



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210185655 U

(45)授权公告日 2020.03.27

(21)申请号 201920146311.7

(22)申请日 2019.01.29

(30)优先权数据

15/882,375 2018.01.29 US

16/048,953 2018.07.30 US

(73)专利权人 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 柳爱国

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

B06B 1/06(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

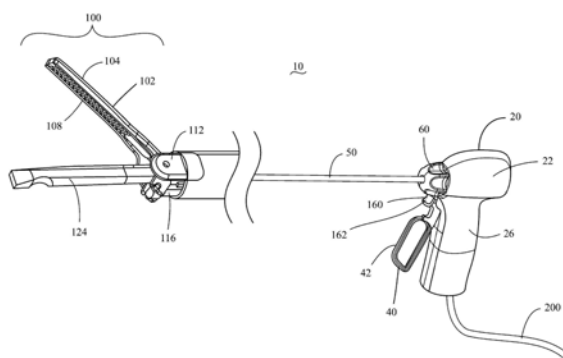
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)实用新型名称

紧凑型超声换能器和超声外科器械

(57)摘要

本实用新型提供了一种紧凑型超声换能器，所述紧凑型超声换能器包括近侧壳体，所述近侧壳体限定中空内部；以及压电棒阵列，所述压电棒阵列包括多个压电棒，所述多个压电棒彼此径向间隔开并且沿纵向取向的方向布置。所述压电棒阵列设置在所述中空内部内。所述紧凑型超声换能器还包括远侧变幅杆，所述远侧变幅杆包括远侧连接器，所述远侧连接器被构造成接合波导。所述远侧变幅杆被构造成接合所述近侧壳体以将所述压电棒阵列包封在所述中空内部内。本实用新型还提供了一种超声外科器械，该超声外科器械包括所述紧凑型超声换能器。



1. 一种紧凑型超声换能器,所述紧凑型超声换能器用于超声外科器械,其特征在于,所述紧凑型超声换能器包括:

近侧壳体,所述近侧壳体限定中空内部;

压电棒阵列,所述压电棒阵列包括多个压电棒,所述多个压电棒彼此径向间隔开并且沿纵向取向的方向布置,所述压电棒阵列设置在所述中空内部内;以及

远侧变幅杆,所述远侧变幅杆包括远侧连接器,所述远侧连接器被构造成接合波导,所述远侧变幅杆被构造成接合所述近侧壳体以将所述压电棒阵列包封在所述中空内部内。

2. 根据权利要求1所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,所述紧凑型超声换能器还包括密封件,所述密封件设置在所述近侧壳体与所述远侧变幅杆之间,所述密封件被构造成使所述近侧壳体与所述远侧变幅杆彼此接合。

3. 根据权利要求2所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,所述密封件被构造成使所述近侧壳体与所述远侧变幅杆彼此密封地接合,使得所述中空内部被密封封闭。

4. 根据权利要求2所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,所述近侧壳体与所述远侧变幅杆至少部分地由导电材料形成,并且其中所述密封件至少部分地由绝缘材料形成以使所述近侧壳体与所述远侧变幅杆彼此电隔离。

5. 根据权利要求4所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,所述近侧壳体或所述远侧变幅杆中的一者被构造成将在第一电势下的电能传送到所述压电棒阵列,并且其中所述近侧壳体或所述远侧变幅杆中的另一者被构造成将在第二电势下的电能传送到所述压电棒阵列以对所述压电棒阵列通电。

6. 根据权利要求1所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,所述压电棒阵列限定相对于纵向轴线的径向对称构型,所述纵向轴线贯穿所述紧凑型超声换能器来限定。

7. 根据权利要求1所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,所述多个压电棒在所述近侧壳体的近侧表面与所述远侧变幅杆的远侧表面之间保持压缩。

8. 根据权利要求1所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,在所述压电棒阵列的质心与所述远侧变幅杆的所述远侧连接器之间的距离为四分之一波长。

9. 根据权利要求1所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,在所述压电棒阵列的质心与所述远侧变幅杆的所述远侧连接器之间的距离为四分之一波长的倍数。

10. 根据权利要求1所述的紧凑型超声换能器,其特征在于,所述紧凑型超声换能器还包括内部仓,所述内部仓设置在所述中空内部内,并且被构造成在所述内部仓中保持所述多个压电棒。

11. 一种超声外科器械,其特征在于,所述超声外科器械包括:

外壳;

波导,所述波导从所述外壳朝远侧延伸;

超声刀片,所述超声刀片设置在所述波导的远侧端部处;以及

紧凑型超声换能器,所述紧凑型超声换能器由所述外壳支撑并且联接到所述波导,使得由所述紧凑型超声换能器所产生的超声能量沿着所述波导传输到所述超声刀片以利用所述超声能量处理组织,所述紧凑型超声换能器包括:

近侧壳体,所述近侧壳体限定中空内部;

压电棒阵列,所述压电棒阵列包括多个压电棒,所述多个压电棒彼此径向间隔开并且

沿纵向取向的方向布置,所述压电棒阵列设置在所述中空内部内;以及

远侧变幅杆,所述远侧变幅杆被构造成接合所述近侧壳体以将所述压电棒阵列包封在所述中空内部内。

12. 根据权利要求11所述的超声外科器械,其特征在于,所述紧凑型超声换能器还包括密封件,所述密封件设置在所述近侧壳体与所述远侧变幅杆之间,所述密封件被构造成使所述近侧壳体与所述远侧变幅杆彼此接合。

13. 根据权利要求12所述的超声外科器械,其特征在于,所述密封件被构造成使所述近侧壳体与所述远侧变幅杆彼此密封地接合,使得所述中空内部被密封封闭。

14. 根据权利要求12所述的超声外科器械,其特征在于,所述近侧壳体与所述远侧变幅杆至少部分地由导电材料形成,并且其中所述密封件至少部分地由绝缘材料形成以使所述近侧壳体与所述远侧变幅杆彼此电隔离。

15. 根据权利要求14所述的超声外科器械,其特征在于,所述超声外科器械还包括第一接触件和第二接触件,所述第一接触件和所述第二接触件设置在所述外壳内分别与所述远侧变幅杆和所述近侧壳体电接触,所述第一接触件和所述第二接触件被构造成分别经由所述远侧变幅杆和所述近侧壳体将在第一电势和第二电势下的电能传送到所述压电棒阵列以对所述压电棒阵列通电。

16. 根据权利要求15所述的超声外科器械,其特征在于,所述紧凑型超声换能器能够相对于所述外壳及所述第一接触件和所述第二接触件旋转,所述第一接触件和所述第二接触件分别保持与所述远侧变幅杆和所述近侧壳体的电接触,不论所述紧凑型超声换能器相对于所述第一接触件和所述第二接触件的旋转取向如何。

17. 根据权利要求11所述的超声外科器械,其特征在于,所述近侧壳体包括从近侧壳体径向向外延伸的环形凸缘,并且其中所述外壳包括支撑件,所述支撑件被构造成接收所述环形凸缘以至少部分地将所述紧凑型超声换能器可旋转地支撑在所述外壳内。

18. 根据权利要求11所述的超声外科器械,其特征在于,所述远侧变幅杆包括远侧连接器,所述远侧连接器被构造成接合所述波导,并且其中在所述压电棒阵列的质心与所述远侧连接器之间的距离为四分之一波长。

19. 根据权利要求11所述的超声外科器械,其特征在于,所述超声外科器械还包括夹持臂,所述夹持臂能够相对于所述超声刀片从打开位置移动到夹持位置以将组织夹持在夹持臂与超声刀片之间。

20. 根据权利要求19所述的超声外科器械,其特征在于,所述超声外科器械还包括活动手柄,所述活动手柄与所述外壳相关联并且可操作地联接到所述夹持臂,从而致动所述活动手柄会使所述夹持臂从所述打开位置移动到所述夹持位置。

紧凑型超声换能器和超声外科器械

技术领域

[0001] 本公开涉及超声外科器械,并且更具体地讲,涉及紧凑型超声换能器及包括其的超声外科器械。

背景技术

[0002] 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固、烧灼、融合、密封、切割、干燥和/或电灼组织以实现止血。

[0003] 超声外科器械通常采用换能器,该换能器联接到超声外科器械的手柄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为利用超声能量来处理组织。换能器可由超声发生器驱动,该超声发生器为机载的(例如,在超声外科器械的手柄之上或之内),或被远程设置(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包括刀片,该刀片从波导接收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持在刀片与钳口构件之间以促进对该组织的处理。

实用新型内容

[0004] 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,本文详述的任何或所有方面可与本文详述的任何或所有其他方面结合使用。

[0005] 根据本公开的各方面,提供了用于超声外科器械的紧凑型超声换能器,该紧凑型超声换能器包括近侧壳体,该近侧壳体限定中空内部;压电棒阵列,该压电棒阵列包括多个压电棒,该多个压电棒彼此径向间隔开,沿纵向取向的方向布置,并且设置在中空内部内;以及远侧变幅杆,该远侧变幅杆包括远侧连接器,该远侧连接器被构造成接合波导。远侧变幅杆被构造成接合近侧壳体以将压电棒阵列包封在中空内部内。

[0006] 在本公开的一个方面,紧凑型超声换能器还包括密封件,该密封件设置在近侧壳体与远侧变幅杆之间,并且被构造成使近侧壳体和远侧变幅杆彼此接合。

[0007] 在本公开的另一个方面,密封件被构造成使近侧壳体和远侧变幅杆彼此密封地接合,使得中空内部被密封封闭。

[0008] 在本公开的又一个方面,近侧壳体和远侧变幅杆至少部分地由导电材料形成,并且密封件至少部分地由绝缘材料形成以使近侧壳体和远侧变幅杆彼此电隔离。在此类方面,近侧壳体或远侧变幅杆中的一者可被构造成将在第一电势下的电能传送到压电棒阵列,并且近侧壳体或远侧变幅杆中的另一者可被构造成将第二电势下的电能传送到压电棒阵列以对压电棒阵列通电。

[0009] 在本公开的又一个方面,压电棒阵列限定相对于纵向轴线的径向对称构型,该纵向轴线贯穿紧凑型超声换能器来限定。

[0010] 在本公开的再一个方面,所述多个压电棒在近侧壳体的近侧表面与远侧变幅杆的远侧表面之间保持压缩。

[0011] 在本公开的另一个方面,在压电棒阵列的质心与远侧变幅杆的远侧连接器之间的距离为四分之一波长。另选地,在压电棒阵列的质心与远侧变幅杆的远侧连接器之间的距离可为四分之一波长的另一个倍数。

[0012] 在本公开的又一个方面,内部仓设置在中空内部内,并且被构造成在其中保持所述多个压电棒。

[0013] 根据本公开的各方面提供的超声外科器械包括外壳;波导,该波导从外壳朝远侧延伸;超声刀片,该超声刀片设置在波导的远侧端部处;以及紧凑型超声换能器,该紧凑型超声换能器由外壳支撑并且联接到波导,使得由紧凑型超声换能器所产生的超声能量沿着波导传输到超声刀片以利用该超声能量处理组织。紧凑型超声换能器包括近侧壳体,该近侧壳体限定中空内部;压电棒阵列,该压电棒阵列包括多个压电棒,所述多个压电棒彼此径向间隔开并且沿纵向取向的方向布置在中空内部中;以及远侧变幅杆,该远侧变幅杆被构造成接合近侧壳体以将压电棒阵列包封在中空内部内。

[0014] 在本公开的一个方面,紧凑型超声换能器还包括密封件,该密封件设置在近侧壳体与远侧变幅杆之间,并且被构造成使近侧壳体和远侧变幅杆彼此接合。

[0015] 在本公开的另一个方面,密封件被构造成使近侧壳体和远侧变幅杆彼此密封地接合,使得中空内部被密封封闭。

[0016] 在本公开的又一个方面,近侧壳体和远侧变幅杆至少部分地由导电材料形成,并且密封件至少部分地由绝缘材料形成以使近侧壳体和远侧变幅杆彼此电隔离。在此类方面,第一接触件和第二接触件可设置在外壳内分别与远侧变幅杆和近侧壳体电接触,并且被构造成分别经由远侧变幅杆和近侧壳体将在第一电势和第二电势下的电能传送到压电棒阵列以对压电棒阵列通电。

[0017] 在本公开的又一个方面,紧凑型超声换能器能够相对于外壳及第一接触件和第二接触件旋转,并且第一接触件和第二接触件分别保持与远侧变幅杆和近侧壳体的电接触,不论紧凑型超声换能器相对于第一接触件和第二接触件的旋转取向如何。

[0018] 在本公开的又一个方面,近侧壳体包括从近侧壳体径向向外延伸的环形凸缘。在此类方面,外壳包括支撑件,该支撑件被构造成接收环形凸缘以至少部分地将紧凑型超声换能器可旋转地支撑在外壳内。

[0019] 在本公开的另一个方面,远侧变幅杆包括远侧连接器,该远侧连接器被构造成接合波导,并且在压电棒阵列的质心与远侧连接器之间的距离为四分之一波长。

[0020] 在本公开的另一个方面,超声外科器械还包括夹持臂,该夹持臂能够相对于超声刀片从打开位置移动到夹持位置以将组织夹持在夹持臂与超声刀片之间。

[0021] 在本公开的又一个方面,超声外科器械还包括活动手柄,该活动手柄与外壳相关联并且可操作地联接到夹持臂,使得该活动手柄的致动使夹持臂从打开位置移动到夹持位置。

附图说明

[0022] 根据以下结合附图进行的详细描述,本公开的上述和其他方面和特征将变得显而

易见,其中类似的附图标号标识相似或相同的元件,并且:

[0023] 图1是根据本公开提供的超声外科器械的透视图,其中其远侧端部被放大以更好地示出其部件和特征;

[0024] 图2是移除了部件的图1的超声外科器械的近侧部分的侧视图,并且其中移除了超声外科器械的外壳的一部分以示出其中的内部部件,包括根据本公开的紧凑型超声换能器;

[0025] 图3是图2的紧凑型超声换能器的侧透视图,该紧凑型超声换能器包括联接到紧凑型超声换能器上的电接触件;

[0026] 图4是图2的紧凑型超声换能器的后透视图,其中移除了一部分以示出紧凑型超声换能器的内部部件;

[0027] 图5是图2的紧凑型超声换能器的分解侧透视图;并且

[0028] 图6是图2的紧凑型超声换能器的透视、局部剖视图,该紧凑型超声换能器包括在其中保持压电棒的内部仓。

具体实施方式

[0029] 本公开提供了紧凑型超声换能器及包括其的超声外科器械,但应当理解,本公开的紧凑型超声换能器同样适用于与其他合适的外科器械一起使用。

[0030] 参见图1和图2,被构造成根据本公开的各方面和特征来使用的超声外科器械通常被示出由附图标号10来标识。超声外科器械10包括外壳20;活动手柄40,该活动手柄可操作地联接到外壳20;轴50,该轴从外壳20朝远侧延伸;旋钮60,该旋钮支撑在外壳20上并且被构造用于使轴50相对于外壳20旋转;以及根据本公开的紧凑型超声换能器80(图2),该紧凑型超声换能器支撑在外壳20内。超声外科器械10还包括端部执行器组件100,该端部执行器组件设置在轴50的远侧端部处;波导120(图2),该波导延伸穿过外壳20和轴50并且将超声换能器80可操作地联接到端部执行器组件100;驱动组件140(图2),该驱动组件可操作地联接在活动手柄40与端部执行器组件100之间;以及激活组件160,该激活组件可操作地联接到外壳20以将能量选择性地提供给紧凑型超声换能器80,从而驱动紧凑型超声换能器80。超声外科器械10另外包括电缆200,该电缆被构造成连接到发生器(未示出)或其他电源以驱动紧凑型超声换能器80。

[0031] 外壳20限定纵向延伸的机筒部分22和固定手柄部分26,该固定手柄部分沿相对于机筒部分22的大体垂直取向从该机筒部分向下延伸。外壳20的机筒部分22限定支撑件23,该支撑件被构造成至少部分地将紧凑型超声换能器80可旋转地支撑在外壳20内。在实施方案中,能够从外壳20移除紧凑型超声换能器80。下文将详细描述紧凑型超声换能器80。机筒部分22还限定远侧开口25,轴50、驱动组件140的驱动套管146以及波导120以基本上同轴的布置方式延伸穿过该远侧开口。外壳20的固定手柄部分26定位在活动手柄40附近实现用户利用单手抓握外壳20的固定手柄部分26并且操纵活动手柄40。

[0032] 活动手柄40包括抓握部分42,该抓握部分被构造成促进由用户抓握和操纵。活动手柄40还包括凸缘部分44,该凸缘部分延伸到外壳20的机筒部分22中。凸缘部分44可经由枢轴销46枢转地联接到外壳20,并且限定分叉构型,该分叉构型包括间隔开的第一凸缘臂和第二凸缘臂48(图2中仅示出了一个凸缘臂48,因为其遮挡了另一个凸缘臂48),这些凸缘

臂可操作地联接到驱动组件140的芯轴142,使得活动手柄40围绕枢轴销46相对于外壳20从间隔开的位置朝接近的位置的枢转使驱动组件140的驱动套管146相对于端部执行器组件100平移,以使端部执行器组件100的夹持臂102相对于端部执行器组件100的刀片124在打开位置与夹持位置之间枢转以将组织夹持在夹持臂与刀片之间。

[0033] 继续参照图1和图2,轴50可由外壳20旋转地支撑,并且朝远侧延伸穿过外壳20的机筒部分22的远侧开口25。轴50包括设置在其远侧端部处的端部执行器组件100。轴50围绕驱动组件140的驱动套管146设置,但还可以设想到翻转该构型,例如其中驱动套管146围绕轴50设置。轴50相对于外壳20纵向固定,但响应于旋钮60相对于外壳20的旋转而能够经由轴与旋钮之间的联接来相对于该外壳旋转。旋钮60还联接到驱动套管146和波导120,使得旋钮60的旋转同样会使驱动组件140、波导120和紧凑型超声换能器80响应于旋钮60相对于外壳20的旋转而相对于外壳20旋转。

[0034] 端部执行器组件100包括夹持臂102、波导120的刀片124、一对U形夹构件112(图1中仅示出了一个U形夹构件112,另一个U形夹构件被遮挡)和驱动连杆116。夹持臂102包括框架104以及与框架104接合的组织垫108。夹持臂102的框架104可经由U形夹构件112枢转地联接到轴50的远侧端部部分。驱动连杆116联接在夹持臂102的框架104与驱动套管146(图2)的远侧端部部分之间,使得驱动套管146的平移使驱动连杆116平移,以使夹持臂102在打开位置与夹持位置之间枢转。

[0035] 波导120限定主体122、从主体122的远侧端部延伸的刀片124、以及从主体122的近侧端部延伸的近侧连接器126。刀片124从驱动组件140的驱动套管146和轴50朝远侧延伸,并且如上所指出,形成端部执行器组件100的一部分,因为刀片124被定位成与夹持臂102相对,使得夹持臂102从打开位置向夹持位置的枢转实现组织在夹持臂102与刀片124之间的夹持。刀片124可限定如图所示的线性构型,或可限定弯曲构型。波导120的近侧连接器126被构造成例如经由螺纹接合来实现波导120与紧凑型超声换能器组件80的接合,使得紧凑型超声换能器组件80所产生的机械运动能够沿着波导120传输到刀片124,以处理夹持在刀片124与夹持臂102之间或定位在刀片124附近的组织。

[0036] 驱动组件140包括芯轴142,该芯轴可操作地设置在驱动套管146周围。芯轴142被构造成接收活动手柄40的凸缘部分44,使得活动手柄40的枢转向芯轴142赋予纵向运动。芯轴142的纵向运动继而使驱动套管146平移,以使夹持臂102在打开位置与夹持位置之间枢转。芯轴142可固定地联接到驱动套管146,或可经由力限制连接(未示出)来联接到驱动套管,从而限制向设置在夹持臂102与刀片124之间的组织施加的夹持力。

[0037] 激活组件160包括从外壳20延伸的激活按钮162以实现用户的手动操纵。在一些实施方案中,激活按钮162被构造为双模式按钮,其中按钮162向第一致动位置的致动将与“低”功率模式相对应的能量提供给紧凑型超声换能器80,并且其中按钮162向第二致动位置的致动将与“高”功率模式相对应的能量提供给紧凑型超声换能器80。

[0038] 延伸穿过电缆200的线212,214,216被构造成使发生器(未示出)与激活按钮162及第一接触件172和第二接触件174电联接,以在激活按钮162激活后例如以“低”功率模式或“高”功率模式驱动紧凑型超声换能器80。第一接触件172和第二接触件174固定在外壳20内,并且被构造成使得第一接触件172和第二接触件174保持电联接到紧凑型超声换能器80,不论紧凑型超声换能器80相对于外壳20的旋转取向如何。

[0039] 现在转到图3至图6,对紧凑型超声换能器80进行详述。紧凑型超声换能器80包括近侧壳体82、远侧变幅杆84、隔离密封件86、包括多个压电棒90的压电棒阵列88、以及一些实施方案中的内部仓92(图6)。

[0040] 紧凑型超声换能器80的近侧壳体82包括管状主体83a,该管状主体限定中空内部83b;实心半球形近侧盖83c,该实心半球形近侧盖封闭管状主体83a的近侧端部;以及环形凸缘83d,该环形凸缘设置在管状主体83a的外表面周围并且从该外部表面径向向外延伸。近侧壳体82由导电材料形成,并且可一体形成成为单件材料,或以其他方式形成使得近侧盖83a密封到管状主体83a的近侧端部。环形凸缘83d经由外壳20的支撑件23实现紧凑型超声换能器80能够在外壳20内的旋转安装(参见图2)。管状主体83a在超声外科器械10的第二接触件174附近限定大体平滑的表面,使得在管状主体83a与第二接触件174之间保持电连通,不论紧凑型超声换能器80相对于第二接触件174的旋转取向如何(参见图2)。在管状主体83a的内部环形表面上朝向管状主体83a的远侧端部形成螺纹83e,下文将详述该螺纹的目的。在实施方案中,近侧盖83a的内部面向远侧的表面83f限定多个圆柱形缺口83g,每个圆柱形缺口被构造成以与之互补配合接合的方式在其中支撑压电棒90之一的近侧端部。在其他实施方案中,不提供缺口83g并且表面83f限定平面构型。在任一种构型中,压电棒90的近侧端部经由导电近侧壳体82来与第二接触件174电联接。

[0041] 紧凑型超声换能器80的远侧变幅杆84由导电材料形成,并且可一体形成成为单件实心材料,或可以其他方式形成和/或构造。远侧变幅杆84沿近侧至远侧方向渐缩,并且限定远侧连接器85a,该远侧连接器被构造成例如经由凸-凹螺纹连接来在其中接收波导120的近侧连接器126(图2),从而使远侧变幅杆84(因此紧凑型超声换能器80)与波导120(图2)可操作地联接。远侧变幅杆84还包括螺纹85b,该螺纹在其外部环形表面上朝向其近侧端部形成,下文将详述该螺纹的目的。远侧变幅杆84还在超声外科器械10的第一接触件172附近限定大体平滑的表面,使得在远侧变幅杆84与第一接触件172之间保持电连通,不论紧凑型超声换能器80相对于第一接触件172的旋转取向如何(参见图2)。

[0042] 远侧变幅杆84另外限定面向近侧的表面85c。面向近侧的表面85c可限定多个圆柱形缺口85d,每个圆柱形缺口被构造成以与之互补配合接合的方式在其中支撑压电棒90之一的远侧端部。在其他实施方案中,不提供缺口85d并且表面85c限定平面构型。在任一种构型中,压电棒90的远侧端部经由导电远侧变幅杆84来与第一接触件172电联接。

[0043] 隔离密封件86由电绝缘材料形成,并且限定环形构型,该环形构型具有在其外部环形表面上限定的外部螺纹87a以及在其内部环形表面上限定的内部螺纹87b。外部螺纹87a被构造成接合近侧壳体82的螺纹83e,并且内部螺纹87b被构造成接合远侧变幅杆84的螺纹85b,由此使近侧壳体82和远侧变幅杆84彼此密封地接合,从而密封住近侧壳体82的中空内部83b,同时保持近侧壳体82和远侧变幅杆84彼此电隔离。

[0044] 继续参照图3至图6,如上所指出,压电棒阵列88包括多个压电棒90。压电棒90沿纵向取向的方向布置,与紧凑型超声换能器80的纵向轴线基本上平行(在制造和材料公差内),并且可以径向对称或其他合适的图案布置。虽然示出了六(6)个压电棒90(在图4和图5中,其中没有中心棒)或示出了七(7)个压电棒90(在图6中,其中提供了中心棒),但还可以设想到更多或更少的压电棒90。压电棒90被构造用于定位在近侧壳体82的密封中空内部83b内,且其近侧端部与近侧壳体82的表面83f接触(因此与之电连通)并且其远侧端部与远

侧变幅杆84的表面85c接触(因此与之电连通),使得压电棒90受到压缩。

[0045] 在实施方案中,压电棒90的近侧端部和远侧端部分别接收在缺口83g,85d内起到保持压电棒90处于适当位置的作用。另选地或除此之外,如图6所示,限定多个棒接收容座94的内部仓92可设置在近侧壳体82的中空内部83b内以保持压电棒90处于适当位置。

[0046] 作为上文详述的构型的结果,紧凑型超声换能器80可限定一定长度,其中在压电棒阵列88的质心与远侧变幅杆84的远侧连接器85a之间的距离为四分之一($1/4$)波长。紧凑型超声换能器80可另选地限定四分之一($1/4$)波长间隔的更大此类长度。上文详述的构型还密封紧凑型超声换能器80以实现紧凑型超声换能器80进行高压消毒、清洁和/或以其他方式灭菌用于重复使用。

[0047] 在使用中,在激活后,这些接触件之一(例如,第一接触件172)用作接地(中性)电极,并且另一个接触件(例如,第二接触件174)用作交变充电的(+/-)电极以对压电棒90通电,从而产生超声能量(例如,机械振动运动),该超声能量通过远侧变幅杆84和波导120(图2)从压电棒90传输到刀片124(图1)以利用该超声能量处理组织。

[0048] 尽管在附图中已经示出了本公开的若干实施方案,但是本公开不旨在限于本公开的若干实施方案,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。

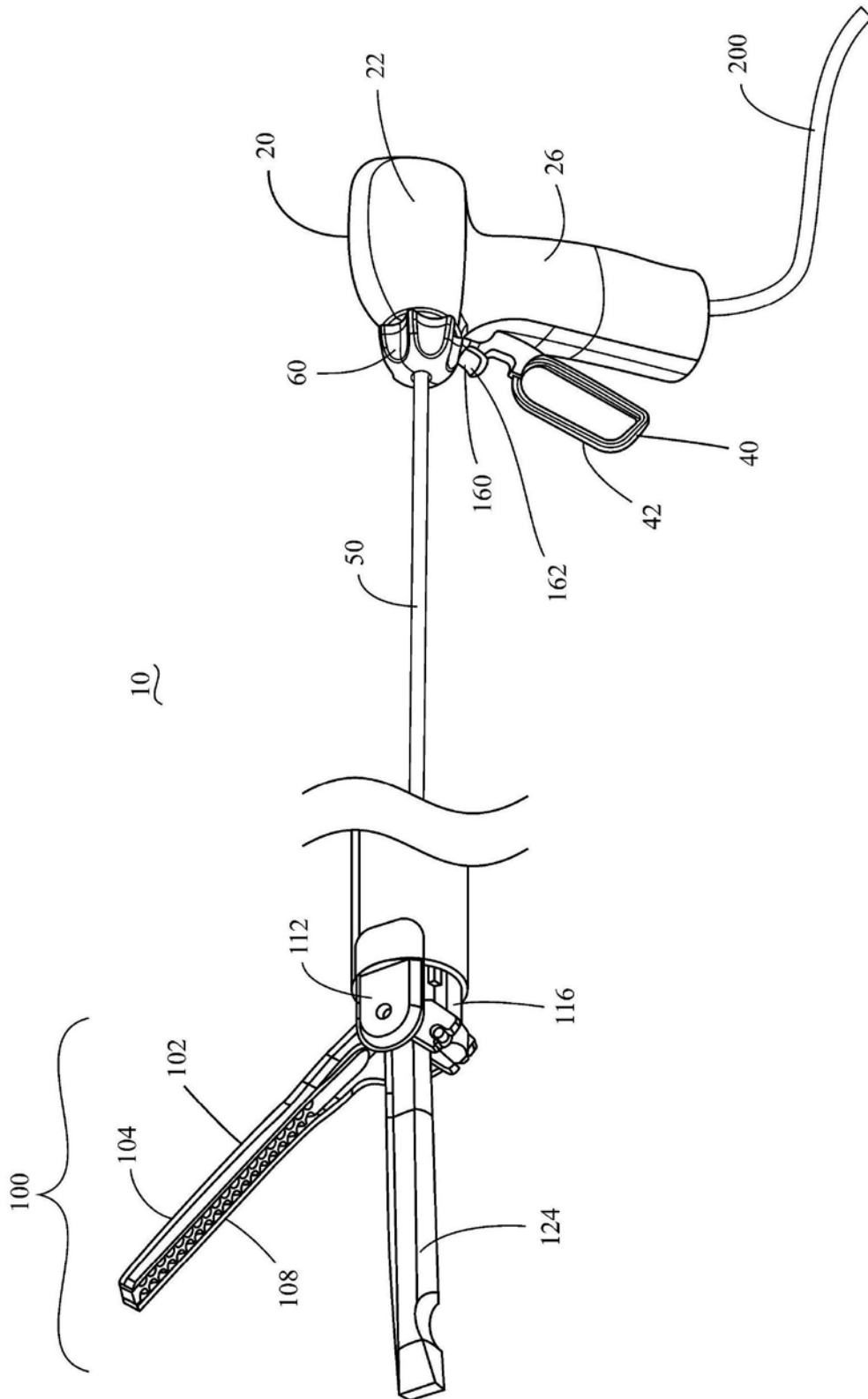


图1

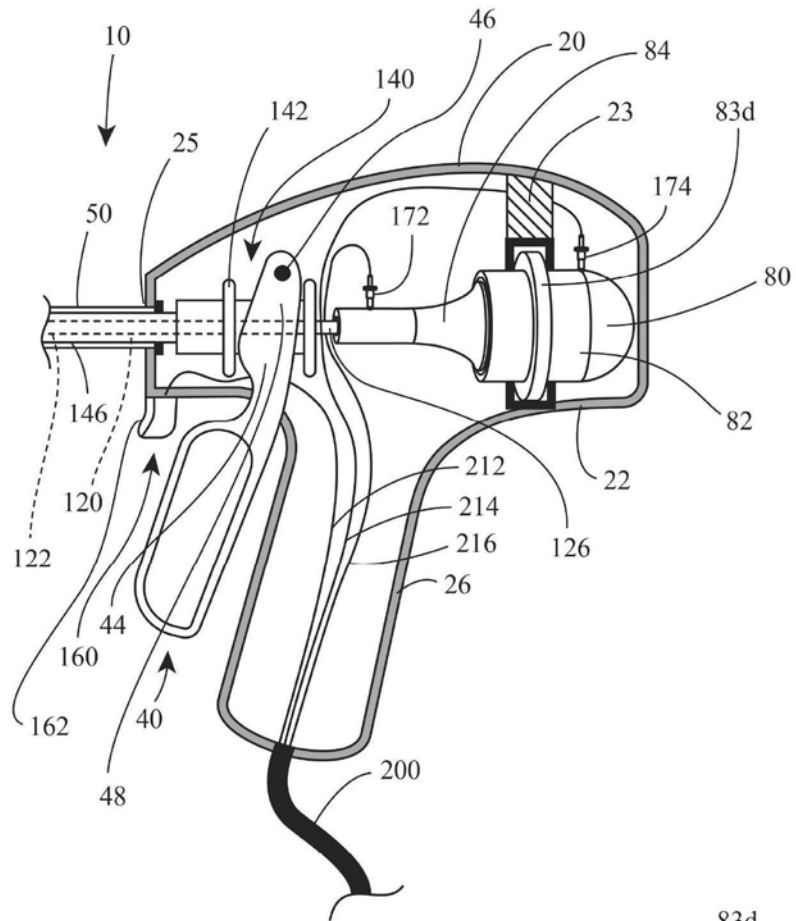


图2

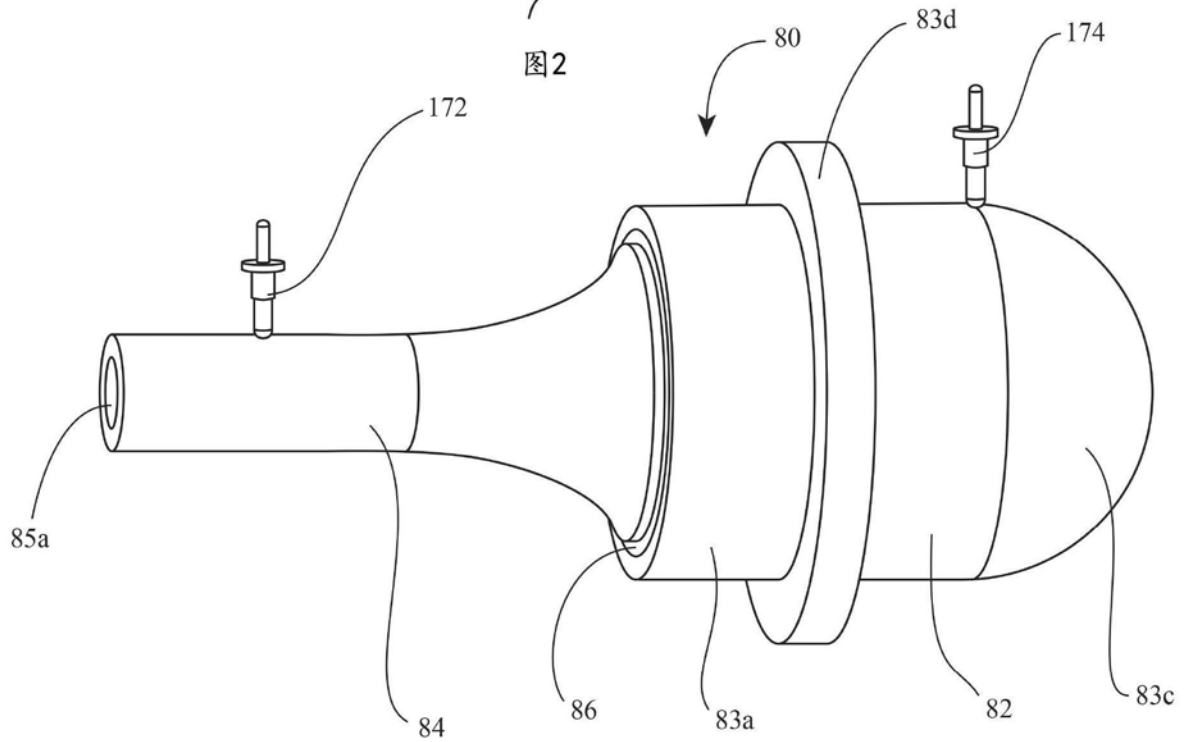


图3

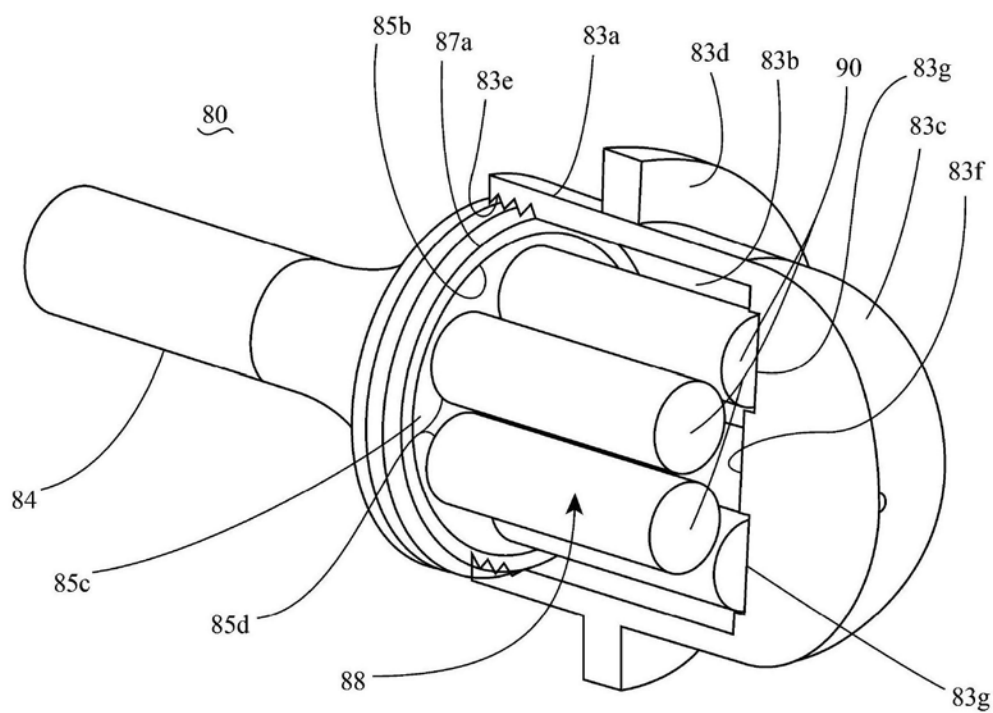


图4

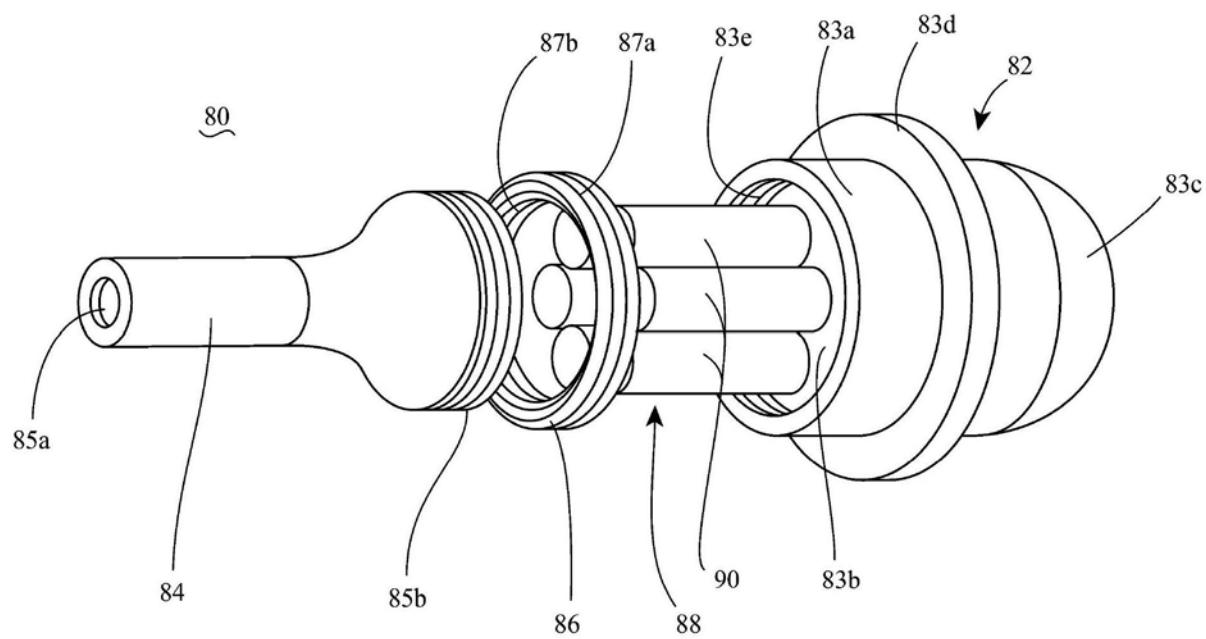


图5

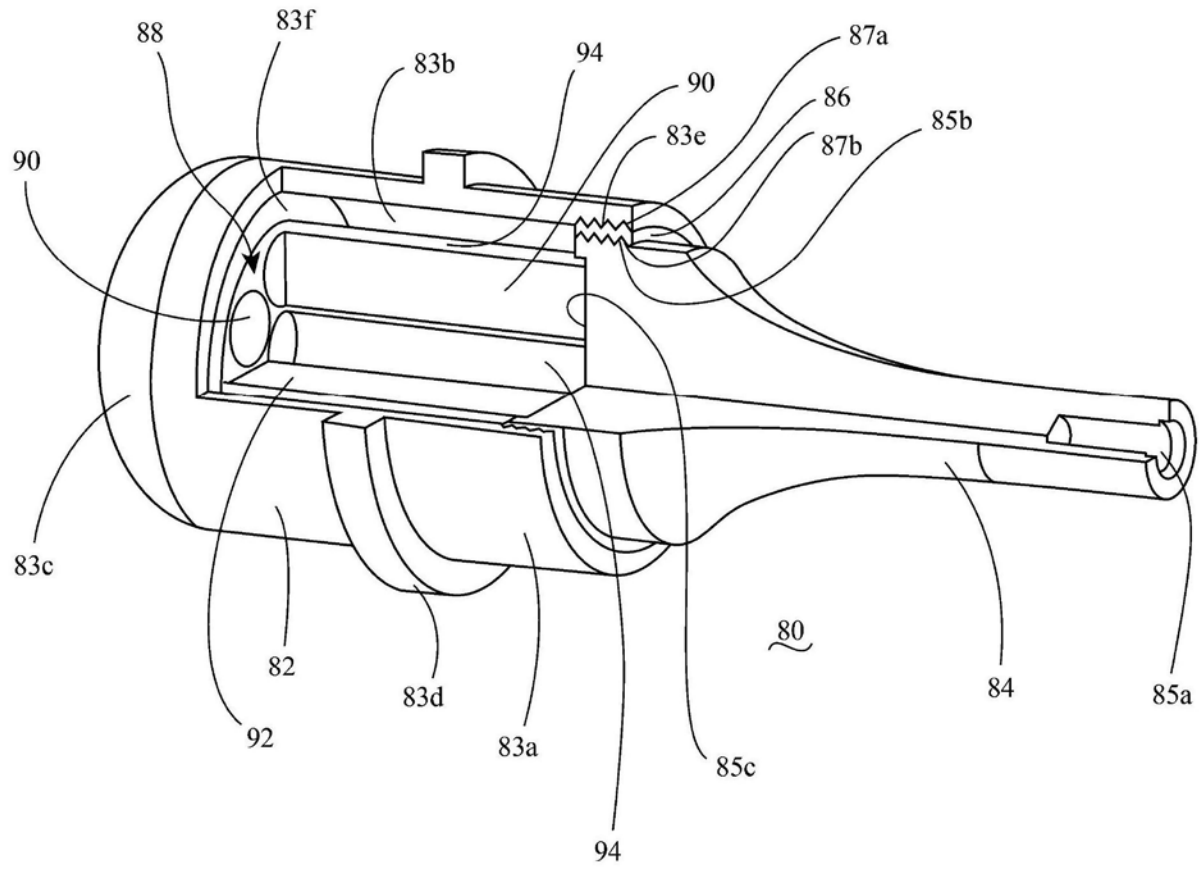


图6

专利名称(译)	紧凑型超声换能器和超声外科器械		
公开(公告)号	CN210185655U	公开(公告)日	2020-03-27
申请号	CN201920146311.7	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 B06B1/06		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00367 A61B2017/0042 A61B2017/0046 A61B2017/320069 A61B2017/320082 B06B1/0633 A61B17/320092 A61B2017/22027 A61B2017/320074 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/00026 A61B2017/0011		
优先权	15/882375 2018-01-29 US 16/048,953 2018-07-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型提供了一种紧凑型超声换能器，所述紧凑型超声换能器包括近侧壳体，所述近侧壳体限定中空内部；以及压电棒阵列，所述压电棒阵列包括多个压电棒，所述多个压电棒彼此径向间隔开并且沿纵向取向的方向布置。所述压电棒阵列设置在所述中空内部内。所述紧凑型超声换能器还包括远侧变幅杆，所述远侧变幅杆包括远侧连接器，所述远侧连接器被构造为接合波导。所述远侧变幅杆被构造为接合所述近侧壳体以将所述压电棒阵列包封在所述中空内部内。本实用新型还提供了一种超声外科器械，该超声外科器械包括所述紧凑型超声换能器。

