



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114040719 A

(43) 申请公布日 2022. 02. 11

(21) 申请号 202080028431.2

(22) 申请日 2020.04.09

(30) 优先权数据

62/835,277 2019.04.17 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.10.13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2020/027371 2020.04.09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/214471 EN 2020.10.22

(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 M·J·布朗

C·T·楚迪

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038

代理人 罗闻

(51) Int.Cl.

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 18/02 (2006.01)

A61L 31/02 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

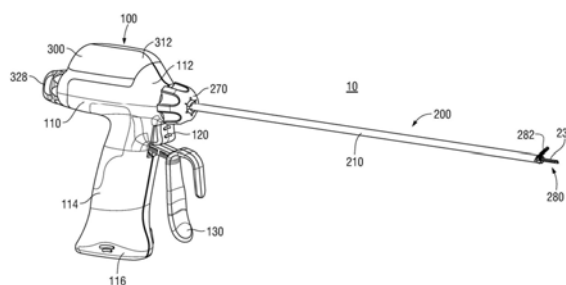
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54) 发明名称

用于超声手术器械的超声波导和刀片以及
其制造方法

(57) 摘要

一种配置成与超声手术器械一起使用的波导包含细长主体,所述细长主体在其近端处具有第一啮合部件。所述第一啮合部件将所述细长主体与超声换能器啮合以使得能够沿着所述细长主体从所述超声换能器传输超声能量。所述细长主体由钛或钛合金形成。刀片固定啮合到所述细长主体的远端且从所述细长主体的所述远端向远侧延伸,以便从所述细长主体接收超声能量以用于处理与所述刀片接触的组织。所述刀片由非晶材料形成。



1. 一种配置成与超声手术器械一起使用的波导,所述波导包括:

细长主体, 其在其近端处具有第一啮合部件, 所述第一啮合部件配置成将所述细长主体与超声手术器械的超声换能器啮合以使得能够沿着所述细长主体从所述超声换能器传输超声能量, 其中所述细长主体由钛或钛合金形成; 以及

刀片, 其固定啮合到所述细长主体的远端且从所述细长主体的远端向远侧延伸, 并且配置成从所述细长主体接收超声能量以用于处理与所述刀片接触的组织, 其中所述刀片由非晶材料形成。

2. 根据权利要求1所述的波导, 其中所述细长主体在其远端处限定第二啮合部件, 所述第二啮合部件有助于所述刀片与所述细长主体在所述细长主体的所述远端处的所述固定啮合。

3. 根据权利要求2所述的波导, 其中所述刀片围绕所述第二啮合部件注射成型以在所述细长主体与所述刀片之间建立过盈配合接合。

4. 根据权利要求2所述的波导, 其中所述第二啮合部件是不均匀成形的突起, 所述突起配置成有助于所述细长主体与所述刀片之间的过盈配合接合。

5. 根据权利要求1所述的波导, 其中超声能量从所述超声换能器到所述波导的所述传输在所述波导的所述近端与所述远端之间产生具有至少一个波腹点的驻波。

6. 根据权利要求1所述的波导, 其中所述刀片由金属非晶材料形成。

7. 根据权利要求1所述的波导, 其中所述刀片由金属玻璃非晶材料形成。

8. 一种制造超声手术器械的波导的方法, 所述方法包括:

形成细长主体, 所述细长主体限定从所述细长主体的远端延伸的不均匀成形的突起; 以及

在所述不均匀成形的突起上方注射成型非晶材料以形成与所述细长主体固定啮合且从所述细长主体向远侧延伸的刀片。

9. 根据权利要求8所述的制造波导的方法, 其中所述注射成型在所述细长主体与所述刀片之间形成过盈配合接合。

10. 根据权利要求9所述的制造波导的方法, 其中所述细长主体与所述刀片之间的所述过盈配合接合有助于超声能量从超声换能器到所述波导的传输。

11. 根据权利要求10所述的制造波导的方法, 其中所述过盈配合接合定位在沿着所述波导的波腹点处。

12. 根据权利要求8所述的制造波导的方法, 其中所述非晶材料是金属的。

13. 根据权利要求8所述的制造波导的方法, 其中所述非晶材料是金属玻璃。

14. 根据权利要求8所述的制造波导的方法, 其中形成所述细长主体包含从圆柱形棒机械加工所述细长主体。

15. 根据权利要求8所述的制造波导的方法, 其中所述细长主体由钛或钛合金形成。

16. 一种超声手术器械, 其包括:

壳体, 其支撑超声换能器; 和

细长组合件, 其从所述壳体向远侧延伸, 所述细长组合件包含:

波导, 其包括:

细长主体, 其在其近端处具有第一啮合部件, 所述第一啮合部件配置成将所述细长主

体与所述超声换能器啮合以使得能够沿着所述细长主体从所述超声换能器传输超声能量，其中所述细长主体由钛或钛合金形成；以及

刀片，其固定啮合到所述细长主体的远端且从所述细长主体的远端向远侧延伸，并且配置成从所述细长主体接收超声能量以用于处理与所述刀片接触的组织，其中所述刀片由非晶材料形成；

固定套管和可移动套管，其各自围绕所述波导设置且限定近端部分和远端部分；以及

钳夹部件，其邻近所述固定套管的所述远端部分可枢转地支撑且可操作地联接到所述可移动套管，使得所述可移动套管相对于所述固定套管的平移使所述钳夹部件相对于所述刀片在打开位置与夹持位置之间枢转。

17. 根据权利要求16所述的超声手术器械，其中所述细长主体在其远端处限定第二啮合部件，所述第二啮合部件有助于所述刀片与所述细长主体在所述细长主体的所述远端处的所述固定啮合。

18. 根据权利要求17所述的超声手术器械，其中所述刀片围绕所述第二啮合部件注射成型以在所述细长主体与所述刀片之间建立过盈配合接合。

19. 根据权利要求17所述的超声手术器械，其中所述第二啮合部件是不均匀成形的突起，所述突起配置成有助于所述细长主体与所述刀片之间的过盈配合接合。

20. 根据权利要求16所述的超声手术器械，其中所述细长主体进一步配置成能与所述手术器械中的手柄部分分离且能在每次使用之后丢弃。

用于超声手术器械的超声波导和刀片以及其制造方法

技术领域

[0001] 本公开涉及超声手术器械,且更确切地说,涉及用于超声手术器械的超声波导和刀片以及其制造方法。

背景技术

[0002] 超声手术器械利用超声能量,即超声振动来处理组织。更具体地说,超声手术器械利用以超声频率传输的机械振动能量来凝结、烧灼、熔合、密封、切割、干燥、电灼或以其它方式处理组织。

[0003] 通常,超声手术器械配置成将由发生器和换能器组合件产生的超声能量沿着波导传输到与发生器和换能器组合件间隔开的末端执行器。举例来说,关于无线超声器械,例如电池等便携式电源以及发生器和换能器组合件安装在手持式器械自身上,而波导将发生器和换能器组合件与末端执行器互连。有线超声器械以类似的方式操作,不同之处在于,不是将发生器和电源安装在手持式器械自身上,而是将手持式器械配置成经由有线连接而连接到独立电源和/或发生器。

发明内容

[0004] 如本文所使用,术语“远侧”是指所描述的更远离用户的部分,而术语“近侧”是指所描述的更靠近用户的部分。另外,在一致的程度上,本文中所详述的任何或所有方面可以与本文中所详述的任何或所有其它方面结合使用。

[0005] 根据本公开的各方面提供一种配置成与超声手术器械一起使用的波导。波导包含细长主体,所述细长主体在其近端处具有第一啮合部件,所述第一啮合部件将细长主体与超声手术器械的超声换能器啮合以使得能够沿着细长主体从超声换能器传输超声能量。细长主体由钛或钛合金形成。刀片固定啮合到细长主体的远端且从细长主体的远端向远侧延伸以从细长主体接收超声能量,从而用于处理与刀片接触的组织。刀片由非晶材料形成。

[0006] 在本公开的一方面,细长主体在其远端处限定第二啮合部件,而第二啮合部件有助于刀片与细长主体在细长主体的远端处的固定啮合。

[0007] 在本公开的另一方面,刀片围绕第二啮合部件注射成型以在细长主体与刀片之间建立过盈配合接合。

[0008] 在本公开的再一方面,第二啮合部件是不均匀成形的突起,所述突起有助于细长主体与刀片之间的过盈配合接合。

[0009] 在本公开的又一方面,超声能量从超声换能器到波导的传输在波导的近端与远端之间产生具有至少一个波腹点的驻波。

[0010] 在本公开的再一方面,刀片由金属非晶材料形成。

[0011] 在本公开的另一方面,刀片由金属玻璃非晶材料形成。

[0012] 根据本公开的各方面提供的制造超声手术器械的波导的方法包含:形成细长主体,所述细长主体限定从细长主体的远端延伸的不均匀成形的突起;以及在不均匀成形的

突起上方注射成型非晶材料以形成与细长主体固定啮合且从细长主体向远侧延伸的刀片。

[0013] 在本公开的一方面,注射成型在细长主体与刀片之间形成过盈配合接合。

[0014] 在本公开的另一方面,细长主体与刀片之间的过盈配合接合有助于超声能量从超声换能器到波导的传输,使得在波导的近端与远端之间产生具有至少一个波腹点的驻波。

[0015] 在本公开的再一方面,过盈配合接合定位在沿着波导的波腹点处。

[0016] 在本公开的又一方面,非晶材料是金属的。

[0017] 在本公开的再一方面,非晶材料是金属玻璃。

[0018] 在本公开的另一方面,形成细长主体包含从圆柱形杆机械加工细长主体。

[0019] 在本公开的又一方面,细长主体由钛或钛合金形成。

[0020] 根据本公开的各方面还提供一种超声手术器械。超声手术器械包含支撑超声换能器的壳体 and 从壳体向远侧延伸的细长组合件。细长组合件包含波导,所述波导包含在其近端处具有第一啮合部件的细长主体。第一啮合部件将细长主体与超声换能器啮合以使得能够沿着细长主体从超声换能器传输超声能量。细长主体由钛或钛合金形成。波导进一步包含刀片,所述刀片固定啮合到细长主体的远端且从细长主体的远端向远侧延伸以从细长主体接收超声能量,从而用于处理与刀片接触的组织。刀片由非晶材料形成。超声手术器械进一步包含固定套管和可移动套管,其各自围绕波导设置且限定近端部分和远端部分。钳夹部件可枢转地支撑在固定套管的远端部分处且可操作地联接到可移动套管,使得可移动套管相对于固定套管的平移使钳夹部件相对于刀片在打开位置与夹持位置之间枢转。

[0021] 在本公开的一方面,细长主体在其远端处限定第二啮合部件。第二啮合部件有助于刀片与细长主体在细长主体的远端处的固定啮合。

[0022] 在本公开的另一方面,刀片围绕第二啮合部件注射成型以在细长主体与刀片之间建立过盈配合接合。

[0023] 在本公开的再一方面,第二啮合部件是不均匀成形的突起,所述突起有助于细长主体与刀片之间的过盈配合接合。

[0024] 在本公开的又一方面,超声能量从超声换能器到波导的传输在波导的近端与远端之间产生具有至少一个波腹点的驻波。

[0025] 在本公开的又一方面,刀片由金属非晶材料形成。

[0026] 在本公开的另一方面,刀片由金属玻璃非晶材料形成。

附图说明

[0027] 当结合附图考虑时,鉴于以下详细描述,本公开的以上和其它方面和特征将变得更显而易见,其中相同的附图标记标识相似或相同的元件。

[0028] 图1是根据本公开提供的超声手术器械的透视图;

[0029] 图2是其中与手柄组合件分离的细长组合件的图1的超声手术器械的透视图;

[0030] 图3是图2的细长组合件的分解透视图;

[0031] 图4是图1的超声手术器械的一部分的放大的纵向横截面图,说明细长组合件与手柄组合件之间的啮合;

[0032] 图5是根据本公开的配置成与图1的超声手术器械一起使用的波导的透视图;以及

[0033] 图6是图5的波导的一部分的放大的分解视图,说明波导的细长主体与刀片之间的

过盈配合接合。

具体实施方式

[0034] 大体上参考图1和图2,示出根据本公开的各方面和特征提供的超声手术器械,其大体由附图标记10标识。虽然相对于超声手术器械10进行了详细描述,但是本公开的各方面和特征同样适用于与任何合适的超声手术器械一起使用。因此,下文大体上描述了超声手术器械10。超声手术器械10的包含其组合件和用途的额外特征详细描述于2017年4月25日提交且作为第US 2017/0319229号专利申请公开而公开的第15/496,241号美国专利申请中,所述申请的全部内容特此以引用的方式并入本文中。

[0035] 超声手术器械10大体上包含手柄组合件100和配置成可释放地啮合手柄组合件100的细长组合件200。手柄组合件100包含壳体110和固定手柄部分114,所述壳体110限定了配置成支撑超声换能器和发生器组合件(“TAG”;transducer and generator assembly) 300的主体部分112,所述固定手柄部分114限定了配置成接收电池组合件400(图4)的隔室116。手柄组合件100进一步包含激活按钮120,所述激活按钮120可操作地定位以在TAG 300安装在壳体110的主体部分112上并且电池组合件400(图4)啮合在壳体110的隔室116内时在TAG300与电池组合件400(图4)之间电耦合。

[0036] 夹钳触发器130从手柄组合件100的壳体110邻近于壳体110的固定手柄部分114延伸。夹钳触发器130包含延伸到壳体110的主体部分112中的分叉驱动部分132,并且可相对于壳体110选择性地移动以致动超声手术器械10。

[0037] 如上文所提及,TAG 300和电池组合件400(图4)各自可从手柄组合件100拆卸,以便于在单次使用后弃置手柄组合件100或实现对手柄组合件100的灭菌以供后续使用。TAG 300可以配置成耐受灭菌,使得TAG 300可以被灭菌以供重复使用。另一方面,电池组合件400(图4)配置成无菌转移并保留在手柄组合件100的壳体110的固定手柄部分114的隔室116内,使得电池组合件400(图4)可以重复使用而无需对其进行灭菌。

[0038] 另外参考图4,设置在手柄组合件100的壳体110内的电连接器140包含TAG触点142、电池组合件触点144和激活按钮连接器146。电连接器140经由激活按钮连接器146电耦合到激活按钮120,配置成在TAG 300与手柄组合件100的壳体110的主体部分112啮合时经由TAG触点142电耦合到TAG 300,且配置成在电池组合件400啮合在手柄组合件100的壳体110的固定手柄部分114的隔室116内时经由电池组合件触点144电耦合到电池组合件400。因此,在使用时,当激活按钮120以适当的方式激活时,取决于激活按钮120的激活方式,以“低”功率模式或“高”功率模式激活下面的双模式开关组合件122以从电池组合件400向TAG 300供电。

[0039] 继续参考图1、图2和图4,TAG 300包含发生器310和超声换能器320。发生器310包含配置成容纳发生器310的内部电子件的壳体312和配置成可旋转地支撑超声换能器320的底座314。超声换能器320包含压电叠堆322和向远侧延伸的喇叭324。喇叭324在其自由远端处限定带螺纹的阴接收器326。分别与发生器310和超声换能器320相关联的一组连接器330、332以及对应旋转触点334、336使得驱动信号能够从发生器310传送到压电袋322以驱动超声换能器320。更具体地说,超声换能器320的压电叠堆322将从发生器310接收的高压AC信号转换成从喇叭324输出到细长组合件200的机械运动,如下文详细描述。超声换能器

320进一步包含设置在其近端处的旋钮328,以使得超声换能器320能够相对于发生器310旋转。

[0040] 参考图2到图3,细长组合件200包含外驱动套管210、设置在外驱动套管210内的且外驱动套管210配置成围绕其滑动的内支撑套管220、延伸穿过内支撑套管220的波导230、围绕波导230啮合的扭矩配接器240、围绕外驱动套管210设置且可操作地联接在外驱动套管210与夹钳触发器130(图4)的分叉驱动部分132之间的驱动组合件250、围绕外驱动套管210设置且可操作地联接到波导230的扭矩壳体260、可操作地围绕力矩壳体260设置的旋钮270以及设置在内支撑套管220的远端处的末端执行器280(包含钳夹部件282)。细长组合件200配置成可释放地啮合手柄组合件100,使得从超声换能器320的喇叭324输出的机械运动沿着波导230传输到末端执行器280以通过其处理组织,使得可选择性地致动夹钳触发器130以操纵末端执行器280,并且使得可选择性地旋转旋钮270以相对于手柄组合件100旋转细长组合件200。细长组合件200可配置为一次性单次使用式组件或可灭菌以供后续使用的可重复使用组件。在实施例中,细长组合件200与手柄组合件100集成,并且在此类实施例中,不能从其移除。

[0041] 另外参考图4到图6,如上文所提及,波导230延伸穿过内支撑套管220。波导230限定主体231、从主体231的远端延伸的刀片232和从主体231的近端延伸的第一啮合部件233。刀片232从内支架套管220向远侧延伸且形成末端执行器280的部分,其中刀片232定位成与钳夹部件282相对,使得钳夹部件282从打开位置到夹持位置的枢转能够夹持钳夹部件282与刀片232之间的组织。刀片232限定弯曲配置,其中钳夹部件282在打开位置与夹持位置之间的移动方向垂直于刀片232的弯曲方向。然而,还可设想,刀片232限定直线配置,或者刀片232朝向或远离钳夹部件282弯曲,也就是说,其中钳夹部件282在打开位置与夹持位置之间的移动方向与刀片232的弯曲方向共轴或平行。

[0042] 波导230的第一啮合部件233配置成使得波导230能够与超声换能器320的喇叭324,使得由超声换能器320产生的机械运动能够沿着波导230传输到刀片232,以用于处理夹持在刀片232与钳夹部件282之间或定位成邻近于刀片232的组织。为此目的,第一啮合部件233包含带螺纹的阳轴237,所述阳轴237配置成用于在超声换能器320的喇叭324的带螺纹的阴接收器326内螺纹啮合。在其它实施例中,第一啮合部件233包含配置成从喇叭324接收带螺纹的阳轴的带螺纹的阴轴。允许超声波形在波导与喇叭之间传输的机械联接的任何组合将允许元件适当地起作用。

[0043] 参考图5和图6,如上文所提及,刀片232固定啮合到细长主体231的远端。刀片232从细长主体231的远端向远侧延伸且配置成从细长主体231接收超声能量,以用于处理与刀片232接触的组织,例如夹持在刀片232与钳夹部件282之间的组织(图1)。在一些实施例中,细长主体231由钛或钛合金形成,且刀片232由非晶材料形成。

[0044] 波导230的细长主体231在其远端处限定第二啮合部件234,使得第二啮合部件234有助于刀片232与细长主体231在细长主体231远端处的固定啮合。第二啮合部件234配置成有助于细长主体231与刀片232之间的过盈配合接合235。此外,第二啮合部件234定位成位于通过来自超声换能器320的超声能量传输而沿着波导230产生的驻波的波腹点236上。通过将第二啮合部件234定位在波腹点上或尽可能靠近波腹点,在所述点即细长主体231与刀片232之间的啮合点处产生的应力最小(而位移最大)。

[0045] 在一些实施例中,第二啮合部件234是不均匀成形的突起,其配置成有助于细长主体231与刀片232之间的过盈配合接合235。在其它实施例中,第二啮合部件234设置在刀片232的远端上而非设置在细长主体231的近端上,使得不均匀成形的突起仍配置成有助于细长主体231与刀片232之间的过盈配合接合235。此外,在一些实施例中,刀片232围绕第二啮合部件234注射成型以固化和限定细长主体231与刀片232之间的过盈配合接合235。注射成型工艺允许刀片232由非晶材料形成,例如金属非晶材料或金属玻璃非晶材料,其具有比用于形成细长主体231的钛或钛合金更高的材料强度特性。注射成型工艺还避免了在刀片232上机械加工复杂特征的额外制造成本。

[0046] 虽然已在图式中展示本公开的若干实施例,但是并不意图将本公开限于这些实施例,因为意图是使本公开与本领域所允许的范围一样广泛,并且应以同样的方式阅读本说明书。因此,上文描述不应解释为限制性的,而仅仅是作为特定实施例的例证。所属领域的技术人员将设想在本文所附的权利要求书的范围和精神内的其它修改。

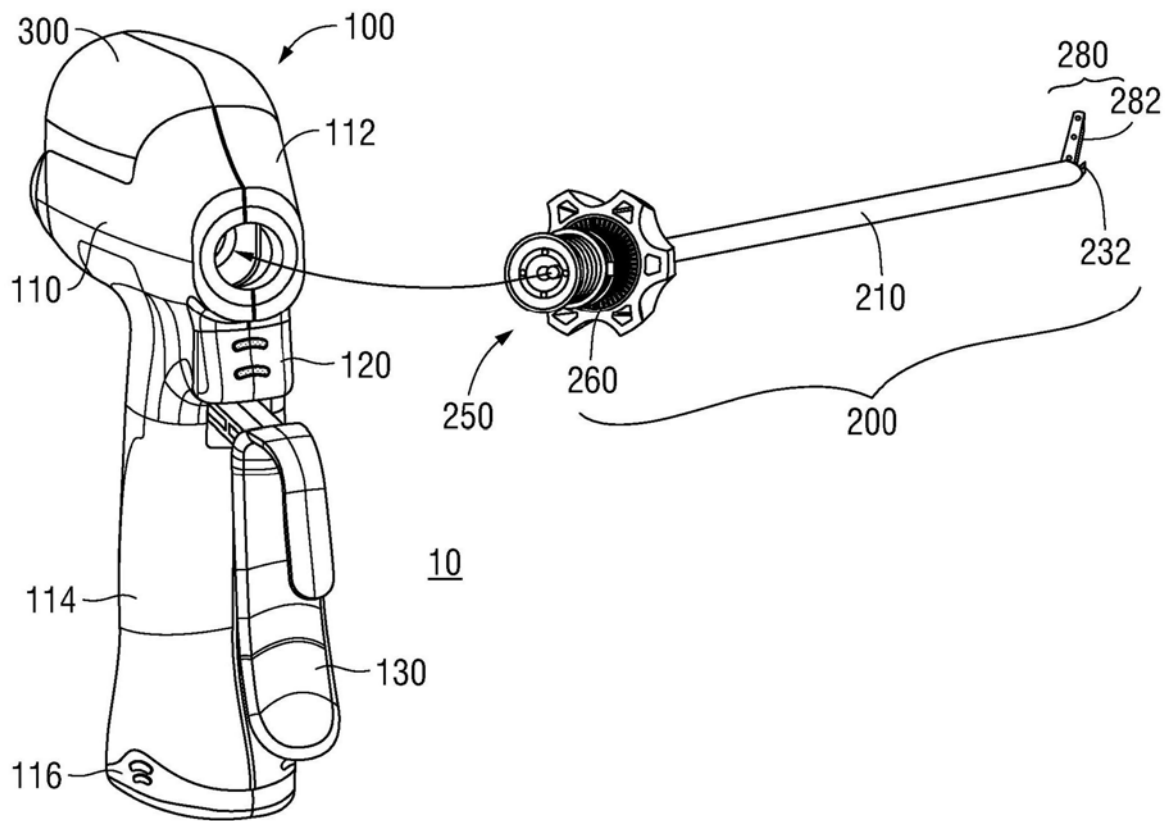


图2

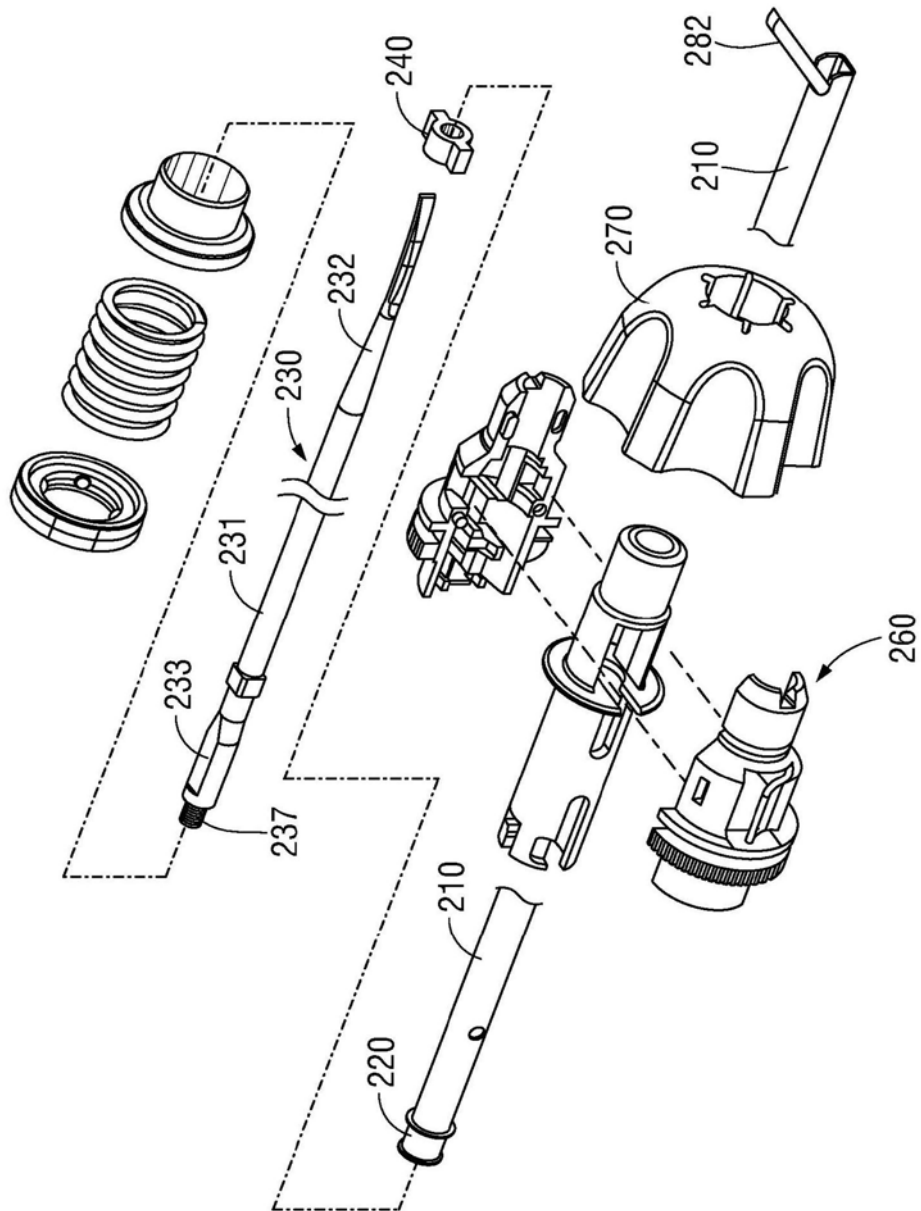


图3

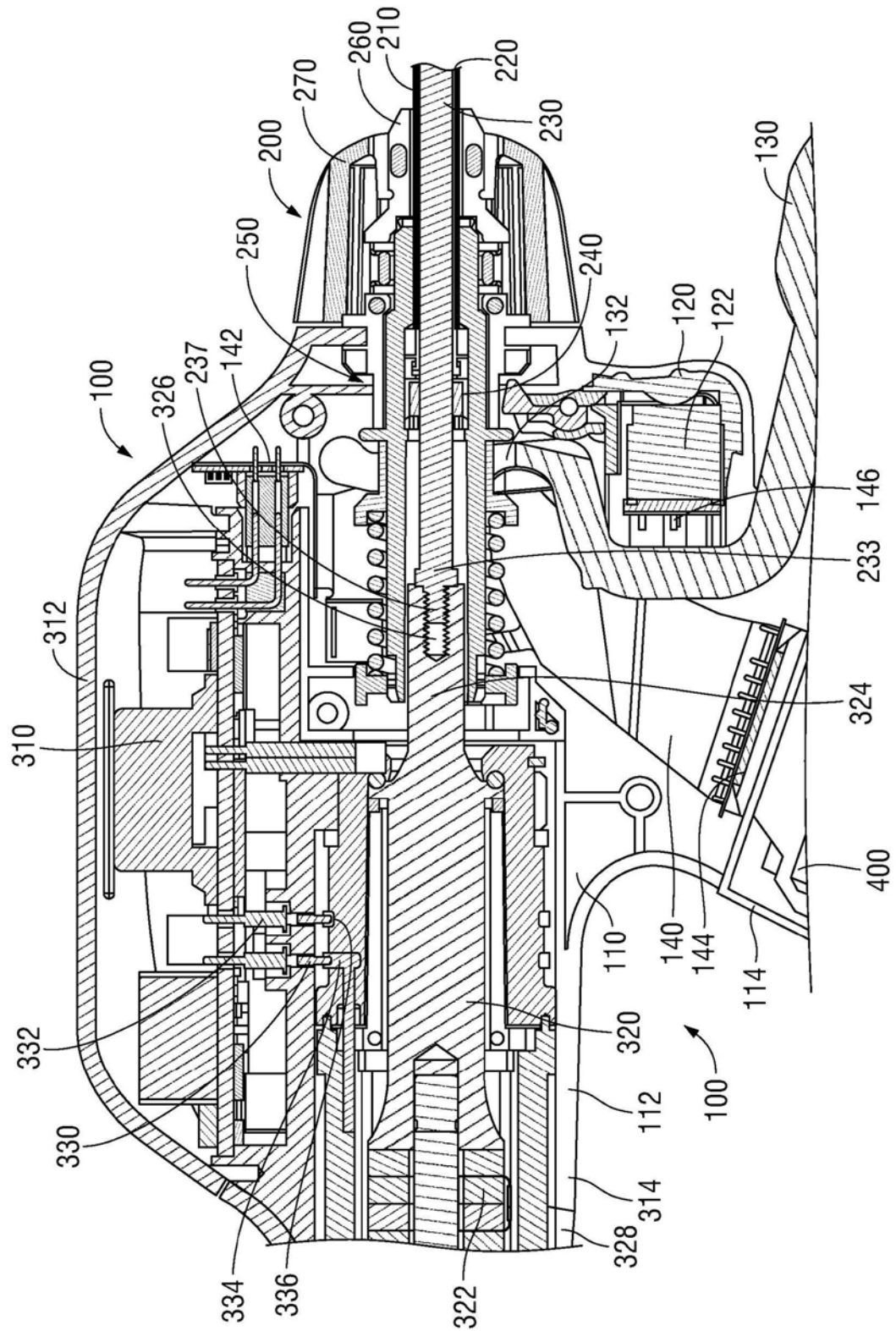


图4

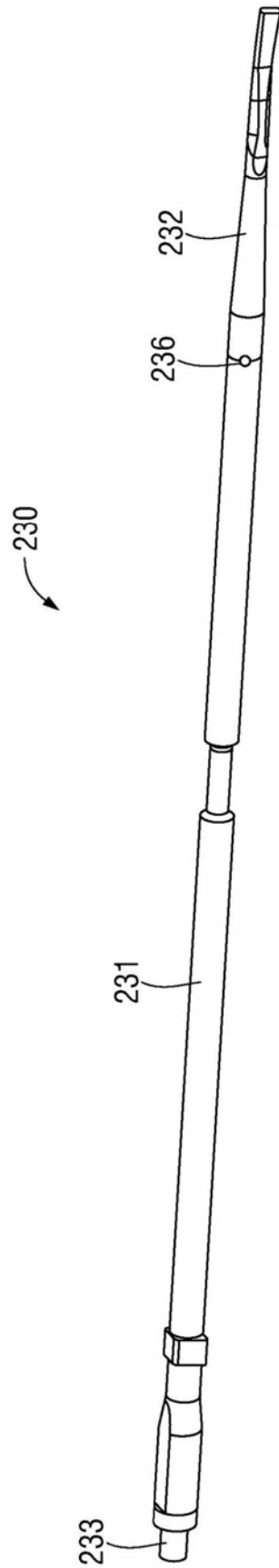


图5

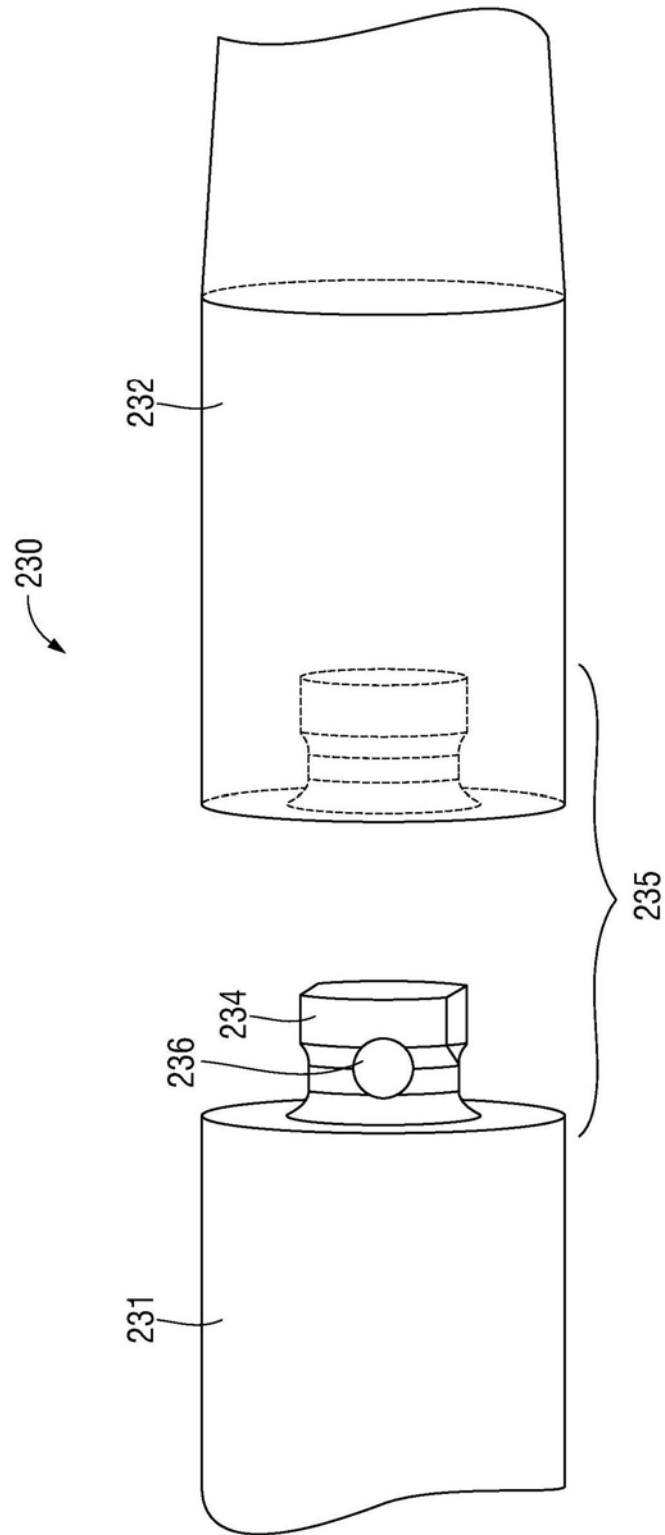


图6