



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101035482 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 14

(21) 申请号 200580034395. 6

代理人 苏娟

(22) 申请日 2005. 10. 07

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 18/18 (2006. 01)

60/617, 427 2004. 10. 08 US

60/676, 709 2005. 05. 02 US

(56) 对比文件

US 5873873 A, 1999. 02. 23, 全文.

US 5322055 A, 1994. 06. 21, 全文.

(85) PCT申请进入国家阶段日

US 6325811 B1, 2001. 12. 04, 说明书第 4 页

2007. 04. 09

60 行—第 6 页第 54 行, 第 7 列第 55 行—第 66 行,
第 9 列第 19 行—第 10 列第 47 行, 图 1、图 2A、图
2B、图 3、图 4、图 23、图 26.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2005/036389 2005. 10. 07

(87) PCT申请的公布数据

审查员 李尹岑

W02006/042210 EN 2006. 04. 20

(73) 专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 C·N·法勒 K·M·科瓦尔斯基

K·L·豪泽 M·A·纽罗尔

S·K·纽恩费尔特 S·N·巴顿

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

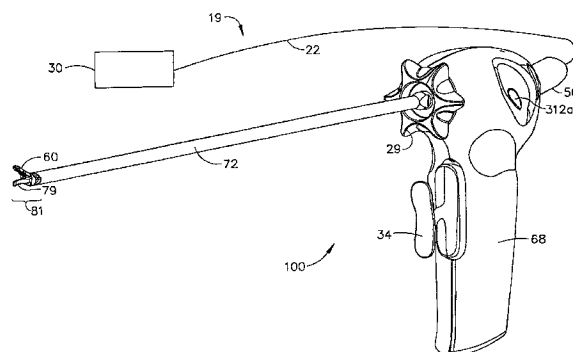
权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 31 页

(54) 发明名称

超声外科器械

(57) 摘要

一种超声夹钳凝结器组件 (100), 其被构造为在外科手术过程中允许选择性地对组织的切割、凝结和夹钳。该器械的细长部分可以被构造用于内窥镜应用并且外径小于 6mm。该构造包括夹钳机构, 夹钳机构包括可枢转地连接在器械远侧部分处的夹钳臂, 夹钳臂被特别构造为产生所需水平的组织夹钳力, 当扳机完全闭合时该力超过 4 磅。夹钳机构包括两件式垫的结构、能够实现较高的组织夹钳力的垫材料和有效地消除误用组织力的力限制机构。该组件的特征还在于手致动, 其被构造为为医生提供人体工程学的握持和操作。无论用左手还是右手来握持外科器械, 手动开关都位于医生拇指的自然摆动范围内。



1. 一种超声夹钳凝结器装置,包括:
具有近端和远端的超声波导管;
连接到所述超声波导管的所述远端上的超声致动的刀;
能够相对于所述刀枢转的夹钳构件,该夹钳构件包括可枢转地移动的夹钳臂和与所述夹钳臂接合的组织垫,该组织垫具有第一组织接合表面,所述第一组织接合表面限定远侧的具有粗糙表面的第一区域和近侧的具有平滑表面的第二区域,所述夹钳构件具有打开位置和闭合位置,在所述打开位置中,所述夹钳构件的至少一部分与所述刀间隔开,在所述闭合位置中,所述夹钳构件邻近所述刀,用于将组织夹钳在所述组织垫和所述刀之间。
2. 根据权利要求1所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述组织垫由具有低摩擦系数的材料形成。
3. 根据权利要求2所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述组织垫由聚四氟乙烯(PTFE)形成。
4. 根据权利要求1所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述组织垫包括具有凸缘构件的第二接合表面,以与所述夹钳臂接合。
5. 根据权利要求4所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述夹钳臂包括用于能够滑动地接收所述凸缘构件的槽。
6. 根据权利要求4所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述凸缘构件是T形的。
7. 根据权利要求4所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述凸缘构件是楔形的。
8. 根据权利要求1所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一区域限定有锯齿状结构。
9. 根据权利要求1所述的超声夹钳凝结器装置,还包括在操作上与所述超声波导管、所述刀和所述夹钳构件相联的可旋转元件,所述可旋转元件能够旋转,以使所述刀和所述夹钳构件进行相应的旋转。
10. 一种组装超声夹钳凝结器装置的方法,包括如下步骤:
提供:
具有近端和远端的超声波导管;
连接到所述超声波导管的所述远端上的超声致动的刀;
能够相对于刀枢转的夹钳构件,该夹钳构件包括可枢转地移动的夹钳臂和与所述夹钳臂接合的组织垫,该组织垫具有第一组织接合表面和第二接合表面,所述第一组织接合表面限定有远侧的具有粗糙表面的第一区域和近侧的具有平滑表面的第二区域,所述第二接合表面具有凸缘构件,所述夹钳构件具有打开位置和闭合位置,在所述打开位置中,所述夹钳构件的至少一部分与所述刀间隔开,在所述闭合位置中,所述夹钳构件邻近所述刀,用于将组织夹钳在所述夹钳臂和所述刀之间,所述夹钳臂包括用于可滑动地接收所述凸缘构件的槽;以及
将所述凸缘构件可滑动地接合在所述槽中。
11. 一种超声夹钳凝结器装置,包括:
具有近端和远端的超声波导管;
连接到所述超声波导管的所述远端上的超声致动的刀;
限定远侧部分和近侧部分并可相对于所述刀枢转的夹钳构件,该夹钳构件包括可枢转

地移动的夹钳臂、与所述夹钳臂接合且位于远侧的第一组织垫、与所述夹钳臂接合且位于近侧的第二组织垫,所述第一组织垫具有粗糙表面的第一组织接合表面,并且第二组织垫具有光滑表面的第二组织接合表面,所述夹钳构件具有打开位置和闭合位置,在所述打开位置中,所述夹钳构件的至少一部分与所述刀间隔开,在所述闭合位置中,所述夹钳构件邻近所述刀,用于将组织夹钳在所述第一、第二组织垫和所述刀之间。

12. 根据权利要求 11 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一组织垫由聚四氟乙烯 (PTFE) 形成,而所述第二组织垫不由聚四氟乙烯形成。

13. 根据权利要求 11 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二组织垫由聚酰亚胺形成。

14. 根据权利要求 13 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二组织垫由填充有大约 30% 聚四氟乙烯的聚酰亚胺形成。

15. 根据权利要求 13 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二组织垫由填充有大约 30% 聚四氟乙烯和大约 15% 石墨的聚酰亚胺形成。

16. 根据权利要求 11 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一组织垫包括具有第一凸缘的第一接合表面,所述第二组织垫包括具有第二凸缘的第二接合表面。

17. 根据权利要求 16 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述夹钳臂包括用于能够滑动地接收所述第一和第二凸缘的槽。

18. 根据权利要求 16 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一凸缘是 T 形的。

19. 根据权利要求 16 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二凸缘是 T 形的。

20. 根据权利要求 16 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一凸缘是楔形的。

21. 根据权利要求 16 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二凸缘是楔形的。

22. 根据权利要求 16 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一凸缘是 T 形的,而所述第二凸缘是楔形的。

23. 根据权利要求 19 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一凸缘是 T 形的。

24. 根据权利要求 20 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二凸缘是 T 形的。

25. 根据权利要求 17 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述远侧部分限定用于接收所述第一凸缘的第一槽,所述近侧部分限定用于接收所述第二凸缘的第二槽,并且其中所述第一和第二槽具有不同的横截面形状。

26. 根据权利要求 25 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一槽限定有 T 形横截面,而所述第二槽限定有楔形横截面。

27. 根据权利要求 11 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一组织接合表面限定锯齿状结构。

28. 根据权利要求 11 所述的超声夹钳凝结器装置,还包括在操作上与所述超声波导管、所述刀和所述夹钳构件相联的可旋转元件,所述可旋转元件能够旋转,以使所述刀和所述夹钳构件进行相应的旋转。

29. 一种组装超声夹钳凝结器装置的方法,包括如下步骤:

提供:

具有近端和远端的超声波导管;

连接到所述超声波导管的所述远端上的超声致动的刀;

能够相对于刀枢转的夹钳构件,该夹钳构件包括可枢转地移动的夹钳臂、与所述夹钳臂接合且位于远侧的具有粗糙表面的第一组织接合表面和第一凸缘的第一组织垫、以及与所述夹钳臂接合且位于近侧的具有光滑表面的第二组织接合表面和第二凸缘的第二组织垫,所述夹钳构件具有打开位置和闭合位置,在所述打开位置中,所述夹钳构件的至少一部分与所述刀间隔开,在所述闭合位置中,所述夹钳构件邻近所述刀,用于将组织夹钳在所述第一、第二组织垫和所述刀之间,所述夹钳构件包括用于能够滑动地接收所述第一、第二凸缘的槽;以及

将所述第一凸缘能够滑动地接合在所述槽中,并将所述第二凸缘能够滑动地接收在所述槽中。

30. 一种超声夹钳凝结器装置,包括:

包含致动器的外壳;

具有近端和远端的外管,所述近端连接到所述外壳;

具有近端和远端并且还定位在所述外管中的超声波导管;

连接到所述超声波导管的远端上的超声致动的刀;

夹钳构件,能够相对于所述刀枢转,用于将组织夹钳在所述夹钳构件和所述刀之间,该夹钳构件包括可枢转地移动的夹钳臂和与所述夹钳臂接合的具有第一组织接合表面的组织垫,所述第一组织接合表面限定远侧的具有粗糙表面的第一区域和近侧的具有平滑表面的第二区域;

致动器元件,其能够在所述外管内往复地运动并可操作地连接到所述致动器和所述夹钳构件,所述致动器元件包括:

位于所述致动器和所述夹钳构件之间的第一压缩弹簧,其中,所述第一压缩弹簧提供力以使所述夹钳构件相对于所述刀进行枢转运动;

位于所述第一压缩弹簧和所述致动器之间的第二压缩弹簧,其中,所述第二压缩弹簧限制从所述致动器施加到所述夹钳构件的力。

31. 根据权利要求 30 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一压缩弹簧的弹簧常数大于每英寸 100 磅。

32. 根据权利要求 31 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一压缩弹簧的弹簧常数大于每英寸 125 磅。

33. 根据权利要求 32 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第一压缩弹簧的弹簧常数大约为每英寸 135 磅。

34. 根据权利要求 30 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二压缩弹簧的弹簧常数大于每英寸 25 磅。

35. 根据权利要求 34 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二压缩弹簧的弹簧常数大于每英寸 50 磅。

36. 根据权利要求 30 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二压缩弹簧的弹簧常数大约为每英寸 70 磅。

37. 根据权利要求 30 所述的超声夹钳凝结器装置,其中,所述第二压缩弹簧被预加载到提供所需横切力的值。

38. 一种超声夹钳凝结器装置,包括:

包含致动器的外壳；

具有近端和远端的外管，所述外管的近端连接到所述外壳；

致动器元件，其能够在所述外管内往复地运动并可操作地连接到所述致动器；

具有近端和远端并且还定位在所述外管中的超声波导管；

连接到所述超声波导管的所述远端上的超声致动的刀；

具有第一组织接合表面的组织垫，所述第一组织接合表面限定远侧的具有粗糙表面的第一区域和近侧的具有平滑表面的第二区域；和

具有近端和远端、用于接收组织垫的至少一个槽的夹钳构件，并且所述夹钳构件的远端和所述组织垫的高度之和小于所述夹钳构件的近端和所述组织垫的高度之和。

39. 根据权利要求 38 所述的超声夹钳凝结器装置，其中，所述组织垫还包括一对窗孔和一对驱动销，所述一对窗孔用于接收靠近所述外管的远端可枢转地安装的枢轴杆，所述一对驱动销用于可操作地接合所述致动器元件，其中，所述夹钳构件能够相对于所述刀在打开位置和闭合位置之间运动。

40. 根据权利要求 39 所述的超声夹钳凝结器装置，其中，所述枢轴杆焊接到所述外管上。

41. 根据权利要求 38 所述的超声夹钳凝结器装置，其中，所述夹钳构件近端的高度比所述夹钳构件远端的高度高 105% 到 120%。

42. 根据权利要求 38 所述的超声夹钳凝结器装置，其中，所述夹钳构件近端的高度比所述夹钳构件远端的高度高 108% 到 113%。

43. 根据权利要求 38 所述的超声夹钳凝结器装置，其中，所述夹钳构件近端的高度比所述夹钳构件远端的高度高 110%。

超声外科器械

[0001] 相关申请的引用

[0002] 本申请要求 2004 年 10 月 8 日提交的序列号为 60/617,427 和 2005 年 5 月 2 日提交的序列号为 60/676,709 的美国临时专利申请的优先权,它们的内容通过参考结合入本申请中。

[0003] 本申请包括涉及以下非临时申请的主题,为了任何以及全部的目的,它们的内容通过参考结合入本申请中:

[0004] 2005 年 10 月 7 日提交的 COMBINATION TISSUE PAD FOR USE WITH AN ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT, 序列号待授;

[0005] 2005 年 10 月 7 日提交的 ACTUATION MECHANISM FOR USE WITH AN ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT, 序列号待授;

[0006] 2005 年 10 月 7 日提交的 CLAMP MECHANISM FOR USE WITH AN ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT, 序列号待授;

[0007] 2005 年 10 月 7 日提交的 FEEDBACK MECHANISM FOR USE WITH AN ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT, 序列号待授;

[0008] 2005 年 10 月 7 日提交的 HANDLE ASSEMBLY HAVING HAND ACTIVATION FOR USE WITH AN ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENT, 序列号待授;

[0009] 2005 年 2 月 24 日提交的 ULTRASONIC SURGICAL SHEARS AND TISSUE PAD FOR SAME, 序列号为 11/065,378; 以及

[0010] 2004 年 6 月 16 日提交的 HAND ACTIVATED ULTRASONIC INSTRUMENT, 序列号为 10/869,351。

技术领域

[0011] 本发明总的涉及超声外科器械,更具体而言,涉及具体被构造为提供增大的组织横切力的超声外科夹钳凝结器装置。

背景技术

[0012] 由于超声外科器械的独特性能,这种器械在外科手术中得到了越来越广泛的应用。根据具体的器械构造和操作参数,超声外科器械可以基本上同时提供组织的切割和通过凝结止血,从而使对患者的损伤最小。切割动作通常是通过位于器械远端处的端部执行器来实现的,端部执行器向与其接触的组织传递超声能量。这种特性的超声器械可以被构造成用于开放式外科应用、腹腔镜或内窥镜外科手术(包括机器人辅助的手术)。

[0013] 已经开发了包括夹钳机构的超声外科器械,夹钳机构用于将组织压靠端部执行器的刀,以将超声能量传到患者的组织。这样的设置(有时称作夹钳凝结器剪刀或超声横切器(transector))公开在美国专利 No. 5,322,055、5,873,873 和 6,325,811 中,所有这些都通过引用结合入本文。医生通过挤压手柄或者把手来致动夹钳臂,以使夹钳垫压靠刀。

[0014] 但是,一些当前的超声剪刀装置易于产生组织残留物(tissue tag)。组织残留物

是在钳口中的大部分组织已经被横切并且离开之后留下的还没有被横切的留在钳口中的组织。组织残留物可以是由于端部执行器的近侧加载不足和 / 或下部近侧刀的动作不够造成的。通过在装置上施加附加的竖直张力（也就是使用刀将张力作用在组织上）或者向后的拉力以将未被横切的组织移动至刀的更有效的部分来完成切割，医生可以减少这种组织残留物。

[0015] 一些目前的超声剪刀装置使用与刀表面平行地闭合的组织垫。这出现了与施加在组织上的压力分布相关的问题。由于组织被压在钳口和刀之间，刀的近侧部分在压力下的偏移大于夹钳臂的近侧部在向刀施加负载时分移动的程度。这种偏移的产生部分是由于刀的一部分位于比装置的最远侧节点更远的位置。这种偏移还部分是由于靠近最远侧节点的传输杆的偏移所引起的。此外，随着靠近刀的尖端，刀的振幅减小，这样的事实使得情况更糟，因为即使压力恒定，传输至组织的能量的量减少了。

[0016] 目前的组织垫设计使用 PTFE 材料来接触组织和刀。尽管这些设计已经足够，但是它们容易具有寿命不长的问题，因为这些垫容易在长期的外科手术中损坏。此外，夹钳凝结器剪刀的较新设计增加了刀振幅和 / 或垫向组织和刀的载荷，并由此破坏垫材料，不需要要求组织垫的寿命。垫材料限制了可以向组织和刀施加的力的大小，这样又限制了一些目前的夹钳凝结器剪刀可以有效地切割并使其凝结的组织厚度或血管尺寸。

[0017] 夹钳凝结器剪刀的目前的一些设计使用位于外管中的内管的构思，以便驱动夹钳臂打开和闭合。在外科手术中，夹钳臂可能经受超过 2.5 磅的轴向夹钳力和 / 或不当的扭转载荷，并可能引起夹钳臂与内管脱离或者完全与剪刀脱离。

[0018] 夹钳凝结器剪刀的目前的一些设计使用恒力弹簧机构，其防止施加过大的力至夹钳臂和刀。尽管该机构为系统提供了相对恒定的力，但是弹簧使力曲线有些倾斜。在夹钳力较低的应用中，倾斜不显著。但是，在夹钳力较大的应用中，在弹簧压缩的可能范围内的对斜率有影响的力的差异变得非常显著并且可能超过刀、管组件或系统其他部件中可允许的最大力。高的斜率可能在误用模式下或者通过正常的制造公差变化超过最大的力。如果发生了这种情况，则刀可能弯曲，致动机构可能失效或者可能发生不期望的组织效果（也就是快速切割，但是只有最少的组织凝结）。这种情况被以下事实加重，即当钳口几乎接触刀时（当横切薄的组织或者在横切结束时或者夹钳诸如其他装置的固体物体时）或者当钳口仍然打开时（当横切厚的组织时），装置的钳口（夹钳臂和垫）接合力限制机构能遇到很大的阻力。

[0019] 夹钳凝结器剪刀的目前的一些设计使用限力弹簧来确保夹钳力在指定的范围内。对于限力弹簧的设计，还需要允许医生“以逐渐增大的方式施加力”（施加比最大的力小的力并缓慢地增加至最大的力）。因此，在这些机构中，直到达到预定的力钳口才闭合并且附加的行程将机构驱动到力限制范围中。但是在一些情况下，医生可能无意中向组织施加钳口的所有力，导致不完全的组织切割或者不充分的凝结。或者，在横切过程中医生可能无意中释放了钳口施加给组织的所有力，导致不完全的组织切割或者不充分的凝结。

[0020] 夹钳凝结器剪刀目前的一些设计使用脚踏板来为外科器械供给能量。医生操作脚踏板同时施加压力至手柄，以将组织压在钳口和刀之间，从而致动提供能量的发生器，该能量传递至切割刀以切割并使组织凝结。这种类型的器械启动最主要的缺陷包括没有将注意力集中在手术部位，而是使医生寻找脚踏板，该脚踏板在手术过程中妨碍了医生的运动并

且在长时间的操作中医生的腿部容易疲劳。

[0021] 夹钳凝结器剪刀目前的一些设计已经不需要脚踏板而是提供了对固定扳机的手动启动。这可能不方便,特别是对于具有大手的医生来说。

[0022] 夹钳凝结器目前的一些设计使用手柄,该手柄可以是手枪把手或剪刀把手设计。剪刀把手的设计可以具有不可移动并固定至外壳的一个拇指或手指把手以及一个可移动的拇指或手指把手。对于使用其他类型外科器械(例如止血钳)的医生来说,这种类型的把手可能不是特别熟悉,因为在诸如止血钳之类的器械中,拇指和手指把手可以彼此相对移动。

[0023] 因此需要提供一种克服了当前器械的一些缺陷的超声外科器械。这里描述的超声外科器械克服了这些缺陷。

发明内容

[0024] 体现本发明原理的超声夹钳凝结器组件被构造为在外科手术过程中选择性地允许进行组织的切割、凝结和夹钳。该器械的细长部分可以被构造或用于内窥镜应用并且其外径小于6mm。该构造包括夹钳机构,夹钳机构包括可枢转地连接在器械远侧部分处的夹钳臂,夹钳臂被特别构造为产生所需水平的组织夹钳力,当扳机完全闭合时,该力超过4磅,但是细长部分的横截面相对较小。

[0025] 所述夹钳机构还包括垫结构和垫的材料,垫材料能够实现较高的组织夹钳力。

[0026] 所述夹钳凝结器装置还包括力限制机构,其有效地消除误用的组织力。

[0027] 所述夹钳凝结器装置的特征还在于手致动,其被构造为为医生提供人体工程学的握持和操作。无论用左手还是右手来握持外科器械,手动开关都位于医生拇指的自然摆动范围内。

附图说明

[0028] 在所附权利要求书中具体提出本发明的新颖特征。但是,通过结合附图参考以下的描述,可以最好地理解发明本身操作的模式和方法其中:

[0029] 图1的透视图图示了根据本发明的超声外科器械的一种实施方式;

[0030] 图2是根据本发明的超声外科器械的实施方式的立体装配图;

[0031] 图3a是夹钳臂和组织垫的立体装配图;

[0032] 图3b是夹钳臂和“T”槽的主剖视图;

[0033] 图3c是夹钳臂和燕尾槽的主剖视图;

[0034] 图3d是对准并位于夹钳臂中的组织垫的透视图;

[0035] 图3e是夹钳臂的主视图,图示了锥形的轮廓;

[0036] 图3f是夹钳臂的俯视平面图;

[0037] 图4a是刀、夹钳臂、组织垫以及带有处于闭合位置的夹钳臂的致动器管的立体装配图;

[0038] 图4b是刀、夹钳臂、组织垫以及带有处于打开位置的夹钳臂的致动器管的立体装配图;

[0039] 图4c是根据本发明的夹钳臂的示意图,图示了力的计算;

[0040] 图 5 是根据本发明实施方式的超声外科器械的外壳部分的主剖视图并且是传输杆与端部执行器的局部主剖视图,图示了力限制弹簧和夹钳闭合制动机构;

[0041] 图 6a 是外壳的分解图,图示了拇指致动按钮、开关组件和手指握持夹钳致动器的连接装置;

[0042] 图 6b 是外壳的分解图,其中为了清晰起见移除了开关组件;

[0043] 图 7 是开关组件和电气环导体的立体装配图;

[0044] 图 8a 是开关组件和电气环导体的立体装配图;

[0045] 图 8b 是换能器的近端的透视图,图示了导体环;

[0046] 图 8c 是按钮电路的电气示意图;

[0047] 图 9 是超声外科器械的透视图,其中的外壳被剖开并且该器械连接到换能器;

[0048] 图 10 是超声外科器械的透视图,其中扳机向远侧延伸并且夹钳臂处于打开位置;

[0049] 图 11 是超声外科器械的透视图,其中扳机向近侧缩回并且夹钳臂处于闭合位置;

[0050] 图 12 是根据本发明用左手来握持超声外科器械的实施方式的主视图;

[0051] 图 13 是根据本发明实施方式用左手来握持超声外科器械的主视图,其中食指操作旋转轮;

[0052] 图 14 是根据本发明用左手来握持超声外科器械的主视图,其中拇指操作第一致动按钮;

[0053] 图 15 是根据本发明用左手来握持超声外科器械的主视图,其中拇指操作第二致动按钮;

[0054] 图 16a-c 的力曲线图示了作为扳机位置和组织状况的函数的各个力;

[0055] 图 17 是外科器械的主视图,图示了医生的手指的放置;

[0056] 图 18 是根据本发明的超声外科器械的第二实施方式的立体装配图;

[0057] 图 19 是手持连接器的分解图;

[0058] 图 20a-b 分别是大滑环和小滑环的分解图;

[0059] 图 21 是弯曲电路装置的分解图;

[0060] 图 22 是图 21 的弯曲电路的电气示意图;

[0061] 图 23 是根据本发明一个方面的外科器械的主视图;以及

[0062] 图 24 是根据本发明的一个可选方面的外科器械的透视图。

具体实施方式

[0063] 在详细说明本发明之前,应当注意,本发明不限于附图和描述中所示部件的详细构造和布置。可以其它实施方式,变形和修改实现本发明的示例性实施方式,或者本发明的示例性实施方式可以包含在其他实施方式、变化和修改中,并可以以各种方式来实践或者执行。此外,除非以别的方式说明,这里使用的术语和形式的选择是为了描述本发明的示例性实施方式以便利读者,而不是为了限制本发明。

[0064] 此外,应当理解,以下描述的实施方式、实施方式的形式、示例等中的一个或多个可以与其他所述的实施方式、实施方式的形式、示例等中的一个或多个结合。

[0065] 本发明特别地涉及改进的超声外科夹钳凝结器装置,其被构造为在外科手术中实现组织切割、凝结和/或夹钳。本装置可以被容易地构造为用在开放式外科手术、腹腔镜或

内窥镜手术以及机器人辅助的外科手术中。多样化的使用是通过选择地使用超声能量来实现的。当装置的超声部件未受激励,可以根据需要容易地抓住组织并对组织进行操作,而不切割或损坏组织。当超声部件受到激励时,装置允许抓住组织,与超声能量进行连接以实现组织凝结,其中施加增大的压力来有效地实现组织切割与凝结。如果需要,通过适当地操作超声刀,超声能量可以施加到组织,而不需要使用装置的夹钳机构。

[0066] 如以下的描述中所清楚看到的,由于夹钳凝结器装置的简单结构,其被特别构造为一次性使用。同样,可以设想该装置与外科系统的超声发生器单元结合使用,由此,来自发生器单元的超声能量为该夹钳凝结器装置提供所需的超声致动。应当理解,体现本发明原理的夹钳凝结器装置可以被构造为非一次性使用或者是多次使用的,并且与相关的超声发生器单元不可拆卸地形成一体。但是,对于单个患者使用该装置来说,该夹钳凝结器装置与相关超声发生器单元的可拆卸连接在目前是优选的。

[0067] 将结合这里描述的超声器械来描述本发明。这样的描述仅是示例性的,并不意图限制本发明的范围和应用。例如,本发明可以与多个超声器械结合使用,这些超声器械包括例如美国专利 NoS5,938,633 ;5,935,144 ;5,944,737 ;5,322,055 ;5,630,420 和 5,449,370 中所描述的那些。

[0068] 参考图 1-3,图示了外科系统 19 的实施方式,该系统 19 其包括了根据本发明的超声外科器械 100。外科系统 19 包括超声发生器 30 和超声外科器械 100,超声发生器 30 经由线缆 22 连接至超声换能器 50。应当注意,在一些应用中,超声换能器 50 被称作“手持组件”,因为外科系统 19 的外科器械被构造为使得在各种手术和操作过程中医生可以抓住并操纵超声换能器 50。合适的发生器是 Cincinnati, Ohio 的 Ethicon Endo-Surgery, Inc. 出售的 GEN 300。

[0069] 超声外科器械 100 包括组合式 (multipiece) 手柄组件 68,其适于使操作者与容纳在换能器 50 中的声音组件的振动隔开。手柄组件 68 的形状可以形成为能够由使用者以传统的方式握持,但是可以想到,此超声外科器械 100 原则上通过扳机状设置来抓住并操纵,该扳机状设置由器械的手柄组件提供,如下所述。尽管图示了组合式的手柄组件 68,但是手柄组件 68 可以包括单个或一体的部件。通过将换能器插入到手柄组件 68 中,超声外科器械 100 的近端接收超声换能器 50 的远端并与该远端装配在一起。超声外科器械 100 可以作为一个单元相对于并从超声换能器 50 拆装。超声外科器械 100 可以包括手柄组件 68,手柄组件 68 包括配合外壳部分 69、外壳部分 70 和传输组件 71。当该器械被构造用于内窥镜使用时,该给构造的尺寸可以设置为使得传输组件 71 的外径大约为 5.5mm。超声外科器械 100 的细长传输组件 71 从器械手柄组件 68 垂直地延伸。传输组件 71 可以相对于手柄组件 68 选择性地旋转,如下进一步的描述的那样。手柄组件 68 可以由耐用塑料制成,例如聚碳酸酯或液晶聚合物。还可设想手柄组件 68 或者可以由包含其他塑料、陶瓷或金属的多种材料制成。

[0070] 传输组件 71 可以包括外部管状构件或外护套 72、内部管状致动构件 76、波导管 80 和端部执行器 81 (刀 79、夹钳臂 56 以及一个或多个夹钳垫 58)。如下所述,外护套 72、致动构件 76 以及波导管或传输杆 80 可以连接在一起,以便作为一个单元 (与超声换能器 50 一起) 相对于手柄组件 68 旋转。适于将超声能量从换能器 50 传输到刀 79 的波导管 80 可以是柔性的、半柔性或刚性的。波导管 80 还可以被构造为放大通过波导管 80 传输到刀

79 的机械振动,如本领域所公知的。波导管 80 还可以进一步具有控制沿着波导管 80 的纵向振动的增益的部件和将波导管 80 调节到系统共振频率的部件。具体而言,波导管 80 可以具有任何合适的横截面尺寸。例如,波导管 80 可以具有基本上均匀的横截面,或者波导管 80 可以在各个部分形成锥形或者可以沿着其整个长度形成锥形。在本实施方式的一种形式中,波导管的标定直径为大约 0.113 英寸,以最小化刀 79 处的偏移量,使得端部执行器 81 的近侧部分中的间隙最小。

[0071] 超声波导管 80 还可以包括至少一个径向孔或窗孔 66,该孔或窗孔 66 基本上垂直于波导管 80 的纵向轴线延伸穿过波导管。可以定位在节点处的窗孔 66 被构造为接收连接器销 27,连接器销 27 将波导管 80 连接至管状致动构件 76,并将管状外壳 72、旋钮 29 联接在一起,用于包括端部执行器 81 在内的相对于器械手柄组件 68 的共同旋转。

[0072] 在本发明的一种实施方式中,超声波导管 80 的外周中可以形成有多个槽或凹口(未示出)。槽可以位于波导管 80 的节点处,以作为用于在制造过程中安装阻尼护套 62 和稳定硅酮环或柔顺支撑的对准指示器。密封件 67 可以设置在最远侧的节点处并最靠近端部执行器 80,以减少位于波导管 80 与致动构件 76 之间的区域中的组织、血液和其他材料的通过。

[0073] 刀 79 可以与波导管 80 成为一体并形成成为单个单元。在当前实施方式的可选形式中,刀 79 可以通过螺纹连接件、焊接接头或其他连接机构来连接。刀 79 的远端设置为靠近反节点(anti-node),以在没有用组织加载声学组件时将声学组件调节到优选的共振频率 f_0 。当超声换能器 50 被供给能量时,刀 79 的远端被构造为例如在大约 10 至 500 微米的峰-峰范围内纵向运动,例如在 55,500Hz 的预定振动频率 f_0 下,刀优选在大约 20 至大约 200 微米的范围内纵向运动。

[0074] 根据图示的实施方式,刀 79 与相关的夹钳臂 56 一起弯曲。这仅是示例性的,刀 79 和相应的夹钳臂 56 可以是本领域技术人员公知的任何形状。

[0075] 超声换能器 50 和超声波导管 80 一起提供了本外科系统 19 的声学组件,当声学组件由发生器 30 供能时,声学组件提供用于超声手术的超声能量。外科器械 100 的声学组件一般包括第一声学部分和第二声学部分。在本实施方式中,第一声学部分包括超声换能器 50 的超声有效部分(ultrasonically active portion),第二声学部分包括传输组件 71 的超声有效部分。此外,在本实施方式中,第一声学部分的远端例如通过螺纹连接件可操作地联接到第二声学部分的近端。

[0076] 具体参考图 2 以及图 9-11,致动构件 76 的往复运动驱动夹钳臂打开或闭合。力限制机构 91 可操作地连接到致动构件 76 并包括管套环帽 98,管套环帽 98 将远侧垫圈 97、远侧波形弹簧 96、近侧垫圈 95 和近侧波形弹簧 94 紧固到套环 93 上。套环 93 包括轴向延伸的凸耳 92,凸耳 92 与管状致动构件 76 的近侧部分中的合适开口 75 接合。致动构件 76 上的圆周槽 74 接收 O 形环 73,用于与外护套 72 的内表面接合。

[0077] 致动构件 76 与管状外护套 72 和内部波导管 80 一起的旋转是由延伸穿过这些部件的连接器销 27 和旋钮 29 提供的。管状致动构件 76 包括细长槽 31,连接器销 27 延伸穿过细长槽 31,以提供致动构件 76 相对于外护套 72 和内部波导管 80 的往复运动。

[0078] 力限制机构 91 提供了器械 100 的夹钳驱动机构的一部分,这通过致动构件 76 的往复运动而影响夹钳臂 56 的枢转运动。夹钳驱动机构还包括驱动轭形件 33,驱动轭形件

33 可操作地连接至器械的操作扳机 34, 由此, 操作扳机 34 与可往复运动的致动机构 76 经由驱动铰形件 33 和力限制机构 91 彼此相连。扳机 34 经由销 35 和 36 以及连接件 37 可旋转地连接至驱动铰形件 33, 并经由柱 38 可旋转地连接至驱动铰形件 33 和外壳 68。

[0079] 扳机 34 朝向把手 68 的运动使致动构件 76 向近侧移动, 由此使夹钳臂 56 向刀 79 枢转。由扳机 34 和协作的把手 68 提供的扳动动作帮助方便有效地操纵并定位器械以及操作器械近侧部分处的夹钳机构, 由此组织被有效地驱动推靠到刀 79 上。扳机 34 远离把手 68 的运动使致动构件 76 向远侧移动, 由此使夹钳臂 56 枢转离开刀 79。

[0080] 具体参考图 1-4, 其中图示了用于与此超声外科器械 100 一起使用的夹钳构件 60 的一种实施方式, 并且夹钳构件 60 被构造为用于与刀 79 协同动作。刀 79 与夹钳构件 60 的组合通常被称作端部执行器 81, 夹钳构件 60 通常被称作钳口。夹钳构件 60 包括可枢转地移动的夹钳臂 56, 夹钳臂 56 与组织接合垫或夹钳垫 58 一起连接到外护套 72 和致动构件 76 的远端。在实施方式的一种形式中, 夹钳垫 58 由 E. I. Du Pont De Nemours and Company 的商标名为 TEFLON® 的材料制成, 这种材料是低摩擦系数的聚合物材料, 或者夹钳垫 58 也可以由任何其他合适的低摩擦材料形成。夹钳垫 58 安装在夹钳臂 56 上用于与刀 79 协作, 夹钳臂 56 的枢转运动将夹钳垫定位为基本上平行于刀 79 并与刀 79 接触, 由此限定组织处理区域。通过这样的结构, 组织被抓在夹钳垫 58 和刀 79 之间。如图所示, 夹钳垫 58 可以设置有不平滑的表面 (例如锯齿状结构), 以与刀 79 结合来增强对组织的夹持。锯齿状结构或者齿可以提供抵抗刀运动的牵拉。齿还可以对刀和夹钳运动提供相反的牵拉。如本领域技术人员可理解的, 锯齿状结构仅是用于防止组织相对于刀 79 的运动的多种组织接合表面中的一种示例。其他示例性的实施方式包括突起、交叉形图案、胎面花纹、喷丸或喷沙处理的表面等。

[0081] 特别参考图 3a, 当前实施方式的第一种形式包括夹钳垫 58, 夹钳垫 58 具有比远侧部分 58a 更平滑的近侧部分 58b, 近侧部分 58b 可以没有锯齿状齿或者可设想其他组织接合表面。在夹钳垫 58 上使用平滑的近侧部分 58b 允许近侧区域中的组织向远侧移动, 随着刀的振动, 允许组织移动至刀 79 的更加有效的区域, 以防止组织残留 (tagging)。这种构思利用刀 79 的固有运动分布。由于正弦运动, 运动的最大位移或幅值发生在刀 79 的最远侧部分处, 而组织处理区域的近侧部分的幅值大约在远侧尖端幅值的 50% 的等级。在操作过程中, 端部执行器的近侧区域 (部分 58b 的区域) 中的组织将失水并变薄, 端部执行器 81 的远侧部分将横切远侧区域中的组织, 由此允许近侧区域中的失水并变薄的组织向远侧滑到端部执行器 81 的更加有效的区域中, 以完成组织横切。

[0082] 在当前实施方式的第二种形式中, 夹钳垫 58 由一个单独的垫构成, 该垫具有平滑的近端 58b 和包括锯齿状结构的远侧部分 58a。在当前实施方式的第三种形式中, 夹钳垫 58 可以包括两个分离的部件, 即包含锯齿状齿的远侧部分 58a' 和比远侧部分 58a' 更平滑的近侧部分 58b'。两个分离的部件 58a' 和 58b' 的优点是各个垫可以由不同的材料来构造。例如, 具有两件式组织垫允许在远端处使用非常光滑的材料而在近端处使用非常高温的材料, 与近端处的高温材料相比, 远端处的光滑材料不是特别耐高温, 近端处的材料不是特别光滑, 因为近端是低幅值的区域。这样的构造使组织垫的材料与刀 79 的幅值相匹配。

[0083] 在本发明当前实施方式的第四种形式中, 夹钳垫 58a' 由 TEFLON® 或任何其他合适的低摩擦材料形成。夹钳垫 58b' 由基体材料和不同于所述基体材料的至少一种填充

材料形成。近侧夹钳垫 58b' 的表面可以比远侧夹钳垫 58a' 的表面平滑,或者近侧夹钳垫 58b' 也可以具有类似于锯齿的构造。

[0084] 可以从本发明的一种或多种形式中获得一些益处和优点。使组织垫具有基体材料和至少一种填充材料允许选择具有不同硬度、刚度、润滑性度、动摩擦系数、导热系数、耐磨性、热变形温度、玻璃态转变温度和 / 或熔化温度的基体材料和至少一种填充材料,以提高组织垫的耐磨损性,当使用较高的夹钳力时,这种耐磨损性是很重要的,因为组织垫在较高夹钳力下比在较低夹钳力下磨损得快。在一种试验中,申请人发现,填有 15% 石墨的聚四氟乙烯组织垫在 7 磅的夹钳力下与 100% 聚四氟乙烯的组织垫在 1.5 磅夹钳力下具有基本相同的磨损。柔性夹钳臂和 / 或柔性组织垫也可以提高组织垫的耐磨损性,因为柔性构件可以将负载更均匀地分配在组织垫的整个表面上。此实施方式的进一步的优点和形式公开在 2004 年 2 月 27 日提交的序列号为 60/548,301、共同转让给本发明受让人的美国临时专利申请中,该文献的整个内容通过参考结合入本文。

[0085] 在当前实施方式的第五种形式中,具有基体材料和至少两种填充材料的组织垫允许选择具有不同硬度、刚度、润滑性、动摩擦系数、导热系数、耐磨性、热变形温度、玻璃态转变温度和 / 或熔化温度的基体材料和至少两种填充材料,以提高组织垫的耐磨损性,当使用较高的夹钳力时,这种耐磨损性是很重要的,因为组织垫在较高夹钳力下比在较低夹钳力下磨损得快。在一种试验中,申请人发现,填有 15% 石墨、30% PTFE 的聚酰亚胺组织垫在 4.5 磅夹钳力下与 100% 聚四氟乙烯的组织垫在 1.5 磅夹钳力下具有基本相同的磨损。填有 15% 石墨、30% PTFE 的聚酰亚胺组织垫的优点是增加了热阻,这提高了组织垫整体的耐磨损性。与 PTFE 夹钳垫的直至大约 660 °F 的有效热阻相比,复合聚酰亚胺夹钳垫具有直至大约 800 °F 至大约 1200 °F 的有效热阻。可选地,其他材料也可以用于一部分组织垫的 (即元件 58b'), 例如陶瓷、金属、玻璃和石墨。

[0086] 参考图 3a-3e, 夹钳臂 56 的一种形式具有用于容纳两个或多个组织垫的不同形状的槽。这种构造防止了组织垫的误装,并确保了的垫装载在夹钳臂 56 中的正确位置处。例如,夹钳臂 56 可以包括:远侧 T 形槽 53a,用于接收远侧夹钳垫 58a' 的 T 形凸缘 53b';近侧楔形或者燕尾形的槽 55a,用于接收近侧夹钳垫 58b' 的楔形凸缘 55b'。翼形止动件 51 接合近侧夹钳垫 58b' 的近端,以将夹钳垫紧固到夹钳臂 56 上。如本领域技术人员应当理解的,凸缘 53b' 和 55b' 以及相应的槽 53a 和 55a 可以具有其它形状和尺寸,以将夹钳垫紧固到夹钳臂上。图示的凸缘构造仅是示例性的并包含了一种实施方式的具体夹钳垫材料,但是凸缘的具体尺寸和形状可以改变,包括但不限于相同尺寸和形状的凸缘。对于整体的组织垫,凸缘可以是一种构造。此外,其他的翼形止动件也是可以的,并可以包括用于将夹钳垫以机械方式安装至夹钳臂的任何多种方法,例如铆接、粘结、压配合或本领域公知的任何其他紧固手段。

[0087] 在当前实施方式的第二种形式中,夹钳垫 58a 和 58b 被斜切,使得两个垫之间的界面产生叠置,以最小化间隙 (图 4a、4b)。例如,45 度的斜切尽管也会产生一些间隙,但是对组织有影响的间隙量被最小化。

[0088] 在当前实施方式的第三种形式中,夹钳臂 56 的高度尺寸从远端向近端增加 ($D_1 < D_2$)。优选地, D_2 比 D_1 大大约 105% 至大约 120%,更优选地, D_2 比 D_1 大大约 108% 至大约 113%,最好, D_2 比 D_1 大大约 110%。槽 153 接收一个夹钳垫 58 或两个夹钳垫 58a 和 58b 的

凸缘。锥形夹钳臂 56 允许使用平的垫,并增加了端部执行器 81 的近侧部分中的压力以及
与刀 79 的干涉。当夹钳臂 56 比刀 79 偏转更大比例时,压力仍然存在组织垫和刀的界面
位置处,并且没有产生间隙。此外,增大的压力有助于抵消刀 79 的近端处减小的刀振幅,并
在夹钳垫 58 和刀 79 之间提供相对恒定的压力。

[0089] 用于插入夹钳垫的方法的第一种形式包括:a) 将具有第一形状凸缘的第一和第
二夹钳垫插入到夹钳臂 56 中,夹钳臂 56 具有接收第一形状凸缘的槽;和 b) 接合垫止动件,
以将夹钳垫紧固在夹钳臂中。在该方法的第二种形式中,一个夹钳垫可以由诸如 TEFLON 之
类的聚合物材料制成,第二夹钳垫可以由基体材料和不同于基体材料的至少一种填充材料
制成,并且夹钳臂由金属(例如不锈钢或钛)制成。夹钳垫的组织表面可以是平滑的或者
具有组织握持特征,例如锯齿结构。

[0090] 用于插入夹钳垫的方法的第三种形式包括:a) 将具有第一形状凸缘的第一夹钳
垫插入到夹钳臂中,夹钳臂具有接收第一形状凸缘的槽;b) 将具有第二形状凸缘的第二夹
钳垫插入到夹钳臂中,夹钳臂具有接收第二形状凸缘的槽;和 c) 接合垫止动件,以将夹钳
垫紧固在夹钳臂中。在该方法的第四种形式中,一个夹钳垫可以由诸如 TEFLON 之类的聚合
物材料制成,第二夹钳垫可以由基体材料和不同于基体材料的至少一种填充材料制成,并
且夹钳臂由金属(例如不锈钢或钛)制成。夹钳垫的组织表面可以是平滑的或者具有组织
握持特征,例如锯齿结构。

[0091] 用于替换夹钳垫 58 的方法的第一种形式包括步骤:a) 解开垫止动件;b) 从夹钳
臂移除第一夹钳垫;c) 从夹钳臂移除第二夹钳垫;d) 将第三和第四夹钳垫插入到夹钳臂
中;和 e) 接合垫止动件,以将第三和第四夹钳垫紧固在夹钳臂中。在该方法的第二种形式
中,第三和第四夹钳垫可以由诸如 TEFLON 之类的聚合物材料制成,其他夹钳垫可以由基体
材料和不同于基体材料的至少一种填充材料制成,并且夹钳臂由金属(例如不锈钢或钛)
制成。夹钳垫的组织表面可以是平滑的或者具有组织握持特征,例如锯齿结构。

[0092] 现在参考图 4,夹钳构件 60 相对于刀 79 的枢转运动是通过在夹钳臂 56 上设置一
对枢转点来实现的,这一对枢转点分别与外管 72 和内管 76 接合。外管 72 通过旋钮 29 牢
固地接至手柄 68。夹钳臂 56 经由夹钳臂 56 上的通孔 52a 和 52b 以及外管 72 上对应的通
孔 52c 和 52d 可枢转地连接至外管 72。紧固销或铆钉 57 滑动穿过通孔 52a-d 以将夹钳臂
56 紧固到外管 72。在一种实施方式中,销 57 激光焊接到夹钳臂 56 上,使得销 57 固定到 夹
钳臂 56 并相对于外护套 72 旋转。

[0093] 内管 76 沿着外管 72 的纵向轴线移动,并通过旋钮 29 牢固地连接至手柄 68。夹钳
臂 56 上的枢轴销 54a、b(54a 未示出)接合内管 76 远端处的枢轴孔 54c、d(54d 未示出)。
夹钳臂 56 至内管 76 和外管 72 的枢轴连接使得端部执行器 81 更加牢固,并使得由于过度
的轴向或扭转误用载荷而导致的失效模式最小化。此外,该实施方式增加了端部执行器 81
的效力能够提供超过 1.5 磅的夹钳力。由此,致动构件 76 相对于外护套 72 和波导管 80 的
往复运动影响夹钳臂 56 相对于端部刀 79 的枢转运动。

[0094] 图 4c 图示了力示意图并且致动力 F_A (由致动构件 76 提供的)和横切力 F_T (在最
佳组织处理区域的中点处测量的)之间的关系为:

[0095] $F_T = F_A(X_2/X_1)$ 等式 [1]

[0096] 其中 F_A 等于近侧弹簧 94 的弹簧预载荷(较少的摩擦损耗),在一种实施方式中,

如图 16c 所示, F_A 等于大约 12.5 磅, F_T 等于大约 4.5 磅。图 16c 图示了作为扳机 34 运动的函数的 F_T 和 F_A 的曲线图, 并图示了扳机 34 处的输入力。

[0097] F_T 是在如组织标记 61a 和 61b 限定的夹钳臂 / 刀界面的区域中测量的, 在该区域中可进行最佳组织处理。组织标记 61a、61b 蚀刻在夹钳臂 56 上或在夹钳臂 56 上凸起, 以为医生提供可见的标记, 因此医生可以看到最佳组织处理区域的清晰指示。组织标记 61a、61b 大约相隔 7mm 的距离, 更优选地, 相隔 5mm 的距离。

[0098] 超声外科器械 100 的传输组件 71 的旋转可以与超声换能器 50 相对于器械手柄组件 68 的相对转动一起实现。为了以超声传输的关系将传输组件 71 连接到超声换能器 50, 外护套 72 的近侧部分可以设置有一对扳手用平面 46。扳手用平面 46 允许通过合适的转矩扳手等来施加转矩, 以由此允许波导管 80 连接至超声换能器 50。通过旋钮 29 的操纵, 超声换能器 50 以及传输组件 71 可以作为一个单元相对于器械的手柄组件 68 旋转。手柄组件 68 的内部尺寸被设置为能够容纳超声换能器 50 的这种相对转动。弹簧 28 抵靠旋钮 29 和外壳内表面 65 进行加载。弹簧 28 提供了压缩力或者抵抗旋钮 29 的力, 以防止端部执行器 81 的不经意旋转。

[0099] 现在参考图 2、5、6 和 16, 力限制机构 91 提供了第一和第二压缩弹簧, 即远侧弹簧 96 和近侧弹簧 94。远侧弹簧 96 可操作地连接至轭形件 33, 轭形件 33 由扳机 34 驱动。近侧弹簧 94 与远侧弹簧 96 是可操作的关系。远侧弹簧 96 产生端部执行器负载, 近侧弹簧 94 保持端部执行器负载的一致性。结果, 端部执行器负载被更加严格地控制, 并且减少了部件误加载的情况。垫圈 97 和 95 是防止远侧弹簧 96 被完全压缩的安全装置 (图 5), 由此防止弹簧材料发生屈服而使弹簧 96 在随后的夹钳臂闭合中失去效用。如本领域技术人员应当理解的, 双弹簧力限制系统的使用还可应用于涉及夹钳力的其他基于能量 (例如 RF、微波和激光) 的外科装置、以及诸如夹具施放器、抓钳和缝合器之类的机械装置中具有可应用性。

[0100] 在当前实施方式的一种形式中, 远侧弹簧 96 具有每英寸大于 100 磅的弹簧常数, 并且优选是每英寸大于 125 磅, 最好是每英寸大约 135 磅。不需要使远侧弹簧 96 被预加载, 但是也可以施加小于 10 磅的预负载, 优选是小于 5 磅, 最好是大约 1 磅。近侧弹簧 94 具有每英寸大于 25 磅的弹簧常数, 并且优选是每英寸大于 50 磅, 最好是每英寸大约 70 磅。近侧弹簧 94 被施加预负载至实现上述等式 1 中要求的横切力所需的力, 并且该力是夹钳臂 56 连接装置的机械效益和装置中的摩擦损耗的函数。在当前实施方式的第二种形式中, 近侧弹簧 94 的预加载为大约 12.5 磅。

[0101] 现在参考图 16a, 曲线 82 图示了致动构件 76 的力, 曲线 83 代表作为在没有组织或者最小组织负载操作的情况下扳机 34 的转角 (在 x 轴上, -18.0 是夹钳臂 56 完全打开, 0.0 是夹钳臂完全闭合并抵靠刀 79) 的函数的扳机 34 的力。在点 82a 处, 轭形件 33 开始偏移或者压缩远侧弹簧 96, 并且随着扳机 34 被进一步压下, 致动构件 76 的力增加, 直到该力在拐点 82b 处达到近侧弹簧 94 的预负载值, 并且力曲线的斜率减小。

[0102] 在图 16b 中, 曲线 84 图示了致动构件 76 的力, 曲线 85 代表作为在误用组织负载操作的情况下扳机 34 的转角的函数的扳机 34 的力。在点 84a 处, 轭形件 33 开始偏移或者压缩远侧弹簧 96, 并且随着扳机 34 被进一步压下, 致动构件 76 的力增加, 直到该力在拐点 84b 处达到近侧弹簧 94 的预负载值, 并且在该点处, 力曲线的斜率减小。

[0103] 现在参考图 2 和 5,外科器械 100 还提供了这样的装置,其用于为医生指示扳机已经满程并且夹钳臂 56 正向组织施加正确的接合力。当医生的握持无意中发生一点点松弛,从夹钳臂 56 传递到组织的压力可能无意中减小时,这在延长的外科手术或者组织横切活动中非常有用。

[0104] 在当前实施方式的一种形式中,棘爪簧 110 支撑在棘爪支撑器 112 中,棘爪支撑器 112 位于外壳部分 69 中。当扳机 34 完全闭合或者致动构件 76 已经到达其最近侧的行程时,扳机 34 上的棘爪翼片 114 接合并扣合棘爪簧 110。棘爪簧 110 是大致平的,并由弹性塑料制成,当其与翼片 114 接合时其充分地弯曲,由此为医生提供表示端部执行器 81 完全闭合的听觉和 / 或触觉信号。有利的是,当扳机 34 从完全闭合位置沿相反方向旋转时,翼片 114 撞击并使棘爪簧 110 弯曲,由此为医生提供表示端部执行器 81 不再完全闭合的听觉和 / 或触觉信号。如本领域技术人员应当理解的,指示器装置可以是触觉的、听觉的、视觉的或其组合。可以使用各种类型的指示器,包括触片开关、整体制动器、悬臂弹簧或本领域技术人员公知的任意数量的机械或电气开关。还有多种装置可以用于向医生提供反馈,包括但不限于灯、蜂鸣器和振动元件。

[0105] 现在参考图 1、2 和 6-8,外壳 68 包括近端、远端和在其中纵向延伸的腔 59。腔 59 被构造为容纳开关组件 300 和换能器组件 50,换能器组件 50 经由开关组件 300 与外壳 68 接合。

[0106] 换能器 50 包括紧固地布置在换能器主体 50 中的第一导电环 400 和第二导电环 410。在当前实施方式的一种形式中,第一导电环 400 包括环构件,环构件布置在换能器 50 和角状件 (horn) 130 之间。优选地,第一导电环 400 靠近腔 162 中的凸缘构件 160 形成或形成为凸缘构件 160 的一部分,并与其他电气部件电绝缘。第一导电环 400 锚定至非导电平台 (未示出) 等上并从那里向上延伸,非导电平台形成在换能器主体 50 中。第一导电环 400 通过一根或多个导线 (未示出) 电连接到线缆 22 (图 1),导线沿着换能器主体 50 的长度延伸到第一导电环 400。

[0107] 换能器 50 的第二导电环 410 类似地包含布置在换能器主体 150 和角状件 130 之间的环构件。第二导电环 410 布置在第一导电环 400 和角状件 130 之间,由此第一和第二导电环 400、410 是同心的构件。类似地,第二导电环 410 与第一导电环 400 和包含在换能器 50 中的其他电气部件电绝缘。类似于第一导电环 400,第二导电环 410 优选锚定到非导电平台并从那里向上延伸。应当理解,第一和第二导电环 400、410 彼此充分地间隔开,使得它们彼此电绝缘。这可以通过在第一与第二导电环 400、410 之间或者在环 400、410 与换能器 50 中的其他构件之间布置一个或多个间隔件 413 来完成。第二导电环 410 也通过一根或多根导线 (未示出) 电连接到线缆 22 (图 1),导线沿着换能器 50 的长度延伸到第二导电环 410。由此,第二导电环 410 被设置为部分地限定了从线缆 22 到开关机构 300 的第二电通路。合适的超声换能器 50 是由 Cincinnati, Ohio 的 EthiconEndo-Surgery, Inc. 出售的 Model No. HP054。

[0108] 在当前实施方式的一种形式中,换能器 50 的远端螺纹连接到传输杆 80 的近端。换能器 50 的远端还与开关组件 300 接合,以便为医生提供外科器械 100 上的手指致动控制。

[0109] 开关组件 300 包含按钮组件 310、弯曲电路组件 330、开关外壳 350、第一弹簧滑环式导体 360 和第二弹簧滑环式导体 370。开关外壳 350 通常是圆柱形的,并通过开关组件

350 和外壳部分 69、70 上的支撑安装座支撑在手柄组件 68 中。外壳 350 限定了第一腔 353、安装凸台 352 和第二腔 351。腔 353 的尺寸被设置为能够接收换能器 50 的近端,由此角状件 130 穿过腔 351 与传输杆 80 接合。安装凸台 352 接收滑环导体 360 和 370,滑环导体 360 和 370 又分别电接合环触头 400 和 410。定位销 354 和扣合销 355 与弯曲电路组件 330 和按钮组件 310 的相应孔对齐,以将所有部件紧固在一起,如下所述。

[0110] 现在具体参考图 8a,滑环导体 360 和 370 通常是末端开口的 O 形弹簧,它们滑到安装凸台 352 上。每个弹簧滑环分别包括两个压力接触点 (361a-b 和 371a-b),两个压力接触点分别接触换能器 50 的环导体 400 和 410。滑环 360 和 370 的弹簧张力使得在触点 361a-b、371a-b 和导体 400、410 之间产生确定接触 (positive contact)。明显的是,即使在器械的使用过程中医生旋转换能器 50,滑环结构也使电接触均匀。各个滑环的柱 364 和 374 分别电连接至弯曲电路 330 中的相应导体以形成电路,如图 8c 所示。

[0111] 弯曲电路 330 在按钮 311a、311b、312a、312b 和发生器 30 之间经由换能器 50 提供了机电接合。弯曲电路包括四个触片开关 332a、332b 和 334a、334b,触片开关 332a、332b 和 334a、334b 通过压下按钮 311a、311b 或 312a、312b (分别对应于按钮组件 310) 来机械地致动。触片开关 322 和 334 是电接触的开关,当压下时,它们提供电信号至发生器 30,如图 8c 的电连接示意图所示。弯曲电路 330 还包含位于二极管封装 336 中的两个二极管,如图 8c 所示。弯曲电路 330 提供了导体 335 和 337,如本领域技术人员所公知的,导体 335 和 337 分别经由电翼片 364 和 374 连接到滑环导体 360 和 370,电翼片 364 和 374 又提供电接触至环导体 400 和 410,环导体 400 和 410 又连接至线缆 22 中的导体,线缆 22 连接至发生器 30。翼片 364 和 374 焊接到导体 335 和 337。

[0112] 弯曲电路 330 通常绕开关外壳 350 缠绕,使得触片开关 334a、334b 和 332a、332b 与开关外壳 350 上的相应背衬表面 356a、356b 和 358a、358b 相结合,在操作过程中,背衬表面为触片开关提供了薄膜支撑,如下所述。触片开关 334a、334b 和 332a、332b 可以通过任何方便的方法 (例如粘结) 固定地安装到背衬表面 356a、356b 和 358a、358b。弯曲电路经由开关组件 300 上的定位销 354 和扣合销 355 以及弯曲电路 330 上的相应定位孔 338 和扣合孔 339 紧固至开关外壳 350。

[0113] 层叠在弯曲电路顶部上的是按钮组件 310,按钮组件 310 具有与弯曲电路 330 相应的鞍状,并通常围绕开关外壳 350 进行缠绕。按钮组件 310 包含四个按钮,即具有相应的压力柱 315a、315b 和 314a、314b 的远侧按钮 312a、312b 和近侧按钮 311a、311b。所述按钮连接到悬臂元件 313a、313b 和 316a、316b,在按钮被压下后,这些悬臂元件提供了反弹作用。容易理解,通过压下按钮 311a-b 和 312a-b,相应的压力柱 314a-b 和 315a-b 压靠相应的触片开关 334a-b 和 332a-b,以启动图 8c 所示的电路。开关 312a 和 312b 是平行的,使得医生可以使用左手或者右手来操作按钮。类似地,开关 311a 和 311b 是平行的,使得医生可以使用左手或者右手来操作按钮。当医生压下开关 312a 或 312b 时,发生器将响应一定的能量水平 (例如最大 (“max”) 功率设定);当医生压下开关 311a 或 311b 时,发生器将响应一定的能量水平 (例如最小 (“min”) 功率设定),这符合用于按钮位置和相应功率设定的已经被接受的产业实践。

[0114] 可选地,按钮可以模制到开关外壳 350 中或者模制到手柄组件 68 中,以减少部件的数量并增加整个装置的可靠性。按钮可以通过小的悬臂部分来安装,这允许将按钮牢固

地安装到其他部件,同时允许用较小的力来致动按钮。

[0115] 现在参考图 12-15,当前实施方式的一种形式允许以为医生提供人体工程学的握持和操作的方式来构造开关 311a、311b 和 312a、312b。无论握持适于右手的外科器械 100 还是握持适于左手的外科器械 100,开关可以放置在医生拇指的自然摆动范围内。在当前实施方式的第二种形式中,开关设置在外壳 68 上,以防止在医生压下扳机 34 或者转动旋钮 29 时,在器械的与拇指相反的一侧上无意中致动按钮。在当前实施方式的第三种形式中,一系列的隔板(例如脊和/或凹槽或“峰和谷”)一体地形成于外壳 68 上。在一种示例中,外壳限定了第一表面,该一系列的隔板限定了至少一个第二表面,使得第二表面高于外壳表面。隔板还可以限定低于外壳表面的第三表面。如图 1、2 所示,开关 312a、312b 由上脊 320 和下脊 324 包围。脊 320 和 324 可以是分离的物理元件(两个彼此分离),或者在不脱离本发明范围的情况下,脊 320 和 324 可以实质上是连续的。此外,脊 320 和 324 可以在外壳 68 的整个上部上连续,如图 12-15 所示,或者脊 320 和 324 可以更加分离,如图 1 和 2 所示。即使由于脊使手指通过按钮平面的上方而使手指横过按钮,开关 312a、312b 的这种构造和情况可以防止不经意地致动按钮。脊还可以为医生提供与按钮的位置以及按钮是否在最小或最大功率致动范围内的触觉反馈。很显然,开关 312a、312b 可以由脊 320 和 324 围绕,并且按钮 311a、311b 位于脊 320 的上方和近侧。这样的触觉反馈对于医生是很重要的,使得医生可以连续地接近手术部位,但是确定地知道哪个按钮正被致动。在当前实施方式的其它形式中,开关 312a、312b 嵌入在凹部 322 中并由脊 320 和 324 进一步围绕。

[0116] 参考图 12,医生的左手接触器械 100。食指和中指准备好启动扳机 34,无名指和小指抓住手柄 39。拇指传统地定位为向上掠过以致动按钮 312a 或 311a。脊 320 和 324 延伸经过外壳 68 的上部。

[0117] 在图 13 中,图示了图 12 所示器械 100 的相反侧,示出按钮 311b 和 312b。这里,医生的食指操作旋钮 29 以旋转端部执行器 81。如可以看到的,按钮 312b 可能会受到食指的不经意致动。但是,脊 324 使得食指升高到按钮 312b 的平面的上方,由此减少了不经意致动的危险。

[0118] 在图 14 中,医生压下扳机 34 来闭合夹钳臂 56 抵靠刀 79,并且左拇指容易地操作按钮 312b 来启动最大功率。

[0119] 在图 15 中,医生压下扳机 34 来闭合夹钳臂 56 抵靠刀 79,并且左拇指容易地操作按钮 311b 来启动最小功率。

[0120] 参考图 17,示出了外科器械 100 的一种形式,该图以图形示出了医生的手指在器械 100 上的放置。在器械 100 的致动中,将食指 382 和中指 384 放在扳机 34 上。(使用食指和中指来启动扳机 34 仅是示例。手比较小的医生可以选择用中指和无名指来致动扳机 34,由此使得食指能够旋转旋钮 29 或者甚至使用无名指和小指来致动扳机 34。)扳机 34 包含基座元件 45,基座元件 45 包含棘爪翼片 114 和与轭形件 33 的连接装置,如下所述。安装到基座元件 45 上的是大致 T 形的手指接触件 43,手指接触件 43 与基座元件 45 一起限定了两个大致 U 形的开口,即食指槽 42 和中指槽 44。T 形手指接触件 43 的最远侧表面部分限定了致动表面 41,手指 382 和 384 可放置在致动表面 41 上。槽 42 和 44 的尺寸被设置为容纳不同尺寸的手指,很显然这是取决于医生的性别和尺寸的共有变量。在当前实施方式的第一种形式中,槽 42 和 44 的尺寸基于手指尺寸的从 5% 女性到 95% 男性的人类学数

据。在当前实施方式的第二种形式中,槽 42 和 44 是锥形的,由此每个槽开口的尺寸大于每个槽 42 和 44 的基部的尺寸。这种构造有利地允许尺寸不同的手指紧密地位于各个槽中,并最小化手指与槽壁之间的间隙。

[0121] 现在参考图 10 和 11,当扳机 34 处于其最远侧位置(图 10)时,夹钳臂 56 相对于刀 79 完全打开。手指 382 和 384 可以分别放在槽 42 和 44 中或者可选地放在表面 41 上,以致动扳机 34 通过箭头 47 所示的弓形路径。当扳机到达其整个近侧行程时(当棘爪翼片 114 接合棘爪簧 110 时),夹钳臂 56 相对于刀 79 处于完全闭合的位置(图 11)。为了使扳机沿着其行程 47 反向,手指 382 和 384 接合槽 42 和 44 并向远侧推扳机 34,以打开端部执行器。夹钳臂 56 没有被偏压打开,使得医生不能经由表面 41 来控制夹钳臂 56 的打开。

[0122] 现在参考图 18,与图 2 具有类似参考标号的元件具有与上述类似的功能。特别的注意力集中在用于致动端部执行器 81 的可选手柄组件 168 上。手柄组件 168 包括连接至右护罩 169 和左护罩 170 的两个枢转手柄部分 420 和 422。

[0123] 右护罩 169 适于借助在左护罩 170 上形成的多个向内的凸爪扣合在左护罩 170 上,以形成外壳 171。当左护罩 170 安装到右护罩 169 上时,在左护罩 170 和右护罩 169 之间形成腔,以容纳形成手柄组件 168 的各种部件,如下进一步所述。窗孔 172 和 174 也成为容纳拇指环或手柄部分 420 和指环或手柄部分 422,手柄部分 420 和 422 位于左、右护罩的外部,以致动容纳在左、右护罩中的连接装置。窗孔 173 也形成在护罩的近端处以,容纳换能器 50(见图 8b)。

[0124] 手柄组件 168 包括 U 形轭形件 424, U 形轭形件 424 分别借助槽 421a、421b 和销 423a、423b 可滑动地安装在外壳 169 和 170 中。手柄 420 的远端在孔 402 处经由销 423a 安装到右护罩 169 和轭形件,手柄 420 的近端经由连接件 428 安装到轭形件 424,连接件 428 经由销 426 安装到孔 404 并经由销 430 安装到孔 410。手柄 422 的远端在孔 406 处经由销 423b 安装到右护罩 169 和轭形件,手柄 422 的近端经由连接件 432 安装到轭形件 424,连接件 432 经由销 434 连接到孔 408 并经由销 430 连接到孔 412。在实践中,随着手柄 420 和 422 远离外壳 171 移动(例如,医生的拇指与手柄 420 配合,医生的食指和中指与手柄 422 配合),端部执行器 81 移动离开刀 79,以形成打开的钳口(打开位置),随着手柄 420 和 422 向着外壳 171 移动,端部执行器 81 向着刀 79 旋转以捕获组织(闭合位置)。

[0125] 在当前实施方式的一种形式中,棘爪簧 482 被支撑在外壳部分 171 中。棘爪凸轮 480 在轭形件 424 上旋转,并在手柄 420 和 422 处于完全闭合的位置时接合并弹回棘爪簧 482。棘爪簧 482 通常由柔性塑料制成,当其接合凸轮 480 时能够充分地变形,由此为医生提供表示端部执行器完全闭合的听觉信号。有利的是,当手柄 420 和 422 从完全闭合的位置在相反方向上旋转时,凸轮 480 撞击并使棘爪簧 482 变形,由此为医生提供表示端部执行器 81 的完全闭合不再存在的听觉信号。

[0126] 现在参考图 24,示出了当前实施方式的第二种形式,致动器柱 433 安装到手柄 422 并接合位于外壳组件 171 上的由硅橡胶覆盖的触片开关 435。当手柄 422 完全闭合时,柱 433 压靠硅橡胶,这又将力传递到触片开关 435,由此允许开关为医生提供听觉和触觉反馈。在一种实施方式中,柱 433 是直径为 0.170 英寸的圆柱,其中间具有 0.070 英寸的槽。用于硅橡胶材料的优选硬度是 20 肖氏硬度 A(Shore A)。

[0127] 现在参考图 23,此外还包围在外壳 171 中的是连接器 450、滑环 452、454、弯曲电路

456 和摇臂开关 462。摇臂开关 462 经由窗孔 469 可旋转地安装到右护罩 169, 开关 462 和 464 定位在外壳 171 外部, 使医生能够操作。开关 462 和 464 经由摇臂 466 以机械的方式连接, 摇臂 466 包含与窗孔 469 接合的枢转柱 468。在此构造中, 开关 462 和 464 不能被同时压下, 如果被同时压下, 则可能从发生器 30 提供出错信息。弯曲电路 456 经由换能器 50 为开关 464、466 与发生器 30 之间提供了机电接合 (见图 8b)。参考图 21, 弯曲电路 456 的远端处包括两个触片开关 500 和 502, 通过压下相应的开关 464 和 466 来分别机械地致动触片开关 500 和 502。触片开关 500 和 502 是电接触开关, 当压下时, 它们提供电信号至发生器 30, 如图 22 的电气布线示意图所示。弯曲电路 456 还包含位于二极管封装 504 中的两个二极管, 如图 22 所示。弯曲电路 456 提供导体, 如本领域技术人员所公知的, 导体经由连接器 450 连接至滑环导体 452 和 454, 滑环导体 452 和 454 又提供电接触至环导体 400 和 410 (见图 8b), 环导体 400 和 410 又连接到线缆 32 中的导体, 其中线缆 32 连接到发生器 30。

[0128] 具体参考图 19 和 20a-b, 滑环导体 452 和 454 通常是末端开口的 O 形弹簧, 它们分别滑到连接器 450 的安装表面 453 和 455 上。每个弹簧滑环包括两个压力接触点 (510a-b 和 522a-b), 两个压力接触点分别接触手持件 50 的相应环导体 400 和 410。滑环 452 和 454 的弹簧张力使得在触点 510a-b、522a-b 和导体 400、410 之间产生确定接触。明显的是, 即使在器械的使用过程中医生旋转手持件 50, 滑环结构也使电接触均匀。各个滑环的柱 512 和 524 分别电连接至弯曲电路 456 中的导体, 以形成电路, 如图 22 所示。

[0129] 再次参考图 18, 旋转联接器 130 可旋转地接合左、右护罩 169、170 的远端。旋钮 129 连接到旋转联接器 130, 由此两个弹簧翼片 175 和 175a (未示出) 提供向外的张力或者抵靠旋钮 129 内表面的力, 以抑制端部执行器 81 的不经意旋转。

[0130] 在本发明的可选形式中, 手柄 420 和 422 的内表面上具有接触柔软且模制的热塑性弹性体衬垫 550。塑性衬垫 550 使医生舒适并防止了手指和手的疲劳。与现有技术的平滑塑性表面接触面相反, 塑性衬垫 550 还增强了手柄与医生的拇指和手指之间的握持表面。由于能够容纳多种尺寸的男性和女性医生的手指并且提供舒适且确定的握持表面, 这是特别有利的。塑性衬垫 550 可以是平滑的或者具有模制到衬垫 550 的表面上的形状, 例如肋, 如图 23 和 24 所示。其他的形状可以是突起、峰和谷。如本领域技术人员应当理解的, 各种其他的形状和接触面也在本发明的范围内。塑性衬垫 550 在医生的手指与扳机 34 之间的界面上也是有用的 (图 12)。

[0131] 在当前实施方式的一种形式中, 软接触衬垫 550 具有从大约 35 肖氏硬度 A 至大约 75 肖氏硬度 A 的硬度 (硬度), 更具体而言从大约 50 肖氏硬度 A 至大约 60 肖氏硬度 A。这样合适的材料可以从 Exton, PA 的 LNP (物料编号 8211-55 B100 GY0-826-3) 和 Akron, OH 的 Advanced Elastomer Systems (物料编号 8211-55B100) 得到。

[0132] 软接触材料可以在医生手头正集中于手术时有助于医生识别器械的具体特征。例如, 具有一种形状界面的“软接触”可以放在“max”按钮上, 而具有第二种形状界面的“软接触”可以放在“min”按钮上, 使得医生可以容易地识别各个按钮, 而不需要分散外科位置处的注意力。“软接触”也用于旋钮 29 和 129 上, 以识别端部执行器 81 的各个旋转位置。

[0133] 尽管已经通过一些实施方式的描述说明了本发明, 但是申请人的意图不是将所附权利要求的精神和范围限制在这样的细节。对本领域技术人员来说, 在不脱离本发明范围的情况下, 可以进行多种变化、改变和替换。此外, 与本发明相关的各个元件的结构可以可

选地描述为用于提供由所述元件执行的功能的装置。由此,本发明的范围意图仅由所附权利要求的精神和范围来限定。

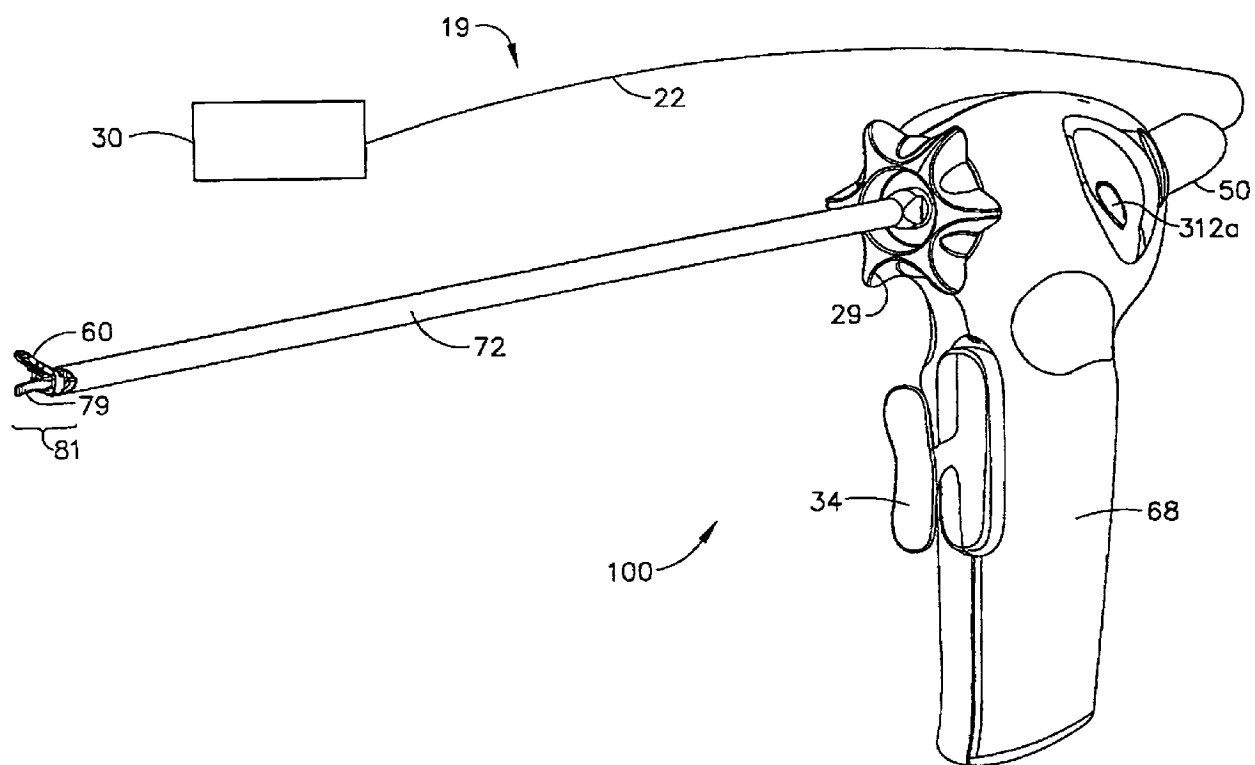


图 1

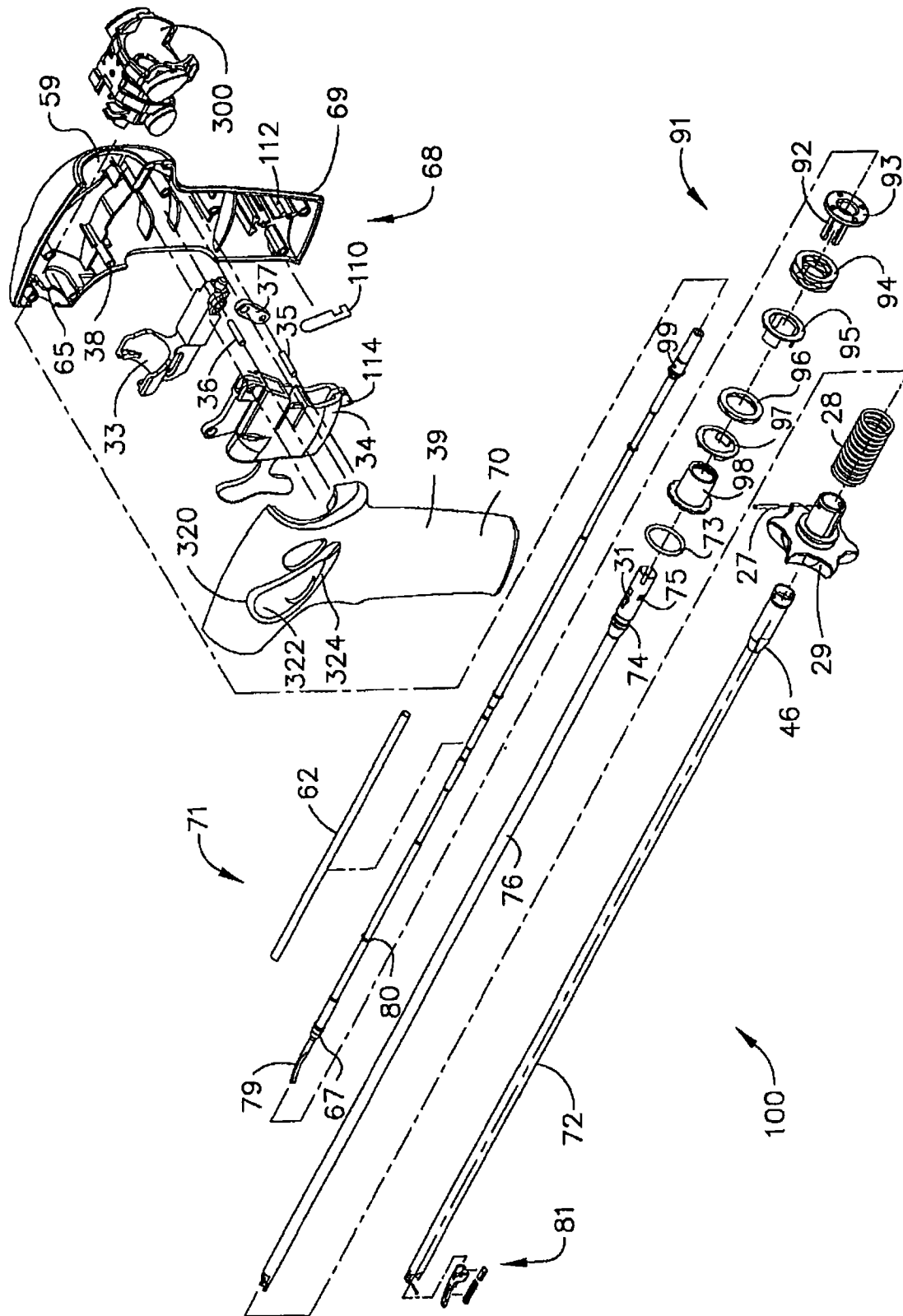


图 2

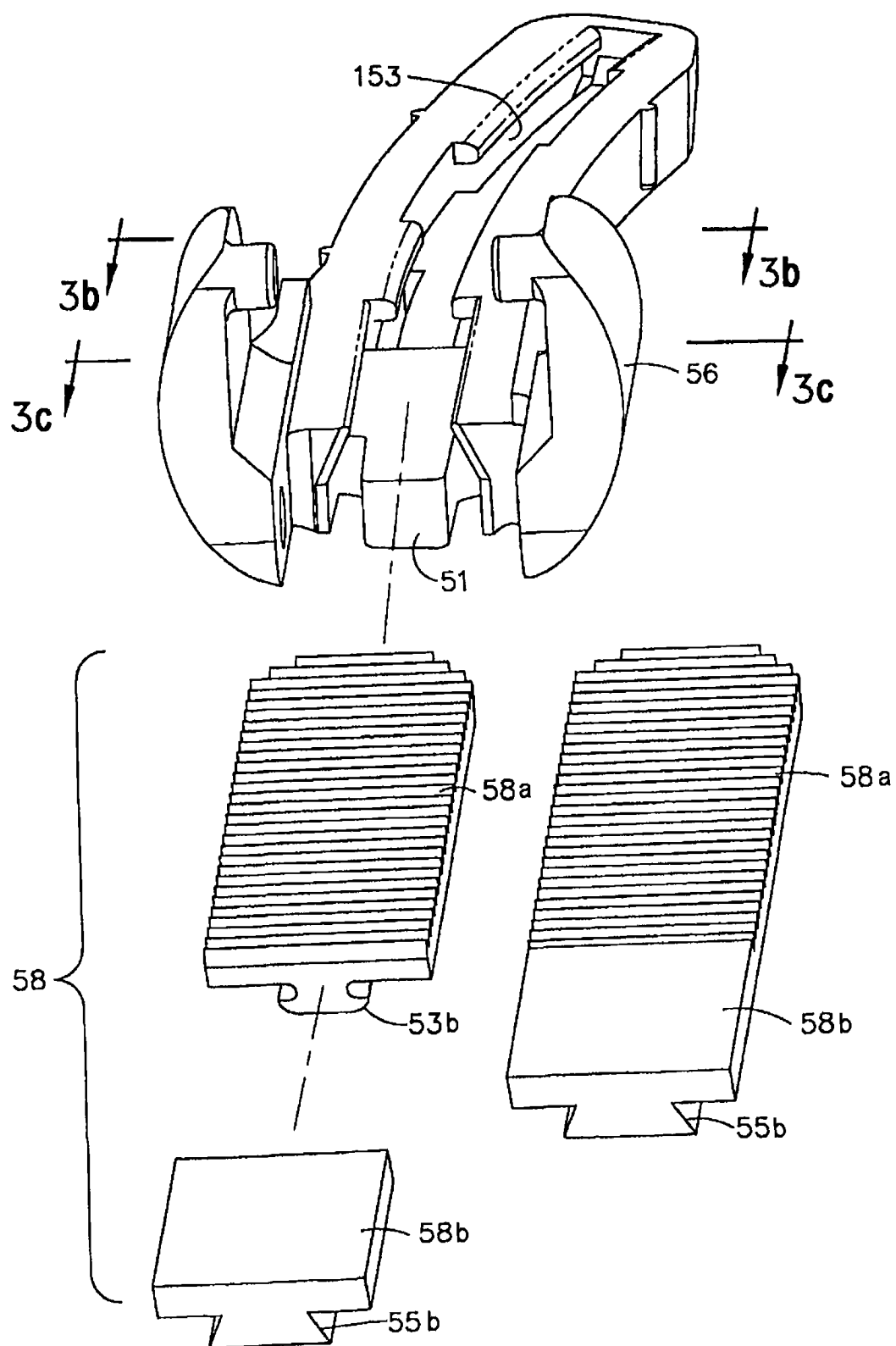


图 3a

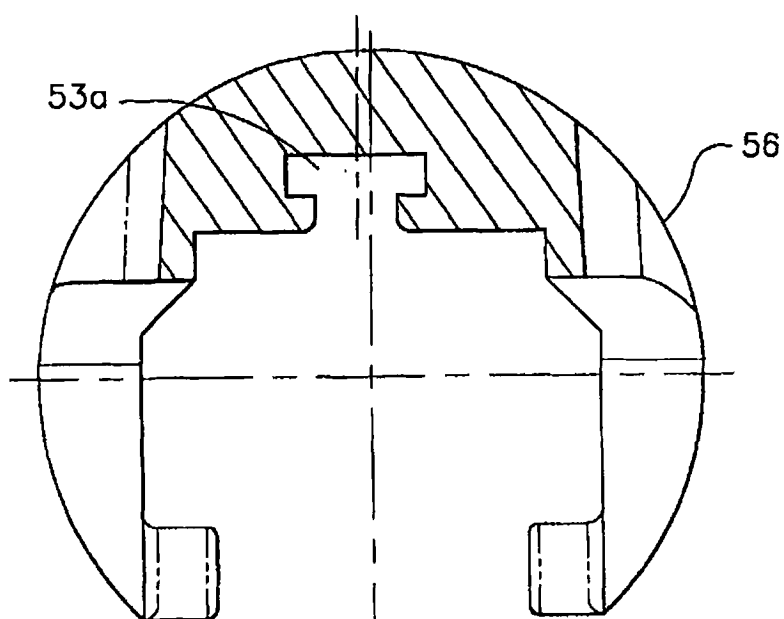


图 3b

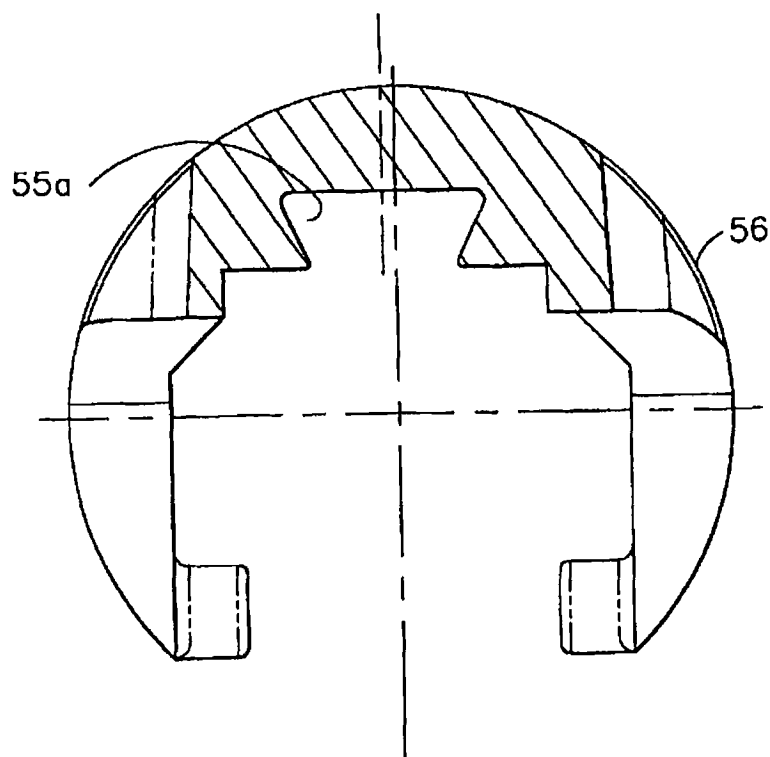


图 3c

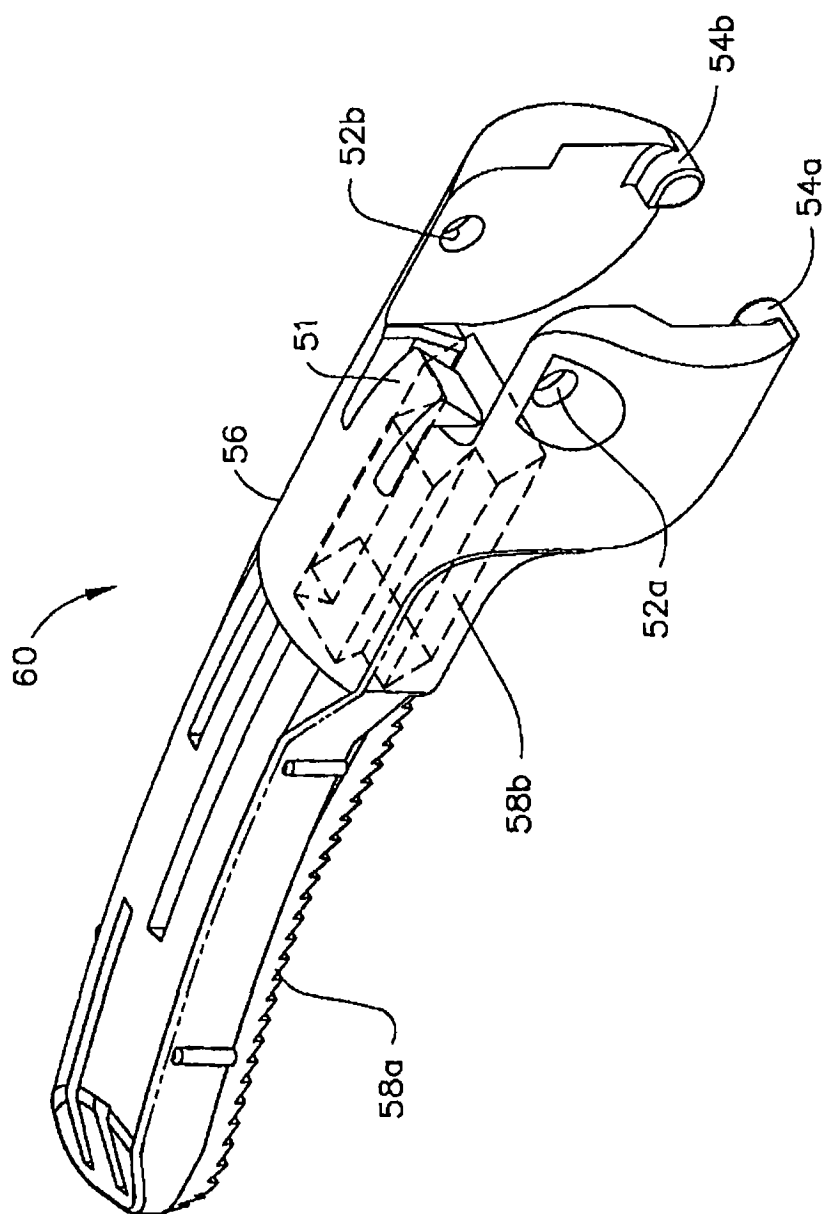


图 3d

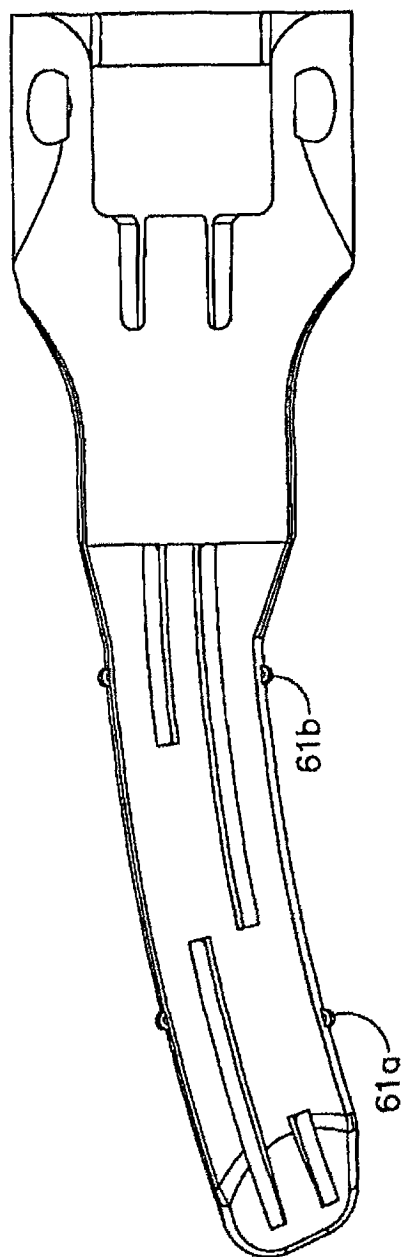


图 3f

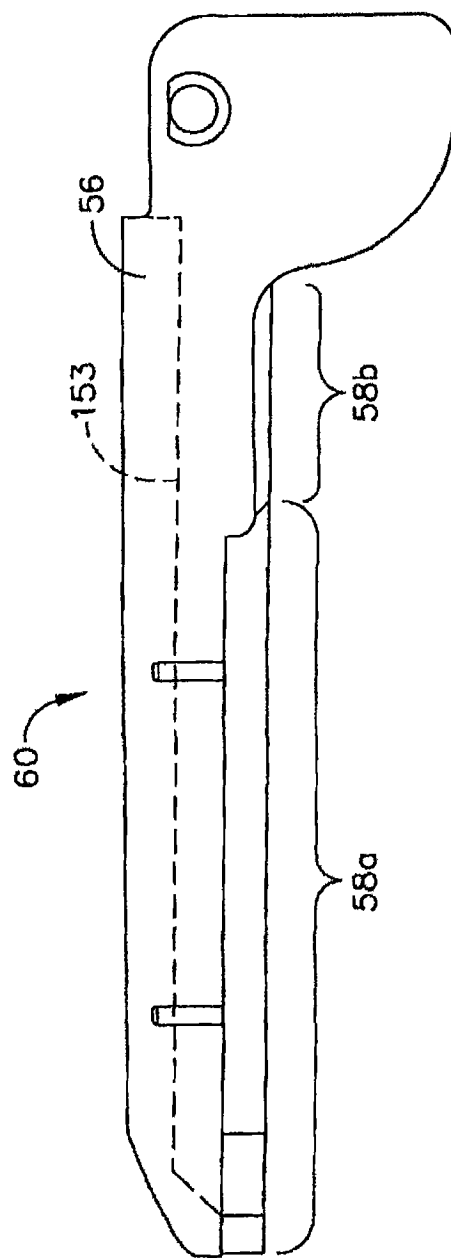


图 3e

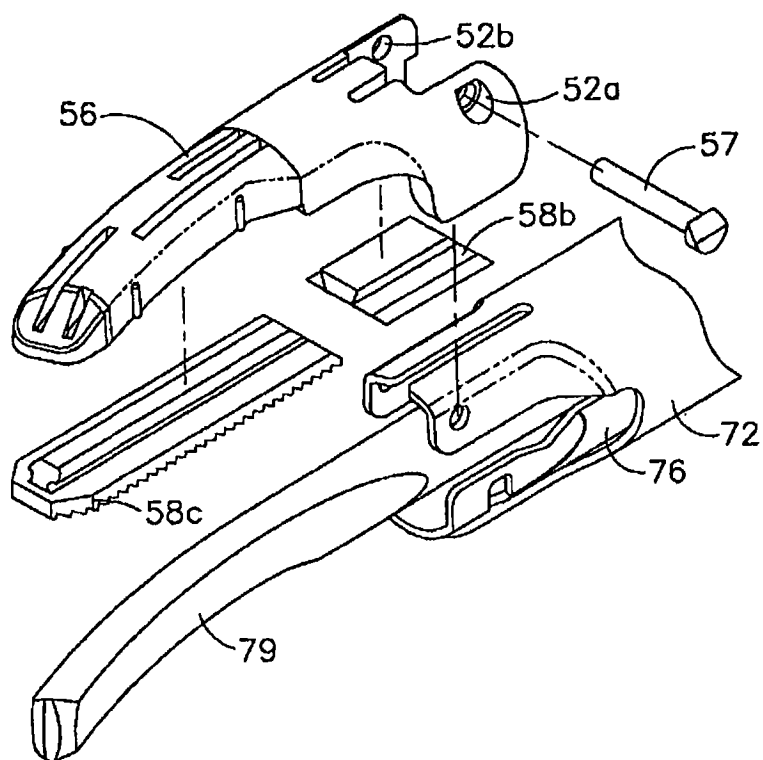


图 4a

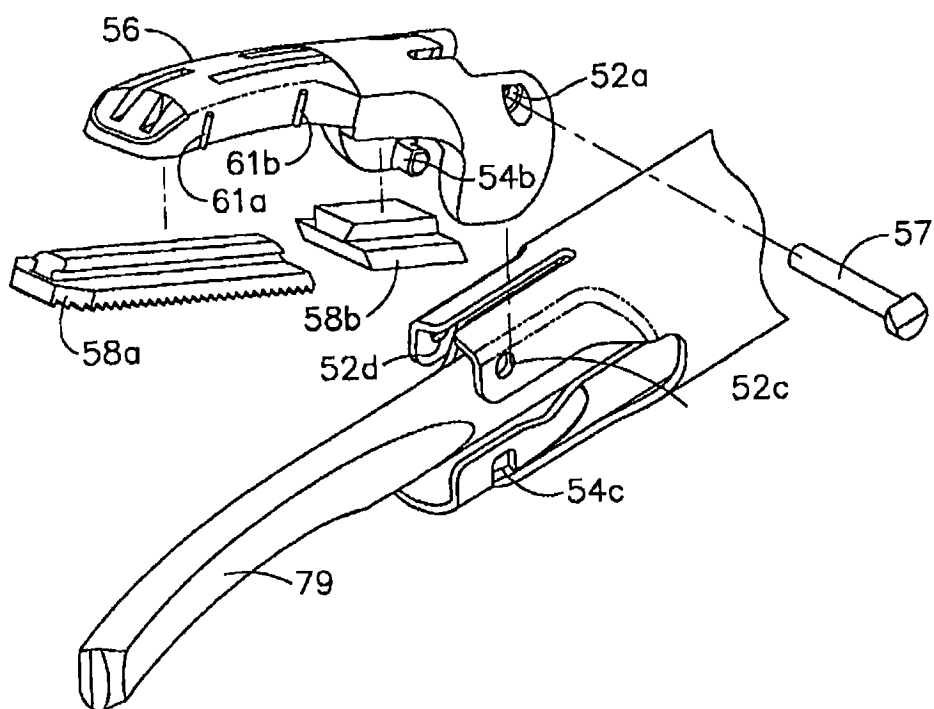


图 4b

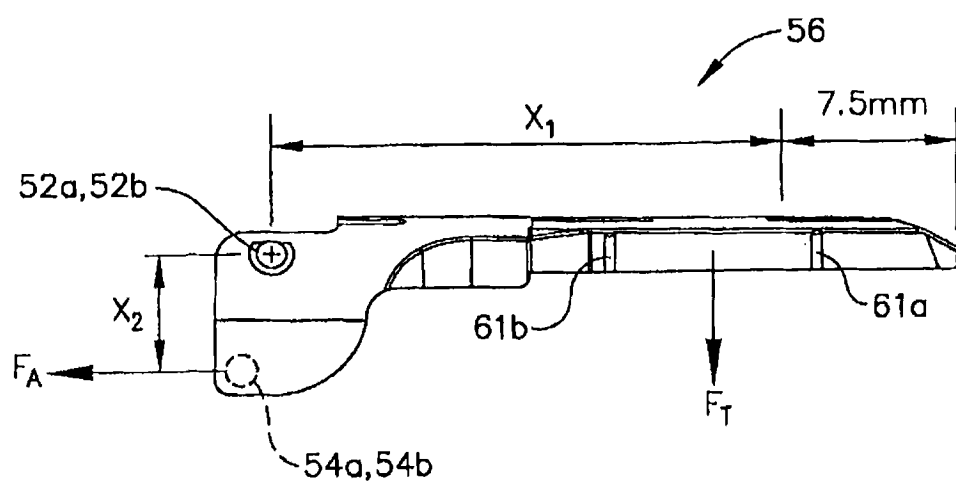


图 4c

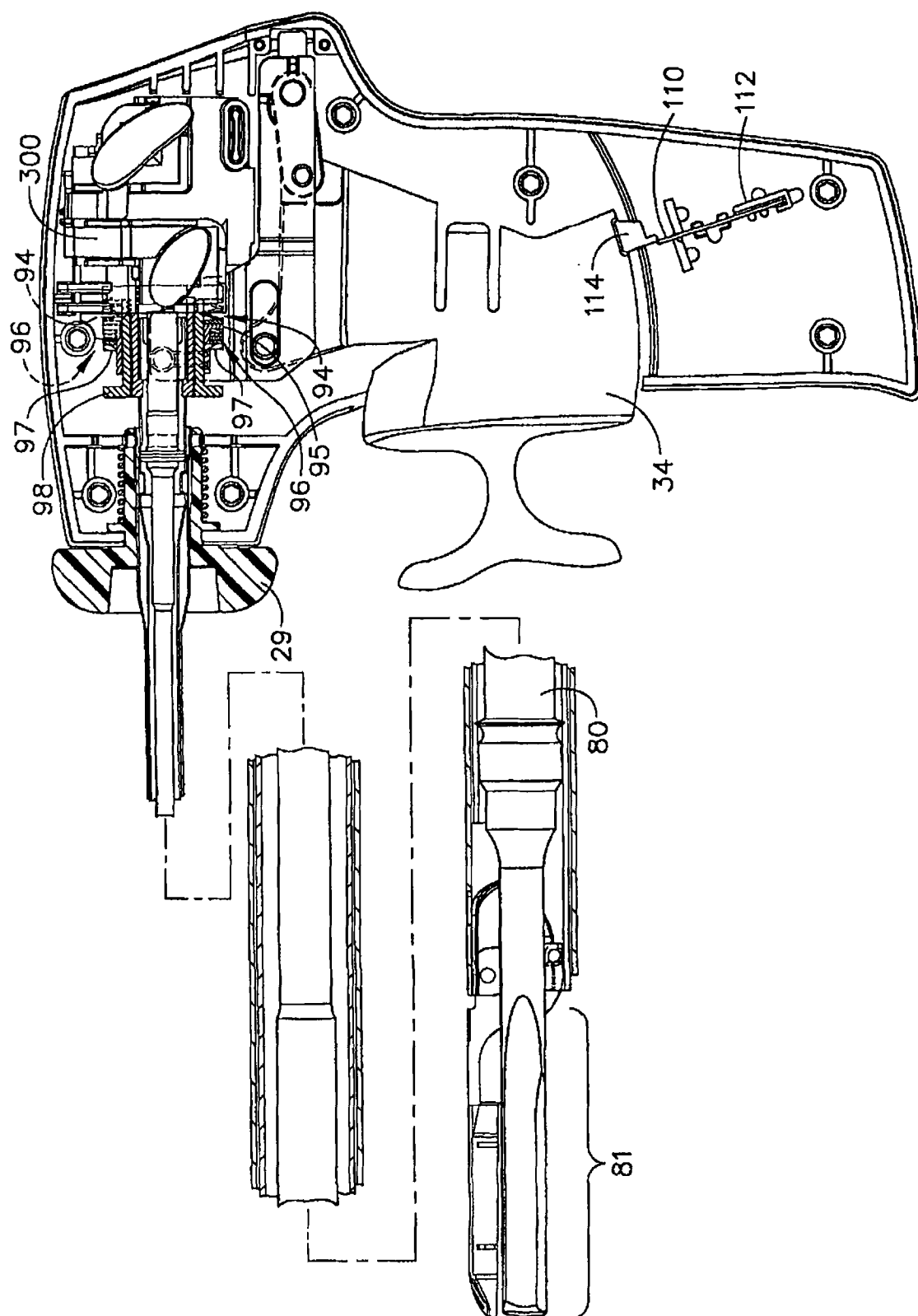


图 5

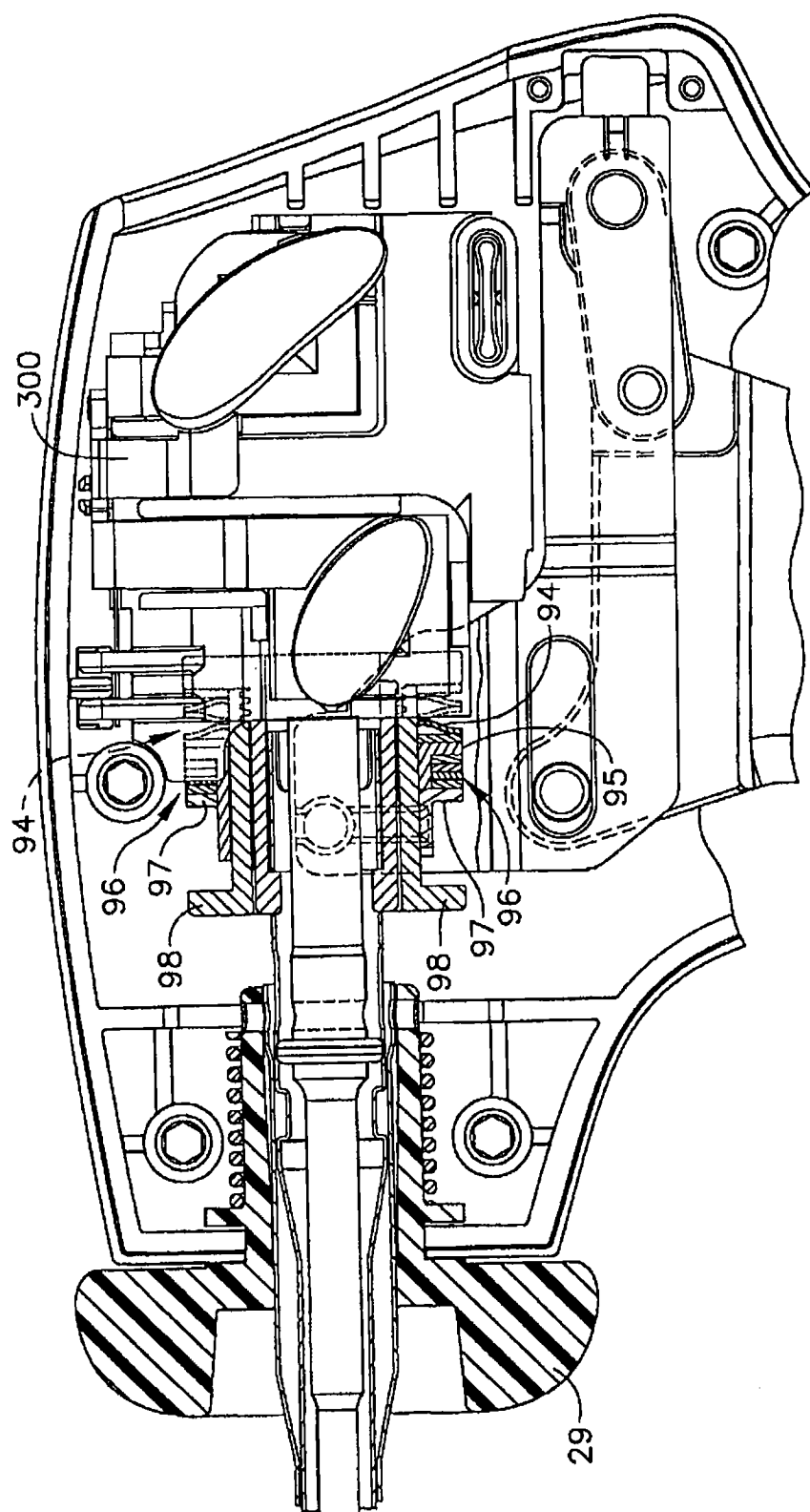


图 6a

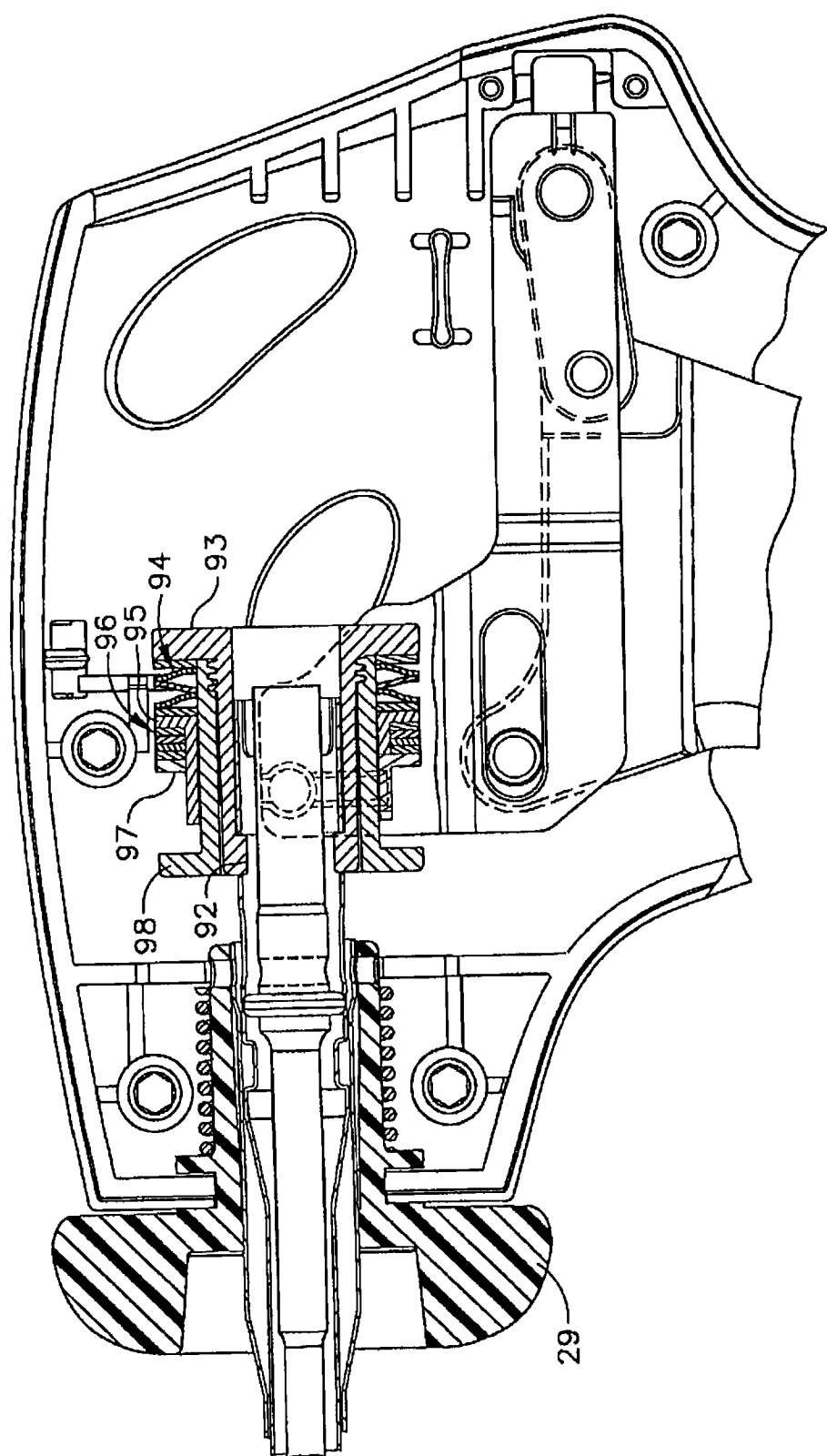


图 6b

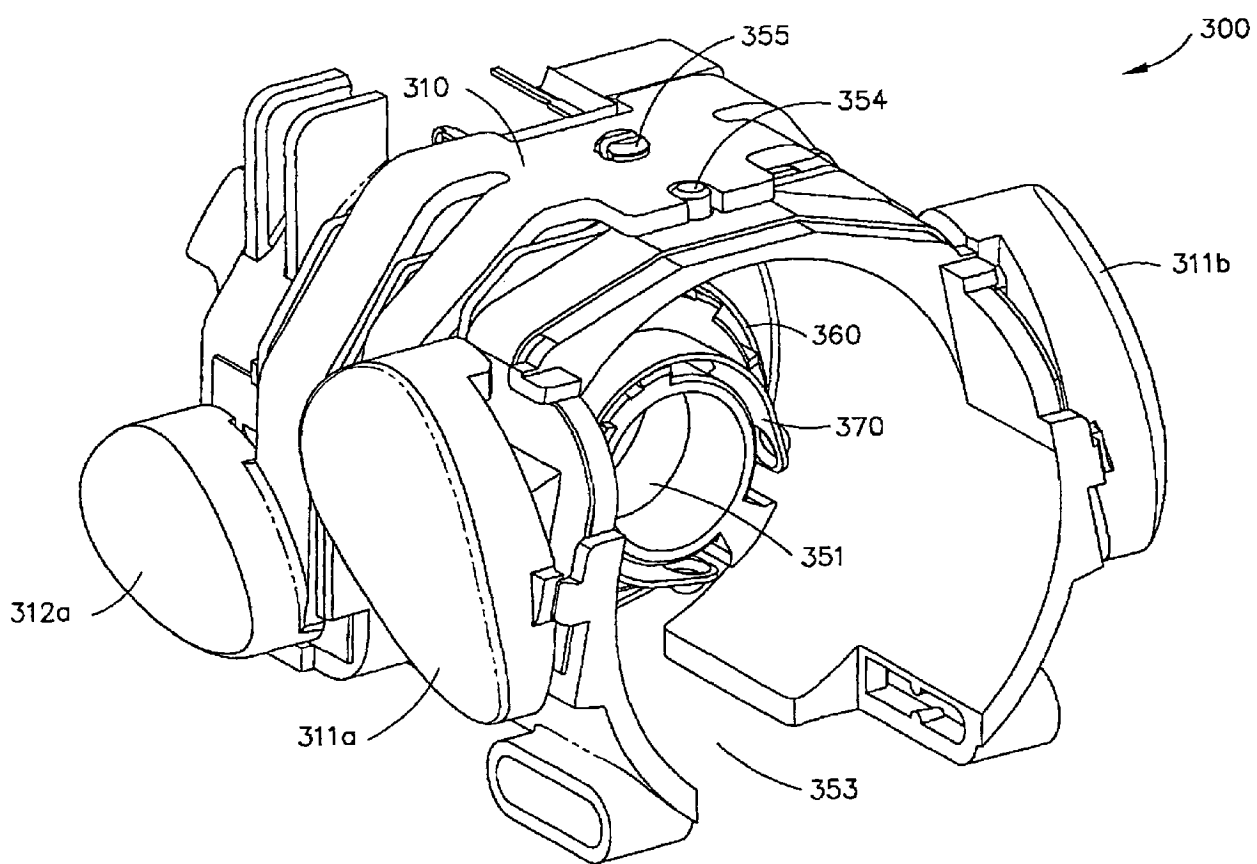


图 7

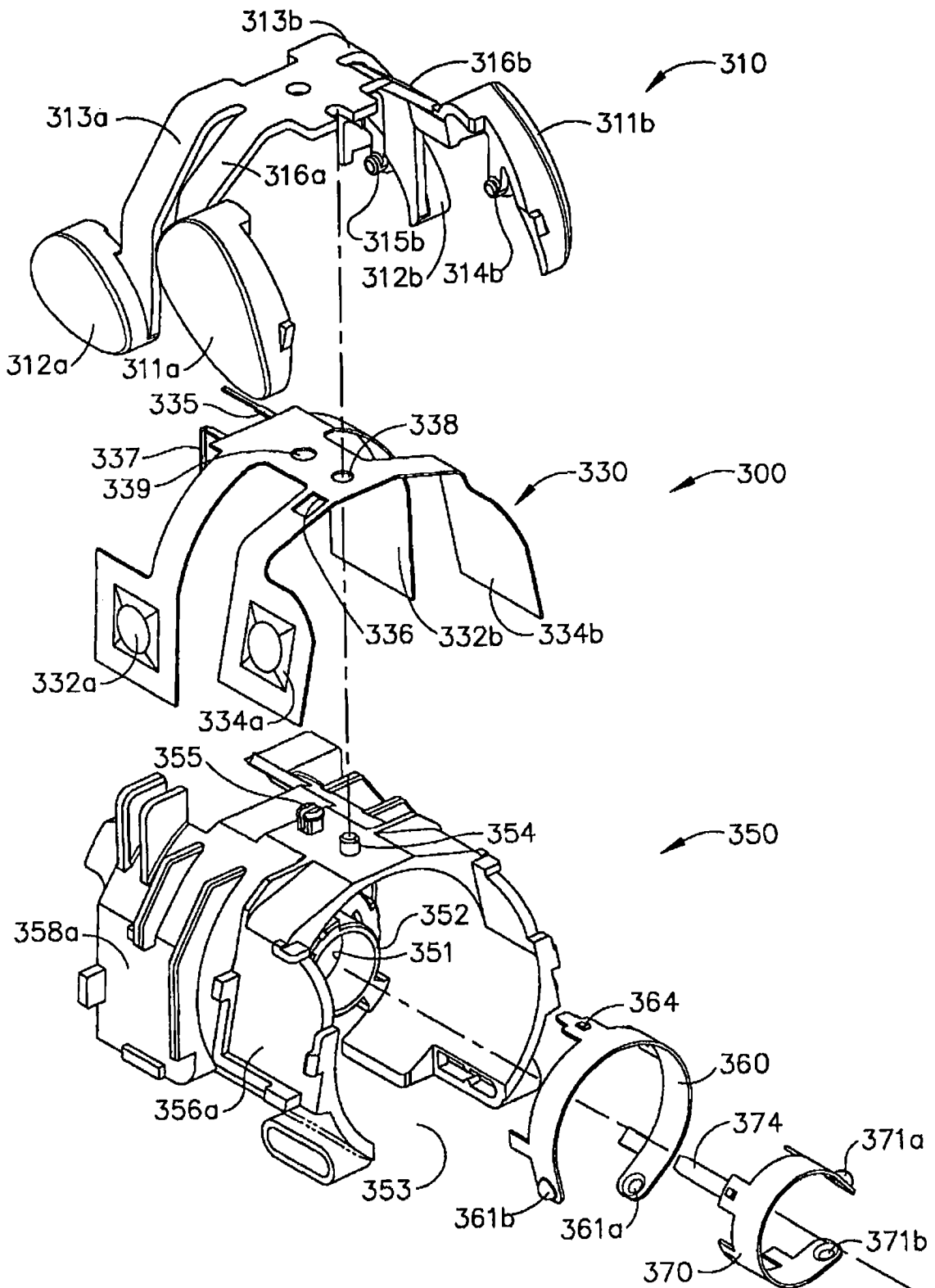


图 8a

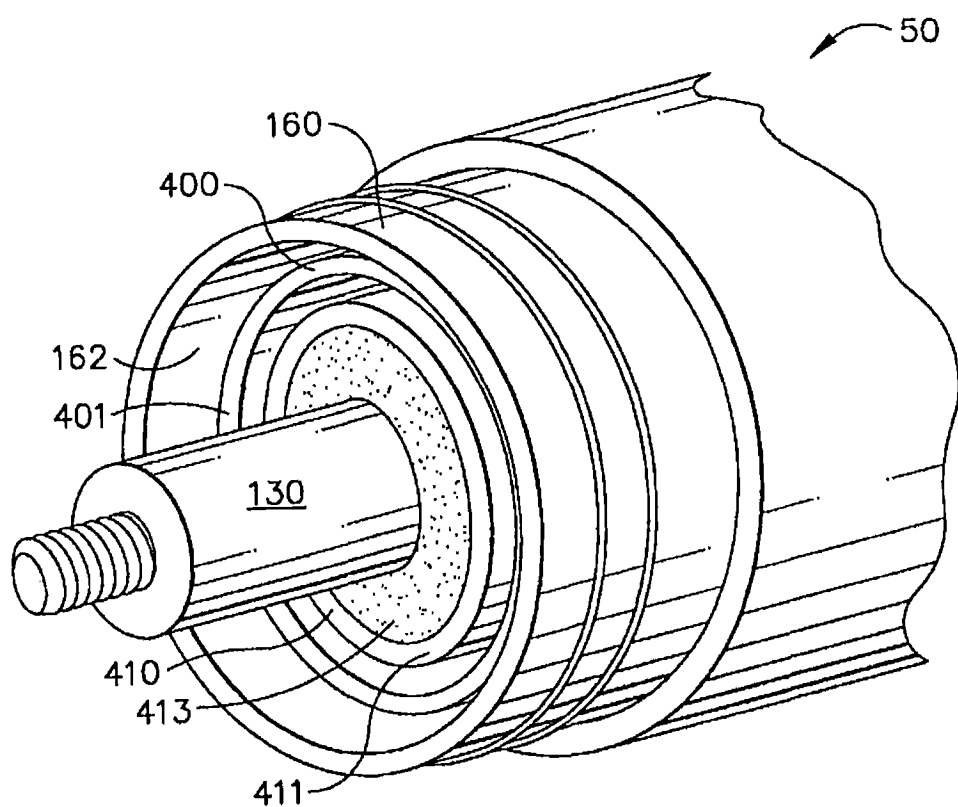


图 8b

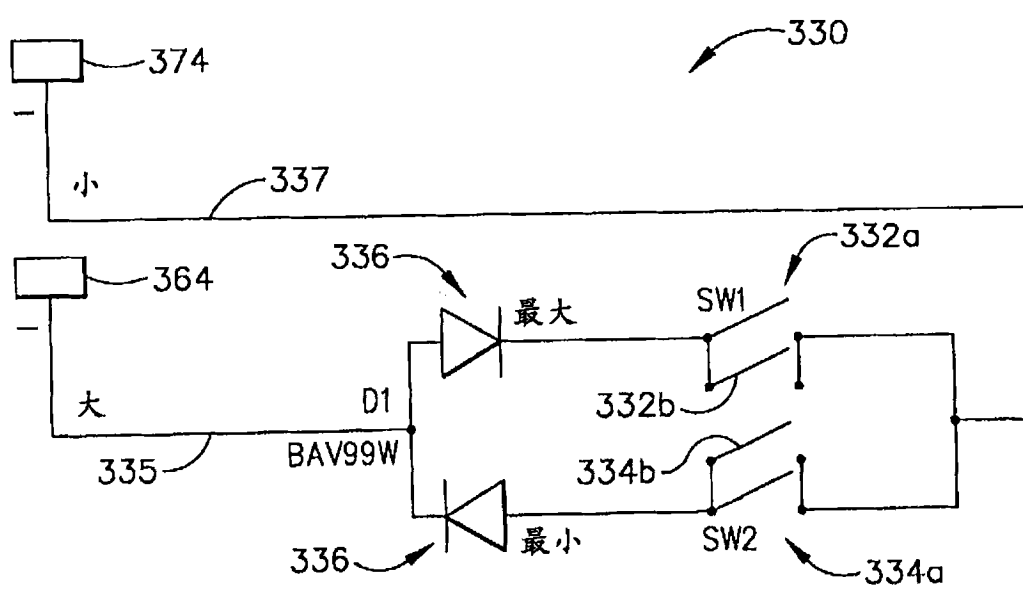


图 8c

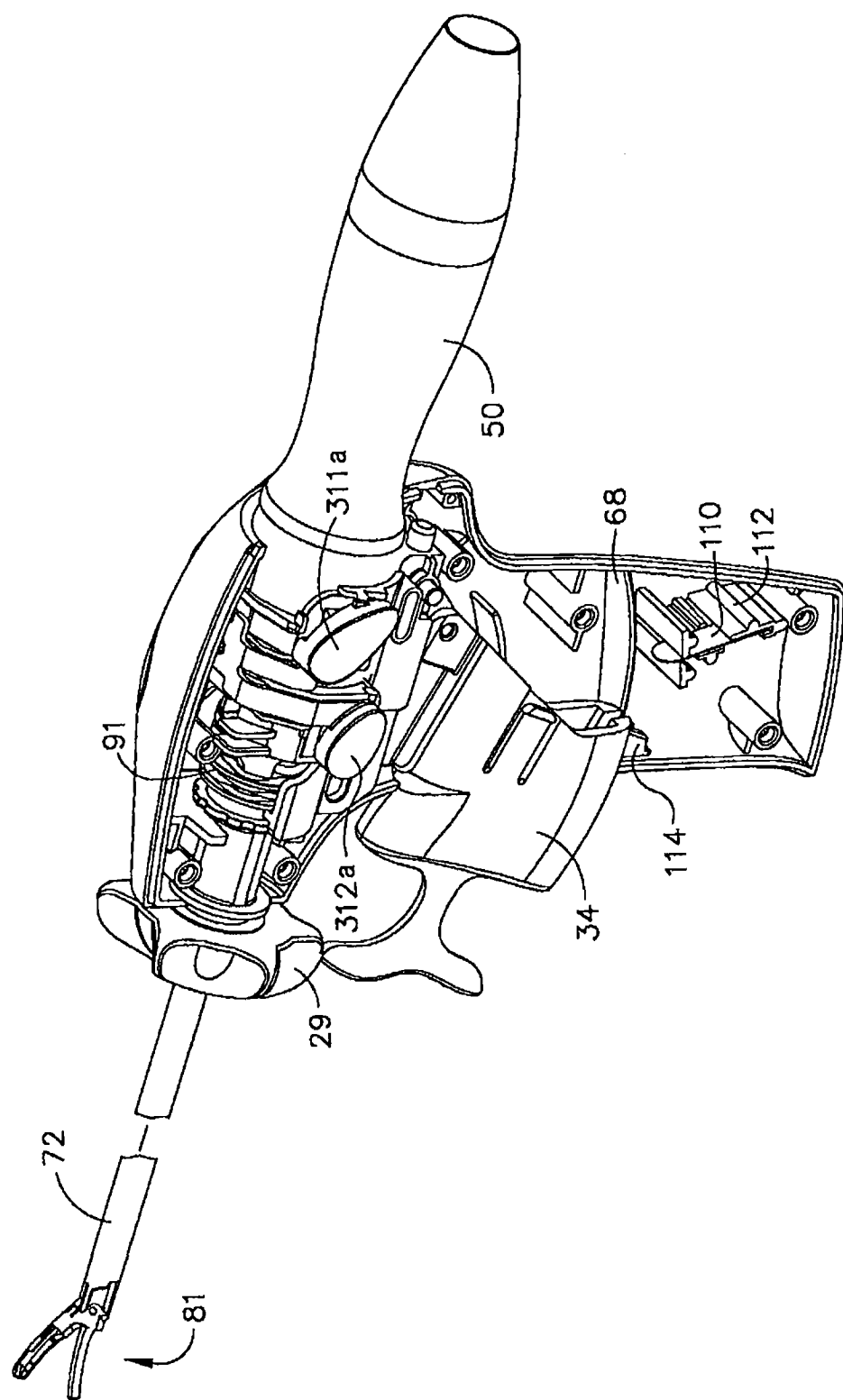


图 9

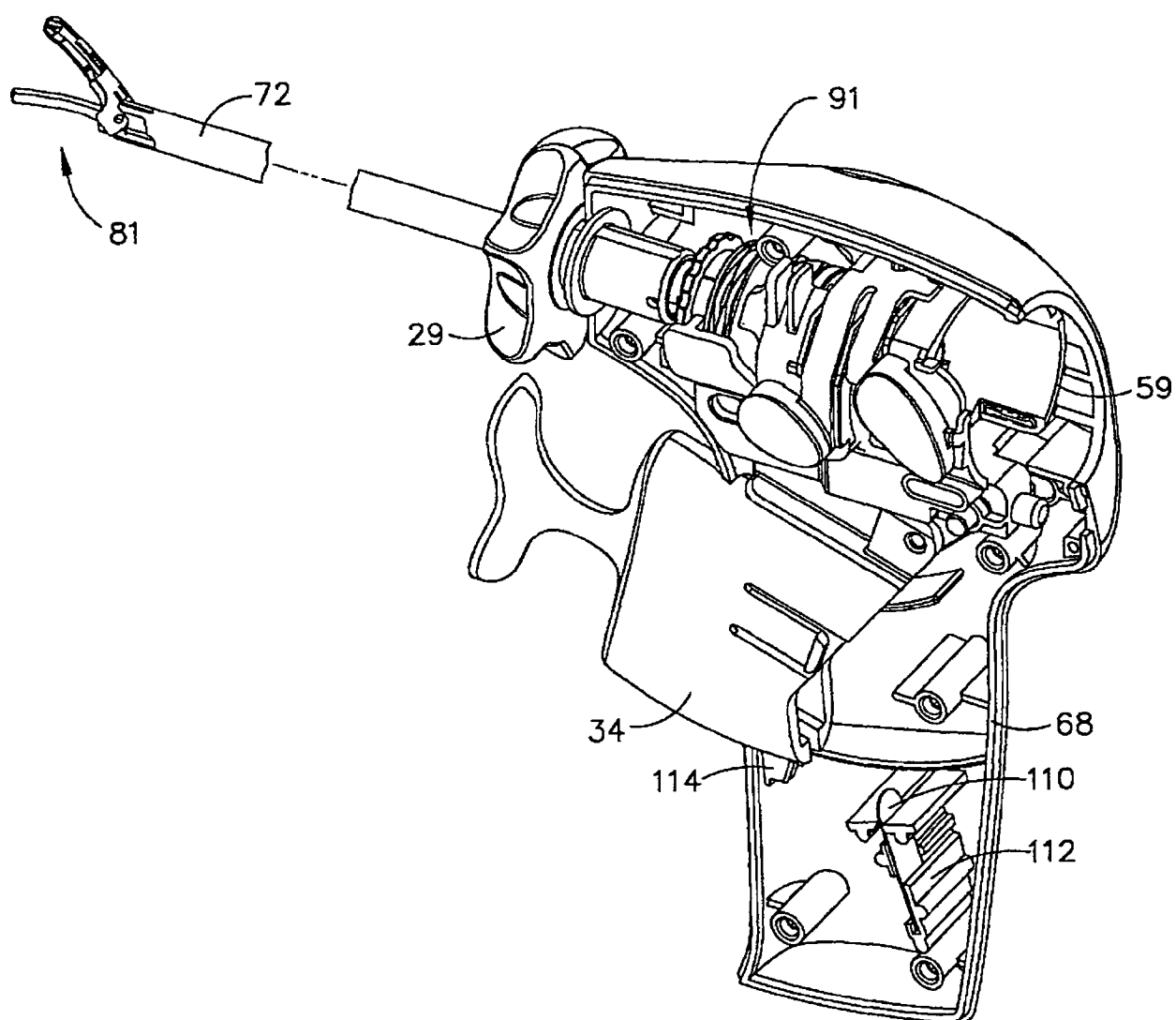


图 10

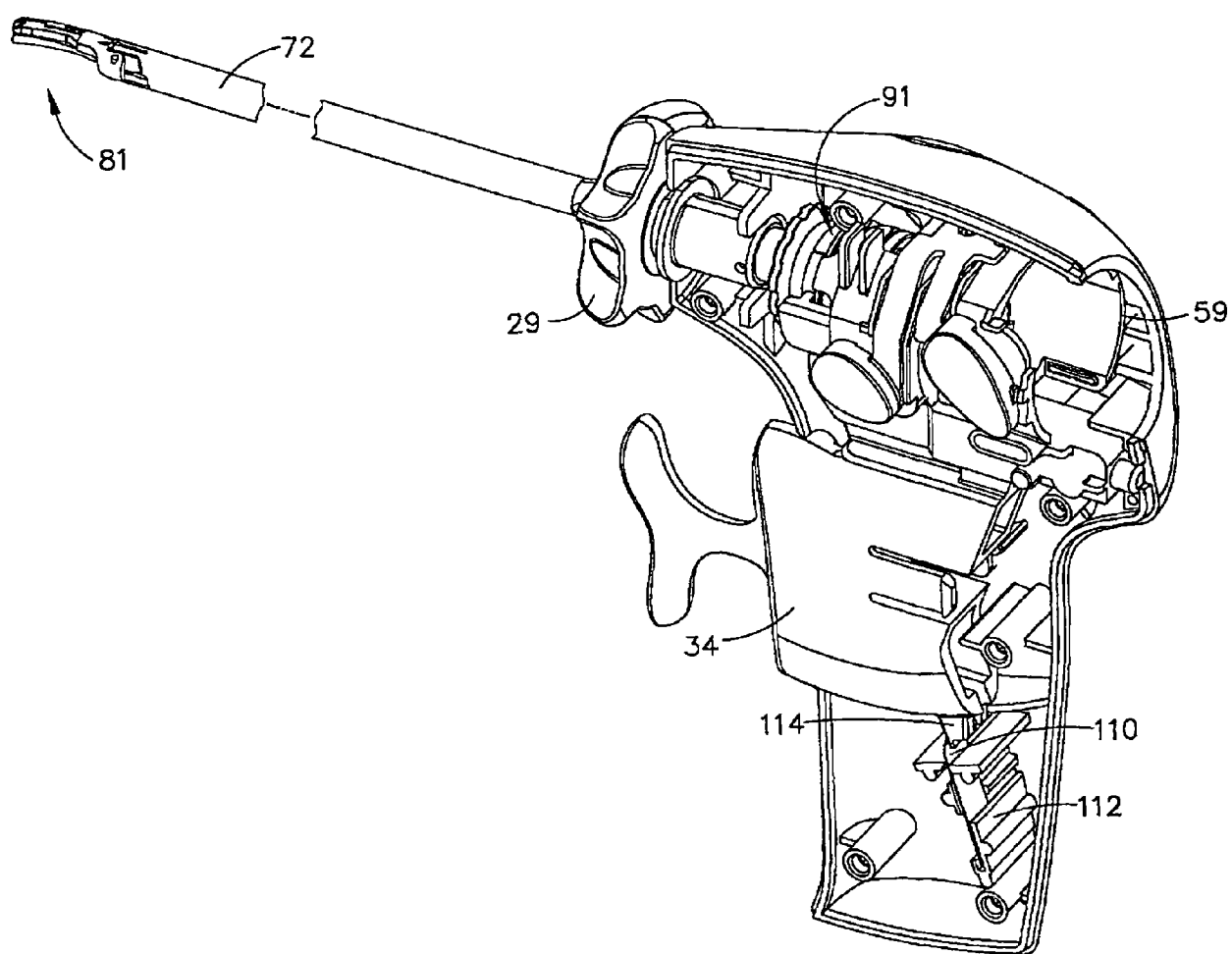


图 11

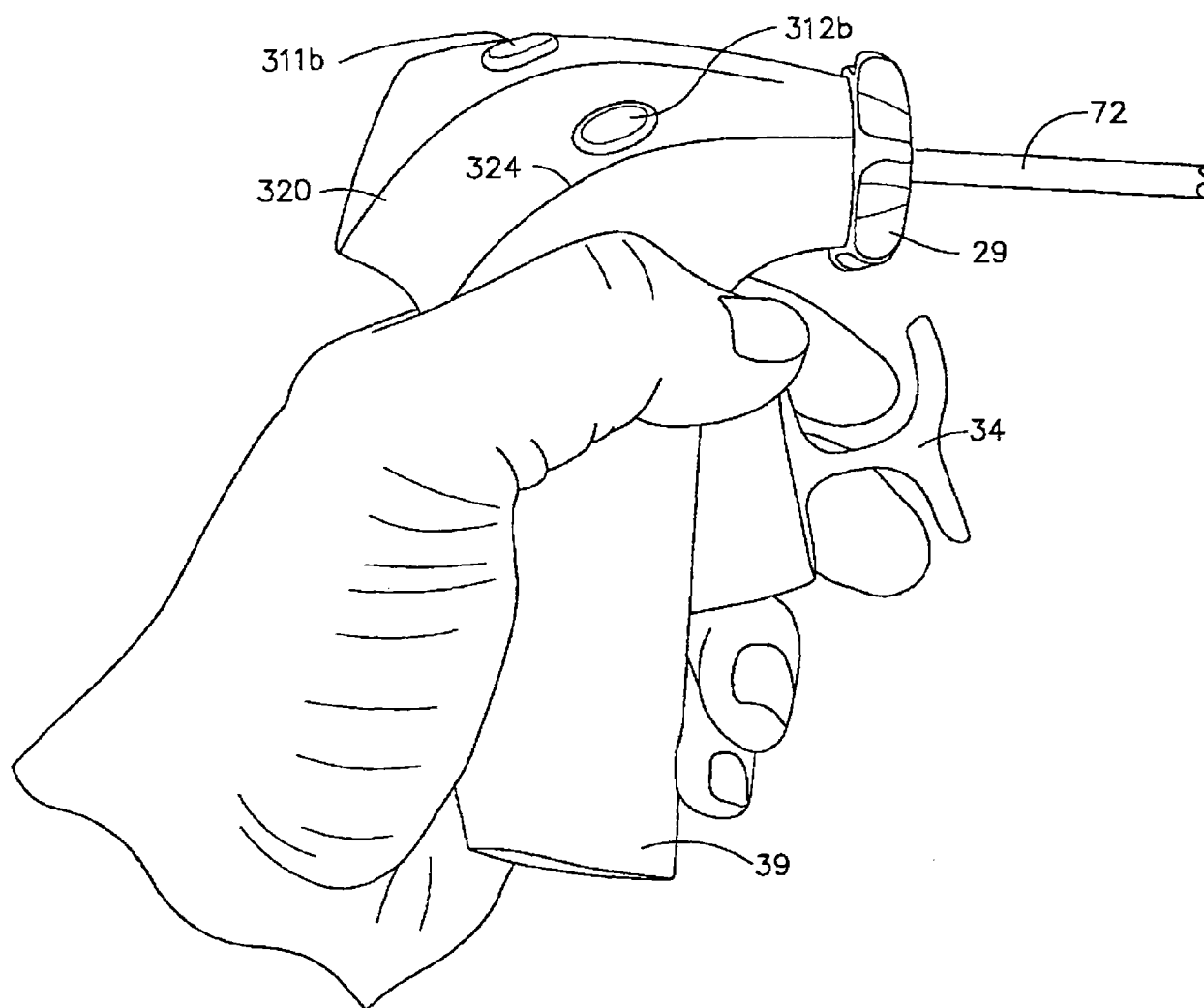


图 12

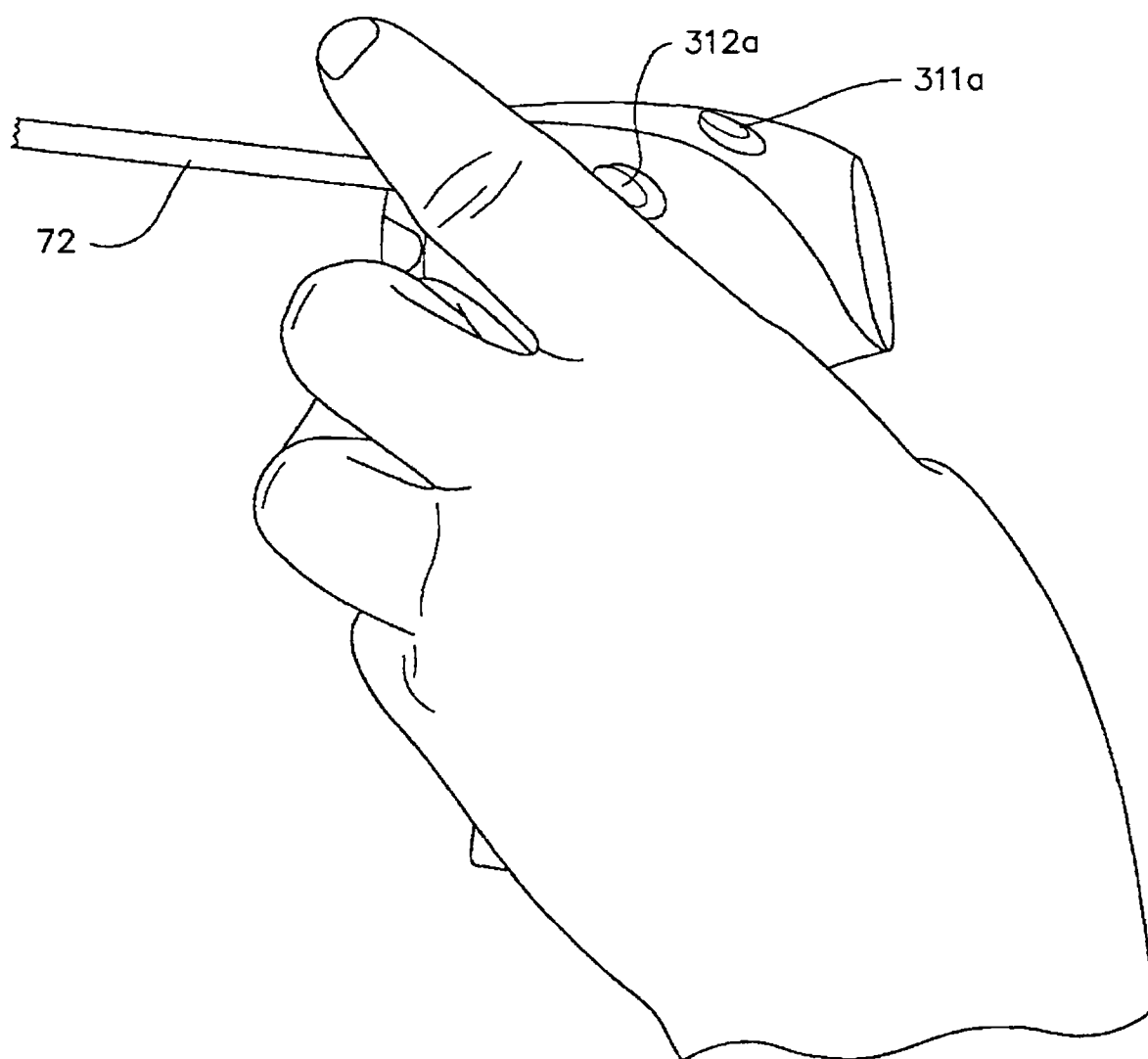


图 13

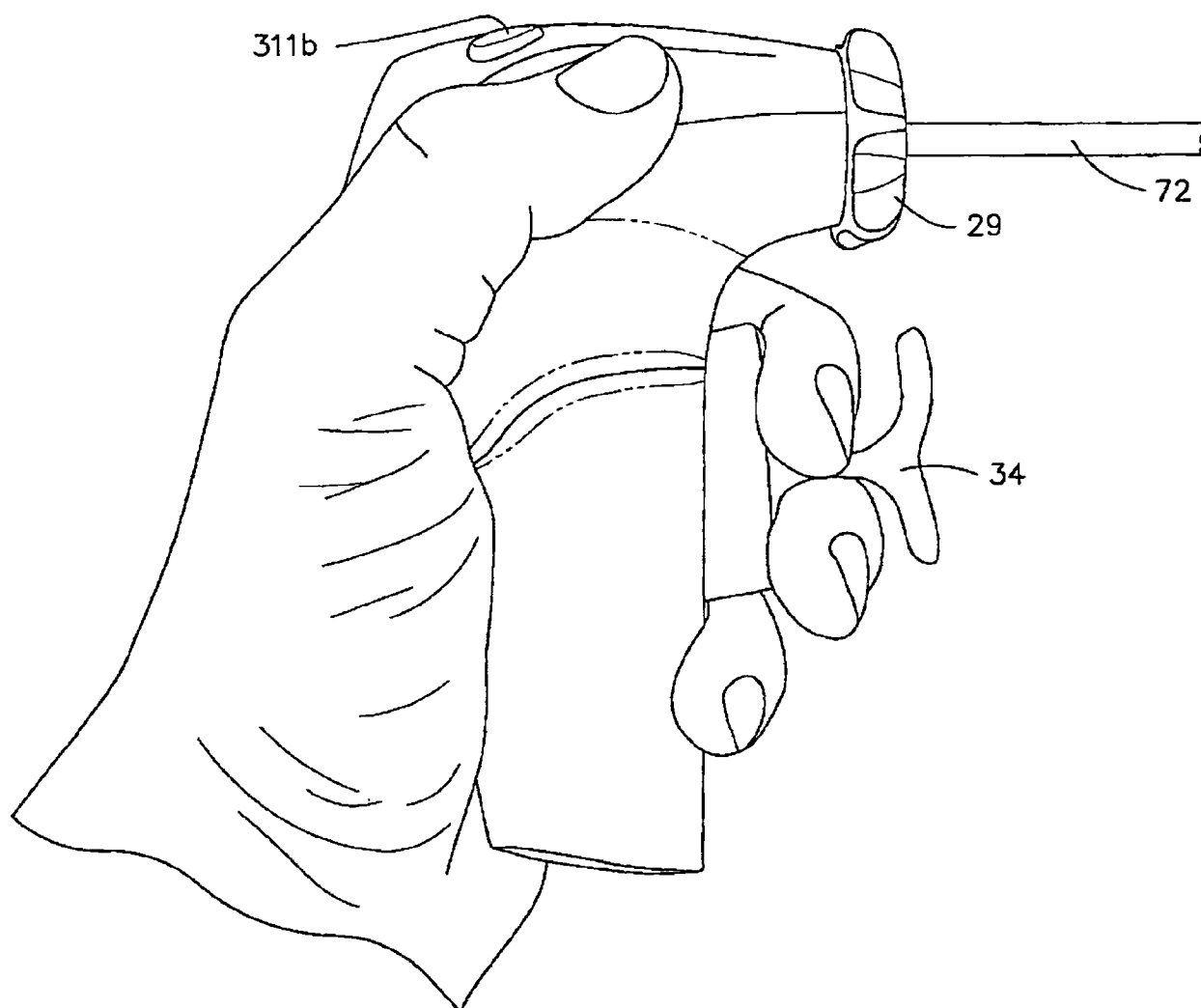


图 14

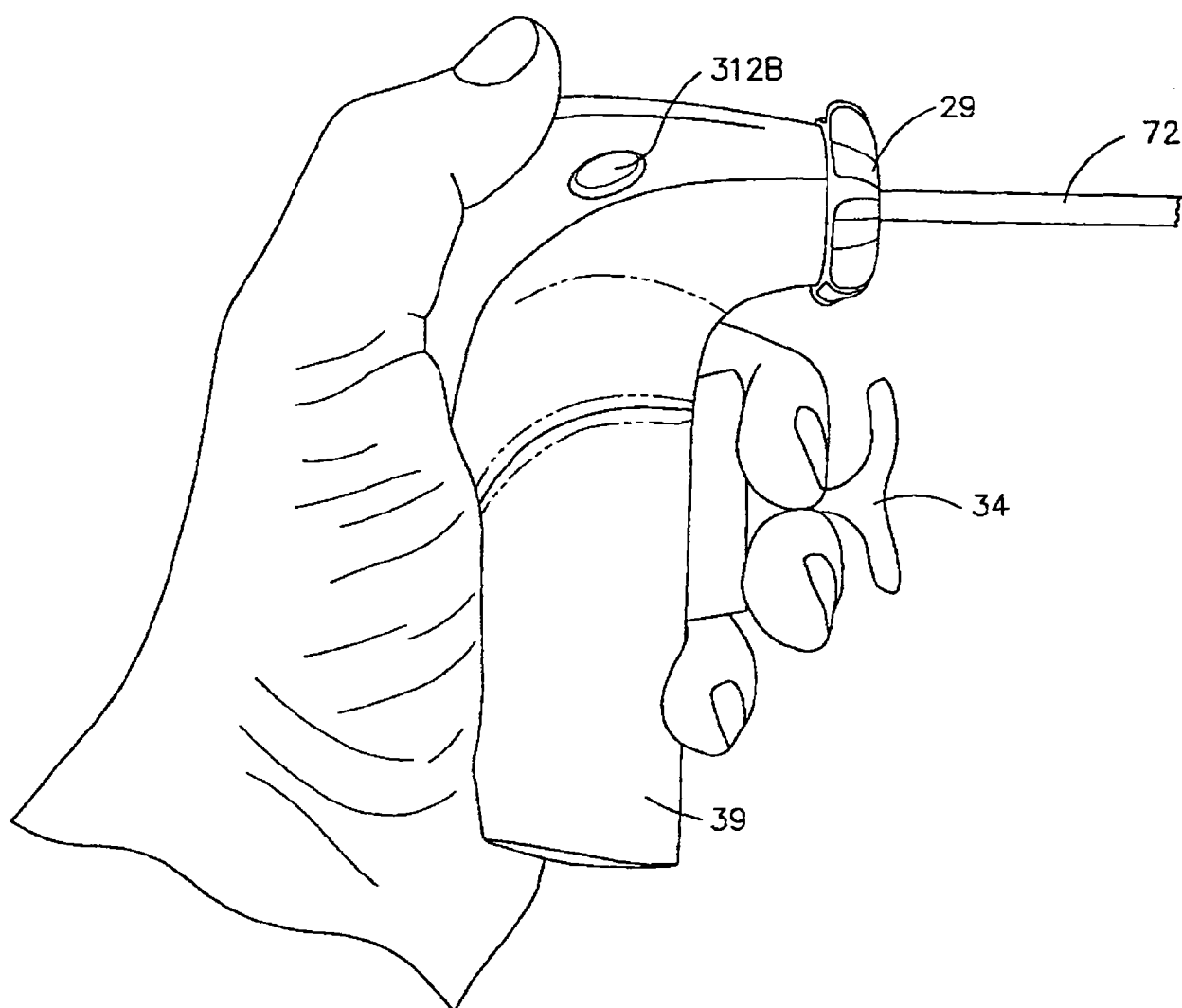


图 15

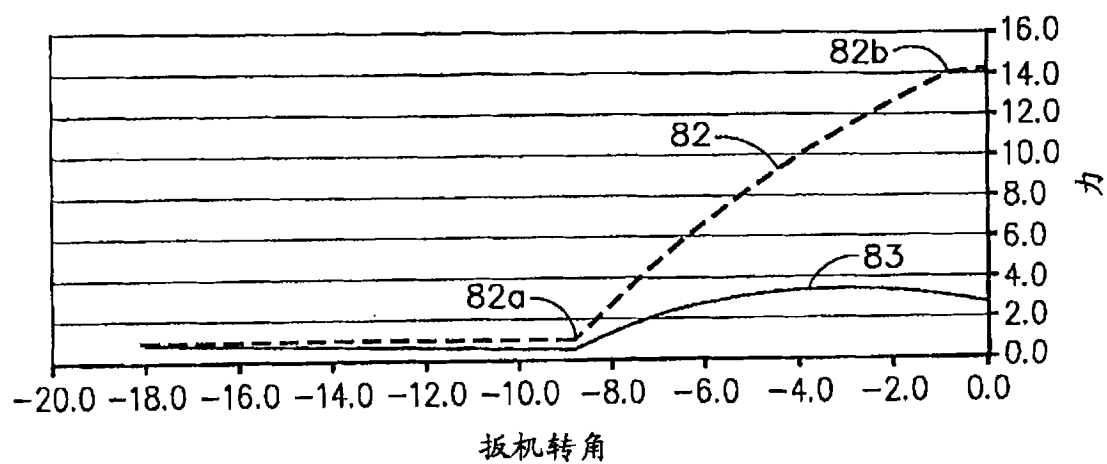


图 16a

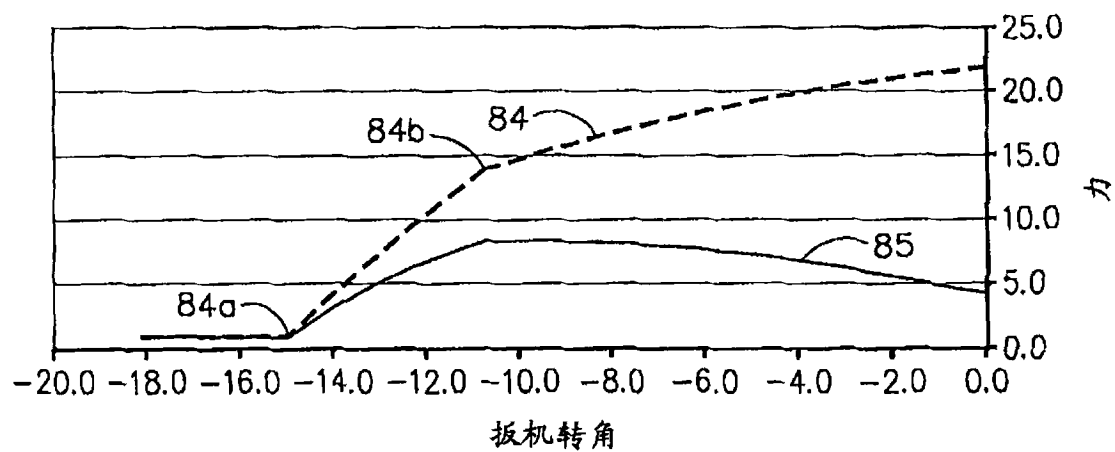


图 16b

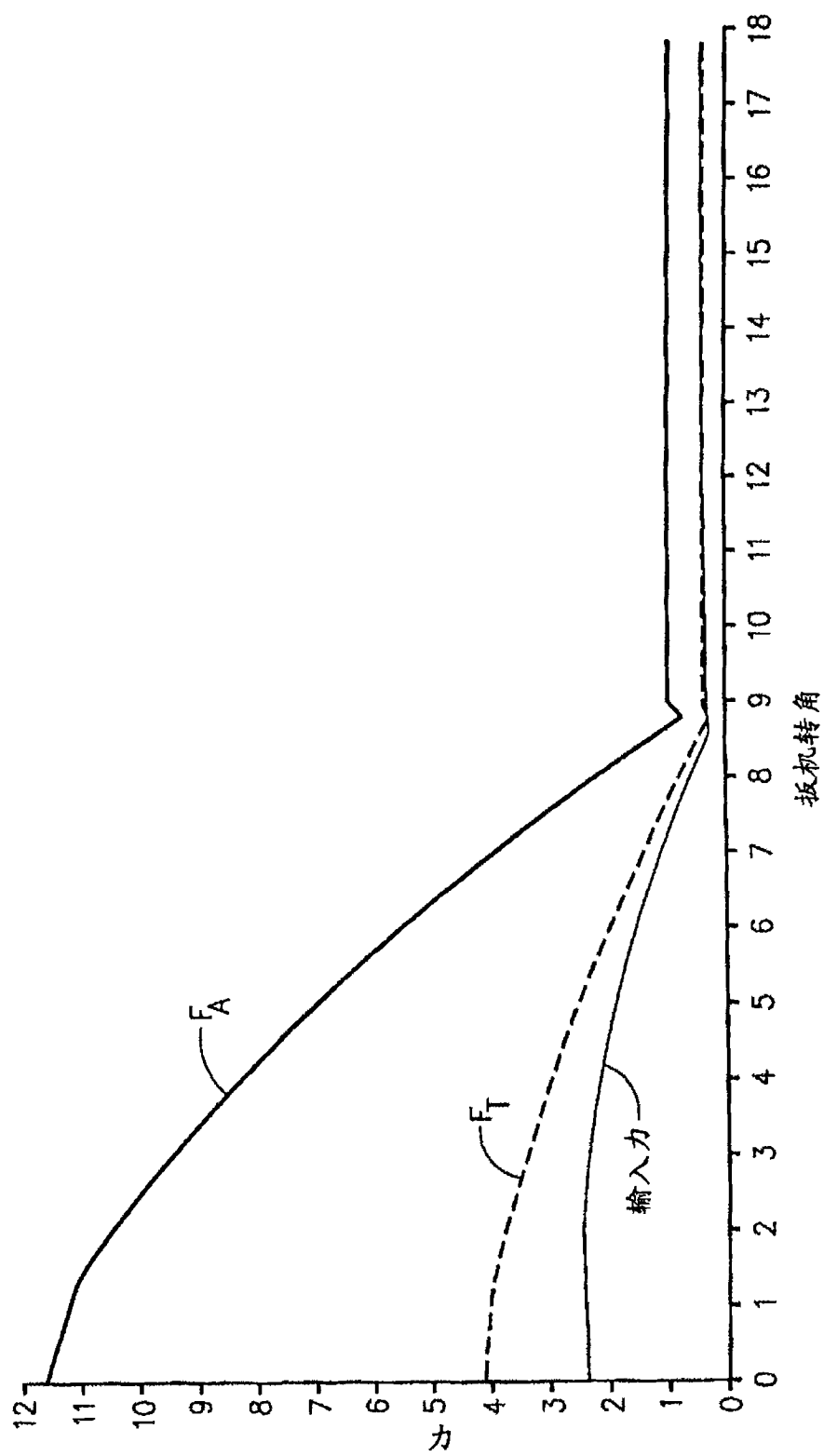


图 16c

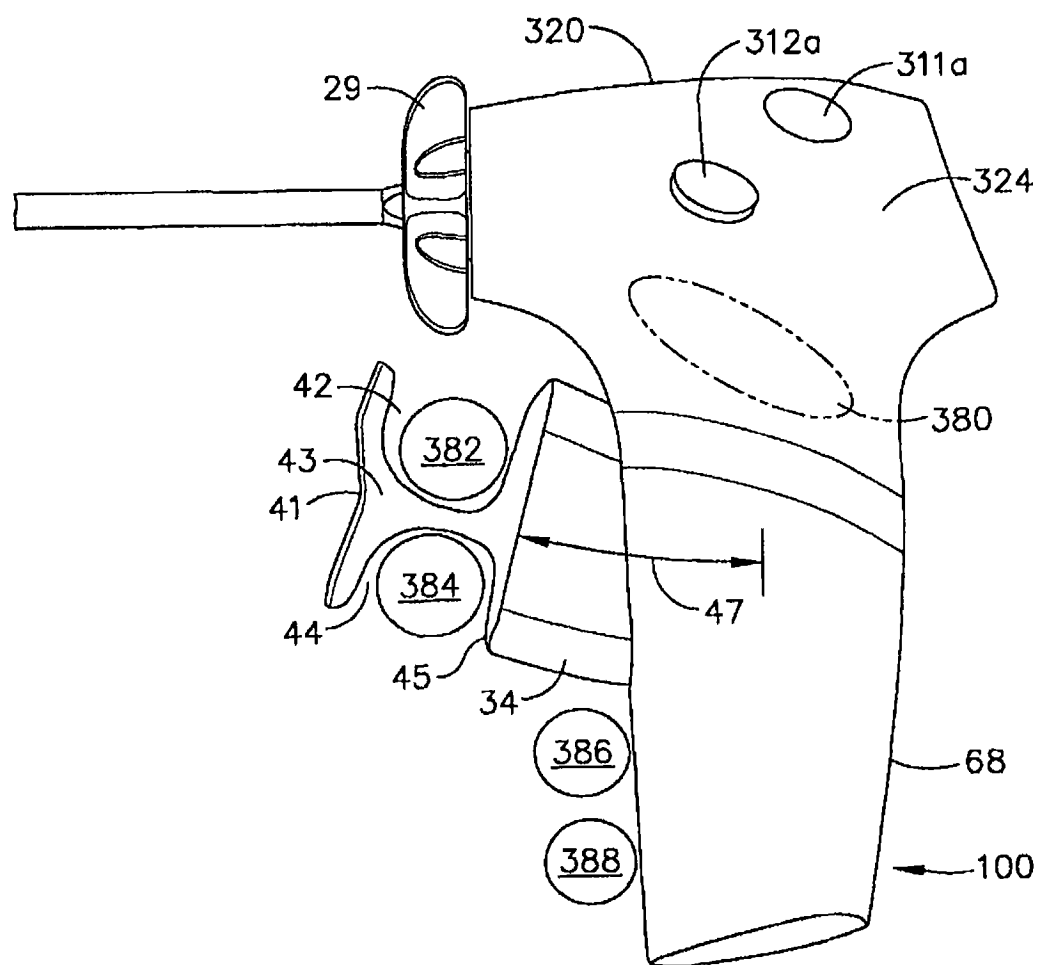


图 17

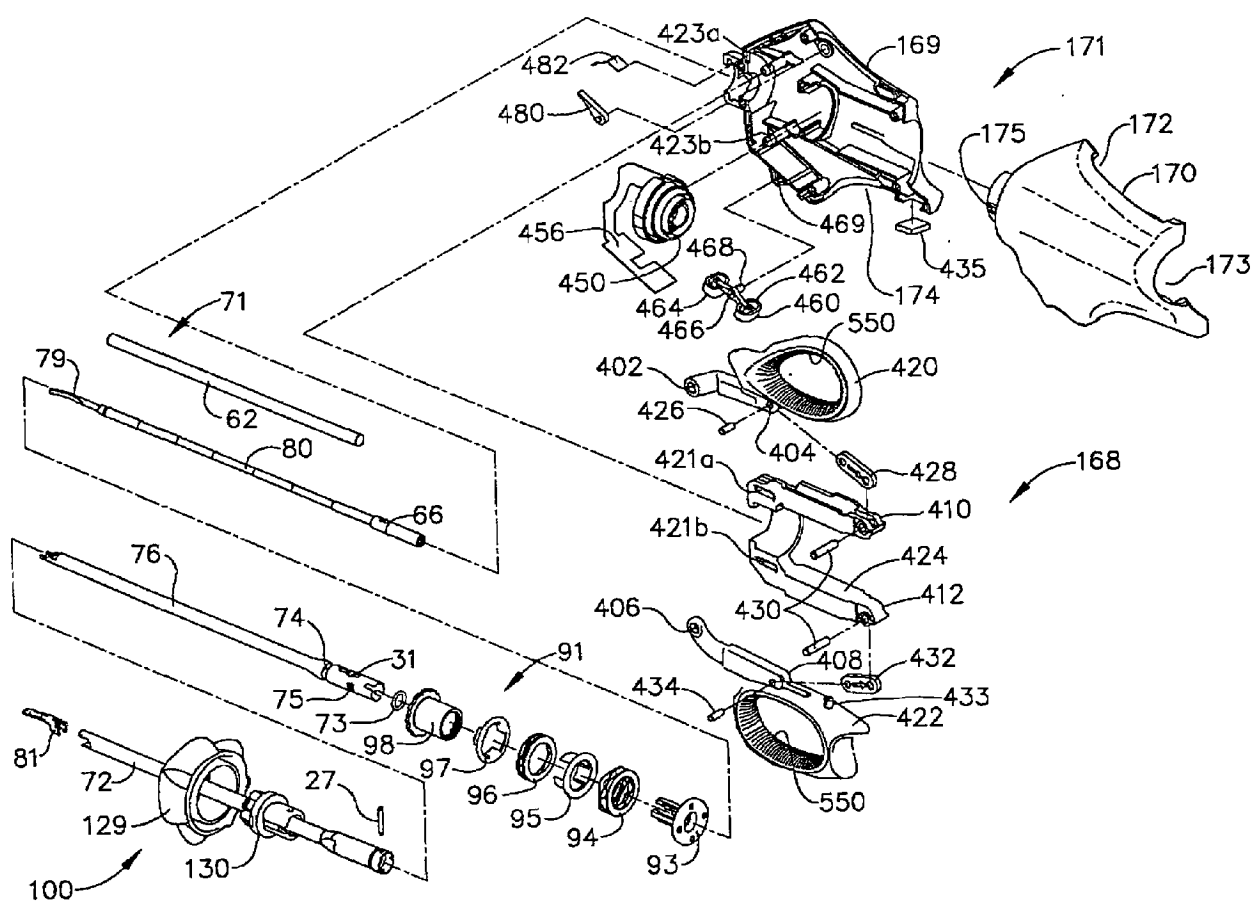


图 18

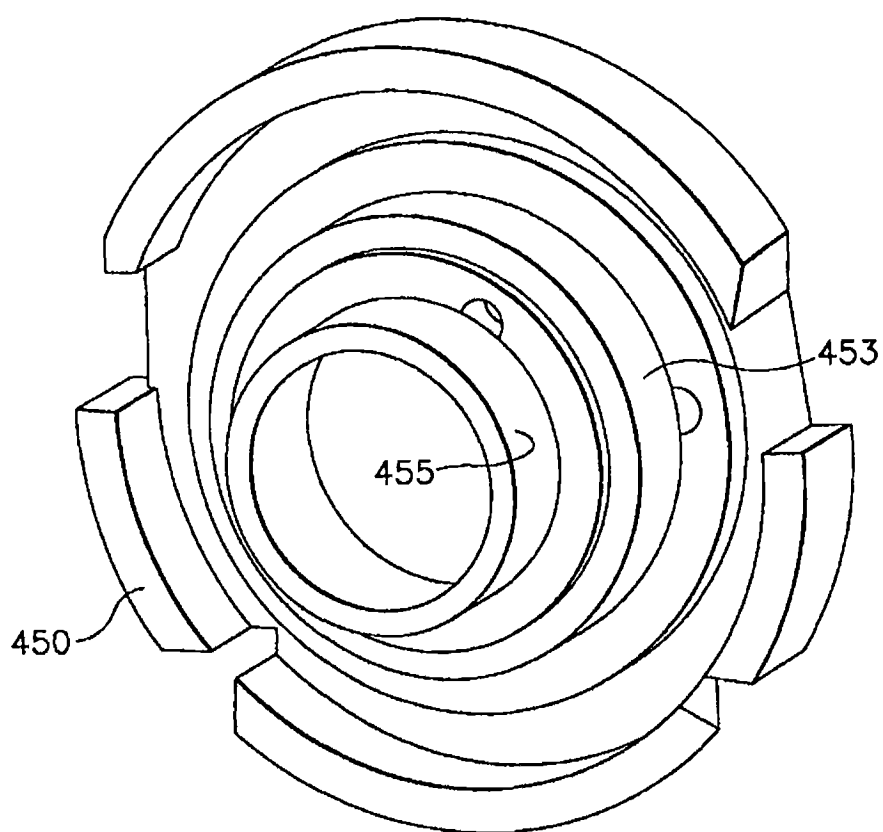


图 19

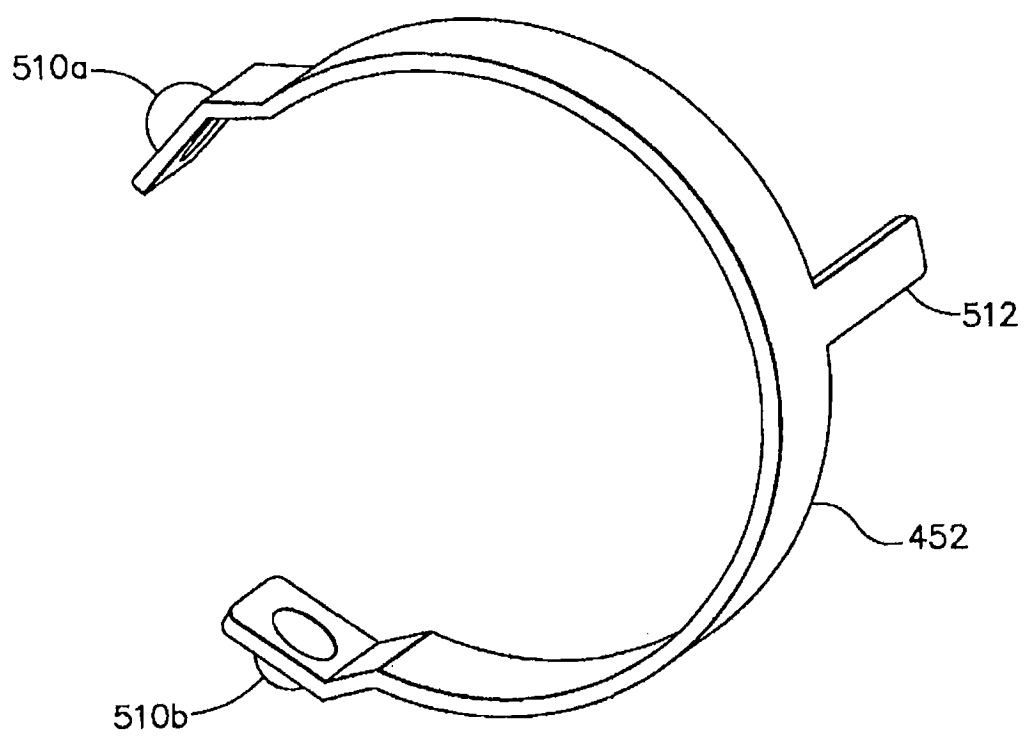


图 20a

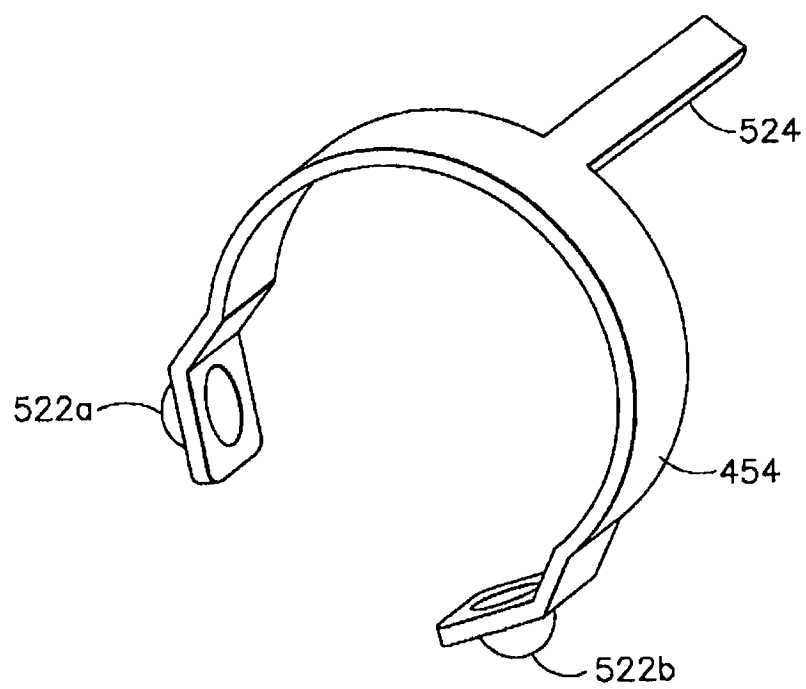


图 20b

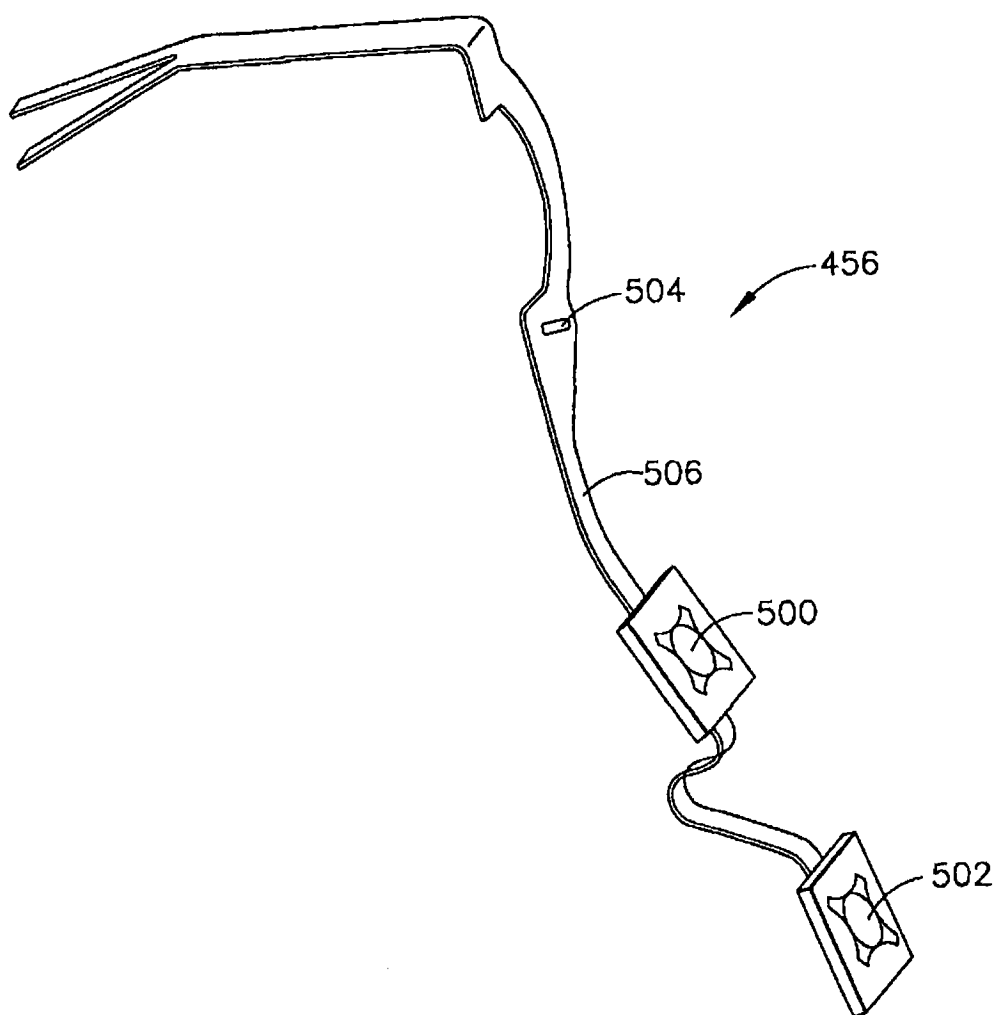


图 21

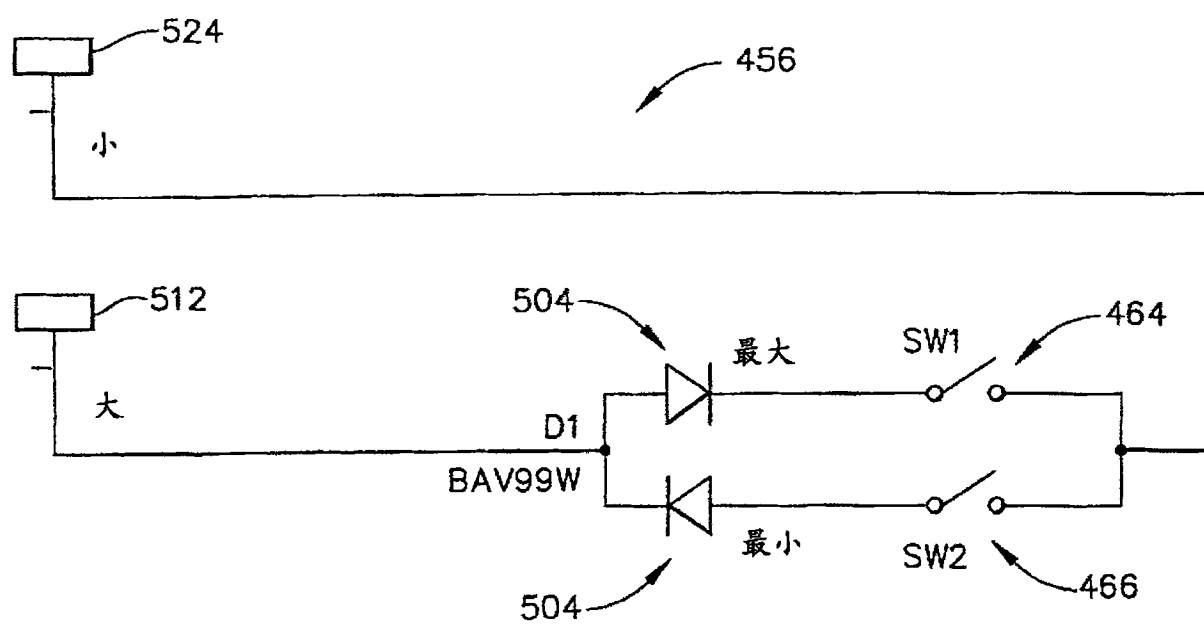


图 22

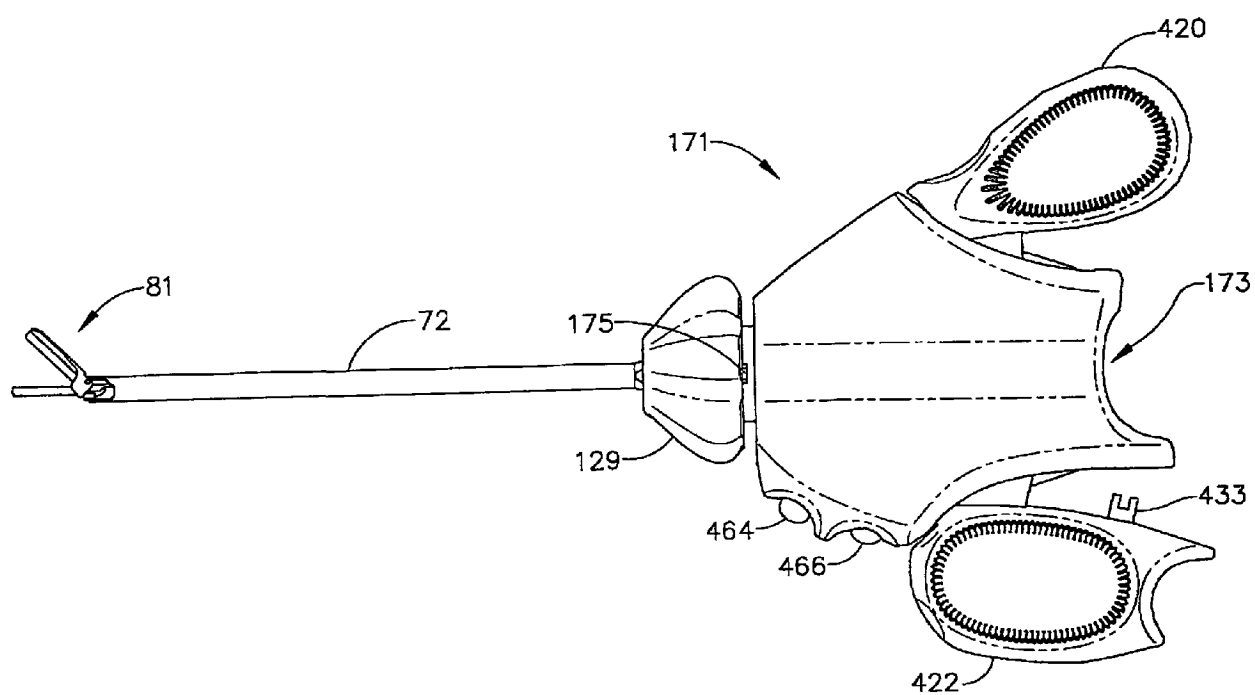


图 23

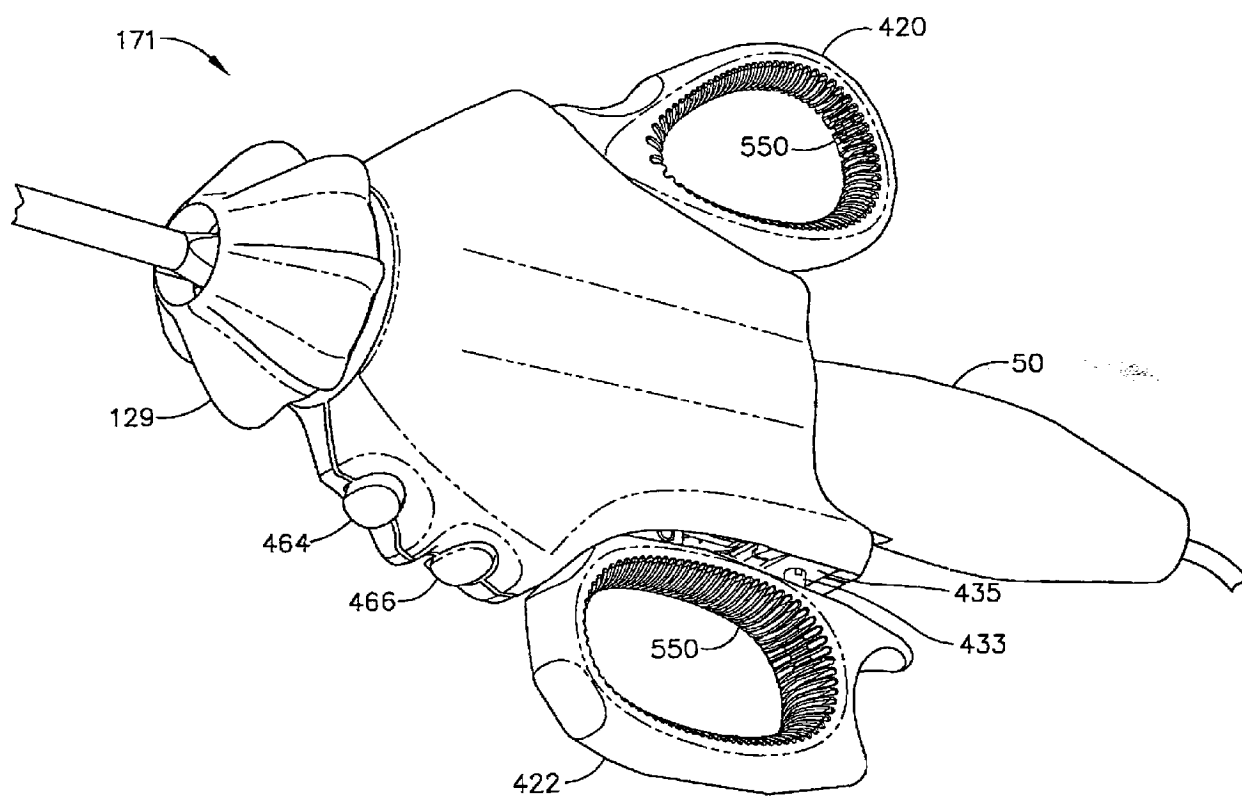


图 24

专利名称(译)	超声外科器械		
公开(公告)号	CN101035482B	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN200580034395.6	申请日	2005-10-07
[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	CN法勒 KM科瓦尔斯基 KL豪泽 MA纽罗尔 SK纽恩费尔特 SN巴顿		
发明人	C·N·法勒 K·M·科瓦尔斯基 K·L·豪泽 M·A·纽罗尔 S·K·纽恩费尔特 S·N·巴顿		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B2017/00424 A61B2017/2911 A61B17/2909 A61B17/320092 A61B2017/2825 A61B2017/00353 A61B2017/2845 A61B2017/320094 A61B2017/320095 Y10T29/49005 Y10T29/49998		
代理人(译)	苏娟		
优先权	60/617427 2004-10-08 US 60/676709 2005-05-02 US		
其他公开文献	CN101035482A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声夹钳凝结器组件(100)，其被构造为在外科手术过程中允许选择性地组织切割、凝结和夹钳。该器械的细长部分可以被构造用于内窥镜应用并且外径小于6mm。该构造包括夹钳机构，夹钳机构包括可枢转地连接在器械远侧部分处的夹钳臂，夹钳臂被特别构造为产生所需水平的组织夹钳力，当扳机完全闭合时该力超过4磅。夹钳机构包括两件式垫的结构、能够实现较高的组织夹钳力的垫材料和有效地消除误用组织力的力限制机构。该组件的特征还在于手致动，其被构造为为医生提供人体工程学的握持和操作。无论用左手还是右手来握持外科器械，手动开关都位于医生拇指的自然摆动范围内。

