



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102843982 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 26

(21) 申请号 201180018463. 5

F16J 15/32(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 02. 09

(30) 优先权数据

12/703, 866 2010. 02. 11 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 10. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/024190 2011. 02. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02011/100321 EN 2011. 08. 18

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 G·C·罗伯特森 K·L·豪瑟

M·A·纽罗尔

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟

(51) Int. Cl.

A61B 17/32(2006. 01)

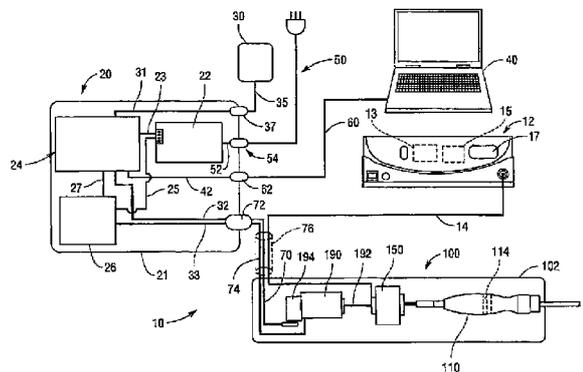
权利要求书 2 页 说明书 32 页 附图 37 页

(54) 发明名称

超声动力外科器械的密封构造

(57) 摘要

在一个一般方面,本发明提供了多种实施例,其涉及可在含水环境中使用的超声外科器械。所述器械可包括支撑在中空护套内的切割构件。本发明公开了多种密封构造,用于在所述切割构件与所述护套之间形成基本上流体密封。



1. 一种超声外科器械,包括:  
外壳;  
支撑在所述外壳内的超声换能器组件;  
连接到所述超声换能器组件的刀片;  
连接到所述外壳并且在所述刀片的一部分周围轴向延伸的中空护套;以及  
用于在所述刀片的一部分与所述中空护套之间形成密封的密封组件,所述密封组件包括:  
连接到所述刀片的第一环形密封部分;以及  
两个轴向密封部分,所述两个轴向密封部分自所述第一环形密封部分在相对的轴向上轴向延伸超过所述第一环形密封部分并且与所述中空护套内壁的相应部分柔性密封接触。
2. 根据权利要求1所述的超声外科器械,还包括所述两个轴向密封部分之间的环形凹槽。
3. 根据权利要求2所述的超声外科器械,其中所述中空护套的一部分延伸到所述环形凹槽内。
4. 根据权利要求2所述的超声外科器械,其中所述两个轴向密封部分延伸到在所述中空护套中形成的相应环形护套凹槽内。
5. 根据权利要求4所述的超声外科器械,还包括所述护套凹槽中的向内突出的环部分,所述向内突出的环部分具有形成于其上的斜侧部,以用于在将所述刀片安装到所述中空护套内的过程中与所述轴向密封部分中的至少一个滑动接合。
6. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述第一环形密封部分在所述刀片中的节点处连接到所述刀片。
7. 一种超声外科器械,包括:  
外壳;  
支撑在所述外壳内的超声换能器组件;  
连接到所述超声换能器组件的刀片;  
所述刀片的一部分上的环形密封件;以及  
中空护套,所述中空护套包括:  
第一护套段;以及  
第二护套段,所述第二护套段能够连接到所述第一护套段,以形成用于在其中接纳所述刀片的所述部分的大致中空内腔,所述第一护套段和所述第二护套段相对于彼此构造,以在所述中空管内形成环形凹槽,用于在将所述第一护套段和所述第二护套段连接在一起并且在所述中空内腔内接纳所述刀片的所述部分时,在所述环形凹槽中密封接纳所述环形密封件。
8. 根据权利要求7所述的超声外科器械,其中所述第一护套段包括近侧中空管段,并且其中所述第二护套段包括远侧中空管段,其能够用于连接到所述近侧中空护套段的远端。
9. 根据权利要求7所述的超声外科器械,其中所述第一护套段包括第一细长护套半块,并且其中所述第二护套段包括第二细长护套半块,其能够用于连接到所述第一细长护套半块。

10. 根据权利要求 7 所述的超声外科器械,其中所述第一护套段通过紧固件配置连接到所述第二护套段,所述紧固件配置选自自由焊接、粘结剂、卡扣结构、压力配合配置和螺纹连接配置组成的紧固件配置组。

11. 一种超声外科器械,包括:

外壳;

支撑在所述外壳内的超声换能器组件;

连接到所述超声换能器组件的刀片;

连接到所述外壳并且在所述刀片的一部分周围轴向延伸的中空护套;以及

用于在所述刀片的一部分与所述中空护套之间形成密封的密封组件,所述密封组件包括:

连接到所述刀片的环形密封件;以及

邻近所述环形密封件近端的从所述中空护套的内壁突出的第一环形环构件。

12. 根据权利要求 11 所述的超声外科器械,其中所述第一环形环构件与所述中空护套一体地形成。

13. 根据权利要求 11 所述的超声外科器械,还包括邻近所述环形密封件远端的从所述中空护套的内壁突出的第二环形环构件。

14. 根据权利要求 13 所述的超声外科器械,其中所述环形密封件被压缩在所述第一环形环构件与所述第二环形环构件之间。

15. 根据权利要求 13 所述的超声外科器械,其中所述第一环形环构件和所述第二环形环构件中的至少一个包括压入所述中空护套内的开口环。

16. 根据权利要求 13 所述的超声外科器械,还包括:当所述刀片被接纳在所述中空护套内并且所述环形密封件被捕获在所述第一环形环构件与所述第二环形环构件之间时,所述第一环形环构件和所述第二环形环构件中的每一个与所述刀片之间的环形间隙量。

17. 一种超声外科器械,包括:

外壳;

支撑在所述外壳内的超声换能器组件;

连接到所述超声换能器组件的刀片;

连接到所述外壳并且在所述刀片的一部分周围轴向延伸的中空护套;以及

连接到所述刀片的一部分的环形密封件,所述环形密封件的外径大于所述中空护套的内径,所述环形密封件具有近侧和远侧,使得当所述刀片的所述部分安装在所述中空护套内时,所述近侧的一部分与所述中空护套的内壁密封接合。

18. 一种在超声外科器械的切割构件与所述器械的中空护套之间形成基本上流体密封的方法,所述方法包括:

在所述切割构件上安装密封件,其中所述密封件具有在其中的环形凹槽;以及

使所述中空护套的一部分形成在所述密封件中的所述环形凹槽内。

19. 根据权利要求 18 所述的方法,其中所述形成包括使所述中空护套的一部分卷曲到所述密封件中的所述环形凹槽内。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,其中所述卷曲包括在离散环形位置上将所述中空护套的所述部分卷曲到所述密封件中的环形凹槽内。

## 超声动力外科器械的密封构造

### 背景技术

[0001] 本发明总体上涉及超声手术系统,更具体而言,涉及允许外科医生执行组织切割和凝固的超声系统。

[0002] 多年以来,人们已开发出许多不同类型的非超声动力的切割器和剃刮装置以施行手术。其中一些装置使用旋转式切割器械而其他装置使用往复式切割构件。例如,剃刀被广泛使用在关节镜手术中。这些装置通常包括电源、手柄和一次性使用的端部执行器。端部执行器通常具有内管和外管。内管相对于外管转动并以其锋利刃口切割组织。内管可连续转动或摆动。另外,此装置可使用穿过内管内部的抽吸通道。例如,授予 McGurk-Burleson 等人的美国专利 No. 4,970,354 公开了一种包括以剪切动作切割材料的旋转切割器的非超声动力外科切割器械。其使用可在外管中旋转的内部切割构件。

[0003] 授予 Peyman 等人的美国专利 No. 3,776,238 公开了一种眼科器械,其中通过内管尖端产生的截断动作切割组织,该内管抵靠着外管末端的内表面而移动。授予 Kajiyama 等人的美国专利 No. 5,226,910 公开了另一种具有内部构件的外科切割器械,该内部构件相对于外部构件移动,以切割通过外部构件孔隙进入的组织。

[0004] 授予 Wuchinich 等人的美国专利 No. 4,922,902 公开了一种用超声抽吸器以进行内窥镜式组织移除的方法和装置。该装置使用超声探针,该探针使适形的组织破裂并通过狭孔将其吸出。授予 Spinosa 等人的美国专利 No. 4,634,420 公开了一种从动物上移除组织的装置和方法并包括具有针或探针的细长器械,该针或探针在横向上以超声频率振动。针的超声运动将组织破裂成碎片。可通过针内导管的抽吸将组织碎片从处理区域移除。授予 Banko 的美国专利 No. 3,805,787 还公开了另一种具有探针的超声器械,该探针被遮挡以收窄从探针顶端发出的超声能量束。在一个实施例中,该遮挡部分延伸越过探针的自由端以防止探针与组织接触。授予 Davis 的美国专利 No. 5,213,569 公开了一种聚焦超声能量的超声乳化针。聚焦面可被倾斜、弯曲或小平面化。授予 Wuchinich 的美国专利 No. 6,984,220 和授予 Easley 的美国专利公布 No. US 2005/0177184 公开了超声组织解剖系统,该系统通过使用纵扭共振器来提供纵向和扭转组合运动。授予 Zhou 等人的美国专利公布 No. US 2006/0030797A1 公开了一种整形外科装置,该装置具有驱动马达以驱动超声换能器和喇叭件。在驱动马达和换能器之间设有适配器以将超声能量信号提供给换能器。

[0005] 虽然使用超声动力的外科器械较之于传统机械动力的锯、钻和其他器械具有若干优点,但是由于在骨头/组织界面的摩擦发热导致的骨头和相邻组织中的温度上升仍然是一个显著的问题。当前的关节镜手术工具包括冲头、往复式剃刀和射频(RF)装置。机械装置(诸如冲头和剃刀)产生最小的组织损伤,但是有时候会留下不可取的参差不齐的切割线。RF装置可产生平滑的切割线,也能消融大量的软组织;然而它们却易于造成比机械装置更多的组织损伤。因此,需要有能够在形成光滑切割表面的同时提高切割精度而不产生过多组织损伤的装置。

[0006] 关节镜手术涉及在关节间隙中施行手术。为进行该手术,通常在关节中填充加压的生理盐水以便扩张和可视化。可用在此类手术中的超声器械必须经受住流体压力而无渗

漏。然而,常规的超声器械在使用过程中一般会显著地受力。当前的超声装置密封件通常并不足够坚固,难以经受这种环境而无渗漏。

[0007] 希望提供克服当前器械的某些缺陷的超声外科器械。本文所述的超声外科器械克服了许多这些缺陷。

[0008] 还希望提供用于在关节镜手术的含水环境中进行切割和凝固的超声外科器械的更坚固的密封构造。

[0009] 上述讨论仅仅为了说明在本发明的各种实施例所涉及的领域内当前存在的一些不足,而不应看作是对权利要求范围的否定。

## 发明内容

[0010] 结合一个一般方面,提供了一种超声外科器械,其包括可操作地支撑超声换能器组件的外壳。刀片可连接到超声换能器组件,而中空护套可连接到外壳并且在刀片的一部分周围轴向延伸。该器械还可包括用于在刀片的一部分与中空护套之间形成密封的密封组件。在多种实施例中,密封组件可包括连接到刀片的第一环形密封部分。两个轴向密封部分自第一环形密封部分在相对的轴向上轴向延伸超过第一环形密封部分。轴向密封部分可以取向为与中空护套内壁的相应部分柔性密封接触。

[0011] 结合另一个一般方面,提供了一种超声外科器械,其包括可操作地支撑超声换能器组件的外壳。刀片可连接到超声换能器组件并且在其一部分上具有环形密封件。该器械还可包括中空护套,其包括第一护套段和第二护套段,所述第二护套段可连接到第一护套段,以形成用于在其中接纳刀片一部分的大致中空内腔。第一护套段和第二护套段可以相对于彼此构造,以在中空管内形成环形凹槽,用于在将第一护套段和第二护套段连接在一起并且在中空内腔内接纳刀片的一部分时在其中密封接纳环形密封件。

[0012] 结合又一个一般方面,提供了一种超声外科器械,其包括在其中支撑超声换能器组件的外壳。刀片可连接到超声换能器组件,而中空护套可连接到外壳并且在刀片的一部分周围轴向延伸。该器械还可包括用于在刀片的一部分与中空护套之间形成密封的密封组件。在多种实施例中,密封组件可包括连接到刀片的环形密封件以及从中空护套的内壁突出的邻近环形密封件近端的第一环形环构件。

[0013] 结合另一个一般方面,提供了一种超声外科器械,其可包括在其中支撑超声换能器组件的外壳。刀片可连接到超声换能器组件。中空护套可连接到外壳并且在刀片的一部分周围轴向延伸。该器械还可包括连接到刀片的一部分的环形密封件。环形密封件可具有大于中空护套内径的外径并且还具近侧和远侧,使得当所述刀片的一部分安装在中空护套内时,近侧的一部分与中空护套的内壁密封接合。

[0014] 结合另一个一般方面,提供了一种在超声外科器械的刀片与该器械的中空护套之间形成基本上的流体密封的方法。该方法的多种形式可包括在切割构件上安装密封件,其中密封件在其中具有环形凹槽,以及使中空护套的一部分形成在密封件中的所述环形凹槽内。

## 附图说明

[0015] 多个非限制性实施例的特征在所附权利要求书中详细阐述。然而,结合下述附图

参阅随后的说明,可最好地理解关于构成和操作方法的多种非限制性实施例,以及它们的目的和优点。

- [0016] 图 1 是手术控制系统的非限制性实施例的示意图;
- [0017] 图 1A 是控制系统外壳的非限制性实施例的透视图;
- [0018] 图 1B 是控制系统外壳结构的另一个非限制性实施例的透视图;
- [0019] 图 2 是手柄的非限制性实施例的剖视图;
- [0020] 图 3 是与多种非限制性实施例一起使用的超声外科手柄的局部剖视图;
- [0021] 图 4 是非限制性突鼻件实施例的一部分的剖视图;
- [0022] 图 5 是非限制性突鼻件实施例的局部分解组件视图;
- [0023] 图 6 是外科器械手柄的非限制性实施例的局部剖视图;
- [0024] 图 7 是图 6 的非限制性外科器械手柄实施例的透视图;
- [0025] 图 8 是另一个非限制性外科器械手柄实施例的局部剖视图;
- [0026] 图 9 是另一个非限制性外科器械手柄实施例的局部剖视图;
- [0027] 图 10 是图 9 中示出的外科器械手柄实施例的透视图;
- [0028] 图 11 是将马达连接于换能器组件的非限制性连接组件实施例的局部分解组件视图;
- [0029] 图 12 是非限制性连接组件实施例的薄板件与传动轴构造的侧视图;
- [0030] 图 13 是图 12 的非限制性薄板件实施例的端视图;
- [0031] 图 14 是另一个非限制性连接组件实施例的非限制性薄板件与传动轴构造的侧视图;
- [0032] 图 15 是图 14 的非限制性薄板件实施例的端视图;
- [0033] 图 16 是另一个非限制性外科器械手柄实施例的局部剖视图;
- [0034] 图 17 是非限制性外部护套和刀片实施例的局部透视图;
- [0035] 图 18 是图 17 中示出的非限制性刀片实施例的局部透视图;
- [0036] 图 19 是图 17 和 18 的刀片的局部底部透视图;
- [0037] 图 20 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的侧视图;
- [0038] 图 21 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的侧视图;
- [0039] 图 22 是另一个非限制性外部护套与刀片构造的远端的局部透视图;
- [0040] 图 23 是另一个非限制性外部护套与刀片构造的远端的局部透视图;
- [0041] 图 23A 是图 23 中示出的非限制性外部护套实施例的一部分的侧视图;
- [0042] 图 24 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的侧视图;
- [0043] 图 25 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的侧视图;
- [0044] 图 26 是在另一个非限制性外部护套实施例的远端内的图 25 的非限制性刀片实施例的局部透视图;
- [0045] 图 27 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的侧视图;
- [0046] 图 28 是在另一个非限制性外部护套实施例的远端内的图 27 的非限制性刀片实施例的局部透视图;
- [0047] 图 29 是图 28 的非限制性刀片和外部护套实施例的横截面端视图;
- [0048] 图 30 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的侧视图;

[0049] 图 31 是在另一个非限制性外部护套实施例的远端内的图 30 的非限制性刀片实施例的局部透视图；

[0050] 图 32A 示出了在图 31 的外部护套实施例内的图 30 和 31 的非限制性刀片实施例的第一旋转位置；

[0051] 图 32B 示出了在图 31 的外部护套实施例内的图 30 和 31 的非限制性刀片实施例的第二旋转位置；

[0052] 图 32C 示出了在图 31 的外部护套实施例内的图 30 和 31 的刀片实施例的第三旋转位置；

[0053] 图 32D 示出了在图 31 的外部护套实施例内的图 30 和 31 的刀片实施例的第四旋转位置；

[0054] 图 33 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的透视图；

[0055] 图 34 是在非限制性外部护套实施例内的图 33 的刀片实施例的局部透视图；

[0056] 图 34A 是另一个非限制性刀片和外部护套实施例的局部透视图；

[0057] 图 35 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的透视图；

[0058] 图 36 是另一个非限制性超声外科器械实施例的局部剖视图；

[0059] 图 36A 是本发明的另一个非限制性外科器械实施例的突鼻件部分的局部剖视图；

[0060] 图 37 是图 36 的非限制性外部护套的远端和刀片构造的局部透视图；

[0061] 图 38 是正在切割组织的图 37 所示的外部护套和刀片实施例的远侧部分的剖视图；

[0062] 图 39 示出了结合执行椎间盘切除术的图 36 的外科器械实施例的用途；

[0063] 图 40 进一步示出了结合执行椎间盘切除术的图 36 的外科器械实施例的用途；

[0064] 图 41 是其上安装有可选择性缩回的安全护套的图 36 的外科器械实施例的侧正视图；

[0065] 图 42 是开始从关闭位置缩回的图 41 中示出的可缩回安全护套实施例的局部透视图；

[0066] 图 43 是安全护套缩回至打开位置的图 41 和 42 中示出的可缩回安全护套实施例的另一个局部透视图；

[0067] 图 44 是安全护套缩回至打开位置的图 41-43 中示出的可缩回安全护套实施例的另一个局部透视图；

[0068] 图 45 是安全护套以横截面示出在打开位置的图 41-44 中示出的外部护套和安全护套实施例的一部分的侧正视图；

[0069] 图 46 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的透视图；

[0070] 图 47 是另一个非限制性实施例的另一个中空外部护套与刀片构造的一部分的侧视图；

[0071] 图 48 是另一个非限制性刀片实施例的剖视图；

[0072] 图 49 是另一个非限制性刀片实施例的剖视图；

[0073] 图 50 是另一个非限制性刀片实施例的剖视图；

[0074] 图 51 是另一个非限制性刀片实施例的剖视图；

[0075] 图 52 是另一个非限制性外部护套和刀片实施例的局部剖视图；

- [0076] 图 53 是与身体组织相互作用的图 52 的外部护套与刀片构造的另一个局部剖视图；
- [0077] 图 54 是图 52 和 53 中示出的与身体组织相互作用的外部护套与刀片构造的端部剖视图；
- [0078] 图 55 是另一个非限制性外部护套实施例的局部透视图；
- [0079] 图 56 是另一个非限制性外部护套实施例的局部透视图；
- [0080] 图 57 是支承另一个非限制性刀片实施例的图 56 的外部护套实施例的局部剖视图；
- [0081] 图 58 是另一个非限制性外部护套实施例的局部透视图；
- [0082] 图 59 是另一个非限制性外部护套和刀片实施例的剖视图；
- [0083] 图 60 示出了形成在非限制性外部护套实施例上的切割刃之间的角；
- [0084] 图 61 是另一个非限制性外部护套实施例的透视图；
- [0085] 图 62 是图 61 的外部护套和刀片实施例的剖视图；
- [0086] 图 63 是另一个非限制性外部护套实施例的透视图；
- [0087] 图 64 是图 63 的外部护套和刀片实施例的剖视图；
- [0088] 图 65 是另一个非限制性外部护套实施例的透视图；
- [0089] 图 66 是图 65 的外部护套和刀片实施例的剖视图；
- [0090] 图 67 是另一个非限制性外部护套与刀片构造的横截面端视图；
- [0091] 图 68 是图 67 的外部护套与刀片构造的局部侧剖视图；
- [0092] 图 69 是图 67 和 68 的外部护套与刀片构造的远端部分的局部侧视图；
- [0093] 图 70 是连接于图 67-69 的外部护套与刀片构造的非限制性手柄外壳实施例的侧视图；
- [0094] 图 71 示出了一种使用图 70 的外科器械实施例的方法；
- [0095] 图 72 示出了另一种使用图 70 的外科器械实施例的方法；
- [0096] 图 73 示出了另一种使用图 70 的外科器械实施例的方法；
- [0097] 图 74 是另一个非限制性外科器械实施例的局部侧剖视图；
- [0098] 图 75 是与图 74 中示出的外科器械实施例一起使用的外部护套与刀片构造的一部分的透视图；
- [0099] 图 76 是图 75 的外部护套与刀片构造的端视图；
- [0100] 图 77 是图 75 和 76 的护套和刀片构造的横截面端视图；
- [0101] 图 78 是另一个非限制性超声外科器械实施例的侧视图；
- [0102] 图 79 是位于中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的非限制性密封件实施例的局部剖视图；
- [0103] 图 80 是位于中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖视图；
- [0104] 图 81 是位于中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖视图；
- [0105] 图 82 是位于中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖视图；

- [0106] 图 83 是在褶皱就位之前位于中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖视图；
- [0107] 图 84 是在褶皱就位之后图 83 的密封件实施例的局部剖视图；
- [0108] 图 85 是位于两件式中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖视图；
- [0109] 图 86 是位于另一个两件式中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖面分解组件视图；
- [0110] 图 87 是图 86 的两件式中空护套实施例的一部分的局部透视图；
- [0111] 图 88 是位于中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖视图；
- [0112] 图 89 是位于中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖视图；
- [0113] 图 90 是位于中空护套与超声工具实施例的波导部分之间的另一个非限制性密封件实施例的局部剖视图；
- [0114] 图 91A 是示出了准备切割坚韧组织的两个切割刃实施例的初始位置的图例；
- [0115] 图 91B 是图 91A 的切割刃和组织的第二位置；
- [0116] 图 91C 是图 91A-B 的切割刃和组织的第三位置；
- [0117] 图 91D 是图 91A-C 的切割刃和组织的第四位置；
- [0118] 图 92 是非限制性切割刀片和套管实施例的一部分的透视图；
- [0119] 图 92A 是安装在非限制性外科器械实施例的内部护套中的图 92 的刀片和套管实施例的一部分的局部剖视图；
- [0120] 图 93 是在非限制性外科器械实施例中的图 92 的刀片和套管实施例的一部分的剖视图；
- [0121] 图 94 是另一个非限制性切割刀片和套管实施例的一部分的透视图；
- [0122] 图 95 是在非限制性外科器械实施例中的图 94 的刀片和套管实施例的一部分的剖视图；
- [0123] 图 96 是非限制性刀片和外部护套实施例的一部分的局部透视图；
- [0124] 图 97 是图 96 的刀片和外部护套构造的剖视图；
- [0125] 图 98 是图 97 的外部护套与刀片构造的一部分的局部后部透视图；
- [0126] 图 99 是另一个非限制性外部护套与刀片构造的一部分的局部后部透视图；
- [0127] 图 100 是另一个非限制性外部护套实施例的局部透视图；
- [0128] 图 101 是支承其中的切割刀片实施例的图 100 的外部护套实施例的横截面端视图；以及
- [0129] 图 102 是另一个非限制性刀片实施例的一部分的透视图。

### 具体实施方式

[0130] 本专利申请的所有者也拥有与本专利同一日期提交的以下美国专利申请,这些专利申请各自的全部内容均以引用方式并入本文：

[0131] 标题为“METHODS OF USING ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS

WITH ROTATABLE CUTTING IMPLEMENTS”(使用具有旋转切割工具的超声动力外科器械的方法)、代理人案卷号为 END6689USNP/090342 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ ;

[0132] 标题为“SEAL ARRANGEMENTS FOR ULTRASONICALLY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”(超声动力外科器械的密封构造)、代理人案卷号为 END6690USNP/090343 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ ;

[0133] 标题为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH ROTATABLE BLADE AND HOLLOW SHEATH ARRANGEMENTS”(具有可旋转刀片和中空护套构造的超声外科器械)、代理人案卷号为 END6691USNP/090344 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ ;

[0134] 标题为“ROTATABLE CUTTING IMPLEMENT ARRANGEMENTS FOR ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS”(超声外科器械的可旋转切割工具构造)、代理人案卷号为 END6692USNP/090345 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ ;

[0135] 标题为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH PARTIALLY ROTATING BLADE AND FIXED PAD ARRANGEMENT”(具有部分旋转刀片和固定垫片构造的超声外科器械)、代理人案卷号为 END6693USNP/090346 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ ;

[0136] 标题为“DUAL PURPOSE SURGICAL INSTRUMENT FOR CUTTING AND COAGULATING TISSUE”(用于切割和凝固组织的两用外科器械)、代理人案卷号为 END6694USNP/090347 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ ;

[0137] 标题为“OUTER SHEATH AND BLADE ARRANGEMENTS FOR ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS”(超声外科器械的外部护套与刀片构造)、代理人案卷号为 END6695USNP/090348 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ ;

[0138] 标题为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS WITH MOVING CUTTING IMPLEMENT”(具有移动切割工具的超声外科器械)、代理人案卷号为 END6687USNP/090349 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ ;以及

[0139] 标题为“ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT WITH COMB-LIKE TISSUE TRIMMING DEVICE”(具有梳状组织修剪装置的超声外科器械)、代理人案卷号为 END6686USNP/090367 的美国专利申请 No. \_\_\_\_\_ 。

[0140] 多种实施例涉及用于处理组织的设备、系统和方法。对许多特定细节作了阐述,以使读者对说明书中所述和附图中所示的实施例的整体结构、功能、制造和用途有透彻理解。然而,本领域技术人员将会理解,可以在没有这样的特定细节的情况下实施本实施例。在其他实例中,没有详细描述熟知的操作、部件和元件,以免使说明书中描述的实施例模糊不清。本领域普通技术人员将会理解,本文所述和所示的实施例是非限制性的实例,从而可以认识到,本文所公开的特定结构和功能细节可能是代表性的,并且不必限制实施例的范围,实施例的范围仅仅由所附的权利要求限定。

[0141] 本说明书通篇引用的“多种实施例”、“一些实施例”、“一个实施例”或“实施例”等,意味着结合所述实施例描述的具体特征、结构或特性包括在至少一个实施例中。因此,本说明书通篇出现的短语“在多种实施例中”、“在一些实施例中”、“在一个实施例中”或“在实施例中”等并不一定都指相同的实施例。此外,在一个或多个实施例中,可按照任何合适的方式组合具体特征、结构或特性。因此,在没有限制的情况下,结合一个实施例示出或描述的具体特征、结构或特性可全部或部分地与一个或多个其他实施例的特征、结构或特性结合。

[0142] 多种实施例涉及能够用于在外科手术期间施行组织解剖、切割和 / 或凝固的经改良的超声手术系统和器械, 以及因而所采用的切割工具和密封结构。在一个实施例中, 超声外科器械设备能够用于开放性手术中, 但所述设备可应用于其他类型的手术 ( 诸如腹腔镜、内窥镜和机器人辅助手术 ) 中。超声能量的选择性使用和切割 / 凝固工具的选择性旋转, 有助于多方面用途的实现。

[0143] 应当理解, 本文使用的术语“近侧”和“远侧”是相对于紧握手柄组件的临床医生而言的。因此, 端部执行器相对于较近的手柄组件而言处于远侧。还应当理解, 为方便和清晰起见, 本文根据临床医生紧握手柄组件的情况也使用诸如“顶部”和“底部”之类的空间术语。然而, 外科器械在多个取向和位置中使用, 并且这些术语并非意图进行限制, 也并非绝对。

#### [0144] 手术系统

[0145] 图 1 以示意方式图解手术系统 10 的一个非限制性实施例。手术系统 10 可包括超声发生器 12 和超声外科器械组件 100, 后者可包括“独立”超声器械 110。如下文将进一步详细讨论, 超声发生器 12 可由电缆 14 通过位于外科器械组件 100 的外壳部分 102 中的滑环组件 150 连接于独立超声器械 110 的超声换能器组件 114。在一个实施例中, 系统 10 还包括马达控制系统 20, 该马达控制系统包括由电缆 23 连接于控制模块 24 的电源 22, 以向其提供例如 24V 直流电。马达控制模块 24 可包括由德克萨斯州奥斯汀美国国家仪器公司 (National Instruments of Austin, Texas) 制造的型号为 NI cRIO-9073 的控制模块。然而, 也可使用其他马达控制模块。电源 22 可包括由美国国家仪器公司 (National Instruments) 制造的电源。然而, 其他电源也可成功使用。电源 22 可由电缆 25 另外连接于马达驱动器 26, 也向其提供 24V 直流电。马达驱动器 26 可包括由美国国家仪器公司 (National Instruments) 制造的马达驱动器。控制模块 24 也可由电缆 27 连接于马达驱动器 26 以向其供电。常规的脚踏开关 30 或其他控制开关装置可由电缆 31 连接于控制模块 24。如在下文中将进一步详细地讨论, 超声外科器械 100 可包括其上结合有编码器 194 的马达 190。马达 190 可包括由美国国家仪器公司 (National Instruments) 制造的型号为 CTP12ELF10MAA00 的马达。编码器 194 可包括由华盛顿州温哥华市美国数码公司 (U. S. Digital of Vancouver, Washington) 制造的型号为 E2-500-197-I-D-D-B 的编码器。然而, 也可使用其他马达和编码器。编码器 194 可通过编码器电缆 32 连接于马达控制模块 24 并且马达 190 可通过电缆 33 连接于马达驱动器 26。手术系统 10 还可包括可通过以太网电缆 42 与马达控制模块 24 连通的计算机 40。

[0146] 也可在图 1 中看到, 在多种实施例中, 马达控制系统 20 装于外壳 21 中。为促进便携性, 各种部件可通过可拆卸的电缆连接器连接于马达控制系统 20。例如, 脚踏开关 30 可通过电缆 35 连接于可拆卸电缆连接器 37, 以便于将脚踏开关快速地连接于控制系统 20。交流市电可通过普通的带插头电缆 50 提供给电源 22, 该带插头电缆附接于与电缆 52 连接的可拆卸电缆连接器 54。计算机 40 可具有附接于与电缆 42 连接的可拆卸电缆连接器 62 的电缆 60。编码器 194 可具有附接于可拆卸连接器 72 的编码器电缆 70。同样地, 马达 190 可具有附接于可拆卸连接器 72 的电缆 74。可拆卸连接器 72 可通过电缆 32 连接于控制模块 24 并且连接器 72 可通过电缆 33 连接于马达驱动器 26。因而, 电缆连接器 72 用于将编码器 194 连接于控制模块 24 并将马达 190 连接于马达驱动器 26。电缆 70 和 74 可容纳在

共同的护套 76 中。

[0147] 在可供选择的实施例中,超声发生器 12 和控制系统 20 可容纳在同一外壳 105 中。参见图 1A。在另一个实施例中,超声发生器 12 可通过跨接电缆 107 与马达控制系统 20 电气连通。这样的布置可共享数据链路并共用供电装置(电线 50)。参见图 1B。

[0148] 在多种实施例中,超声发生器 12 可包括超声发生器模块 13 和信号发生器模块 15。参见图 1。超声发生器模块 13 和 / 或信号发生器模块 15 可各自与超声发生器 12 一体地形成,或可作为电连接于超声发生器 12 的单独的电路模块而提供(用虚线示出以示出此可选方式)。在一个实施例中,信号发生器模块 15 可与超声发生器模块 13 一体地形成。超声发生器 12 可包括位于发生器 12 控制台的前面板上的输入装置 17。输入装置 17 可包括以已知方式产生适于对发生器 12 的操作进行编程的信号的任何合适装置。仍结合图 1,电缆 14 可包括多个导线以将电加到超声换能器组件 114 的正 (+) 和负 (-) 电极上,如将在下文中进行进一步详细地讨论。

[0149] 已知多种形式的超声发生器、超声发生器模块和信号发生器模块。例如,此类装置在 2007 年 7 月 15 日提交的标题为“Rotating Transducer Mount For Ultrasonic Surgical Instruments”(超声外科器械的旋转换能器架)的共同拥有的美国专利申请 No. 12/503,770 中公开。其他此类装置公开于以下的一个或多个美国专利(它们全部以引用方式并入本文),所述美国专利有:美国专利 No. 6,480,796(“Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions”(在零负载条件下改进超声系统的启动的方法));美国专利 No. 6,537,291(“Method for Detecting a Loose Blade in a Handle Connected to an Ultrasonic Surgical System”(检测连接于超声手术系统的柄部中刀片松动的方法));美国专利 No. 6,626,926(“Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup”(用以改进启动时刀片谐振频率获取的超声系统驱动方法));美国专利 No. 6,633,234(“Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information”(利用速率和 / 或阻抗信息检测刀片破损的方法));美国专利 No. 6,662,127(“Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System”(检测超声系统中刀片存在的方法));美国专利 No. 6,678,621(“Output Displacement Control Using Phase Margin in an Ultrasonic Surgical Handle”(超声手术手柄中利用相补角的输出位移控制));美国专利 No. 6,679,899(“Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Handle”(检测超声手柄中横向振动的方法));美国专利 No. 6,908,472(“Apparatus and Method for Altering Generator Functions in an Ultrasonic Surgical System”(用于改变超声手术系统中发生器功能的装置和方法));美国专利 No. 6,977,495(“Detection Circuitry for Surgical Handpiece System”(手术手柄系统的检测电路));美国专利 No. 7,077,853(“Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature”(计算换能器电容以确定换能器温度的方法));美国专利 No. 7,179,271(“Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup”(用以改进启动时刀片谐振频率获取的超声系统驱动方法));以及美国专利 No. 7,273,483(“Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an

Ultrasonic Surgical System”（用于警示超声手术系统中发生器功能的装置和方法）。

#### [0150] 外科器械

[0151] 如在图 2 中可见，超声外科器械手柄 100 可包括装有马达 190、编码器 194、滑环组件 150 以及独立超声外科器械 110 的外壳 102。外壳 102 可以由两个或更多个部分形成，它们通过紧固件（诸如螺钉、按扣结构等）连在一起，并且可由例如聚碳酸酯材料制成。马达 190 可包括（例如）由美国国家仪器公司 (National Instruments) 制造的型号为 CTP12ELF10MAA00 的步进马达。然而，可使用其他马达以实现（例如）独立超声外科器械 110 相对于外壳 102 的约 1-6000rpm 的“显著”旋转运动。编码器 194 将马达轴 192 的机械转动转化成电脉冲，而电脉冲将速度和其他马达控制信息提供给控制模块 24。

[0152] 独立超声外科器械 110 可包括由爱惜康内镜外科公司 (Ethicon Endo-Surgery) 制造和销售的型号为 HP054 的外科器械。然而，也可成功地使用其他超声器械。应当理解，文中所用的术语“独立”是指超声外科器械除了与外科器械 100 一起使用外可有效地单独用作超声外科器械。如在图 3 中更详细地所示，超声外科器械 110 包括支撑压电超声换能器组件 114 的外壳 112，该压电超声换能器组件将电能转化成机械能以产生换能器组件 114 的末端的纵向振动。超声换能器组件 114 可包括陶瓷压电元件的叠堆，其运动零点在沿着该叠堆的某一点处。超声换能器组件 114 可安装在两个圆柱体 116 和 118 之间。另外，圆柱体 120 可附接于圆柱体 118，其又在另一个运动零点 122 处安装到外壳上。喇叭件 124 也可在一侧附接于零点处，在另一侧附接于连接器 126。刀片 200 可固定在连接器 126 上。因此，刀片 200 将通过超声换能器组件 114 以超声频率在纵向上振动。当超声换能器组件 114 以换能器谐振频率和最大电流驱动时，超声换能器组件 114 的末端实现最大运动而叠堆的一部分构成无运动节点。然而，提供最大运动的电流可能随各个器械而变，该电流值被存储在器械的非易失性存储器中因而可供系统使用。

[0153] 外科器械 100 的部件可被设计成使得其组合将以相同的谐振频率摆动。具体地讲，这些元件可被调整为使得每个这种元件的所得长度为半波长或半波长的倍数。因为声学安装喇叭件 124 的直径越靠近刀片 200 越减小，纵向的前后移动被放大。因而，喇叭件 124 以及刀片 / 连接器的形状和尺寸可被确定为可放大刀片移动并提供与声学系统其余部分谐振的超声振动，这使靠近刀片 200 的声学安装喇叭件 124 的末端产生最大的前后移动。超声换能器组件 114 处 20 至 25 微米的运动可通过喇叭件 124 放大到约 40 至 100 微米的刀片移动。

[0154] 当电力通过操作脚踏开关 30 或其他开关装置而施加到超声器械 110 时，控制系统 20 可（例如）使刀片 200 以大约 55.5kHz 的频率在纵向上振动，并且纵向运动的量将随所施加的（如通过使用者调节选择的）电力（电流）的量成比例地变化。刀片 200 可被设计成在施加较高的切割电力时，以超声振动频率在约 40 至 100 微米的范围内纵向移动。刀片 200 的这种超声振动能够在刀片接触组织时产生热量，即穿过组织的刀片 200 的加速运动将运动刀片 200 的机械能在非常狭窄而局限的区域中转换成热能。该局部热量产生狭窄的凝结区域，这能够减少或消除小血管（如直径小于一毫米的血管）的出血。刀片 200 的切割效率以及止血程度会随所施加的驱动功率电平、外科医生加于刀片的切割速率或力度、组织类型的性质和组织的血管分布而变化。

[0155] 如在图 2 中可见，超声器械 110 通过尾件驱动适配器 130 和远侧手柄适配器 134

支承在外壳 102 内。尾件驱动适配器 130 通过近侧轴承 132 可旋转地支承在外壳 102 内并且不可转动地连接于马达 190 的输出轴 192 上。参见图 2。尾件驱动适配器 130 可被压配在超声器械 110 的外壳 112 上或（例如）通过固定螺钉或粘结剂附接于外壳 112。远侧手柄适配器 134 可被压配在手柄外壳 112 的远端 113 上或通过固定螺钉或粘结剂连接于手柄外壳的远端上。远侧手柄适配器 134 可通过安装在外壳 102 内的远侧轴承 136 可旋转地支承在外壳 102 中。

[0156] 当加电于马达 190 时，马达 190 将“显著旋转运动”施加在手柄 110 上而使超声外科器械 110 和刀片 200 绕中心轴线 A-A 转动。如本文所用，术语“显著旋转运动”与“扭转超声运动”不同，当使用非均匀成形的超声刀片时可实现该扭转超声运动。作为替代，“显著旋转运动”这个用语可涵盖非唯一地由超声换能器组件 114 导致的旋转运动。

[0157] 为将来自超声发生器 12 的电力提供给超声器械 110，可使用滑环组件 150。如图 2 中可见，导线 151、152 附接于超声换能器组件 114 并延伸通过尾件驱动适配器 130 的中空杆部 132。中空杆部 132 附装在马达 190 的传动轴 192 上并可在滑环组件 150 内自由旋转。第一内接触件 154 连接于中空杆部 132 以随其绕轴线 A-A 转动。第一内接触件 154 设置为在滑环组件 150 内与固定外接触环 156 旋转接触。接触环 154、156 可以被设置成同心环的形式。导线 157、158 连接于固定外接触环 156，并构成为发生器电缆 14。导线 191 和 193 连接于马达并构成为马达电缆 74，导线 195、197 连接于编码器 194 并构成为编码器电缆 70。马达轴 192 的旋转引起尾件驱动适配器 130 和与其连接的超声器械 110 绕轴线 A-A 旋转。马达传动轴 192 的旋转还引起内接触件 154 的旋转。来自超声发生器 12 的超声信号通过接触也就是在内接触件 154 和外接触件 156 之间的“电连通”被传输至内接触件 154。这些信号通过导线 151、152 传输至超声换能器组件 114。在其他可供选择的实施例中，滑环组件可使用接合同心接触环的普通弹簧针。也可使用其他滑环装置。

[0158] 多种实施例还包括远侧突鼻件 160，该突鼻件通过紧固件 161 可拆卸地附接于外壳 102 的远端 103。参见图 5。一个或多个垫片构件 162 可设置在远端 103 与突鼻件 160 之间，以便于外壳 102 和突鼻件 160 之间的同轴连接。突鼻件 160 可由（例如）不锈钢或聚碳酸酯制成。在多种实施例中，刀片 200 的远端 202 延伸通过套接在内部护套密封件 212 内的中空连结部 210。内部护套密封件 212 可包括（例如）聚四氟乙烯（“PTFE”）并用于在连结部 210 与突鼻件 160 之间建立充分的液密和 / 或气密密封。还是在图 4 的实施例中，内部护套 220 可通过（例如）焊接连接于中空连结部 210，或者中空连结部 210 可构成内部护套 220 的一体部分。在一个实施例中，刀片销钉 / 扭转件 216 可横向延伸通过刀片构件 200 和中空连结部 210，以便于内部护套 220 与刀片构件 200 一起运动。一个或多个排放硅树脂套管 214 套接在刀片 200 周围以在声学上将刀片 200 与内部护套 220 隔离。刀片构件 200 可具有内部螺接的并能够可拆卸地接合连接器 126 的螺接部分的近端 201。为了便于将刀片 200 紧固到连接器 126 上，可设置穿过外壳 102 的紧固孔 108（图 2）以使得工具（例如，艾伦扳手）可穿过其中插入到位于尾件驱动适配器 130 中的孔 131 中，以防止超声外科器械 110 和与其连接的连接器 126 的转动。一旦刀片 200 被螺接在连接器 126 上后，使用者可将艾伦扳手或其他工具从孔 108、131 移除并将螺纹塞（未示出）插入孔 108 中以防止流体 / 碎片由其进入外壳 102。

[0159] 同样在多种实施例中，外部护套 230 可与内部护套 220 和刀片构件 200 同轴对齐

并通过（例如）焊接、钎焊、包覆成型或压力配合连接于突鼻件 160 的远端 163。如在图 4 中可见，抽吸口 240 可附接于突鼻件 160 与中空护套 230 连通。柔性管 242 可附接于抽吸口 240 并与连接于一般地示为 244 的真空源的收集容器 243 连通。因而，外部护套 230 形成在内部护套 220 附近延伸的抽吸通道，其始于外部护套 230 的远侧顶端并从抽吸口 240 伸出。本领域的普通技术人员一般都知道还可以有其他可供选择的抽吸通道。另外，在可供选择的实施例中，可省略内部护套 220。

[0160] 手术系统 10 的多种实施例提供了选择性地将超声轴向运动施加到刀片 200 并将显著旋转运动也施加到刀片 200 的能力。如果需要，临床医生可仅启动超声换能器组件 114 而不启动马达 190。在此类情况下，器械 100 可仅作为超声器械以超声模式使用。纵向超声运动的频率范围可为约（例如）30–80kHz。相似地，临床医生可能需要仅启动马达 190 而不启动超声换能器组件 114。因而，能够以旋转模式对刀片 200 施加显著旋转运动而不对其施加纵向超声运动。显著旋转速度可为（例如）约 1–6000rpm。在其他应用中，外科医生可能想要以超声和旋转模式使用器械 100，其中刀片 200 将经历来自换能器组件 114 的纵向超声运动和来自马达的显著旋转运动。可实现（例如）每周期 2 到 10 转（720 至 3600 度）的振荡运动或连续单向旋转。本领域的普通技术人员一般不难认识到，可结合关节镜以及其他外科应用有效地使用手术系统 10 的多种实施例。

[0161] 至少一个非限制性实施例还可包括设在外壳 102 上的控制装置 170。参见图 2。控制装置 170 可通过多芯电缆 171 与控制模块 24 连通。控制装置 170 可包括用于启动 / 关停包括“超声模式”和“旋转模式”的“双重”模式的第一按钮 172。在此类装置中，可预先对控制模块 24 编程，以将预先设定的显著旋转运动量提供给刀片 200。控制装置 170 还可包括用于启动 / 关停旋转模式而不启动超声模式的第二按钮 174，从而在无止血作用的情况下进行切割。控制装置 170 还可包括用于启动 / 关停“凝固模式”的第三按钮 176，其中马达 190 驱动至预设的旋转方位然后“停止”即关停，从而将超声刀片表面暴露在外部护套 240 的远端，如将在下文中进一步详细地讨论。同样在该模式中，可将超声换能器组件 114 通电以提供点状凝固，或在一个可供选择的实施例中，临床医生可以仅启动点状凝固按钮 77，而该按钮则启动超声换能器组件 114 一段预设时间例如五秒钟。所述控制装置还可包括在超声和旋转模式之间切换的按钮 178。根据多种非限制性实施例，在不脱离本文所公开的多种非限制性实施例以及它们的等同结构的精神和范围的情况下，上述功能 / 模式的任意组合可通过一个或多个按钮来组合结合和控制。

[0162] 本领域的普通技术人员一般都了解，外壳构件 102 以及安装适配器 130 和 134 可被构造为可操作地支承其中的多种不同类型和形状的超声手柄，这些超声手柄可脱离外科器械 100 单独使用。因而，控制系统 20 和器械 100 可按不含超声手柄 110 的“套件形式”提供，以使得购买者能将他们的现有超声手柄安装在其中，而这并不脱离本文所公开的多种非限制性实施例及其等同结构的精神和范围。

[0163] 图 6 和图 7 示出了另一外科器械 300，其中先前用以描述上文所讨论的多种实施例的相同标号用来标出相同部件。在这些实施例中，外科器械 300 包括装有附接于超声喇叭 324 的换能器组件 314 的外壳 302。超声喇叭 324 可按上述方式连接于刀片 200 的近端 201。超声喇叭 324 可通过远侧轴承 336 可旋转地支承在外壳 302 内。突鼻件 160 可按上述方式通过紧固件 161 附接于外壳 302。

[0164] 在本实施例中,超声换能器组件 314 具有嵌入或以其他方式连接于其上的磁体 316 以形成一体式马达转子,一般地标示为 320。马达定子环 330 安装在外壳 302 内,如图所示。导线 332、334 连接于马达定子环 330 并穿过共用的护套 76 以连接于如上所述的控制系统 20 中的马达电缆 33。中空轴 340 延伸通过马达转子 320 以形成导线 151、152 的通道。导线 151、152 附接于超声换能器组件 314 和内接触件 154。内接触件 154 附接在中空轴 340 的一部分上,该中空轴可旋转地伸进滑环组件 150,该滑环组件也支承在外壳 302 内。中空轴 340 通过近侧轴承 342 可旋转地支承在外壳 302 内。滑环组件 150 固定(即,不可转动)在外壳 302 内并包括连接于构成如上所述的发生器电缆 14 的导线 157、158 的固定外接触件 156。马达定子 330 被供电时,导致转子 320 和一体式超声换能器 314 绕轴线 A-A 转动。来自超声发生器 12 的超声信号通过旋转接触或者说在内接触件 154 与外接触件 156 之间的电连通被传输至内接触件 154。这些信号通过导线 151、152 传输至超声换能器组件 314。外科器械 300 可包括上述类型的控制装置并用于上述多种模式。可通过抽吸口 240 在刀片 200 与外部护套 230 之间施加负压。收集容器 243 和抽吸源 240 可通过管 242 附接于抽吸口 240。刀片的远端通过在外部护套 230 远端中的窗口露出而将刀片暴露于组织,如将在下文中进一步讨论。

[0165] 图 8 示出了另一外科器械 400,其中先前用以描述上文所讨论的多种实施例的相同标号用来标出相同部件。在这些实施例中,外科器械 400 包括装有附接于超声喇叭 324 的超声换能器组件 314 的外壳 302。超声喇叭 324 可按上述方式连接于刀片 200 的近端 201。超声喇叭 324 可通过远侧轴承 336 可旋转地支承在外壳 302 内。突鼻件 160 可按上述方式附接于外壳 302。

[0166] 在本实施例中,有刷马达 410 可一体附接于超声换能器组件 314。文中所用的“一体连接”是指直接附接于超声换能器组件 314 或以其他方式与超声换能器组件一起形成,以随其移动。关于将有刷马达 410 附接于超声换能器组件 314 的方式所用的术语“一体连接”不包括其中超声换能器组件经由从动轴装置连接于马达的那些构造。同样在本实施例中,磁体 426 设置在定子环 420 中,而定子环固定在外壳 302 内。导线 432、434 延伸通过附接于有刷马达 410 的中空轴 340。中空轴 340 通过近侧轴承 342 可旋转地支承在外壳 302 内。马达导线 432 连接于第一内部马达触点 436,马达导线 434 连接于第二内部马达触点 438。第一内部马达触点 436 和第二内部马达触点 438 支承在伸进滑环组件(一般地标示为 450)的中空轴 340 部分上。滑环组件 450 固定(即,不可转动)在外壳 302 内并包括连接于导线 441 的第一外部马达触点 440 和连接于导线 443 的第二外部马达触点 442。导线 441、443 构成如上所述的马达电缆 74。当临床医生想要将显著旋转运动施加给超声换能器组件 314 并最终施加给刀片 200 时,临床医生使电力从马达驱动器 26 提供给有刷马达 410。

[0167] 同样在本实施例中,导线 151、152 附接于超声换能器组件 314 并延伸通过中空轴 340 与附接于中空轴 340 的内部换能器接触环 154 连接。滑环组件 450 包括连接于构成如上所述的发生器电缆 14 的导线 157、158 的固定外部换能器接触件 156。有刷马达 410 被供电时,使马达 410、超声换能器组件 314 和马达轴 340 绕轴线 A-A 转动。来自超声发生器 12 的超声信号通过旋转滑动接触或者说在内接触件 154 与外接触件 156 之间的电连通被传输至内接触件 154。这些信号通过导线 151、152 传输至超声换能器组件 314。外科器械 400 可包括上述类型的控制装置并用于上述多种模式。应当理解,器械 400 可用在如上所述的

旋转模式、超声模式、旋转和超声模式（“双重模式”）或凝固模式中。可通过抽吸口 240 在刀片 200 与外部护套 230 之间施加负压。收集容器 243 和抽吸源 240 可通过管 242 附接于抽吸口 240。刀片的远端通过在外护套 230 远端中的窗口露出而将刀片暴露于组织，如将在下文进一步讨论。

[0168] 图 9-13 示出了另一外科器械 500，其中先前用以描述上文所讨论的多种实施例的相同标号用来标出相同部件。在这些实施例中，外科器械 500 包括装有附接于超声喇叭 324 的换能器组件 530 的外壳 302。超声喇叭 324 可按上述方式连接于刀片 200 的近端 201。超声喇叭 324 可通过远侧轴承 336 可旋转地支承在外壳 302 内。突鼻件 160 可按上述方式附接于外壳 302。

[0169] 本实施例包括马达 510，该马达可包括上述类型和构造的步进马达并且可结合有与上述控制模块 24 连通的编码器部分。马达 510 可通过导线 511、512 接收来自马达驱动器 26 的电力，这些导线构成延伸通过共用护套 76 的马达电缆 74。马达 510 具有附接于其上的中空马达轴 520，该中空马达轴延伸通过滑环组件 150。中空传动轴 520 通过近侧轴承 342 可旋转地支承在外壳 302 内。滑环组件 150 固定（即，不可转动）在外壳 302 内，并包括连接于构成如上所述的发生器电缆 14 的导线 157、158 的固定外接触件 156。内接触件 154 安装在中空传动轴 520 上并与外接触件 156 电接触或连通。导线 151、152 连接于内接触件 154 并延伸通过中空传动轴 520 以附接于超声换能器组件 530。

[0170] 在多种实施例中，为了便于组装并有助于在声学上将马达与超声换能器组件 530 隔离，中空传动轴 520 可通过一般地标示为 540 的连接组件可拆卸地连接于超声换能器层叠件 530。如在图 9、11 和 12 中可见，连接组件 540 可包括附接于中空传动轴 520 的远端 521 的薄板件 542。薄板件 542 可由在轴向上具有相对低的刚度而在旋转上具有高刚度的材料制成。参见图 12。例如，薄板件 542 可由 0.008 英寸厚的铝 7075-T651 制成并且可通过（例如）压力配合或钎焊附接于中空传动轴 520 的远端 521。连接组件 540 还可包括超声换能器层叠件 530 的近端块即凸缘部分 531。近端块 531 可包括（例如）由不锈钢制成的通过（例如）螺栓或其他连接方式附接于超声换能器组件 530 的凸缘。如在图 11 中可见，近端块 531 具有其尺寸确定为可在其中接纳薄板件 542 的孔 532。在多种实施例中，薄板件 542 的尺寸可被确定为可压入孔 532 中，使得薄板件 542 绕轴线 A-A 的旋转能够引起超声换能器组件 530 绕轴线 A-A 转动。在其他实施例中，可提供单独的紧固件板（未示出）或按扣环（未示出）或按扣结构（未示出）以保持薄板件 542 与超声换能器组件 530 的近端块 531 不可转动地接合。此类结构用来使从超声换能器组件到马达的声学振动传递最小化。

[0171] 图 14 和 15 示出了可使用的可供选择的薄板件 542'。在本实施例中，薄板件 542' 具有设置在其中的多个径向凹口 544 以形成径向凸片 546。孔 532 将形成有凹口（未示出）以在其中容纳径向凸片 546。这样的结构可减小施加到轴 520 上的力矩。通过使用薄板件 542、542'，可最小化从超声换能器组件 530 传递到传动轴 520 的声振动量。

[0172] 当电力加于马达 510 时，传动轴 520 绕轴线 A-A 旋转，这也使换能器组件 530 绕轴线 A-A 旋转。当临床医生想要为超声换能器组件 530 通电时，将电力从超声发生器 12 提供给在滑环组件 150 中的固定接触件 156。电力通过旋转滑动接触或者说在内接触件 154 与外接触件 156 之间的电连通传输到超声换能器组件 530。这些信号通过导线 151、152 传输

至超声换能器组件 530。外科器械 500 可包括上述类型的控制装置并用于上述多种模式。应当理解,器械 400 可用在如上所述的旋转模式、超声模式、旋转和超声模式(“双重模式”)或凝固模式中。可通过抽吸口 240 在刀片 200 与外部护套 230 之间施加负压。收集容器 243 和抽吸源 240 可通过管 242 附接于抽吸口 240。刀片的远端通过在外护套 230 远端中的窗口露出而将刀片暴露于组织,如将在下文中进一步讨论。

[0173] 图 16 示出了另一外科器械 600,其中先前用以描述上文所讨论的多种实施例的相同标号用来标出相同部件。在这些实施例中,外科器械 600 包括装有附接于超声喇叭 324 的换能器组件 314 的外壳 302。在本实施例中,换能器组件 314 和超声喇叭 324 连接于 PZT 外壳 602,后者通过远侧轴承 336 可旋转地支承在外壳 302 内。超声喇叭 324 可按上述方式连接于刀片 200 的近端。突鼻件 160 可按上述方式通过紧固件 161 附接于外壳 302。

[0174] 本实施例包括马达 510,其可以包括上述类型和构造的步进马达。马达 510 可结合有与如上所述的控制模块 24(图 1)连通的编码器。马达 510 可通过导线 511、512 接收来自马达驱动器 26(图 1)的电力,这些导线构成延伸通过共用护套 76 的马达电缆 74。马达 510 具有附接于其上的中空马达轴 520,该中空马达轴延伸通过滑环组件 150。中空传动轴 520 通过近侧轴承 342 可旋转地支承在外壳 302 内。

[0175] 滑环组件 150 固定(即,不可转动)在外壳 302 内并包括连接于构成如上所述的发生器电缆 14 的导线 157、158 的固定外接触件 156。内接触件 154 安装在可旋转的中空传动轴 520 上并与外接触件 156 电接触或连通。导线 151、152 连接于内接触件 154 并延伸通过中空传动轴 520 以附接于超声换能器组件 314。在多种实施例中,为了便于组装并有助于在声学上将马达 510 与超声换能器组件 314 隔离,中空传动轴 520 可通过一般地标示为 540 的连接组件可拆卸地连接于 PZT 外壳 602。连接组件 540 可包括附接于中空传动轴 520 的远端 521 的薄板件 542。如上所讨论,薄板件 542 可由在轴向上具有相对低的刚度而在旋转上具有高刚度的材料制成。PZT 外壳 602 具有近端部分 604,该近端部分具有其尺寸确定为可在其中接纳薄板件 542 的孔 603。在多种实施例中,薄板件 542 的尺寸可被确定为可压入孔 603 中,使得薄板件 542 绕轴线 A-A 的旋转能够引起 PZT 外壳 602、超声换能器组件 314 以及超声喇叭 324 绕轴线 A-A 转动。在其他实施例中,可提供单独的紧固件板(未示出)或按扣环(未示出)或按扣结构(未示出)以保持薄板件 542 与 PZT 外壳 602 的近端部分 604 不可转动地接合。本实施例也可使用如上所讨论的薄板件 542'。

[0176] 电力供给到马达 510 时,传动轴 520 绕轴线 A-A 转动,其又引起 PZT 外壳 602 和超声换能器组件 314 绕轴线 A-A 转动。当临床医生想要为超声换能器组件 314 通电时,将电力从超声发生器 12 提供给在滑环组件 150 中的固定接触件 156。电力通过旋转滑动接触或者说在内接触件 154 与外接触件 156 之间的电连通传输到超声换能器组件 314。这些信号通过导线 151、152 传输至超声换能器组件 314。外科器械 500 可包括上述类型的控制装置并用于上述多种模式。应当理解,器械 400 可用在如上所述的旋转模式、超声模式、旋转和超声模式(“双重模式”)或凝固模式中。可通过抽吸口 240 在刀片 200 与外部护套 230 之间施加负压。收集容器 243 和抽吸源 240 可通过管 242 附接于抽吸口 240。刀片的远端通过在外护套 230 远端中的窗口露出而将刀片暴露于组织,如将在下文中进一步讨论。

[0177] 为了减小用于器械 300、400、500 和 600 每一个中的外壳 302 的总体尺寸,用于那些相应器械每一个中的超声换能器组件可由物理长度较短的半波换能器代替。

**[0178] 超声刀片和护套实施例**

**[0179]** 当前的关节镜工具包括冲头、往复式剃刀和射频 (RF) 动力装置。机械装置 (诸如冲头和剃刀) 趋于产生最小的组织损伤, 但是有时候会留下不可取的参差不齐的切割线。RF 动力刀片能留下较光滑的切割线并且还能消融大量的软组织。然而, 此类装置会比纯机械器械造成更多的组织损伤。上述多种非限制性外科器械实施例提供了许多优于常规 RF 动力外科器械以及使用旋转组织切割构件的常规机械剃刀的优点。如将在下文中进一步详细地讨论, 通过使用多种非限制性实施例独特新颖的刀片和护套构造可实现另外一些优点。

**[0180]** 图 17-21 示出了可结合上述多种外科器械使用的一种形式的刀片 200 和外部护套 230。如在那些图中可见, 刀片 200 可具有远端部分 700 并且外部护套 230 可具有远端部分 720。刀片 200 可由 (例如) 钛制成, 并且外部护套 230 可由 (例如) 聚醚醚酮 (“PEEK”)、Ultem® 或不锈钢制成。如上所讨论, 刀片 200 可具有按已知方式被构造成以螺纹或其他方式附接于超声喇叭 324 (图 6-10 和 16) 的波导或近端部分。刀片 200 的远端部分 700 可具有形成于其上的弯曲顶端部分 702。弯曲顶端 702 可具有弓形顶部 704, 该弓形顶部具有形成在每个侧面 705 上的切割刃 706。切割刃 706 可在远侧终止于共同的、大致尖的远端 708。所述尖的远端 708 可相对较钝, 或者所述尖的远端 708 可具有较为锋利的尖端。如在图 20 中可见, 所述尖的远端 708 可绕刀片的中心轴线 A-A 向内弯曲。如在图 19 中可见, 在多个实施例中, 切割刃 706 可不彼此相交而是可被中心部分 707 分开。如在图 20 中可见, 刀片 200 可具有从波导或近侧刀片部分 712 向远侧突出的缩小的颈部 710。在颈部 710 从近侧部分 712 突出的区域形成节点 714。

**[0181]** 如在图 17 中可见, 外部护套 230 也具有远端部分 720, 该远端部分具有形成在其中的窗口即开口 722 以露出刀片 200 的远端部分 700。在图 17 中还可见, 外部护套 230 可包括具有基本上钝的末端 724 的中空圆柱体。在多种实施例中, 窗口 722 的延伸距离为外部护套 230 的圆形横截面的一半。这样的窗口构造可形成绕钝的末端 724 延伸的弓形凸缘 725。在多种实施例中, 外部护套 230 可由 (例如) 聚醚醚酮 (“PEEK”)、Ultem® 或不锈钢制成。为了防止在刀片 200 远端部分 700 上的切割刃 706 与凸缘 725 之间的金属间相互接触, 可通过例如粘合剂或围绕凸缘 724 的 T 形槽附接上聚合物护挡 726。参见图 17。护挡 726 可由 (例如) Teflon®、硅树脂或其他减摩擦或低摩擦材料制成。护挡 726 的尺寸可被确定成产生与切割刃 706 和尖的远端 708 (例如) 0.005 英寸的过盈配合。

**[0182]** 在使用中, 当刀片 200 在外部护套 230 内绕轴线 A-A 转动并被引入组织时, 组织通过施加在内部护套 220 (图 4) 与如上所述的外部护套 230 之间的负压被吸入窗口 722 中。然后, 当切割刃 706 旋转经过护挡 726 时被吸入窗口 722 中的组织被切割, 而被切割的组织可经过内部护套 220 和外部护套 230 之间并通过抽吸口 240 (图 4、6-10 和 16) 排出到收集容器 243 (图 4、6-10 和 16) 中。

**[0183]** 在另一个实施例中, 可通过刀片 200 的颈部 710 提供轴向抽吸通道 730。参见图 20。轴向抽吸通道 730 可与节点 714 区域中的横向抽吸通道 732 连通。因而, 被切割的组织可穿过通道 730、732 并经过内部护套 220 和外部护套 230 之间并通过抽吸口 240 (图 4、6-10 和 16) 排出到收集容器 243 (图 4、6-10 和 16) 中。图 21 示出了可供选择的实施例, 其中两个退出通道 734、736 与轴向通道 730 连通并以一定的角度从其延伸。在多种实施例

中,退出通道 734、736 可以(例如)四十五(45)度的角度 738 从轴向通道 730 延伸。这种构造可用于减少在超声启动期间可能由于通过外部护套 230 的窗口 722 吸入的水造成的阻力和功率损失。

[0184] 在使用中,临床医生可选择在不向刀片 200 施加超声运动的情况下在外部护套 230 内旋转刀片。临床医生还可选择向旋转刀片施加超声运动或者临床医生可能希望向停止的(不旋转)刀片施加超声运动以使用暴露在窗口 722 中的刀片部分来凝固组织。

[0185] 图 22 示出了结合具有远端部分 750 的外部护套 230 的刀片 200 的使用,该远端部分包括向远侧突出的鼻段 752。在多种实施例中,鼻段 752 可具有弧形宽度“W”,该弧形宽度占外部护套 230 远端部分 750 的圆周的大约百分之十(10)至百分之三十(30)。鼻段 752 可从外部护套 230 的远端部分 750 的端部向远侧突出可为约(例如)0.25 英寸的长度“L”。在可供选择的实施例中,可根据需要将低摩擦护挡即防护件(未示出)设于鼻段 752 的侧边 753 上。这些实施例可以与先前实施例类似的方式运行。然而,本实施例具有用暴露的顶端切割组织的附加能力。正如其他实施例一样,临床医生可在没有或有超声运动的情况下将显著旋转运动施加给刀片 200。在另一种可供选择的使用方法中,在刀片未旋转或振动时,可使用暴露的刀尖 708 和部分暴露的切割刃 706 切割组织。

[0186] 图 23-24 示出了另一个非限制性刀片和外部护套实施例。在本实施例中,刀片 200 的远端部分 760 基本上类似于上述刀片构造的远端部分 700。然而,远侧刀片部分 760 不向内弯曲相同度数以使得刀尖 762 不与中心轴线 A-A 相交。参见图 24。如在图 23 中可见,外部护套 230 的远端部分 720 中的窗口 722' 不延伸从端壁 725 到钝的顶端 724 的整个距离。因而,在本实施例中,所述钝的顶端 724 包括扩展到  $90^\circ$  但小于  $180^\circ$  (即,图 23A 中的角“A”大于  $90^\circ$  但小于  $180^\circ$ ) 的鼻部。

[0187] 图 25 和 26 示出了另一个非限制性刀片实施例。在本实施例中,刀片 200' 可基本上类似于刀片 200 或本文所述的任何其他刀片。在本实施例中,远端 700' 具有粗糙上表面 705'。此粗糙表面 705' 在刀片 200' 的远端部分 700' 与组织之间产生较高的摩擦力,以将组织牵引进外部护套 230 的远端部分 720 中的窗口 722' (图 26)。通过将更多的组织拉入窗口 722 中,刀片 200' 的前沿切割刃 706' 干净地切割组织的可能性可更高。在多种实施例中,例如,所述粗糙表面可通过滚花形成或者可在其上表面涂覆诸如金刚石等硬质材料。

[0188] 图 27-29 示出了另一个非限制性刀片实施例。在本实施例中,刀片 200'' 可基本上类似于本文所述的刀片 200。在本实施例中,远端 700'' 具有一系列从上表面 705'' 向外突出的径向延伸的切割齿 707 以当刀片 200'' 在外部护套 230 内旋转时拉引和切割组织。

[0189] 图 30、31 和 32A-D 示出了另一个非限制性刀片和外部护套实施例。在采用外部护套内的旋转刀片的多种器械的使用中,存在当刀片在其中旋转时组织可能被“逐出”护套窗口的情况。这会由于组织未被充分捕获并保持在切割刃之间而导致切割速率降低。本实施例的刀片 800 解决了此类可能的缺点。

[0190] 如在图 30 中可见,除了在本文提及的差异外,刀片 800 可基本上与刀片 200 相同。具体地讲,刀片 800 可包括终止于远端部分 810 的颈部 803。远端部分 810 可具有稍微弯曲的刀尖 812。一系列的齿 817 可设置在远端部分 810 的至少一个侧面 813 或 815 上。在图 32A-D 所示的实施例中,齿 817 和 819 分别形成在远端部分 810 的侧面 813、815 上。远端部分 810 还具有稍微呈穹顶形的顶部 821。在图 30-32D 所示的实施例中,齿 817 包括较

为锋利的尖端,它们之间限定有一系列弓形开口 823。齿 819 也包括较为锋利的尖端,这些尖端之间有一系列弓形开口 825。如图 30 所示,可设置通过刀片 800 的颈部 803 的轴向抽吸通道 805。轴向抽吸通道 805 可与节点 808 区域中的横向抽吸通道 807 连通。因而,被切割的组织可经过通道 805、807 并在内部护套(未示出)与外部护套 850 之间出来并以上述方式通过抽吸口排出到收集容器中。也可成功地使用其他抽吸通道构造。

[0191] 外部护套 850 可基本上类似于上述外部护套 230 并具有与其连接的远侧护套顶端 850,该远侧护套顶端具有形成在其中的窗口即开口 854 以露出刀片 800 的远端部分 810。参见图 31。外部护套 850 可包括由(例如)不锈钢制成的中空圆柱体。在多种实施例中,窗口 854 延伸到外部护套 850 的圆形横截面的大约一半距离并在其中形成刀片开口 858。远侧护套顶端 850 可由金属(例如,不锈钢)制成,使得较为锋利的切割刃 860 在刀片开口 858 附近延伸。所述锋利的切割刃 860 可具有第一侧向切割刃部 862 和第二侧向切割刃部 864,以便于说明。

[0192] 图 32A-D 示出了在外部护套 850 内刀片 800 的顺序旋转。首先来看图 32A,示出了刀片 800 正以逆时针“CCW”方向旋转。如在该图中所示,在刀片 800 第一侧面 813 上的切割齿 817 被设置成可剪切位于齿 817 与切割刃 860 第一侧向切割刃部 862 之间的组织(未示出)。当位于该位置时,在齿 817 之间的弓形开口 823 露出而共同形成在刀片 800 与远侧护套顶端 850 之间的第一侧向抽吸通道 870,以使组织能够通过经由抽吸通道 805(图 30)施加的负压被吸入其中。随着该旋转顺序继续,刀片 800 的穹顶形上部 821 覆盖远侧护套顶端 850 中的开口 854,以至于不存在露出的抽吸通道供组织进入开口 854。当刀片继续其旋转时,图 32C 示出了齿 819 之间的弓形开口 825 共同地形成位于第二侧向切割刃部 864 与刀片 800 之间的第二侧向抽吸通道 872,以使得组织能被吸入其中。随着刀片 800 继续以逆时针方向旋转,第三抽吸通道 874 露出而使得组织能够被更多地吸入开口 854 中。因而,此构造使得抽吸通道能够从刀片开口 858 的一个到另一个侧面顺序打开,以便于更好地切割组织。在使用中,临床医生可选择在不向刀片 800 施加超声运动的情况下在外部护套 850 内旋转刀片。临床医生还可选择向旋转刀片施加超声运动,或者临床医生可希望向停止的(不旋转)刀片施加超声运动以用露出于开口 854 的刀片部分来凝固组织。

[0193] 图 33 和 34 示出了另一个刀片实施例 880,本实施例除了下述差异之外可基本上与刀片 200 相同。具体地讲,刀片 880 可包括终止于远侧组织切割部 884 的波导或近侧部分 882。刀片 880 的近侧部分 882 可被构造为通过螺纹或其他方式附接于上文讨论的多种实施例中任何一个的超声喇叭上。远侧组织切割部 884 可具有形成在其中的相对的弓形斜槽部分 886、888。第一弓形斜槽部分 886 可限定第一切割刃 890 而第二弓形斜槽部分 888 可限定第二切割刃 892。本刀片实施例可结合上述的外部护套构造中的任何一个使用。在所示的实施例中,使用例如可类似于外部护套 230 的中空护套 900,并且其包括具有圆形或钝的鼻部 902 和窗口 904 的远侧护套顶端 901。中空护套 900 可由(例如)不锈钢制成并且远侧护套顶端 901 可由金属(例如,不锈钢)制成。窗口 904 形成与刀片 880 上的切割刃 890、892 配合的弓形切割刃 906,以当刀片 880 以上述多种方式在外部护套 900 内旋转时切断组织。在至少一个实施例中,刀片 880 的近侧部分 882 的尺寸可确定成相对于中空护套 900 在其间形成间隙,以例如能够按上述方式在间隙处施加负压。如在图 34 中可见,当刀片 880 旋转时(由箭头“R”表示),弓形斜槽部分 886、888 限定了在刀片 880 的远端 884 与远

侧护套顶端 901 的壁之间的开口 894、896，以使得组织能够通过施加到外部护套 900 的内壁与刀片 800 的颈部 882 之间区域的负压（由箭头“S”表示）被吸入其中。还将认识到，刀片 880 可按逆时针或顺时针方向旋转或选择性地在这两个旋转方向之间摆动并仍然有效地切割吸入其中的组织。图 34A 示出了由金属材料（例如不锈钢）制成的可供选择的护套顶端实施例 901'，其具有一系列形成在每个切割刃 890'、892' 上的锯齿状切割齿 905'。

[0194] 图 35 示出了另一个刀片实施例 910，本实施例除了下述差异之外可基本上与刀片 200 相同。具体地讲，刀片 910 可包括终止于远侧组织切割部 914 的波导或近侧部 912。刀片 910 的近侧部 912 可被构造为通过螺纹或其他方式附接于上文讨论的多种实施例中任何一个的超声喇叭上。远侧组织切割部 914 可具有形成在其中并且配合以限定第一切割刃 920 和第二切割刃 922 的相对的斜槽部分 916。本刀片实施例可结合上述多种外部护套构造任一种而使用，并被设计成仅以单个方向“R”旋转来切割组织。与上述实施例一样，弓形斜槽部分 916 限定在刀片 910 的组织切割部 914 与远侧护套顶端的内壁之间的开口，以在负压被施加到近侧部 912 与外部护套的内壁之间的区域时组织能够被吸入其中。

[0195] 图 36 示出了另一个外科器械 2000，其中先前用以描述上文所讨论的多种实施例的相同标号用来标出相同部件。在这些实施例中，外科器械 2000 包括装有附接于超声喇叭 324 的超声换能器组件 314 的外壳 302。在本实施例中，超声换能器组件 314 和超声喇叭 324 可按已知的方式不可旋转地支承在外壳 302 内。可将电控制信号通过导线 151、152 从超声发生器 12 提供给超声换能器组件 314。超声发生器 12 的启动能够使超声换能器组件 314 将超声运动施加给超声喇叭 324。在本实施例中，中空护套 2010 附接于超声喇叭 324 以接收来自超声喇叭的超声运动。例如，在多种实施例中，外部护套 2010 可通过螺纹连接或其他合适的紧固构造附接于超声喇叭 324。

[0196] 本实施例包括可旋转的刀片 2020，其可旋转地支承在外部护套 2010 内并连接于支承在外壳 302 内的马达 510。马达 510 可包括（例如）上述类型和构造的步进马达。马达 510 可结合有与如上所述的控制模块 24（图 1）连通的编码器。刀片 2020 可具有中空远侧部分 2022 和实心近侧部分 2024。参见图 36A。实心近侧部分 2024 可通过螺纹或其他合适的连接方式附接于马达传动轴 520。马达传动轴 520 可通过近侧轴承 342 可旋转地支承在外壳 302 内。当将控制信号提供给马达 510 时，传动轴 520 绕轴线 A-A 旋转，这也引起刀片 2020 在外部护套 2010 内绕轴线 A-A 旋转。

[0197] 图 36A 中还可见，中空护套 2010 被支承于其中具有抽吸口 240 的中空突鼻件 160 内。柔性管 242 可附接于抽吸口 240 并与连接于一般地示为 244 的真空源的收集容器 243 连通。中空护套 2010 可通过近侧密封件 2013 和远侧密封件 2015 支承在突鼻件 160 内，所述近侧密封件和远侧密封件位于如图 36A 所示的抽吸口 240 的两侧并用来在其间形成液密密封。中空护套 2010 设置有与近侧密封件 2013 和远侧密封件 2015 之间的抽吸口 240 配准的至少一个近侧护套开口 2014。另外，刀片 2020 的中空远侧部分 2022 通过至少一个近侧刀片密封件 2025 和远侧刀片密封件 2027 可旋转地支承在中空护套 2010 内。至少一个刀片排放口 2028 可通过刀片 2020 的中空部分 2022 设置在近侧刀片密封件 2025 和远侧刀片密封件 2027 之间，以排放到至少一个近侧护套开口 2014 中。

[0198] 同样在多种实施例中，中空护套的远端部分 2011 封闭并且至少一个开口或窗口 2012 设于其中，以露出刀片 2020 的远侧组织切割部 2025。在至少一个实施例中，窗口 2012

包括细长狭槽并且远侧组织切割部也包括刀片 2020 中的细长狭槽 2026 (图 37 和 38)。因而,负压可通过抽吸口 240、近侧护套开口 2014 和刀片排放口 2028 从抽吸源 244 施加到刀片 2020 的中空部分中。当远侧开口 2026、2012 相适合时,组织“T”可被抽吸到刀片 2020 的中空远侧部分 2022 中,如图 38 所示。组织“T”的切断部分可通过刀片 2020 的中空远侧部分 2022,由开口 2028、2014 排出到收集容器 243 中。

[0199] 在使用中,临床医生可启动旋转刀片 2020 以切割和排出组织。当遇到易出血者时,临床医生可启动超声换能器组件 314 以将超声运动发送给外部护套 2010 以实现凝固目的。例如,由于多种疾病状态,脊柱融合手术需要移除椎间盘材料。很多时候,该材料变得坚韧并需要用常规器械施加相当大的力以使椎间盘破碎并移除其碎片。一旦移除了椎间盘材料,就必须刮擦终板以显露新生表面,从而促进终板与融合器 (cage) 的融合。终板还须形成合适的形状,以与所用类型的融合器良好贴合。常规器械通常需要外科医生在非常靠近关键结构处施加大力。在其他实施例中,可连接马达以转动超声换能器组件并且可将刀片如上所述附接于超声换能器组件,以使得刀片转动并可具有施加于其上的超声运动。

[0200] 当进行 (例如) 如图 39 和 40 所示的椎间盘切除术时,使用上述外科器械 2000 可能特别有利。如这些附图所示,外部护套 2010 可插入椎间盘“D”中。旋转刀片 2020 可用来刮掉椎间盘的碎片并将碎片吸出。这种构造可免除重复地插入 / 移除外科工具之需。所述装置也可用来制备椎体终板。在图 41-45 所示的实施例中,旋转切割刀片 2020 具有一系列的形成在远侧开口 2026 至少一侧上的锯齿状齿 2021,以进一步有助于切割通过外部护套 2010 中的开口 2012 吸入的组织。同样在本实施例中,可缩回的防护罩 2040 可移动地安装在外部护套 2010 上并可选择性地从基本上覆盖外部护套 2010 中的开口 2012 的关闭位置移动到暴露开口 2012 的打开位置 (图 43 和 44)。在靠近重要神经和其他关键组织插入和移除外部护套 2010 的过程中,这种构造可将刀片 2020 上的齿 2021 覆盖。为了便于安全护套 2040 在外部护套 2010 上的移动,可在安全护套 2040 的近端上形成拇指控制键 2042 (图 41 和 45) 以使得临床医生能够向其施加滑动推力。另外,在多种实施例中,可在安全护套 2040 上形成保持凸起 2044,以接合设置在外部护套 2010 中的至少一个卡位或凹槽 2046 以将安全护套 2040 保持在对应的打开或关闭位置。例如,一个卡位或凹槽 2046 可对应于关闭位置 (其中安全护套 2040 覆盖开口 2012),另一个卡位或凹槽 2046' 可对应于部分打开位置 (其中开口 2012 露出一部分),并且另一个卡位或凹槽 2046'' 可对应于完全打开位置 (其中开口 2012 全部露出)。

[0201] 图 46-51 示出了具有几乎直的远侧组织切割部 942 的刀片 940。当将刀片 940 用在含水环境中时,与用于该环境的多种其他刀片构造的阻力和功率要求相比,这种刀片构造可减小可能的阻力和功率增加。也就是说,此类相对直的刀片设计可需要较少的动力即能在含水环境中运行。当刀片 940 结合上述外部护套 230 使用时,刀片 940 可具有圆的或钝的远端 944 以及形成切割刃 947、948 以切割组织的凹槽 946。凹槽的长度“L”可为 (例如) 一 (1) 英寸。刀片 942 也可具有上述类型和构造的抽吸通道 730。如图 47 所示,可在外部护套 230 的外露远端部分 720 附近使用上述类型和构造的低摩擦护挡即垫片 726。图 48-51 示出了刀片 940 的可供选择的横截面形状,其中采用了不同成形的凹槽 946。

[0202] 图 52-55 示出了另一个非限制性刀片和护套实施例。本实施例采用中空护套 950,其可通过任何合适的紧固方法或连接构造附接于任何上述外科器械的突鼻件或超声换能

器组件。如在图 55 中可见,外部护套 950 具有封闭的修圆或修钝的鼻部 952 以及细长的矩形窗口即开口 954。在一个实施例中,例如,矩形窗口 954 的宽度“W”为中空护套 950 圆周的约四分之一、长度为约 0.25 英寸。外部护套 950 可由(例如)不锈钢制成。

[0203] 本实施例也采用可结合任何上述外科器械实施例或其他实施例使用的刀片 960。例如,波导或刀片的近侧部分可被构造成可通过螺纹或其他连接方式附接于器械的超声喇叭或马达传动轴。如在图 52-54 中可见,刀片 960 具有一对形成于其上的径向相对的锋利切割刃 962,其用于切割被抽吸到外部护套 950 的窗口 954 中的组织“T”。在多种实施例中,刀片 960 可由(例如)钛制成并且其尺寸相对于外部护套 950 确定成使得在外部护套 950 的内壁 951 与径向相对的锋利切割刃 962 的顶端之间形成间隙“C”。参见图 54。在一些实施例中,例如,间隙“C”可为约 0.001 英寸。在本实施例中,刀片 960 可由(例如)钛制成并具有平的远端 964。在使用中,当将显著旋转运动以上述多种方式中的任一种施加到刀片 960 上并且在中空护套 950 内加负压时,组织“T”通过窗口 954 被抽吸进来并捕获在刀片 960 与外部护套 950 的内壁 951 之间。当例如所述装置被用在将于下文中进一步详细讨论的含水环境中时,该动作可分离出其长度足以切割的组织“T”。在一些实施例中,切割刃 962 可以是锯齿状的。在其他实施例中,切割刃 962 不是锯齿状的。

[0204] 图 57 示出了另一个非限制性刀片和护套实施例。本实施例采用中空护套 970,其可附接于上述多种器械中任一种的突鼻件或超声换能器组件。如在图 56 中可见,外部护套 970 具有修圆或修钝的鼻部 972 和在鼻部 972 中形成刀片出入孔 976 的细长窗口即开口 974 以及两个径向相对的侧向窗口部 978。在例如其中外部护套 970 的外径为约 0.157 英寸的一个实施例中,刀片出入孔 976 的直径可为约 0.125 英寸。侧向窗口部 978 的宽度“W”可各为约 0.090 英寸并且长度“L”为约 0.25 英寸。可采用其他的窗口尺寸/构造。外部护套 970 可由(例如)不锈钢制成。

[0205] 本实施例也可采用刀片 980,其具有被造成可通过螺纹或其他合适的连接方式附接于上述多种外科器械实施例中任一种的超声喇叭 324 或马达传动轴的波导或近侧部分。在多种实施例中,刀片 980 可基本上与上述刀片 960(具有径向相对的锋利切割刃 982)相同,不同的是刀片 980 具有通过外部护套 970 中的刀片出入孔 976 突出的修圆/大致修钝的远侧顶端部分 984。参见图 57。在多种实施例中,刀片 980 可由(例如)钛制成并且其尺寸相对于外部护套 970 确定成使得在外部护套 970 的内壁 971 与径向相对的锋利切割刃 982 的顶端之间形成间隙。在一些实施例中,例如,间隙可为约 0.001 英寸。在使用中,当将显著旋转运动以上述多种方式任一种施加到刀片 980 上并且在中空护套 970 内施加负压时,组织通过窗口部分 978 被抽吸进来并捕获在刀片 980 与外部护套 970 的内壁 971 之间。当例如所述装置被用在将于下文中进一步详细讨论的含水环境中时,该动作可分离出长度足以供切割的组织。同样在本实施例中,当刀片 980 接通超声动力时,临床医生能使用暴露的远侧顶端部分 984 实现纤维组织点消融或点凝固的目的。在一些实施例中,切割刃 982 可以是锯齿状的。在其他实施例中,切割刃 982 不是锯齿状的。

[0206] 图 59 示出了另一个非限制性刀片和护套实施例。本实施例采用中空外部护套 990,其可通过任何合适的紧固方法或连接构造附接于任何上述外科器械的突鼻件或超声换能器组件。如在图 58 中可见,外部护套 990 具有封闭的修圆或修钝的鼻部 992 和细长的矩形窗口即开口 994。在一个实施例中,例如,矩形窗口 994 的宽度“W”为约 0.100 英寸以

及长度为约 0.25 英寸。外部护套 990 可由（例如）聚酰胺或不引起刀片 1000 与其接触而产热的类似材料制成。窗口 994 可由锋利刃口 995、997 限定。如在图 60 中可见，刃口 995、997 其间可具有角“B”。在一些实施例中，角“B”可为约 110 度。

[0207] 这些实施例也采用刀片 1000，其具有能够通过螺纹或其他合适的连接构造附接于任何上述外科器械或其他器械的超声喇叭或马达传动轴的波导或近侧部分。如在图 59 中可见，刀片 1000 可具有一对形成于其上的径向相对的锋利切割部 1002，其用于切割被抽吸到外部护套 990 的窗口 994 内的组织。在多种实施例中，刀片 1000 可由（例如）钛制成。刀片 1000 的切割部 1002 可具有形成于其上的锋利的切割角 1003。在一些实施例中，切割角 1003 可以是锯齿状的。在其他实施例中，切割角 1003 不是锯齿状的。切割部 1002 的尺寸可相对于外部护套 990 确定，以当刀片 1000 在外部护套 990 内来回转动或摆动时在切割角 1003 与窗开口 994 的锋利刃口 995、996 之间建立组织剪切动作。刀片 1000 的尺寸可相对于外部护套 990 确定，以在其间建立滑动配合，而这以另一种方式防止了组织被夹入在这两个部件之间。刀片 990 可来回（箭头“D”）转动或沿单一方向（箭头“E”）转动，并且在需要时可启动超声，如上所讨论。参见图 59。在使用中，当将显著旋转运动以上述多种方式中的任一种施加到刀片 1000 上并且在中空外部护套 990 内加负压时，组织“T”通过窗口 994 被抽吸进来并捕获在刀片 1000 与外部护套 990 的内壁 999 之间。当例如所述装置被用在将于下文中进一步详细讨论的含水环境中时，该动作可分离出长度足以供切割的组织。

[0208] 图 62 示出了另一个非限制性刀片和护套实施例。本实施例采用中空护套 1010，其可通过任何合适的紧固方法或连接构造附接于任何上述外科器械的突鼻件或超声换能器组件。如在图 61 中可见，外部护套 1010 可具有封闭的修圆或修钝的鼻部 1012 和细长的矩形窗口即开口 1014。在一个实施例中，例如，窗口 1014 具有第一模制或凹陷刃口 1016 和第二模制或凹陷刃口 1018，限定宽度“W”可为约 0.100 英寸的开口 1019。窗口 1014 的长度可为约 0.25 英寸。外部护套 1010 可由（例如）不锈钢制成。

[0209] 这些实施例也采用刀片 1020，其具有能够通过螺纹或其他合适的连接方式附接于任何上述外科器械或其他器械的超声喇叭或马达传动轴的波导或近侧部分。如在图 62 中可见，刀片 1020 可具有一对形成于其上的径向相对的锋利切割部 1022、1024。刀片 1020 可由（例如）钛制成并具有形成于每个切割部 1022、1024 上的较锋利的切割角 1025。在一些实施例中，切割角 1025 可以是锯齿状的。在其他实施例中，切割角 1025 不是锯齿状的。切割部 1022、1024 的尺寸可相对于外部护套 1010 确定，以当刀片 1020 在外部护套 1010 内转动或摆动时在凹陷刃口 1016、1018 与切割角 1025 之间建立组织剪切动作。此构造形成相对小的局部区域以减轻刀片与外部护套之间的接触问题，同时也可促进对于组织的剪切作用。在使用中，当将显著旋转运动以上述多种方式任一种施加到刀片 1020 上并且在中空护套 1010 内加负压时，组织通过窗口 1019 被抽吸进来并捕获在刀片 1020 与外部护套 1010 的内壁 1011 之间。当例如所述装置被用在将于下文中进一步详细讨论的含水环境中时，该动作可分离出长度足以供切割的组织。

[0210] 图 64 示出了另一个非限制性刀片和护套实施例。本实施例采用中空护套 1030，其可附接于任何上述外科器械的突鼻件或超声换能器组件。如在图 63 中可见，外部护套 1030 可具有封闭的修圆或修钝的鼻部 1032 和细长的矩形窗口即开口 1034。本实施例可以还包括一对锋利的刀片 1036、1038。刀片 1036、1038 可由（例如）硬化不锈钢制成并通过（例

如)焊接附着在中空护套 1030 内。窗口 1034 的宽度“W”可为约 0.100 英寸并且长度可为约 0.25 英寸。外部护套 1030 可由(例如)不锈钢制成。

[0211] 这些实施例也可采用刀片 1040,其具有能够通过螺纹或其他合适的连接方式附接于本文所述的任何外科器械或其他器械的超声喇叭或马达传动轴的波导或近侧部分。如在图 64 中可见,刀片 1040 具有一对形成于其上的径向相对的切割部 1042,其具有较锋利的切割角 1043。在一些实施例中,切割角 1043 可以是锯齿状的。在其他实施例中,切割角 1043 不是锯齿状的。在多种实施例中,刀片 1040 可由(例如)钛制成并且其尺寸相对于刀片 1036、1038 确定,以当刀片 1020 在中空护套 1030 内转动或摆动时在锋利的切割角 1043 与切割部 1042 之间建立组织剪切动作。刀片 1020 的外径小于外部护套 1030 的内径,以在运转过程中为刀片 1040 提供间隙。唯一的接触情况会沿着窗开口 1034(其中通过抽吸拉入了组织)发生在刀片 1040 的切割部 1042 和刀片 1036、1038 之间。

[0212] 图 66 示出了另一个非限制性刀片和护套实施例。本实施例采用中空护套 1110,其可通过任何合适的紧固方法或连接构造附接于上述任何外科器械的突鼻件或超声换能器组件。如在图 65 中可见,外部护套 1110 可具有封闭的修圆或修钝的鼻部 1112 和细长的矩形窗口即开口 1114。在本实施例中,窗口 1114 的侧向刃口部 1116、1118 向内模制或凹陷。窗口 1014 的宽度“W”可为约 0.10 英寸并且长度可为约 0.25 英寸。

[0213] 这些实施例也采用刀片 1120,其具有被构造成通过螺纹或其他合适的连接构造附接于任何上述外科器械实施例或其他实施例的超声喇叭或马达传动轴的波导或近侧部分。如在图 66 中可见,刀片 1120 具有一对形成于其上的径向相对的切割部 1122,其具有较锋利的切割角 1023。在一些实施例中,切割角 1023 可以是锯齿状的。在其他实施例中,切割角 1023 不是锯齿状的。在多种实施例中,刀片 1020 可由(例如)钛制成并且其尺寸相对于凹陷刃口 1116、1118 确定,以当刀片 1120 转动或摆动时在锋利的切割角 1023 与切割部 1122 之间建立组织剪切动作。此类构造限定刀片 1120 的切割部 1122 与外部护套 1110 的内壁 1111 之间的较大间隙 C1。为在侧向刃口 1116、1118 与切割部 1122 之间形成组织剪切动作,提供了小于 C1 的间隙 C2。

[0214] 图 67-69 示出了另一个非限制性刀片和护套实施例。本实施例采用中空护套 1210,其附接于上述任何外科器械的突鼻件或超声换能器组件。中空护套 1210 具有远侧鼻部 1212,其包括用于限定弓形横侧部 1216、1218 的上开口 1214 和下开口 1215。远侧鼻部 1212 还可具有在横向侧部 1216、1218 之间延伸的封闭端 1219。

[0215] 本实施例还包括刀片 1220,其具有被构造成附接于任何上述外科器械的超声换能器组件的波导或近侧部分。刀片 1220 还具有远端部分 1221,该远端部分具有腔体 1222,用于限定在中空护套 1210 的弓形横侧部 1216、1218 上方延伸的一对弓形切割部 1224、1226。切割部 1224、1226 中的一者或二者可具有锯齿形齿 1227 或二者都不具有锯齿形齿。在图 67 所示的实施例中,腔体 1222 具有大致类似于平底“C”的横截面形状。然而,腔体 1222 也可具有其他横截面形状。如图所示,至少一个抽吸通道 1230 可设置为穿过刀片 1220。该抽吸通道可与抽吸源(未示出)连通。

[0216] 在多种实施例中,刀片 1220 可由(例如)钛制成并且其尺寸相对于中空护套 1210 的远侧鼻部 1212 确定,使得刀片 1220 的底部 1232 向下延伸出鼻部 1212 的侧面 1216、1218。同样地,弓形侧部 1224、1226 的切割刃延伸到侧面 1216、1218 的上方,如图 67 所示。刀片

1220 的外露底部 1232 可用来（例如）凝固组织，而切割刃 1224、1226 可用于切割和切断组织。

[0217] 中空护套 1210 的近端 1211 从手柄外壳 1240 突出，如图 70 所示。手柄外壳 1240 内装有如上所述的超声换能器组件、马达和滑环组件并连接于控制系统 10。手柄外壳 1240 可包括使临床医生能够在第一“超声”模式 1242、第二“剃刀”模式 1244 和第三“注射”模式 1246 之间切换的选择开关 1241。切换机构 1241 与控制系统 10 连通以自动将刀片 1220 按所需的旋转方位取向。例如，为了以超声模式 1242 使用装置 1200，临床医生将选择开关 1241 切换到超声模式位置 1242（图 71 中示为动作 1250）。当处于第一超声构造 1242 时，马达将转动刀片 1220 至图 67 和 68 所示的位置（图 71 中示为动作 1252）然后停在该位置以通过中空护套 1210 露出刀片 1220 的底部 1232（图 71 中示为动作 1254）。当处于该位置时，启动超声换能器组件以使得底部 1232 能被用于实现止血（图 71 中示为动作 1257）。更具体地讲，当处于超声模式 1242 时，临床医生可相对于正在出血的组织对底部 1232 取向，然后用刀片 1220 的外露部 1232 向组织施加稳定的力（图 71 中示为动作 1256）。然后，临床医生启动超声换能器组件以实现止血（图 71 中示为动作 1258）。在可供选择的实施例中，装置 1200 可设有如上所述的与控制系统连通的一系列开关 / 按钮，使得开启一个开关可引发转动。开启另一个开关可引发旋转摆动，开启又一个开关可配合控制系统将刀片转动至超声位置并停止，其后启动超声换能器组件，或者在其他实施例中，超声换能器组件可由另一个单独的开关启动。所有此类可供选择的构造均在本文所公开的多种非限制性实施例及其相应的等同结构的范围内。

[0218] 图 72 示出了当处于剃刀模式 1244 时装置 1200 的使用。具体地讲，将选择开关 1241 移动到剃刀位置 1242（图 72 中示为动作 1260）。当处于该位置时，马达在中空护套 1210 内连续转动刀片 1220（图 72 中示为动作 1262）。在其他实施例中，马达可在外部护套 1210 内可旋转地来回摆动刀片 1220，或者在其他实施例中选择开关可移动到引发旋转式摆动的另一位置。在任一种情况下，临床医生可随后用旋转或摆动的刀片（1220）接触组织以使得组织被刮掉并通过抽吸通道 1230 排出（图 72 中示为动作 1264）。

[0219] 图 73 示出了当处于注射模式 1246 时装置 1200 的使用。具体地讲，将选择开关 1241 移动到注射位置 1246（图 73 中示为动作 1270）。当处于该位置时，刀片 1220 被保持在停止位置（图 73 中示为动作 1272）。然后，临床医生可将刀片取向在所需的位置然后注射所需的药剂（图 73 中示为动作 1274）。一种可注射的药剂形式例如可包括以商标“Carticel”销售的细胞生成药物。然而，也可使用其他药物和药剂。通过以下方式可完成注射动作：将刀片 1220 在外部护套 1210 内取向到某一位置，使得延伸通过刀片 1220 的药剂通道 1284 通过外部护套 1210 露出来，以使药剂能够被有利地施加到邻近位点。然后，可通过启动与药剂源 1282 连通的泵 1280 注射药剂。参见图 70。在多种实施例中，装置 1200 可具有与泵 1280 连通的注射扳机 1249，使得注射扳机 1249 的启动能够使泵 1280 将药剂通过通道 1284 射出（图 68）。在可供选择的实施例中，药剂可通过（例如）注射器人工注射进与刀片 1220 中的药剂通道 1284 连通的口（未示出）。

[0220] 图 74-77 示出了另一个非限制性外科器械实施例 1300。装置 1300 可包括上述手柄装置 300、400、500 中的任何一个。例如，装置 1300 可包括具有下述差异的手柄 300。手柄 300 包括具有附接于超声换能器组件的波导或近侧部分的刀片 200，超声换能器组件被

启动时将超声运动加于刀片 200。如上所述,刀片 200 还可由手柄 300 内装有的马达装置转动。刀片 200 可延伸通过从手柄 300 突出的内部护套 1320。刀片 200 在内部护套 1320 内处于自由状态,可选择性地振动和转动。一个或多个密封构件 1322 可设置在刀片 200 与内部护套 1320 之间,以防止流体和组织进入内部护套 1320 与刀片 200 之间的区域。密封构件 1322 可由例如硅橡胶 (silastic silicone) 制成。

[0221] 装置 1300 还可包括可移动地接纳在内部护套 1320 上的外部护套 1330。外部护套 1330 的尺寸可相对于内部护套 1320 确定,使得抽吸管 1350 可在一部分内部护套 1320 与一部分外部护套 1330 之间延伸。抽吸管 1350 可与一般地示为 1352 的抽吸源连通。参见图 74。如在图 74-77 中可见,外部护套 1330 可包括从外部护套 1330 的远端部分 1331 向远侧突出的摆臂部 1332。摆臂 1332 可为相对直的(图 75)或可具有稍微弯曲的远端 1334(图 76)。如在图 76 中可见,远端 1334 可具有在其上的锋利切割面 1336。同样在图 74-76 中可见,在一些实施例中,刀片 200 可具有弯曲的刀尖 1360,该弯曲的刀尖具有一对形成于其上的侧向切割刃 1362。在其他实施例中,刀尖 1360 可以是直的。在一些实施例中,刀片 200 可以上述多种方式旋转。在其他实施例中,刀片 200 可不旋转。在此类实施例中,例如,临床医生可不启动使刀片旋转的马达或者手柄可以是不包括用于转动刀片的马达的手柄。

[0222] 在使用中,摆臂部 1332 可覆盖刀片 200 的远端 1360 的某些部分。在一种使用模式中,外部护套 1330 被保持到位,其中摆臂部 1332 覆盖刀片 200 的后侧,如图 74 所示。此构造将弯曲的刀尖 1360 露出。当处于该位置时,例如,可采用弯曲的刀尖 1360 横切组织,例如半月板。在第二操作模式中,摆臂部 1332 处于移动中。

[0223] 在图 74-77 所示的实施例中,采用抽吸管 1350 以向刀尖 1360 牵拉松散组织,同时在切割过程中移除被横切组织的碎片。在其他实施例中,抽吸可发生在位于护套 1320、1330 之间的环形空间。在其他实施例中,刀片 200 可具有延伸通过其中的最终与上述抽吸源连通的抽吸通道(未示出)。此抽吸通道将很可能在近端的节点处退出刀片 200。还有一些其他实施例中,不采用抽吸。

[0224] 在一些实施例中,摆臂部 1332 可长久保持在对着刀片 200 的位置。还有一些实施例中,可将润滑的或低摩擦的垫片(未示出)容纳在摆臂部 1332 上,使得垫片与刀片 200 接触。在其他实施例中,可在摆臂部 1332 与刀片 200 之间设置 0.002" -0.010" 的间隙。在其他实施例中,摆臂部 1332 绕刀片 200 的弯曲部分的长度延伸,使得整个刀片 200 被从后侧覆盖。

[0225] 上文所述的多种非限制性实施例可结合多种不同的外科应用有效地应用,并尤其适于在关节镜手术的含水环境中切割和凝固组织然而在此类应用中,如果流体在刀片或波导与内部护套之间经过,则流体可能进入外壳并损坏其中的部件。已知多种密封构造可与超声动力外科器械一起使用。例如,美国专利 No. 5,935,144 和美国专利 No. 5,944,737(它们的公开内容均以引用方式全文并入本文)均公开了在传统的腹腔镜手术和开腹手术环境(即,非水性环境)中与超声外科器械一起使用的多种密封构造。然而,下文讨论的多种非限制性实施例采用可更适于用在含水环境中的改良的密封构造。

[0226] 更具体地讲并结合图 78,其示出了包括外壳 1402 的超声装置 1400,该外壳可旋转地支承其中的超声换能器组件 1404。例如,超声换能器组件 1404 可由一系列的轴承(未示出)可旋转地支承在外壳 1402 内。超声喇叭 1406 可被连接于超声换能器组件 1404,并

且其上附接有超声工具 1410, 所述附接通过通常可包括螺纹构造的常规手段实现。如本文所用, 术语“超声工具”可涵盖本文所述的刀片和切割构件实施例中的任何一种。超声工具 1410 附接于超声喇叭 1406 的部分可称为波导部分 1412。波导 1412 可构成超声工具 1410 的一体部分或可包括通过(例如)螺纹连接与之附接的单独部件。在图 78 所示的实施例中, 超声工具 1410 延伸通过中空外部护套 1420。护套 1420 和超声工具 1410 的远端可按上文所述的多种刀片和护套构造以及其他构造中的任何一种进行构造。

[0227] 如在图 78 中可见, 近侧轴 1430 附接于超声换能器组件 1404。从动齿轮 1432 连接于近侧轴 1430, 所述从动齿轮与传动齿轮 1434 啮合, 传动齿轮则连接于马达 1440 的输出轴 1436。超声电信号和马达控制信号可通过上述类型和构造的滑环组件 1450 由控制系统 10 提供。装置 1400 还可包括上述多种控制按钮构造, 使得装置可用于超声模式、非超声模式(例如, 旋转剃刮模式)以及此类模式的组合。与上述多种器械不同, 马达 1440 不与超声换能器组件同轴对齐。

[0228] 图 79 示出了可用在超声工具 1410 的波导或近侧部分 1412 与外部护套 1420 之间的密封组件 1470 的非限制性实施例。密封件 1470 包括可由硅或其他材料(例如, Ultem®)制成的环形构件, 其在节点“N”处包覆成型或以其他方式密封附接于波导 1412 上。密封件 1470 可具有在节点“N”处成型在波导 1412 上的第一环形密封部分 1472 以及在相对的轴向上轴向延伸超过第一环形密封部分 1472 并由凹槽 1478 分离的两个轴向密封部分 1474、1476。凹槽 1478 可使两个轴向密封部分 1474、1476 能够在与外部护套 1420 的密封接触中相对于彼此稍微折曲。在提供密封件 1470 与外部护套 1420 接触的较宽接触面积的同时, 较窄的第一环形密封部分 1472 可避免过量聚热。

[0229] 图 80 示出了可用在超声工具 1410 的波导或近侧部分 1412 与外部护套 1420 之间的密封件 1480 的非限制性实施例。密封件 1480 包括可由硅或其他材料(例如, Ultem®)制成的环形构件, 其在节点“N”处包覆成型或以其他方式密封附接于波导 1412 上。密封件 1480 可被布置为与形成在外部护套 1420 上的向内伸出的环形邻接环 1490 邻接。密封件 1480 相对于邻接环 1490 位于远侧。当流体压力在外部护套 1420 的远端内增强时, 密封件 1480 被迫靠贴于邻接环 1490, 从而增强密封件的强度。外部护套 1420 可由(例如)不锈钢制成。

[0230] 图 81 示出了可用在刀片 1410 的波导部分 1412 与外部护套 1420 之间的密封件 1500 的非限制性实施例。密封件 1500 包括可由硅或其他材料(例如, Ultem®)制成的环形构件, 其在节点“N”处包覆成型或以其他方式密封附接于波导 1412 上。密封件 1500 可被布置为接纳在设置于外部护套 1420 中的环形凹槽 1423 内。外部护套 1420 可由(例如)不锈钢制成。

[0231] 图 82 示出了可用在超声工具 1410 的波导或近侧部分 1412 与外部护套 1420 之间的密封件 1510 的非限制性实施例。密封件 1510 包括可由硅或其他材料(例如, Ultem®)制成的环形构件, 其在节点“N”处包覆成型或以其他方式密封附接于波导 1412 上。密封件 1510 可具有在节点“N”处成型在波导 1412 上的内缘部分 1512 以及在相对的轴向上轴向延伸超过内缘部分 1512 并由凹槽 1518 分离的两个轴向密封部分 1514、1516。轴向部分 1514、1516 的尺寸确定成可伸进设置于外部护套 1420 中的凹槽 1520。如在图 82 中可见, 凹槽 1520 具有其尺寸确定成可伸进密封件 1510 中的凹槽 1518 的向内突出的环 1522。在

所示的实施例中,环 1522 具有形成于其上的斜面 1524,其允许密封件 1510 在组装过程中在其上滑动然后锁定就位。外部护套 1420 可由(例如)Ultem®制成。

[0232] 图 83 和 84 示出了可用在超声工具 1410 的波导或近侧部分 1412 与外部护套 1420 之间的密封件 1530 的非限制性实施例。密封件 1530 包括可由硅或其他材料(例如,Ultem®)制成的环形构件,其在节点“N”处包覆成型或以其他方式密封附接于波导 1412 上。密封件 1530 可具有如图 83 所示的在其中的凹槽 1532。再有,外部护套 1420 形成褶皱从而挤压密封件 1530,如图 84 所示。外部护套 1420 可绕整个圆周均匀地形成褶皱,或者可在离散的位置上形成褶皱。例如,可采用四个均匀间隔(例如,90 度间隔)的褶皱。在此类实施例中,外部护套 1420 可由(例如)不锈钢制成。

[0233] 图 85 示出了外部护套 1540 的一部分,其具有适于通过(例如)焊接、压力配合、螺接或扣接而互连的近侧轴向部分 1542 和远侧轴向部分 1544。如在图 85 中可见,远侧轴向部分 1544 具有其尺寸确定成可接合环形密封件 1550 的一部分的凹槽部分 1546,所述环形密封件在节点“N”处包覆成型或以其他方式密封安装在超声工具 1410 的波导或近侧部分 1412 上。因而,当连接在一起时,近侧轴向部分 1542 和远侧轴向部分 1544 用来在其间拦住并压缩密封件 1550 的一部分。在可供选择的实施例中,凹槽部分 1546 可设置在近侧轴向部分 1542 中,或每个部分 1542、1544 都可具有相互配合以在其中容纳环形密封件 1550 的凹槽部分。

[0234] 图 86 示出了一般地標示为 1560 的由两个侧向半块 1562、1564 构成的护套的一部分。每个侧向半块 1562、1564 具有形成在其中的半环形凹槽部分 1566。参见图 87。半环形凹槽部分 1566 形成环形凹槽 1568,其尺寸确定成可在侧向半块 1562、1564 接合而形成中空外部护套 1560 时接纳环形密封件 1570,所述环形密封件以包覆成型或以其他方式附着在波导或近侧部分 1412 上。如果在组装过程中必须沿着外部护套 1560 推动波导 1412,则通过构造两件式外部护套 1560,密封件 1570 可具有比通常大得多的对外部护套 1560 的阻碍。两个护套半块 1562、1564 可通过焊接、按扣配合或其他合适的方法连接在一起。因而,可首先将密封件 1570 安装在波导 1412 上。其后,可将两个半块 1562、1564 围着波导 1412 合拢,使得密封件 1570 卡入凹槽 1568 内。然后,在该位置将半块 1562、1564 紧固在一起。

[0235] 图 88 示出了可用在超声工具的波导部分 1412 与外部护套 1420 之间的密封件 1580 的非限制性实施例。密封件 1580 包括可由硅或其他材料(例如,Ultem®)制成的环形构件,其在节点“N”处包覆成型或以其他方式密封附接于波导或近侧部分 1412 上。密封件 1580 可通过近侧环 1590 和远侧环 1592 固定在适当的位置。近侧环 1590 可构成外部护套 1420 的一体部分或可包括压入外部护套 1420 或以其他方式附接于其上的单独构件。远侧环 1592 可被胶接、压配或以其他方式附接于外部护套 1420 上。远侧环 1592 在安装时可在密封件 1580 上形成压缩。这会增加密封件 1580 与波导 1412 之间的力,从而进一步减少经过密封件 1580 的流体移动。环 1590、1592 可包括有开口的环或在其中无开口的环。另外,如在图 88 中可见,环 1590、1592 的尺寸可相对于波导 1412 确定,使得在其间设置一定量的间隙“C”。

[0236] 图 89 示出了可用在超声工具 1410 的波导或近侧部分 1412 与外部护套 1420 之间的密封件 1600 的非限制性实施例。密封件 1600 包括可由硅或其他材料(例如,Ultem®)

制成的环形构件,其在节点“N”处包覆成型或以其他方式密封附接于波导 1412 上。密封件 1600 的外径可大于外部护套 1420 的内径。密封件 1600 还可具有近侧 1602 和远侧 1604。当组装时,密封件 1600 的近侧 1602 的外面部分与外部护套 1420 的内壁 1421 密封接触。因而,当流体压力“P”在密封件 1600 的远侧上增加时,将进一步促使密封件 1600 与外部护套 1420 密封接触,从而在波导 1412 与外部护套 1420 之间形成更好的密封。

[0237] 图 90 示出了可用在刀片的波导或近侧部分 1412 与外部护套 1420 之间的密封件 1610 的非限制性实施例。密封件 1610 包括可由硅或其他材料(例如,Ultem®)制成的环形构件,其被成型或以其他方式附接于外部护套 1420 上,如图所示。在本实施例中,可在波导 1412 中设置环形凹槽 1620,以在其中接纳密封件 1610 的一部分。在可供选择的实施例中,不设置凹槽。会进一步理解到,在不脱离本文所公开的多种非限制性实施例及其相应等同物的精神和范围的情况下,图 79-82 所示的密封件可同样附接于外部护套而不是所示的切割刀片或工具的波导或近侧部分。另外,会进一步理解到,本文所述的多种密封件实施例可与任何上述外科器械实施例一起有效地使用。也就是说,本文所公开的多种非限制性密封件构造及其相应的等同结构可有效地用于实现超声刀片或波导与相应的内部护套之间的密封。在那些采用内部护套和外部护套但在其间不施加负压的实施例中,本文所公开的多种非限制性密封件构造及其相应的等同物还可有效地用于实现内部护套与外部护套之间充分的液密密封。在其他非限制性实施例中,密封件可用在超声刀片与外部护套之间,其中超声刀片不进行相对于外部护套的显著旋转运动。在此类实施例中,密封件可刚性地附着于超声刀片和外部护套上。在其他非限制性实施例中,超声刀片可在外部护套内摆动。例如,超声刀片可摆动通过 90 度的弧(中心轴线的每侧上各 45 度)。在此类实施例中,密封件可通过(例如)粘合剂、褶皱等方式刚性地附着于外部护套和超声刀片上。密封材料可包括能够适应  $\pm 45$  度范围内的密封件扭转的弹性橡胶材料等。在此类实施例中,密封件经受的拉伸可以有助于使刀片返回至零度的中间位置(与中心轴线对齐)。

[0238] 多种上述实施例采用了用于剪断在刀片上形成的切割刃与周围外部护套的棱边之间的组织的旋转刀片。虽然此类构造在切割大多数组织时非常有效,但却难以有效地切割诸如肌腱组织的坚韧组织,因为其往往会挤到刀片与外部护套之间。此问题类似于使用剪刀切割诸如皮革的坚韧材料时遇到的问题。简言之,剪刀片发生分离而材料却未被切割。这种现象在图 91A-D 中图示说明。如在那些图中可见,用两个切割刀片 1700 来切断坚韧的组织“T”。当刀片 1700 朝组织“T”向内移动时,组织“T”移入刀片 1700 之间并使刀片分离。

[0239] 在本文所公开的多种刀片和护套实施例中,可有利的是,最小化外部护套的切割部与刀片的切割刃之间的间隙量。例如,可能理想的是,将外部护套的切割部与刀片上的切割刃之间的间隙量保持在 0.001" 至 0.005" 的范围内。在其他非限制性实施例中,一个切割刃或切割部比另一切割部更硬。例如,刀片上的切割刃可比外部护套的切割部硬,反之亦然。还有,可在使用或不使用超声的情况下启动马达,以在切割刃/切割部之间达到近乎零间隙。除了此类方法之外或作为此类方法的替代,其他实施例可能采用在外部护套内将刀片的至少远侧部分以“偏心”构造偏置而仍便于刀片在其中旋转的结构。更具体地讲并结合图 92-93,示出了延伸通过外部护套组件 3000 的上述类型和构造的刀片 200。在所示实施例中,外部护套组件 3000 结合可按上述任何方式构造的外科器械 3001 使用,以选择性地

向刀片 200 施加显著旋转运动以及选择性地向其施加超声运动。

[0240] 在图 93 所示的实施例中,刀片 200 轴向延伸通过安装在器械外壳 3010 的一部分内的内部护套 3020。外部护套组件 3000 附接于器械外壳 3010 并具有在其中有窗口即开口 3004 的远侧顶端部分 3002。如上所讨论,窗口 3004 使组织能够被抽吸到形成在远侧顶端部分 3002 内的顶端腔体 3006 中。可通过与抽吸源 244 连通的外部护套组件 3000 的远侧顶端部分 3002 中的抽吸口 3007,将负压施加到顶端腔体 3006。在这些实施例中,刀片 200 具有一些柔韧性并且可由(例如)钛制成。另外,刀片 200 的波导部分或近侧部分延伸通过安装在节点“N”位置处的内部护套 3020 内的衬套 3030。在多种实施例中,内部护套 3020 可由基本上刚性的并抗弯曲的材料制成。例如,内部护套 3020 可由 Ultem 或类似材料制成。衬套 3030 可由(例如)Ultem®制成并通过(例如)不锈钢不可旋转地保持在内部护套 3020 内。

[0241] 如在图 92A 和 93 中可见,刀片 200 的波导或近侧部分 701 延伸通过衬套 3030 中的孔 3032。衬套孔 3032 的中心线 CL-CL 与外部护套 3000 限定的中心轴线 A-A 偏离(即不同轴)。衬套孔 3032 的尺寸相对于刀片 200 的近侧部分 701 确定,以允许近侧部分 701 在其中自由转动,还用来使刀片 200 的远端部分 700 偏离外部护套 3000 的中心轴线 A-A,使得刀片 200 的组织切割远端 705 与窗开口 3004 限定的切割棱 3005 保持旋转式接触。在一些实施例中,例如,刀片 200 可偏离中心的距离可高达 0.030”。由于将刀片 200 的组织切割远端 705 以此方式偏置,远端 705 能抵抗切割坚韧组织时遇到的力,否则这种力会使远端 705 上的切割刃 706 从窗开口 3004 的切割棱 3005 移开。

[0242] 图 94 和 95 示出了另一个实施例,其中刀片 200 的近侧部分 701 同轴延伸通过衬套 3040,其可由例如硅橡胶(silastic silicone)或 Ultem®制成并通过(例如)滑动配合保持在内部护套 3020 内。与上述实施例一样,衬套 3040 可沿刀片 200 的波导或近侧部分并位于节点“N”处。然而,在本实施例中,远侧部分 711(即,从衬套 3040 向远侧延伸的刀片 200 的部分)稍微弯曲,以将刀片 200 的组织切割远端 705 偏置到窗开口 3004 的切割棱 3005 内。例如,刀片 200 的远侧部分 711 可偏离中心弯曲大约 0.030 英寸(图 95 中的距离 OS)。此构造促使刀片 200 的组织切割远端 705 抵抗切割坚韧组织时遇到的力,否则这种力会使刀片 200 上的切割刃 706 从窗开口 3004 的切割棱 3005 移开。

[0243] 图 96-97 示出了另一个非限制性外部护套 3040 和刀片 200 的实施例。在本实施例中,采用了远侧护套顶端 3050。远侧护套顶端 3050 可由金属(例如,不锈钢)制成并具有延伸进外部护套 3060 的开放远端 3062 的近侧轴承部分 3052。外部护套 3060 可由(例如)不锈钢制成并可通过紧固件、粘合剂等连接于远侧护套顶端 3050。外部护套 3060 的近端 3062 附接于上述器械外壳的一部分上。所述器械可包括许多上文详细描述的进行显著旋转运动提供给刀片 200 以及向其提供超声运动的多种器械实施例。

[0244] 刀片 200 的波导或近侧部分 701 可附接于超声喇叭(未示出)并按上述多种方式延伸通过内部护套 3070。刀片 200 的近侧部分 701 可通过上述衬套 3040 可旋转地支承在内部护套 3070 内。刀片 200 的远侧部分 711 可旋转地延伸通过在远侧护套顶端 3050 中的内腔 3054。参见图 97。窗口 3056 形成在远侧护套顶端 3050 中以露出刀片 200 的组织切割远端 705。与上述多种实施例一样,窗口 3056 可限定与刀片 200 的旋转组织切割远端 705 相互作用的至少一个切割棱 3057,以切割被吸入窗口 3056 的组织。在本实施例中,刀

片 200 的组织切割远端部分 705 的外径“OD”在刀片 200 的远端 705 向远侧突出到窗开口 3056 中的位置处大于内腔 3054 的内径“ID”。在一些实施例中,例如,内部内腔直径“ID”可为约 0.140”并且刀片“OD”可为约 0.150”。此构造在刀片 200 的组织切割远端 705 与远侧护套顶端 3050 之间造成干涉。在此构造中,刀片 200 的远侧部分 711 基本上构成悬臂梁,其引起刀片 200 的组织切割远端 705 被远侧护套顶端 3050 下推(图 97)。

[0245] 在图 92-97 所示的实施例中,可能理想的是,在远侧护套顶端 3050 的远端 3058 与刀片 200 的弯曲顶端部分 702 间设置一定量的间隙。该间隙“C”在图 97 中示出。此间隙使刀片 200 的超声运动能够顺畅进行。然而,可能理想的是,最小化此间隙“C”以减少弯曲顶端部分 702 附近的负压损失,这种损失可能妨碍所述装置的组织切割能力。

[0246] 另外,为了便于将组织抽吸进窗开口 3056 中,必须按上述多种方式从抽吸源(未示出)将负压施加在远侧护套顶端 3050 内。在本实施例中,例如,在远侧护套顶端 3050 中设置抽吸通道 3080,如图 97 和 98 所示。密封件 3090 套接在刀片 200 的远侧部分 711 上以在刀片 200 的远侧部分 711 退出内部护套 3070 的位置建立液密密封。参见图 97。同样在本实施例中,内部护套 2070 的远端 3072 延伸进在远侧护套顶端 3050 的轴承部分 3052 中的开口 3055,以向其提供相对的刚性支承。如在图 98 中可见,抽吸通道 3080 在由开口 3055 限定的内部护套支承表面 3057 中形成间断。图 99 示出了可供选择的远侧护套顶端 3050',其中抽吸通道 3080'不延伸进支承内部护套 3070 的远端 3072 的开口 3055'。

[0247] 采用外部护套和旋转式切割构件构造的多种超声外科器械,还面临着由于在那两个部件之间的热量和大接触力而产生外部护套和刀片变形的挑战。通过将顶端材料改变成金属可减少外部护套的远侧顶端部分的变形,但是这会导致因磨损而损坏刀片的不良效果,其可最终导致刀片破坏和极其有限的刀片寿命。此护套顶端刀片磨损损坏可由于在刀片与护套顶端之间的金属间接触而发生。当切割诸如肌腱等坚韧组织时,这种状况可能加剧。如上文所讨论,此类坚韧组织可将切割刃彼此偏置并迫使刀片的相对切割刃或表面与护套顶端接触,从而导致磨损。

[0248] 本文所述的多种非限制性实施例及其相应的等同物可在形成在外部护套的远侧顶端部分内的顶端腔体的内壁上使用薄的减摩擦材料,或在可供选择的实施例中,可将低摩擦或减摩擦垫片固定在顶端腔体内以保护刀片。一个示例性实施例在图 100 和 101 中示出。如在那些图中可见,上述外部护套 900'中具有减摩擦聚合物涂层或垫片 3100。在多种实施例中,外部护套 900'的远侧顶端部分 902'可由金属(例如不锈钢)制成,并且减摩擦材料或垫片 3100 可由(例如)聚酰亚胺、碳填充聚酰亚胺、Teflon®、Teflon-陶瓷等制成。在使用垫片的那些实施例中,垫片可通过(例如)粘合剂或燕尾榫构造固定在顶端部分 902'内。垫片 3100 优选地能够匹配刀片的相应几何形状。例如,如图 101 所示,可能基本上类似于上述刀片 200 的刀片 3110 具有远端部分 3112,该远端部分具有分离两个切割面 3116、3118 的中部 3114。切割面 3116、3118 具有弓形形状并具有形成在其每个边缘上的切割刃 3120。在该实施例中,聚合物垫片 3100 也具有类似弓状成形的上表面 3101。此概念的优点在于其保持了利于切割坚韧组织的硬质金属切割刃(例如不锈钢)。当垫片 3100 由能够以另外的方式支承施加到刀片上的力的较软材料制成时,该垫片还可保护刀片 200 的宽切割面 3116、3118。另外的或可供选择的方式是,顶端部分 902'的内壁 903'可涂覆上述类型的减摩擦涂层 3130。涂层 3130 可包括通过粘合剂固定在适当位置的单独构件或可包括

直接粘附到顶端部分 902' 的内表面 903' 的沉积涂层。例如,可通过气相沉积将 Teflon® 材料施加到内壁 903' 的某些部分上。在将顶端 902' 暴露于气相沉积过程之前,用已知的遮蔽技术遮蔽无需涂层的顶端 902' 的部分。

[0249] 图 102 示出了可涂覆相对硬的低摩擦材料以增加表面硬度和减少摩擦的组织切割刀片末端 3112'。具体地讲,如在该图中可见,切割面 3116'、3118' 的至少某些部分涂覆有涂层材料 3130。在一些实施例中,例如,涂层材料可包括诸如氮化钛、类金刚石涂层、氮化铬、Graphit iC™ 等的涂层材料。刀片 3060' 可结合由金属(例如不锈钢)制成的护套顶端使用,以避免刀片磨损和可能发生的刀片损坏。在可供选择的实施例中,刀片的整个远侧组织切割末端均可涂覆有涂层材料 3130。

[0250] 可将本发明所公开的装置设计为单次使用后即进行处理,或者可将它们设计为可多次使用。然而在任一种情况下,该装置均可重新恢复,以在至少一次使用后再次使用。重新恢复可包括如下步骤的任意组合:拆卸该装置、然后清洗或置换某些部分以及随后组装。特别是,该装置可以拆卸,并且可以任意组合选择性地置换或移除任意数目的某些部分或零件。清洗和/或置换某些部分后,该装置可以在重新恢复设施处重新组装以随后使用,或者在即将施行手术操作前由手术队组装。本领域的技术人员将会知道,装置的重新恢复可利用多种用于组装、清洁/置换和重新组装的技术。这些技术的使用以及所得的修复装置均在本发明的范围内。

[0251] 优选地,在手术前实施本文所述的多种实施例。首先,获取新的或用过的装置,并在必要时对装置进行清洁。然后对装置进行消毒。在一种消毒技术中,将该装置置于闭合并密封的容器中,例如塑料或 TYVEK 袋中。然后将容器和装置置于能够穿透该容器的辐射区,例如  $\gamma$  辐射、x-射线或高能电子。辐射将装置上和容器中的细菌杀死。然后将灭菌后的装置保存在消毒容器中。该密封容器将器械保持无菌,直到在医疗设备中打开该容器。消毒也能够通过本领域技术人员已知的任何一种方式进行,包括  $\beta$  辐射或  $\gamma$  辐射、环氧乙烷和/或蒸汽消毒。

[0252] 在多种实施例中,可将下述超声外科器械提供给外科医生,其中波导和/或端部执行器已可操作地连接外科器械的换能器。在至少一个此类实施例中,外科医生或其他临床医生可从消毒包中移出超声外科器械、将该超声器械插入到发生器中(如上文所概述)、并且在手术操作期间使用该超声器械。这种系统可无需外科医生或其他临床医生动手而将波导和/或端部执行器装配至超声外科器械。在已使用超声外科器械之后,外科医生或其他临床医生可将超声器械置于可密封包中,其中可将所述包运送至消毒设施。在消毒设施处,可对超声器械消毒,其中任何耗费部件都可被丢弃和更换,任何可重复使用的部件都可被消毒和再次使用。其后,超声器械可进行重新组装、测试、置于消毒袋中和/或在置于消毒袋中之后进行消毒。一旦经过消毒,该重新处理的超声外科器械就可再次使用。

[0253] 虽然本文已描述了多种实施例,但可以对这些实施例进行多种修改和变型。例如,可采用不同类型的端部执行器。另外,凡是公开了用于某些元件的材料的,均可使用其他材料。上述具体实施方式和下述权利要求旨在涵盖所有这样的修改和变型形式。

[0254] 在所并入的材料与现有定义、陈述或本公开所述的其他公开材料不产生冲突的范围内,本说明书中提及的所有上述美国专利和美国专利申请以及已公布的美国专利申请均以引用方式全文并入本文。同样地并且在必要的程度下,本文明确阐述的公开内容取代了

以引用方式并入本文的任何冲突材料。如果任何材料或其部分据述以引用方式并入本文，但与本文所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突，那么仅在所并入的材料和现有公开材料之间不产生冲突的程度下才将其并入本文。

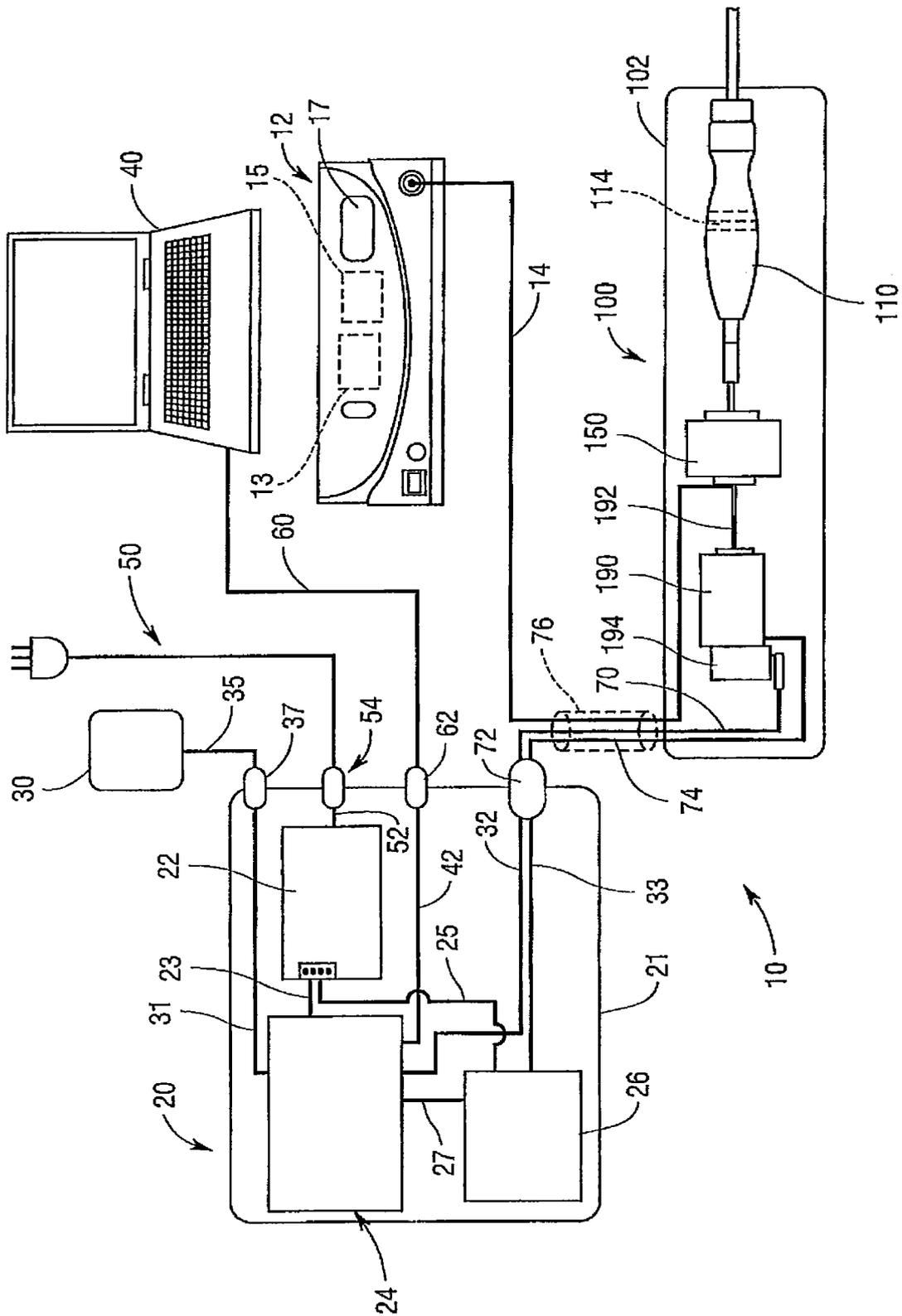


图 1

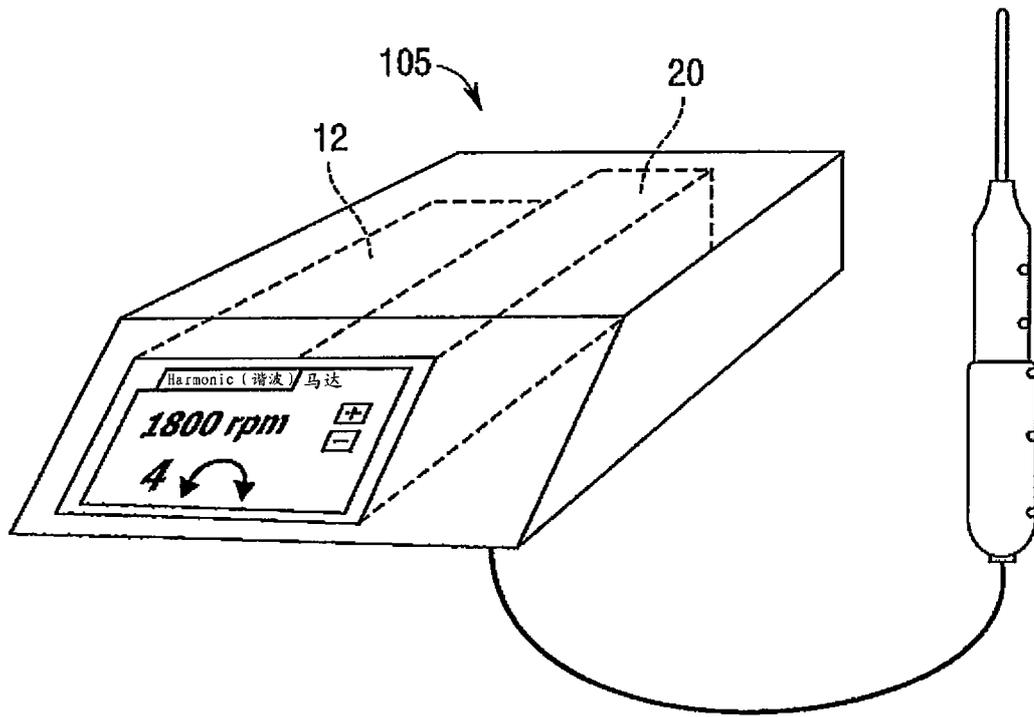


图 1A

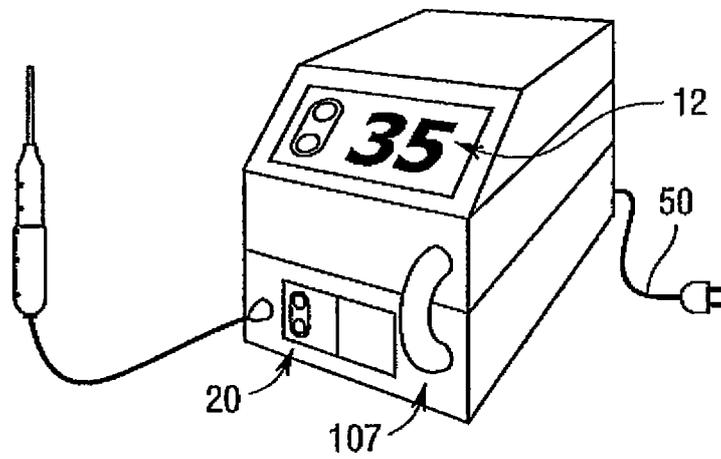


图 1B



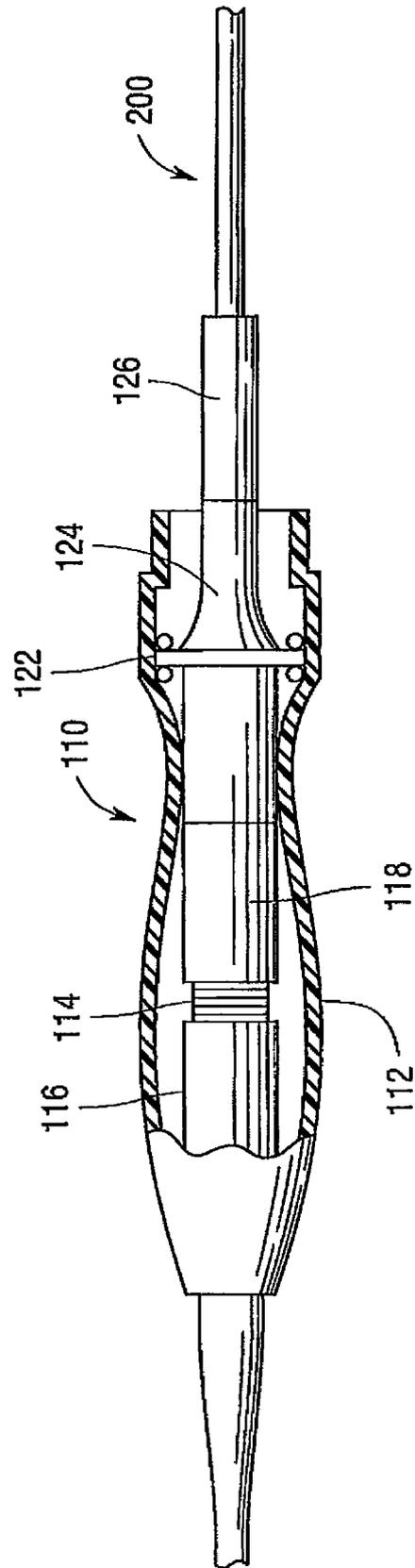


图 3

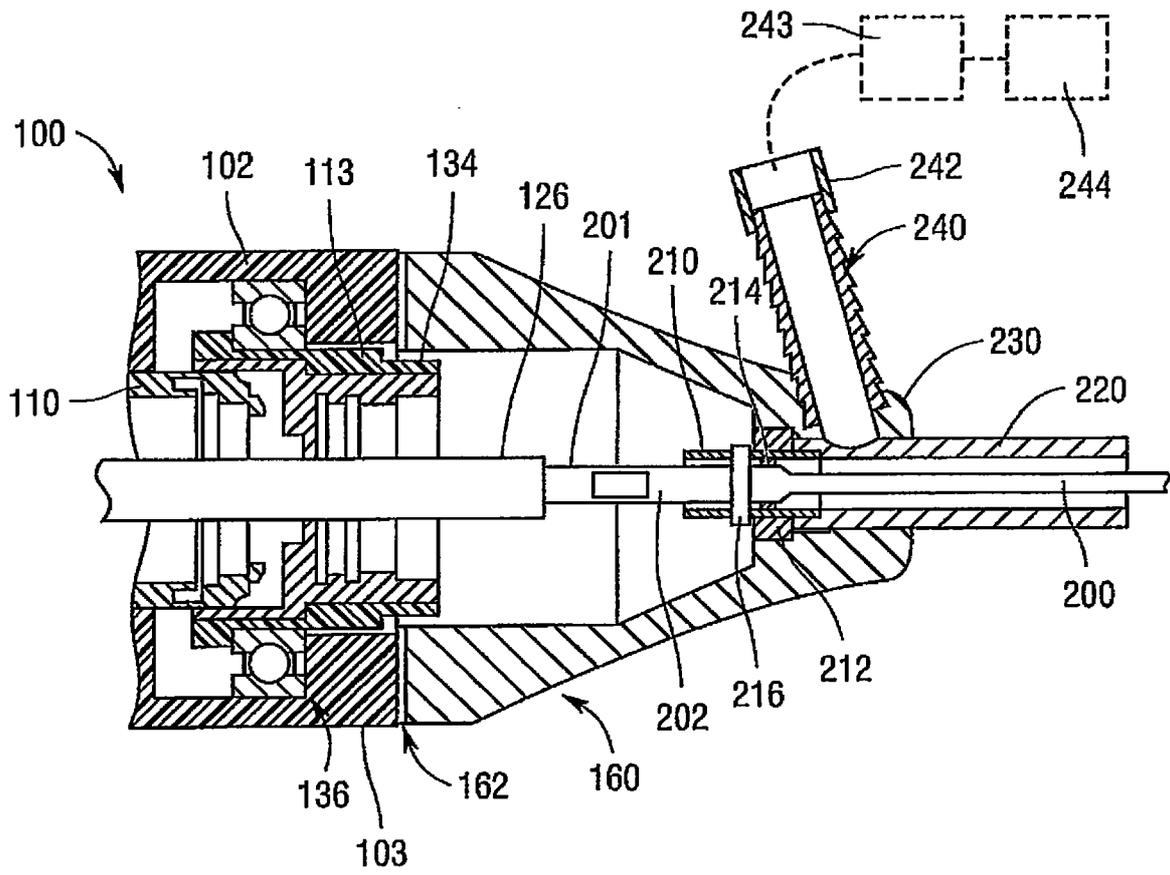


图 4

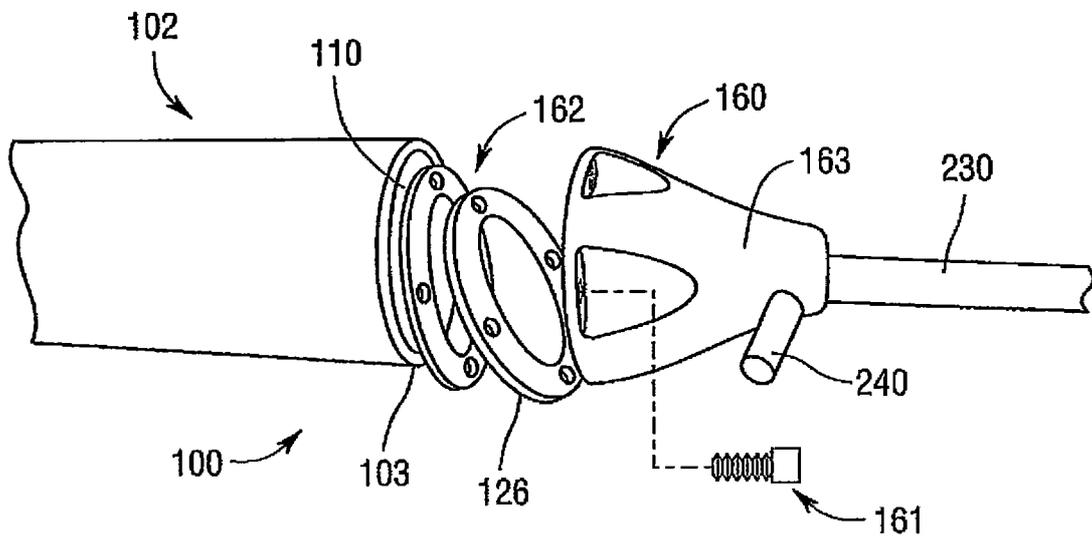


图 5

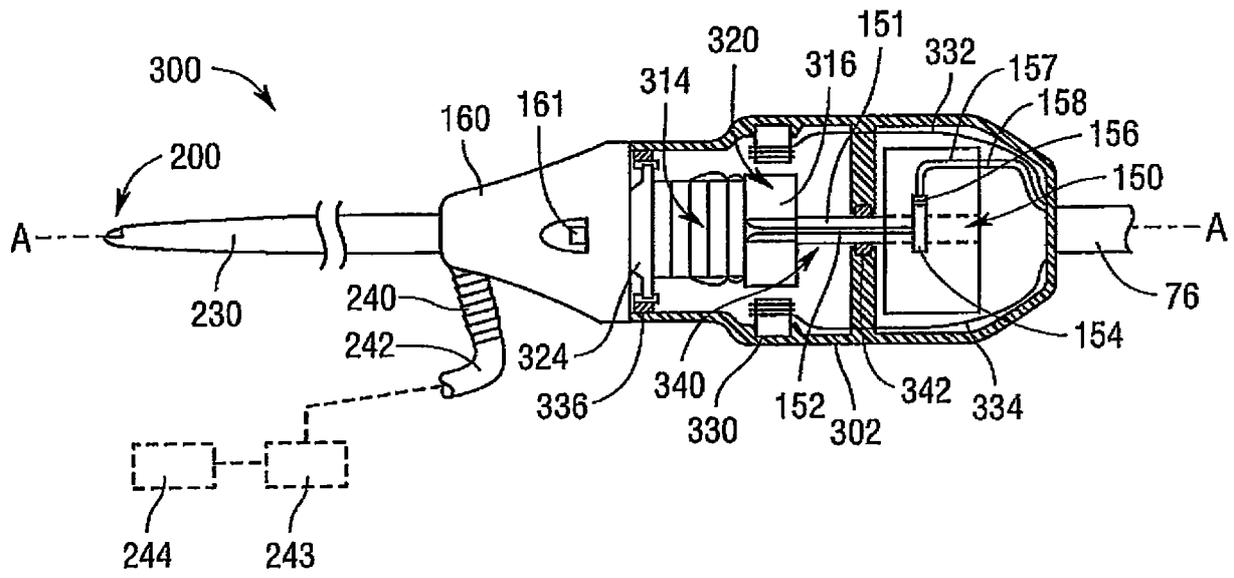


图 6

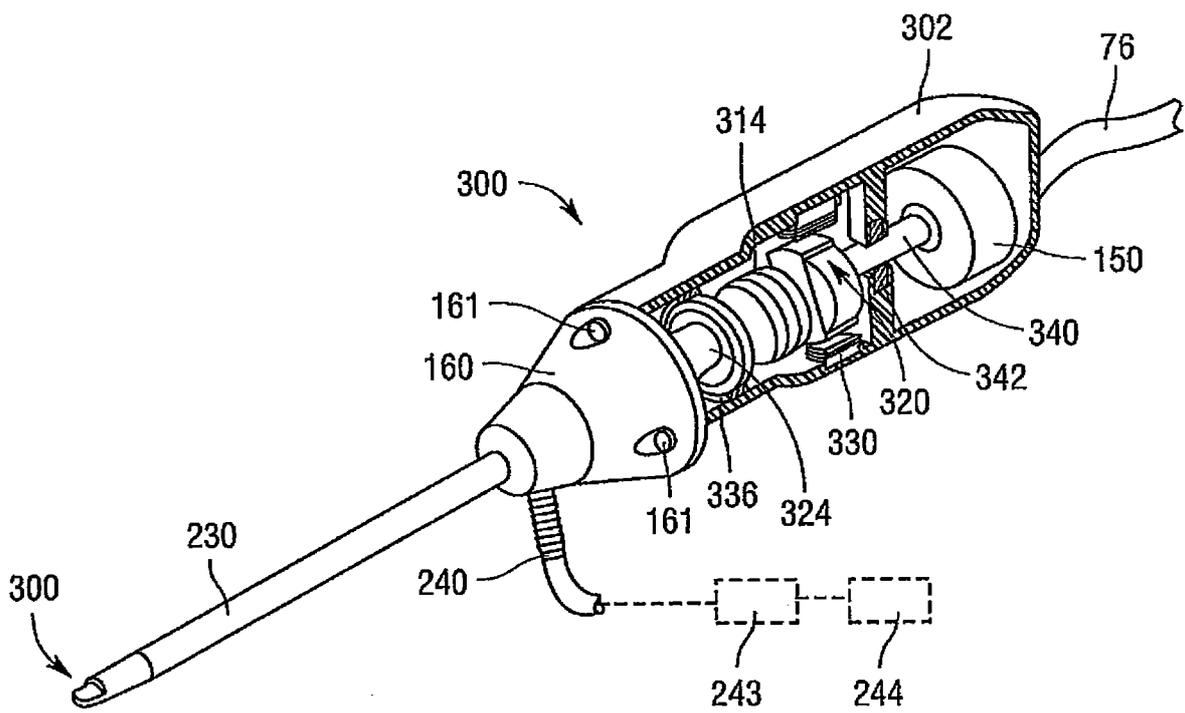


图 7

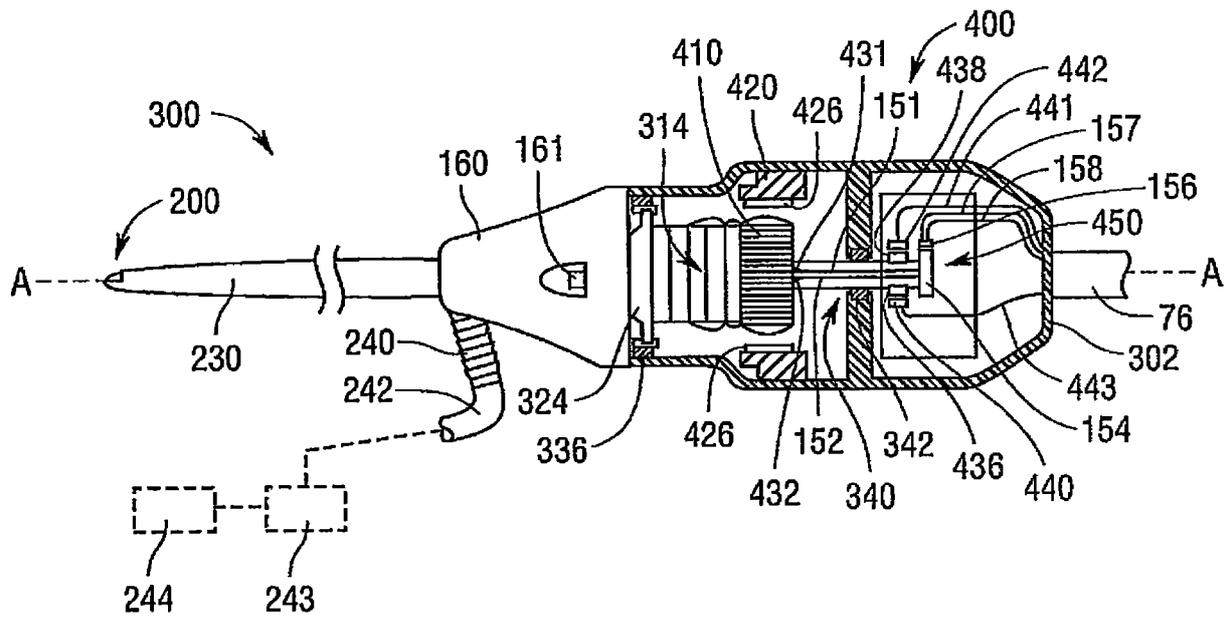


图 8

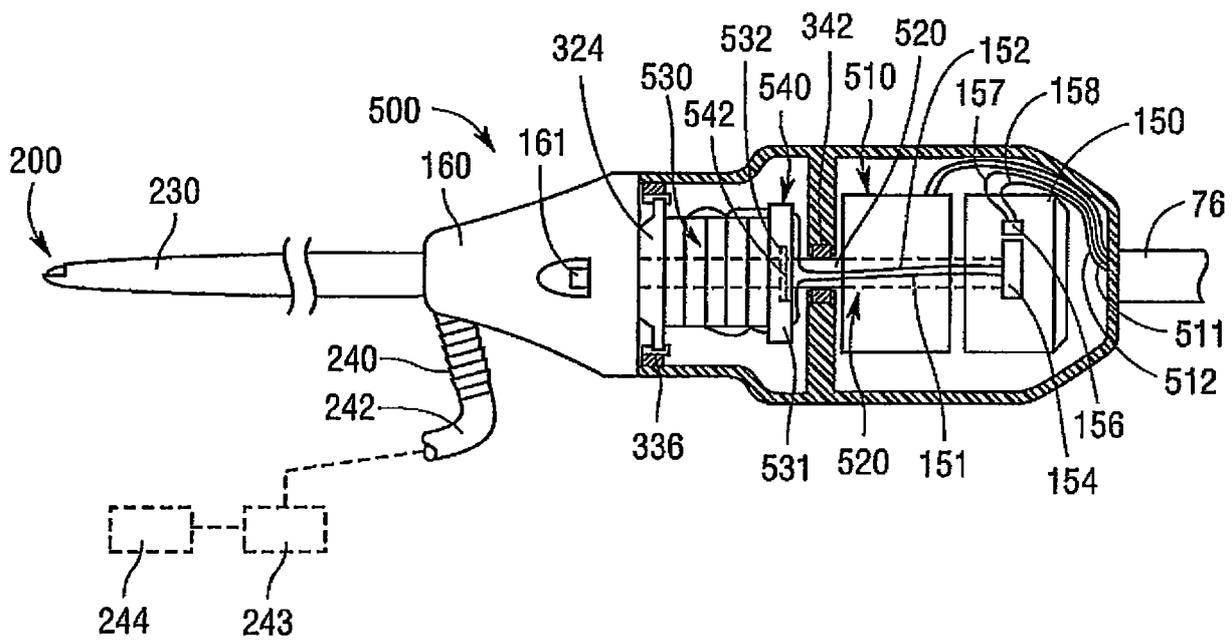


图 9

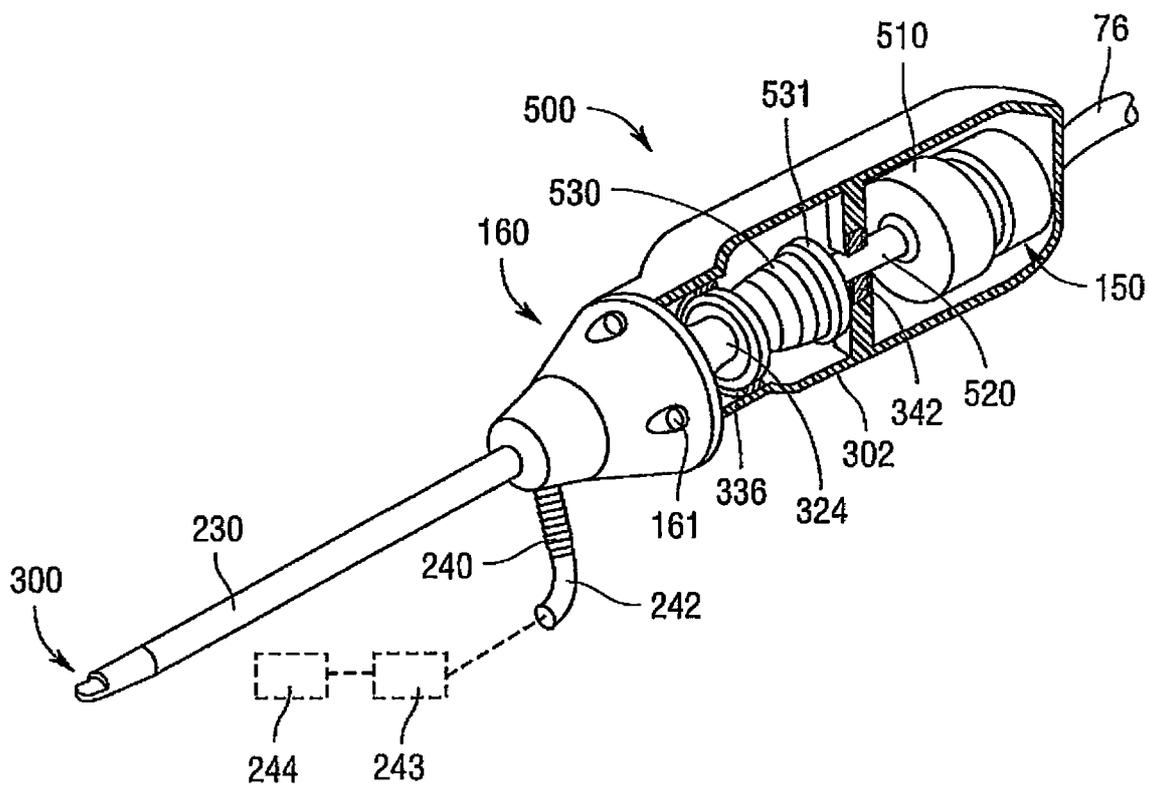


图 10

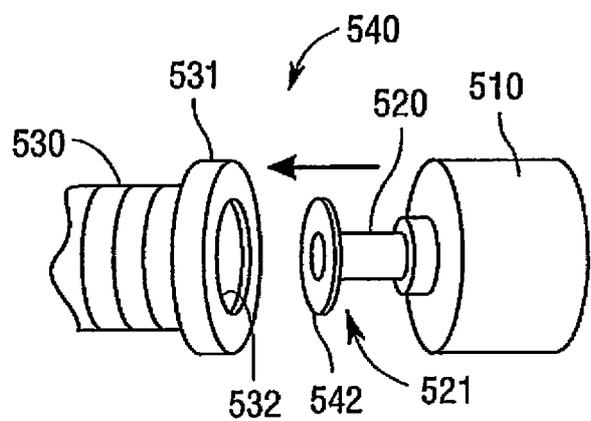


图 11

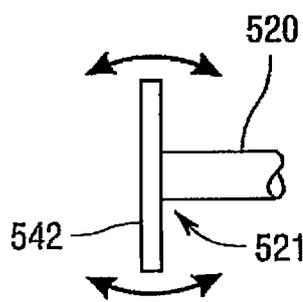


图 12

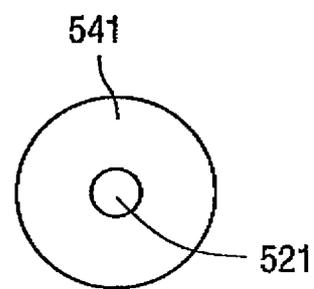


图 13

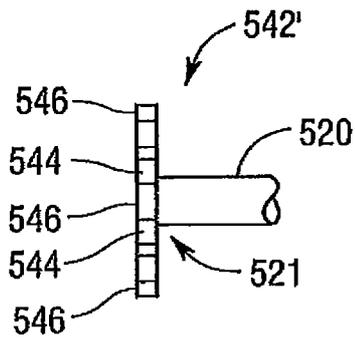


图 14

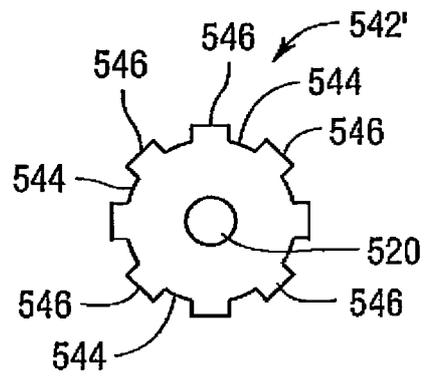


图 15

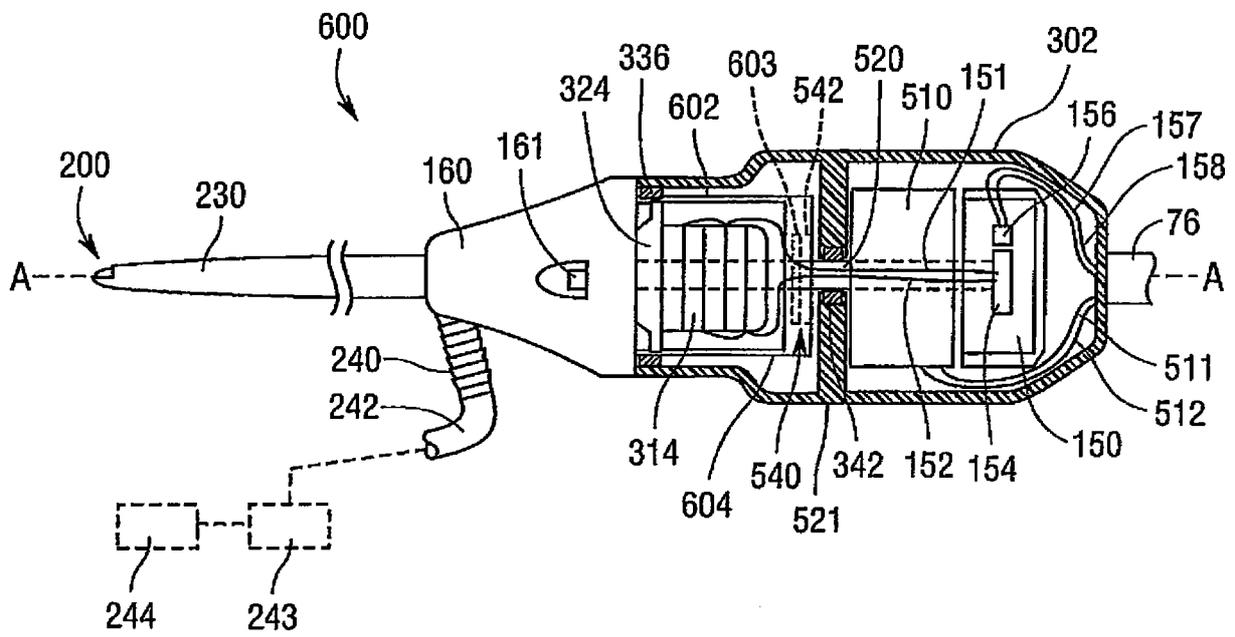


图 16

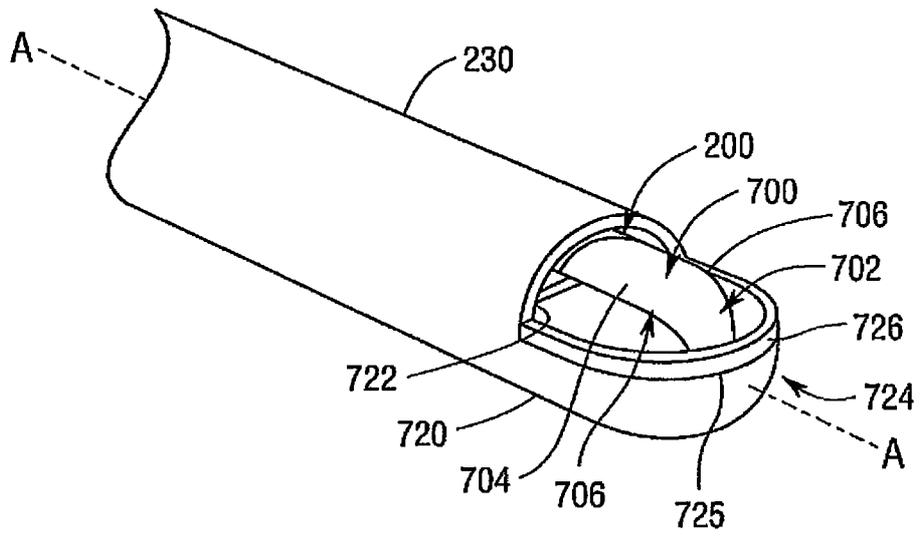


图 17

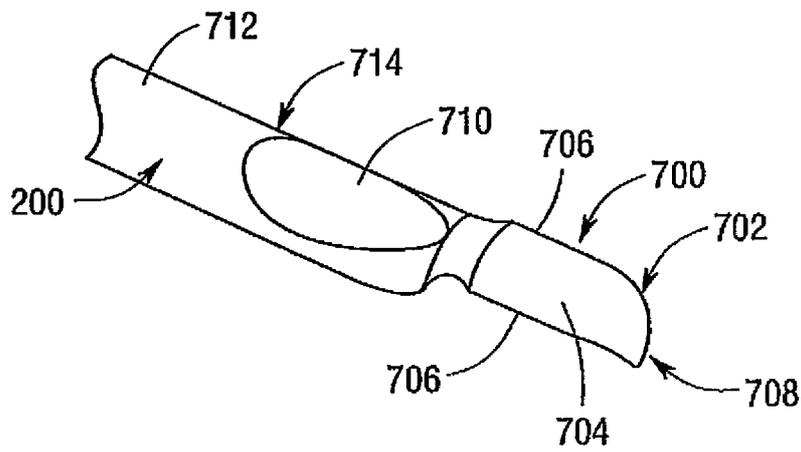


图 18

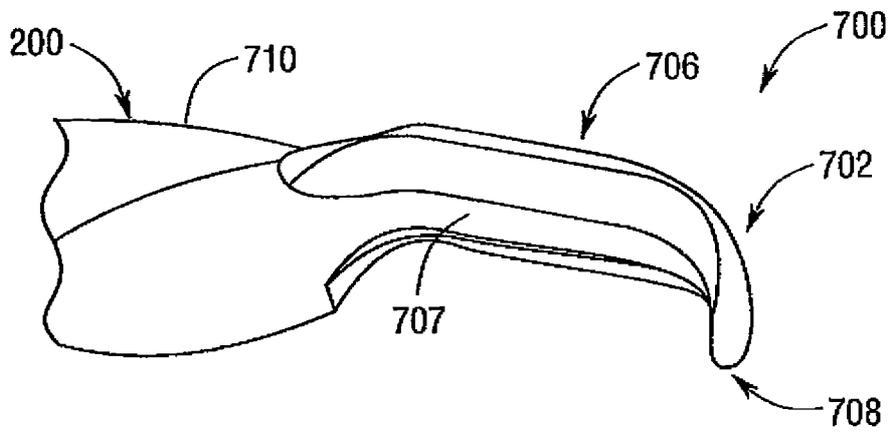


图 19

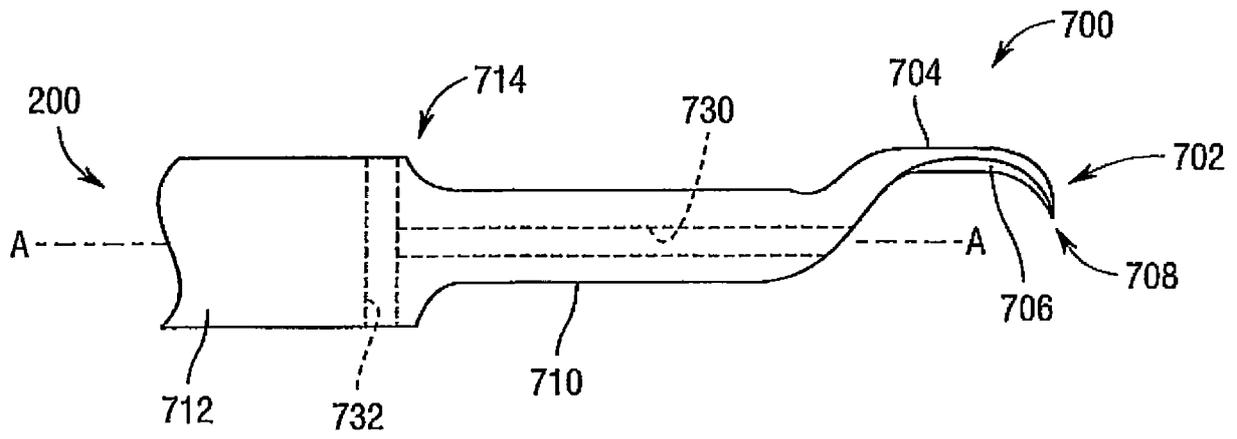


图 20

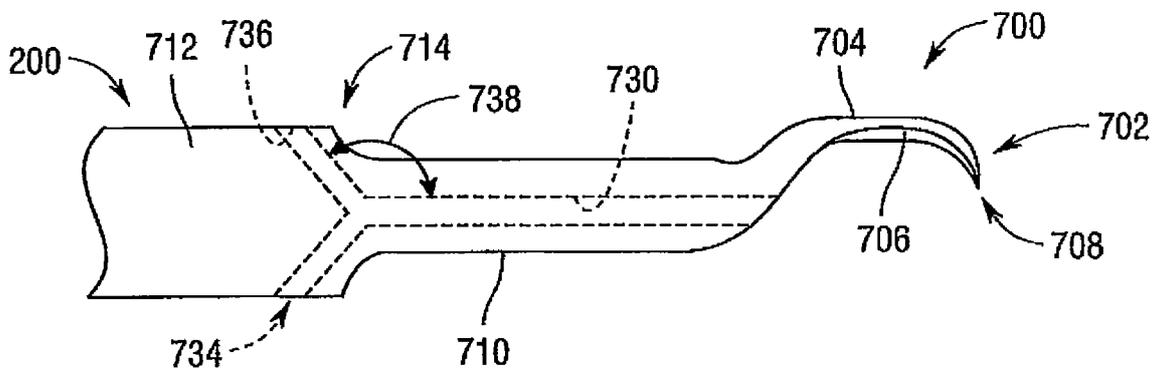


图 21

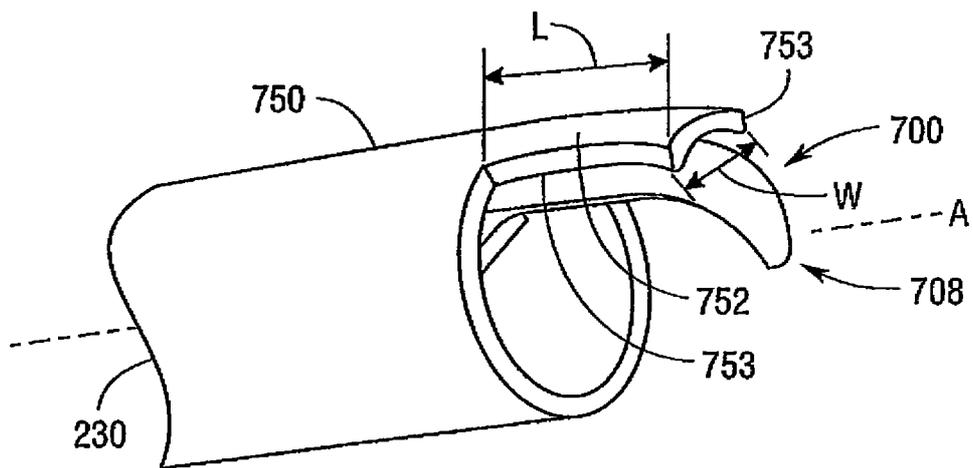


图 22

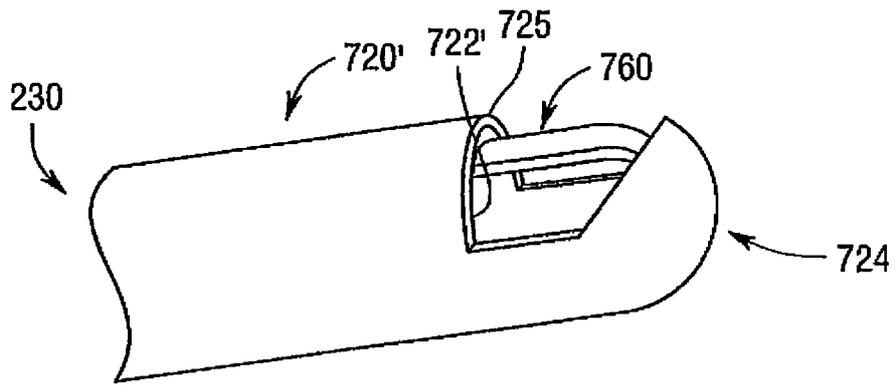


图 23

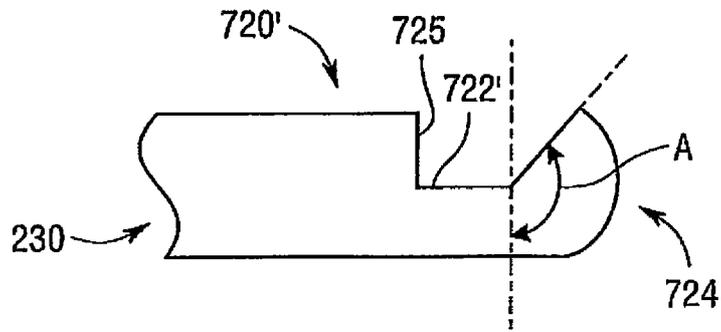


图 23A

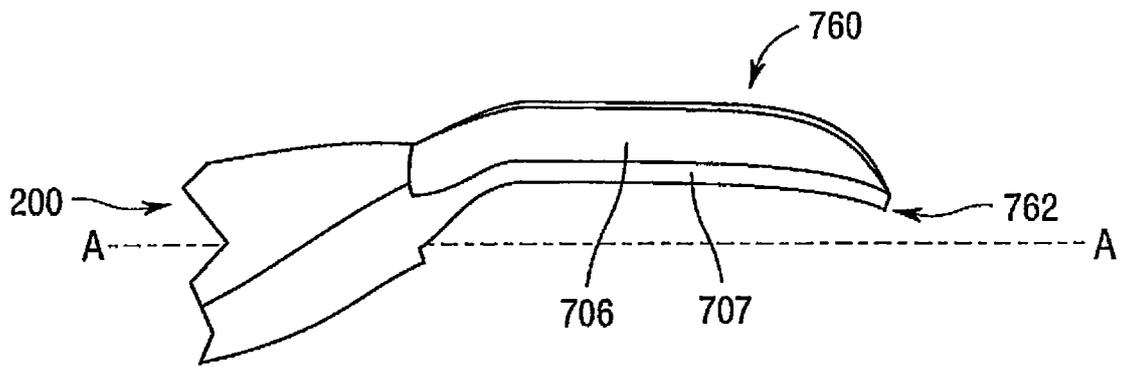


图 24

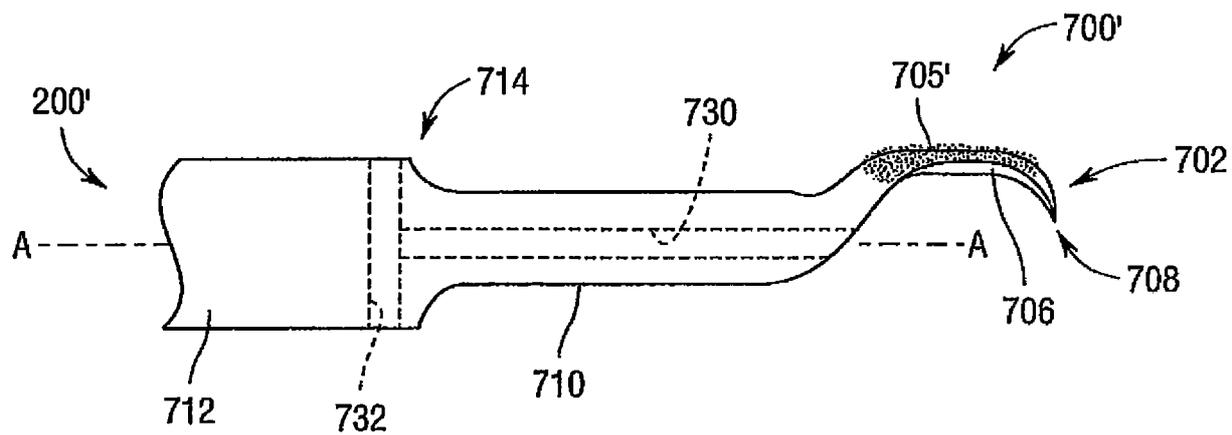


图 25

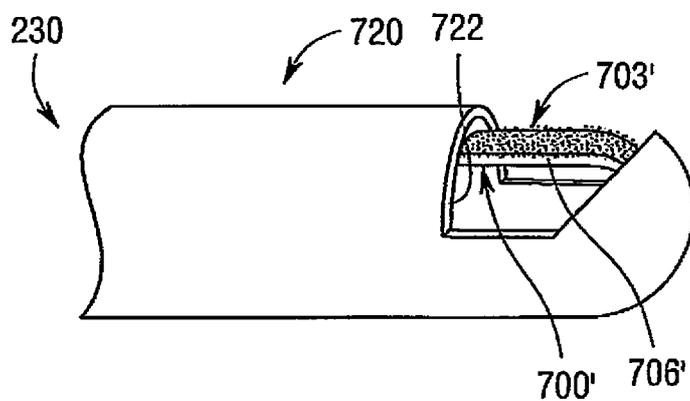


图 26

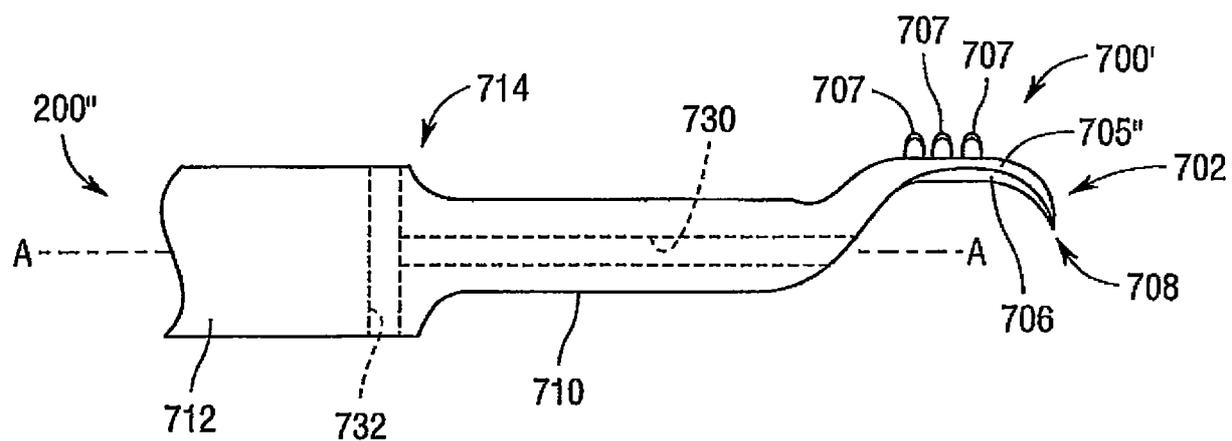


图 27

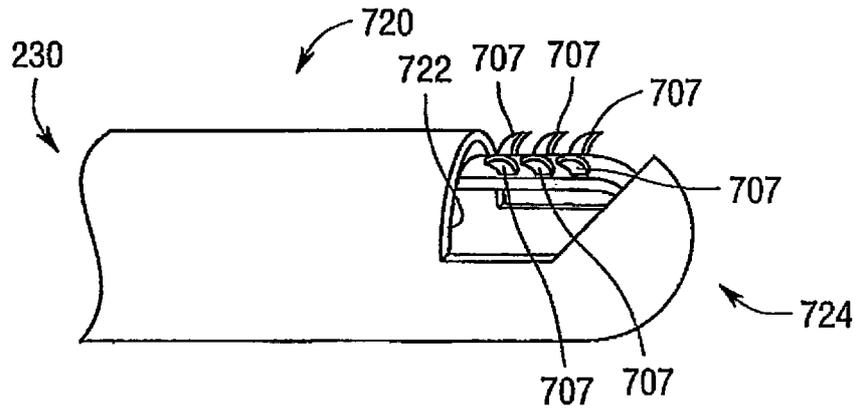


图 28

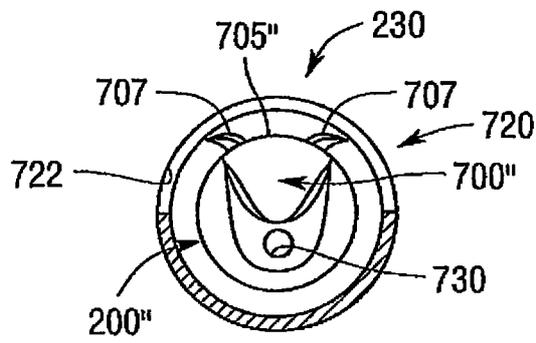


图 29

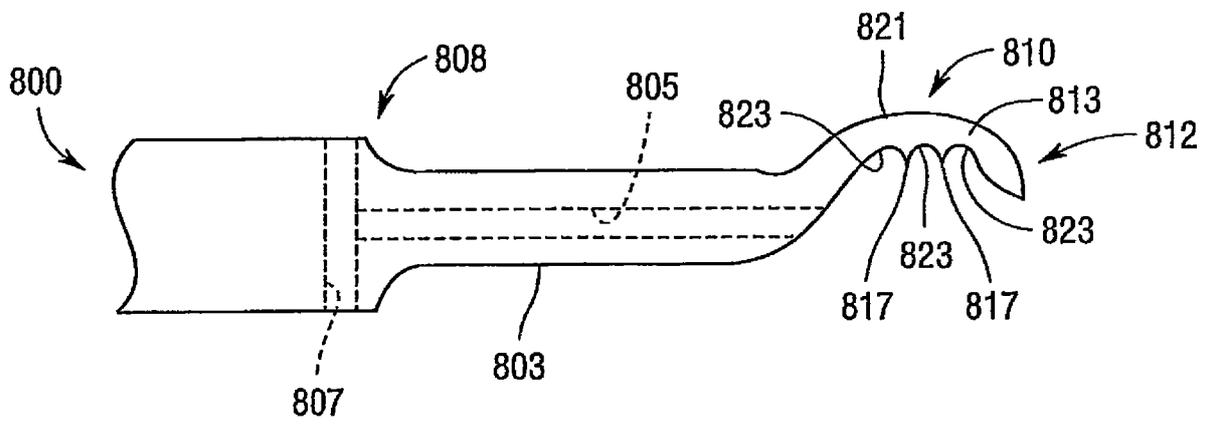


图 30

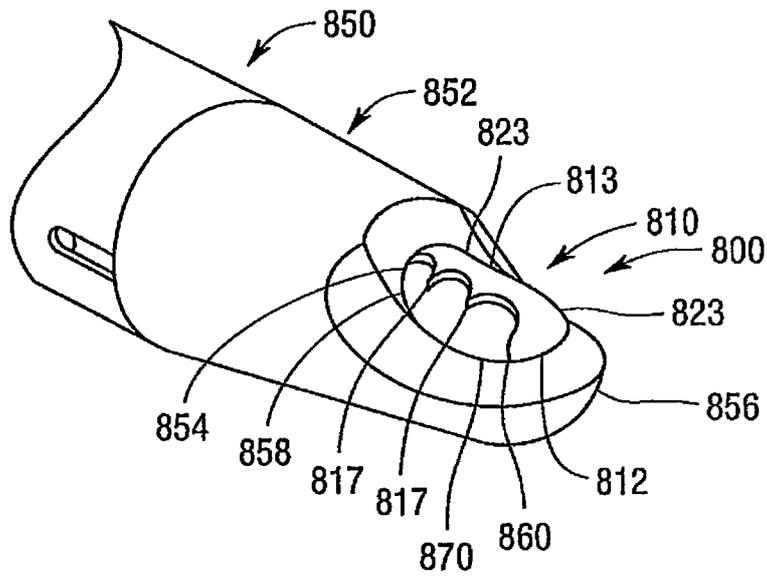


图 31

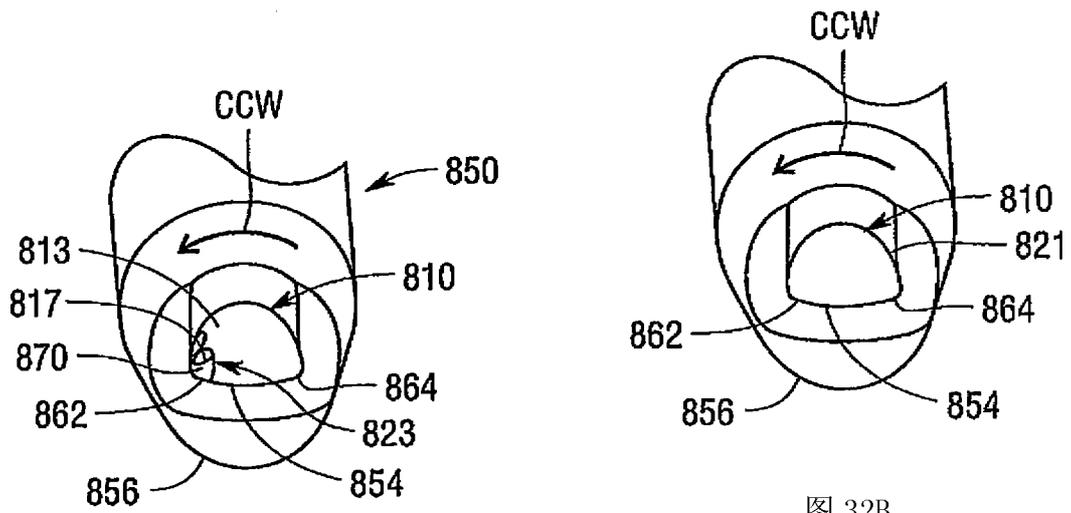


图 32A

图 32B

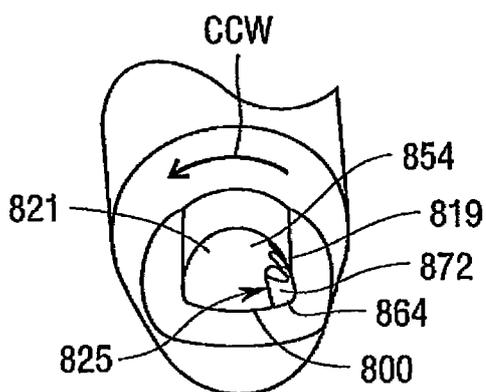


图 32C

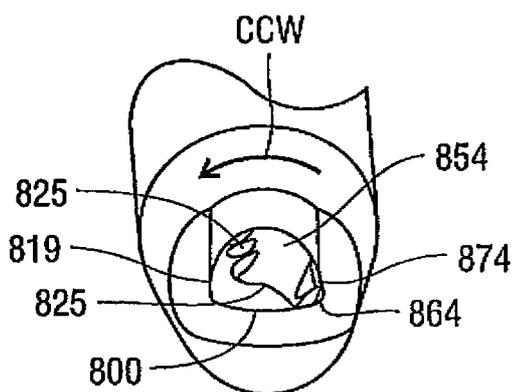


图 32D

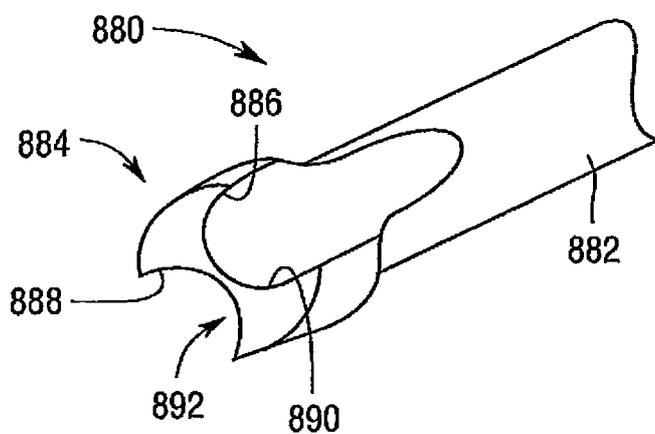


图 33

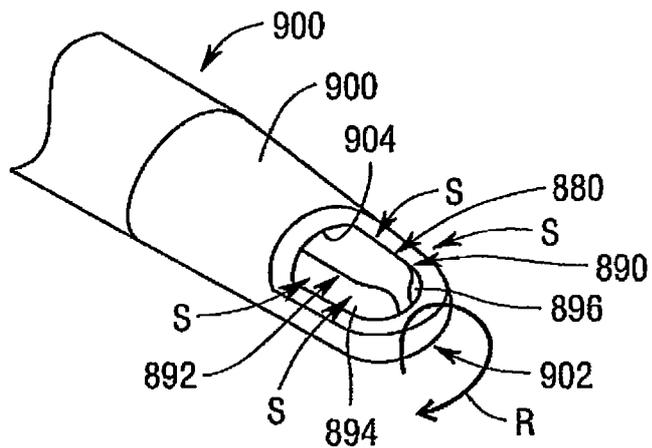


图 34

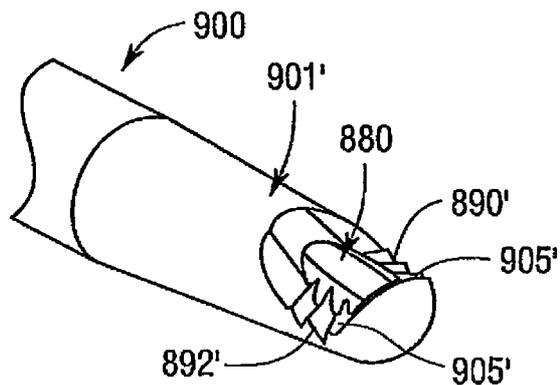


图 34A

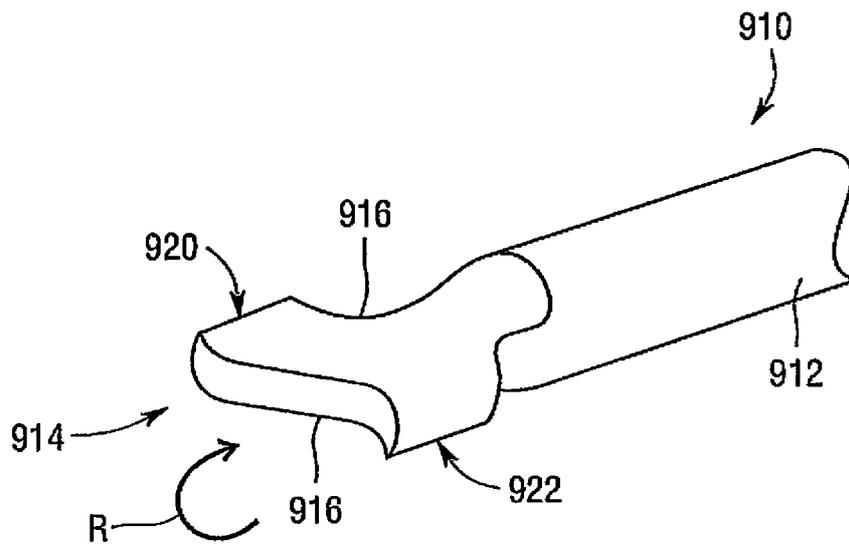


图 35

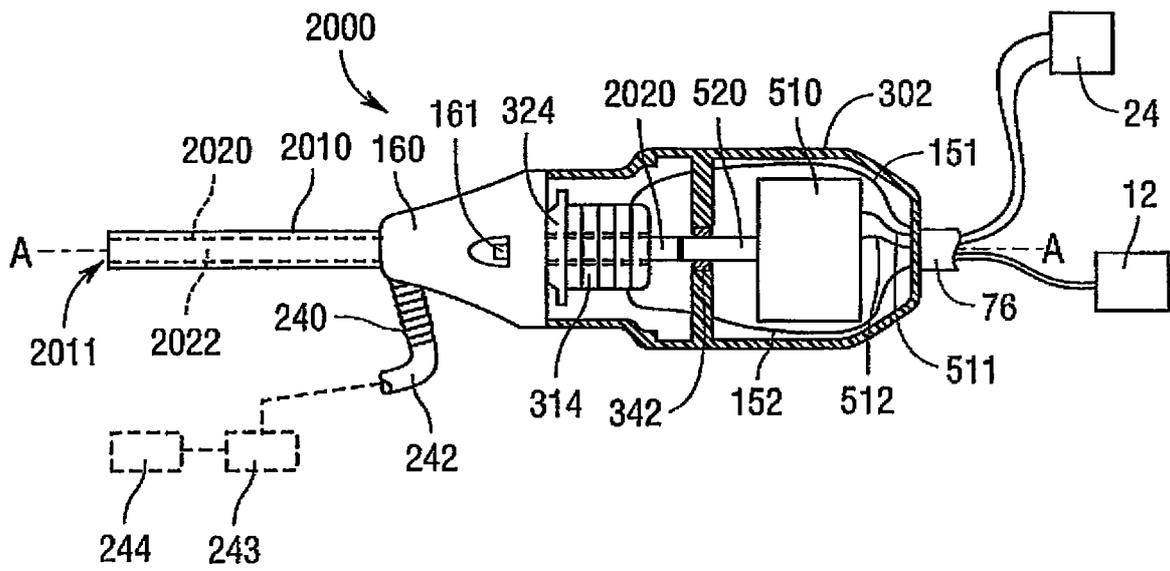


图 36



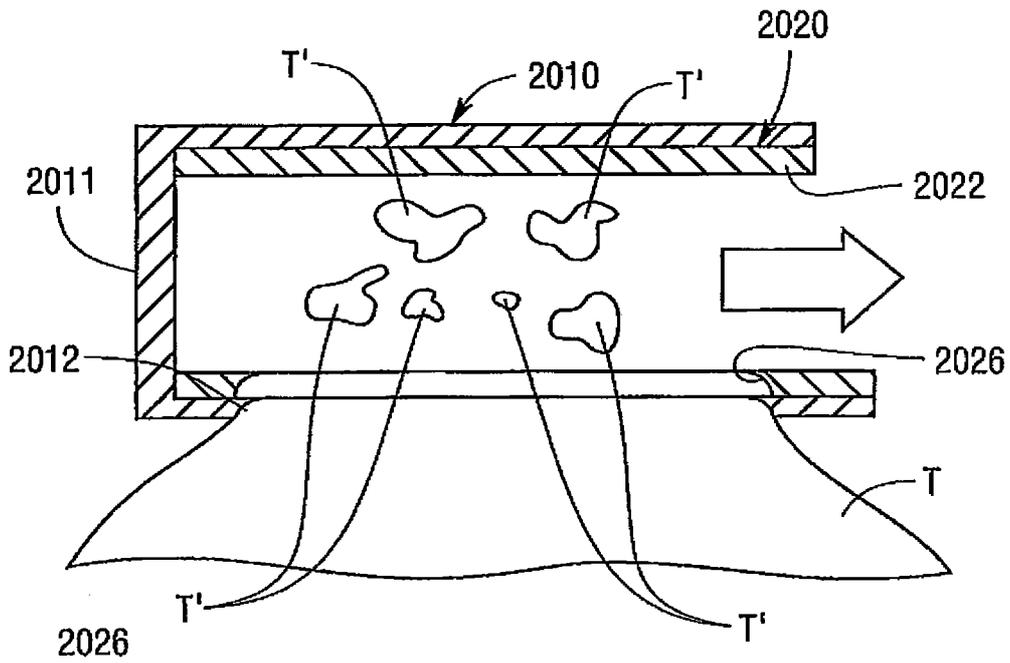


图 38

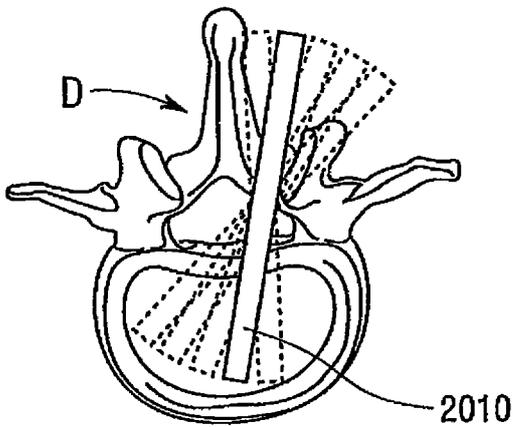


图 39

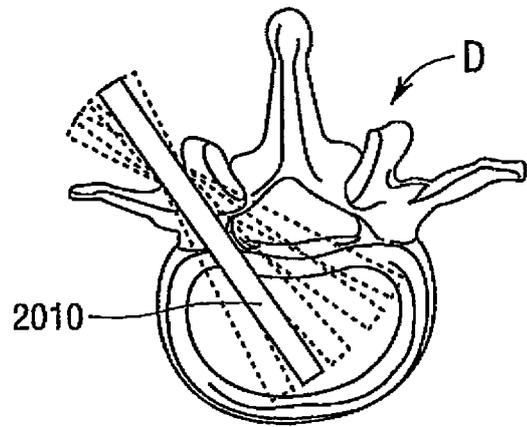


图 40

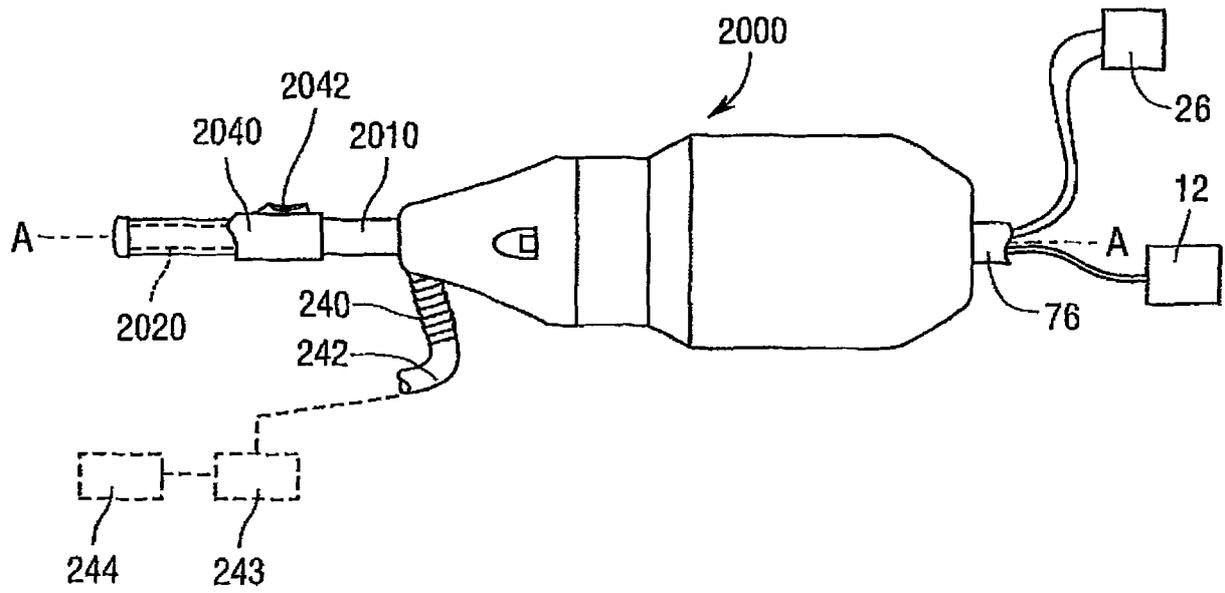


图 41

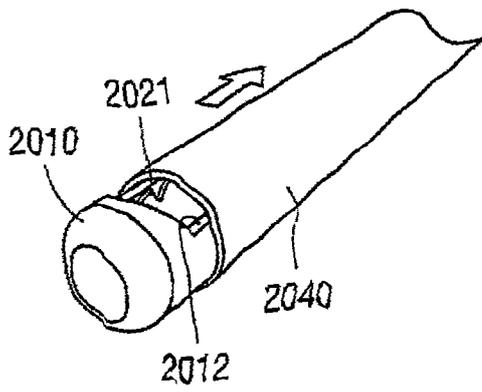


图 42

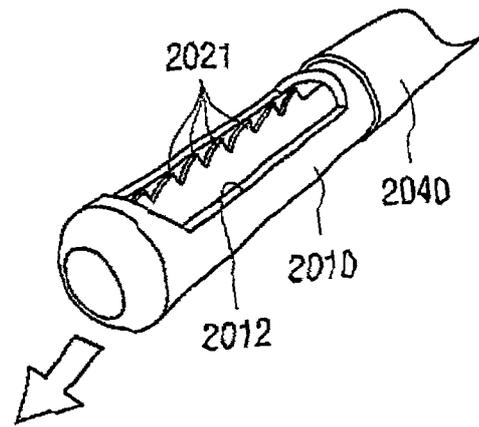


图 43

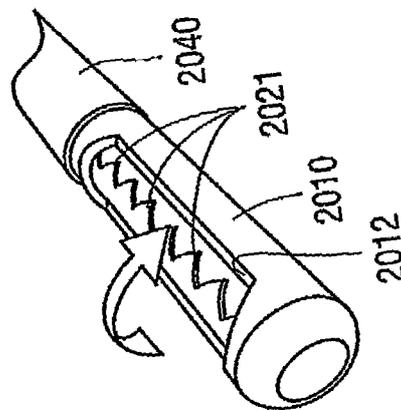


图 44

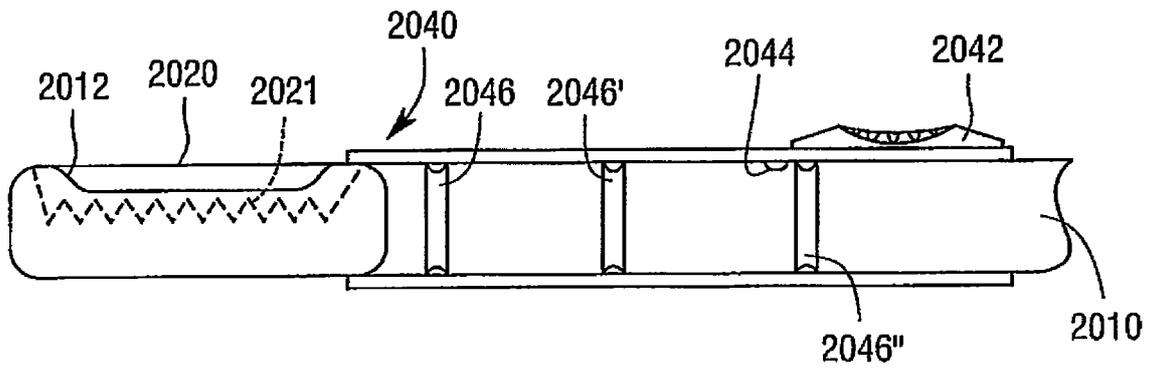


图 45

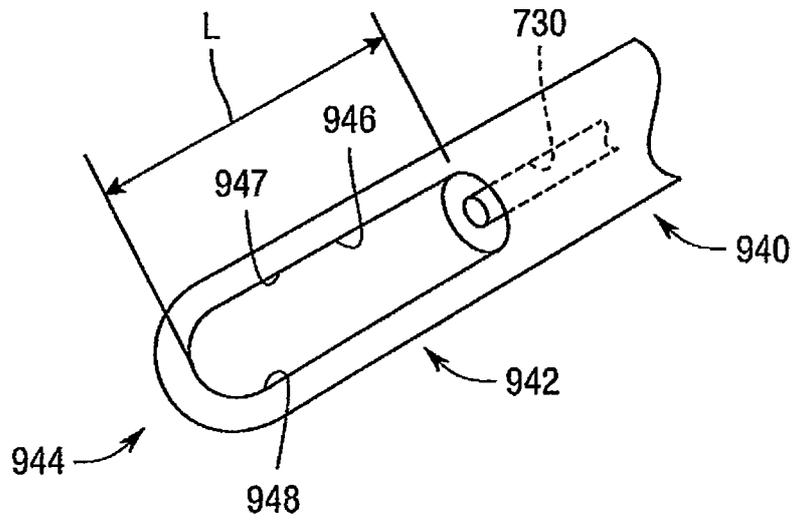


图 46

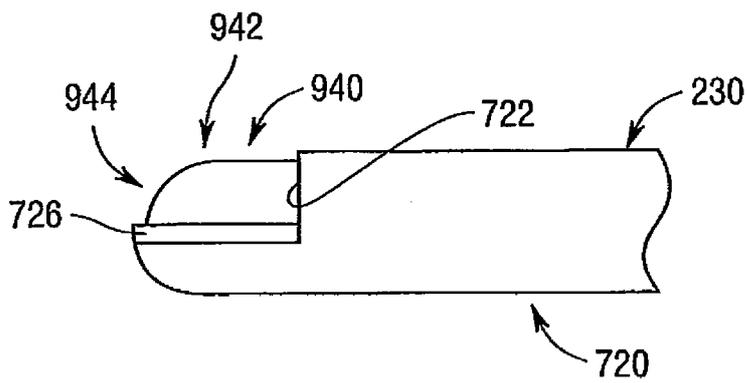


图 47

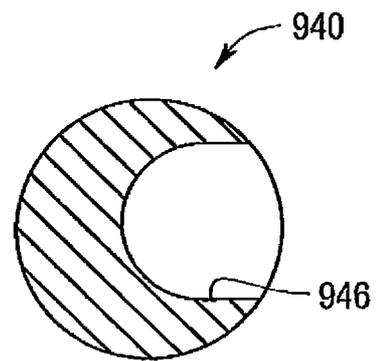


图 48

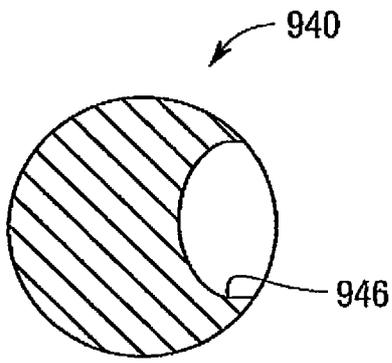


图 49

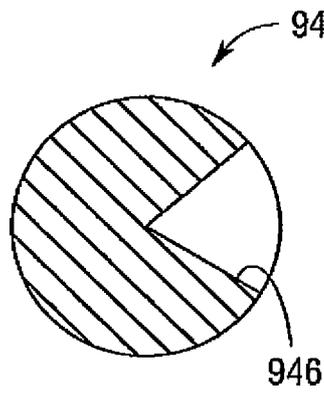


图 50

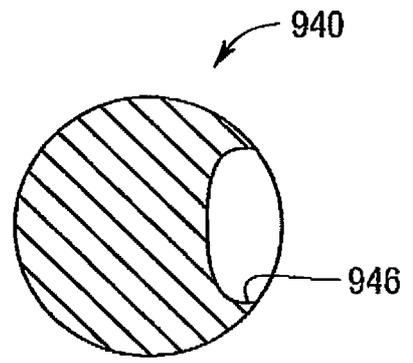


图 51

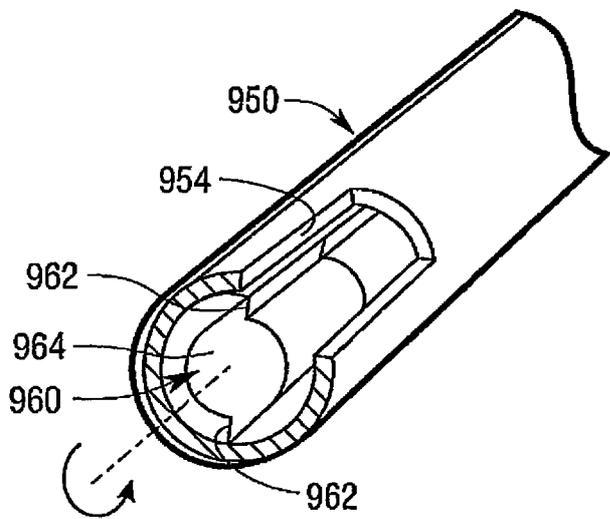


图 52

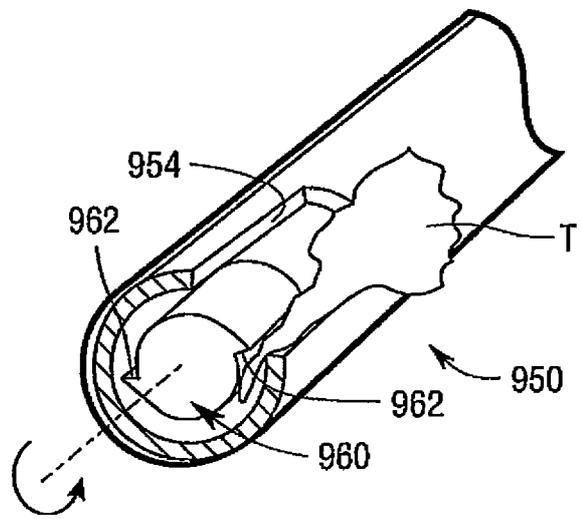


图 53

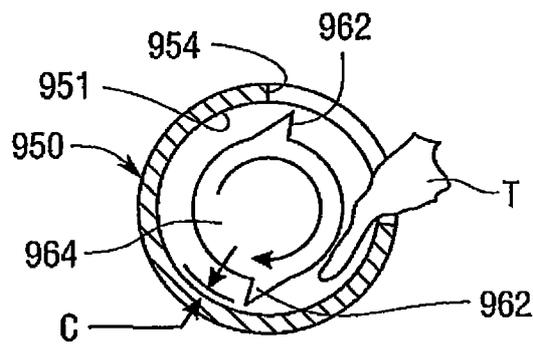


图 54

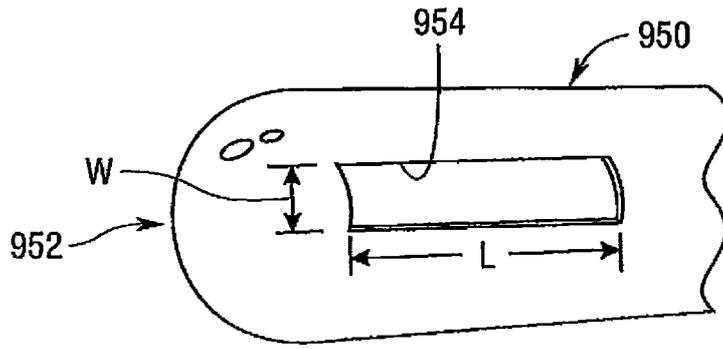


图 55

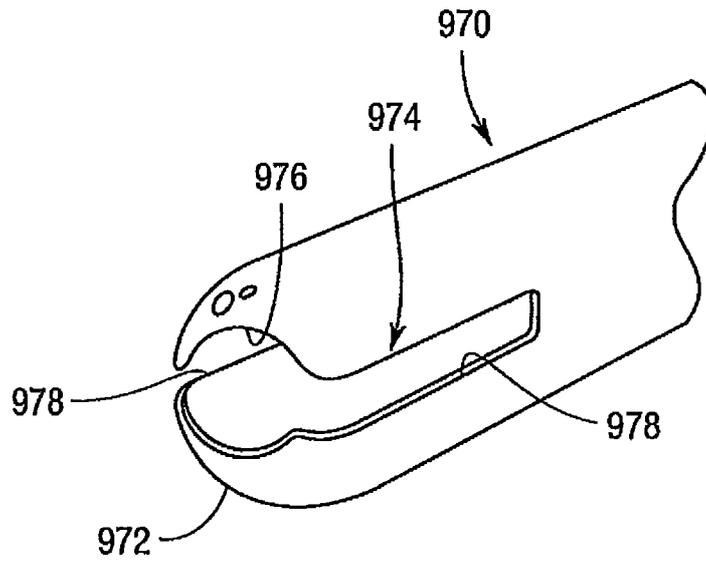


图 56

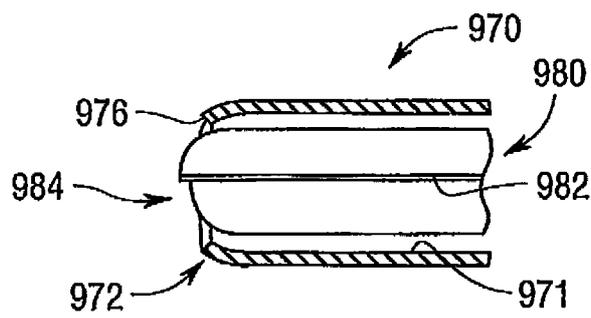


图 57

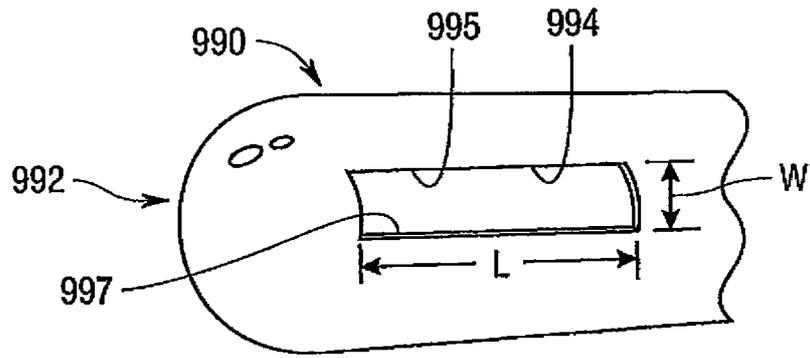


图 58

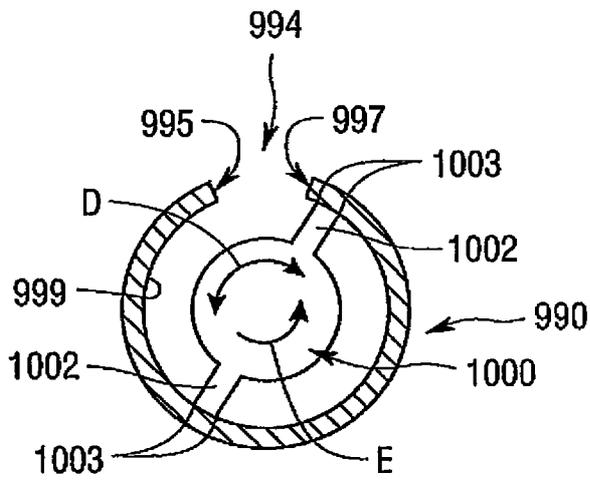


图 59

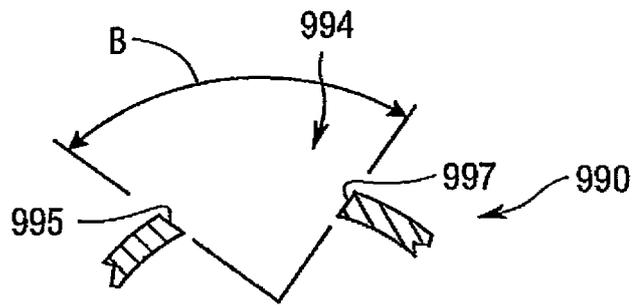


图 60

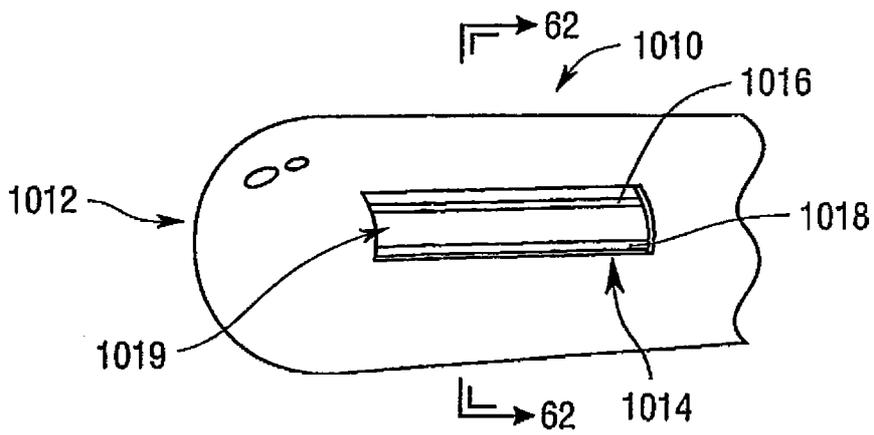


图 61

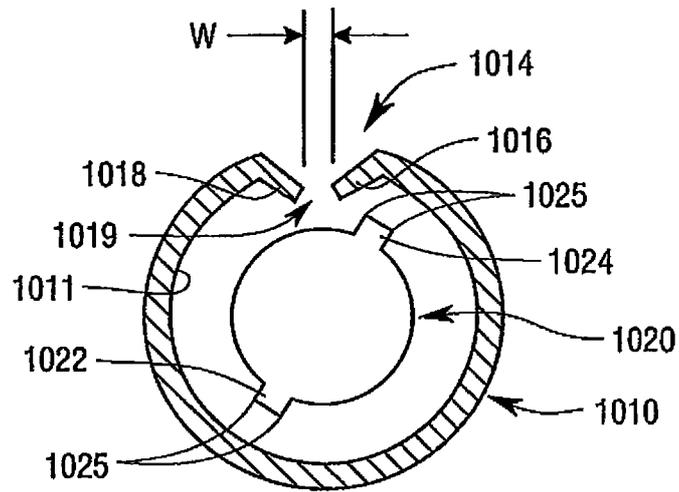


图 62

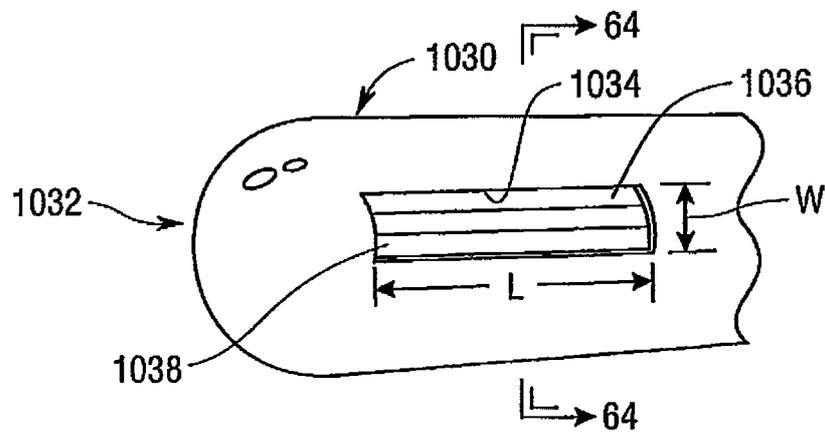


图 63

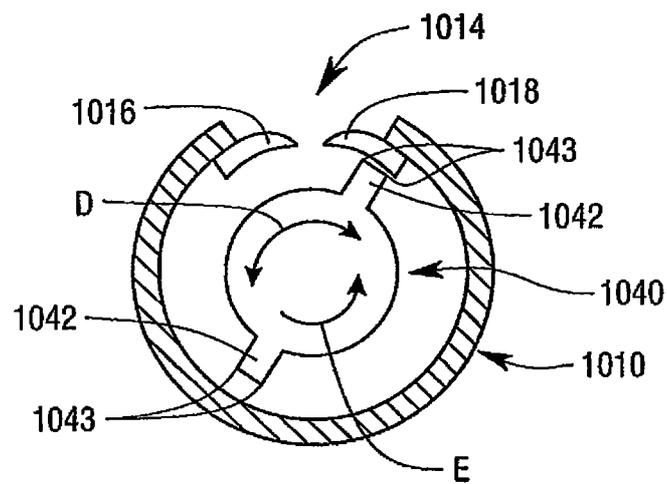


图 64



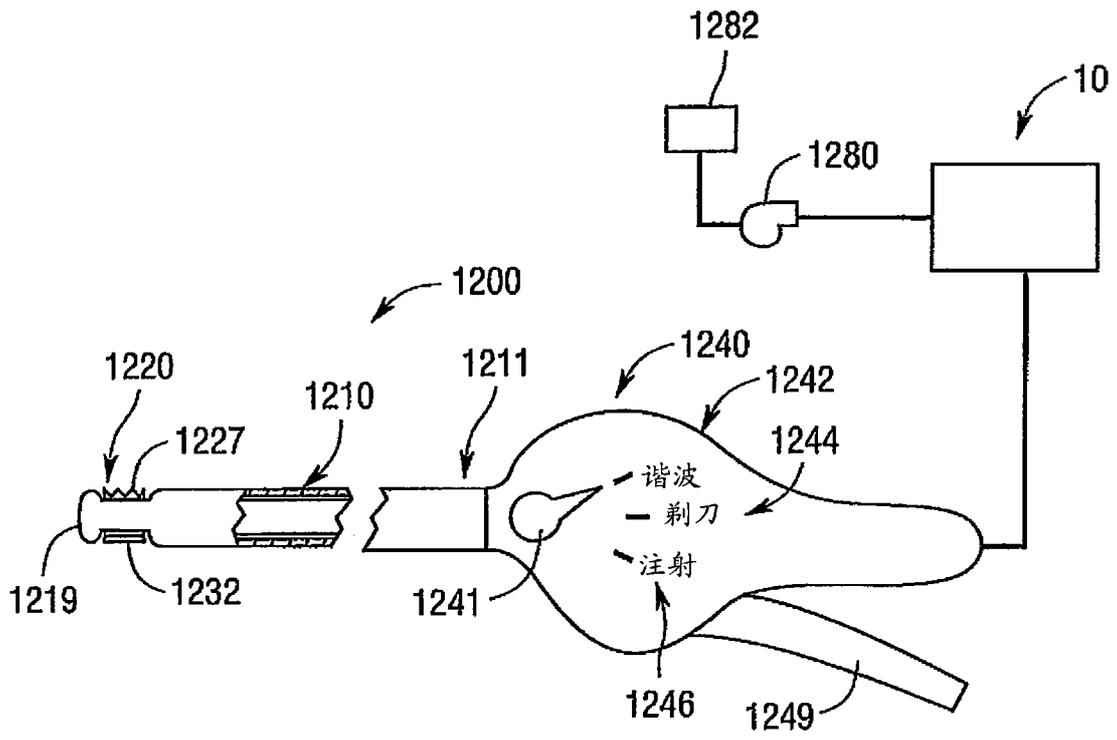


图 70

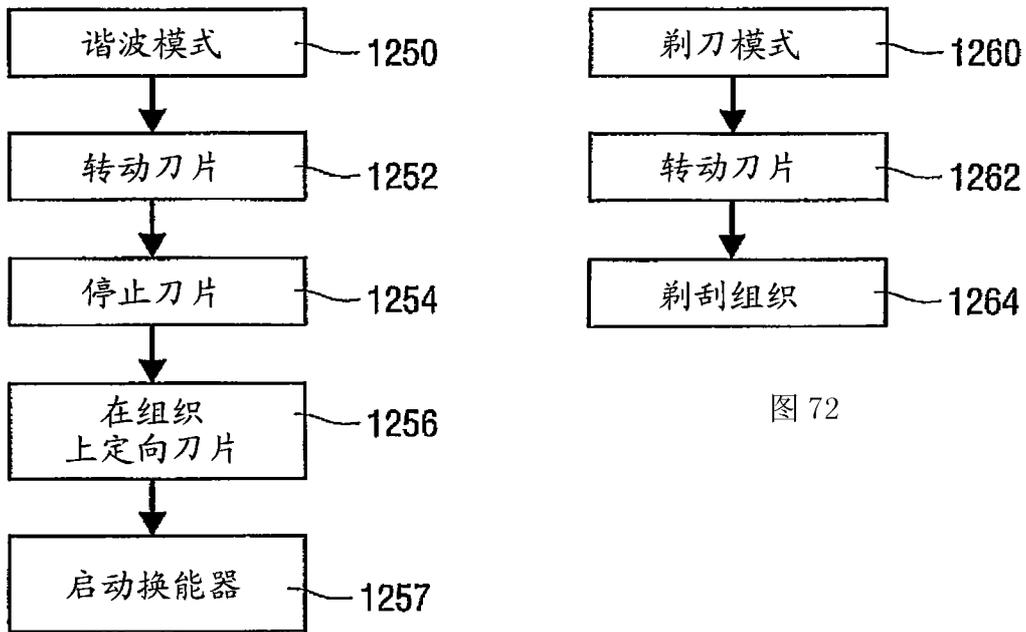


图 72

图 71

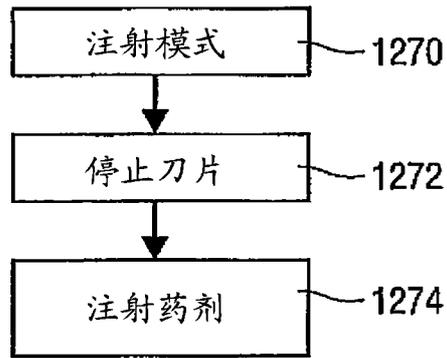


图 73

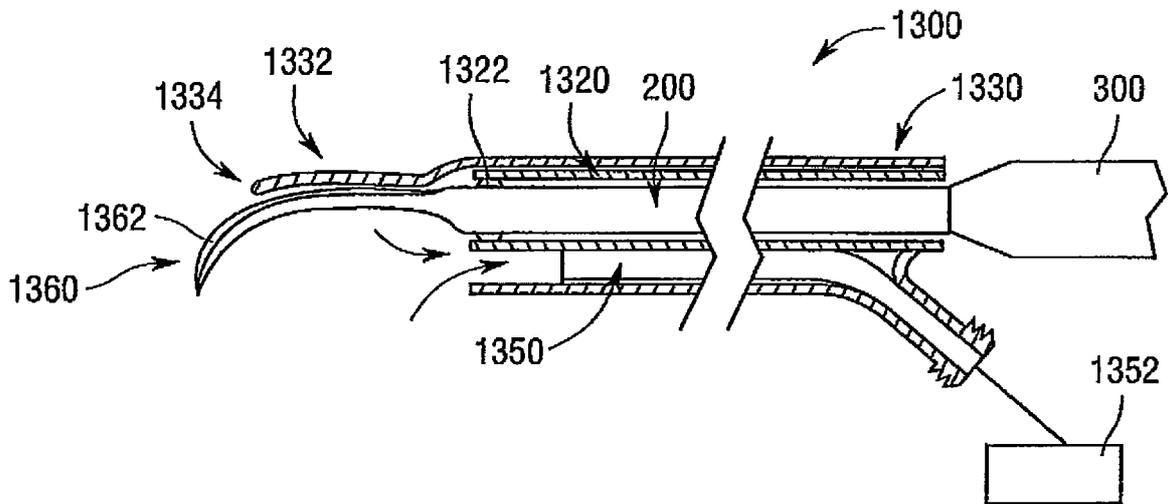


图 74

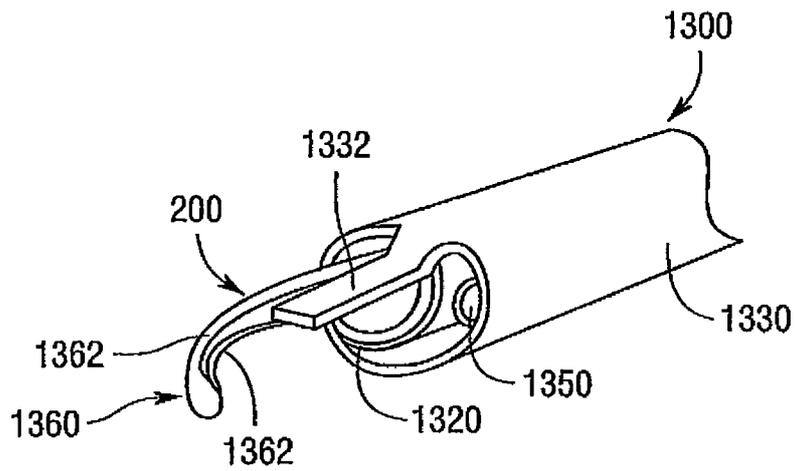


图 75

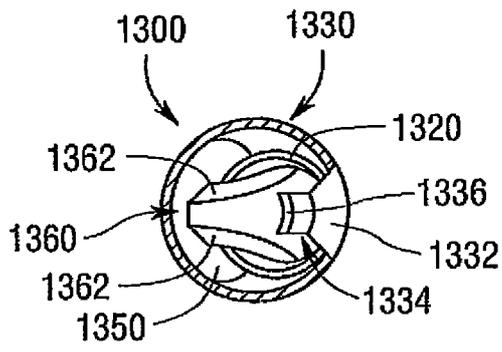


图 76

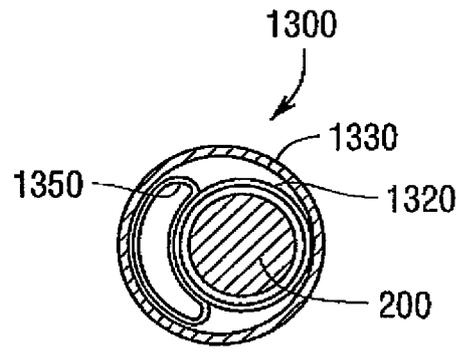


图 77

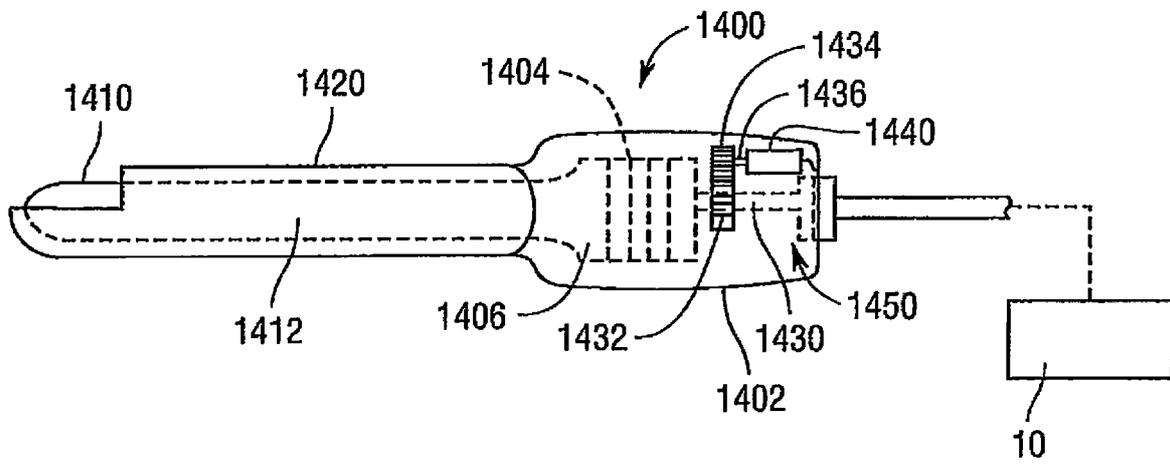


图 78

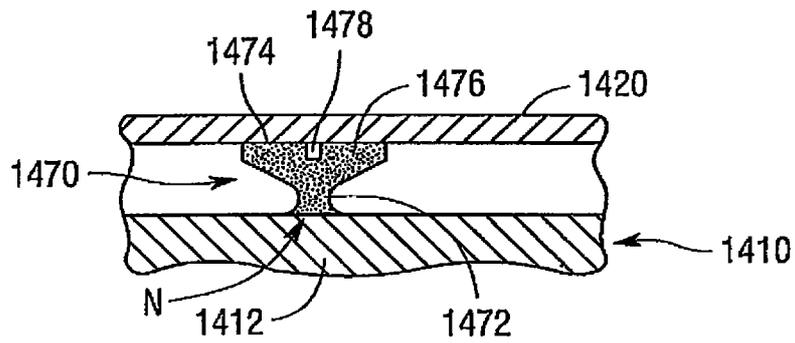


图 79

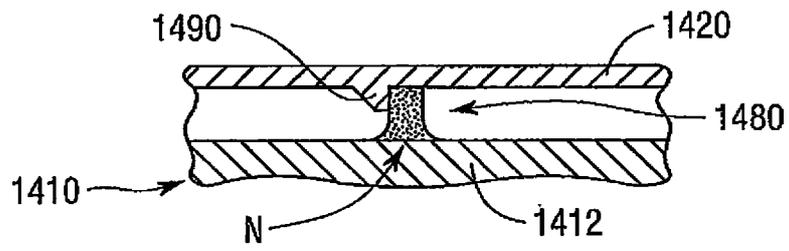


图 80

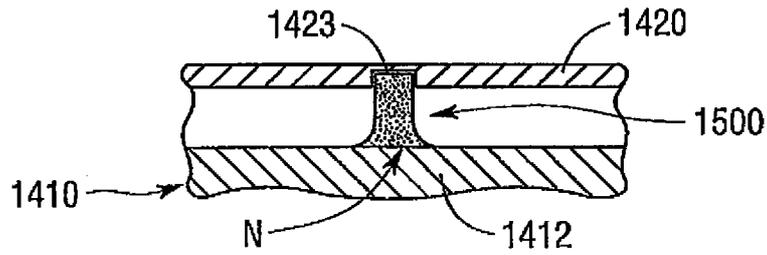


图 81

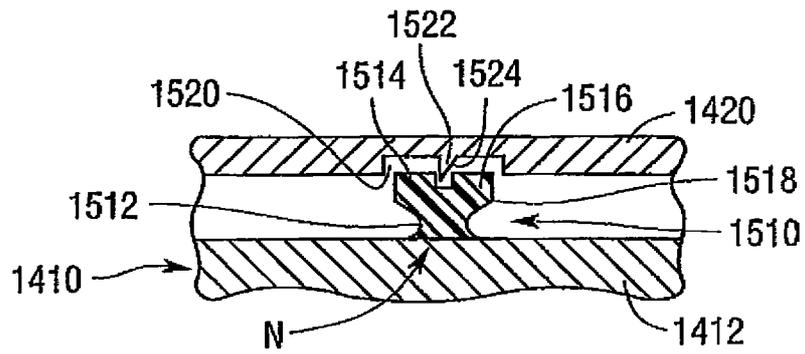


图 82

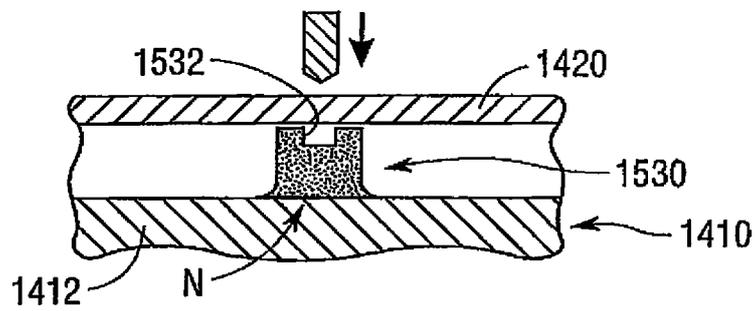


图 83

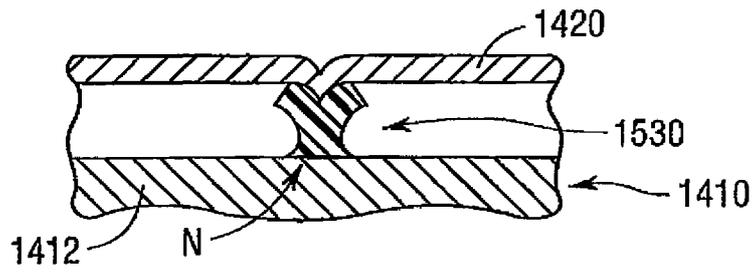


图 84

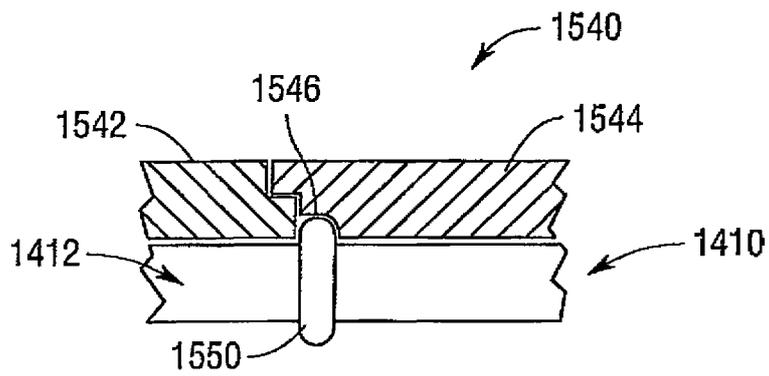


图 85

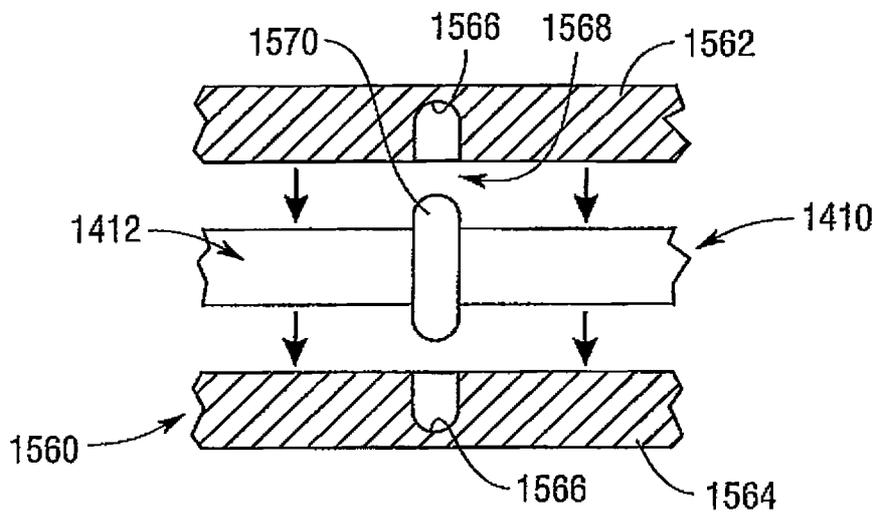


图 86

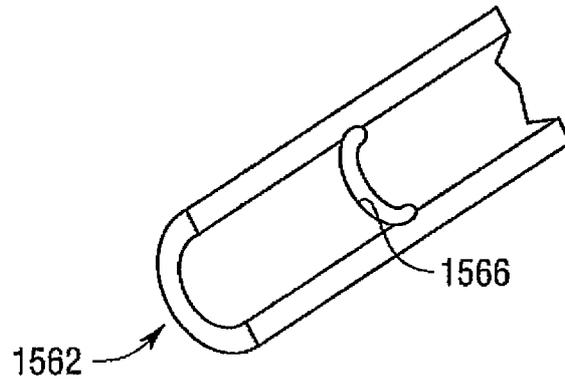


图 87

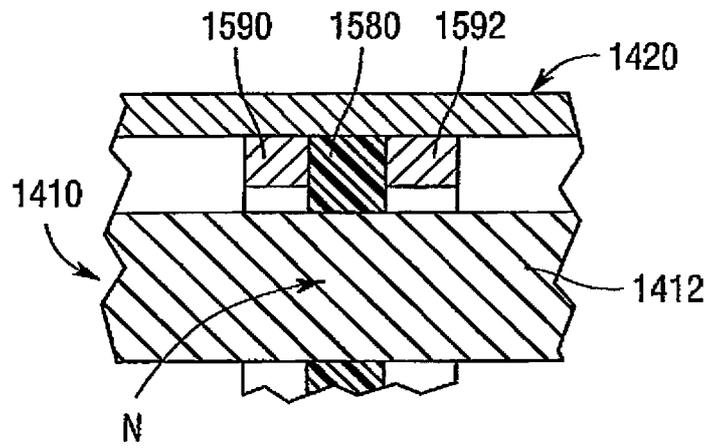


图 88

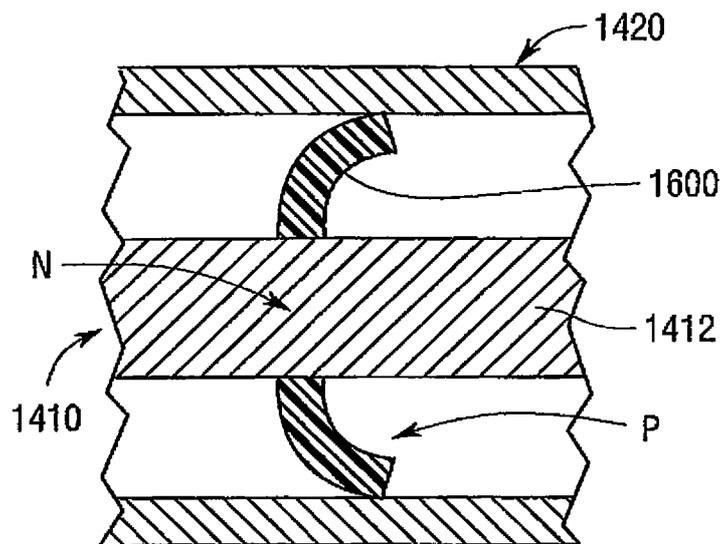


图 89

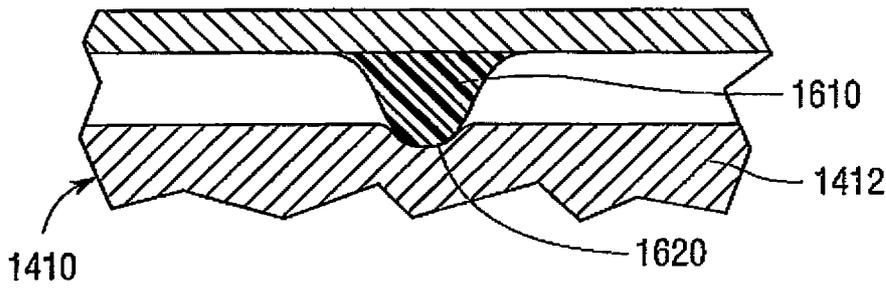


图 90

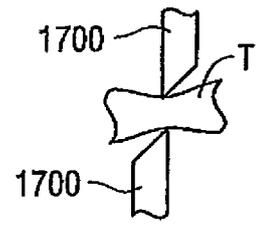


图 91A

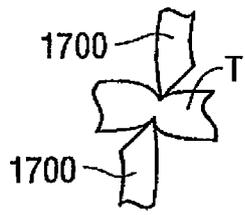


图 91B

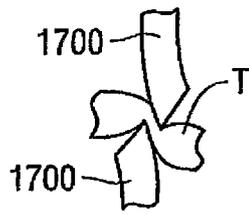


图 91C

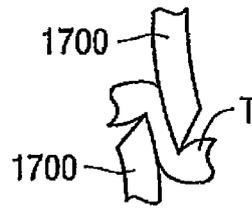


图 91D

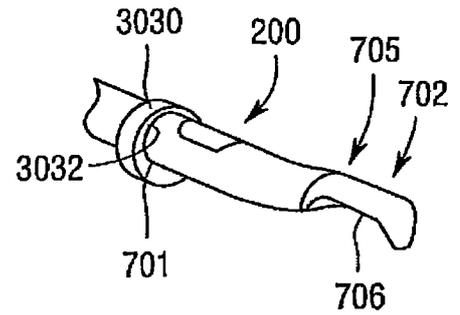


图 92

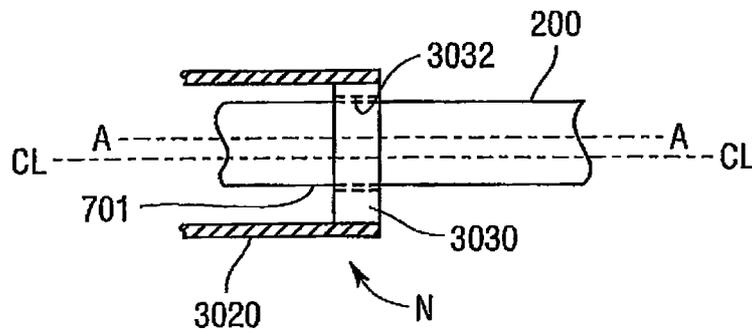


图 92A

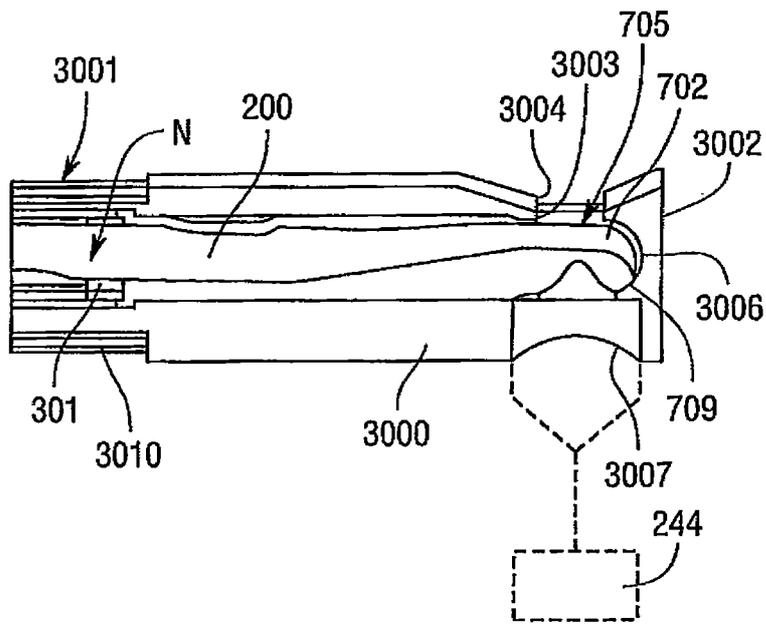


图 93

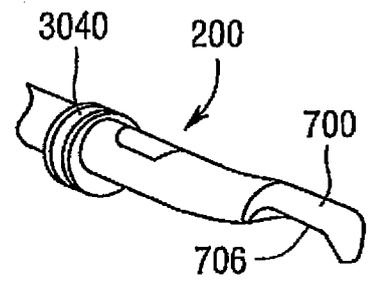


图 94

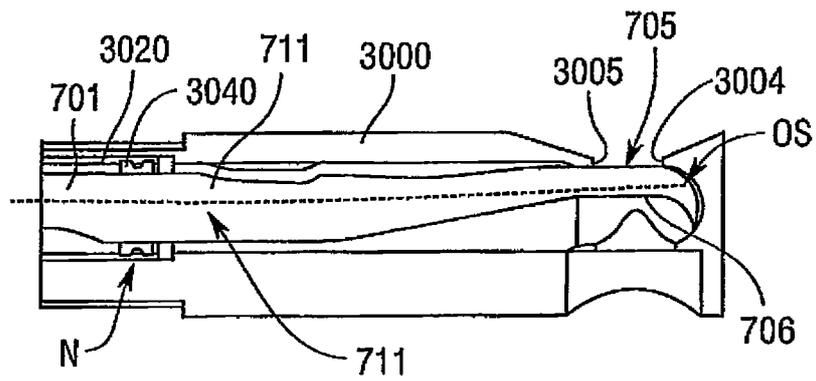


图 95

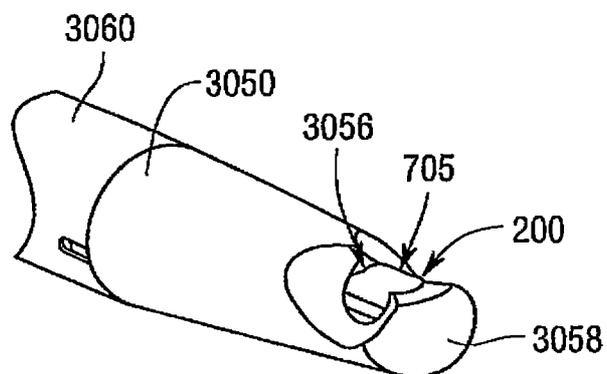


图 96



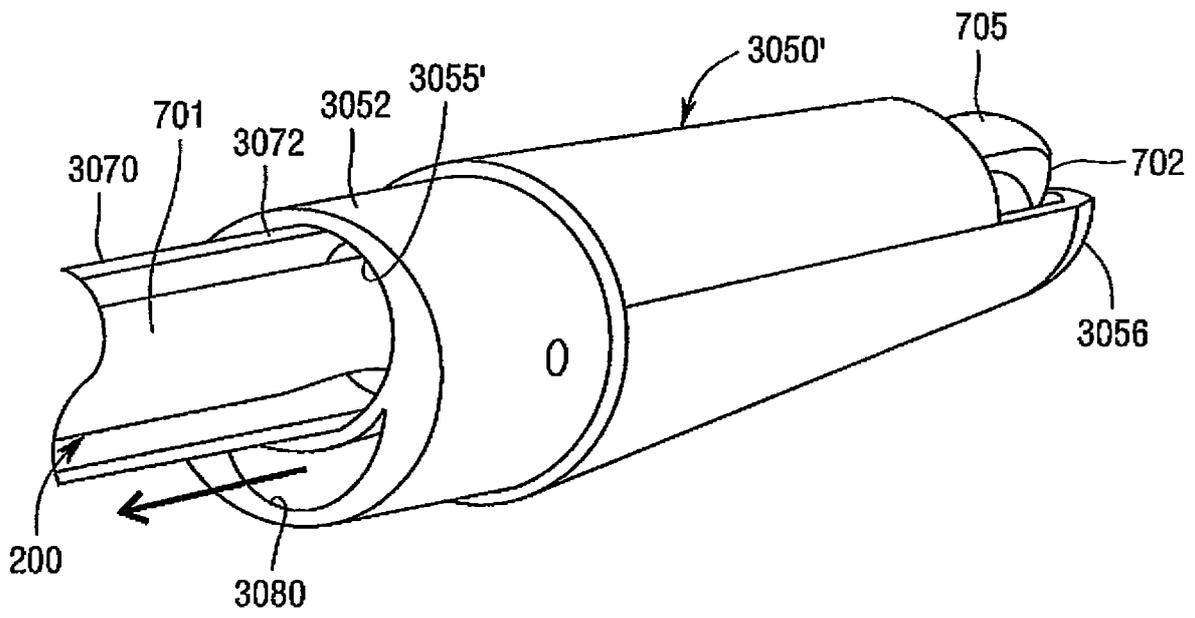


图 99

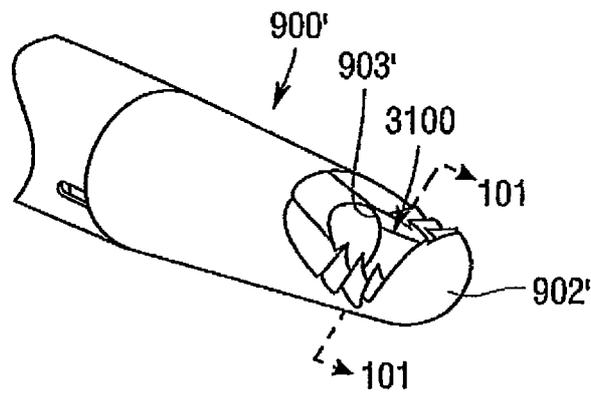


图 100

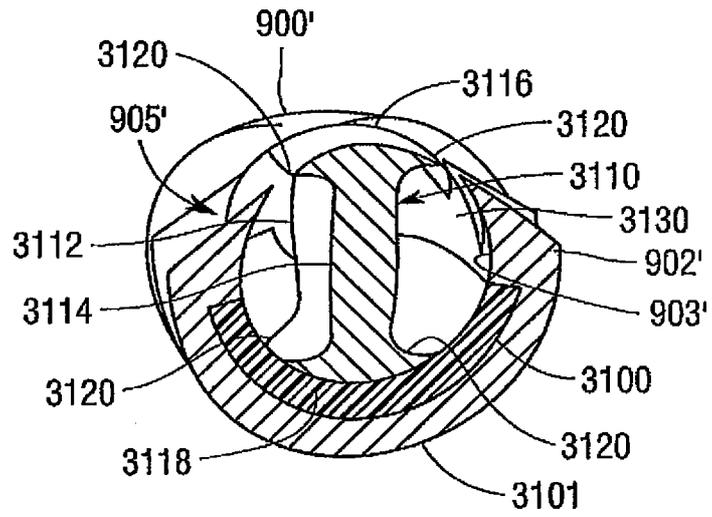


图 101

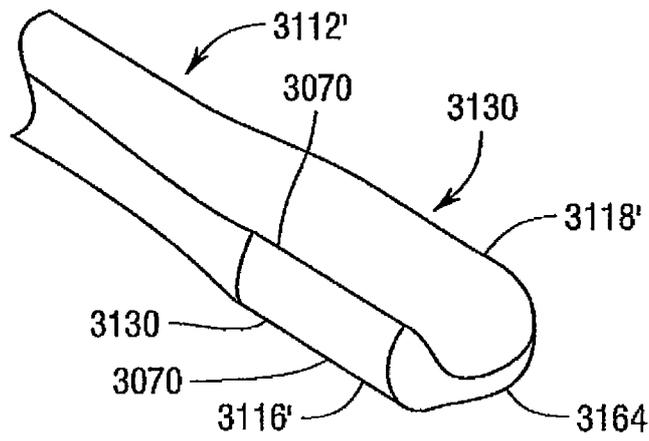


图 102

专利名称(译)	超声动力外科器械的密封构造		
公开(公告)号	<a href="#">CN102843982A</a>	公开(公告)日	2012-12-26
申请号	CN201180018463.5	申请日	2011-02-09
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	GC罗伯特森 KL豪瑟 MA纽罗尔		
发明人	G·C·罗伯特森 K·L·豪瑟 M·A·纽罗尔		
IPC分类号	A61B17/32 F16J15/32		
CPC分类号	A61B2017/320088 A61B17/32002 A61B17/320068 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320071 A61B2017/320074 A61B2017/320089 A61B2017/00225 A61B2017/00526 A61B2217/007		
代理人(译)	苏娟		
优先权	12/703866 2010-02-11 US		
其他公开文献	CN102843982B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

在一个一般方面，本发明提供了多种实施例，其涉及可在含水环境中使用的超声外科器械。所述器械可包括支撑在中空护套内的切割构件。本发明公开了多种密封构造，用于在所述切割构件与所述护套之间形成基本上的流体密封。

