



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102470004 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 22

(21) 申请号 201080035158. 2

(22) 申请日 2010. 06. 29

(30) 优先权数据

61/221, 600 2009. 06. 30 US

12/823, 231 2010. 06. 25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 02. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/040451 2010. 06. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/002797 EN 2011. 01. 06

(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 W·D·丹纳尔 B·D·伯特科

K·莫兰 A·O·津曼 M·L·里德

L·A·小庞米尔 R·D·韦弗

J·S·弗雷泽

(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)

(56) 对比文件

US 2009/0099582 A1, 2009. 04. 16, 说明书附图 1, 2.

US 2009/0099582 A1, 2009. 04. 16, 说明书附图 1, 2.

US 672050, 1901. 04. 16, 附图 2 和 3.

US 2004/0193199 A1, 2004. 09. 30, 全文.

审查员 李澍歆

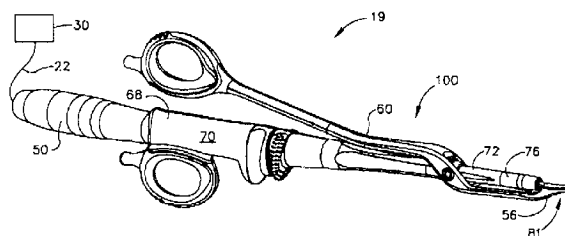
权利要求书1页 说明书9页 附图26页

(54) 发明名称

用于切割和凝固的超声装置

(57) 摘要

本发明涉及超声夹紧凝固器组件, 该超声夹紧凝固器组件被构造用于进行细小和精密手术操作中所需的选择性切割、凝固和细小解剖。所述组件包括夹紧机构, 所述夹紧机构包括夹持臂, 使用滚珠支承件组件将所述夹持臂可枢转地安装在所述器械的所述远侧部分, 所述夹持臂被特别构造用于产生所需的组织夹持力水平。



1. 一种超声外科器械,其包括:

外壳;

外部管,其具有连接到所述外壳的近端,所述外部管限定纵向轴线、定位在所述纵向轴线一侧的第一沟槽和定位在相对于第一沟槽处于所述纵向轴线的相对侧的第二沟槽;

超声波导,其设置在所述外部管内,具有近端、远端和设置在所述波导的远端处的超声致动刀片;

致动杠杆,其用于操作位于所述致动杠杆的远端处的夹持垫片,所述致动杠杆包括第一孔和第二孔并且可操作地接合所述外部管,使得所述第一孔和第二孔与相应的所述第一沟槽和第二沟槽形成叠置的关系;以及

第一盖,其用于密封所述第一孔,

其中,至少一个滚珠支承件定位在所述第一沟槽和第二沟槽内并且所述致动杠杆相对于所述外部管的运动使夹持垫片相对于所述刀片定位在打开位置和夹持位置之间。

2. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述第一盖包括凹槽,所述凹槽至少部分地与所述第一沟槽形成叠置的关系。

3. 根据权利要求1所述的超声外科器械,其中所述第一盖包括至少一个支承柱,所述支承柱与所述第一沟槽形成叠置的关系。

4. 根据权利要求1所述的超声外科器械,还包括致偏元件。

5. 根据权利要求4所述的超声外科器械,其中所述致偏元件设置在所述第一盖上。

6. 根据权利要求4所述的超声外科器械,其中所述致偏元件设置在所述第一孔内。

7. 根据权利要求6所述的超声外科器械,其中所述致偏元件是弹簧。

8. 一种超声外科器械,其包括:

外壳;

外部管,其具有连接到所述外壳的近端,所述外部管限定纵向轴线和沿着纵向轴线成相对关系的第一沟槽和第二沟槽;

至少一个滚珠支承件,其设置在所述第一沟槽和所述第二沟槽内;

超声波导,其设置在所述外部管内,具有近端、远端和设置在所述波导的远端处的超声致动刀片;

致动杠杆,其用于操作位于所述致动杠杆的远端处的夹持垫片并且包括第一孔和第二孔,并且所述致动杠杆可操作地接合所述外部管,使得所述第一孔与所述第一沟槽形成叠置的关系并且所述第二孔与所述第二沟槽形成叠置的关系;

第一盖,其用于密封所述第一孔;以及

第二盖,其用于密封所述第二孔,

其中,所述致动杠杆相对于所述外部管的运动使夹持垫片相对于所述刀片定位在打开位置和夹持位置之间。

用于切割和凝固的超声装置

[0001] 相关专利申请的引用

[0002] 本专利申请要求 2009 年 6 月 30 日提交的美国临时专利申请 No. 61/221,600 的优先权权益。

技术领域

[0003] 本发明整体涉及超声外科系统,更具体来讲,涉及超声装置,该超声装置被最佳化为允许外科医生执行在精密的外科手术(如,在内部体腔内深部进行的腋窝淋巴结清扫或手术)中所需的切割、凝固和细小的解剖。

背景技术

[0004] 超声外科器械凭这种器械独特的性能特性而在外科手术中日益得到广泛的应用。根据具体器械构型和操作参数,超声外科器械可通过凝结提供基本上同时的组织切割和止血,从而有利地将患者创伤最小化。切割动作通常通过在器械远端处的端部操纵装置来完成,该端部操纵装置将超声能量传输到接触端部操纵装置的组织。具有这一性质的超声器械可以被构造用于开放性外科用途、腹腔镜检查的或内窥镜检查的手术操作,包括机器人辅助操作。

[0005] 已开发出包括夹具机构的超声外科器械,以将组织压在端部操纵装置的刀片上,以便将超声能量耦合到患者的组织。这种装置(有时被称作凝固器钳剪或超声切断器)在美国专利 No. 5,322,055、No. 5,873,873 和 No. 6,325,811 中有所公开。外科医生启动夹持臂,通过挤压手把或柄部,将夹持垫片压向刀片。这种装置公开了用于启动夹持臂的“管中管”构造。钳子型器械的挑战在于,如何使夹持垫片紧贴刀片枢转。超声波导独特的物理特性提供了机械上的挑战,即,限制枢轴销可能所处的位置和枢轴销会如何以真实情况下医疗手术可行的这种设计与超声波导接合。因此,需要克服当前器械和现有技术的缺陷。

[0006] 凝固器钳剪的某些当前设计利用脚踏板激发外科器械。外科医生操作脚踏板,同时向柄部施加压力,以将组织压在夹具和刀片之间,以启动发生器,该发生器提供的能量传输到切割刀片以用于切割和凝固组织。此类器械启动的主要缺点包括:寻找脚踏板时,外科医生对外科手术视野的集中力减弱;手术操作期间,脚踏板妨碍外科医生移动;以及长时间病例情况下,外科医生腿部疲劳。

[0007] 凝固器钳剪的某些当前设计利用手枪式或剪刀式握把设计的柄部。剪刀式握把可以设计成具有一个不可移动并且固定到壳体的拇指握把或手指握把和一个可移动的拇指握把或手指握把。使用其他开放型外科器械(例如止血钳)的外科医生可能并不完全熟悉这种握把,在开放型外科器械中,拇指握把和手指握把两者相对于彼此移动。当前设计具有围绕固定的枢轴或旋转点旋转的剪刀臂,其中固定的枢轴或旋转点垂直于工作元件的纵向轴线。该方法为受限的,因为两个臂之间的相对运动是完全旋转性的。该特征限制在完全闭合时控制两个工作末端之间的压力分布的能力。另外,当前设计不允许用户变化器械工作末端处的压力分布。

[0008] 凝固器钳剪的一些当前设计没有特别设计用于精密的手术,在这些手术中,需要用精确的解剖、切割和凝固来避免危及血管和神经束。

[0009] 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这些缺陷。

附图说明

[0010] 本发明的新颖特征特别在所附权利要求书中阐明。然而,引用以下描述并结合附图可以最好地理解本发明本身的构造和操作方法,在这些附图中:

[0011] 图 1 为示出根据本发明的超声外科器械的实施例的透视图;

[0012] 图 2 是图 1 的分解组装视图;

[0013] 图 3 是图 1 的实施例的替代表现形式的局部视图;

[0014] 图 4a-b 是图 1 的滚珠支承件枢转机构的分解图;

[0015] 图 4c 是滚珠支承件枢转机构的分解剖视图;

[0016] 图 5a-b 是枢转机构的第一替代表现形式的分解图;

[0017] 图 6a-b 是枢转机构的第二替代表现形式的分解图;

[0018] 图 7a-b 是枢转机构的第三替代表现形式的分解图;

[0019] 图 8a-b 是枢转机构的第四替代表现形式的分解图;

[0020] 图 9a-c 是枢转机构的第五替代表现形式的分解图;

[0021] 图 10a-d 是枢转机构的第六替代表现形式的分解图;

[0022] 图 11a-c 是枢转机构的第七替代表现形式的分解图;

[0023] 图 12a-e 是枢转机构的第八替代表现形式的分解组装图;

[0024] 图 13a 是本发明实施例的局部视图,其示出了处于关闭位置的夹具构件;

[0025] 图 13b 是图 13a 的实施例的局部视图,其示出了处于打开位置的夹具构件和组织阻挡件;

[0026] 图 14a-b 是在夹具打开和关闭时示出的组织阻挡件的替代表现形式的局部视图;

[0027] 图 15a-b 是在夹具打开和关闭时示出的组织阻挡件的第二替代表现形式的局部视图;

[0028] 图 16a-b 是示出具有用于变化夹具压力的机构的杠杆臂的表现形式的透视图和正视图;

[0029] 图 17a-b 是示出具有用于变化夹具压力的机构的杠杆臂的替代表现形式的正视图和剖视图;

[0030] 图 17c 是杠杆臂的局部剖视图,其示出了具有用于变化夹具压力的机构的杠杆臂的替代表现形式;

[0031] 图 18a-c 是图 1 的实施例所使用的扭矩扳手和适配器 (adaptor) 的替代视图;

[0032] 图 19a-d 是用于将手持件连接到超声器械的扭矩辅助件的实施例;以及

[0033] 图 20a-c 是用于将手持件连接到超声器械的扭矩辅助件的替代实施例的透视图和剖视图。

具体实施方式

[0034] 在详细阐述本发明之前,应该指出的是,本发明的应用或使用并不局限于附图和具体实施方式中详细示出的部件的构造和装置。本发明的示例性实施例可以实施或结合到其他实施例、变型形式和修改形式中,并可以多种方式实施或执行。此外,除非另外指明,本文所用的术语和表达是为了方便向读者描述本发明的示例性实施例的目的而选择的,并不是为了限制本发明。

[0035] 此外,应当理解,下述实施例、实施例表达、实例等中的任何一个或多个可与下述其他实施例、实施例表达、实例等中的任何一个或多个结合。

[0036] 本发明尤其涉及改进型超声外科手术夹紧凝固器设备,其被构造用于在外科手术(包括精密外科手术)期间完成组织切割、凝固和/或夹持。本发明的设备被构造用于开放性手术操作。通过选择性地使用超声能量,方便了多种用途。当该设备的超声组件为非活动时,可根据需要容易地夹持和操纵组织,而不进行组织切割或造成损害。当超声组件被激活时,该设备使得组织被夹持以用于与超声能量耦合,以进行组织凝固,并施加增加的壓力,从而有效地进行组织切割和凝固。如果需要,可以在不使用设备的夹紧机构的情况下,通过适当操纵超声刀片来将超声能量施加到组织。

[0037] 从以下描述将显而易见的是,本发明的夹紧凝固器设备由于其简明的构造而特别被构造用于一次性使用。这样,可以设想将该设备与外科手术系统的超声发生器单元相连使用,来自发生器单元的超声能量籍此向本发明的夹紧凝固器设备提供所需的超声致动。应当理解,体现本发明原理的夹紧凝固器设备可以被构造用于非一次性使用或多次使用,并且还被构造成为具有一体电源、换能器单元和控制器。例如,参见美国专利 6,666,875。

[0038] 现在具体参照图 1 和图 2,其示出外科手术系统 19 的实施例,该系统包括根据本发明的超声外科器械 100。外科手术系统 19 包括超声发生器 30 和超声外科器械 100,超声发生器 30 通过线缆 22 连接至超声换能器 50。应当注意的是,在一些应用中,超声换能器 50 被称作“手持件组件”,这是因为在各种手术和操作期间,外科手术系统 19 的外科器械可被构造为使得外科医生可抓握并操纵超声换能器 50。合适的发生器是 GEN04(也被称作发生器 300)并且合适的手柄组件是 HPBLUE,这二者均由 Ethicon Endo-Surgery 公司(Cincinnati, Ohio)售出。

[0039] 超声换能器 50 和超声波导 80 一起提供本发明的外科手术系统 19 的声学组件,该声学组件在由发生器 30 供电时为外科手术提供超声能量。外科器械 100 的声学组件总体上包括第一声学部分和第二声学部分。在本实施例中,第一声学部分包括超声换能器 50 的超声激活部分,并且第二声学部分包括传输组件 71 的超声激活部分。另外,在本实施例中,第一声学部分的远端通过(例如)螺纹连接可操作地连接到第二声学部分的近端。

[0040] 超声外科器械 100 包括多件式柄部组件 68,其适于使操作者与超声换能器 50 中包含的声学组件的振动隔离。可将柄部组件 68 成形为用户能够以常规方式抓握的形状,但可以设想到,主要通过器械的柄部组件提供的剪子状装置来抓握和操纵本发明的超声外科器械 100,如将描述的。尽管示出多件式柄部组件 68,但柄部组件 68 可以包括单个元件或一体的组件。超声外科器械 100 的近端通过将超声换能器 50 插入柄部组件 68 中来接纳该换能器 50 的远端并装配到其上。超声外科器械 100 可以作为一个单元附接到超声换能器 50 并且可从其拆卸。超声外科器械 100 可包括柄部组件 68,所述柄部组件 68 包括配合的外壳部分 69 和 70 以及超声传输组件 71。超声外科器械 100 的细长传输组件 71 从器械柄

部组件 68 正交地延伸出。

[0041] 柄部组件 68 可以由耐用塑料构造,例如聚碳酸酯或液晶聚合物。也可设想柄部组件 68 或者可以由包括其他塑料、陶瓷或金属的多种材料制成。然而,传统的未填充热塑性塑料的导热率仅为约 $0.20\text{W/m}^{\circ}\text{K}$ (瓦特/米 $^{\circ}$ 开)。为了改善该器械的散热,柄部组件可以由导热热塑性塑料构造,如,导热率在 $20\text{--}100\text{W/m}^{\circ}\text{K}$ 范围内的高耐热树脂液晶聚合物 (LCP)、聚苯硫醚 (PPS)、聚醚醚酮 (PEEK) 和聚砜。PEEK 树脂是填充有氮化铝或氮化硼的热塑性塑料,其为不导电的。导热树脂有助于管理较小器械内的热量。

[0042] 在图 3a-c 所示的替代表现形式中,护罩 69 和 70 都在远侧顶端变细或渐缩,不包含压力销,并且具有外部接合特征,如,具有凸起 154 的接合夹 152。一旦两个护罩半块 69 和 70 组装在一起,第三、渐缩的中空锥形元件 150 可以在顶端上滑动。锥形元件 150 可以由金属或塑料制成并且包括用于接纳和接合凸起 154 的孔 156。锥形元件 150 可以被加热并且插在两个护罩半块上,以允许冷却时得到过盈配合。一旦完全组装,柄部组件 68 抵抗扭矩的力量增加。

[0043] 传输组件 71 包括波导 80 和刀片 79。应当注意,在某些应用中,传输组件有时称为“刀片组件”。适于将超声能量从换能器 50 传输到刀片 79 的顶端的波导 80 可以为柔性、半柔性或刚性的。如本领域中所熟知,波导 80 也可以被构造为将通过波导 80 传输到刀片 79 的机械振动放大。波导 80 还可以具有控制沿着波导 80 的纵向振动增益的部件和将波导 80 调谐到系统谐振频率的部件。特别是,波导 80 可以具有任何合适的横截面尺寸。例如,波导 80 可以具有基本上均一的横截面或波导 80 可以在多个截面处渐缩或可沿着其整个长度渐缩。

[0044] 超声波导 80 的长度可以(例如)基本上等于系统波长的二分之一的整数倍 ($n\lambda/2$)。超声波导 80 和刀片 79 可以优选地从由高效传播超声能量的材料制成的实芯轴制备,例如钛合金(即 Ti-6Al-4V)、铝合金、蓝宝石、不锈钢或任何其他声学相容材料。超声波导 80 可以被构造成任何数量的长度,以应对特定的外科应用,例如,甲状腺切除(长度短)或常规的开放型手术(长度长)。

[0045] 超声波导 80 还可以包括贯穿其中的至少一个径向洞或孔 66,所述孔基本垂直于超声波导 80 的纵向轴线。可被布置于节点处的孔 66 被构造为接纳以下讨论的连接销 27,其用于将超声波导 80 连接至柄部组件 70。

[0046] 刀片 79 可以与波导 80 成为一体并形成单个单元。在当前实施例的替代表达中,刀片 79 可以通过螺纹连接、焊接接头或其他连接机构连接。刀片 79 的远端设置在波腹 85 附近,以便在声学组件未被组织承载时将该组件调谐到优选的谐振频率 f_0 。超声换能器 50 通电时,刀片 79 的远端或刀片顶端 79a 被构造为在(例如)大约 10 至 500 微米峰间范围内、并且优选地在约 20 至约 200 微米的范围内以(例如)55,500Hz 的预定振动频率 f_0 基本上纵向(沿着 x 轴)移动。刀片顶端 79a 也优选地在 y 轴以 x 轴运动幅度的约 1%至约 10%振动。

[0047] 刀片顶端 79a 提供功能不对称件或弯曲部分以用于改善刀片顶端处的可见性,从而外科医生可验证刀片 79 在整个被切割或凝固的结构上延伸。这在大血管边缘余量的验证中尤其重要。该几何形状也通过更加密集地复制生物学结构的曲率来提供改善的组织触及。刀片 79 提供大量的边缘和表面,其被设计为提供大量的组织效应:夹持凝固、夹持切

割、握持、背向切割、解剖、点凝固、尖端穿刺和尖端切划。

[0048] 外部管构件或外部护罩 72 附着于柄部组件 68 的最远端。附着于外部护罩 72 的远端的是远侧护罩 76。外部护罩 72 和远侧护罩 76 都可以借助搭扣配合、压力配合、胶水或其它机械方式来附着。从远侧护罩 76 向远侧延伸的是端部操纵装置 81, 端部操纵装置 81 包括刀片 79 和夹具构件 56 (通常也被称作夹具) 结合一个或多个组织垫片 58。密封件 83 可以设置在最远侧节点 84 处, 最靠近端部操纵装置 81, 用于对波导 80 和远侧护罩 76 之间的区域中的组织、血液和其它物质的通道进行消融。密封件 83 可以具有任何已知的构造, 如, 在节点 84 处包覆成型的硅或 O 型环。

[0049] 波导 80 位于柄部组件 68 的腔体 59 内。为了使波导 80 在轴向和径向上都正确地定位, 销 27 延伸穿过波导 80 的开口 66 (位于节点处) 并且接合沟槽 28 (通过壳体部分 69 和 70 的匹配而形成)。优选地, 销 27 由任何相容金属 (例如不锈钢或钛) 或耐用塑料 (例如聚碳酸酯或液晶聚合物) 制成。在一个实施例的第一表现形式中, 对于销 27 延伸穿过波导 80 的那部分 29, 销 27 被部分覆盖有弹性体材料 (如, 硅), 而对于销 27 接合构件 69 和 70 的那部分, 销未被覆盖。硅树脂在洞 66 的整个长度中会形成与震动刀片的绝缘。这能够实现高效操作, 从而在刀片顶端可产生最小过热并可获得最大超声输出功率, 以用于切割和凝固。由于在销 27 的末端缺少绝缘, 因此使得销 27 由于缺少绝缘而牢固地保持在柄部组件 68 中, 如果销 27 完全涂覆有绝缘材料, 这原本会造成变形和移动。

[0050] 夹持臂 60 被构造用于本发明的超声外科器械 100, 用于与位于夹持臂 60 远端的夹持构件 56 和刀片 79 协同动作。夹持臂 60 可以被制造为单个组件或者可以被制造成附着在一起的多个部分。夹持臂 60 以可旋转的方式安装于下面详述的外部护罩 72 的远端, 并且以可连接的方式附着于拇指环或启动构件 34 的远端。夹持垫 58 安装在夹持臂 60 上, 与刀片 79 配合, 夹持臂 60 的旋转运动将夹持垫定位为与刀片 79 基本平行并接触的关系, 从而限定组织治疗区。通过这种构造, 组织被抓紧于夹持垫 58 和刀片 79 之间。在夹持臂 60 上设置一对接合外部护罩 72 的滚珠支承件旋转构件会影响夹持构件 56 相对于刀片 79 的枢转运动。外部护罩 72 通过销 27 停止于柄部 68。

[0051] 枢转机构

[0052] 现在, 参照图 4a-c, 在一个表现形式中, 夹持臂 60 是一体件, 其包括与外部护罩 72 每侧的一个或多个轴承滚道 202a-b 叠置的两个孔 200a-b。轴承组 201a-b 被轴承盖 204a-b 捕获在各自对应的轴承滚道 202a-b 内, 轴承盖 204a-b 牢固地插入对应的孔 200a-b 内。可以用胶水、螺纹、激光焊接或其它本领域技术人员熟知的机械方式将各轴承盖 204a-b 固定在孔内。

[0053] 各轴承盖 204a-b 包括第一表面 206a-b 和第二表面 208a-b。第一轴承表面 206a-b 包括用于捕获紧固装置的部件 210a-b, 所述紧固装置用于将轴承盖 204a-b 固定在孔 200a-b 内。在一个实施例中, 部件 210a-b 包括一个或多个弧形沟槽, 用于接纳用于将轴承盖 204a-b 旋入孔 200a-b 的紧固装置 (图 4c)。轴承盖的第二表面 208a-b 包括凹槽或沟槽 212a-b, 其与牢固捕获轴承组 201a-b 的轴承滚道对应, 并且用于允许轴承组 201a-b 在由轴承滚道 202a-b 形成的沟槽和沟槽 212a-b 内行进或旋转。

[0054] 现在, 参照图 5a-b, 轴承组件的替代表现形式包括位于外部护罩 72 上的对称相对的座圈 1201a-a', 轴承盖 1204a 上的支承柱 1201a-a' 安放在枢转的任一侧。支承柱

1201a-a' 可以通过机械加工制造在盖 1204a 上,盖 1204a 可以通过压力配合 / 激光焊接 / 胶合 / 或其它方式固定于夹持臂 60 的孔 200a-b 来组装。(虽然未示出,但是夹持臂 60 包括用于接纳具有支承柱 1201b-b' 的对应轴承盖 1204b 的第二孔 200b)。轴承盖 1204a-b 的外部几何形状可以是圆形的或是任何其它的几何形状,以此方式使得轴承盖被锁上,以有助于装置的组装。

[0055] 现在,参照图 6a-b,在替代表现形式中,轴承盖 2204 包括关键特征物 (key feature),其用于确保轴承盖 2204 在孔 2200 内正确地取向。在一个实施例中,轴承盖 2204 上的关键特征物是与孔 2200 上的平坦部 220 对应的平坦表面 222。另外,表面 224 对应于轴承盖 2204 的表面 226,以防止轴承盖 2204 过度插入孔 2200 中。另外,轴承盖 2204 可以包括转向元件 228,该转向元件是刚性或弹簧状的,用于向外部护罩 72 施力,以去除组件中的溢出 (slop)。转向元件 228 可以用在这两个轴承盖上,用于将夹持臂 60 偏置成相对于外部护罩 72 中心对齐,并且限制公差的层叠效应。

[0056] 现在,参照图 7a-b,在替代表现形式中,外部护罩 72 上的不对称滚道 3202a-a' 可以分隔开或者以同心方式部分叠置 (未示出),如果它们相互偏移一定距离的话。滚道 3202a-a' 可以均包含一个或多个滚珠支承件 3201a-a'。采用轴承盖 3204 的方式来捕获滚珠支承件。可以通过机械方式将轴承盖 3204 紧固、压力配合 / 激光焊接 / 胶合到夹持臂 60 的孔 3200 (未示出)。轴承盖 3204 包括叠置的滚道或凹槽 3212a-a' 至滚道 3202a-a'。或者,轴承盖 3204 可以具有单个叠置滚道至滚道 3202a-a'。优选地,滚道 3212a-a' 具有偏置斜坡或弯曲,使得当轴承盖 3204 置于孔 3200 内时,偏置斜坡或弯曲迫使滚珠支承件 3201a-a' 向着对应滚道 3202a-a' 的外部前进,以消除轴承组件的任何超差。

[0057] 现在,参照图 8a-b,在替代表现形式中,小滚珠支承件 4201a 的组被置于外部护罩 72 上具有圆形凹陷的滚道 4202 中。轴承盖 4204 包括成角度的圆形面 4214 和圆形面 4214 的远端或渐缩端处的凸起 4216,圆形面 4214 匹配滚道 4202 的几何形状。当将轴承盖 4204 插入夹持臂 60 的孔 4200 内时,凸起 4216 和成角度的圆形面 4214 迫使滚珠支承件到圆形凹陷的外部,并且向着滚道 4202 的外周运动,由此针对轴承组件的公差进行调节。

[0058] 现在,参照图 9a-c,在替代表现形式中,波形弹簧或其它可转向构件 5218 置于孔 5200 中并且结合轴承盖 5204 使用,对外部护罩 72 施力。波形弹簧或其它可转向构件 5218 可以用在这两个轴承盖 5204a-b 上,用于将夹持臂 60 偏置成相对于外部护罩 72 中心对齐,并且限制公差的层叠效应。

[0059] 现在,参照图 10a-d,在替代表现形式中,如在之前的表现形式 (参见图 4c) 中一样,不对称滚道 6202a-a" 和 6202b-b" (未示出) (相对于外部护罩 72 的另一侧) 位于外部护罩 72 的任一侧。夹持臂具有滚珠支承件可以穿过的至少一个滚珠支承件尺寸大小的孔。在外部护罩 72 与夹持臂 60 对齐之后,滚珠支承件插入孔中并且落入不对称滚道 6202a-a" 和 6202b-b" 中。每个滚道中可以放置一个或多个滚珠支承件。夹持臂可以连续枢转,交替暴露滚道,以允许插入滚珠支承件。在填充了所有的滚道之后,包括孔塞 6218a-a" 的轴承盖 6204 压力配合或者说是附着于夹持臂 60,以密封孔 6220a-a",以将滚珠支承件固定在滚道 6202a-a" 内。(虽然未示出,但是对于外部护罩 72 和夹持臂 60 的相对部位,存在类似的结构。)

[0060] 现在,参照图 11a-c,在图 10a-d 的表现形式的替代表现形式中,轴承盖 7204 包括

如上所述使用的孔塞 7218a-a'。轴承盖还包括偏置塞 7222a-a', 当将偏置塞 7222a-a' 插入滚道 7202a-a' (通过夹持臂 60 上的狭槽 7224a-a') 时, 滚珠支承件向着滚道 7202a-a' 的外部偏置。优选地, 偏置塞 7222a-a' 具有弯曲凹槽 7226a-a', 弯曲凹槽 7226a-a' 与滚道 7202a-a' 配合, 形成滚珠支承件将在其中行进的沟槽。(虽然未示出, 但是对于外部护罩和夹持臂 60 的相对部位, 存在类似的结构。)

[0061] 现在, 参照图 12a-e, 将夹持臂 60 附着于外部护罩 72 的替代表现形式由与滚道 230 和 232 接合的销 234、236 组成。夹持臂 60 相对于外部护罩 72 旋转 90°, 以使其插入穿过夹持臂 (图 12a 并参见图 1); 枢轴销 234 接合滚道 230 (图 12b) 并且夹持臂 60 相对于外部护罩 72 向近侧滑动; 销 234 撞击滚道 230 中的平坦部, 该平坦部对应于销 236 用于接合滚道 232 的正确位置 (图 12c); 夹持臂 60 向上滑动 (图 12d); 并且夹持臂 60 旋转到其最终位置, 所以销 234 和 236 都接合相应滚道 230 和 232 的弧形部分 (图 12e)。

[0062] 组织阻挡件

[0063] 现在, 参照图 13a-b, 组织可以被夹在端部操纵装置 81 和器械 100 的旋转点之间的非激活区域 240 中。这个区域 240 中的组织将不会发生凝结或者切断, 并且可能变得受损或者由于栓塞而造成夹持力降低。组织阻挡件 242 防止组织在刀片 79 的激活区域外部蠕动。组织阻挡件 242 在内腔 (如, 骨盆和腹部) 的深 / 紧触及区域中提供益处, 在这些区域中, 由于观察视角, 导致外科医生可能不能清楚看到器械的远端或者可能在确定有多少组织处于夹具中方面存在麻烦。在第一表现形式中, 挡板型组织阻挡件 242 位于与外部护罩 72 和夹持臂 60 相邻的位置处。组织阻挡件 242 由柔性材料制成, 如, 当夹持垫片 58 紧贴刀片 79 关闭时像风箱一样折叠的塑料或金属。当夹持垫片 58 与刀片 79 脱离时, 组织阻挡件 242 防止当夹具加载了过多的组织时组织意外受损。

[0064] 参照图 14a-b, 组织阻挡件的替代表现形式包括在夹持构件 56 和远侧护罩 76 的任一侧附着的两个弯曲、旋转的金属或塑料带 244a-b。组织阻挡件 244a-b 的一端锚固于夹持构件 56 处的销 250, 当夹持臂 60 相对于外部护罩 72 旋转时, 销 252 安放在狭槽 246a-b 内。当器械关闭时, 组织阻挡件 244a-b 沿着远侧护罩 76 的侧面停留, 并且不会干扰器械夹持组织的能力。当器械打开时, 组织阻挡件 244a-b 沿着销 252 滑动并且旋转到与刀片 79 垂直的位置。然后, 组织阻挡件 244a-b 将会防止组织行进到垫片 58 的近侧。

[0065] 参照图 15a-b, 组织阻挡件的替代表现形式利用薄金属或塑料带 246, 带 246 滑进并滑出位于外部护罩 72 上的护套 248。在正位于垫片 58 近侧的枢转点, 组织阻挡件 246 附着于夹持臂 60。在一个实施例中, 枢转点将只是组织阻挡件 246 的一端所附着的小条区域。当器械关闭时, 组织阻挡件 246 的大部分位于护套 248 内并且位于刀片 79 和垫片 58 之外。当器械打开时, 从护套 248 拉出组织阻挡件 246, 以防止组织行进到垫片 58 的近侧。如对于本领域的技术人员将会明显的, 组织阻挡件 246 的一端可以具有顶部, 所以组织阻挡件 246 没有滑出护套 248, 并且可以对组织阻挡件 246 进行润滑, 以减少摩擦。

[0066] 可压缩力

[0067] 再参照图 1 和图 2, 夹持臂 60 附着于拇指环轴或杠杆 34。拇指环 35 附着于杠杆 34 的近端。在一个实施例中, 夹持闭合力受杠杆 34 的硬度 / 挠曲以及拇指环 35 紧贴外壳 68 的触底反弹的限制。

[0068] 可以通过将所接合血管相对侧的外膜层设置成彼此直接接触来实现增强密封血

管的能力。阻碍这种直接接触的通常是血管的肌层（内膜层）。可以通过施加足够的压缩力，使肌层在血管内“分裂”，而不会波及外膜。肌层的回缩程度将足以允许直接外膜接触。直接外膜密封展现了爆裂压力较高。在本发明的替代实施例中，杠杆 34 被构造成能包括可变量控制，这允许用户产生大的压缩力以进行肌肉分离并且产生较小的压缩力以施加超声能量并进行密封和切割。

[0069] 参照图 16a-b，杠杆 34 还包括刚性样条 300，刚性样条由比杠杆 34 的体积模量（硬度）高的材料制成。刚性样条位于杠杆 34 中形成的狭槽内，使得在一种情形下，当压下杠杆 34（没有在端部操纵装置处加上压缩力）时，样条 300 没有转向；而在另一种情形下，当压下杠杆 34（在端部操纵装置处加上压缩力）时，样条 300 发生转向。当应用时，如果用户不希望在端部操纵装置处加上压缩力，则用户将他 / 她的手指放在位置 308 处，由此样条 300 没有与杠杆 34 一起发生转向。如果用户希望在端部操纵装置处加上压缩力，则用户将他 / 她的手指放在位置 306 处，该位置接合样条 300 的尖齿 304 并且造成样条 300 与杠杆 34 一起发生转向，由此增加了杠杆 34 的硬度，这转换成端部操纵装置处增加的压缩力。

[0070] 参照图 17a-c，在本实施例的替代表现形式中，滑动条 310 可以装到杠杆臂 34 上。滑动条 310 由比杠杆 34 的体积模量（硬度）高的材料制成并且位于杠杆 34 中形成的腔体 310 内。滑动条 310 向近侧和远侧平移，以调节端部操纵装置处的夹持力。当滑动条 310 向远侧移动时，杠杆臂 34 的体积模量减小，因此，端部操纵装置处的夹持力减小。当滑动条 310 向近侧移动时，杠杆臂 34 的体积模量增大，因此，端部操纵装置处的夹持力增大。如图 17c 中所示，可以通过采用旋转手柄的方式将滑动条 310 在杠杆臂 34 内平移，所述旋转手柄通过一系列接合齿轮连接到滑动条。使用体积模量较高的材料改变杠杆臂 34 的体积模量的其它方式是技术人员已知的。

[0071] 扭矩扳手

[0072] 现在，参照图 1 至图 2，外壳 68 包括近端、远端和在其内纵向延伸的腔体 59。腔体 59 被构造为接纳开关组件 300 和换能器组件 50。

[0073] 在当前实施例的一个表现形式中，换能器 50 的远端通过螺纹方式附着于波导 80 的近端。换能器 50 的远端还与开关组件 300 接合，从而为外科医生提供对外科器械 19 的手指激活式控制。

[0074] 换能器 50 包括第一导电环 400 和第二导电环 410，这两个导电环固定地位于换能器主体 50 内，如 2008 年 10 月 10 日提交的、名称为“MEDICAL ULTRASOUND SYSTEM AND HANDPIECE AND METHODS FOR MAKING AND TUNING”（医疗超声系统和手持件及其制造和调谐方法）的共同待审的专利申请 No. 11/545, 784 中所描述的。

[0075] 现在，参照图 18a-c，其示出了两件式扭矩扳手 500。扭矩扳手 500 在器械 100 的远端上滑动，允许用户施加合适的扭矩，以将换能器 50 附着于波导 80 的近端。在一个实施例中，扭矩扳手 500 包括手把 502 和插件 520。手把 502 设置有布置在手把 502 的纵向轴线周围的齿状物 501a-b（未示出齿状物 501c-d）。在当前发明的一个实施例中，齿状物 501a-d 设置有凸轮延起线 503a-d，凸轮延起线 503a-d 相对于齿状物 501a-d 的垂直角成 25° 的角度。

[0076] 衔接子 520 包括从表面 526 以垂直方式突起并且沿着衔接子 520 外周的花键齿轮 522a-b。花键齿轮 522a-b 包括凸轮延起线 524a-b，凸轮延起线 524a-b 被设置成相对于表

面 526 的垂直角成 25° 的角度。设计者可料想到并已知齿状物和凸轮延起线的其它角度。

[0077] 在操作过程中,扭转扳手 500 被设计用于保持扭矩在 4.5 英寸-磅和 12 英寸-磅之间,以确保波导 80 正确组装到手持件 50,从而避免切断手持件上的喇叭形钉 (horn stud)。

[0078] 衔接子 520 插入到手把 502 的腔体 504 中,所以弹簧夹 528a-b 接合手把 502 的远端处的唇缘 506 并且扣搭就位。优选地,扭转扳手 500 装配到直径 1 英寸的包层,因为这是大多数人理想的抓握直径。齿状物 501a-d 可滑动接合花键齿轮的凸轮延起线 524a-b。通过桨叶 501 向扭矩扳手 500 赋予顺时针环形运动或扭矩。扭矩从齿状物 501a-d 传递到齿轮 524a-b,齿轮继而经绝缘的销 27 将扭矩传递到波导 80。当用户施予 4.55-12 英寸-磅的扭矩并且抓住手持件 50 不动时,延起线 503a-d 和 524a-b 造成花键齿轮 522a-b 从手把 502 的中线移动或挠曲,从而确保用户没有将波导 80 在手持件 50 上过度绷紧。当经桨叶 501 (并且通过抓住手持件 50 不动) 使逆时针扭矩施加到扳手 500 时,用户向波导 80 和手持件 50 之间的界面施予扭矩,该扭矩与施加到桨叶的力成比例,从而有助于从手持件 50 拆卸下器械 100。扭矩扳手 500 可以由耐用塑料 (如,聚碳酸酯或液晶聚合物) 构成。也可设想到,作为另外一种选择,扳手 500 可以由包括其他塑料、陶瓷或金属的多种材料制成。

[0079] 夹持辅助件

[0080] 现在,参照图 19a-d,夹持辅助件 600 增加了用户在将器械 100 组装到手持件 50 并且从手持件 50 拆卸下器械 100 时抵抗扭矩的能力。夹持辅助件 600 以两种方式增加了用户抵抗扭矩的能力:其提供比手持件 50 大的外径以及其提供比外科手术手套和手持件外涂层之间的摩擦系数大的摩擦系数。

[0081] 优选地,夹持辅助件 600 由摩擦系数高的适形弹性体构成。这包括 (但不限于) 橡胶、有机硅、Versaflex (苯乙烯嵌段共聚物) 和 Santoprene,或者它可以由带隆起的塑性外壳构成,该塑性外壳的内部包覆成型了适形弹性体。优选地,夹持辅助件 600 的外部外壳或内部可以是带纹理的,以增大摩擦系数。

[0082] 在当前发明的一个表现形式中,使用开口 602 从线缆 22 可拆除夹持辅助件 600。参照图 19b-d,夹持辅助件 600 在线缆 22 上滑动,然后沿着远侧方向滑动,以安放在手持件 50 上。夹持辅助件的远端以摩擦方式附着于手持件 50 的近端,同时绷紧手持件。在应用之后,夹持辅助件 600 在线缆上滑动,并且可以摩擦方式附着于线缆塞,并且在手术过程中不妨碍外科医生,但是可供后期使用。

[0083] 在替代表现形式中,夹持辅助件 610 可重复使用,其具有连续的外周边以及第一腔体 612 和第二腔体 614,第一腔体 612 用于在组装过程中与手持件 50 配合,第二腔体 614 用于配合线缆塞并且在外科手术过程中不造成妨碍。

[0084] 尽管已经通过描述若干实施例说明了本发明,但申请人并非旨在将所附权利要求书的精神和范围限定或限制到这些细节上。在不脱离本发明的范围的条件下,本领域的技术人员可以进行许多变型、更改和替代。此外,作为另外一种选择,可将与本发明相关的每一个元件的结构描述为用于提供由该元件进行的功能的方式。因此,本发明旨在仅受所附权利要求书的精神和范围的限制。

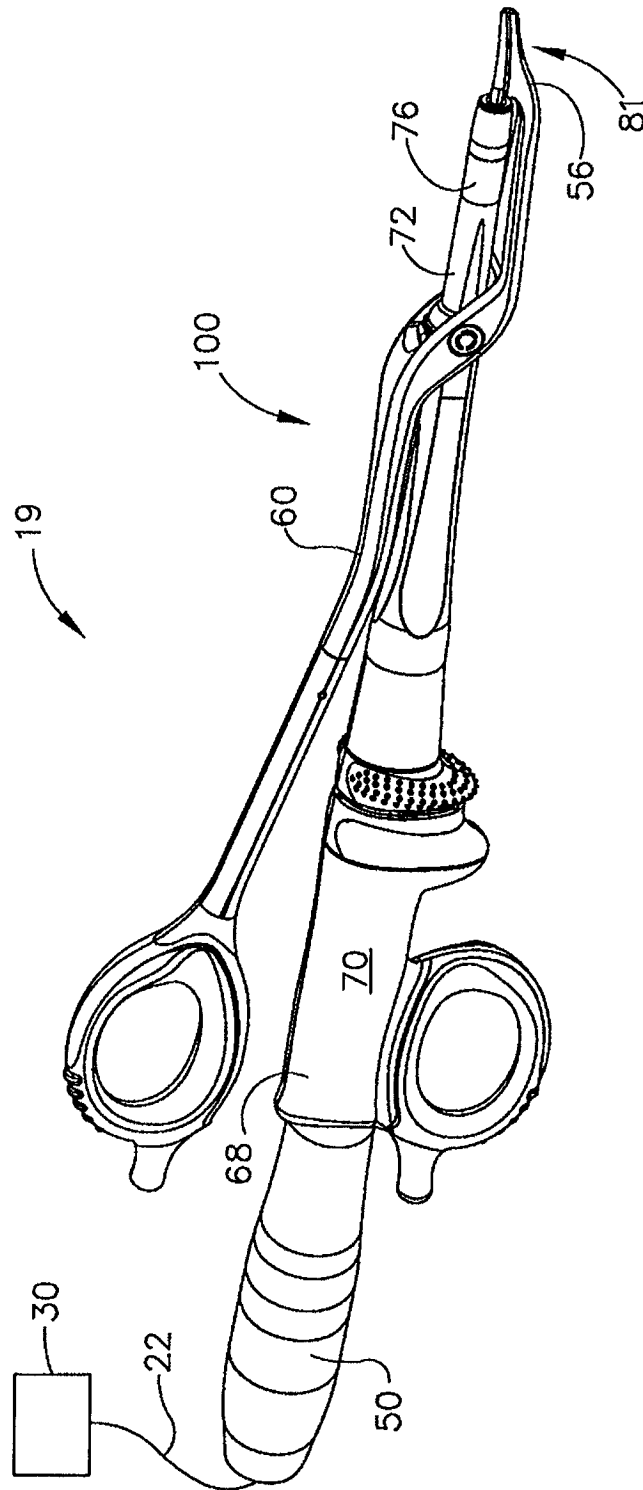


图 1

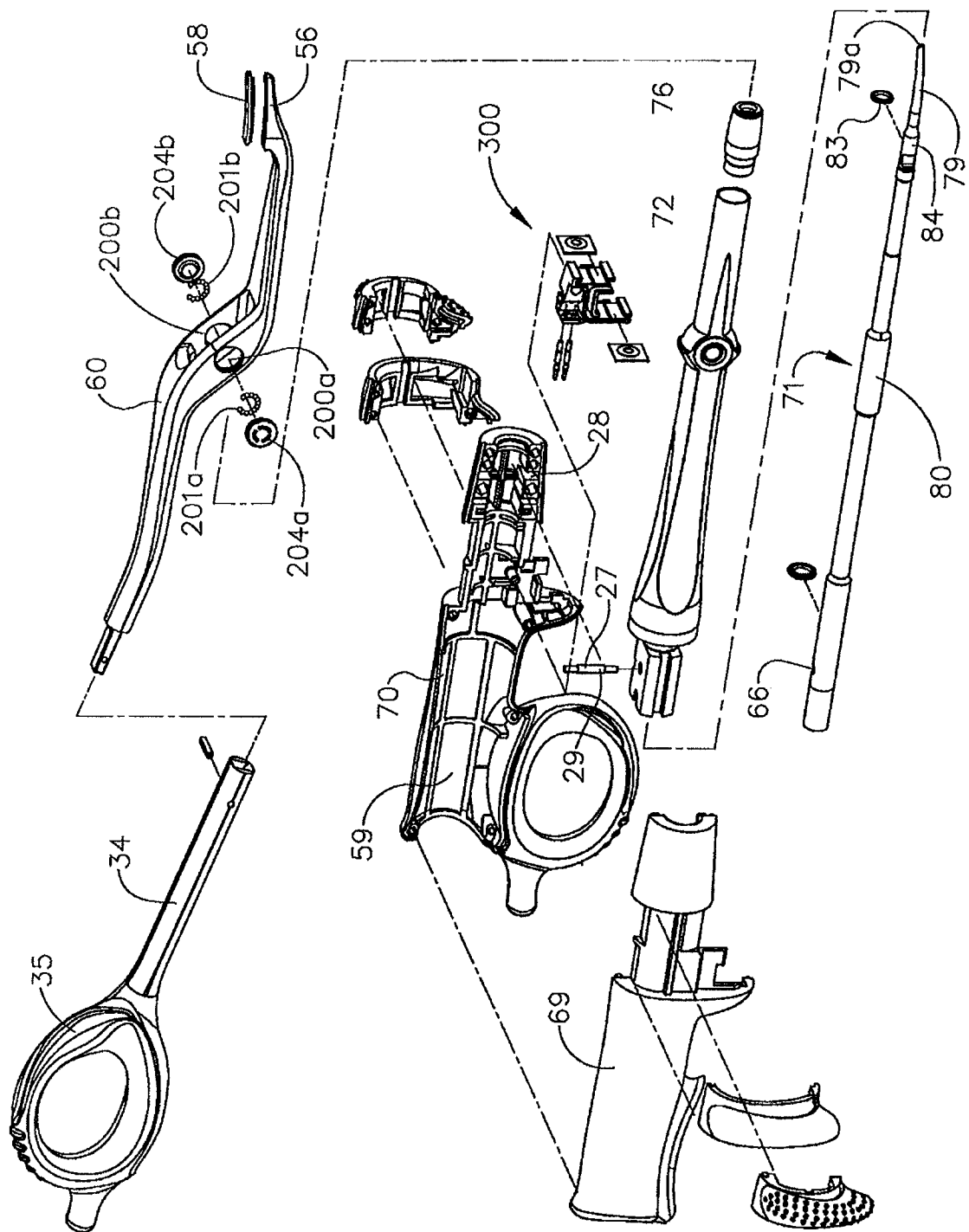


图 2

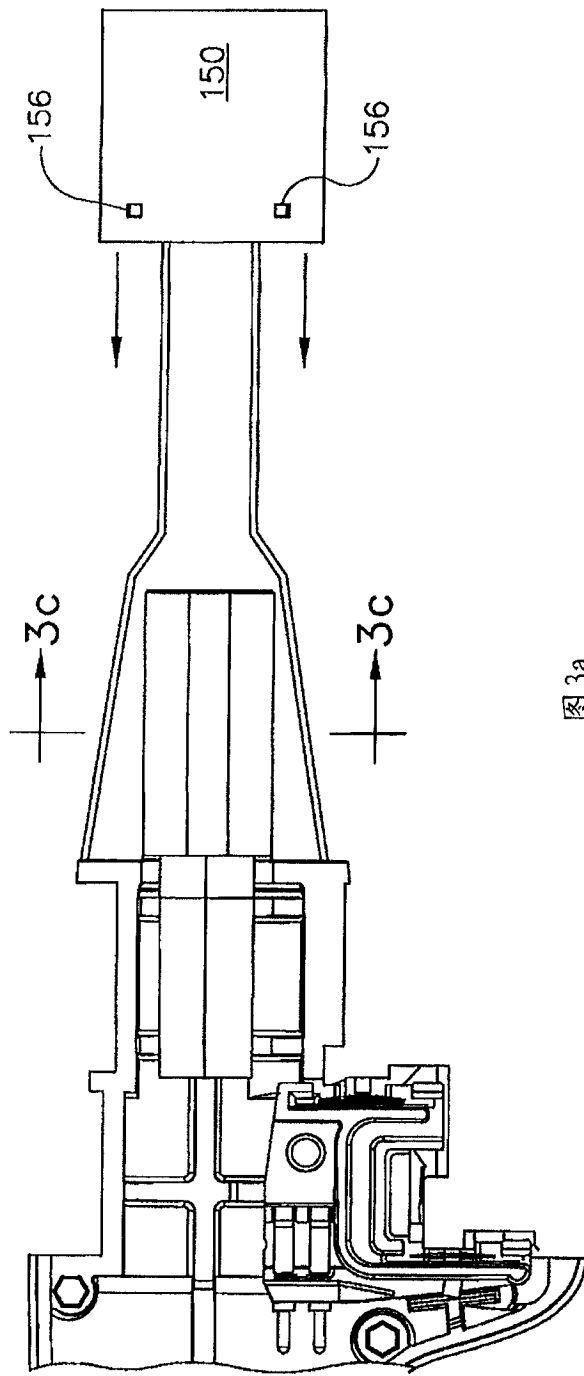


图 3a

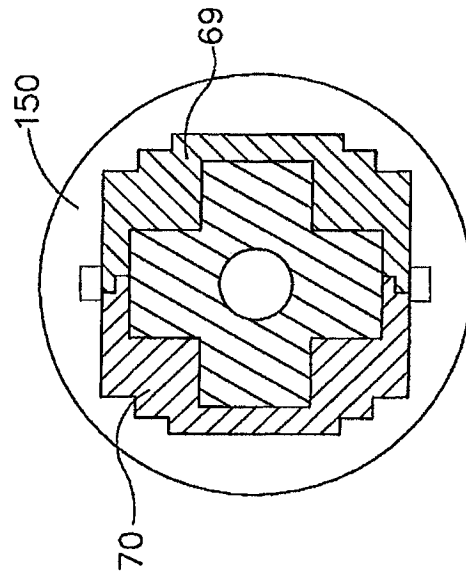


图 3c

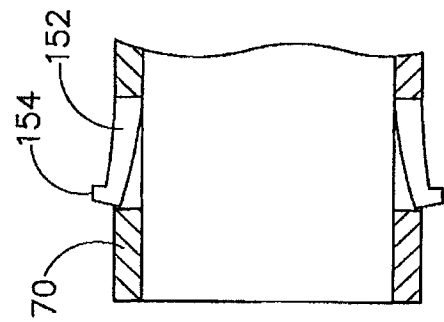


图 3b

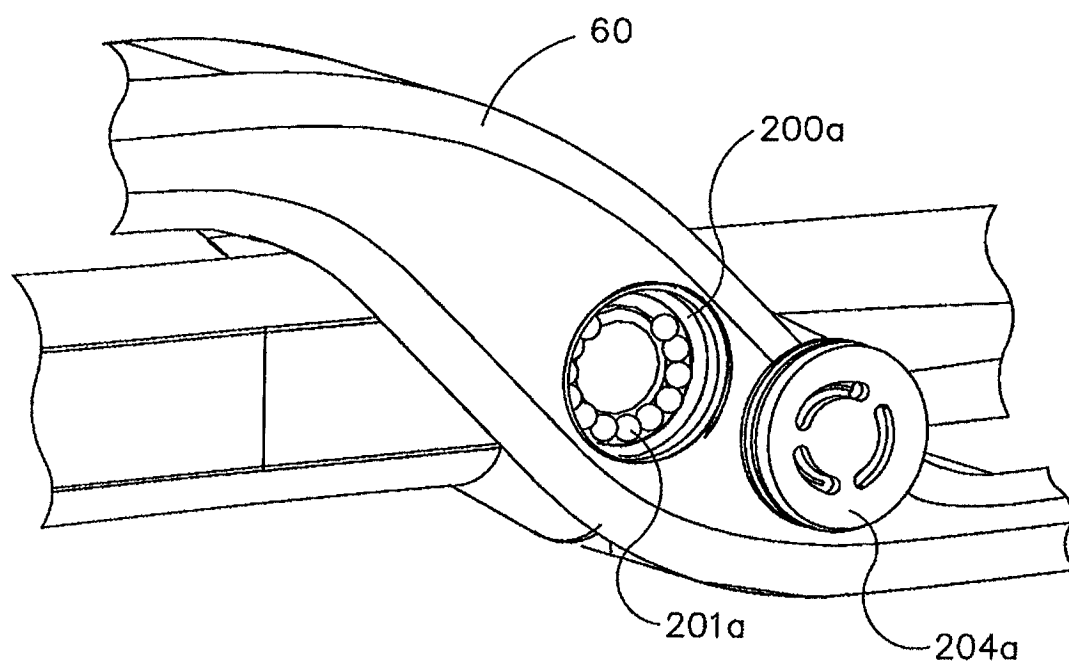


图 4a

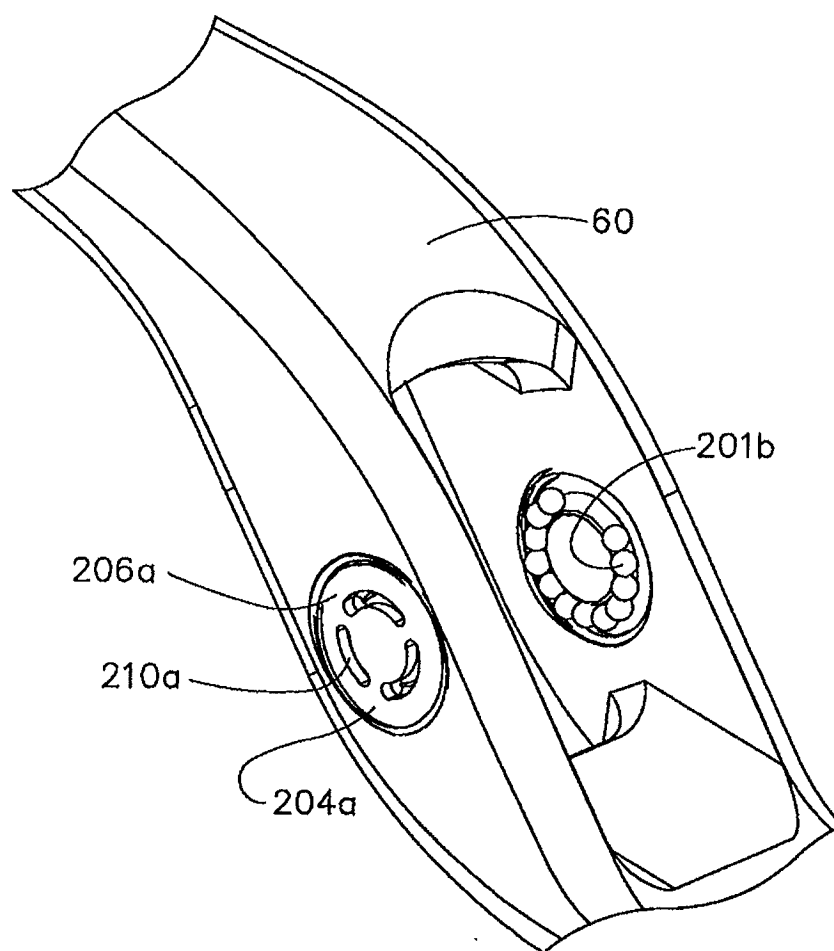


图 4b

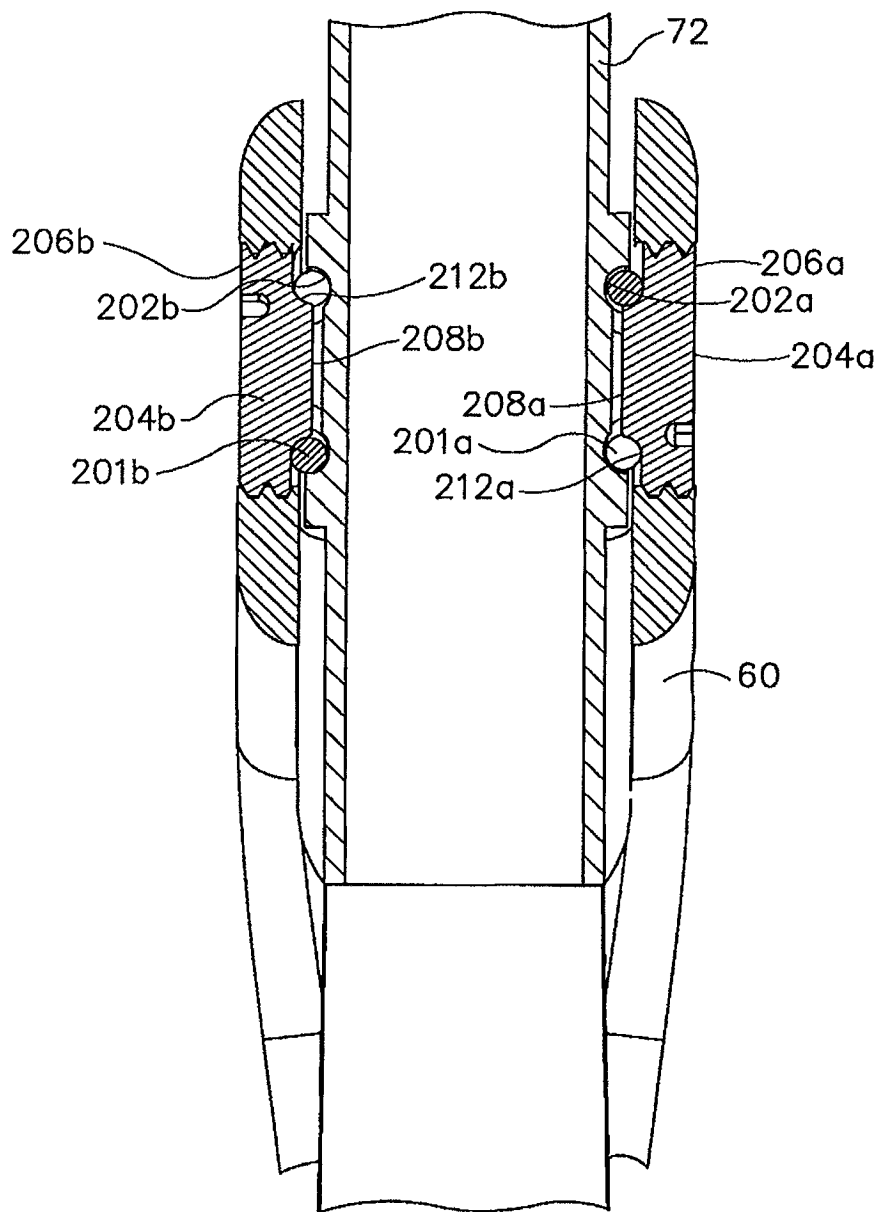


图 4c

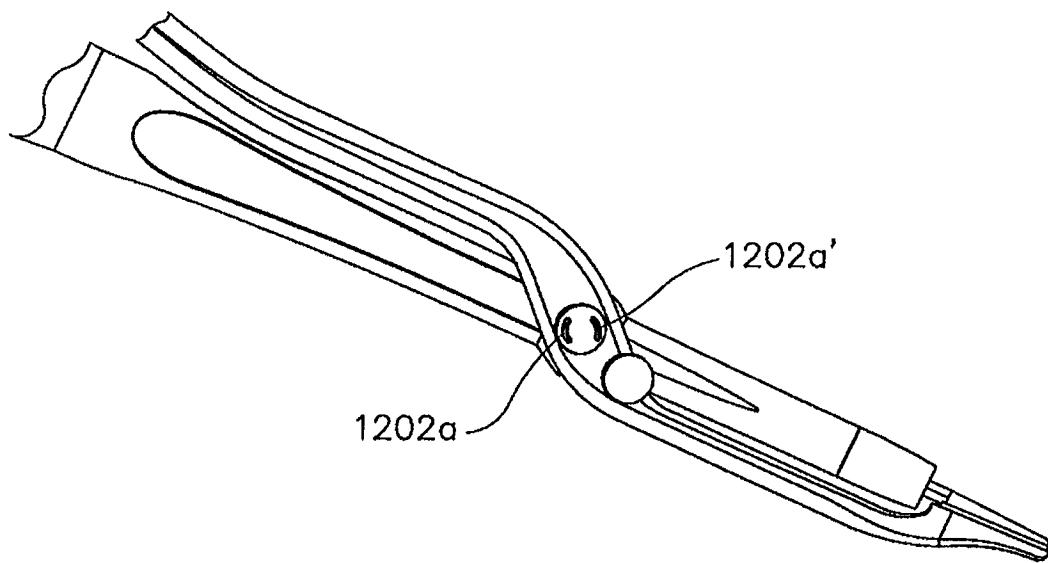


图 5a

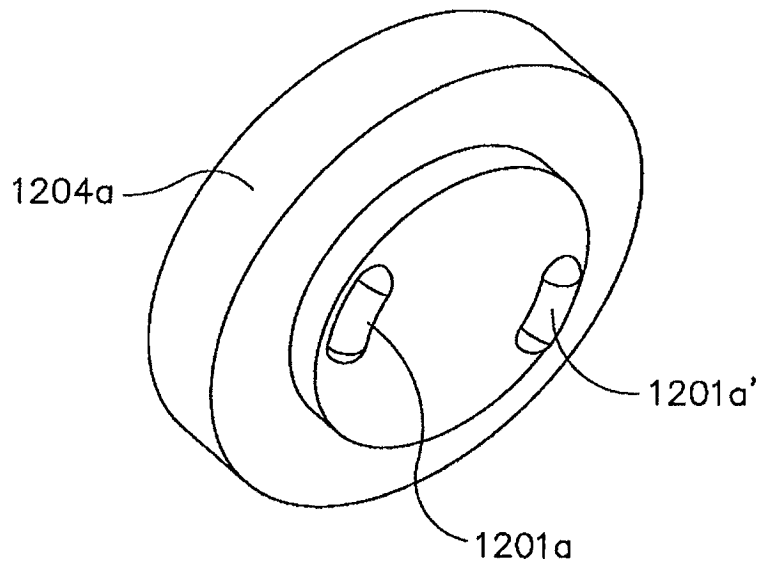


图 5b

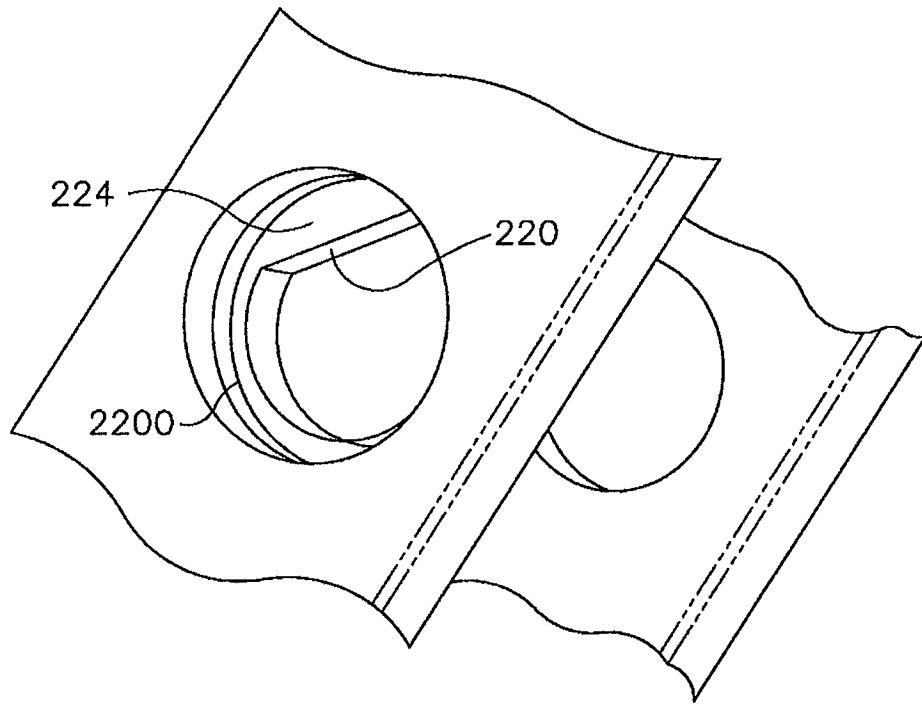


图 6a

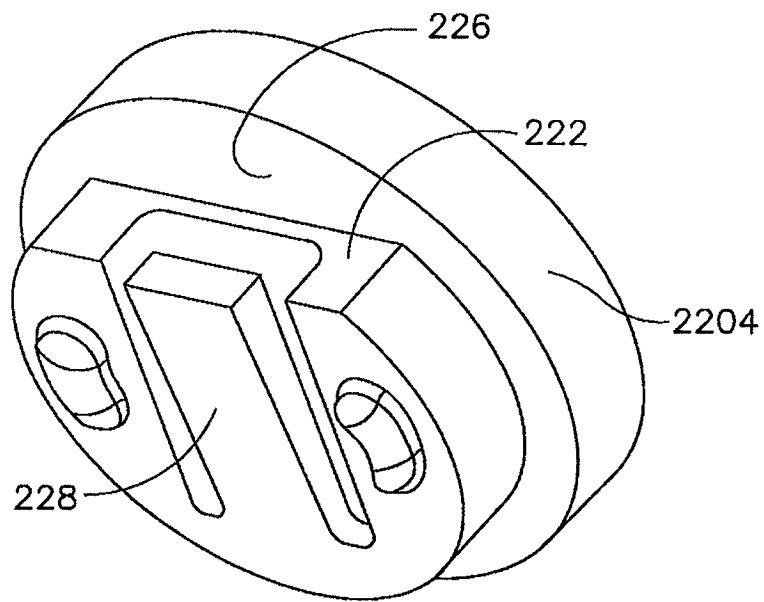


图 6b

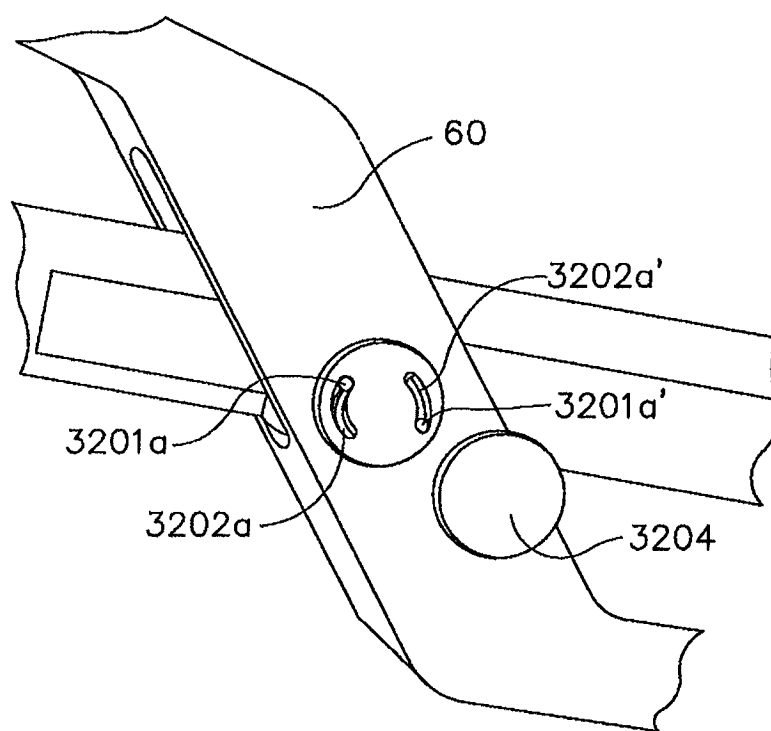


图 7a

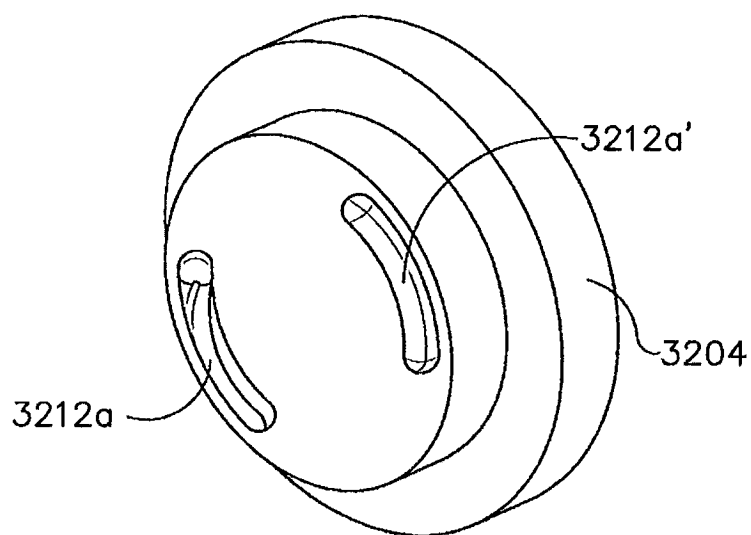


图 7b

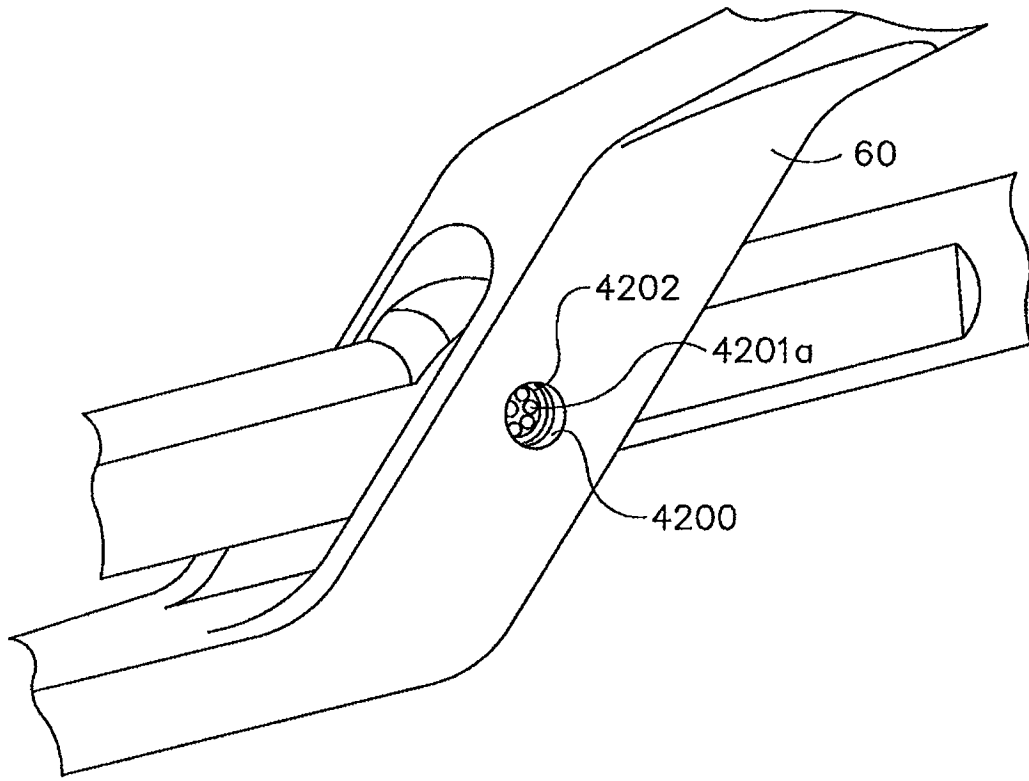


图 8a

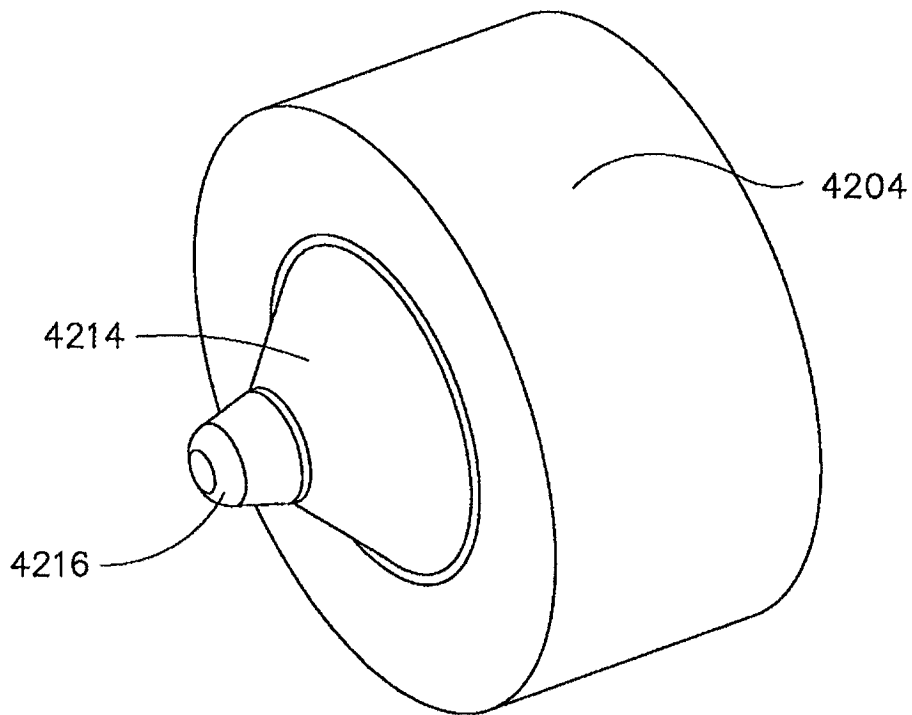


图 8b

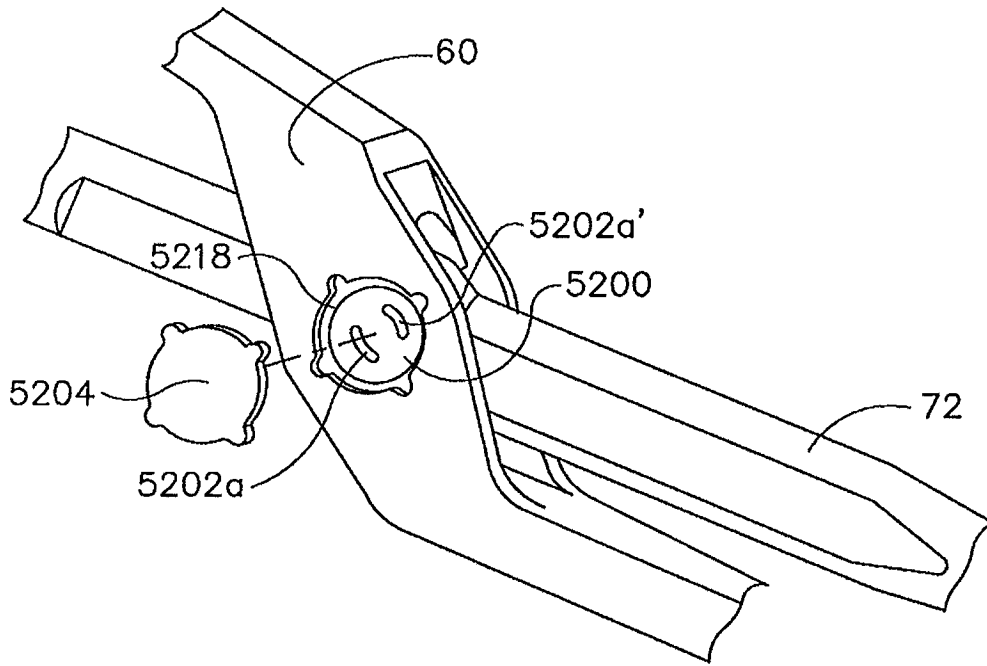


图 9a

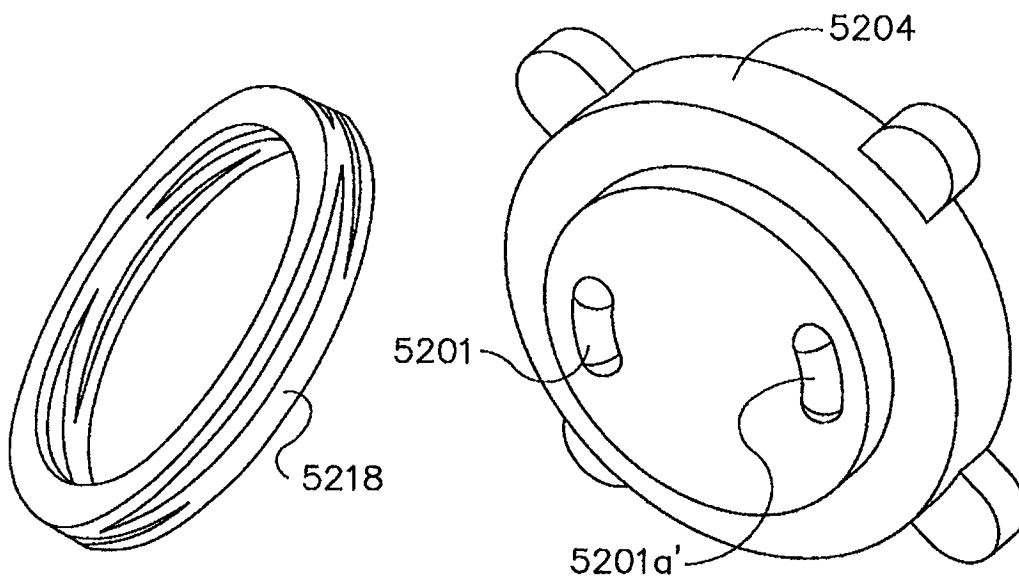


图 9b

图 9c

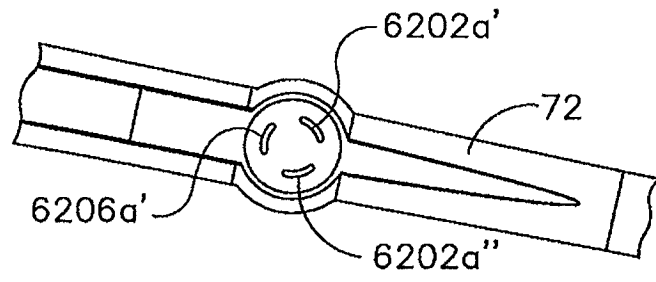


图 10a

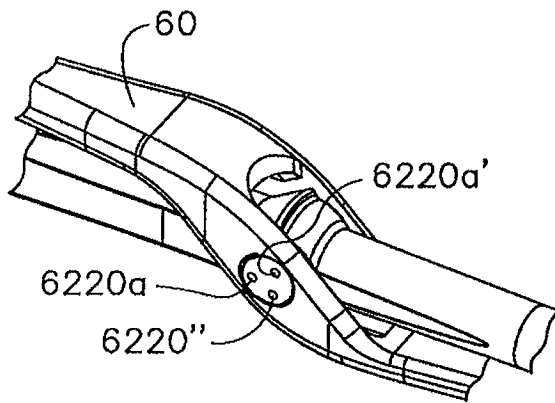


图10b

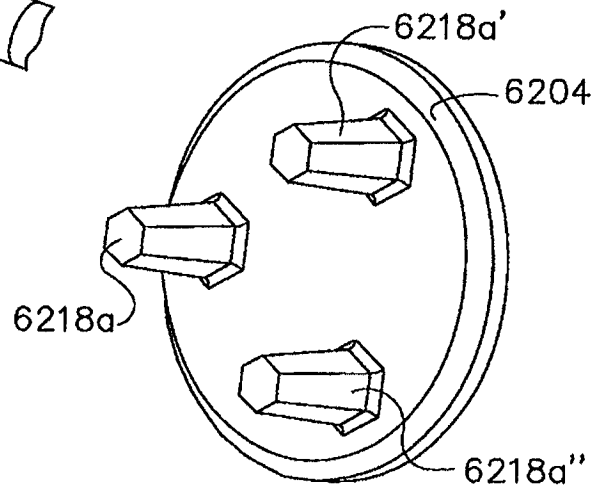


图10c

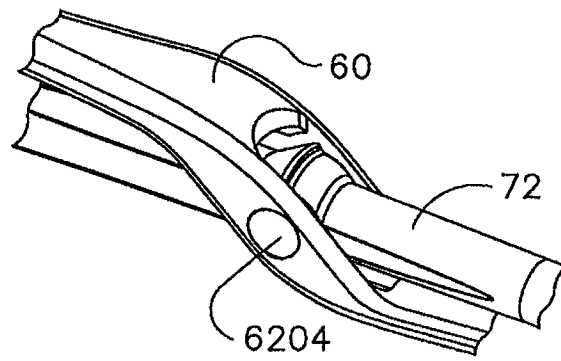


图 10d

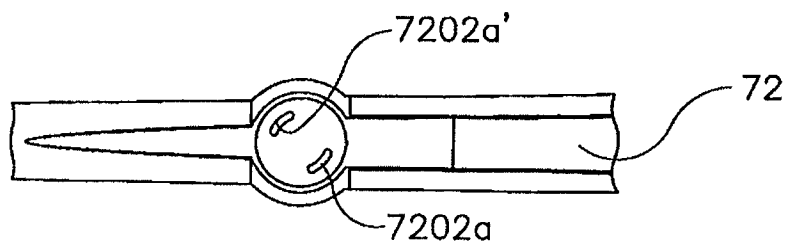


图 11a

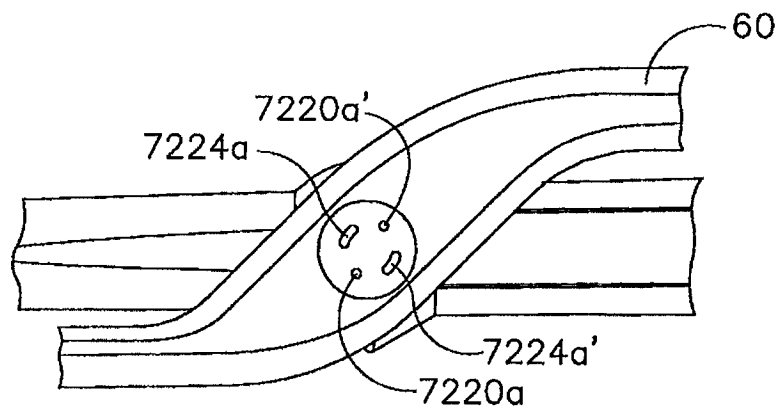


图 11b

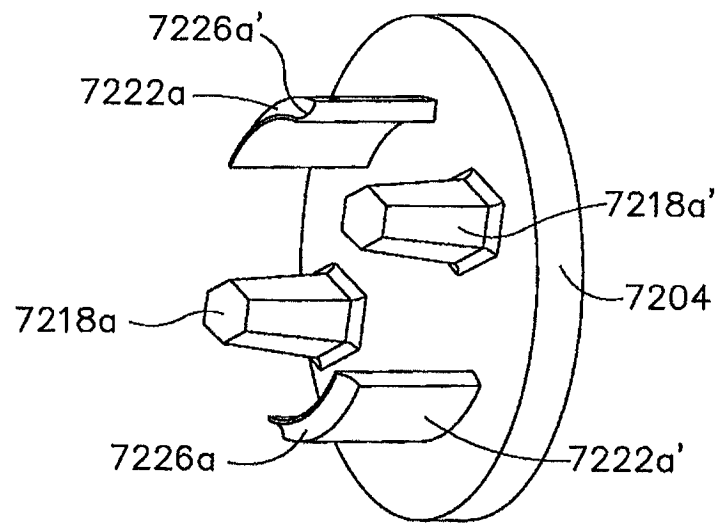


图 11c

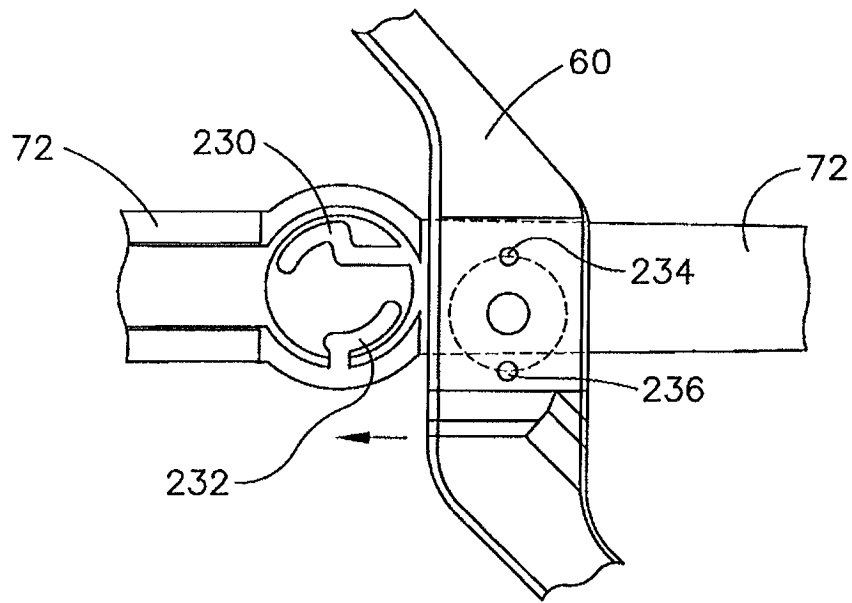


图 12a

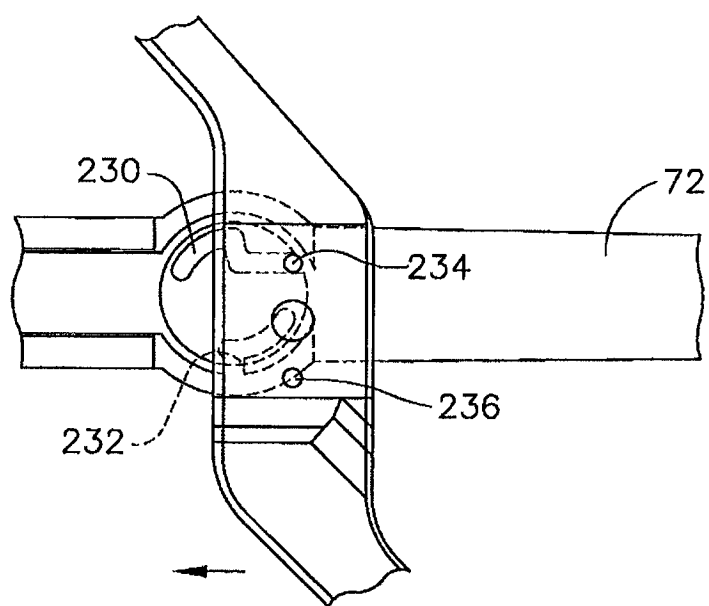


图 12b

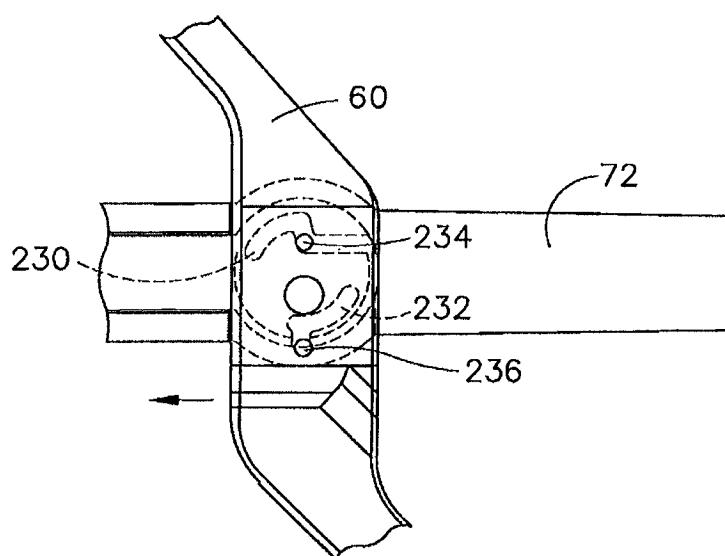


图 12c

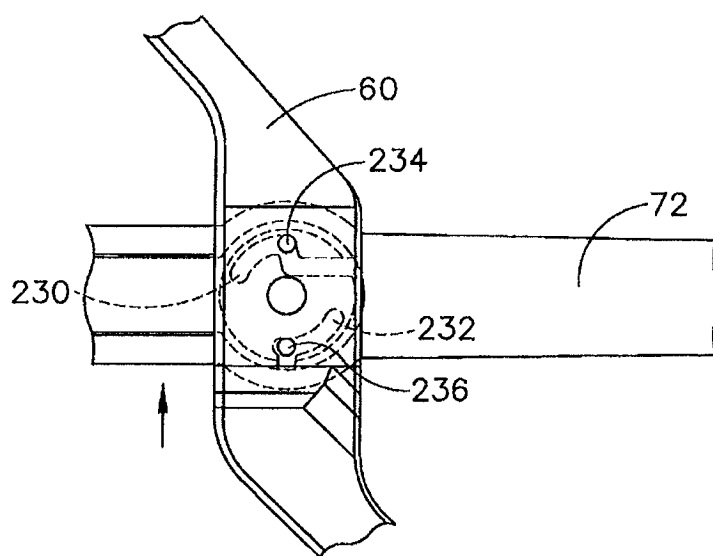


图 12d

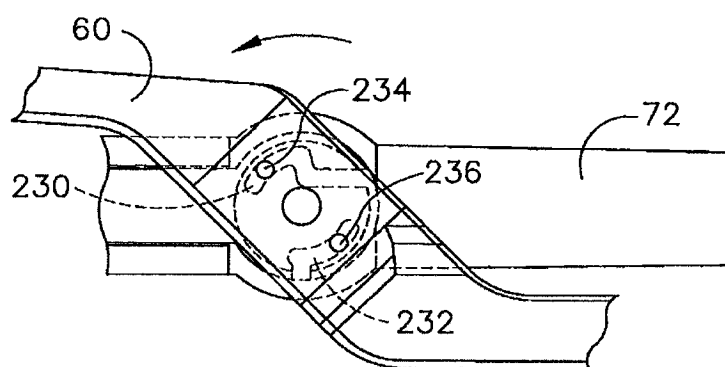


图 12e

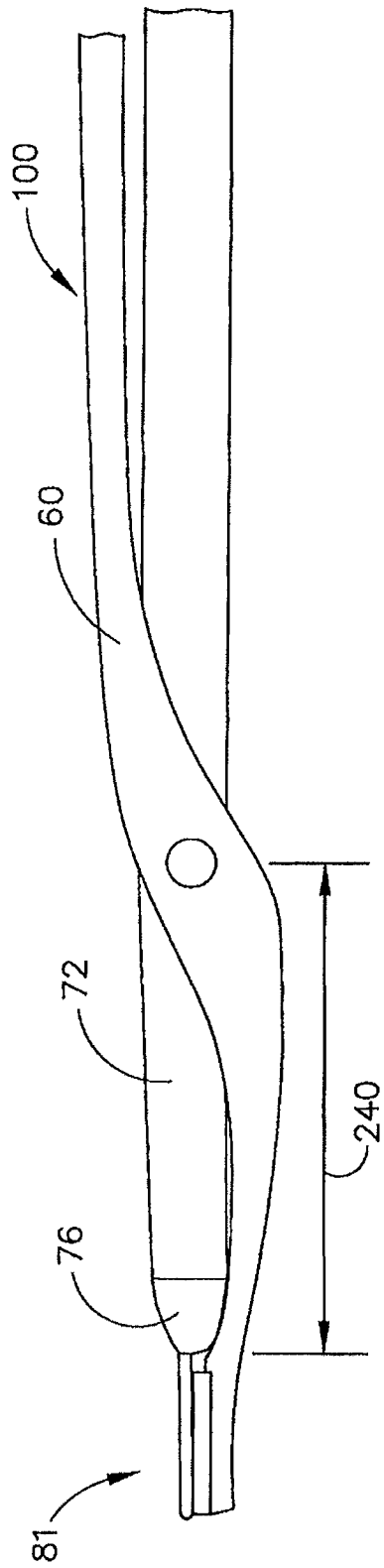


图 13a

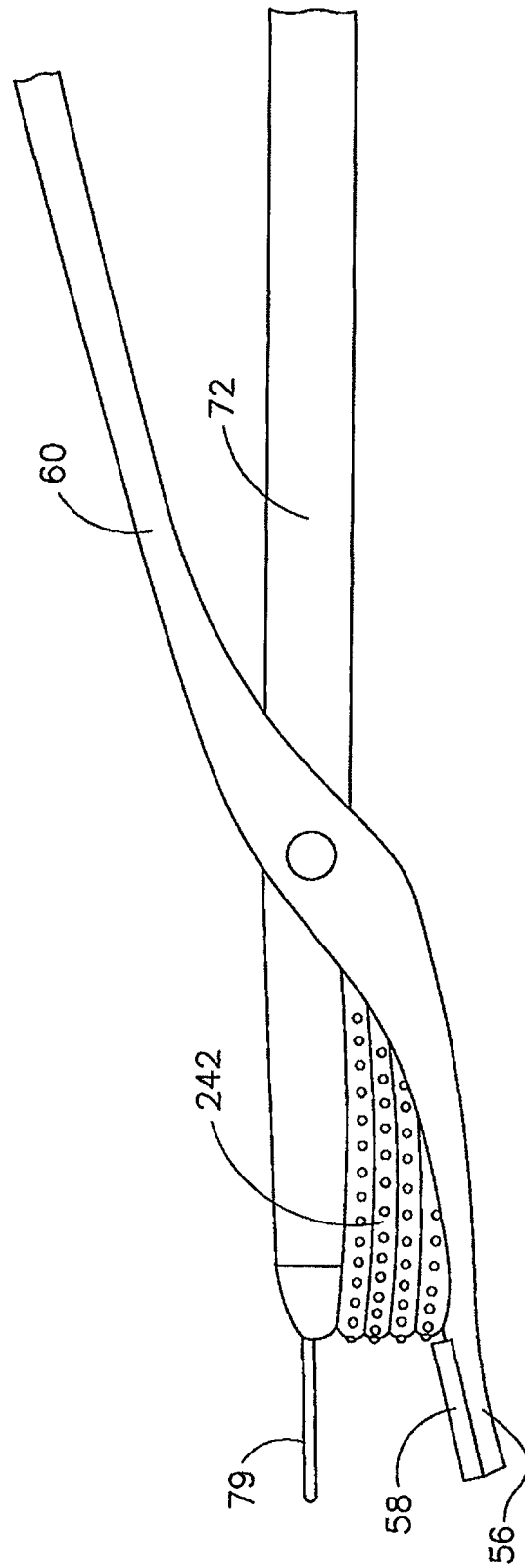


图 13b

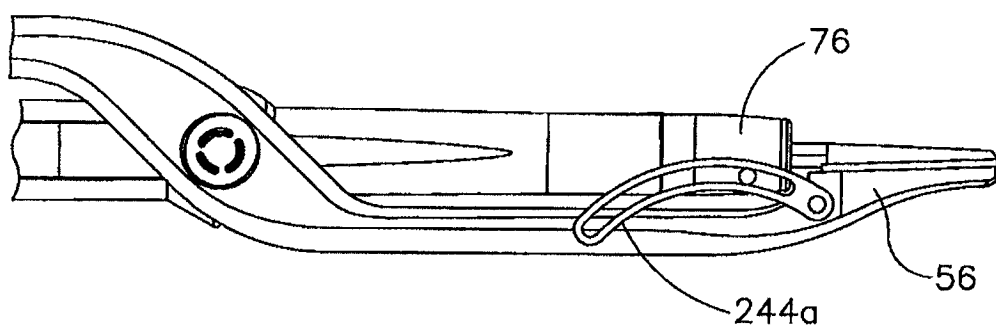


图 14a

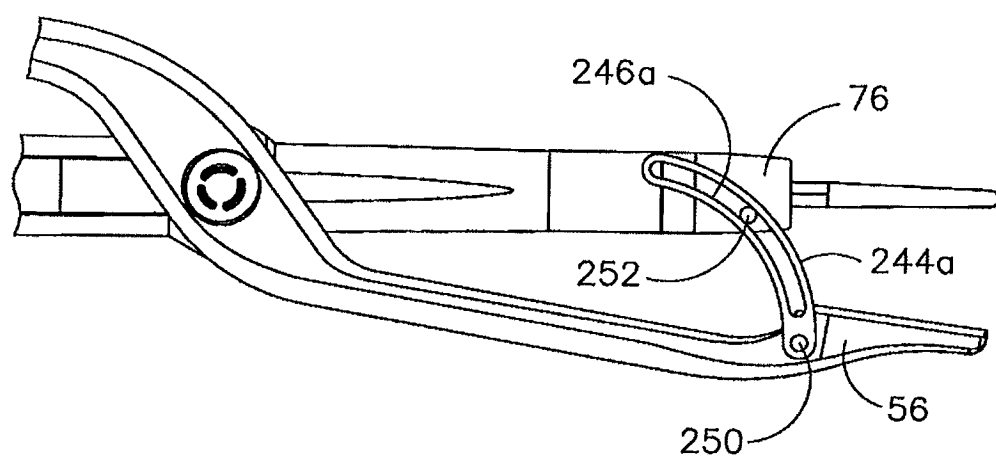


图 14b

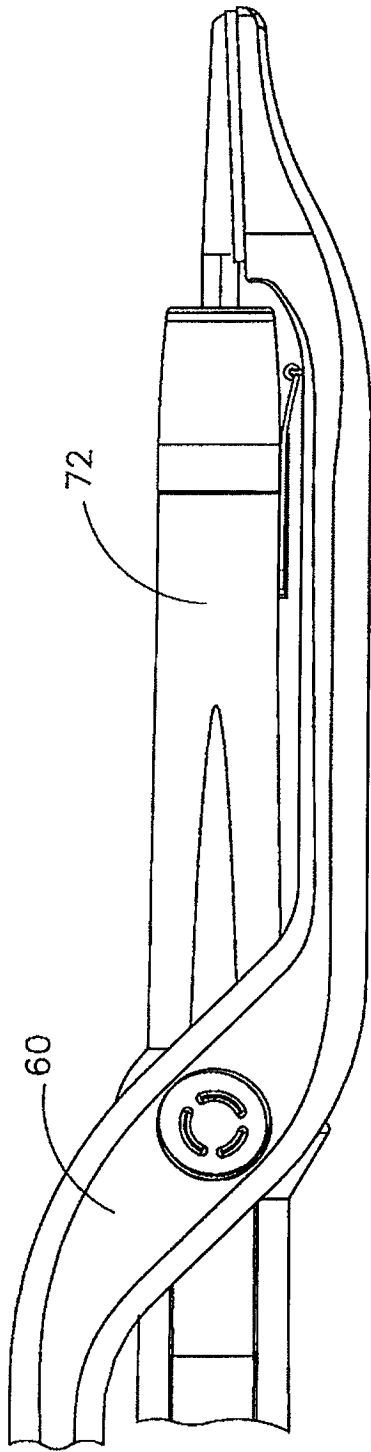


图 15a

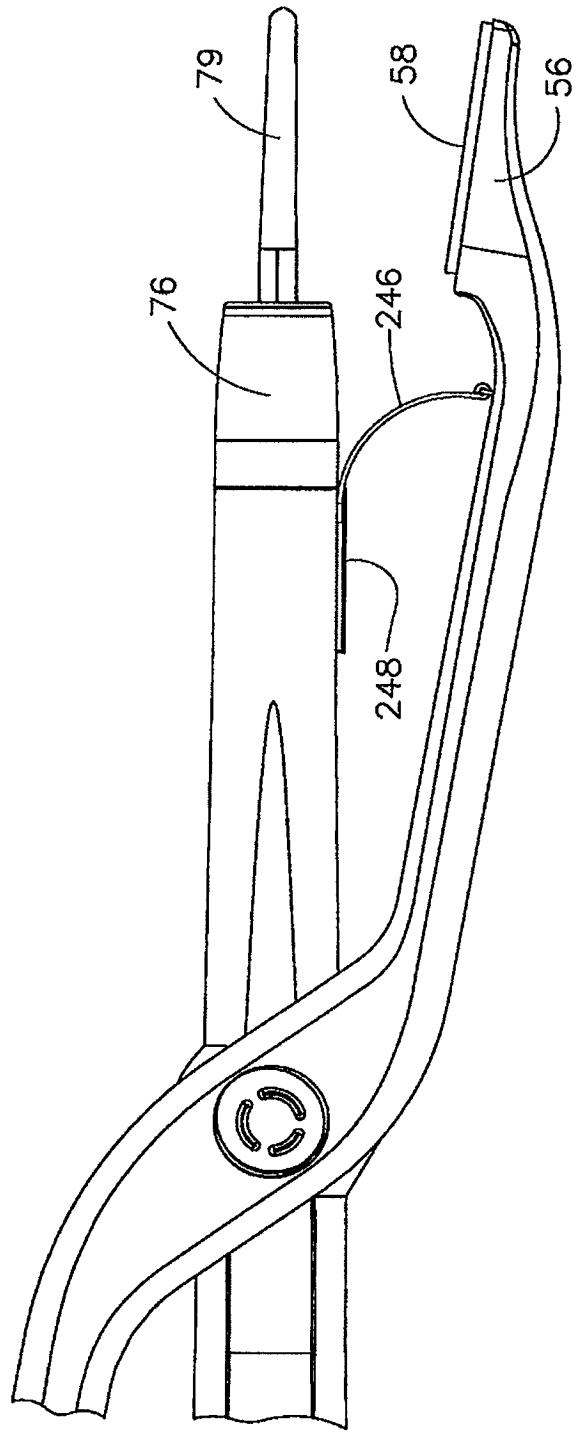


图 15b

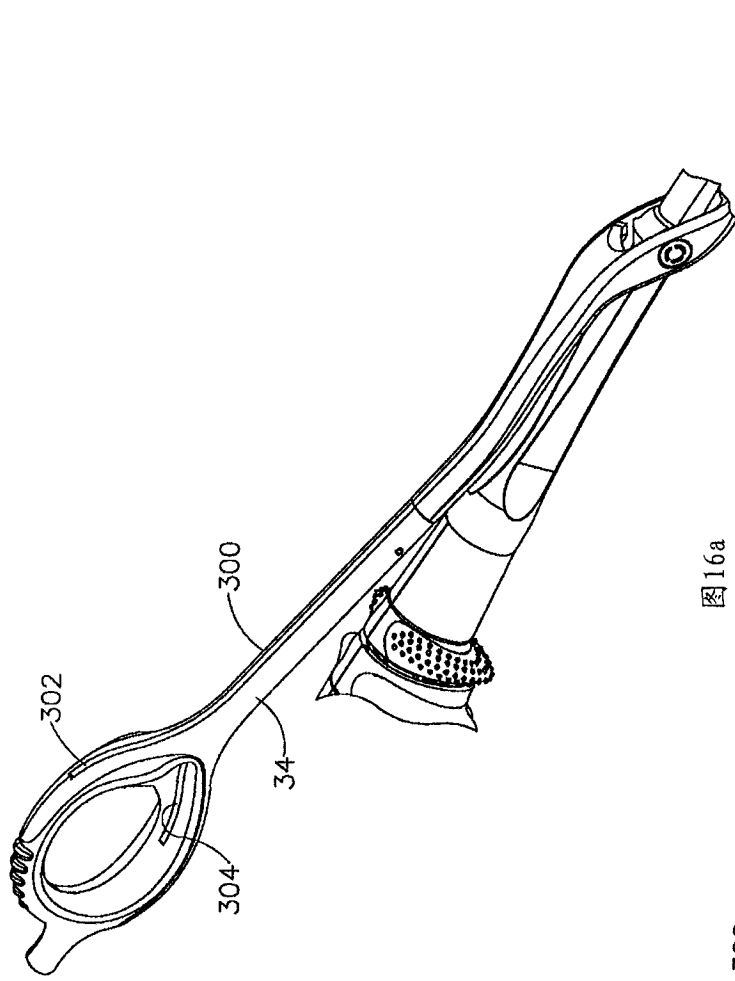


图 16a

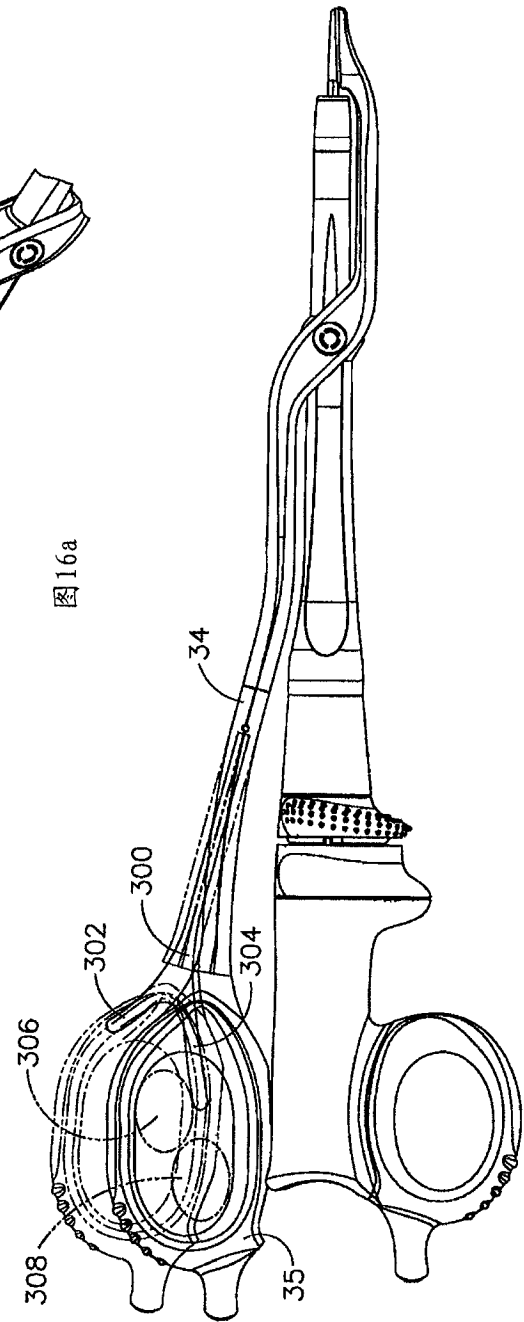


图 16b

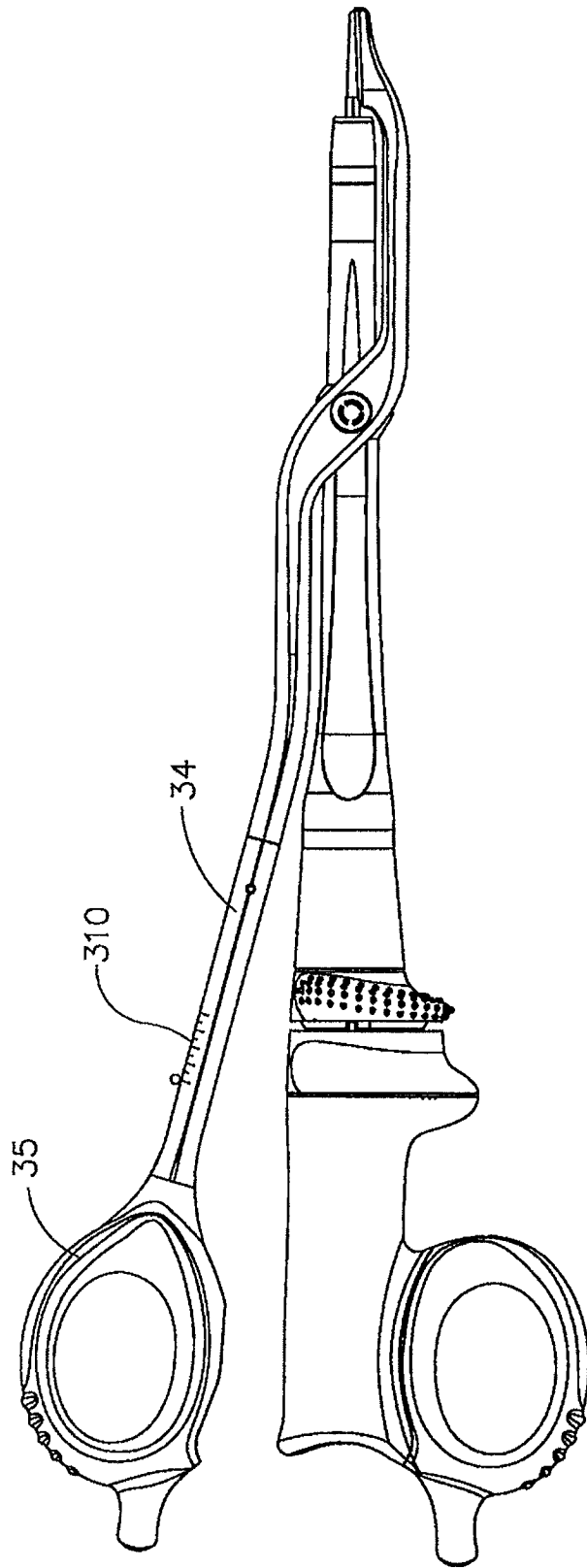


图 17a

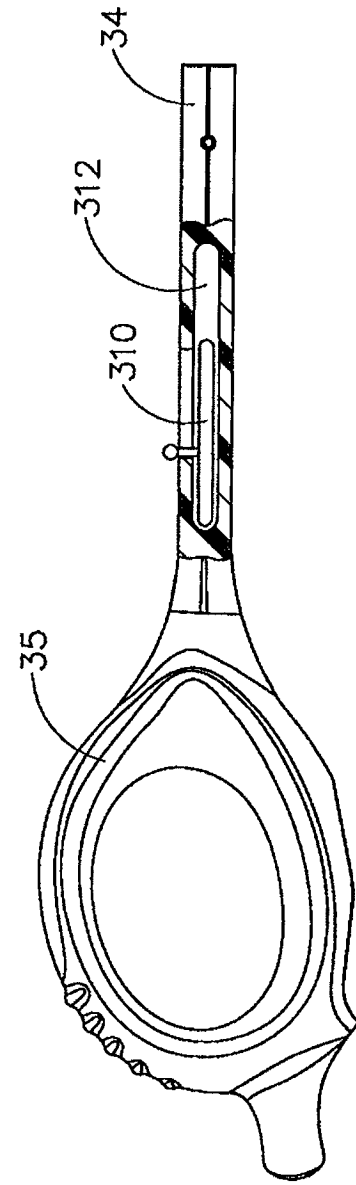


图 17b

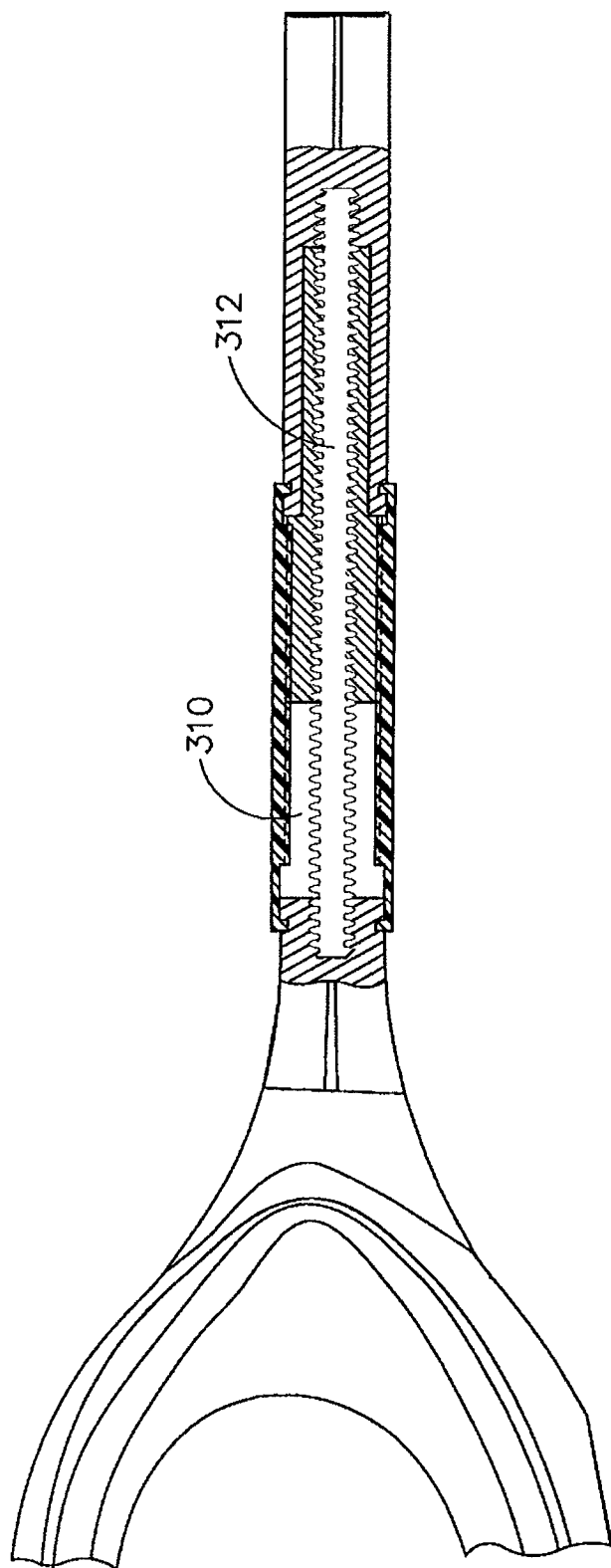


图 17c

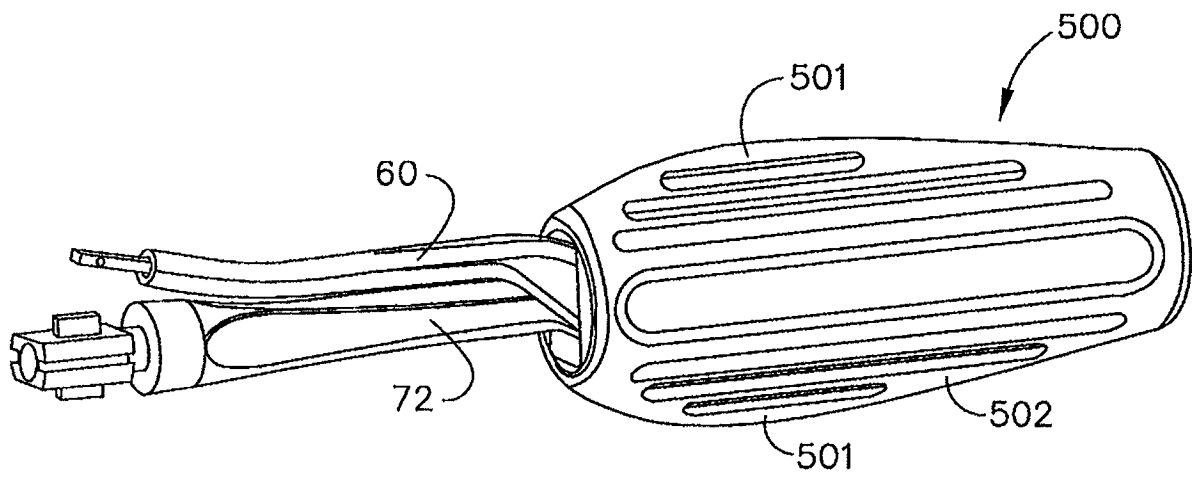


图 18a

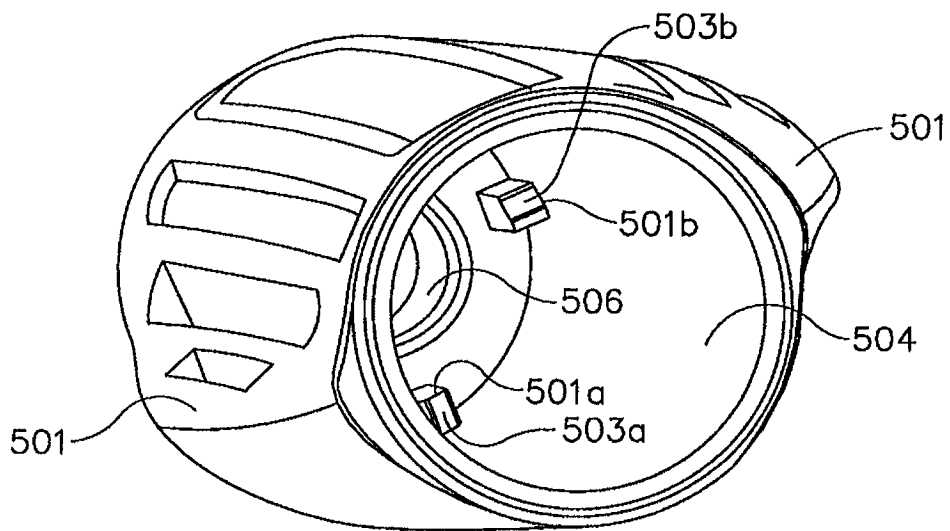


图 18b

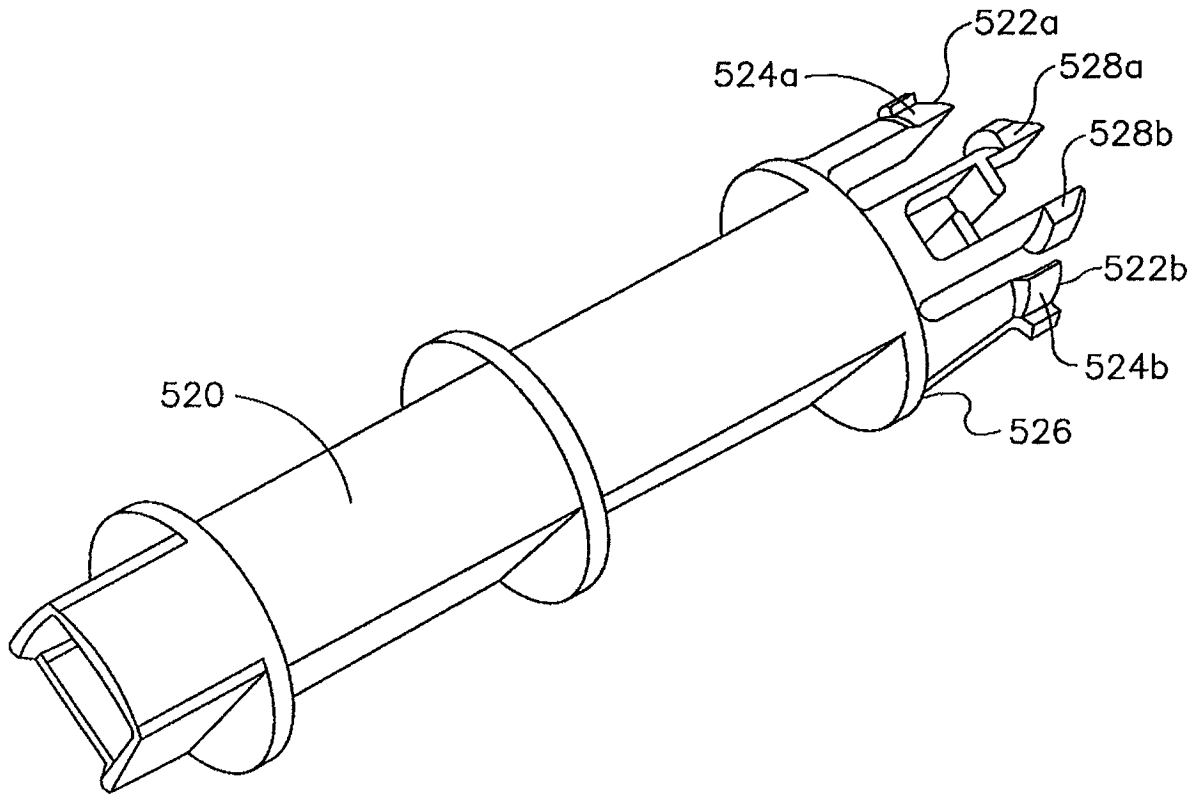


图 18c

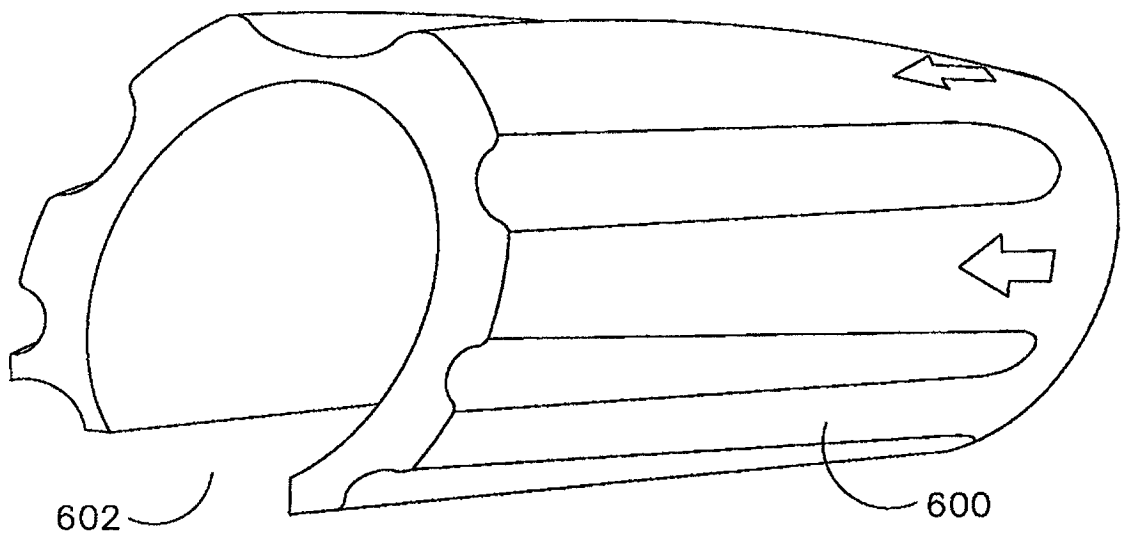


图 19a

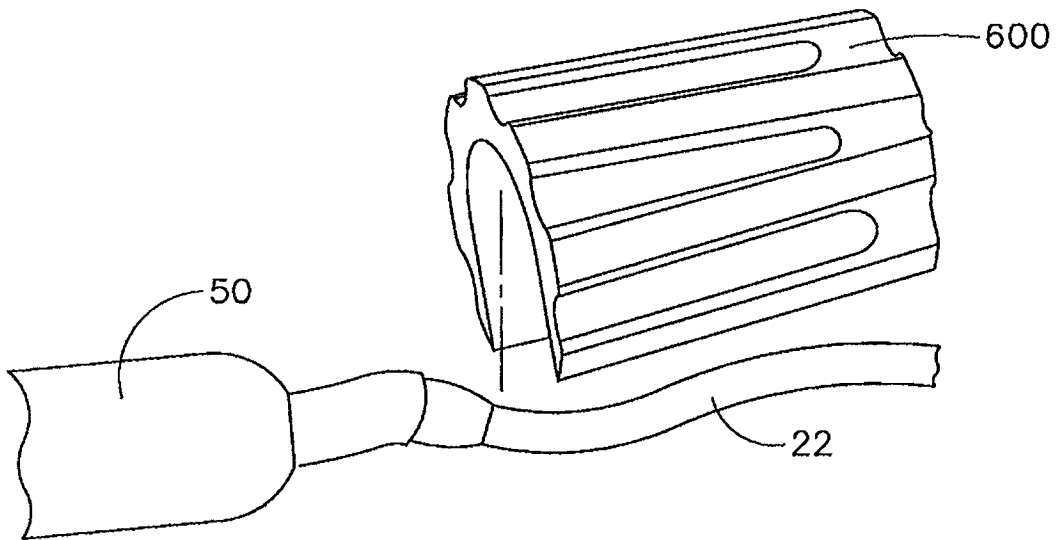


图 19b

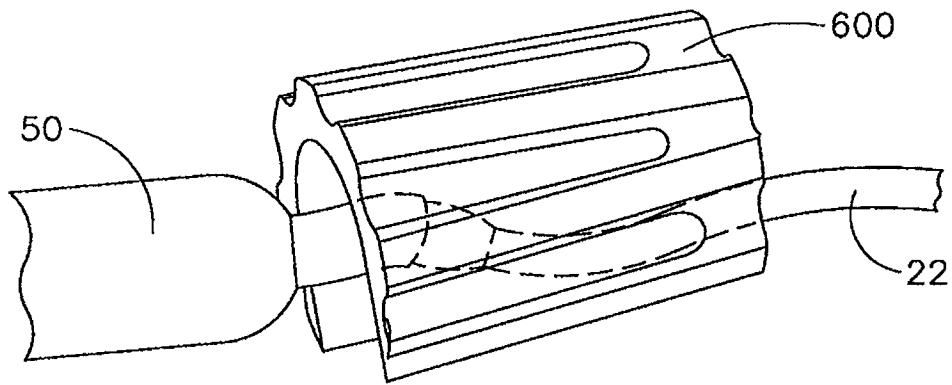


图 19c

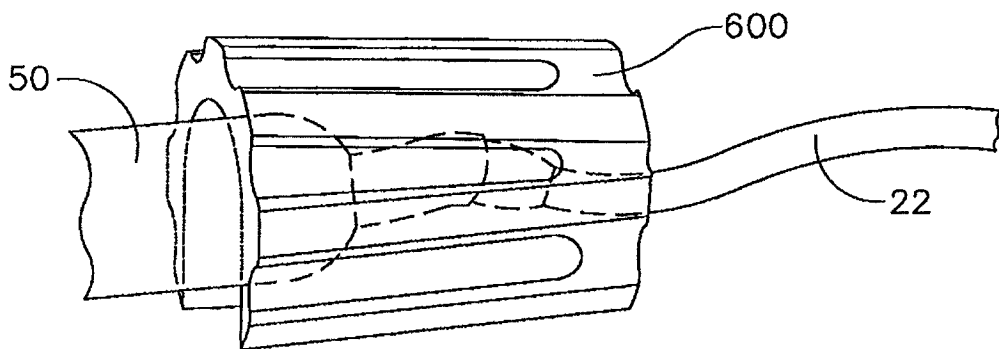


图 19d

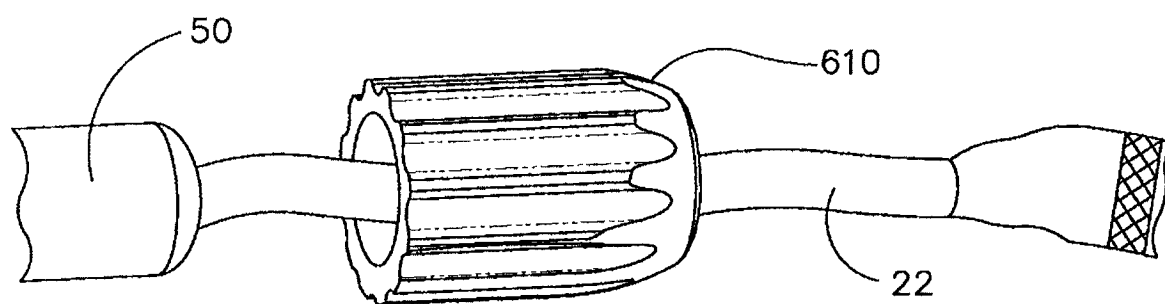


图 20a

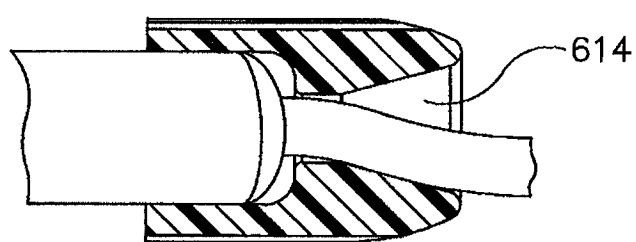


图 20b

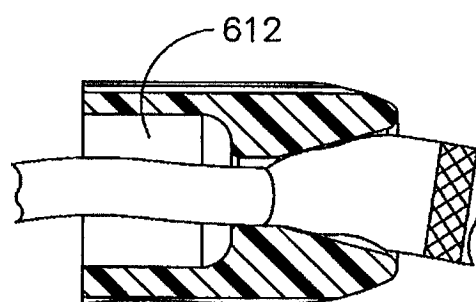


图 20c

专利名称(译)	用于切割和凝固的超声装置		
公开(公告)号	CN102470004B	公开(公告)日	2014-10-22
申请号	CN201080035158.2	申请日	2010-06-29
[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	WD丹纳尔 BD伯特科 K莫兰 AO津曼 ML里德 LA小庞米尔 RD韦弗 JS弗雷泽		
发明人	W·D·丹纳尔 B·D·伯特科 K·莫兰 A·O·津曼 M·L·里德 L·A·小庞米尔 R·D·韦弗 J·S·弗雷泽		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B2017/447 A61B17/320092 A61B2017/00477 A61B17/2804 A61B17/2816 A61B2017/00469 A61B2017/2936 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
代理人(译)	苏娟		
优先权	61/221600 2009-06-30 US 12/823231 2010-06-25 US		
其他公开文献	CN102470004A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声夹紧凝固器组件，该超声夹紧凝固器组件被构造用于进行细小和精密手术操作中所需的选择性切割、凝固和细小解剖。所述组件包括夹紧机构，所述夹紧机构包括夹持臂，使用滚珠支承件组件将所述夹持臂可枢转地安装在所述器械的所述远侧部分，所述夹持臂被特别构造用于产生所需的组织夹持力水平。

