



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110090067 A

(43)申请公布日 2019.08.06

(21)申请号 201910088623.1

(22)申请日 2019.01.29

(30)优先权数据

15/882,079 2018.01.29 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·S·考利

(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 白皎

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

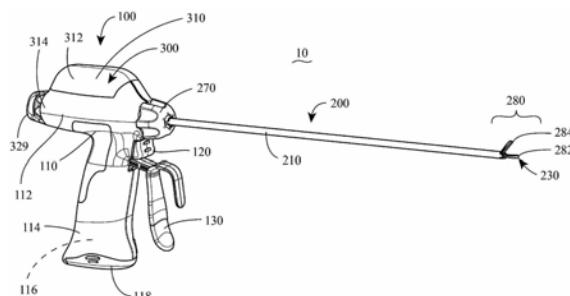
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

超声变幅杆、超声外科器械以及制造超声变  
幅杆的方法

(57)摘要

本发明题为“超声变幅杆、超声外科器械以  
及制造超声变幅杆的方法”。本发明提供了一种  
用于超声外科器械的超声换能器组件的超声变  
幅杆，所述超声变幅杆包括主体和鼻部。所述主  
体限定管状构型，所述管状构型具有中空内部和  
从中穿过以延伸到所述中空内部中的多个狭槽。  
所述鼻部从所述主体向远侧延伸。所述主体限  
定近侧连接器，所述近侧连接器被构造成使得所  
述主体能够被固定到压电堆，并且所述鼻部限  
定远侧连接器，所述远侧连接器被构造成使得所  
述鼻部能够与波导接合以将由所述压电堆产生的  
超声能量传输到所述波导。



1. 一种用于超声外科器械的超声换能器组件的超声变幅杆，所述超声变幅杆包括：  
主体，所述主体限定管状构型，所述管状构型具有中空内部，所述主体限定从中穿过并延伸到所述中空内部中的多个狭槽；和  
鼻部，所述鼻部从所述主体向远侧延伸，  
其中所述主体限定近侧连接器，所述近侧连接器被构造成使得所述主体能够被固定到压电堆，并且所述鼻部限定远侧连接器，所述远侧连接器被构造成使得所述鼻部能够与波导接合以将由所述压电堆产生的超声能量传输到所述波导。
2. 根据权利要求1所述的超声变幅杆，其中所述主体和所述鼻部由锆基无定形金属一体地形成成为单个部件。
3. 根据权利要求1所述的超声变幅杆，其中所述超声变幅杆限定小于约80g的总质量。
4. 根据权利要求1所述的超声变幅杆，其中所述超声变幅杆的每个壁的厚度在约0.6mm与约4mm之间。
5. 根据权利要求1所述的超声变幅杆，其中所述超声变幅杆限定小于约100mm的总长度。
6. 根据权利要求1所述的超声变幅杆，其中所述多个狭槽是在所述主体的近端部分与被限定为朝向所述主体的远端的结节点之间围绕所述主体的等距间隔的细长狭槽。
7. 根据权利要求1所述的超声变幅杆，其中所述鼻部在从近侧到远侧方向上渐缩。
8. 根据权利要求1所述的超声变幅杆，其中所述鼻部除所述远侧连接器之外是实心结构，并且限定在约0.6mm和约4mm之间的直径。
9. 一种超声外科器械，包括：  
柄部组件，所述柄部组件包括外壳和由所述外壳支撑的超声换能器组件，所述超声换能器组件包括压电堆和固定到所述压电堆并从所述压电堆向远侧延伸的超声变幅杆，所述超声变幅杆包括：  
主体，所述主体限定管状构型，所述管状构型具有中空内部，所述主体限定从中穿过并延伸到所述中空内部中的多个狭槽；和  
鼻部，所述鼻部从所述主体向远侧延伸；和  
细长组件，所述细长组件从所述柄部组件向远侧延伸，所述细长组件包括波导，所述波导被构造成与所述超声变幅杆的所述鼻部接合，所述波导在其远端处限定刀片，  
其中由所述压电堆产生的超声能量沿着所述变幅杆和所述波导传输到所述刀片以治疗与所述刀片相邻的组织。
10. 根据权利要求9所述的超声外科器械，其中所述主体和所述鼻部由锆基无定形金属一体地形成成为单个部件。
11. 根据权利要求9所述的超声外科器械，其中所述超声变幅杆限定小于约80g的总质量。
12. 根据权利要求9所述的超声外科器械，其中所述超声变幅杆的每个壁的厚度在约0.6mm与约4mm之间。
13. 根据权利要求9所述的超声外科器械，其中所述超声变幅杆限定小于约100mm的总长度。
14. 根据权利要求9所述的超声外科器械，其中所述多个狭槽是在所述主体的近端部分

与被限定为朝向所述主体的远端的结节点之间围绕所述主体的等距间隔的细长狭槽。

15. 根据权利要求9所述的超声外科器械,其中所述鼻部在从近侧到远侧方向上渐缩。

16. 根据权利要求9所述的超声外科器械,其中所述鼻部除所述远侧连接器之外是实心结构,并且限定在约0.6mm和约4mm之间的直径。

17. 一种制造超声外科器械的换能器组件的方法,所述方法包括:

经由金属注射成型形成包括主体和从所述主体向远侧延伸的鼻部的超声变幅杆,所述主体限定管状构型,所述管状构型具有中空内部,所述主体限定从中穿过并延伸到所述中空内部中的多个狭槽;以及

将压电堆固定到所述超声变幅杆的所述主体的近端部分。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中所述超声变幅杆由锆基无定形金属形成。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中所述超声变幅杆形成为限定小于约80g的总质量,并且限定所述变幅杆的每个壁的厚度在约0.6mm和约4mm之间。

20. 根据权利要求17所述的方法,其中固定所述压电堆包括将所述压电堆栓接到所述超声变幅杆的所述主体的所述近端部分。

## 超声变幅杆、超声外科器械以及制造超声变幅杆的方法

### 背景技术

#### 技术领域

[0001] 本公开涉及超声外科器械，并且更具体地讲，涉及用于超声外科器械的超声变幅杆、包括该超声变幅杆的超声外科器械以及制造超声变幅杆的方法。

[0002] 相关领域背景

[0003] 超声外科器械利用超声能量即，超声振动来处理组织。更具体地讲，超声外科器械利用以超声频率传输的机械振动能量凝聚、烧灼、融合、密封、切割、干燥和/或电灼组织以实现止血。

[0004] 超声外科器械典型地采用耦接到超声外科器械的柄部的换能器，并且被构造成产生超声能量以沿着波导传输到超声外科器械的端部执行器，该端部执行器被设计成用超声能量治疗组织。换能器可以由超声发生器驱动，超声发生器在超声外科器械上，例如在超声外科器械的柄部之上或之内，或设置在远程处，例如作为经由外科电缆连接到超声外科器械的机顶盒。超声外科器械的端部执行器可以包括：刀片，该刀片接收来自波导的超声能量以施加到组织；以及钳口构件，该钳口构件被构造成将组织夹在刀片与钳口构件之间以促成对组织的治疗。

### 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，本文所述的任何或所有方面在一定程度上可与本文所述的任何或所有其他方面结合使用。

[0006] 根据本公开的各方面提供了用于超声外科器械的超声换能器组件的超声变幅杆。超声变幅杆包括主体和鼻部。主体限定管状构型，该管状构型具有中空内部和延伸到中空内部中的多个狭槽。鼻部从主体向远侧延伸。主体限定近侧连接器，该近侧连接器被构造成使得主体能够被固定到压电堆，并且鼻部限定远侧连接器，该远侧连接器被构造成使得鼻部能够与波导接合以将由压电堆产生的超声能量传输到波导。

[0007] 在本公开的一方面，主体和鼻部由锆基无定形金属一体地形成为单个部件。

[0008] 在本公开的另一方面，超声变幅杆限定小于约80g的总质量。超声变幅杆可以将其每个壁的厚度限定为在约0.6mm与约4mm之间。附加地或另选地，超声变幅杆可以限定小于约100mm的总长度。

[0009] 在本公开的另一方面，多个狭槽是在主体的近端部分与被限定为朝向主体的远端的结节点之间围绕主体等距间隔的细长狭槽。

[0010] 在本公开的又一方面，鼻部在近侧到远侧方向上渐缩。

[0011] 在本公开的再一方面，鼻部除远侧连接器之外是实心结构，并且限定在约0.6mm和约4mm之间的直径。

[0012] 根据本公开的各方面提供的超声外科器械包括柄部组件，该柄部组件包括外壳和

由外壳支撑的超声换能器组件。超声换能器组件包括压电堆和固定到压电堆并从压电堆向远侧延伸的超声变幅杆。超声变幅杆包括主体和从主体向远侧延伸的鼻部，主体限定管状构型，该管状构型具有中空内部和延伸到中空内部中的多个狭槽。超声外科器械还包括细长组件，该细长组件从柄部组件向远侧延伸并包括被构造成接合超声变幅杆的鼻部的波导。波导在其远端处限定刀片。由压电堆产生的超声能量沿着变幅杆和波导传输到刀片以治疗与刀片相邻的组织。

[0013] 在各方面，超声变幅杆可以被构造成类似于上文详述的或本文其他地方详述的任何方面。

[0014] 根据本公开的各方面的制造用于超声外科器械的换能器组件的方法包括经由金属注射成型形成包括主体和从主体向远侧延伸的鼻部的超声变幅杆。主体限定管状构型，该管状构型具有中空内部和延伸到中空内部中的多个狭槽。该方法还包括将压电堆固定到超声变幅杆的主体的近端部分。

[0015] 在本公开的一方面，超声变幅杆由锆基无定形金属形成。

[0016] 在本公开的另一方面，超声变幅杆形成为限定小于约80g的总质量和/或变幅杆的每个壁的厚度被限定为在约0.6mm和约4mm之间。

[0017] 在本公开的又一方面，固定压电堆包括将压电堆栓接到超声变幅杆的主体的近端部分。

## 附图说明

[0018] 本公开的以上和其他方面和特征从结合附图的下列详细说明中将变得更加显而易见，其中类似的附图标记标识相似或相同的元件，并且：

[0019] 图1是根据本公开提供的超声外科器械的侧透视图；

[0020] 图2是图1的超声外科器械的近侧部分的放大侧纵向剖视图，包括根据本公开的超声变幅杆，其将换能器组件与波导耦接；并且

[0021] 图3是图2的超声变幅杆的侧透视图。

## 具体实施方式

[0022] 参见图1和图2，超声外科器械10包括柄部组件100和从柄部组件100向远侧延伸的细长组件200。柄部组件100包括限定主体部分112和固定柄部部分114的外壳110。柄部组件100还包括启动按钮120和夹紧触发器130。

[0023] 外壳110的主体部分112被构造成支撑包括发生器310和超声换能器320的超声换能器和发生器组件(“TAG”)300。TAG 300可与外壳110的主体部分112永久地接合或可从其移除。发生器310包括被构造成容纳发生器310的内部电子器件的外壳312和被构造成可旋转地支撑超声换能器320的托架314。或者，发生器310可以设置在远程处并通过外科电缆耦接到超声外科器械10。

[0024] 超声换能器320包括压电堆322、变幅杆324、壳体326以及将压电堆322固定在变幅杆324与近侧螺母(未示出)之间的螺栓328。变幅杆324在下面更详细地描述。超声换能器320还包括旋转旋钮329(图1)。壳体326和旋转旋钮329彼此接合并配合以形成罩壳以封装近侧螺母、压电堆322和变幅杆324的一部分，其中变幅杆324的其余部分从壳体326向远侧

延伸。旋转旋钮329可从柄部组件100的外部接取，并且被构造成用于手动旋转以使超声换能器320相对于发生器310和外壳110旋转。

[0025] 分别与发生器310和超声换能器320相关联的一组连接器330和对应的旋转触点334使得能够将驱动信号从发生器310传送到超声换能器320的压电堆322以驱动超声换能器320而不管超声换能器320的旋转取向如何。变幅杆324继而被构造成将由压电堆322产生的超声能量传输到细长组件200的波导230，以沿其传输到细长组件200的端部执行器280的刀片282，如下详述。

[0026] 仍然参见图1和图2，外壳110的固定柄部部分114限定被构造成接纳电池组件400的隔室116和被构造成封闭隔室116的门118。电连接组件140被设置在柄部组件100的外壳110内，并且当TAG 300被支撑在外壳110的主体部分112上或该主体部分中并且电池组件400被设置在外壳110的固定柄部部分114的隔室116中时用于将启动按钮120、TAG 300的发生器310和电池组件400彼此电联接，从而响应于启动按钮120的按下而能够启动超声外科器械10。在发生器310远离超声外科器械10的实施方案中，不需要提供电池组件400和用于接纳电池组件400的固定柄部部分114的构型，因为发生器310可以由标准壁装插座或其他电源供电。

[0027] 超声外科器械10的细长组件200包括外部驱动套管210、设置在外部驱动套管210内的内部支撑套管220、延伸穿过内部支撑套管220的波导230、驱动组件250、旋转旋钮270以及包括刀片282和钳口284的端部执行器280。外部驱动套管210的近侧部分通过驱动组件250能够操作地联接到柄部组件100的夹紧触发器130，而外部驱动套管210的远侧部分能够操作地联接到钳口284。如此，夹紧触发器130能够选择性地致动，以由此使外部驱动套管210围绕内部支撑套管220运动，以使钳口284相对于端部执行器280的刀片282从间隔位置枢转到接近位置，以用于夹持钳口284和刀片282之间的组织。驱动组件250具有限制力的特征，由此施加到组织上的夹持压力被限制在特定的夹持压力下或特定的夹持压力范围内。旋转旋钮270可在任一方向上旋转以使细长组件200相对于柄部组件100在任一方向上旋转。

[0028] 如上所述，波导230延伸穿过内部支撑套管220。波导230限定主体232和从主体232的远侧端部延伸的刀片282。刀片282用作端部执行器280的刀片。波导230还包括近侧螺纹公连接器236，该近侧螺纹凸连接器被构造成螺纹接合在变幅杆324的螺纹凹接纳器349内，使得由超声换能器320产生的超声运动沿着波导230传输到刀片282，以治疗夹紧在刀片282与钳口284之间或定位在与刀片282相邻的组织。

[0029] 现在转到图2和图3，超声变幅杆324以一定方式构造，使得超声变幅杆324可以经由金属注射成型(MIM)而不是传统机加工方法形成，传统机加工方法因超声变幅杆的严格公差要求而成本昂贵。更具体地，超声变幅杆324可以使用锆基无定形金属经由MIM形成，但是也可设想其他合适的金属。为了使得超声变幅杆324能够经由MIM形成，超声变幅杆324的体积和厚度必须低于阈值水平，以确保材料可以在模具内注塑成型和快速冷却。具体地讲，已经发现，锆基无定形金属的MIM的当前制造阈值水平是：总质量为80g，壁厚度为0.6mm至4mm，以及总长度为100mm。因此，为了确保经由MIM适当地形成超声变幅杆324，超声变幅杆324应限定小于约80g的总质量(其中“约”表示制造和材料公差)、约0.6mm至约4mm的壁厚度(其中“约”表示制造和材料公差)、小于约100mm的总长度(其中“约”表示制造和材料公差)。

[0030] 超声变幅杆500包括主体510和从主体510向远侧延伸的鼻部520。超声变幅杆500限定小于约100mm的总长度。主体510限定管状构型，该管状构型沿其整个长度具有基本上均匀的(在制造和材料公差内)直径。然而，也可设想其他构型，例如锥形。主体510限定中空内部346以及约0.6mm至约4mm的围绕中空内部346的管状壁的壁厚度。主体510还限定穿过其管状壁并延伸到中空内部346中的多个狭槽347。更具体地，主体510限定四个等距间隔的细长狭槽347，该等距间隔的细长狭槽具有拱形端部，以便限定主体510的四个等距间隔、纵向延伸且基本上平行的柱体，这些柱体在主体510的近端部分与结节点之间延伸，该近端部分限定近侧接纳器348，该近侧接纳器被构造成接纳螺栓328以将压电堆322固定在变幅杆324与近侧螺母(参见图2)之间，该结节点被限定为沿着主体510朝向主体510的远端。然而，也可设想其他合适数量和/或构型的狭槽347以限定主体510的对应构型，该主体510在其近端部分和朝向主体510的远端的其结节点之间延伸。狭槽347与中空内部346一起使得超声变幅杆500能够限定小于约80g的总质量和约0.6mm至约4mm的壁厚度。

[0031] 如上所述，变幅杆500的鼻部520从主体510向远侧延伸。鼻部520沿其长度的一部分在从近侧到远侧方向上渐缩，并且限定螺纹凹接纳器349，该螺纹凹接纳器被构造成接纳波导230的近侧螺纹凸连接器236，以允许波导230与变幅杆324的可释放的接合。与主体510相比具有减小的直径的鼻部520在鼻部520的直径不超过4mm的实施方案中可以是实心构型(螺纹凹接纳器349除外)。另选地，鼻部520可以限定中空或部分中空的构型，使得其任何部分的壁厚度不超过4mm。

[0032] 尽管已在上文详细描述和附图中示出了本公开的几个实施方案，但是本公开不旨在限于此，因为本公开旨在与本领域所允许的范围那样宽泛，并且旨在同样宽泛地阅读说明书。因此，以上说明和附图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。

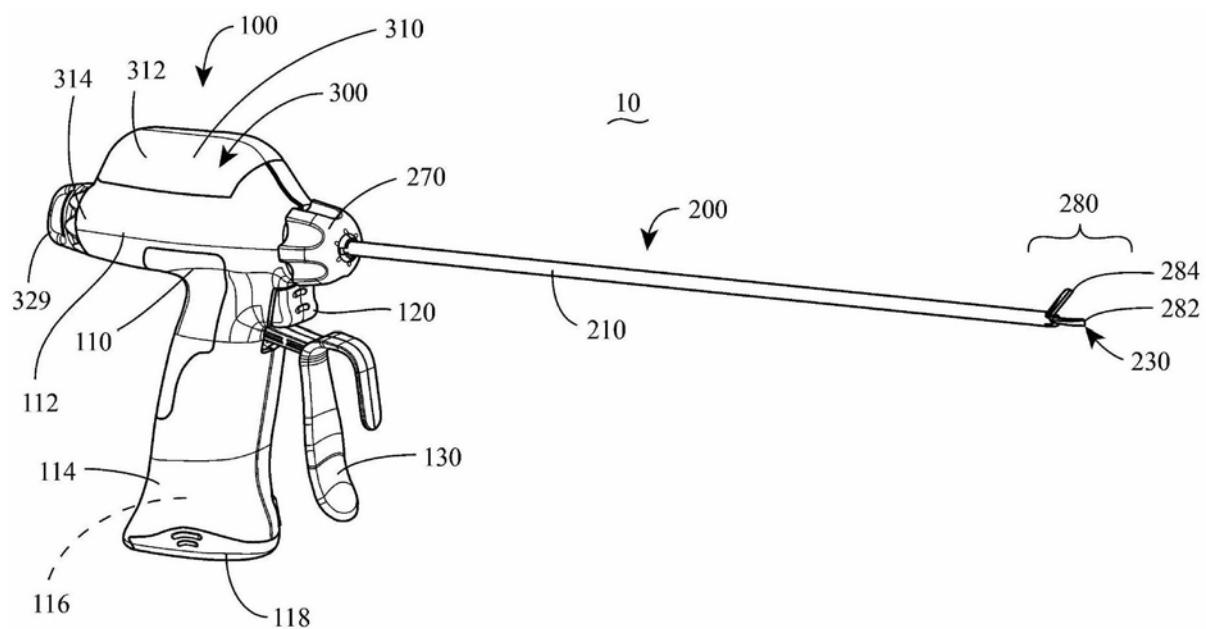


图1

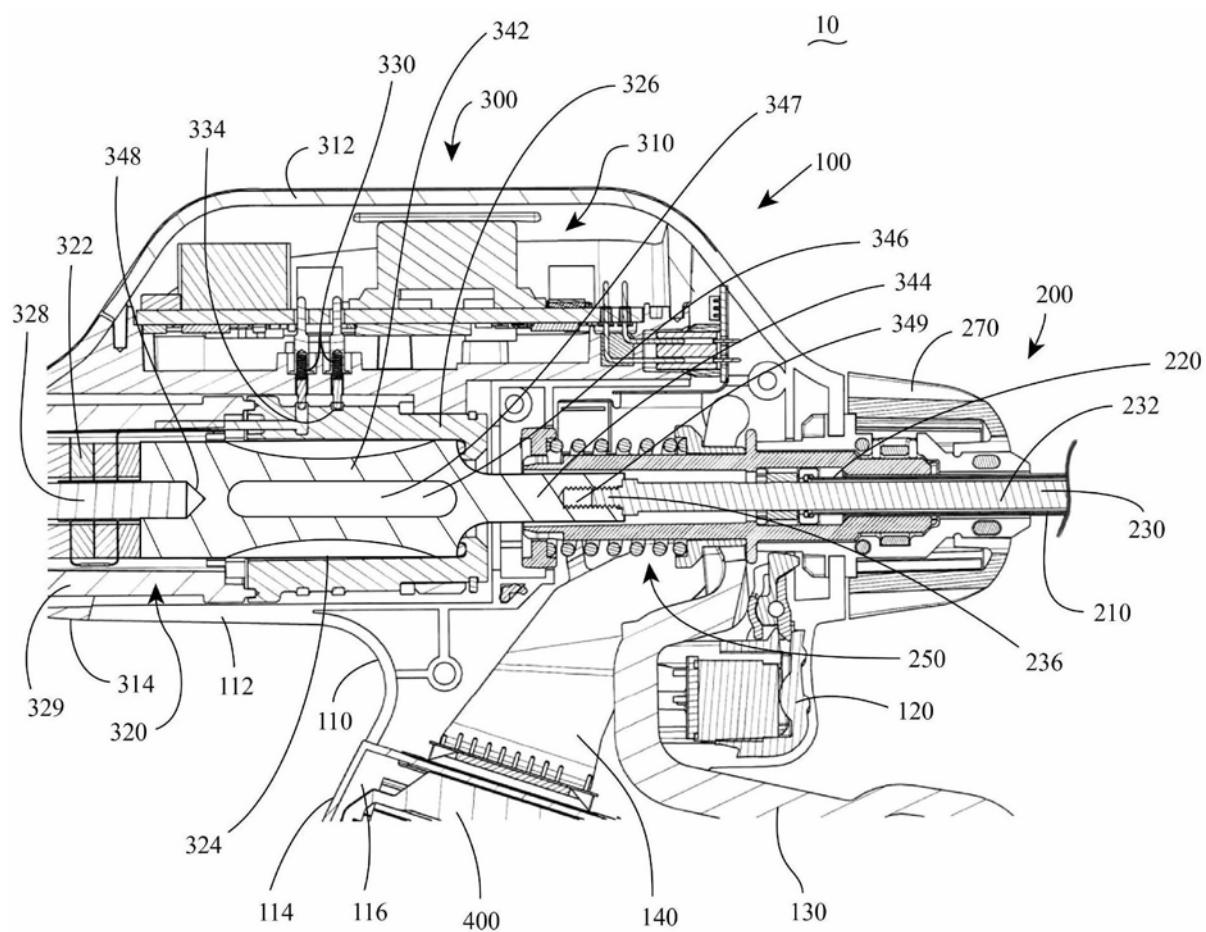


图2

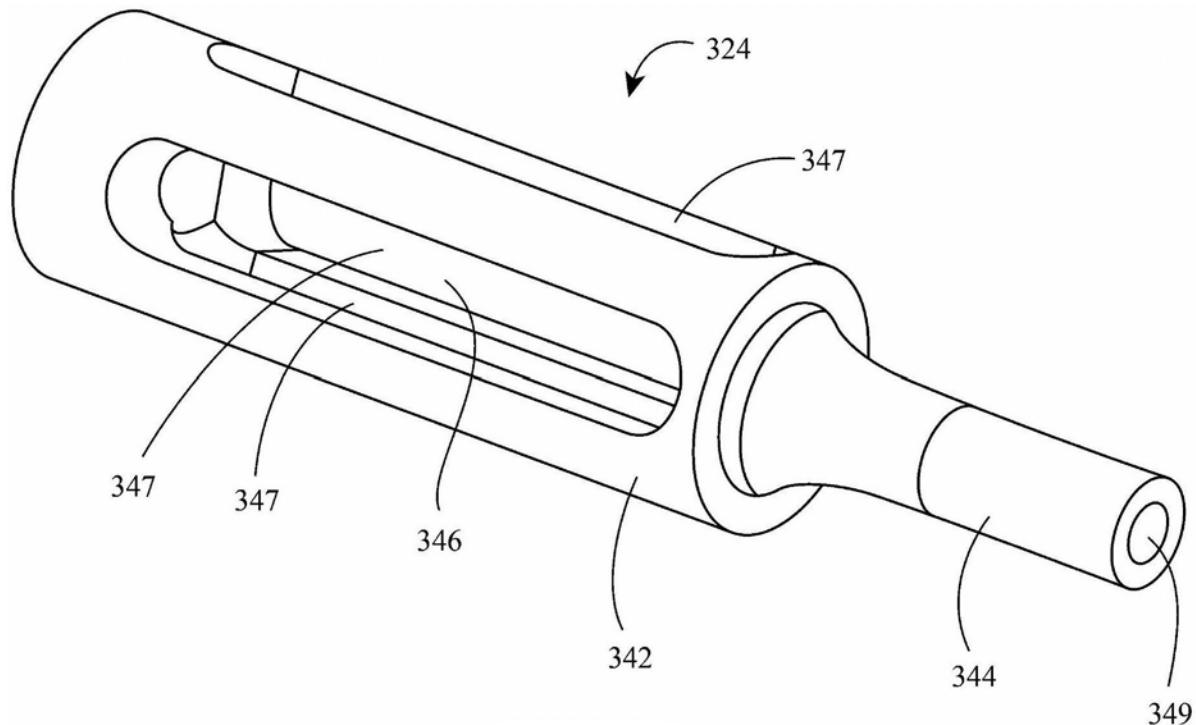


图3

专利名称(译)	超声变幅杆、超声外科器械以及制造超声变幅杆的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110090067A</a>	公开(公告)日	2019-08-06
申请号	CN201910088623.1	申请日	2019-01-29
[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		
发明人	M·S·考利		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00526 A61B2017/320069 A61B2017/320082 A61B17/22004 A61B2017/00402 A61B2017/00477 A61B2017/22015 A61B17/320092 A61B2017/00734 A61B2017/320074 B22F3/225		
代理人(译)	白皎		
优先权	15/882079 2018-01-29 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

本发明题为“超声变幅杆、超声外科器械以及制造超声变幅杆的方法”。本发明提供了一种用于超声外科器械的超声换能器组件的超声变幅杆，所述超声变幅杆包括主体和鼻部。所述主体限定管状构型，所述管状构型具有中空内部和从中穿过以延伸到所述中空内部中的多个狭槽。所述鼻部从所述主体向远侧延伸。所述主体限定近侧连接器，所述近侧连接器被构造成使得所述主体能够被固定到压电堆，并且所述鼻部限定远侧连接器，所述远侧连接器被构造成使得所述鼻部能够与波导接合以将由所述压电堆产生的超声能量传输到所述波导。

