓116内，由此使得电池组件400可重复使用而不需要对其进行消毒，但还设想了TAG 300和电池组件400的其它构型。

[0038] 参见图1至图3B，冷却系统500分别包括冷却模块510、冷却激活按钮520、内流导管530和回流导管540。冷却模块510包括流体储存室512和一个或多个流体泵514并且设置在柄部组件100的外壳110内，或者被并入TAG 300或电池组件400中。冷却激活按钮520设置在外壳110上并可操作地联接到冷却模块510，以使得其能够选择性致动以启动冷却，但可另选地或另外地自动控制冷却。内流导管530和回流导管540可操作地联接在冷却模块510和波导210和/或刀片222的内腔218(和内管219(如果提供))之间，以分别向其供应或从其获取冷却流体。更具体地讲，可将冷却流体从冷却模块510通过内流导管530泵送到内管219

中，以流出内腔218的远侧端部部分附近的内管219，并且可经由围绕内管219的内腔218的环形空间返回冷却模块510，并且最终返回回流导管540。还设想了其它构型。

[0039] 大体参见图2至图3B，本公开提供了用于整体制造波导210的主体部分212、刀片222或波导210(包括主体部分212和刀片222)的方法，以包括上述任何或全部特征部，因为传统制造技术无法制造此类特征部，或者可制造此类特征部，但在技术上具有挑战性和/或成本高昂。例如，此类特征部包括但不限于：延伸主体部分212的长度的大部分(或整个)并延伸到刀片222中的内腔218；延伸穿过弯曲刀片222的内腔218；以变化的密度和/或以包括晶格结构的方式形成的波导210的主体部分212和/或刀片222；以及包括各种不同的外部特征部的波导210的主体部分212和/或刀片222。

[0040] 为了实现上述特征部中的任何一者或全部，或任何其它合适的特征部，使用增材制造技术(也称为3D打印)制造波导210的主体部分212和/或刀片222。更具体地讲，可通过直接金属激光烧结(DMLS)或选择性激光烧结(SLS)来制造波导210的主体部分212和/或刀片222。如上所述，波导210的主体部分212和/或刀片222可由金属例如钛、钛合金或其它合适的金属或其它材料制成。使用增材制造技术允许使用计算机辅助设计(CAD)程序对波导210的主体部分212和/或刀片222(包括特定特征部和/或所需构型)进行建模，其中以逐层方式采用增材制造技术(例如，直接金属激光烧结(DMLS)或选择性激光烧结(SLS))构建波导210的主体部分212和/或刀片222。作为增材制造技术的一部分，可在波导210的主体部分212和/或刀片222的内腔218内形成内管219(如果提供)，或者在制造波导210的主体部分212和/或刀片222之后，可将内管219插入内腔218中。

[0041] 尽管在附图中以及上文所述内容中已经示出了本公开的若干实施方案，但是本公开不旨在受限于此，因为本公开旨在与本领域所允许的范围那样广泛，并且旨在同样广泛地阅读说明书。因此，以上说明不应理解为限制性的，而是仅作为具体实施方案的例示。本领域的技术人员能够设想在本文所附权利要求书的范围和实质内的其他修改。

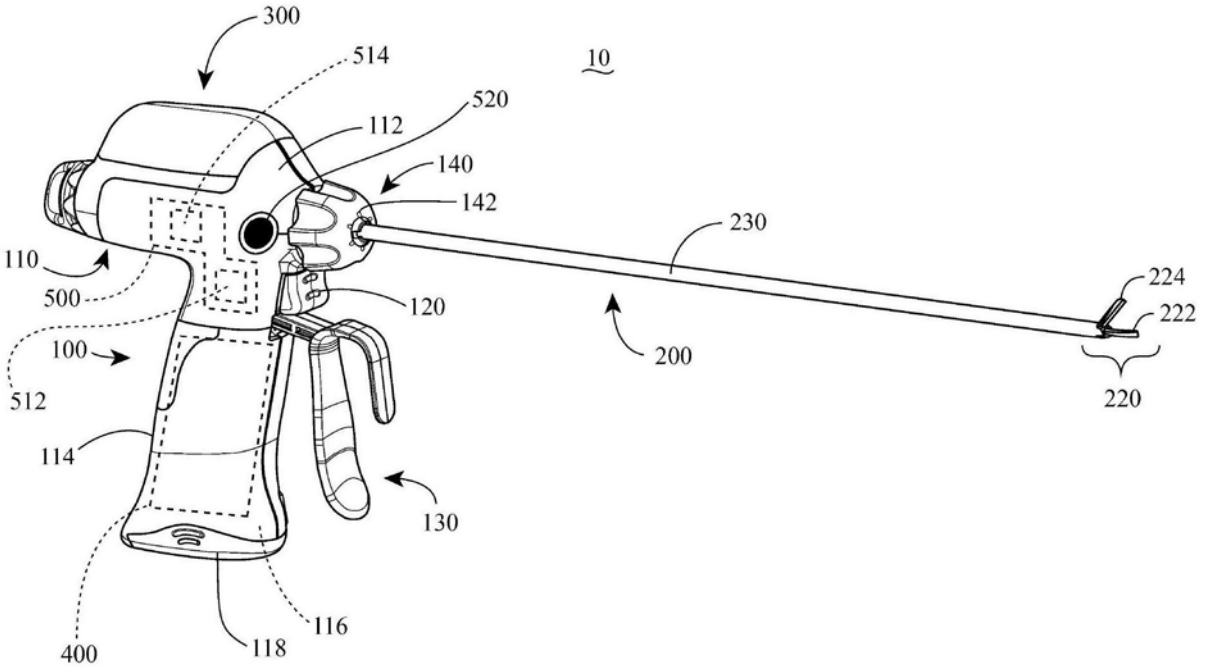

300
514
10
520
112
140
142
230
110
500
120
224
222
100
200
512
220
114
130
116
400
118

图1

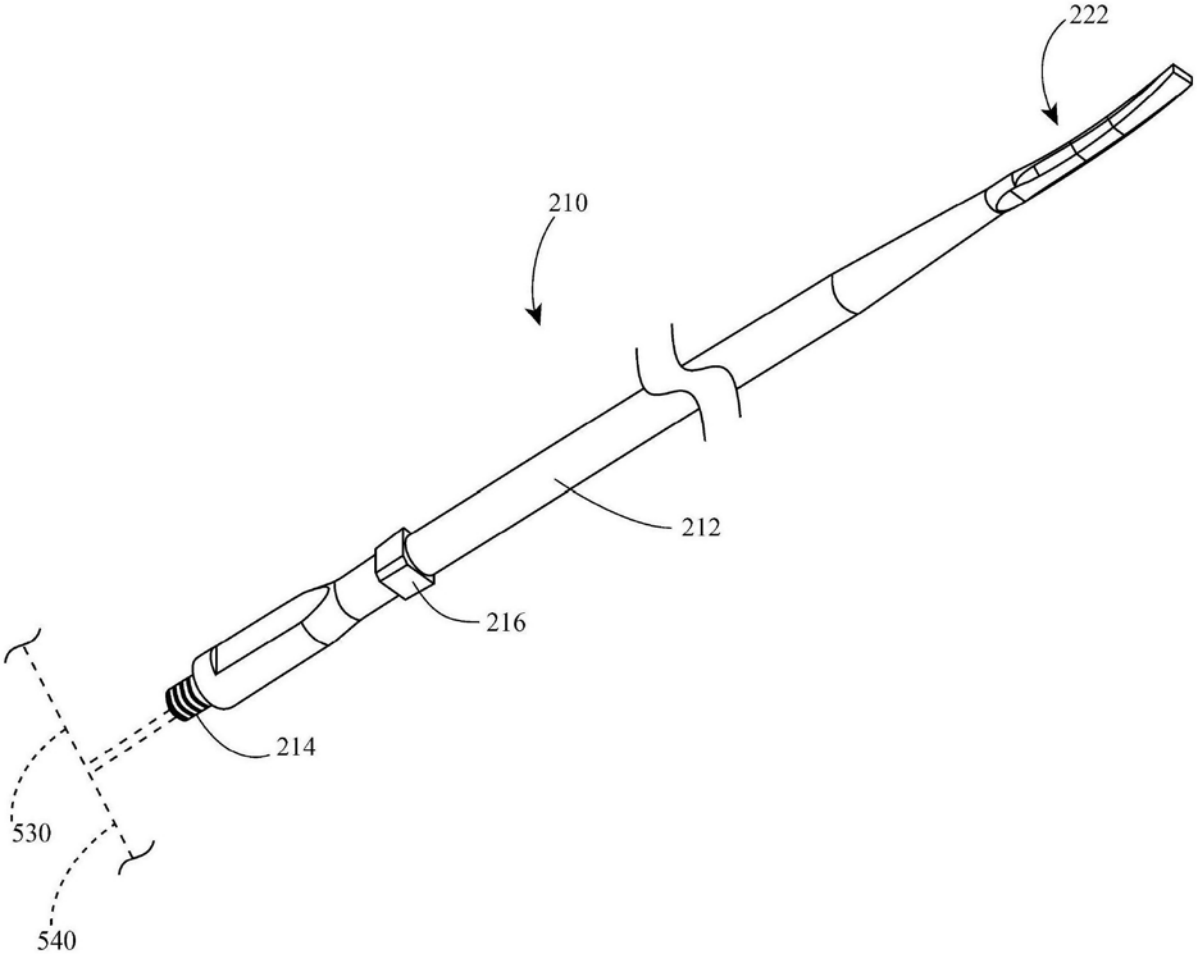


图2

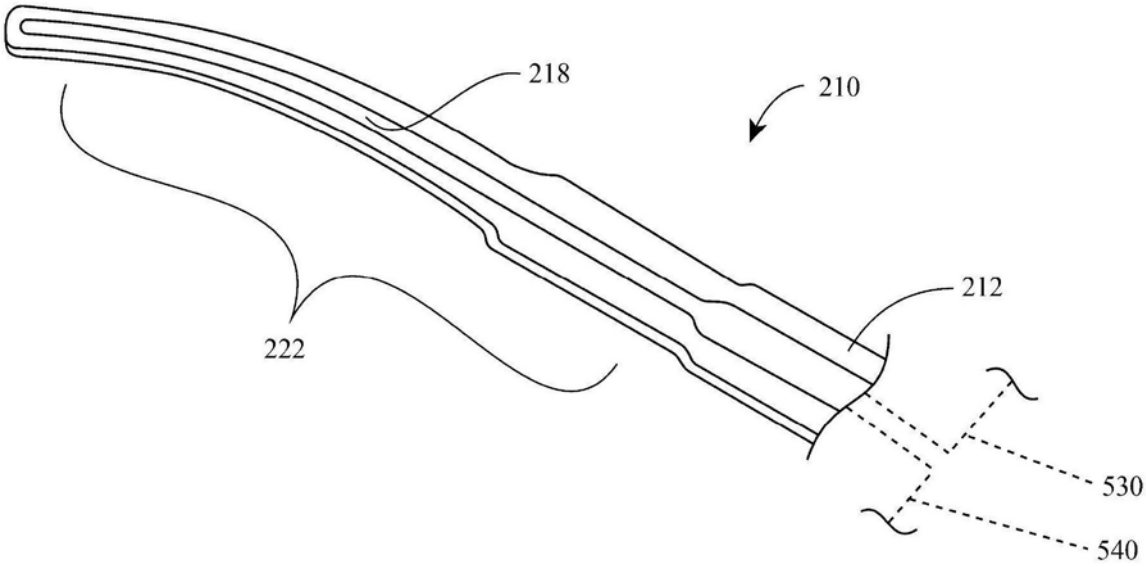


图3A

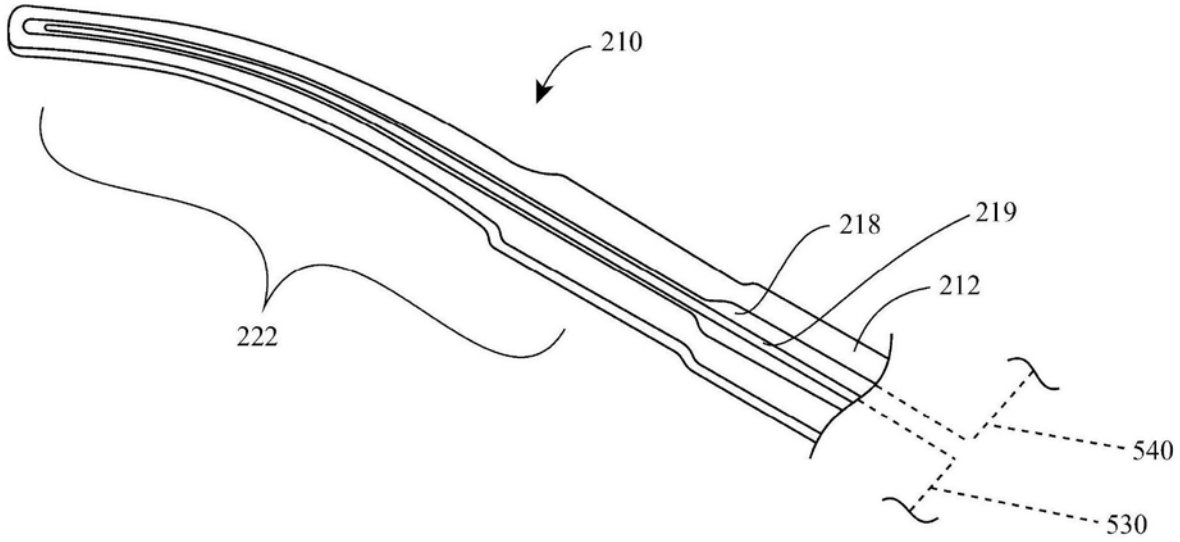
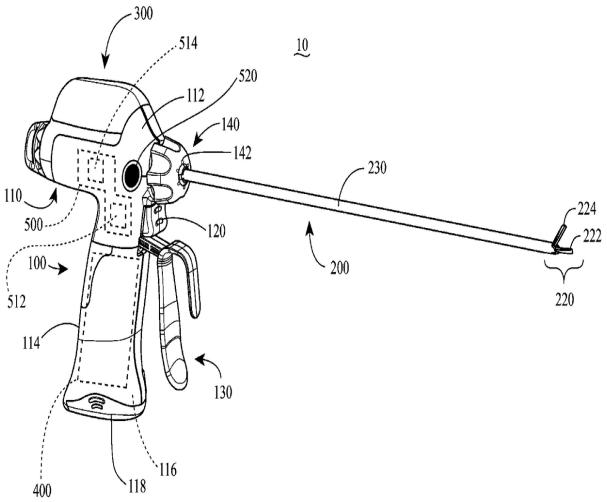


图3B

专利名称(译)	超声外科器械的超声传输部件及其制造方法		
公开(公告)号	CN109381245A	公开(公告)日	2019-02-26
申请号	CN201810780306.1	申请日	2018-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
[标]发明人	MJ布朗		
发明人	M·J·布朗		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00526 A61B2017/320069 A61B2560/0214 A61B17/320092 A61B2017/00734 A61B2017/2945 A61B2017/320073 A61B2017/320074 A61B2017/320094 A61B2018/00023 B33Y10/00 B33Y80/00 A61B17/22012 A61B17/2202 A61B2017/00349 A61B2017/22014		
代理人(译)	罗闻		
优先权	15/666656 2017-08-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“超声外科器械的超声传输部件及其制造方法”。本发明提供了一种制造超声外科器械的超声传输部件的方法，所述方法包括采用增材制造形成波导，所述波导包括主体部分、弯曲刀片和内腔，所述弯曲刀片从所述主体部分朝远侧延伸，所述内腔延伸穿过所述主体部分的一部分和所述弯曲刀片的一部分。本发明还提供了另一种制造超声外科器械的超声传输部件的方法，所述方法包括采用增材制造形成波导，所述波导包括主体部分和刀片，所述刀片从所述主体部分朝远侧延伸。所述主体部分或所述刀片中的至少一者限定不同的密度。