



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106943164 B

(45) 授权公告日 2021.11.19

(21) 申请号 201610832641.2

(22) 申请日 2007.11.30

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106943164 A

(43) 申请公布日 2017.07.14

(30) 优先权数据

60/872,155 2006.12.01 US

60/909,219 2007.03.30 US

11/946,812 2007.11.28 US

11/946,779 2007.11.28 US

11/946,818 2007.11.28 US

11/946,807 2007.11.28 US

11/946,790 2007.11.28 US

11/946,799 2007.11.28 US

(62) 分案原申请数据

200780049027.8 2007.11.30

(73) 专利权人 波士顿科学股份有限公司

地址 英属西印度群岛巴巴多斯

(72) 发明人 巴里·魏茨纳 保罗·J·史密斯
约翰·B·戈尔登

布赖恩·J·因托恰

卡蒂·克鲁格 纳伦·顺

加里·S·卡普尔 威廉·J·肖

库尔特·盖茨

(74) 专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务
所(普通合伙) 31239

代理人 尹洪波

(51) Int.Cl.

A61B 17/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1238705 A, 1999.12.15

CN 1688352 A, 2005.10.26

US 2004133254 A1, 2004.07.08

CN 1189783 A, 1998.08.05

EP 0836863 A1, 1998.04.22

审查员 范建会

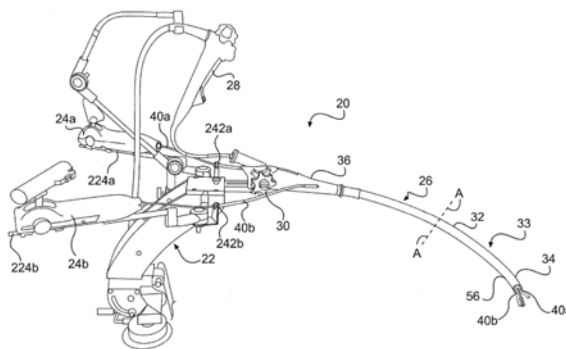
权利要求书2页 说明书49页 附图147页

(54) 发明名称

直接驱动式内窥镜系统和方法

(57) 摘要

本发明公开便于控制一个或多个工具的各种系统和方法。所述系统能够允许使用者控制多个自由度。一个这种系统允许使用者同时控制两个工具的多个自由度。另一个这种系统允许使用者用单手控制多个自由度。本文还描述了用于支撑和/或约束一个或多个工具的运动的框架和轨道。



1. 一种医疗系统, 包括:

引导管, 其包括在近端和远端之间延伸的主体, 所述主体包括: 第一工作通道, 在第一远侧开口终止; 第二工作通道, 在第二远侧开口终止; 第三工作通道; 第四工作通道; 和活动连接部分, 其接近所述远端, 其中所述远端包括端帽, 并且所述引导管还包括在所述近端的壳体构件, 其具有经由多个控制线联接至所述活动连接部分的控制部, 其中所述第一工作通道的近侧部分通过所述控制部远侧的所述壳体构件的孔; 以及

可滑动地设置在所述第一工作通道内的第一工具;

其中所述端帽包括盖, 其配置成选择性地关闭和打开所述第一远侧开口或第二远侧开口的至少一个; 以及

其中所述引导管包括分开机构, 其调整在所述活动连接部分的远侧的所述第一工作通道和第二工作通道之间的分开量, 使得所述第一工作通道和第二工作通道在引导管的中间部分比在引导管的近端或远端更靠近彼此。

2. 如权利要求1所述的系统, 其中所述第二工作通道的第一近侧开口或第二近侧开口的至少一个包括鲁尔接头。

3. 如权利要求1所述的系统, 其中所述活动连接部分构造成改变与所述引导管的远端相邻的工作容积。

4. 如权利要求1所述的系统, 所述第一工具包括夹钳、剪刀、镊子、解剖器、电烧灼装置、圈或绑扎器。

5. 如权利要求1所述的系统, 还包括设置在所述第二工作通道内的第二工具。

6. 如权利要求5所述的系统, 所述第一工具包括夹钳, 并且所述第二工具包括电烧灼装置。

7. 如权利要求1所述的系统, 还包括可滑动地设置在所述第三工作通道内的内窥镜。

8. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述第一工作通道的远侧部分相对于所述引导管的纵轴成角度, 使得所述第一工具以相对于纵轴的角度离开所述第一远侧开口。

9. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述引导管的主体包括限定所述第一工作通道的第一管状主体和限定所述第二工作通道的第二管状主体, 所述第一和第二管状主体中的每一个的至少一部分是柔性的。

10. 根据权利要求9所述的系统, 其中所述活动连接部分包括多个活动连接段, 所述多个活动连接段可沿对应的第一管状主体或第二管状主体的至少一部分相对彼此移动。

11. 根据权利要求1所述的系统, 其中所述分开机构调整所述第一和第二工作通道之间的分开, 而不接合所述第三工作通道或第四工作通道。

12. 如权利要求9所述的系统, 其中所述第一管状主体和第二管状主体各自包括含氟聚合物。

13. 如权利要求9所述的系统, 其中所述第一通道和第二通道的至少一个包括可位于所述引导管的外部的预曲形部分, 并且在不受所述引导管约束的情况下所述预曲形部分弯曲为预形成的曲线。

14. 如权利要求13所述的系统, 其中所述预形成的曲线包括第一曲线和第二曲线。

15. 如权利要求9所述的系统, 其中所述第一工作通道包括可定位在引导管外部的预曲形部分, 并且所述第一工具包括预弯曲或形状记忆材料, 当不受所述引导管约束时, 该材料

移动为弯曲位置。

16. 如权利要求9所述的系统,其中所述第一管状主体和第二管状主体各自能相对于所述端帽移动。

17. 如权利要求1所述的系统,其中所述第一工作通道,第二工作通道和第三工作通道设置在共用鞘内。

直接驱动式内窥镜系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2006年12月1日提交的名称为“用于腔内手术的系统和方法”的临时申请60/872,155以及于2007年3月30日提交的名称为“直接驱动式内窥镜系统和方法”的临时申请60/909,219的优先权,这两个申请在此通过引用并入本文。

背景技术

[0003] 极小侵袭性手术工具,例如内窥镜和腹腔镜装置,可提供通至手术部位的手术入路并最小化对患者的创伤。虽然这种治疗装置日益增强的能力允许医生经过传统的极小侵袭性的路线执行更为多样的手术,但是进一步的精细改进可允许经过侵袭性更小的路线的手术入路。目前已提出一些机械系统来允许经由天然孔道的手术入路。使用者界面远离手术工具和/或端执行器。不幸的是,这些系统通常昂贵且复杂。此外,这些系统不能提供传统装置可提供的触觉使用者反馈。

[0004] 因此,有理由对传统的极小侵袭性手术装置进行进一步的精细改进,并且存在开发新的手术系统的需求。

发明内容

[0005] 本文描述各种用于驱动工具的系统和方法。在一个方面,所述工具可经由传递到远端工作区域的使用者输入力来驱动。以下描述的各种系统的工具和/或其它元件响应使用者输入力能够以多个自由度移动。本文描述的系统还能够帮助控制所述多个自由度。例如,多个自由度可仅用单手致动。

[0006] 在一个实施例中,提供一种包括引导管的系统。所述引导管可包括在该引导管中的用于传输手术器械的至少一个通道。在一个方面,多个手术器械可通过所述引导管中的一个或多个通道传输。所述引导管可为系统提供至少一个自由度,而在另一实施例中可提供多个自由度。

[0007] 在一个方面,所述引导管可接纳柔性内窥镜或其它可视化器具,以允许对手术部位可视化。在另一方面,所述引导管可接纳用于组织修复、鉴定和/或切除的工具。内窥镜、引导管和/或工具可为系统提供另外的自由度。例如,所述工具可通过手动控制提供至少一个自由度,并且在其它方面,提供两个或更多个自由度。

[0008] 在另一方面,所述引导管、工具和/或光学装置可与支撑框架一起工作。所述框架例如可与所述工具配合并协助控制另外的自由度。此外,所述框架可为医生限定符合人体工程学的工作区域,以及提供相对于患者的基准。

[0009] 本文进一步描述一种通向手术部位的方法。在一个实施例中,引导管可经过天然孔道导引至手术部位。光学装置和至少一个手术工具可通过所述引导管中的通道传输到手术部位。使用者于是可通过所述光学装置和所述至少一个手术工具来观看和操控组织块。在一个方面,在部分地致动所述至少一个手术工具时,使用者可与配合到支撑框架的一个或多个控制器交互。

附图说明

- [0010] 图1是本文描述的系统的一个实施例的透视图。
- [0011] 图2A是沿图1的线A-A截取的截面图。
- [0012] 图2B是沿图1的线A-A截取的截面图的另一实施例。
- [0013] 图3A是图1的系统的一部分的拆卸图。
- [0014] 图3B是图1的系统的一部分的剖视图。
- [0015] 图4A是图1的系统的一部分的剖视图。
- [0016] 图4B是图1的系统的一部分的剖视图。
- [0017] 图5A是本文描述的系统的一个示例性元件的正视图。
- [0018] 图5B是图5A的元件的另一实施例的正视图。
- [0019] 图6A是本文描述的端帽的一个示例性实施例的截面图。
- [0020] 图6B是图6A的端帽的另一截面图。
- [0021] 图7A是本文描述的通道分配器的一个示例性实施例的透视图。
- [0022] 图7B是图7A的通道分配器的纵向截面图。
- [0023] 图7C是图7A的位于引导管内的通道分配器的透视图。
- [0024] 图7D是本文描述的引导管的一个示例性实施例的正视图。
- [0025] 图7E是图7D的引导管的侧视图。
- [0026] 图7F是图7D的引导管的截面图。
- [0027] 图8是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0028] 图9A是本文描述的引导管的一个示例性实施例的透明图。
- [0029] 图9B是图9A的引导管的透视正视图。
- [0030] 图10A是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0031] 图10B是图10A的系统的截面图。
- [0032] 图11是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0033] 图12是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的局部透视透视图。
- [0034] 图13是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的局部透视侧视图。
- [0035] 图14是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的侧视图。
- [0036] 图15A是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的侧视图。
- [0037] 图15B是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的侧视图。
- [0038] 图16A是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的截面图。
- [0039] 图16B是图16A的另一截面图。
- [0040] 图16C是图16A的另一截面图。
- [0041] 图16D是图16A的侧视图。
- [0042] 图17是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0043] 图18是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0044] 图19A至图19C是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0045] 图20是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的截面图。
- [0046] 图21是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的截面图。
- [0047] 图22是本文描述的系统的一个示例性实施例的远端的透视图。

- [0048] 图23是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透视图。
- [0049] 图24是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透视图。
- [0050] 图25是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的截面图。
- [0051] 图26和图27是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透视图。
- [0052] 图28A和图28B是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的截面图。
- [0053] 图29A是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的局部透明图。
- [0054] 图29B是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的正视图。
- [0055] 图30是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透视图。
- [0056] 图31A是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透视图。
- [0057] 图31B是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透明图。
- [0058] 图32A和图32B是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透视图。
- [0059] 图33A和图33B是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的局部透明图。
- [0060] 图34是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透视图。
- [0061] 图35是本文描述的系统的—个示例性实施例的远端的透视图。
- [0062] 图36是本文描述的引导管的—个示例性实施例的透视图。
- [0063] 图37和图38是本文描述的引导管的—个示例性实施例的局部拆卸图。
- [0064] 图39是本文描述的系统的—个示例性实施例的透视图。
- [0065] 图40A和图40B是工作通道的近端的—个示例性实施例的截面图。
- [0066] 图40C是引导管的远端的—个示例性实施例的透视图。
- [0067] 图41A至图41C是刚性或部分刚性引导管的各种示例性实施例。
- [0068] 图42A至图42C是本文描述的用于腹腔镜过程的系统的各种示例性实施例的透视图。
- [0069] 图43A至图43I是本文描述的各种引导管和器械的实施例的透视图。
- [0070] 图44是使用于本文描述的系统的框架的—个示例性实施例的透视图。
- [0071] 图45是使用于本文描述的系统的框架和引导管的—个示例性实施例的透视图。
- [0072] 图46是使用于本文描述的引导管和框架的快速断开结构的—个示例性实施例的俯视图。
- [0073] 图47是使用于本文描述的系统的框架的—个示例性实施例的侧视图。
- [0074] 图48是使用于本文描述的系统的框架的—个示例性实施例的透视图。
- [0075] 图49是使用于本文描述的系统的框架的—个示例性实施例的透视图。
- [0076] 图50是使用于本文描述的系统的框架的—个示例性实施例的透视图。
- [0077] 图51是使用于本文描述的系统的框架的—个示例性实施例的透视图。
- [0078] 图52是安装在光学装置上的轨道的—个示例性实施例的透视图。
- [0079] 图53是使用于本文描述的系统的框架的—个示例性实施例的透视图。
- [0080] 图54是使用于本文描述的系统的轨道的—个示例性实施例的透视图。
- [0081] 图55是使用于本文描述的系统的工具和轨道的—个示例性实施例的侧视图。
- [0082] 图56是使用于本文描述的系统的工具和轨道的—个示例性实施例的侧视图。
- [0083] 图57至图58B例示出使用于本文描述的系统的各种示例性快速断开结构。
- [0084] 图59A至图59C例示出使用于本文描述的系统的各种锁定和/或阻尼元件。

- [0085] 图60和图61是本文描述的工具和轨道的示例性特征部的透视图。
- [0086] 图62A是本文描述的控制构件和轨道的一个示例性实施例的透视图。
- [0087] 图62B和图62C是本文描述的控制构件的示例性特征部的截面图。
- [0088] 图63A至图65是本文描述的各种示例性轨道和工具的透视图。
- [0089] 图66A是本文描述的轨道和工具的一个示例性实施例的局部透明图。
- [0090] 图66B是沿图66A的线B-B截取的截面图。
- [0091] 图67是本文描述的控制构件和轨道的一个示例性实施例的透视图。
- [0092] 图68A是本文描述的控制构件和轨道的一个示例性实施例的透视图。
- [0093] 图68B是本文描述的控制构件和轨道的另一示例性实施例的透视图。
- [0094] 图69A和图69B是本文描述的控制构件和轨道的各种示例性实施例的局部透明图。
- [0095] 图70是本文描述的控制构件和轨道的另一示例性实施例的透视图。
- [0096] 图71A至图73是本文描述的轨道和引导管的各种示例性实施例。
- [0097] 图74是本文描述的系统的一个示例性实施例的透视图。
- [0098] 图75至图79是图74的系统的各种示例性特征部的视图。
- [0099] 图80A是本文描述的一个示例性工具的透视图。
- [0100] 图80B至图84是图80A的工具的各种局部拆卸图。
- [0101] 图85至图89B是使用于本文描述的控制构件的示例性控制机构的各种局部透明图。
- [0102] 图90至图96是使用于本文描述的控制构件的示例性手柄的各种透视图。
- [0103] 图97是使用于本文描述的工具的绞盘的示例性实施例的透视图。
- [0104] 图98A是本文描述的示例性控制机构的透视图。
- [0105] 图98B和图98C是图98A的控制机构的一个示例性元件的截面图。
- [0106] 图99至图101是本文描述的示例性控制机构的透视图。
- [0107] 图102是使用于本文描述的系统的示例性控制构件的透视图。
- [0108] 图103是使用于本文描述的系统的脚踏板的透视图。
- [0109] 图104是具有示例性锁定和/或阻尼机构的控制机构的局部透明图。
- [0110] 图105是具有示例性锁定和/或阻尼机构的控制机构的局部透明图。
- [0111] 图106是本文描述的工具和轨道的一个示例性实施例的局部透明图。
- [0112] 图107是本文描述的工具和轨道的一个示例性实施例的侧视图。
- [0113] 图108是本文描述的器械的一个示例性实施例的透视图。
- [0114] 图109是本文描述的工具的一个示例性实施例的剖视图。
- [0115] 图110是本文描述的工具的另一示例性实施例的剖视图。
- [0116] 图111A至图111C是本文描述的示例性端执行器的局部透明图。
- [0117] 图112是本文描述的工具的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0118] 图113A和图113B是本文描述的工具的各种示例性元件的透视图。
- [0119] 图114至图116B是本文描述的工具的示例性实施例的局部透明图。
- [0120] 图117是本文描述的工具的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0121] 图118是本文描述的工具的一个示例性实施例的远端的透视图。
- [0122] 图119A和图119B是本文描述的工具的示例性实施例的透视图。

- [0123] 图120A是本文描述的工具的一个示例性实施例的拆卸图。
- [0124] 图120B是图120A的工具的截面图。
- [0125] 图121A和图121B是图120A的工具的示例性元件的正视图和截面图。
- [0126] 图122A是本文描述的两件式工具的一个示例性实施例的剖视图。
- [0127] 图122B是图122A的工具的透视图。
- [0128] 图123A至图123D是本文描述的工具的示例性实施例的截面图。
- [0129] 图124是本文描述的工具的一个示例性实施例的透视图。
- [0130] 图125A至图125C是本文描述的两件式工具的示例性实施例的局部截面图。
- [0131] 图126至图130是本文描述的工具的一次性元件的示例性实施例的侧视图。
- [0132] 图131A至图131J是使用本文描述的系统系统的示例性步骤的透视图。

具体实施方式

[0133] 本文公开了用于通过直接连接到使用者控制部的医疗器械远距离执行手术的系统和方法。在一个方面,所述系统适用于经由口部、经由肛门、经由阴道、经由尿道、经由鼻部、经由腔、腹腔镜、胸腔镜、整形外科、经过耳朵、和/或经由皮肤的入路。

[0134] 所述系统的各种示例性部件在下文被更为详细地描述。然而,大体上,所述系统可包括直接连接到使用者控制部的至少一个器械。所述系统可允许使用者通过能够用单手操控的控制器控制至少两个自由度。在另一方面,单手控制器可控制三个、四个或多于四个自由度。在又一方面,提供至少两个控制器,其每一个均被构造为单手控制。每个控制器可提供至少两个自由度、三个自由度、四个自由度或多于四个自由度。为了允许使用者操控多个自由度,所述系统可包括提供使用者、器械、控制器和/或患者之间的基准系的结构。该结构可通过如下所述的各种不同部件来提供。

[0135] 以下公开内容分为多个部分,包括对如下各部件的描述:用于收纳一个或多个器械的一部分的引导管;框架;可帮助器械运动的轨道;用于操控一个或多个器械的控制器;以及器械自身。应该意识到,本文所描述和要求保护的系统可包括任意或所有公开的各种部件以及这些部件的各个实施例。此外,单一结构可限定和/或实现本公开内容的两个单独部分中描述的元件功能。例如,框架或引导管可限定轨道。本公开内容的一部分致力于示例性系统(例如,图1),但应理解的是,本发明不仅仅限于这些示例性系统。

[0136] 此外,虽然在以下系统和方法的论述中可出于方便起见而常常提及“手术工具”、“手术”或“手术部位”,然而,所描述的系统及其使用方法并不限于组织切除和/或修复。特别是,除了手术以外,或作为手术的可替代方案,所描述的系统可用于检查和诊断。而且,本文描述的系统可实现非医疗应用,例如用于机器的检查和/或修理。

[0137] 图1提供用于通过天然孔道执行腔内和/或经由腔的手术的系统20的一个实施例的透视图。该系统包括:框架22,用于支撑工具40a、40b的控制构件24a、24b;和引导管26,用于收纳工具40a、40b的细长主体和/或光学装置28。当引导管26插入患者体内时,控制构件24a、24b允许医生操控手术工具40a、40b,该手术工具40a、40b延伸到与引导管26的远端34相邻的手术部位。如以下更为详细所述,根据患者的部位、空间、人体工程学、医生偏好、和/或手术台框架的可用性,框架22可以具有各种构造。

[0138] 引导管

[0139] 引导管26可具有细长主体32,该细长主体32从框架延伸,并被构造为通过天然孔道和/或切口插入至患者体内的手术部位。虽然引导管在图1中显示为与框架22配合,然而引导管26可在部分或全部手术过程中在没有框架22的情况下使用。在一个方面,引导管26包括由近侧引导管控制部30控制的远侧活动连接 (articulating) 端34。引导管近端36可包括至少一个孔,用于接纳诸如工具40a、40b和/或光学装置28 (一起在本文中一般称为“手术器械”) 等手术器械。在引导管26的近端36与远端34之间,细长主体32可包括中间部分33。在一个实施例中,中间部分33为大致柔性和非活动连接的。在另一实施例中,引导管的至少一部分是刚性的。例如,引导管26的一部分或全部可为刚性的。

[0140] 在一个实施例中,如下所述,引导管26可为系统20提供一个、两个或多于两个自由度。例如,引导管26可与控制部30活动连接,以使引导管26的至少一部分 (例如,远端34) 上下和/或侧向移动。还可以想到的是,另外的自由度例如通过引导管相对于框架的旋转、平移运动提供,和/或通过另外的活动连接部分或弯曲部分提供。

[0141] 引导管26的细长主体32的外表面可包括润滑材料层,以利于将引导管26通过身体腔或手术插入部插入。细长主体32的内部可包括适于将至少一个细长手术器械引导至手术部位的至少一个通道。在另一方面,主体可具有两个通道、三个通道、或多于三个通道。在一个方面,引导管包括多个通道,该多个通道包括用于接纳诸如内窥镜等光学装置的主通道和用于接纳活动连接的手术工具的工作通道。通道的数量及其具体构造可根据系统的预期用途和在过程中所需的手术器械的总数和类型而不同。例如,引导管可包括适于接纳多个器械的单一通道或用于多个器械的多个通道。

[0142] 图2A和图2B例示出细长主体32的中间部分的示例性截面图 (沿图1 中的线A-A截取),该细长主体32包括主通道42和工作通道44a、44b。虽然例示出三个通道,然而更少通道 (例如,一个或两个) 或更多通道 (例如,四个或更多个) 也是可以想到的。此外,虽然主通道42在截面宽度上被描述为最大的通道,然而工作通道44a、44b可具有比主通道42更大或更小的尺寸。而且,术语“通道”的使用无需使穿过引导管的光学装置和/或手术器械作为独立或孤立的装置。例如,在一个实施例中,所述系统包括与引导管集成的光学装置和/或手术器械。在又一实施例中,在此描述的光学装置和/或手术器械可自身限定引导管。例如,光学装置可限定引导管并包括用于器械的通道。

[0143] 无论如何,在图2A所示的示例性实施例中,主通道42可由至少一个细长腔限定,该腔至少部分地在引导管26的近端36与远端34之间延伸。类似地,工作通道44a、44b可由分立的腔限定,并且主通道和工作通道被收纳在一外腔中。可替代地,如图2B所示,通道42、44a、44b中的至少一个可由沿至少一部分引导管26延伸的分配器限定。例如,所有三个通道42、44a、44b可共用一共用鞘或外护套54。本领域技术人员可意识到,分配器可由引导管的一部分限定,和/或由与引导管和/或器械配合的分立元件限定 (分配器的示例将参照图7A至图7C进行更详细地描述)。

[0144] 现在参照图2A,在一个方面,主通道42包括内管状主体46和外管状主体48。内、外管状主体均可包括柔性材料。在一个方面,内管状主体46具有润滑内表面。例如,内管状主体46可由诸如含氟聚合物 (例如,聚四氟乙烯) 等低摩擦材料形成。可替代地,内管状主体可由低摩擦材料的涂层限定。

[0145] 为了改进内管状主体的柔性特性,内管状主体可具有减小管状主体扭曲或变窄的

风险的构造,和/或具有增大引导管的弯曲角度的构造。在一个方面,内管状主体被螺旋切制(spiral cut),以提供内管状主体46的展开部分。例如,螺旋切制管可形成绕圈,所述展开部分处于绕圈之间,使得绕圈在引导管弯曲时可靠近和背离彼此移动。本领域技术人员可意识到,内管状主体的材料和结构可被选择为满足所希望的引导管柔性的要求。此外,内管状主体可沿引导管长度包括不同材料和/或构造,以沿引导管长度提供变化的柔性。

[0146] 在内管状主体具有螺旋切制或“展开”构造的情况下,主通道可进一步由外管状主体48限定。主通道的外管状主体可提供针对螺旋切制的内管状主体的结构,并限制螺旋切制管状主体的绕圈之间的活动量。外管状主体可由包括聚合物和/或金属的各种柔性材料形成。此外,外管状主体48可包括用于进一步强化主通道的加强材料,例如网状物和/或编织物。在一个方面,主通道的外管状主体的壁不具有任何通至相邻环境的穿孔或开口。例如,外管状主体不可渗透并提供流体屏障。

[0147] 工作通道44a、44b相互之间或与主通道之间可具有类似或不同的构造,包括例如,一个、两个、或多于两个共轴的管状主体。此外,工作通道44a、44b可沿引导管的全部或部分长度延伸。在一个方面,工作通道包括涂覆或限定工作通道管状主体的润滑材料。如图2A所示,工作通道44a、44b在一个实施例中包括由含氟聚合物形成的单一管状主体50a、50b。此外,工作通道管状主体50a、50b可包括加强材料51(图3A),例如,网状物、螺旋物和/或编织物。无论通道44a、44b的构造如何,工作通道主体50a、50b的内壁可为润滑的。例如,可使用润滑的涂层、膜、膏或流体和/或辅助材料(衬里)来帮助工具或光学装置插入通过所述通道。另外,或可替代地,引导管的内表面和/或外表面可具有隆起的表面特征部,例如肋,以减小摩擦。

[0148] 在另一实施例中,一个或多个通道(例如,主通道和/或工作通道)可由包括松弛或可延展材料的壁形成(未示出),所述材料例如为具有折叠部和/或松弛袋型衬里的手风琴型材料。通道的壁中的折叠部允许部分通道纵向扩张和收缩。松弛材料可具有局部折叠部构造,使得当通道弯曲时,所述折叠部展开以允许一部分通道的壁扩张。在另一方面,一个或多个通道的壁被构造为允许延展或扩张。

[0149] 在又一实施例中,单一构件限定两个或多个通道(例如,主通道和/或工作通道)。例如,工作通道44a、44b可由共同挤压的腔限定。可替代地,或另外,限定通道(例如,内、外管状主体46、48)的多个层可被共同挤压。

[0150] 参照图3A,在一个方面,工作通道和主通道不是彼此固定地配合。而是可由网状物、螺旋物、护套、和/或丝线编织物52将各通道收紧在一起,并保持各通道束扎在一起。根据所希望的引导管中间部分的刚性,编织物52的网密度、刚性和材料可以改变。在可替代方面,丝线、带、或其它位置保持器可位于两个或更多个通道周围,以限制通道背离彼此横向运动。在又一方面,引导管不包括任何通道之间的连接部。

[0151] 引导管可进一步包括环绕通道的外护套54。该外护套可以与丝线编织物52一同工作或替代丝线编织物52工作,并帮助将主通道和工作通道束扎在一起。在一个方面,外护套由连续的不可渗透流体的材料形成,其用作防止生物材料侵入引导管的屏障。在使用中,如前所述,引导管可通过身体孔道插入,且外护套可提供针对沿主体路径出现的细菌的屏障。在一个方面,外护套由弹性材料和/或聚合材料形成,例如,PTFE、EPTFE、硅、聚氨酯、和/或乙烯树脂。

[0152] 除了保护内部通道,外护套还可具有润滑的外表面以利于引导管的插入。润滑表面可使组织创伤最小化并有助于使装置易于穿过身体腔。

[0153] 在一个方面,引导管沿其长度可包括可变硬度。例如,引导管26的各个层的材料性质可被改变以控制引导管的硬度。另外,或可替代地,硬化物可位于希望增大硬度的区域中。本领域技术人员可意识到,可根据系统20的预期用途选择硬度程度。此外,引导管26的硬度可由使用者控制。例如,引导管可具有锁定构造。一旦引导管位于患者体内,则使用者可将引导管锁定在适当位置。

[0154] 此外,虽然引导管通道例示为封闭的,并被保护免受引导管周围环境的影响,然而在一个可替代方面,至少一个引导管通道可具有敞开构造。例如,主通道可由敞开或裂开的壁腔限定,使得器械可通过引导管的侧壁插入引导通道。作为通过引导管近侧开口插入器械的替代方案,光学装置可通过引导管的侧壁插入工作通道。在一个这种方面,搭扣配合或干涉配合可使器械保持在主通道中。

[0155] 在细长主体32的中间部分33的远侧,引导管可包括活动连接(articulation)部分56(图1)。在一个方面,活动连接部分为系统20提供至少一个自由度,并在另一方面为系统20提供多于一个自由度(例如,两个、三个、或多于三个自由度)。具体而言,引导管的远端可通过近侧控制部30而侧向和/或上下移动。在另一方面,引导管可另外地或可替代地纵向移动和/或旋转。无论自由度的数量如何,可通过各种方式控制活动连接部,这将在下文中更详细论述。

[0156] 在一个方面,主通道适于活动连接,且工作通道配合主通道并随着主通道移动。换言之,工作通道不被直接活动连接。然而,在另一方面,所有通道可根据系统20的预期用途而被一同或独立地直接活动连接。另一实施例包括单一腔,该单一腔活动连接并被构造为接纳多个器械或多个通道主体。例如,引导管可包括用于接纳多个器械的一个工作通道。

[0157] 图3A至图4B例示出中间部分33与活动连接部分56之间的过渡部的一个实施例。图3A和图3B例示出示例性引导管的活动连接部分的拆卸图和局部拆卸图(移除外鞘),图4A例示出移除各个层后的活动连接部分的局部透明图。图4B例示出移除外鞘54后的活动连接部分的最远端。如图3A至图4A所示,工作通道主体50a、50b延伸通过引导管26的活动连接部分56,而内、外管状主体46、48终止于活动连接部分56。引导管26的活动连接部分56中的主通道42可由具有内腔的活动连接主体构件58限定。此外,活动连接部分中的工作通道主体可具有与引导管中间部分中的工作通道主体不同的构造。例如,在引导管26的中间部分33中,工作通道主体50a、50b可包括加强编织物或绕圈51。可替代地,如图3A、图3B和图4A所示,工作通道主体50a、50b在活动连接部分56中不包括加强编织物或绕圈51。

[0158] 多种控制机构可用于操控活动连接部分,这些控制机构例如包括:推拉绳、片簧、缆线、盖鞘、条带、电活化材料、和/或流体致动部。

[0159] 在一个实施例中,绳60从引导管的近侧部分延伸到活动连接主体构件58以控制该活动连接主体构件。绳60可包括由柔性材料形成的一个或多个丝线,例如包括各种线或缆线。在一个方面,绳60包括位于外罩内的内部丝线。例如,绳60可由鲍登缆线(bowden cable)限定,该鲍登缆线减小沿引导管长度的动力损耗。

[0160] 如图3A和图4A所示,四个绳60可延伸到活动连接部分56并为引导管26提供两个自由度。绳在张紧时可通过移动一系列活动连接段62而使活动连接主体58弯曲。活动连接段

62一起限定引导管26的活动连接部分56中的活动连接主体58和主通道42。在一个方面,弹簧64连接各活动连接段62并允许各活动连接段相对于彼此移动。绳60延伸经过活动连接部分并远侧活动连接段62'配合。当绳被张紧时,活动连接段62沿引导管的至少一部分活动连接部分56相对于彼此移动,从而允许活动连接部分56弯曲。

[0161] 绳60能够以各种方式与活动连接主体构件58配合。在一个方面,绳的端部被焊接到活动连接主体构件58的内表面。可替代地,如图3A和图4A所示,绳的远端可包括端子59,该端子59与连接到或形成在活动连接主体构件的内表面上的环机械接合。端子59的外直径可大于所述环的内直径,从而使所述端子不能通过所述环向近侧拉出。

[0162] 图5A例示出环61,该环61被焊接到引导管26的邻近于引导管远端(即,邻近于活动连接主体构件58的远端)的内部,用于与绳60的远端配合。在另一方面,如图5B所示,引导管26可包括配合板63,配合板63具有孔65以接纳绳60并防止端子59通过。配合板63可限定孔65的位置和间隔,这可去除将各个环相对于活动连接主体构件内表面仔细间隔、对准和配合的困难过程。此外,配合板63可包括用于使通道42和/或44a、44b通过的一个或多个孔。在一个方面,配合板63通过焊接、粘接、机械互锁和/或摩擦接合与活动连接主体构件58的远端配合。

[0163] 配合板也可用于对准和间隔从活动连接部分的壁和/或从另一器械延伸穿过活动连接部分56的手术器械(例如,光学装置)。在一个方面,配合板内的工作通道孔42可使手术器械与活动连接部分的中心对准。另外,或可替代地,工作通道孔的位置可以使穿过该孔的光学装置与活动连接部分的内表面间隔。配合板可阻止手术器械与活动连接部分(例如,弹簧)的内表面之间的接触。

[0164] 为了防止活动连接段62粘结、钳住、和/或刺穿外护套54,活动连接主体构件网状物或编织物68(图3B和图4A)可延伸遍及活动连接主体构件58。活动连接主体构件网状物或编织物68可与细长主体32的中间部分33中出现的网状物或编织物52相同或不同。如图3B和图4A所示,活动连接主体构件网状物或编织物68延伸遍及活动连接主体构件58,但不遍及相邻的工作通道主体50a、50b。可替代地,网状物或编织物58可封闭多于一个通道。

[0165] 活动连接部分弯曲的程度可通过调节活动连接段的形状和/或活动连接段之间的距离来改变。在一个方面,活动连接部分可最大弯曲为约至少180度,以允许回弯。例如,在经由口部通至胆囊或肝的途径中,医生可能希望沿头颅方向转动以朝向隔膜观看。其它过程可能要求较小的弯曲,例如,与引导管纵向轴线成至少约45度的弯曲。以下描述引导管26的示例性构造,该引导管26具有沿增大的弯曲(包括回弯)导引手术器械的特征部。另外,或可替代地,引导管可包括多个弯曲部分,和/或可适于锁定在适当位置或增大硬度。

[0166] 当活动连接部分56弯曲时,活动连接主体构件58和工作通道主体50弯曲不同弧度。这导致工作通道主体50a、50b可相对于活动连接主体构件58纵向移动或侧偏。为了保持活动连接主体构件58和工作通道主体50被束扎住,活动连接主体构件和工作通道主体50可利用位置保持器保持在一起,所述位置保持器允许各通道的纵向相对运动,但限制各通道的横向相对运动。在一个方面,如图3A至图4B所示,位置保持器可包括围绕活动连接主体构件58和工作通道主体50延伸的刚性束带70。束带70可阻止活动连接主体构件和工作通道主体的横向相对运动,但允许活动连接主体构件和工作通道主体相对于彼此纵向移动。在一个方面,活动连接部分56沿其长度包括多个位置保持器,例如多个束带。本领域技术人员可

意识到,位置保持器可由保持各通道截面关系的各种元件限定。

[0167] 在引导管的远端,系统20可包括端帽80(图3B和图4B),端帽80提供开口,手术工具可通过该开口从引导管通道进入患者体内的工作空间中。如前所述,当活动连接部分弯曲时,活动连接主体构件(限定主通道)和工作通道主体(限定工作通道)相对于彼此移动。在一个方面,活动连接主体构件58与端帽固定地配合,而工作通道主体50被允许在端帽80内纵向移动。例如,端帽可为工作通道主体50的远端提供空间,以使工作通道主体50的远端相对于活动连接主体构件58和端帽80移动。图6A和图6B例示出端帽80的截面图,其中活动连接部分与接纳工作通道主体50a的端帽和工作通路82a配合(工作通道主体50b和工作通路82b在图6A和图6B中被隐藏,第二工作通路82b例示在图4B中)。如图6A所示,当活动连接部分沿主通道42的方向弯曲时,工作主体50a从端帽80撤回。相反,如图6B所示,当活动连接部分朝向工作通道弯曲时,工作通道主体50b相对于主通道移动至端帽中。

[0168] 在另一实施例中,引导管的活动连接部分中的至少一个通道(例如,工作通道主体)可由松弛或可延展材料形成。例如,主体50a、50b的壁可由松弛或可延展材料形成(未示出),所述材料例如为具有折叠部或波形部的手风琴型材料。松弛材料可允许纵向扩张和/或收缩,以减小或消除活动连接部分中的通道纵向相对运动的影响。

[0169] 端帽可与一个或多个活动连接段62和/或配合板63配合。例如,端帽80和活动连接主体构件58可通过焊接、粘结、机械互锁、和/或摩擦接合进行配合。相反,工作通道主体50a、50b可在端帽80内的工作通路82a、82b内自由移动。为了防止工作通道主体50a、50b向回移出通路82a、82b的近侧开口,通路82a、82b可具有足够的长度,使得即使当活动连接部分处于其最大弯曲极限时,工作通道主体也保持在端帽通路内。此外,虽然两个通路82a、82b被公开为用于两个工作通道主体50a、50b,然而在另一方面,单一通路可接纳两个或更多个工作通道主体。

[0170] 在另一方面,端帽80和/或工作通道管状主体50a、50b可被构造为防止工作通道主体50a、50b的远端离开工作通路82a、82b的近侧和/或远侧开口。例如,工作通道主体50a、50b远端的外直径可大于端帽80中的工作通路82a、82b的近侧和/或远侧开口的内直径。在另一方面,工作通道主体可包括止挡(未示出),以防止工作通道主体从端帽80的近端完全撤回。例如,工作通道管状主体可包括由弹性材料形成的止挡,该止挡可被压缩以将工作通道主体的远端插入端帽中。止挡一旦被插入,则其可扩张而使得止挡具有大于端帽80中的工作通路82a、82b的近侧开口的直径。本领域技术人员可意识到,止挡可具有各种构造以阻止工作通道管状主体50a、50b从端帽的工作通路的近端和/或远端的不希望的撤回。

[0171] 系统20可进一步包括在端帽与外护套54的端部之间的密封件。为帮助安放密封件,如图3A、图3B和图4B所示,端帽可包括凹进,密封件86可安放在端帽外表面上而处于所述凹进中。在一个方面,活动连接部分的端部也可包括表面特征部以帮助安置密封件。密封件86可具有各种构造,且在一个方面中由可热收缩材料形成,该可热收缩材料安放在端帽80的凹进内,并在收缩时围绕端帽80的外表面收紧。

[0172] 端帽可具有各种形状和尺寸,特别是,端帽的远侧表面可被钝化以利于引导管通过身体腔插入,并使组织创伤最小化。例如,在一个方面,端帽可具有锥度以帮助引导管移动穿过身体腔。端帽可至少部分地由射线不可透材料形成,该射线不可透材料允许医生对身体腔内的引导管的端部可视化。例如,端帽可包括例如金属或不透射线的聚合物。在另一

方面,端帽的至少一部分可由诸如塑料或弹性体材料等非射线不可透材料形成。在又一实施例中,端帽至少部分地由透明或部分透明的材料形成,以允许使用者观察端帽通路内的工具。

[0173] 在另一方面,引导管端帽可包括柔性或弹性材料,用于使引导管的各通道相对于彼此保持在适当位置。当引导管弯曲时,弹性材料可允许各通道延长/压缩,并可保持各个腔相对于彼此的方位。在一个方面,活动连接部分56可由弹性材料限定,例如,具有限定工作通道和主通道44a、44b、42的腔的挤出部。弹性活动连接部分可通过如前所述的牵拉线进行活动连接。

[0174] 在引导管26的另一实施例中,引导管的主通道和工作通道由可移除的通道分配器限定。在通道分配器被移除时,大的器械通道被打开以插入较宽或较大的工具。例如,标准内窥镜可在移除通道分配器后插入。通道分配器于是可位于大的器械通道内,以限定引导管内的多个较小通道。在一个方面,通道分配器限定主通道和/或工作通道。

[0175] 图7A例示出限定主通道42和工作通道44a、44b的通道分配器700。通道分配器700可具有与引导管内的腔大致对应的外形和尺寸。将通道分配器插入引导管腔中可使通道分配器与引导管配合。例如,在通道分配器700外表面与引导管内表面之间的摩擦可使通道分配器与引导管配合。在另一方面,引导管和/或通道分配器可包括配合特征部,用于将通道分配器锁定在引导管内,并防止通道分配器与引导管之间的相对运动。

[0176] 在一个方面,通道分配器700内的通路被通道分配器主体封闭。可替代地,如图7A所示,通路可具有敞开或裂开的侧部,以允许将工具和/或光学器件通过通道分配器700的侧壁插入。

[0177] 图7B和图7C例示出引导管26内的通道分配器700。在一个实施例中,工具和/或光学器件可在将通道分配器插入引导管之前加载到通道分配器中。然后,工具位于其中的通道分配器可插入引导管中。在一个方面,通道分配器700的长度延伸引导管长度的大部分。在另一方面,可提供多个通道分配器。

[0178] 通道分配器700可由各种柔性、可压缩、和/或弹性材料形成。当需要柔性引导管或引导管段时,通道分配器可由软的柔性材料形成。相反,当需要增大的引导管硬度时,可提供较硬、较小柔性的通道分配器。在一个方面,通道分配器的材料性质沿通道分配器的长度变化,以提供变化的引导管柔性。

[0179] 在引导管26的另一实施例中,通道(工作通道和/或主通道)和/或工具可与中心控制轴配合。例如,如图7D和图7E所示,中心控制轴750与限定工作通道44a、44b、44c和44d的工作通道主体50a、50b、50c和50d配合。通道主体可环绕轴750和/或连接到轴750的外表面。在一个方面,通道主体暴露于周围环境,且不被外管状主体封闭。特别是,外管状主体不必围绕和/或约束各通道的相对运动(例如,径向相对运动)。可替代地,一个或多个中心轴750可与通道主体配合,并使通道主体相对于彼此保持在适当位置。

[0180] 轴750也可包括用于操纵通道的活动连接部分。例如,控制线可以穿过轴750或沿轴750延伸至远侧活动连接部分。张紧控制线可驱动轴750的一个或多个自由度,例如包括上下和/或左右运动。

[0181] 在一个方面,一个或多个通道主体50a、50b、50c和50d与轴750固定地配合。在另一方面,通道主体可与轴750可分离地配合。使用者可选择所希望类型的通道和/或通道数量,

并且将通道主体连接到轴750。在又一方面,通道主体可与轴750可移动地配合。例如,轴可用作引导线。在使用中,医生可将轴导引至所希望的位置,然后使通道主体与轴750配合。沿轴移动通道主体可将通道主体传输到目标区域。可替代地,轴和通道主体可一起传输,然后通道主体可相对于中心轴移动,从而将各通道定位为希望的构造。

[0182] 图7F例示出引导管26的截面,其示出通道主体50a与轴750可移动地配合。在一个方面,通道主体50a包括与轴750的表面特征部配合的表面特征部。在所示实施例中,通道主体50a包括配合特征部752,该配合特征部752具有与轴750的配合特征部754对应的曲形或C形外表面。在使用中,通道主体50a可通过使配合特征部752在配合特征部754内滑动而沿轴750 滑动。本领域技术人员可意识到,各种可移动的配合特征部可以替代配合特征部752、754。

[0183] 虽然图7D至图7F的引导管26被描述为与限定工作通道或主通道的主体配合,然而在另一方面,工具或器械可替代一个或多个通道。例如,工具40和/或光学装置可替代通道主体,并与轴750直接配合。

[0184] 在又一方面,轴750可包括一个或多个腔,该腔限定用于传输器械的另外的通道。第一器械或通道主体可与轴750配合,而另一个通道延伸穿过轴750。可替代地,或另外,轴750可具有用于传输或排放液体或气体的腔、和/或用于收纳控制机构(例如,牵拉线)的腔。

[0185] 在另一实施例中,通道主体50a、50b、50c和/或50d可在引导管26的远端独立于轴750活动连接。例如,通道主体可与轴750分离,并通过例如控制线和/或预成形材料而独立地移动。另外,或可替代地,引导管可包括用于使通道、通道内的器械、和/或器械自身离开彼此倾斜(例如,分开)的各种结构。

[0186] 在此进一步描述用于为本文描述的系统20的各种实施例提供工具分开和/或汇聚的方法和装置。在一个方面,工作通道和/或主通道具有相对于引导管纵向轴线的倾斜构造,使得手术工具在离开端帽远端时分开或汇聚。分开通路可使各手术器械的远端在身体腔内相互间隔。各手术工具之间增大的间隔增大手术工具能够在该间隔中工作(或相互协作)的区域容积,该区域容积在此被称为工作容积(working volume)。

[0187] 图8例示出引导管26的一个实施例,其中主通道42具有分开构造。主通道改变朝向引导管远端的方向,并导引器械离开引导管的中心纵向轴线。在一个方面,斜坡开口92a可导引光学装置离开引导管26。光学装置然后可朝向工作区域向回弯曲以提供“俯视”视图。在一个方面,光学装置可被活动连接(通过使用者的力驱动)以朝向工作区域向回弯曲。在另一方面,光学装置可具有预弯曲部,该预弯曲部使光学装置在离开主通道42之后朝向工作区域弯曲。

[0188] 另外,或可替代地,工作通道44a、44b可相对于彼此或引导管的纵向轴线分开。在一个方面,工作通道改变引导管远端处的方向,并导引手术器械在该手术器械穿过开口92b、92c时离开彼此。开口92a、92b、92c的角度可帮助工具和光学装置构成三角形。

[0189] 在另一实施例中,使引导管内的通道分开可通过使至少两个通道围绕彼此扭转而实现。图9A和图9B是引导管26的局部透明图,其中工作通道44a、44b围绕彼此缠绕而提供螺旋构造。在一个方面,工作通道44a、44b均在引导管远端的邻近处具有螺旋或盘旋形状。在另一方面,引导管内仅有一个通道或多于两个通道具有螺旋或盘旋形状。无论如何,穿过缠绕的通道44a、44b的工具在其离开引导管时离开彼此倾斜。在一个方面,工作通道44a、44b

具有至少约90度的转角,而在另一方面,其具有至少约180度的转角。

[0190] 在另一方面,引导管通道可在引导管最远端的邻近处离开。例如,工具穿过于其中的开口92b、92c可相对于引导管的远侧表面邻近地定位。图10A和图10B例示出与引导管的远端邻近地定位的开口92b、92c。工作通道主体44a、44b延伸到引导管26的侧壁中的开口92b、92c。

[0191] 手术器械远端的汇聚/分开度可根据预期用途而变化。在一个方面,至少一个通路具有相对于端帽中心线成至少约7度的角度。在另一方面,至少一个通路以至少约15度的角度导引手术工具。

[0192] 图8至图10B例示出被动分开的示例。在另一实施例中,引导管26提供主动或可控分开。引导管26的各通路之间的分开度可由分开机构控制。例如,如图11所示,滑动斜坡或颈圈89可相对于主通道和/或工作通道平移以调节引导管各通路之间的角度。引导管的工作通路和主通路可由分离(不连接)的腔限定,每个所述腔均连接到颈圈89。当颈圈89纵向移动时,其可增大或减小通路的汇聚。

[0193] 虽然图11例示出使工作通道分开以实现经由通道传输的工具的分开,然而在另一方面,分开机构可使工具直接分开。例如,分开机构可直接接触和/或施加力于工具上。在一个方面,参照图11,工具可替代通道50a和/或50b而与颈圈89配合。

[0194] 图12例示出位于工具40a、40b之间的可控楔体120。牵拉控制线122可使楔体向近侧移动,并增大工具40a、40b分开的角度。图13例示出工具40a、40b之间的可调节分开的另一实施例。工具可与控制线122a、122b配合,使得张紧牵拉线致使工具向外弯出,并增大其汇聚。在一个方面,工具40a、40b还包括用于沿一个方向弯曲的偏压部。例如,工具40a、40b的材料可被选择为,当工具被控制线122a、122b牵拉时使工具偏压以沿一个方向弯曲。在可替代方面,可充气气球(图14)可用于增大工具40a、40b的汇聚或分开。例如,气球124可位于工具40a、40b之间并与工具接触。气球124在被充气时可将压力直接施加于工具40a、40b上而导致分开。在又一实施例中,工具40a、40b可包括预弯曲或形状记忆材料(图15A和图15B),所述材料在不受引导管约束时,和/或在工作通道暴露于触发物(例如,身体热量)之后移动为弯曲位置。

[0195] 在本文所述的另一实施例中,引导管26包括允许增大的曲率和回弯的通道延伸部。如图16A至图16D所示,引导管26可包括伸缩式曲形主体91,该曲形主体91在从引导管26的远端延伸时,呈现为至少45°的曲率,在另一方面呈现为至少90°的曲形,且在又一方面呈现为至少150°的曲形。该曲形主体(或多个曲形主体)提供分开和/或汇聚的工作通道,并可因而为系统提供一个或多于一个的另外的自由度。

[0196] 在另一实施例中,提供S曲形。例如,主体91可包括沿相反方向弯曲的第一和第二预形成曲形。在另一方面,主体91提供第一曲形,可控器械延伸穿过主体91,并弯曲以提供第二曲形部分。

[0197] 曲形主体可具有受系统20的一部分约束的预形成曲率。在一个方面,引导管工作通道44约束曲形主体91。使用者可将主体91推出引导管的端部,并允许主体91相对于引导管弯曲。在另一方面,硬化构件可约束曲形主体。撤回硬化构件可允许引导管和/或手术器械弯曲为预曲形构造。

[0198] 在一个方面,主体91除了相对于引导管26平移之外还可旋转。在使用中,主体91可

相对于工作通道44旋转,以沿希望的方向导引手术器械。在一个方面,在将引导管26插入患者体内之前,主体91旋转至希望的方位。在另一方面,使用者可从近侧位置控制主体91的旋转。

[0199] 在又一实施例中,如图17和图18所示,预曲形主体91可位于引导管26之外。从引导管26延伸的带93可约束预曲形主体,直到使用者使主体91相对于引导管移动。当主体的远端不受引导管约束时,预曲形主体可弯曲为希望的构造。当使用者完成手术过程时,使用者可将主体91移回其原始构造以使预曲形主体伸直,并允许引导管撤回。主体91可收纳各种器械。

[0200] 可替代地,带93可相对于主体91和/或引导管26移动。沿近侧方向移动带93可允许主体91弯曲为预形成曲形。然后带可向远侧移动以使主体91伸直。在一个方面,使用者可通过延伸在近侧控制器与引导管26的远侧部分之间的推进/牵拉线(未示出)来控制带93的运动。

[0201] 在另一方面,从引导管26延伸的光学装置可包括与前述主体91的预弯曲部类似的预弯曲部。如图19A至图19C所示,光学装置28可包括沿纵向相互间隔的第一和第二预弯曲部。当光学装置从引导管延伸时,第一和第二预弯曲部可使光学装置移动成S曲形,该S曲形提供工作空间的“俯视”视图。

[0202] 在另一实施例中,可操纵或可定位球/承窝结构可位于引导管26的远端,用于导引工具和/或光学器件离开工作通道和/或主通道。所述球可包括限定工作通道和/或主通道的一部分的通路。在承窝内枢转所述球可改变球内通道相对于引导管的方向,并可导引延伸穿过该通道的器械。可替代地,光学器件可位于承窝结构内以允许光学器件枢转。

[0203] 图20例示出使用单一通道的多个开口92a、92a'、92a"。使用者可选择所希望的开口以到达所希望的相对于引导管的位置(而不是必须移动引导管)。在一个这种实施例中,不同开口具有不同角度,使得开口可被选择为改变器械相对于引导管的角度。多个开口可围绕引导管的外表面纵向和/或径向延伸。

[0204] 从单一通道(例如,工作通道44a)的多个开口(例如,92a、92a'、92a")中的选择可通过使器械活动连接来控制。例如,使用者可导引器械穿过所希望的开口。可替代地,或另外,引导管可包括由定位在近侧的控制器控制的活动连接斜坡。与所希望的开口关联的斜坡可被接合,以导引器械通过所希望的开口。

[0205] 在另一方面,引导管可包括比开口92更多的通道。例如,两个或更多个通道可在引导管的远侧部分中并为单一通道。图21例示出第一和第二腔44b、44c,每个腔均包含工具或光学装置,该第一和第二腔在引导管的远端并为单一腔44d。如所示,工具40b从装置延伸,而工具40c保持在腔44c中。如果医生希望转换工具,则工具40b可撤回至腔44b中,工具40c可前进至44d中并至手术部位。这种构造允许医生在工具之间快速转换,而不需要在转换到第二工具之前完全撤回一个工具。

[0206] 除了通过汇聚/分开通道以外,或作为汇聚/分开通道的可替代方案,所希望的手术器械的构造可通过使器械活动连接而实现。例如,使用者可在器械离开引导管的远端之后控制器械。器械可被弯曲、旋转、和/或纵向移动,以到达所希望的的工作区域。器械的活动连接在下文中更详细地论述。

[0207] 在此进一步描述用于防止物质(例如,生物物质)进入引导管的方法和装置。在一

个实施例中,引导管中的至少一个通路可包括在引导管插入患者体内的过程中能够防止或阻止生物物质进入所述至少一个通路的闭塞物、端盖、和/或外套筒。图22和图23例示出被构造为在引入过程中密封端帽的端部的可破裂膜90,用于防止气体、组织和/或流体进入引导管。在图22中,可破裂膜90形成为外套筒的一部分,而在图23中,相应的膜90a、90b、90c覆盖端帽的远侧开口92a、92b、92c。

[0208] 图24和图25例示出可位于引导管的通道和/或端帽的通路内的闭塞物94。在一个方面,塞、闭塞物、套筒、和/或膜可由生物可吸收或可溶解材料形成。在使用中,医生可将生物可吸收材料推出引导管的端部以打开引导管通道。可替代地,当生物流体(例如,血液或胃酸)溶解所述塞、闭塞物、套筒、和/或膜时,生物可吸收材料可快速溶解,引导管通道可打开。在又一实施例中,可使用非生物可吸收材料,且医生可通过引导管的近侧开口撤回闭塞物。在再一实施例中,使用者可刺穿套筒和/或膜以将器械传输穿过端帽80。闭塞物、套筒和/或膜的使用可在引导管26的插入过程中保持引导管26的无菌性和/或阻止流体进入。

[0209] 图26至图27例示出闭塞物的又一示例性实施例。套筒或盖97可遮蔽引导管远端处的至少一个开口。当引导管位于所希望的位置时,盖97可被移动为露出开口92b、92c。在一个方面,所述盖可由延伸到近侧控制器的控制线控制。可替代地,如图26和图27所示,盖97可与器械之一(例如,光学装置28)配合。为了露出开口92b、92c,光学装置可移动离开引导管的远端,从而使盖97抬起而离开开口92b、92c(图27)和/或光学装置可前进离开引导管。在一个方面,套筒不会覆盖光学装置的最远端,使得光学器件可在引导管的定位过程中被使用。在另一方面,套筒、裙部、或遮盖物是透明的或部分透明的。

[0210] 代替或除了将引导管26的远侧开口封闭,工作通道和/或主通道内的压力可被增大以阻止生物物质进入。在一个方面,工作通道与受压气体或流体源流体连接。例如,压缩机、泵或受压容器可与通至工作通道的近侧开口配合。

[0211] 在另一实施例中,引导管可贮存手术过程中使用的一个或多个工具。图28A至图35例示出被构造为贮存诸如针100等工具的引导管的各种实施例。

[0212] 根据引导管内通道的形状和尺寸,可能难以将曲形针传输穿过引导管。图28A和图28B例示出凹进102,针100在使用前贮存在该凹进102中。针没有传输穿过引导管,而是针被收纳在引导管的远侧部分中。凹进102可具有在尺寸和形状上适于贮存一个或多个针的曲形构造。所述凹进可与引导管工作通道和主通道分立地形成,或者由引导管通道之一的一部分限定。在一个方面,至少一个工作通道的远端在形状和尺寸上适于收纳针。例如,工作通道可在其远端具有较大宽度。为了传输针,工具可移动穿过工作通道并可抓取所述针和/或将所述针推出工作通道。

[0213] 可替代地,凹进102与引导管26的通道分立。为了传输针,可操控推进线104以将针移出凹进102。

[0214] 在图29A和图29B中所示的另一实施例中,针可被贮存在横向位置。例如,凹进102不具有与针100的宽度对应的形状和尺寸(例如,直径),而是该凹进能够容纳针的长度。在又一实施例中,针可被夹持在引导管的端部。例如,图30例示出针100夹持到端帽80的远侧表面84。在图31A和图31B中所示的又一实施例中,一个或多个针可贮存在从端帽80的远侧表面84向远侧延伸的套筒108中。本领域技术人员可意识到,一个或多个针可贮存在引导管的远侧部分。例如,如图32A和图32B所示,多个针可被放置在位于端帽内的针盒110中。

[0215] 作为一个或多个针的可替代方案,或除了一个或多个针以外,端帽可容纳各种其它工具。在一个方面,如图33A和图33B所示,袋114可贮存在端帽中和/或从端帽展开。在另一方面,如图34所示的圈或环116可从端帽传输以抓住和牵拉组织。在图35所示的又一方面,多个工具,例如,环、针、袋、和/或其它工具,可贮存在从端帽80传输的工具套件118中。在使用中,医生可在工具套件的工具中选择,而不必将手术工具从引导管的通道中完全撤回。

[0216] 在另一实施例中,端帽80和/或工具可与引导管26可分离地配合。使用者可在多个端帽和/或工具(或工具组)中选择,并将所希望的端帽或工具连接到引导管的端部。本领域技术人员可意识到,各种机械和/或摩擦配合构造可提供可分离的端帽或工具。

[0217] 参见图1和图36,与细长主体32的中间部分33邻近的引导管26可包括:近侧部分36,其包括用于将手术工具插入引导管通道中的孔;和控制部30,其用于操控引导管的活动连接部分56。此外,近侧部分36可适于与框架22配合。

[0218] 在一个方面,近侧部分36包括容纳主通道和工作通道的壳体构件150。壳体构件150可由刚性材料形成,其为控制部30提供支撑并与框架22配合。参照图36,主通道和工作通道可在分立的近侧孔152a、152b、152c处进入壳体150。在一个方面,工作通道穿过的近侧孔152a、152b位于壳体构件150中的远离壳体构件150的近端并远离孔152c的位置。此外,工作通道可在相对的侧向侧部上离开壳体构件150,和/或可相对于引导管的纵向轴线成一定角度离开。例如,包括孔152a、152b的壳体构件150可导引工作通道主体50a、50b(其收纳工具40a、40b)而使工作通道主体相对于彼此成一定角度。由壳体150限定的工作通道主体之间的角度的尺寸可根据系统20的预期用途、使用者人体工程学、和/或框架22的构造而变化。

[0219] 图37例示出壳体构件150的剖视图,其示出主通道42和一个工作通道主体50b。壳体构件150也可容纳控制部30的控制机构156。绳60a、60b、60c、60d(用于控制引导管的近侧活动连接部分)可离开壳体150内的主通道42的外管状主体(46、48)。在一个方面,绳可通过密封件(未示出)离开以防止液体或气体离开主通道42并进入壳体构件150内部。

[0220] 在离开主通道42之后,绳延伸到控制机构156并与该控制机构156配合。在一个方面,绳可穿过主通道42与控制机构156之间的张紧器166。例如,在绳由鲍登缆线形成的情况下,鲍登缆线的外鞘可延伸到但不超过张紧器166,而内部丝线延伸到控制机构156。张紧器166包括弹簧167,该弹簧167可保持所述丝线张紧在张紧器与控制机构之间,并允许鲍登缆线离开张紧器而纵向弯折和/或平移。

[0221] 在一个方面,控制机构156包括轮160a和160b,其中两个绳(例如,60a、60b)与轮160a、160b之一配合以控制引导管26的活动连接部分56的左右运动,另外两个绳(例如,60c、60d)与轮160a、160b中的另一个配合以控制活动连接部分的上下运动。根据控制部30的构造,多于或少于四个绳可与更多或更少的轮配合。例如,虽然活动连接部分被描述为提供两个自由度,然而可使用更少的绳和/或轮,其中仅有一个自由度是必要的。无论控制机构的构造如何,绳可通过焊接、粘接、机械互锁、和/或摩擦接合与轮配合。

[0222] 使用两个轮160a、160b允许引导构件26的活动连接部分56的上下和侧向运动独立地活动连接。这样,控制机构156允许独立控制两个自由度。本领域技术人员可意识到,根据所希望的引导管26的用途,控制机构156可以可替代地被构造为利用单一运动来控制两个

自由度,使得上下和侧向自由度不是独立的。

[0223] 图38例示出壳体150的拆卸图,其示出位于壳体构件150的外表面上的引导管控制部30的各种部件。第一和第二转盘170a、170b可分别驱动轮160a、160b。在使用中,第一转盘170a的操作驱动一个自由度,第二转盘170b的操作驱动第二个独立的自由度。然而,在另一方面,控制部30可被构造为通过一个机构的单一运动来操控上下和侧向运动。控制部30也可包括一个或多个开关172,该开关172控制锁定机构以当活动连接部分56到达所希望的构造时将引导管26锁定在适当位置。在一个方面,至少一个开关172是摩擦锁,其在张紧时阻止转盘170a、170b运动。虽然所示实施例被构造为独立锁定每个自由度,然而在另一方面,单一开关可同时锁定两个转盘。本领域技术人员可意识到,各种传统的内窥镜锁和操纵机构可用于系统20。

[0224] 在本文所述的引导管的另一实施例中,引导管控制部可远离壳体150定位。图39例示出壳体150的透视图,其中主通道从壳体150向远侧延伸。控制部30'位于主通道42上而邻近于用于光学装置的控制部。控制机构没有位于壳体150内,而是绳能够延伸到位于主通道42上的控制机构156'。控制部30'可包括各种滑件、开关、杆或其它这种机构,以控制相对于引导管26的一个、两个或多于两个自由度。例如,控制部30'可包括如前所述的控制部30的各种能力。

[0225] 在一个方面,主通道42的远侧部分是柔性的,以允许使用者将控制部30'定位在所希望的位置。此外,使控制部30'位于更远的位置和/或与用于光学装置的控制部相邻,可有利于使用者与系统交互。

[0226] 参照图1和图36,壳体构件150的近端可进一步包括配合构件,用于使壳体构件与框架22配合。如图36所示,框架可包括细长配合棒174,该配合棒174包括用于接纳壳体构件150的配合构件178的狭槽208。在一个方面,所述配合构件可在狭槽208内滑动并在所希望的位置锁定就位。虽然所示配合构件允许引导管的纵向运动,然而本领域技术人员可意识到,在框架22与引导管26之间可实现各种另外的自由度。例如,引导管26可相对于框架横向移动、可相对于框架上下移动、相对于框架枢转、和/或相对于框架旋转。此外,可通过引导管26、或者通过连接框架22、壳体150、和/或引导管26的分立的配合元件来实现配合。此外,如在下文中更详细所述,框架的一部分或全部可并入引导管26中。

[0227] 一旦主通道和工作通道离开壳体构件150,则主通道和工作通道可延伸到限定主通道和工作通道近端的近侧孔38a、38b、38c(图36)。在一个方面,主通道和/或工作通道的近端可包括在通道的壁与延伸穿过通道的手术器械之间的密封件。该密封件可减小或阻止流体(例如,固体、液体和/或气体)流动,从而允许对身体腔室的吹入和/或抽吸,和/或防止血液倒流。

[0228] 系统20可包括各种密封件,例如,刮件(wiper)、隔片和/或鸭嘴型密封件。相对于主通道,密封件可在尺寸和形状上适于接纳在壳体150中。密封件的远端可与引导管配合(例如,与限定主通道的内和/或外管状主体46、48配合),密封件的近端可与穿过主通道的器械形成密封。

[0229] 图40A例示出位于工作通道44a、44b近端的密封件182的一个示例性实施例。密封件182包括:在尺寸和形状上适于与框架22的一部分配合的外表面192,以及适于防止手术器械与密封件之间的流体流动的内表面。密封件182的近端可限定针对工作通道44a、44b的

开口38a、38b,而密封件182的远端可与限定一部分工作通道的管状主体配合。

[0230] 图40A例示出与工作通道的近端相邻定位的刮件型密封件。叶片180可由弹性材料形成,使得当手术器械(未示出)移动穿过密封件182时,叶片180与手术器械的外表面形成干涉配合。另外,或可替代地,密封件182的内表面可具有对应于光学装置或工具的外表面的尺寸和形状,以限制在手术器械外表面与密封件内表面之间的流体流动。

[0231] 图40B例示出具有垫环194的密封件182,垫环194用于支撑密封件182并允许密封件182和工作通道44a与框架22配合。垫环194可提供刚性结构,该刚性结构具有与框架22上的配合表面(例如,框架22的“U”形架)对应的表面。本领域技术人员可意识到,垫环194可根据框架22的构造而具有各种形状和尺寸,或者垫环194可由框架22的一部分限定。此外,工作通道44可在不使用垫环194的情况下与框架22直接配合。

[0232] 除了用于将手术器械接纳到工作通道44a、44b和主通道42中的孔以外,引导管26的近端可包括用于传输气体或液体和/或施行吸入的至少一个孔。在一个方面,流体可通过通道之一(例如,主通道)传输和/或排放。可替代地,流体可通过分立的通道传输和/或排放。在又一实施例中,流体路径可由在引导管内表面与主通道和工作通道的外表面之间的一部分引导管限定或者经由穿过引导管和通道的器械来传输。

[0233] 在一个方面,吹入气体或吸入物可经由壳体150传输。孔,例如由鲁尔接头(luer fitting)限定的孔,可提供用于吹入气体的进入/排出。在一个方面,鲁尔接头可与工作通道44的入口相邻定位。吹入气体可在不同位置传输到系统20。例如,受压气体可经过主通道通过分立的腔传输,和/或通过更近/更远定位的孔传输。

[0234] 引导管26的远端可包括用于传输和/或排出灌注物、抽吸物和/或吹入物的孔。另外,或可替代地,可提供用于喷水的孔,以传输用于流体切割、引发病变、分离组织面、和/或其它基于液体的手术过程的液体。在引导管穿过诸如腹壁等解剖壁的情况下,吹入、灌注和/或抽吸孔的位置可被选择为将流体传输到多个身体腔室或接纳来自多个身体腔室的流体。此外,虽然大致描述的是液体或气体的传送,然而在可替代方面,也可传输或排出固体。

[0235] 在一个实施例中,用于进行吸入的至少一个开口196'沿引导管26的外部侧壁定位。此外,如图40C所示,开口196'沿引导管侧壁的远侧部分定位,但与引导管26的最远端间隔开。吸入开口196'的位置可允许流体(例如,血液)排出,而不需要使工具撤回至引导管26中和/或使引导管26沿远侧方向移动。

[0236] 在引导管26的另一实施例中,工作通道和/或主通道的近侧开口位于远离引导管最近端的位置。例如,器械端口可远离引导管壳体150定位。在一个方面,器械端口可与可分离的器械通道配合。此外,用于传输工具、流体、电手术能、或其它治疗设备的各种其它端口可沿引导管的中间部分或远侧部分定位。

[0237] 如前关于引导管26所述,引导管和器械可弯曲或弯折以允许沿非线性或曲形路径插入系统20的至少一部分。然而,在另一方面,引导管26和/或器械的一部分可为刚性的。参见图41A,引导管26和/或工具40可包括刚性轴,该刚性轴在远端具有活动连接部分。引导管可具有前述的任何性能和结构,但至少部分地由刚性材料形成。可替代地,或另外,硬化材料可添加到引导管26以增大刚性。

[0238] 在一个方面,引导管包括相互可移动地配合的刚性联动部。如图41B所示,刚性联动部26a可相对于邻接联动部26b、26c枢转,以允许引导管弯曲。在一个方面,联动部可被驱

动。例如,牵拉线可相对于一个联动部驱动另一联动部。可替代地,联动部可相对于彼此自由移动。当引导管移动穿过通路时,路径的构形可使联动部相对于彼此移动并使引导管弯曲。

[0239] 虽然图41A例示出线性的刚性引导管,然而在另一方面,引导管是曲形的。例如,如图41C所示,引导管可具有刚性的预形成形状,其中沿其长度方向具有至少一个变化。

[0240] 在系统20的另一实施例中,引导管26被构造为使用在腹腔镜手术过程中。在一个方面,引导管26的远侧部分可停止在腹腔镜端口。图42A例示出延伸穿过与端口780a、780b配合的引导管26a、26b的工具40a、40b。本领域技术人员应理解的是,各种锁定结构,包括机械互锁结构和/或摩擦接合结构,可使系统20与端口780a、780b配合。在一个方面,引导管26a、26b包括与端口780a、780b上的对应配合特征部配合的配合特征部。

[0241] 可替代地,系统20不与腹腔镜端口配合,而是该端口由诸如引导管(或多个引导管)26等系统的一部分限定。该端口可与引导管26集成和/或与引导管26固定地配合。

[0242] 在图42A所示的实施例中,单一工具穿过每个端口780a、780b。然而,多个工具、流体腔、光学装置和其它器械可通过单一端口传输。在一个方面,如图42B和图42C所示,工具40a、40b延伸穿过单一引导管26并穿过单一端口780。

[0243] 图43A至图43I描述引导管26、光学装置28和工具40a、40b的其它示例性构造。图43A例示出非活动连接引导管。在一个方面,引导管可被弯曲或活动连接为所希望的构造,并且器械(例如,光学装置28和/或工具40a、40b)可被活动连接以执行手术过程。在该构造中,器械不依赖于工作通道进行活动连接。例如,器械40a、40b可由单一工作腔44支撑。图43B例示出具有嵌入式光学装置的引导管。光学装置主体可与引导管配合,而光学装置的远端被构造为相对于引导管活动连接。图43C例示出传统的内窥镜,其中工具40a、40b穿过该内窥镜。图43D例示出活动连接光学装置,其中工具40a、40b穿过该活动连接光学装置。在一个方面,图43D的引导管不活动连接。而是,引导管26可提供支撑结构和路径,以能够在人体内某一部位处实施手术过程。图43E例示出类似于引导管26的引导管,其中另外的工具延伸穿过光学装置。

[0244] 在系统20的另一实施例中,图43F和图43G例示出不具有引导管的系统。而是,光学装置和工具相互配合。参照图43F,夹77限定工具和光学装置穿过的腔或孔。所述夹从光学装置和工具的活动连接部分向近侧定位,以允许器械独立的活动连接。图43G例示出使光学装置和工作通道相对于彼此保持的夹77'。当光学装置活动连接时,工作通道随光学装置移动。在一个方面,所述夹可分离地配合工作通道和光学装置。在图43H中所示的又一实施例中,没有采用用于使光学装置和工具穿过的活动连接引导管,而是系统20能够包括连接到工具和/或光学器件的可操纵构件。在图43I中所示的再一实施例中,通过可操纵器械通道为系统20提供另外的自由度。对于在上文中或下文中论述的任何引导管和/或器械,引导管和/或器械可包括多于一个活动连接部分。例如,两个独立的活动连接部分可为本文描述的系统提供另外的自由度。另外的活动连接部分可为引导管和/或器械提供“腕”和/或“肘”。

[0245] 框架

[0246] 如前所述,本文描述的系统可包括用于与引导管和/或器械(例如,工具40a、40b,和/或光学装置28)配合的框架。框架不仅可支撑器械,而且可允许使用者获得对这些器械的有利控制。特别是,框架可提供基准点,用于操控相对于彼此(和/或相对于系统的一部分

和/或相对于患者)的各种自由度,这种方式允许执行复杂的手术过程。另外,或可替代地,框架可允许使用者相对于框架施加力以控制和/或移动引导管和/或器械。

[0247] 在一个方面,框架与器械和/或引导管相连,并由分立且独立的结构限定。在另一方面,框架的各个部分和/或全部并入引导管和/或器械中。

[0248] 如前所述并参见图1,系统20可包括适于与手术器械和/或引导管26配合的框架22。现在参见图44,在一个方面,框架22包括:具有第一主体201的上部200,用于配合并支撑系统20的各种元件;和下部202(也称为第二主体202),其支撑上部。在使用中,框架22为医生提供用于操控手术器械(例如,工具40a、40b和光学装置28)的工作空间。此外,框架22可提供手术器械与患者之间的基准。

[0249] 图44例示出没有连接手术器械的框架22。框架22包括:引导管配合表面204、用于控制构件24a、24b的轨道224a、224b、以及光学装置保持器206。在一个方面,引导管配合表面204允许框架22与引导管26可分离地配合,使得引导管能够被插入患者体内然后与框架22配合。在使用中,引导管配合表面204也可允许使用者调节引导管26相对于框架的位置。在一个方面,引导管可与框架上的细长狭槽208配合,该细长狭槽208允许引导管相对于框架的纵向运动。可替代地,或另外,引导管配合表面可被构造为允许引导管26相对于框架22的上下、横向和/或旋转运动。

[0250] 在另一方面,引导管26可被构造为与框架22快速断开。例如,图45例示出从引导管26延伸的柱209。引导管可通过使柱209滑入框架22的狭槽中而与框架22配合。柱209可通过允许引导管相对于基准点(例如,框架、手术室、和/或患者)移动而提供另外的自由度。例如,引导管柱可在框架22中旋转和/或纵向移动。当引导管处于所希望的位置时,引导管可相对于框架锁定在适当位置。在一个方面,锁,例如锁定颈圈211,可允许使用者将引导管和框架快速连接或分离。可替代地或另外地,诸如夹具或销(细节B)等锁定特征部可摩擦地或机械地接合柱209。

[0251] 图46示出由凸/凹互锁结构203限定的快速松脱器的另一示例,该互锁结构203具有被构造为锁定引导管和框架的开关205。互锁结构203的凸部或凹部可位于引导管上,而凸部或凹部中的另一个可位于框架上。将凸部安放于凹部中并关闭开关205,可锁定引导管和框架。

[0252] 在另一方面,将引导管26锁定到框架22可将轨道224锁定到框架。例如,如图45所示,轨道224可与引导管26的一部分配合或由引导管26的一部分限定。轨道和引导管于是可与框架22连接为单一单元或与框架22分离。

[0253] 无论如何,能够相对于框架调节引导管允许使用者改变工具的工作容积相对于框架的位置。如前所述,与引导管的远端相邻的使工具的远端可在其中移动的空间为工作容积。由于工具对相对于引导管的行进量(纵向运动和/或活动连接)具有限制,因而工作容积并不是不受限制的。然而,通过使引导管(以及工具)相对于框架移动,工作容积的位置被改变。

[0254] 在另一方面,使第一主体构件201(其连接到引导管)相对于第二主体构件202移动可改变工作容积的位置。第一主体构件相对于第二主体构件可具有一个、两个、三个或更多个运动自由度,这提供用于调节工作容积的位置的一个、两个、三个或更多个自由度。参照图44和图45(并如其它地方更为详细所述),框架22可允许例如第一和第二主体构件枢转、

旋转、和/或前后、上下和/或侧向移动。一旦工作容积处于所希望的位置,则第一主体构件然后可相对于第二主体构件锁定。类似地,使整个框架相对于基准点(例如,患者)移动可改变工作容积的位置。

[0255] 在一个实施例中,框架22可包括保持器206,医生可将光学装置28放置在该保持器206上。保持器206允许使用者在将光学装置放置在希望的方位之前和/或之后稳固光学装置28。例如,光学装置可被放置在保持器206中,然后被活动连接。保持器的可调节性允许使用者旋转光学装置,使得使用者观看到的图像与使用者的方位(即,图像未倒置)和/或手术部位的方位相匹配。保持器提供用于供使用者放置光学装置的位置,使得光学装置在手术过程中保持其方位并允许够及控制部以进行活动连接。

[0256] 在一个方面,参照图44,保持器206包括三个臂结构,使得医生在调节光学装置相对于框架22的位置时可具有全方位的运动。在一个方面,第一和第二臂210、212是刚性的,第三臂214是柔性的。第三臂214可适于在被使用者弯曲为希望的构造时保持自身的位置。例如,移动第三臂214所需的力可大于光学装置28在被置于保持器206中时由光学装置28的重量施加的力。在另一方面,如图47所示,除了第一、第二或第三臂210、212、214之外,或作为其可替代方案,保持器206可包括伸缩式臂。图47的保持器除了允许伸缩以外还可允许枢转和/或旋转运动。在又一方面,单一柔性臂可用于允许保持器206的活动连接。

[0257] 保持器206可分别包括第一和第二枢转点216、218。如图44所示,保持器206通过第一枢转点216与框架22配合。第一臂210可延伸在第一与第二枢转点216、218之间,第二臂212延伸在第二枢转点218与第三臂214之间。枢转点216、218也可被设计为在置于所希望的构造时保持自身的位置。可替代地或另外地,保持器206可包括锁,使用者可激活该锁以防止枢转点216、218运动。

[0258] 保持器206可与各种手术器械配合,所述手术器械例如为所示的光学装置28。在一个方面,保持器206包括夹220,光学装置28可安放于该夹220中。夹220可具有侧向敞开构造,其依赖于重力和/或摩擦将光学装置28保持在适当位置。可替代地,夹220可包括锁定机构(未示出),用于防止光学装置28相对于夹220运动。

[0259] 如前所述,上部200可进一步包括轨道224a、224b,该轨道接纳用于工具40a、40b的控制部24a、24b。轨道224a、224b允许控制构件24a、24b相对于系统20的其它部分(例如,框架)和/或周围环境(例如,相对于患者)纵向移动和/或枢转。由于轨道可由框架22的一部分、由引导管26的一部分(例如,部分壳体150)来限定,和/或可被限定为孤立结构,因此,轨道将在下文中描述在单独部分中。

[0260] 框架22的下部202可具有适于支撑上部200和将框架22相对于患者和/或手术台保持在适当位置的各种构造。在一个方面,下部202具有静止在手术室地板上的三脚架构造。为了利于框架22的运动,该框架可包括轮或滑件。例如,图48例示出安装在可滚动的下部202上的系统20。框架22允许引导管和工具40滚动或滑动。此外,图48的框架可允许使用者调节轨道224、引导管26和/或工具40的角度。

[0261] 上部与下部之间的连接部可被构造为允许上部200相对于下部202移动。如图44所示,上部200可相对于上部200枢转和锁定在适当位置。

[0262] 在另一方面,下部202可与手术台配合,使得框架22在手术台和患者被移动时随手术台移动。图49例示出与手术台轨道配合的系统20。在一个方面,框架22与手术室台的框架

可调节地配合。

[0263] 在又一方面,系统20可被安装在可移动座椅上。图50例示出安装在座椅246上的系统20,座椅246可通过滚动而移动。在又一方面,如图51所示,系统20可由医生控制。

[0264] 如前所述,在一个方面,例如经由枢转接点,轨道与框架22可移动地配合。在另一方面,可为轨道224a和/或224b提供相对于框架22、手术室和/或患者的另外的自由度。例如,图47(如前所述)例示出可为光学器械提供一个、两个、三个或多于三个自由度的保持器206。在一个方面,轨道可被安装在与保持器206类似的可调节框架上,以允许相对于引导管26调节轨道和/或改善使用者的人体工程学状态。

[0265] 在其它实施例中,如图52所示,轨道可被安装到光学装置上。使用者可将光学装置28(例如,内窥镜)保持在一只手中,并用另一只手驱动控制构件24a。如下所述,控制构件24a和轨道224a可帮助用单手控制多个自由度。将轨道224a安装到内窥镜,可允许由一个使用者操控光学控制部215和手术器械手柄24a。轨道224a能够以不同角度安装,例如平行于光学装置控制壳体。

[0266] 在一个实施例中,器械40a的导管主体具有足够的刚性,使得沿轨道224a移动手柄24a致使器械40a的主体(和远端)相对于光学装置28(和/或相对于框架、患者、基准点,等)移动。例如,使用者可扭转手柄24a并使器械40a的主体旋转。类似地,沿轨道纵向移动手柄可使器械40a的主体在光学装置28中的工作通道内纵向移动。

[0267] 在一个方面,光学装置28用作框架。在另一方面,一分立结构可为光学装置28提供支撑并用作框架。在一个这种方面中,组织或天然身体孔道用作框架以支撑光学装置28。

[0268] 参照图52,束带213使轨道224a与光学装置28配合。然而,各种其它可分离或固定的配合特征部也可用于使轨道224a连接到光学装置28。

[0269] 轨道

[0270] 在一个方面,工具40a、40b的控制构件24a、24b可与轨道224a、224b配合。如前所述,轨道224a、224b可通过框架22的一部分形成。然而,在另一实施例中,轨道可由系统22的另一部分限定或与系统22的另一部分配合和/或在没有框架的情况下使用。此外,虽然以下的论述大致提及两个轨道,然而,本文描述的系统可包括单一轨道或多于两个轨道。

[0271] 大体上,轨道和控制构件允许使用者操控(即,移动和/或冻结)工具的多个自由度。例如,工具40a、40b可相对于轨道(或系统20的另一部分)纵向移动和/或旋转,以控制工具远端(即,端执行器)的纵向和/或旋转运动。然而,轨道不仅允许运动并为使用者提供基准框架,而且轨道也可帮助控制多个自由度。这样,除了提供多个自由度以外,本文描述的系统还可使使用者能够使用多个自由度。在一个方面,系统20允许使用者用单手控制多个自由度。在另一方面,系统20允许同时控制多个自由度(例如,工具40相对于患者的运动,并操控控制构件24)

[0272] 如前所述,在一个方面,工具40a、40b包括:近侧控制构件24a、24b、在此被称为导管25a、25b的细长主体、以及远端执行器502。工具40a、40b的各种元件在下文中更详细的描述,然而出于论述轨道224a、224b的目的,应理解的是,轨道与近侧控制构件24a、24b配合并帮助近侧控制构件24a、24b运动。相对于轨道(或系统20的另一部分)移动近侧控制构件是控制导管25a、25b和端执行器502运动的一种方式。在以下描述的一个方面,旋转和/或平移近侧控制构件致使导管和端执行器相对于轨道、框架和/或引导管旋转和/或平移。这样,轨

道可为每个工具提供一个、两个或多于两个自由度。

[0273] 在以下描述的另一方面,近侧控制构件可与轨道固定地配合,且轨道可相对于框架、引导管和/或患者移动,以为每个工具提供一个、两个或多于两个自由度。在以下描述的又一方面,工具可与轨道可移动地配合,且轨道可相对于框架、引导管和/或患者移动。例如,轨道的运动可为工具提供一个或多个自由度(例如,旋转和/或纵向运动),且工具相对于轨道的运动可提供一个或多个另外的自由度(例如,工具相对于轨道的旋转和/或纵向运动)。

[0274] 在一个实施例中,轨道224a、224b从框架22向近侧延伸。在使用中,医生可站立或就座,而控制构件24a、24b处于他或她的身体相对侧上。为了改善人体工程学状态,轨道224a、224b可相对于框架22调节。图53例示出框架22,其中轨道224a、224b在枢转点226a、226b处连接到框架22。在另一方面,轨道224a、224b可被连接到框架,使得轨道的位置可相对于框架22进行调节和锁定。例如,轨道可相对于框架22纵向调节、上下移动、旋转和/或横向移动,以适应不同使用者。此外,可提供多于两个轨道。在又一方面,两个轨道可相互堆叠。

[0275] 在一个方面,轨道224a、224b约束控制构件24a、24b在控制构件容积内的运动。控制构件的最大行程(纵向运动和旋转)限定控制构件容积。相对于框架调节轨道可改变控制构件容积的位置。在另一方面,调节框架(例如,第一主体构件201相对于第二主体构件202的运动)可改变控制构件容积的位置。

[0276] 在一个实施例中,轨道可采用非线性构造从系统延伸。例如,图54例示出围绕使用者弧形弯曲的曲形引导轨道。曲形轨道可改善使用者人体工程学状态和/或允许更长的轨道。例如,曲形轨道可提供更长的控制构件行程,同时使控制构件保持在使用者可及的范围内。根据使用者和/或系统20的预期用途,轨道的曲形能够为可调节的。使用者可将轨道弯曲为所希望的构造。

[0277] 图55例示出在轨道224a与控制构件24a之间的连接部的一个实施例。控制构件24可包括从控制构件的表面延伸并与轨道224a配合的引导构件234、235(在下文中的另一实施例中被称为“夹具”)。通常,引导构件具有对应于轨道外表面的孔或凹进。在控制构件与轨道之间的连接部允许控制构件与轨道之间的相对平移和/或旋转。虽然例示出每个控制构件具有两个引导构件234、235,然而本领域技术人员可意识到,引导构件可具有各种可替代构造,例如,控制构件具有单一的引导构件。

[0278] 虽然轨道224a、224b被例示出具有大致圆形截面形状,然而,轨道224a和/或轨道224b可具有各种可替代构造。此外,轨道的截面形状可被选择为控制所述控制构件相对于轨道的运动。轨道可具有非圆形截面形状,例如,方形、卵形、椭圆形、三角形和/或不规则形状,该形状防止控制构件的相对旋转。在一个方面,轨道的形状可防止控制构件相对于轨道旋转。然而,不是所有非圆柱形轨道均可防止控制构件相对于轨道的旋转。

[0279] 在另一方面,轨道可具有对应于控制构件上的槽或突起的槽或突起。图56例示出轨道224a的示例性构造,该构造允许控制构件24a平移,但阻止控制构件相对于轨道旋转。槽/突起提供“键锁”路径,其允许一个自由度,但阻止另一个自由度。在一个方面,键锁路径允许相对平移运动,但可防止控制构件24a相对于轨道224a的相对旋转运动。如果希望工具旋转,则控制构件24a、24b可独立于轨道224a、224b旋转(在下文中更详细描述),和/或轨道

可随控制构件一起旋转(也在下文中描述)。在另一方面,键锁路径可限制控制构件相对于轨道的运动或行程范围。

[0280] 在一个实施例中,轨道可包括止挡,用于限制控制构件相对于轨道的行程。如图55所示,止挡230、232限制引导构件234、235的纵向运动。轨道224a的具有比引导构件235内直径大的尺寸的部分可限制向远侧运动。相反,近侧止挡230可与轨道224a分立形成并与轨道224a配合。例如,止挡230可由可调节锁定螺母限定,使用者可将该锁定螺母锁定在所希望的位置。在另一方面,两个止挡230、232均可调节。在使用中,医生可定位止挡230、232以调节控制构件的行程量。

[0281] 在另一方面,至少一个止挡可由允许控制构件24a、24b与轨道224a、224b快速配合的快速断开特征部来限定。如果使用者希望从轨道224a移除控制构件24a,则快速断开止挡可被操控以允许控制构件滑离轨道。图57例示出由弹簧加载球限定的一个示例性快速断开结构230。图58A和图58B例示出轨道端部止挡,该轨道端部止挡可在允许引导部234通过的下部构形构造(图58A)与防止引导部234通过的偏心构造(图58B)之间移动。在下部构形构造中,止挡230的外表面不延伸超过轨道的外表面。在偏心构造中,止挡230枢转离开轨道并防止控制构件24通过。

[0282] 在一个方面,仅有近侧止挡230为“快速断开”止挡,然而,近侧和远侧止挡230、232均可具有快速断开构造。在另一实施例中,控制构件24a与轨道224之间的连接部可为快速断开结构。例如,引导构件234可与轨道224a可分离地配合。

[0283] 在一个方面,控制构件与轨道之间和/或轨道与框架之间的可移动连接部需要使用者输入,以移动工具40a、40b。移动控制构件24所需的力的大小可被选择为使得,当使用者移开其手时,仅通过重力不会使控制构件移动。在一个方面,引导构件234、235可被构造为允许平移和/或旋转,同时提供对运动的一些摩擦阻力。这样,当使用者将手从控制构件移开时,控制构件与轨道之间的摩擦阻力将使控制构件相对于轨道、引导管、框架、患者和/或基准点保持在适当位置。本领域技术人员可意识到,引导构件、轨道和/或框架的材料和/或内部尺度可根据所希望的摩擦阻力来选择。

[0284] 在另一方面,系统20包括阻尼器,用于增大移动工具所需的力。例如,阻尼器可在使用者施加的力低于预定阈值时防止工具运动,和/或可限制工具的最大速度。另外,或可替代地,阻尼器可平滑由使用者输入力所致的合成工具运动。如果使用者的输入不平稳或不连续,则阻尼器可改善工具运动的连续性和/或可预见性。

[0285] 各种阻尼器可用于系统20。图59A例示出可调节收缩环601,其允许使用者控制对工具40的运动的摩擦阻力。在另一方面,液压阻尼器可并入系统20中。例如,当系统的两个部分相对于彼此移动时(例如,控制构件相对于轨道和/或轨道相对于框架),液压阻尼器可抑制相对运动。

[0286] 在另一方面,阻尼器可抑制一个自由度以增大在这一个自由度中移动工具所需的力,但不抑制另一自由度。在一个示例中,阻尼器可增大纵向移动工具所需的力,而不是旋转工具所需的力和/或操控控制构件的手柄所需的力。抑制一个自由度而不抑制另一自由度,可在由类似的使用者输入来控制两个运动自由度的情况下,减小不需要的或未被感知的工具运动的可能性。

[0287] 另外,或可替代地,系统20可包括制动器或锁,用于防止控制构件24a、24b相对于

轨道、引导管、框架、患者和/或基准点的运动。在一个方面,锁在接合时可增大轨道与控制构件之间的运动阻力,从而阻止工具运动。虽然可使用各种锁,然而在一个方面,系统20包括可独立锁定不同自由度的锁,例如,可锁定滚柱轴承。在使用中,滚柱轴承沿一个方向的运动被阻止以锁定控制构件的一个自由度。在另一实施例中,锁可阻止多个自由度,并包括例如摩擦或磁驱动制动器。磁锁可包括:位于轨道和/或控制构件上的电磁体;和位于控制构件24a、24b和/或轨道224a、224b的一部分上或者限定控制构件24a、24b和/或轨道224a、224b的一部分的含铁物质。

[0288] 图59B例示出用于阻止控制构件与轨道之间运动的锁的另一实施例。在一个方面,颈圈760至少部分地围绕轨道224延伸。颈圈760在被张紧时可阻止控制构件24相对于轨道224的旋转和/或平移。颈圈760可在引导构件234、235的基础上使用,或者可替代引导构件之一或全部。这样,在一个方面,锁定颈圈760可使控制构件24和轨道224配合。

[0289] 在一个方面,颈圈760可通过控制构件24上的致动器控制,以允许在不工作时锁定。例如,牵拉线可在控制构件与颈圈760之间延伸,以允许锁定控制构件24而无需使用者从控制构件上移开他或她的手。

[0290] 在另一实施例中,控制构件24可使用磁流变流体锁定。控制构件的一部分或与控制构件配合的结构可在控制构件沿轨道行进时通过磁流变流体移动。为了锁定控制构件,磁场可施加于流体,从而将控制构件相对于轨道锁定在适当位置。图59C例示出控制构件24和轨道224,其中轨道224延伸到包含磁流变流体的室785中。当轨道移动到室785中时,流体流动通过室785的收缩区域787。为了阻止轨道224和控制构件24的进一步移动,可通过磁体789施加磁场,从而使磁流变流体硬化。

[0291] 室785可包括由弹簧791限定的对抗力。在去除磁场之后,轨道224可向回移动。当轨道224从室785撤回时,弹簧791可驱使磁流变流体返回通过收缩区域787。轨道和弹簧因而可施加相反的力,从而当轨道往复移动时使磁流体往复移动。

[0292] 在一个方面,轨道224和弹簧791可包括流体密封件793,以防止流体渗漏。此外,密封件793可防止空气通入通路785中,并阻止轨道224与磁流变流体分离。这样,锁定或硬化磁流变流体可另外地阻止控制构件24通过吸入而向回移动。

[0293] 在其它方面,轨道224和/或控制构件24可直接利用磁体锁定和/或抑制。例如,轨道224可含铁。磁体可移动到适当位置和/或被激活以阻止轨道移动。在一个方面,系统20的与轨道224相邻的部分可被磁化以阻止轨道移动。

[0294] 如前所述,工具40a、40b可包括近侧控制构件24a、24b和远端执行器。在一些情况下,使用者可能希望基于近侧控制构件的位置来确定工具远端行进的距离。在一个方面,轨道224a、224b可包括视觉和/或触觉反馈以协助确定工具40a、40b的远端的位置和/或行进的距离。图60例示出标记系统236的一个实施例,该标记系统236可与轨道224相邻定位以辅助使用者确定工具的位置和/或行进的距离。轨道、框架、工具和/或周围环境上的记号236可允许使用者确定工具位置和/或测量工具运动。所述记号被定位为允许测量控制构件24相对于框架22和/或轨道224行进的距离。在一个方面,控制构件24相对于轨道224和/或框架22的平移运动可利用记号测量。在另一方面,记号允许测量控制构件24相对于轨道224和/或框架22的旋转运动。

[0295] 虽然系统20对每个轨道一个工具的情况进行大致描述,然而,每个轨道使用多于

一个工具也是可以想到的。例如,工具40a、40b可在单一轨道上彼此相邻定位。另外,或可替代地,系统20可在两个或更多个轨道上包括多于两个工具。图61例示出位于单一轨道224上的两个控制构件24a、24b的一个示例。在另一方面,系统20可包括具有多个工具的多个轨道。

[0296] 图1和图44中所示的控制构件24a、24b围绕由轨道限定的轴线旋转,所述轴线偏离通至引导构件26的入口并偏离导管25a、25b的位置。因此,当控制构件24a、24b围绕轨道224a、224b旋转时,控制构件的旋转运动不仅可导致导管的旋转运动,而且也可导致导管的纵向运动(推/拉运动)。换言之,当使用者仅对控制构件输入旋转运动时,导管的合成运动可包括旋转和纵向运动二者。由于控制构件的一个运动自由度(旋转)影响导管的两个运动自由度(旋转和平移),因此,使用者可能发现通过控制构件24a、24b的运动控制工具40a、40b是无法感知的。

[0297] 在此描述适于将工具的旋转运动与工具的纵向运动分离(或使其影响最小化)的系统20的各种实施例。大体上,这些实施例被称为“同轴(on-axis)”系统。

[0298] 在一个实施例中,系统20可包括导管保持器242a、242b。导管保持器可使导管的至少一部分与控制构件的旋转轴线对准。参照图1和图44,导管保持器242a、242b可使导管25a、25b与由轨道224a、224b限定的轴线L-L(轨道224a的轴线在图44中由虚线L-L表示)对准。在使用中,导管25a、25b可从控制构件24a、24b延伸、穿过与轨道224a、224b共轴的导管保持器242a、242b中的孔、并进入引导管26。

[0299] 导管保持器242a、242b可允许导管相对于导管保持器旋转和/或纵向运动,并保持导管的一部分与控制构件24a、24b的旋转轴线对准。在一个实施例中,如图44所示,导管保持器242a、242b可由具有敞口上表面的“U”形保持器限定。在使用中,通过使导管25a、25b滑入/滑出保持器242a、242b,导管可与框架22快速连接/分离。导管保持器阻止径向运动(即,离开控制构件的旋转轴线沿径向方向的运动),但允许导管的轴向和/或旋转运动。

[0300] 虽然所示导管保持器242a、242b从框架22的一部分延伸,然而,导管保持器可与系统20的不同部分配合或由系统20的不同部分限定。例如,导管保持器可由引导管26、轨道224a、224b和/或另一框架限定,或者与引导管26、轨道224a、224b和/或另一框架配合。

[0301] 在一个方面,导管保持器242a、242b另外地或可替代地与工作通道44a、44b配合。例如,导管保持器可与工作通道主体的一部分(例如,近端)配合。在一个方面,导管保持器可与工作通道主体可分离地或固定地配合。在另一实施例中,导管保持器可与工作通道主体集成或由工作通道主体限定。无论如何,在一个方面,导管可穿过工作通道而与导管保持器配合,而工作通道与导管保持器配合。由此,在导管与导管保持器配合(例如,延伸穿过)的位置,导管保持器可阻止导管相对于框架和/或工作通道的径向运动(而不是纵向和/或旋转运动)。

[0302] 在另一实施例中,控制构件24可独立于轨道而旋转。控制构件的旋转轴线可实现工具40的独立旋转和纵向运动。在一个方面,旋转轴线对应于导管的一部分。在一个示例中,工具可围绕一轴线旋转,该轴线延伸穿过邻近于控制构件与导管之间的界面的点。在另一方面,控制构件可围绕由导管的一部分限定的轴线所限定的或与该轴线邻近的轴线旋转。

[0303] 图62A至图62C例示出被构造为围绕与一部分导管25共线的轴线旋转的控制构件

24a。参照图62A,控制构件可围绕与一部分导管25共轴的轴线C-C旋转。在一个方面,轴线C-C延伸穿过与控制构件24相邻的导管25。在另一方面,轴线C-C延伸穿过导管25与控制构件24配合处的位置。

[0304] 如所示,控制构件24可独立于轨道224而旋转,而轨道224固定地保持在适当位置。在一个方面,控制构件24包括第一和第二主体构件。第一主体构件可与轨道可移动地配合,并与第二主体构件可移动地配合。在第一主体构件与轨道之间的可移动连接部可提供一个自由度,例如纵向运动。在第一主体构件与第二主体构件之间的可移动连接部可为控制构件提供另一自由度(相对于框架、轨道和/或引导管),例如旋转。在图62A至图62C所示的实施例中,第一主体构件233由引导构件限定,第二主体构件228由控制构件24的与第一主体构件可旋转地配合的部分限定。

[0305] 第一主体构件233可通过各种方式与轨道配合,所述方式例如包括通过接纳轨道224a的腔来实现配合。在一个方面,第一主体构件233可相对于轨道224a平移,但不能相对于轨道224a旋转。例如,如前所述,轨道224a可具有与引导构件的非圆柱形腔配合的非圆柱形构造。第一主体构件可包括与第二主体构件228可移动地配合的近侧臂和远侧臂。图62B和图62C例示出示例性配合特征部,该配合特征部允许一个自由度,即,控制构件24的第二主体构件228相对于第一主体构件233和轨道224的旋转。特别是,引导构件的近侧臂可限定控制构件24旋转所围绕的轴。可替代地,近侧臂可接纳控制构件的被构造为在近侧臂内旋转的部分(图62C)。远侧臂可具有类似于近侧臂的构造。可替代地,如图65A所示,远侧臂可限定允许控制构件相对于轨道224a旋转的支撑架。

[0306] 提供围绕其自身轴线旋转的控制构件,允许工具40自由旋转。特别是,导管25将不会在控制构件24旋转时卷绕在轨道224周围。

[0307] 在另一“同轴”实施例中,轨道可围绕导管旋转,和/或围绕由导管的一部分限定的轴线所限定的或与该轴线邻近的轴线旋转。图63A例示出由架225限定并包括第一和第二细长构件的可旋转轨道224。控制构件24可相对于轨道224纵向移动,但不能围绕轨道枢转或旋转。然而,架225与系统20可移动地配合,使得架和控制构件可一起旋转。在一个方面,架225的旋转轴线与导管25对准,使得轨道224和控制构件24围绕与导管的旋转轴线共线的轴线旋转。特别是,导管25可穿过架225的旋转轴线。例如,架可包括在旋转轴线上的孔。

[0308] 在另一“同轴”实施例中,至少一部分导管位于轨道内。此外,轨道可围绕导管旋转,和/或轨道和导管可一起旋转。旋转轴线可由轨道和/或由轨道内的导管限定。例如,轨道224可相对于框架旋转和/或纵向移动。在一个这种实施例中,如图64A和图64B所示,器械40与轨道224固定地配合,使得控制构件24和轨道224一起移动,以为工具40提供一个或多个自由度。轨道与框架可移动地配合以允许旋转和/或纵向运动。当使用者将旋转和/或平移压力施加于控制构件24上时,轨道224可相对于轨道底架239、框架22和/或引导管26移动。

[0309] 如图64B所示,工具40的导管25可延伸穿过轨道224的一部分。导管25延伸穿过轨道224(并穿过轨道底架239),可允许控制构件、轨道和导管共轴旋转。此外,工具40可在导管没有卷缠框架22或卷绕在轨道224周围的情况下自由旋转。

[0310] 图64C例示出与框架22可旋转地配合的轨道224的另一实施例。在轨道与框架之间的可旋转连接部允许工具40相对于框架、引导管(未示出)、患者(未示出)和/或另一基准点

旋转。为了提供纵向运动,轨道224可相对于框架移动,和/或控制构件可沿轨道滑动。在一个方面,轨道224与控制构件可移动地配合,以允许控制构件相对于框架、引导管、基准点等平移。例如,轨道的一部分可被接纳在控制构件内,并与控制构件可移动地配合。无论如何,不同于图64A和图64B,导管不必位于轨道内。

[0311] 在一个方面,参照图64A至图64C,轨道224的运动受到位于轨道任一端部上的颈圈227(图64A)限制。颈圈227与轨道底架239的接触部可用作止挡以限制工具40的纵向运动。

[0312] 在又一实施例中,引导管25的一部分可限定轨道(未示出)。例如,导管可包括与框架(例如,轨道底架239)可移动地配合的大致刚性部分。控制构件24和导管25可相对于框架、引导管、周围环境和/或患者一起移动,以控制器械的运动。

[0313] 虽然轨道的远端被描述为与系统20配合,然而,可替代地,轨道的近端可与系统配合。图65例示出在轨道近端连接到轨道224a、224b的框架主体201。工具40a、40b的导管主体25a、25b可向远侧延伸到引导管26(未示出)。轨道224a、224b与系统20的框架的近侧配合允许控制构件24a、24b旋转,而不无需工具40a、40b的导管25a、25b在框架22周围卷绕或与框架22卷缠。此外,控制构件24a、24b可旋转360度或更多。

[0314] 在一个方面,轨道的近端(或邻近于近端的区域)可与从框架22延伸的横杆237配合。例如,轨道224a、224b可延伸穿过横杆237中的孔或腔。可替代地,每个轨道224a、224b可与系统的分立部分或分立框架配合。无论如何,轨道224a、224b与系统20之间的连接部可包括前述的控制构件/轨道连接部的各种特征部,包括例如,锁定特征部,用于选择性地阻止轨道224a、224b与框架22之间的运动。

[0315] 控制构件24a、24b可与轨道224a、224b固定地配合。轨道的纵向和/或旋转运动导致工具40a、40b的相应运动。在一个实施例中,使用者不直接操控控制构件24a、24b,而是使用者能够与轨道或与连接到轨道的手柄交互。例如,在图65中,轨道224a、224b可包括近侧旋钮238a、238b,该近侧旋钮238a、238b允许使用者控制至少一个自由度,且在另一方面,每个旋钮允许使用者控制工具40a、40b的两个自由度。例如,使用者可利用旋钮238a、238b控制工具40a、40b的纵向和/或旋转运动。在一个方面,使用者可将工具旋转360度或更多,而不会松脱所述旋钮。本领域技术人员可意识到,所述旋钮是可用于通过轨道224a、224b操控工具40a、40b的各种手柄或控制器中的示例。

[0316] 在另一实施例中,旋钮238a、238b可被构造为允许使用者控制另外的自由度。旋钮238a和/或旋钮238b可包括手柄304(如下所述)的特征,以致动远端执行器的至少一个自由度。在一个示例中,旋钮238a、238b可包括触发器,用于控制远端执行器的致动。

[0317] 在图65所示的实施例中,控制构件24a、24b围绕轨道224a、224b的轴线旋转。在一个方面,轨道224a、224b可与导管25a、25b的一部分共轴,以允许工具40a、40b和/或旋钮238a、238b围绕对应于导管的轴线旋转。

[0318] 在用于本文描述的系统的“同轴”轨道的又一实施例中,轨道可延伸穿过控制构件24和/或导管25的一部分。图66A和图66B例示出控制构件24和导管25,其中轨道224延伸穿过导管25的至少一部分。工具40可围绕轨道224旋转和/或在轨道上纵向移动。当轨道224延伸穿过导管25的一部分时,控制构件24(或工具40)的旋转轴线可与导管25的至少一部分共线或近似共线。如图66B所示,轨道224可稍微偏离开导管25的中心轴线,并仍允许通过控制构件24独立控制工具40的旋转和平移。

[0319] 在一个方面,图66A和图66B所示的轨道224由刚性或半刚性材料形成。在另一方面,轨道可具有变化的刚性,例如可弯曲或柔性段,该段允许轨道224和导管25依照非线性路径和/或活动连接。

[0320] 在一个方面,轨道224在邻近于控制构件近端的位置与系统20或周围环境配合。使轨道224延伸穿过导管的至少一部分可允许轨道用作引导线。轨道224可首先被导引至目标位置,然后用于定位引导管26和/或工具40a。例如,轨道可通过类似于引导线的方式使用。在另一方面,轨道224可用于传输电手术能。例如,轨道224的近端可连接到电手术发电机并可能量传输到工具40的远端,例如传输到位于工具40端部的端执行器。

[0321] 在系统20的另一实施例中,控制构件24的至少一部分可位于轨道224内。图67例示出使控制构件24的一部分安放于其中的套筒267。控制构件可具有相对于套筒的至少一个自由度。如图67所示,每个套筒267可包括细长狭槽,该细长狭槽在尺寸和形状上适于使控制构件手柄304通过,以允许控制构件相对于轨道纵向移动。为了使工具40旋转,控制构件24和套筒267可与框架(未示出)可旋转地配合。使控制构件24和套筒一起旋转可使工具40旋转,并为工具40提供第二个自由度。

[0322] 在一个方面,轨道224可容纳导管25的至少一部分,图67的套筒267实现工具40的“同轴”旋转。在进一步的方面,轨道224的由套筒267限定的旋转轴线与导管的一部分共线。在又一更具体的方面,导管可穿过套筒267的旋转轴线。因此,工具40的旋转独立于工具40的平移运动。

[0323] 如前所述,在此描述的轨道可与系统20的除框架22以外的其它部分配合或并入所述其它部分中。图68A和图68B例示出并入引导管壳体150中的轨道。在一个方面,轨道224a、224b由与壳体150可旋转地配合的套筒267限定。

[0324] 在另一方面,如图69A和图69B所示,控制构件不在套筒267内移动,而是控制构件包括接纳轨道224的一部分(其由引导管壳体150限定)的套筒267'。套筒267'被构造为与轨道可移动地配合并允许工具40a、40b的旋转和/或纵向运动。此外,套筒267'可实现工具40的“同轴”旋转。

[0325] 虽然框架在图68A至图69A中未示出,但是框架可用于支撑引导构件26和/或套筒267。然而,分立的框架装置对于支撑图68A至图69B中的系统而言是不必要的。例如,如图69B所示,引导管壳体150可与手术台、患者、地板、天花板和/或其它手术室结构配合。

[0326] 在另一实施例中,作为相对于轨道移动控制构件24a、24b(或相对于框架移动轨道)以实现纵向移动的可替代方案,套筒可具有伸缩式构造。图70例示出具有相互可移动地配合的多个段1224a、1224b的伸缩式轨道224。纵向移动可通过使一个段移动到另一段中来实现。例如,第一段1224a可具有对应于第二段1224b内的敞口通道的尺寸和形状。这样,朝向使用者牵拉控制构件则使轨道224伸缩式扩张。类似地,通过使伸缩式轨道的各个部分收缩,控制构件可朝向壳体150移动。虽然例示出两个伸缩式段,然而也可使用三个或多于三个段。

[0327] 在另一方面,图70的伸缩式轨道为工具40提供相对于框架、引导管和/或患者的两个自由度。例如,段1224a、1224b可相对于彼此旋转以允许工具40的旋转运动。可替代地,伸缩式轨道可仅提供单一自由度(纵向移动),并且可通过使伸缩式轨道与控制构件和/或框架可旋转地配合来实现工具40的旋转。

[0328] 在一个方面,导管25延伸穿过伸缩式轨道的多个段,以提供工具40的同轴旋转。在另一方面,控制构件24和伸缩式轨道224可围绕与导管轴线共线的轴线旋转。

[0329] 除了使工具活动连接,或作为其可替代方案,所述轨道可提供多种功能。在一个实施例中,轨道224a、224b中的一个或两个可控制引导管26的活动连接。如前所述,引导管26可包括能够上下和/或左右移动的活动连接部分56。在一个实施例中,轨道224a、224b可控制引导管26的至少一个自由度,而在另一实施例中,轨道可控制引导管26的两个或多于两个自由度。

[0330] 在一个方面,如前所述,引导管由从引导管的远侧活动连接部分延伸到近侧控制器的绳60控制。如图71A和图71B所示,绳可延伸到轨道224或延伸到邻近于轨道224的位置。在一个方面,轨道224可与引导管26可移动地配合以允许轨道相对于引导管旋转。绳60可延伸到轨道224并与轨道224配合,使得旋转的轨道224牵拉(和/或推进)绳60。这样,使轨道相对于引导管上下移动可控制引导管26的至少一个自由度,特别是可控制引导管的活动连接部分的上下运动。类似地,轨道224可被构造为采用左右构造枢转。当轨道224枢转时,绳60可被牵拉(和/或推进)以控制引导管的至少一个自由度,特别是控制引导管的活动连接段的左右运动。

[0331] 这样,轨道224a、224b相对于引导管26的运动可驱动引导管的运动。可替代地,引导管壳体可包括第一和第二主体构件。第一主体构件相对于第二主体构件的运动可活动连接引导管。在一个方面,第一主体构件可与一个或多个轨道固定地配合,使得轨道的运动使第一主体构件相对于第二主体构件运动并活动连接引导管。

[0332] 在一个实施例中,引导管包括接点241,接点241的运动可驱动引导管的活动连接部。接点241可与绳60配合,使得枢转接点241牵拉(和/或推进)绳60。接点241也可被构造为允许锁定轨道224。例如,接点241可包括上段243和下段244。上段243在未锁定时可枢转以控制绳60的运动,相反,当上、下段被相互锁定时,阻止轨道枢转。上、下段243、244可包括具有对应表面特征部的配合表面,使得当上、下段的配合表面相互接触时,配合表面可相互接合并防止接点241运动。本领域技术人员可意识到,各种配合表面,例如对应的突起和槽,可在配合表面接触时阻止上、下段243、244的运动。为了使接点241解锁,控制器,例如脚踏板245(图72),可被激活以使上段243抬起而离开下段244,并允许在上、下段之间的相对运动。

[0333] 接点241的上、下段可通过各种可替代方式锁定。例如,代替配合突起/槽,接点241可包括球和定位槽系统。图73例示出位于上段243上的弹簧加载球,该弹簧加载球在激活时将接合下段244上的定位槽。在一个方面,球和定位槽结构不防止活动连接,但阻止不需要的引导管运动。在使用者将引导管定位为所希望的构造之后,球/定位槽锁可防止不需要的轨道运动。在另一方面,球上的力(即,弹簧力)可被去除或减小以允许接点241运动。本领域技术人员可意识到,各种其它锁定特征部可用于防止不需要的引导管活动连接段的运动。在一个示例性实施例中,摩擦锁或机械锁防止引导管26的活动连接。

[0334] 图74至图79例示出系统20和轨道224a、224b的又一实施例,其中,轨道224a、224b包括在轨道224a、224b与框架22之间的可移动且可分离的连接部。在一个方面,如图75所示,连接部602包括第一配合板604和第二配合板606。第一和第二配合板在配合时包括用于导管25的通路608。在一个方面,通路608与控制构件24的旋转轴线共线或近似共线,以允许工具40的“同轴”旋转。图76A和图76B例示出第一配合板604、604'的两个实施例的正视图。

第一配合板604、604'可包括偏离唇部610,该偏离唇部610具有可与第二配合板606上对应的一个或多个钩612互锁的曲形周边。图77例示出相互配合的第一和第二配合板604、606。在使用中,钩612可围绕偏离唇部610的周边滑动以允许第二配合板606相对于第一配合板604旋转。

[0335] 在一个方面,钩612朝向第二配合板606的上表面设置,使得第二配合板悬挂在第一配合板上。可分离连接部602的配合特征部(唇部610和钩612)在尺寸和形状上允许配合特征部之间的滑动。当使用者扭转工具40时,钩612可在唇部610的顶表面上滑动并允许旋转。

[0336] 在一个方面,旋转超过预定角度将导致第一和第二配合板分离。当钩围绕唇部610滑动时,钩可从唇部610的侧部落下。可分离连接部602可进一步包括锁,用于防止不必要的第一和第二板的分离。在一个方面,第二配合板606包括可枢转闭锁680(图77),该闭锁680可与第一配合板604上的对应特征部互锁。当第二配合板606旋转超过预定距离时,闭锁680的一部分可接触第一配合板604的表面。闭锁680与第一配合板604的接触可防止第二配合板相对于第一配合板进一步旋转。为了分离第一和第二配合板604、606,闭锁680可枢转为未锁定构造。本领域技术人员可意识到,其它锁定机构,包括各种机械互锁结构和摩擦接合结构,可替代所述闭锁锁定机构。

[0337] 在另一实施例中,扣紧环可使第一和第二配合板配合。图78和图79例示出包括扣紧环682的可分离连接部602',扣紧环682与第二配合板606'配合并且对应于第一配合板604、604'的唇部610。当第一和第二板配合时,扣紧环682围绕唇部610以防止第一和第二配合板的意外分离。

[0338] 如前所述,第一和第二配合板可包括通路608,用于接纳工具40的一部分和允许工具的至少一部分移动穿过该通路。在一个方面,通路608包括敞口上表面以允许使用者将工具40放置在通路608中。例如,通路608可具有如图75所示的“U”形形状。在另一实施例中,通路608'可由第一和/或第二配合板604、606的壁封闭。例如,如图78所示,第一和第二板中的圆形开口允许工具40的至少一部分通过。

[0339] 虽然参照系统20描述的多种轨道构造约束工具沿一个或多个线性路径的运动,然而,具有不同约束的框架和/或轨道也是可以想到的。在一个方面,框架和/或轨道可约束控制构件在一平面内运动。例如,控制构件可与除了允许前后运动以外还允许侧向运动的表面配合。在另一方面,控制构件可与允许相对于框架、引导管、患者和/或基准点三维运动的框架配合。例如,控制构件可侧向、前后和上下运动。可替代地或另外地,控制构件可旋转。在一个方面,控制构件的上下和/或侧向运动控制导管的活动连接和/或致动。例如,使控制构件上下和/或侧向运动可控制导管的远侧部分的上下和/或侧向运动。

[0340] 器械

[0341] 在此进一步公开用于本文所描述的系统的各种工具。除了通过使工具相对于引导管、框架和/或轨道移动来提供一个或多个自由度以外,工具自身能够实现另外的自由度。例如,工具可包括:能够上下、左右移动的远侧活动连接部分;和/或用于致动的端执行器。在此使用的术语“活动连接”是指通过移动工具主体来提供自由度,且不需要特定的工具结构。换言之,活动连接部分不必包括相对于彼此移动以实现工具运动的联动段。可替代地,例如,柔性轴可被弯曲以提供活动连接。以下描述的是可包括工具40a、40b的控制构件、导

管和/或端执行器的示例性实施例。

[0342] 如前所述,控制构件24a、24b活动连接导管25a、25b和/或端执行器。图80A至图80E例示出包括致动器手柄304的控制构件24的一个这种实施例,其中手柄304允许使用者控制工具40的远端的方位,这将在下文中说明。手柄进一步包括允许使用者致动端执行器的触发器306。

[0343] 在一个实施例中,控制构件24通过一个或多个U形夹具300和302联接到轨道。如图80B所示,每个U形夹具包括一对分隔开的臂308,该臂308连接到一对侧部轨道310a、310b,该侧部轨道310a、310b沿控制构件的长度延伸并形成可紧固另外的控制构件部件的框架。

[0344] 虽然控制构件24被描述为包括侧部轨道310a、310b作为对控制构件各种元件的支撑结构,然而,其它控制构件构造也是可以想到的。例如,控制构件的外壁或外壳可提供能够与控制构件机构的各部分配合的锚定件或框架。然而,参照图80A至图80E以及以下相关描述,将例示和描述轨道310a、310b。

[0345] 在一个方面,致动器手柄304被可旋转地联接到侧部轨道310a、310b,使得手柄能够相对于控制构件24前后移动。此外,手柄304可围绕轴314的纵向轴线旋转。手柄的往复运动致使工具40的远端在一个平面中移动,而致动器手柄304围绕轴314的纵向轴线旋转致使工具40的远端在另一平面中移动。

[0346] 在一个方面,使控制构件相对于轨道224移动所需的力的大小可被选择为使手柄304相对于控制构件24主体的移动不会意外导致工具40活动连接或致动。在一个方面,使控制构件24沿近侧和/或远侧方向平移或移动所需的力大于或等于将手柄304向前推和/或将手柄304向后拉(即使手柄304沿近侧/远侧方向移动)所需的力。移动控制构件24所需的力可通过增大控制构件的接触表面与轨道之间的摩擦值来调节。在另一方面,阻尼器可增大移动控制构件24所需的力。在又一方面,移动控制构件24所需的力的大小是可调节的。

[0347] 手柄304可利用耳轴316紧固到一对侧部轨道310a、310b。耳轴316包括一对向外延伸的柱318a、318b,该柱318a、318b装配在形成在侧部轨道310a、310b中的对应的孔中。锁定机构,例如扣紧环或其它紧固件,可将柱318a、318b紧固到侧部轨道中。可替代地或另外地,所述柱可通过夹持在侧部轨道之间来紧固。

[0348] 手柄304能够利用轴320可旋转地紧固到耳轴316。轴320可与颈圈324配合,颈圈324提供用于鲍登缆线的止挡,这将在下文中更详细地描述。虽然止挡被例示出处于颈圈324上,然而在另一方面,止挡可位于手柄304内。耳轴316进一步包括止动板326,该止动板326为鲍登缆线壳体端部提供锚定件。当手柄304在控制中往复移动时,止动板326利用柱318a、318b往复枢转。耳轴316进一步包括在耳轴中心的狭槽,缆线引导板或盘328位于该狭槽中。

[0349] 在图80C、图80D和图80E所示的实施例中,缆线引导板328大致为圆形并包括位于其中的槽330,致动缆线332装配在槽330中。缆线引导板328包括切口334,该切口334接纳被紧固到缆线332上的对应的缆线止挡336(虽然例示出单一切口/止挡,然而另外的切口/止挡也是可以想到的)。缆线卷绕在缆线引导板328周围,并包括直接和间接联接到工具远端的一对支线(或线)。缆线引导板的运动导致缆线336的支线的相应张紧或松弛。缆线引导板328装配到耳轴内的狭槽中,使得缆线引导板328位于止动板326后面。轴320装配穿过缆线引导板328中的对应的孔,且扣紧环或其它紧固机构将各部件紧固到一起。手柄304的旋转

导致轴314的相应旋转,轴314进而联接到缆线引导板328,以使致动缆线332的支线张紧或松弛。

[0350] 缆线332例示为在盘328周围卷绕超过360度。在另一方面,缆线336可在盘周围卷绕超过约180度,且在又一方面超过约270度。在再一方面,缆线332与盘328配合而没有卷绕在一部分盘周围。

[0351] 图80D和图80E例示出控制构件24内的耳轴316的更多细节。缆线引导板328装配在耳轴316的狭槽内,并通过致动器手柄304的旋转而在该狭槽内往复旋转。为了限制手柄304在控制构件中的前后运动量,装配在耳轴316的柱上的环340可在其中具有切口342。紧固在侧部轨道(未示出)中的销344通过接合切口342的端部来限制手柄能够行进的距离。虽然在图中例示出环/销构造,然而,本领域技术人员可意识到,可使用各种可替代机构来限制缆线引导板的运动。此外,所示构造可为颠倒的,从而切口可位于侧部轨道上,而销可位于耳轴上。

[0352] 仍如图80D和图80E所示,缆线346由手柄上的触发器机构306致动。压下触发器306导致缆线346张紧而致动工具的远端。在所示实施例中,缆线346为具有外鞘348的鲍登型缆线,外鞘348的一端紧固到缆线止挡350,缆线止挡350位于装配在轴314上的颈圈324上。鲍登缆线壳体的另一端延伸穿过横杆354并结合导管远端的止挡。横杆354还包括用于通过手柄的旋转驱动的鲍登缆线壳体的止挡,如前所述。

[0353] 如图80D和图80E所示,耳轴还包括沿垂直于与侧部轨道联接的柱的方向延伸的轴。所述轴包括一对缆线接纳部356、358,缆线接纳部356、358在其中具有紧固活动连接缆线端部的狭槽或其它承接部。一个缆线接纳部358在耳轴316的枢转点之下,而另一个在枢转点之上。当控制构件中的耳轴316倾斜时,缆线接纳部356、358选择性地张紧或松弛在一平面中移动工具40的远端的控制缆线。

[0354] 触发器机构306的一个实施例的更多细节示于图81中。在该实施例中,触发器306被可旋转地接纳在手柄304内,使得挤压触发器306导致该触发器围绕枢转点旋转。触发器306包括臂360,致动缆线346的端部紧固到该臂360。当通过按压触发器而移动臂360时,控制缆线346上的张紧增大,从而致动在医疗装置的端部处的工具。滚轮或滑轮362改变控制缆线346的方向,使控制缆线346从处于手柄内至沿轴320延伸的方向。

[0355] 图82A和图82B例示出触发器机构370的另一实施例,该触发器机构包括用于激活工具40的远端的按钮366。鲍登缆线368可延伸到手柄304中以触发机构370。鲍登缆线的外鞘372的第二端有间隙地延伸穿过横杆354并穿过手术工具的主体,且终止于端执行器的邻近处。鲍登缆线368的外鞘372可与触发器机构中的止挡374配合,而内部丝线376延伸到触发器机构370中。当按钮366被压下时,触发器机构370张紧内部丝线376。在一个方面,触发器机构370包括棘齿型的锁,该锁防止内部丝线376在张紧后松弛。按钮378可被压下以松弛内部丝线376并允许工具40的远端返回其原始构造。

[0356] 虽然控制构件24中的各种控制缆线或控制线被例示为鲍登型缆线,然而,可由其它缆线、丝线和线来代替。在一个示例性实施例中,无鞘牵拉线替代至少一些鲍登缆线。本文使用的“控制缆线”可表示将致动和/或活动连接力沿主体传递到工具40的任何线、丝线或缆线。

[0357] 在一个实施例中,在控制构件与工具远端之间延伸的控制缆线包括允许导管25与

控制构件24分离的可分离连接部。图83A和图83B例示出联接机构的一个实施例,该联接机构可用于选择性地控制构件24的一个或多个控制缆线联接到工具40的导管25内的一个或多个控制缆线。联接器380形成位于支撑轨道310a、310b之间的控制构件壳体内部的端壁。联接器380具有被定位为穿过该联接器的多个弹簧加载销382a、382b、382c等。销382a、382b、382c等的近端连接到由如前所述的手柄304或触发器机构操控的控制缆线。此外,每个销均包括远侧缆线接纳切口或狭槽384,用于接纳延伸穿过导管25的相应的控制缆线386a、386b、386c等的缆线端子或止挡。将缆线端子紧固到每个销的狭槽384中,使缆线386a、386b、386c等与控制构件24中的相应控制缆线配合。

[0358] 在所示实施例中,销382a、382b、382c等分别包括将销偏压到锁定位置的弹簧388a、388b、388c。压缩所述弹簧允许移除缆线端子或将缆线端子插入狭槽384中。另外地或可替代地,弹簧388可张紧控制构件主体内的控制缆线。当使用者松开控制手柄时,弹簧可将控制手柄偏压到初始位置。

[0359] 在一个方面,控制构件24内的各种缆线可被可调节地张紧。例如,在一个实施例中,弹簧加载销382可具有与联接器380相连的螺纹连接部。旋转销382则使销侧向移动,以控制与销382配合的控制线上的张紧力。例如,旋转所述销382可压缩或松弛弹簧388以调节控制线上的张紧力。

[0360] 联接器380可包括各种不同的机械连接部,用于使控制构件24的控制缆线和导管25的控制缆线可分离地配合。在一个方面,作为切口384和缆线端子的替代方案,联接器380可包括螺纹连接部、扣紧配合部和/或其它机械互锁结构。

[0361] 图83B例示出示例性快速断开结构422,用于使导管25的控制缆线与控制构件24的控制缆线断开。快速断开结构可使控制构件24的控制缆线与导管25的控制缆线直接配合。在一个方面,直接连接部包括线端子和由狭槽384限定的对应的端子接纳部。端子接纳部可安装在支撑底座630(例示于分解图中)中并由支撑底座630收纳。在使端子与端子接纳部配合之后,导管上的环632可与支撑底座配合。支撑底座630和环632可封闭已配合的控制缆线,并通过限制已配合的端子/端子接纳部的运动自由度来防止不需要的控制缆线断开。

[0362] 在控制机构24的另一实施例中,系统20可包括方位调节器。在使用中,方位调节器可允许使用者相对于控制机构24旋转细长导管主体和工具远端。图84例示出具有调节器394的控制机构24的远端的截面图。在一个方面,调节器394可包括具有通路392的内部构件390。通路392可接纳工具40的细长导管主体(未示出)。在另一实施例中,工具40的导管主体包括与通路392的内表面固定地配合的外鞘。本领域技术人员可意识到,可使用各种配合机构,例如,粘接、机械互锁和/或摩擦接合结构。此外,内部构件390可与调节器394的内表面配合。例如,如图84所示,调节器394包括孔396,该孔用于使调节器与内部构件390配合的定位螺钉。在另一方面,调节器394和内部构件390可通过例如粘接来固定地配合。此外,调节器和内部构件可替代地可形成为一体。

[0363] 为了改变工具40的旋转方位,调节器394可在控制构件24内旋转。在一个方面,锁定颈圈395可被张紧以控制控制构件与方位调节器394之间的摩擦值。例如,锁定颈圈395可被设定为阻止但不防止调节器的旋转;或被设定为防止旋转,直到希望进行调节。由于调节器394与内部构件390配合,且内部构件390与工具40的主体配合,因而旋转调节器394导致导管25相对于控制构件24旋转。

[0364] 在一个方面,工具40可包括用于帮助将导管与控制构件对准的记号。例如,在邻近于控制构件的导管上的标记可对应于导管25的远端处的远端执行器的方位。在使用中,医生可使用记号来对准导管和控制构件。

[0365] 在另一方面,导管相对于控制构件的旋转量利用止挡来限制。例如,方位调节器上的表面特征部(未示出)可接触控制构件主体上的表面特征部(未示出),以阻止旋转超过预定距离。由于控制线从导管25延伸至控制构件24中,因而大于约360度的旋转可显著增大活动连接导管25所需的力和/或可导致控制线的卷缠。在一个方面,止挡可防止旋转超过约360度。而在另一方面,可防止沿任一方向(顺时针/逆时针)的旋转超过约180度。

[0366] 如前所述,通路392可接纳导管25。在一个方面,通路392可包括在尺寸和形状上适于接纳导管25的外表面的远侧区域。此外,通路392可包括适于防止导管近侧移动的近侧区域。在一个方面,通路392的近侧区域的截面可在至少一个尺度上小于导管外表面的截面,但大到足以允许控制缆线通过通路392。近侧区域因而可防止导管的近侧移动超过通路392而进入(或更深地进入)控制构件24中。

[0367] 在一个方面,当控制缆线被张紧或牵拉时,近侧区域用作对抗力。近侧区域可使导管主体保持在适当位置,以允许控制缆线相对于细长导管主体移动。

[0368] 在前述示例性控制构件中,从耳轴316、板318和/或触发器306延伸的控制缆线延伸到防火壁或联接器380并与防火壁或联接器380配合。不同的控制缆线于是延伸穿过导管25并与远侧活动连接部分和/或远端执行器配合。在另一实施例中,控制缆线可从控制构件24的控制机构(例如,耳轴316、盘328、触发器307)直接延伸到远侧活动连接部分和/或远端执行器。图85例示出延伸到导管25中的控制缆线386a、386b、386c,而无需使用防火壁、联接器或可分离连接部。

[0369] 允许工具40的远端沿上下、左右、前后和旋转方向致动的各种可替代控制构件可用于系统20。这种可替代控制机构被例如公开在名称为“医疗装置控制系统”的美国专利申请11/165,593和名称为“医疗装置控制系统”的美国专利申请11/474,114中,以上专利申请的全部内容由此通过引用并入本文。

[0370] 此外,以下描述控制构件24以及能够替代前述耳轴316、盘328和触发器307的可替代控制构件的各种可替代实施例。图86例示出允许使用者用单手控制多个自由度的斜板(swash plate)400。一个这种示例性控制构件描述在美国专利3,605,725中。斜板可与“操纵杆”型的手柄一起工作以控制两个自由度。

[0371] 图87提供斜板控制构件的另一实施例的透明图。在一个方面,斜板控制构件24的轴320可具有允许使用手柄304代替操纵杆的弯曲部,例如90度的弯曲部。此外,手柄304可通过触发器307提供另外的自由度。例如,手柄304可包括按钮或触发器,用于控制远端执行器的致动。

[0372] 在斜板控制构件的又一实施例中,如图88所示,工具40的旋转可通过旋转控制构件24来实现。例如,手柄能够被可旋转地固定到控制斜板的轴。当使用者利用他或她的手掌与手柄交互时,使用者可同时利用手指(例如,拇指或食指)与控制旋钮交互以实现工具40的旋转。图88例示出控制构件24通过可旋转连接部与手柄304配合,使得手柄304可相对于控制构件旋转。为了旋转工具40,使用者可独立于手柄304转动控制构件24和导管25。此外,使用者可通过推/拉手柄304使控制构件相对于轨道、框架、引导管或其它基准点移动来提

供纵向移动。

[0373] 虽然手柄304可相对于控制构件24和导管25旋转,然而,在手柄304与轴320之间的可旋转连接部可允许使用者驱动其它自由度。当使用者上下和/或侧向移动手柄304时,使用者输入力可驱动斜板400。斜板400的运动可驱动工具40的各个自由度,包括例如导管25的活动连接。此外,纵向的使用者输入力,例如沿平行于工具40的轴线推动/拉动,也可通过轴320传输以驱动工具40。

[0374] 在又一方面,控制构件24可允许端执行器相对于导管25和/或相对于控制构件24独立旋转。图89A和图89B例示出允许端执行器独立旋转的控制机构的一个实施例。控制缆线368从控制构件24延伸通过导管25至远端执行器(未示出)。独立于导管25和控制构件24旋转控制缆线368可驱动端执行器相对于导管25旋转。

[0375] 在一个实施例中,使用第一和第二斜板400a、400b可允许控制缆线368的独立旋转。第二斜板400b可与控制缆线368配合,使得手柄304的旋转导致控制缆线368旋转。相反,控制缆线368可独立于第一斜板400a旋转。在一个方面,控制缆线368延伸穿过第一斜板400a内的孔,所述孔允许控制缆线368与第一斜板400a之间的相对旋转。

[0376] 控制缆线368可为将扭矩传送到远端执行器的可扭转的柔性丝线、线圈、缆线或线。在一个方面,控制缆线368可另外地驱动端执行器的致动部,如前所述。例如,当希望致动远端执行器时,手柄304可包括触发器或类似机构以致动远端执行器。

[0377] 第二斜板400b的旋转运动与第一斜板400a分开。在一个方面,横杆640a、640b从第二斜板400b延伸并通过狭槽642a、642b与第一斜板400a可移动地配合。虽然例示出两个横杆,然而三个、四个或多于四个横杆可延伸在第一和第二斜板之间。当第二斜板400b旋转时,横杆640a、640b沿狭槽642a、642b移动以允许第二斜板400b相对于第一斜板400a独立旋转。

[0378] 可通过手柄304的侧向和/或上下运动来提供另外的自由度以驱动导管的活动连接部。当手柄304上下或侧向运动时,横杆640a、640b可将力从第二斜板400b传送到第一斜板400a。例如,横杆640a、640b可传送平行于横杆的纵向轴线的力和/或平行于控制缆线368的旋转轴线的力。这样,使第二斜板400b关于正交于旋转轴线R-R的轴线倾斜可驱动第一斜板,并将使用者输入传送到与第一斜板400a配合的控制缆线368a、368b、368c和/或368d。

[0379] 图89B例示出斜板400b,其围绕正交于控制缆线368的旋转轴线的轴线R'-R'旋转,以驱动导管25的活动连接部。注意到的是,横杆640a、640b将推/拉力从第二斜板传送到第一斜板,并使第一斜板400a以对应于第二斜板400b的方式枢转。在一个方面,斜板400a、400b在其枢转时保持相互平行。

[0380] 图90例示出手枪式把手402的手柄,其包括手柄把手上的控制旋钮404。旋钮404(类似于前文中参照引导管控制部30所述的控制旋钮)可替代触发器控制部,或在触发器控制部的基础上使用。

[0381] 图91例示出位于控制构件24的近端上的控制旋钮406。在一个方面,移动控制旋钮406可活动连接端执行器。控制旋钮406的近侧位置有利于在工具相对于框架、轨道、引导管、和/或基准点旋转时控制工具40。当控制构件24旋转180度或更多时,使用者可能不得不换手或调节其在标准手柄上的把持。使旋钮406位于控制构件24的近端上可有利于在控制构件24围绕轨道224旋转时控制工具40。

[0382] 在一个方面,控制旋钮406与控制构件46可旋转地配合。使用者可旋转控制构件24以控制工具40的旋转运动。在另一方面,旋钮不能相对于控制构件24旋转,旋钮406的旋转可驱动工具旋转。

[0383] 图92例示出包括与牵拉线配合的柔性主体409的控制构件。移动柔性主体409导致对工具远端的致动。图92的控制构件也可包括滑动套筒410和/或手柄304,用于控制另外的自由度。

[0384] 图93例示出包括用于控制自由度的旋钮或球412的控制构件。在一个方面,旋转旋钮412可驱动导管25相对于控制构件24的主体旋转。例如,导管25可被构造为独立于控制构件24旋转。旋转旋钮412可驱动齿轮或滑轮413(或其它这种机构)并使导管25旋转。在另一方面,工具40的杆或力矩臂(未示出)可使导管旋转。例如,杆可与延伸穿过导管25的扭转线圈配合。杆的运动可驱动扭转线圈并使导管和/或远端执行器502旋转。

[0385] 图94例示出控制构件24的另一实施例,该控制构件24包括用于控制另外的自由度的手柄304。虽然类似于前述具有驱动两个自由度的控制手柄的控制构件,然而,图94的控制构件包括驱动导管25的另外的自由度的第二旋转致动器(例如,旋钮)。在一个方面,旋转致动器433a、433b可相对于彼此和相对于控制构件24的壳体旋转。旋转致动器433b可通过从手柄304延伸到控制构件24中的轴来驱动控制构件24内的盘。类似地,旋转致动器433a可驱动第二旋转盘。

[0386] 除了由第一旋转致动器433b驱动的第一活动连接部分623以外,由第二旋转致动器433a控制的另外的自由度还可包括第二活动连接部分622。在一个方面,活动连接部分622可被放置为邻近于第一活动连接部分623,从而为导管25提供“腕”和“肘”。另外的自由度可允许器械与另一工具汇聚和/或分开。此外,控制机构可包括用于致动端执行器502的触发器744。图94的控制手柄可提供四个自由度,该手柄在用于前述轨道时可为器械提供六个自由度。在一个方面,所有六个自由度可用单手控制。

[0387] 图95例示出具有“球型”手柄414的控制构件24。球的移动机械地驱动工具远端。在一个方面,球手柄414包括卷绕在手柄曲率周围的控制线。相对于轴枢转手柄414则对控制线进行拉动(或推动)并驱动工具40运动。

[0388] 在又一实施例中,图96例示出具有提供“同轴”旋转的触发器把手构造的控制构件。可通过例如围绕枢转轴或斜板的运动来控制工具的活动连接。工具40的旋转可通过使旋转致动器(旋钮)460旋转来控制。在一个方面,旋转致动器460可独立于控制构件而控制端执行器和/或导管的旋转。在一个方面,控制构件可由用作框架的引导管26支撑。例如,引导管26的包括环461的部分可支撑控制构件24,并允许工具40(或导管25)的相对旋转和/或纵向运动。环461也可用作止挡以限制工具40的远侧运动。在另一方面,环461可由与患者配合的咬合块(bite block)或其它设备限定。

[0389] 图97例示出用于驱动或协助驱动工具40的一个或多个自由度的绞盘416。例如,当使用者驱动手柄时,控制线可围绕绞盘416张紧,绞盘的旋转可增大由使用者施加的力。特别是,导管致动和/或活动连接可由绞盘控制或受益于绞盘。可以另外地或可替代地使用各种其它机械力或牵拉长度增效器,包括例如滑轮、凸轮和/或齿轮。

[0390] 图98A至图98C例示出可减小控制缆线或线上的应力的传动连杆418。在特定实施例中,当第一控制线被牵拉时,相对的第二控制线被压缩或推进。在控制线上施加压缩力可

导致压曲和/或线疲劳。图98A例示出在控制构件24内的示例性驱动机构,其中,轴320围绕轴线321沿第一方向的枢转,将压缩力施加于控制缆线368a、368b之一上,并将张紧力施加于控制缆线368a、368b中的另一个上。类似地,使轴320沿相反的第二方向旋转则张紧和压缩缆线368a、368b中的另一个。

[0391] 传动联杆418允许控制缆线仅在被牵拉时接合。这样,传动联杆可沿一个方向传送力,而不沿相反方向传送力。在一个方面,传动联杆与至少一个控制线配合,而在另一方面与第一和第二控制线配合。第一和第二控制线中的至少一个可与传动联杆可移动地配合。在一个示例性方面,传动联杆包括接纳缆线端子419的通道。当压缩力施加于控制线上时,缆线端子可在通道内移动。相反,当第一或第二控制线被牵拉时,第一或第二控制线的缆线端子可接合传动联杆的内表面,并将力传送到第一和第二控制线中的另一个。

[0392] 在另一方面,传动联杆可在第一端与控制线配合并在另一端与控制系统的另一部分配合。例如,传动联杆可将控制机构的轴与控制线连接。

[0393] 图99和图100例示出用于调节控制构件24的机械效益的机构。在一个方面,机械效益通过改变控制缆线与控制机构配合的位置来调节。当通过移动一轴或盘(如前所述)驱动控制缆线时,控制缆线与所述轴或盘配合的位置能够为可调节的。图99中例示出接合缆线安装点的齿轮机构420a。使调节旋钮旋转可使控制缆线朝向或背离控制机构的枢转点或旋转轴线移动。例如,如前所述(例如,图44C),盘328的旋转驱动控制缆线368。图99的齿轮机构可并入控制构件中,以移动控制缆线368与盘328配合的位置。在另一方面,通过朝向或背离驱动轴或斜板的中心线或枢转点调节缆线的位置,可调节运动的输入输出比。图100例示出具有可调节机械效益的控制构件,其可通过沿狭槽648移动控制缆线368的终端点来改变机械效益。

[0394] 图101例示出具有控制机构422的控制构件24,用于通过单一棒650 控制多个自由度。所述控制机构包括由棒650操控的多个独立驱动的联动部652a、652b。虽然例示出两个联动部652a、652b,然而,三个、四个或多于四个联动部可围绕棒650的远侧部分。在所示实施例中,手柄304的旋转可朝向手柄304并朝向侧部(沿旋转方向)牵拉棒650。棒运动的横向分量导致棒650接合联动部652a、652b中的一个,而不接合联动部652a、652b中的另一个。联动部652a或652b的运动导致与联动部相连的控制缆线的相应运动。

[0395] 在一个方面,控制机构422被偏压到初始位置。当使用者沿相反方向转动控制手柄或松弛控制手柄时,弹簧654可牵拉被接合的联动部652a或652b向其原始位置返回。控制手柄304的继续旋转可接合相对的联动部652a或652b并驱动不同的控制缆线。

[0396] 棒650可包括具有近侧表面的远侧驱动器656,近侧表面在形状和尺寸上适于接合联动部652a、652b上的相应表面。当棒650被牵拉时,远侧驱动器656的近侧表面可阻止驱动器656相对于联动部652a、652b滑动。驱动器656的远侧表面可被构造为相对于联动部652a、652b滑动。例如,驱动器656的远侧表面可包括不与联动部652a、652b接合的锥形或球形形状。

[0397] 在另一方面,多于两个联动部652围绕驱动器656。当提供多于两个联动部652a、652b时,棒650可同时驱动两个相邻的联动部以同时驱动两个自由度。

[0398] 在另一方面,控制机构422允许棒650与驱动机构422分离。在使用中,弹簧654可使联动部与球656保持接触,并防止棒650与控制机构422分离。为了分离棒650,使用者可牵拉

联动部相互远离(抵抗弹簧654的力)和/或移除弹簧654。包括驱动器656的棒650于是可与联动部652分离。在一个方面,棒650的分离允许使导管25与控制构件24的一部分分离。

[0399] 图102例示出控制构件,其中,器械缆线直接连接到使用者。例如,使用者可通过手套424操控工具。图103例示出脚踏板426,可对手控控制构件另外地或可替代地使用脚踏板426。例如,脚踏板可控制工具40的另外的自由度。

[0400] 在一些本文描述的实施例中,控制构件24被偏压到初始位置。例如,控制构件内的弹性构件(例如,弹簧)可将手柄304偏压到中性位置。当使用者松开手柄时,弹簧施加力以将手柄朝向初始或中性位置移动。在另一实施例中,控制构件24可被构造为在使用者松开手柄304之后保持工具40。例如,对运动或弹簧的摩擦阻力可在使用者移动和松开手柄之后防止手柄304运动。

[0401] 在另一实施例中,工具40可由不同于控制缆线的机构驱动。例如,系统20可采用液压类控制系统。可替代地,系统20可采用记忆合金,其中,电流控制手术器械的致动。

[0402] 图104例示出用于冻结或阻止系统20的各个自由度的运动的各种锁。在一个方面,(前述)轨道224和控制构件24可相互锁定以防止相对运动。在另一方面,如图104所示,轨道224上的槽可阻止相对运动。控制构件24在安放于所述槽中时,其相对于轨道224的纵向运动被阻止。在一个方面,控制构件可被抬起以允许相对运动。可替代地,所述槽可具有小的构形和/或形状以阻止运动,直到使用者施加足够的力。无论如何,轨道224上的表面特征部可阻止一个自由度(纵向运动),同时允许另一运动自由度(旋转)。

[0403] 在另一实施例中,控制构件24可包括防止导管25和/或远端执行器运动的锁。如图104所示,棘齿机构624或球和定位槽机构626可阻止和/或防止控制构件的至少一个自由度的运动。在一个方面,锁定机构可防止手柄304的运动。在另一方面,锁定机构可选择性地锁定导管致动部的至少一个自由度。在又一方面,锁定机构可锁定一个自由度,同时通过控制构件24允许其它自由度的运动和控制。

[0404] 图105例示出具有锁定机构434的控制构件24的另一实施例,锁定机构434可张紧控制线以防止不需要的工具40的运动。在一个方面,锁定机构434可防止控制线在控制构件内的运动,并由此锁定至少一个自由度。在另一方面,锁定机构434可增大移动至少一个控制线以活动连接和/或致动工具40所需的力。

[0405] 在另一方面,控制构件可包括阻尼机构以在控制构件的操控过程中减小不需要的工具40的运动。阻尼可在一个或多个自由度上为被动和/或主动的,在一个方面,液压阻尼器或缓冲器可与控制构件内的至少一个控制线配合以抑制工具40的运动。

[0406] 在另一实施例中,位置或力传感器可并入系统20中,以协助使用者控制手术器械。在一个方面,力度仪可测量使用者对至少一个自由度所施加的力的大小。可为使用者显示最大或当前的力,和/或当达到阈值的力时可制止工具运动。

[0407] 如前所述,系统20可为直接驱动式系统,使得使用者对控制构件24的输入或施加控制构件24上的力被传送到工具40的远端。在一个实施例中,系统20还为使用者提供实际力反馈。当工具40接触诸如解剖结构等结构时,使用者可感觉与该结构接触的工具并接收力和/或触觉反馈。在一个方面,系统20适于通过使不需要的抑制来最小化而使实际力反馈最大化。用于使不需要的抑制最小化的示例性结构包括:诸如滑轮轴承等摩擦减小元件;低摩擦衬垫、轴承、轴衬、衬里和涂层;在工作通道中最小化的弯曲部;硬度增大的导管;和引

导管内各通路之间的平缓过渡部。通过实现工具40的精确运动/控制和使能量分散损耗最小化,稳定的人体工程学平台或框架也可帮助力反馈。作为示例,支撑工具所需的能量可导致分散损耗。这样,使用框架以支撑工具40可减少分散损耗。

[0408] 如前所述,气体或液体可通过引导管26传输到身体腔室。在一个实施例中,流体穿过控制构件和/或至少一个轨道224a、224b内的腔。如图106所示,开口438(例如,鲁尔接头)可位于控制构件上以提供用于液体或固体的入口和/或出口。流体或固体行进穿过控制构件24中的通路634并进入引导管和/或导管25中,以邻近于系统20远端离开。鲁尔接头也可(或可替代地)用于传输气体以进行吹气或放气。在另一方面,此腔可用于将器械传送到手术部位。

[0409] 除了控制构件24以外,或作为该控制构件24的替代方案,通路634还可延伸穿过轨道224。例如,如图106所示,通路可延伸穿过控制构件24和轨道224二者。在另一方面,轨道224与控制构件24分隔开,轨道包括用于接纳流体入口和/或出口的配件。

[0410] 在另一方面,电流可通过控制构件24、引导管26和/或轨道224传输到系统20。图107例示出用于将功率传输到RF手术装置的电化轨道440。该轨道可包括通过轨道的导电部分限定和/或由收纳在一部分轨道内的线限定的电化通路。在一个方面,能量可通过直接接触(轨道的电化表面与控制构件24上的电接触部电连通)、通过延伸在轨道224与工具40之间的线、和/或无线方式(例如,感应线圈)而从轨道244传送到工具40。

[0411] 如前所述,系统20可包括光学装置,例如光学装置28,用于观看手术部位。光学装置可包括远侧透镜、柔性细长主体、和用于活动连接细长主体的远端的近侧控制部。在一个方面,光学装置28包括控制部和活动连接部分。可替代地,引导管26被活动连接以移动光学装置。无论如何,各种光学装置,例如,内窥镜、儿科内窥镜和/或光纤类装置,可用于系统20。此外,光学装置可包括各种芯片,例如CMOS和CCD类芯片。在又一方面,光学器件可并入工具40a和/或40b中。在再一方面,光学器件可另外地或可替代地集成到诸如引导管等其它系统部件中。

[0412] 导管和端执行器

[0413] 如图108所示,工具40通常包括:近侧控制构件24、细长导管主体25和端执行器502。图109例示出导管25的中间部分的剖视图,其包括用于鲍登缆线522的内部通道520,鲍登缆线522可包括外鞘524和内部丝线526。在一个方面,多于一个内部通道520和/或一个或多于一个鲍登缆线522可延伸穿过导管25以控制端执行器502。在另一实施例中,鲍登缆线的外鞘被绝缘材料(例如衬里或绝缘复合材料)所替代,并收纳用于传送电手术能的导电线。

[0414] 导管25可进一步包括限定控制线腔528的管状主体532。管状主体532可包括前述的工作通道主体50和/或内、外管状主体46、48的各种特征部。在另一方面,管状主体532为限定多个控制线腔528的单一整体式主体。在一个方面,控制线腔528可收纳用于操控工具40的活动连接部分的控制线530。控制线530和控制线腔528的数量可根据所希望的工具40的自由度和系统20的预期用途而变化。

[0415] 细长主体500可进一步包括围绕管状主体532定位的线或网层534。网层534的性质可被改变以调节细长主体500的硬度和/或强度。细长主体500也可包括外鞘536以防止生物物质侵入工具40中。在一个方面,外鞘536由流体不可渗透的弹性或聚合物材料形成。

[0416] 在一个方面,工具40可被构造为提供至少一个自由度,而在另一方面,可提供两个

或多于两个自由度。例如,工具40的至少一部分能够可控地沿引导管轴线上、侧向、横向移动,围绕引导管的轴线旋转运动,和/或能够致动端执行器。在一个方面,延伸穿过导管主体25的控制缆线可使端执行器上下、侧向移动,并可致动端执行器502。

[0417] 工具40的远端可例如包括提供上下和/或侧向活动连接的活动连接部分540。如图110所示,活动连接部分540可包括网层534和/或外鞘536,如前文中参照细长主体500的中间部分所述。在网层534内,活动连接部分540可包括由一系列管段或环(未示出)形成的活动连接主体542。控制线530可配合活动连接主体542以控制活动连接主体542的运动。

[0418] 此外,工具40可包括各种可替代的端执行器,例如,夹钳、剪刀、组织截断器、夹具、镊子、解剖器、和/或其它可打开和闭合的手术工具。在另一方面,端执行器不被构造为致动。在又一方面,端执行器由导管主体的一部分限定并包括例如钝端或敞开腔。

[0419] 图111A例示出端执行器502的一个示例性实施例。如所示,鲍登缆线522可被张紧以闭合夹钳550。类似地,图111B例示出由鲍登缆线522控制的针驱动器552的一个示例性实施例。在又一实施例中,可使用烧灼装置来替代端执行器。例如,图111C例示出钩烧灼装置554。能量源可联接到工具40。例如,控制构件24、框架22和/或轨道224可将能量传送到远侧钩烧灼装置554。各种单极和双极烧灼装置可用于系统20。系统20可包括绝缘材料,以减小电流意外伤害使用者和/或患者的几率。在一个方面,绝缘鞘556定位在能量传输线558周围。

[0420] 除了图111A至图111C中所示的端执行器以外,另外的端执行器也是可以想到的。例如,端执行器可包括闭合机构,例如,夹、钉、环和/或绑扎缝合装置。此外,修补物,例如,圈、篮和/或环,也可与系统20配合。在又一方面,端执行器可为探测或组织采样装置,例如,光学器件、细胞检查刷、镊子、去核装置、和/或流体提取和/或传输装置。在再一方面,协助使腔开放或使开口扩大的器械也是可以想到的。例如,端执行器可为气球、开放刷、支架、扇形牵引器、和/或线结构。

[0421] 在又一实施例中,工具40不包括端执行器。例如,工具可包括钝端,用于探测和/或用于协助另一手术器械或端执行器。在再一实施例中,工具40可包括敞开远端,用于传输治疗流体或固体和/或用于收集身体流体或组织样本。在一个这种方面,导管25可包括延伸到远侧开口的敞开腔,用于传输和/或收集物质。

[0422] 以下描述工具40的多个可替代实施例。

[0423] 图112例示出端执行器502的一个方案,其包括适于限制端执行器的运动的片簧506。在一个方面,片簧506在位于端执行器502中时防止至少一个自由度,例如沿平行于片簧平面的方向的运动。片簧可通过推进器线(未示出)移动到适当位置和离开。虽然相对于端执行器论述片簧506,然而,可在整个导管25中使用一个或多个片簧以阻止自由度的运动。

[0424] 图113例示出邻近于导管主体25与工具40的端执行器502的界面定位的配合板508。如以上关于板63所述,配合板508可帮助使控制缆线510与端执行器502配合。

[0425] 如前所述,工具40可包括控制缆线。在一个方面,至少一个缆线为鲍登型缆线。例如,鲍登型缆线512可驱动端执行器502,而其它自由度由非鲍登型缆线操控。可替代地,可利用鲍登缆线控制多于一个自由度。

[0426] 在另一实施例中,工具40可具有可变长度的活动连接部分。例如,如图114所示,控

制缆线510的长度和/或位置可被调节,以控制工具40的活动连接部分的长度。在一个方面,缆线510可为鲍登型缆线,鲍登缆线鞘的长度或位置可被调节以改变活动连接部分的长度。

[0427] 导管主体25可具有多种可替代构造。在一个方面,导管主体沿其轴向长度包括不同性质。例如,细长主体500可包括沿细长主体的长度具有不同刚度的材料。在一个示例中,导管刚度沿导管长度变化。在另一方面,导管刚度可沿横向变化。图115例示出平行于较硬的硬度计部分662延伸的较软的硬度计部分660。可选择刚度的变化以提供不同的弯曲特性。

[0428] 在另一方面,使用者可改变导管25的刚度。图116A例示出具有控制线腔和硬化腔431的导管25。通过将材料(例如流体)注入硬化腔431中或将材料移除,可调节导管25的硬度。在一个方面,导管25包括允许使用者调节导管弯曲特性的相对的硬化腔431。例如,导管的一侧可增大硬度。在另一方面,导管沿其长度的不同段可具有不同的硬化腔,以允许沿导管长度的硬度变化。

[0429] 在一个方面,使用者可注入硬化流体。在另一方面,硬化腔可接纳一个或多个硬化棒。例如,导管25可设置有一组具有不同硬度的硬化棒。使用者可选择所希望硬度的硬化棒并将所选择的棒插入以调节导管性质。硬化棒也可具有不同长度或沿其长度变化的硬度,以允许沿导管的长度调节硬度。

[0430] 在另一实施例中,导管25内的磁流变流体可硬化和/或锁定导管。图116B例示出用于接纳磁流变流体的室762和可对室762内的流体施加磁场以硬化导管的磁体764。在一个方面,室762沿导管25的长度延伸。当施加磁场时,硬化的流体可防止导管的侧向和/或上下运动。

[0431] 图117例示出导管末端,该末端宽于导管25的主体。宽末端可通过允许增大的牵拉线分离来提供较大的弯曲强度。在一个方面,图117的导管25与引导管一起使用,引导管在其远侧部分具有直径增大的工作腔。工作通道的远侧部分可在尺寸和形状上适于接纳宽末端。在一个方面,宽末端大于工作腔的近侧部分。在将引导管插入患者体内之前,导管可放置在工作腔内。

[0432] 在又一实施例中,工具40的细长主体500可具有多于三个自由度。图118例示出主体500,其具有多个主体段和多个自由度,包括例如,另外的旋转、纵向、枢转和弯曲自由度。在一个方面,工具40可沿其长度包括多于一个活动连接或弯曲部分。在另一方面,第一导管段500a可相对于第二导管段500b旋转。在另一方面,导管主体500可包括伸缩式段。例如,导管段500a、500b、500c可为伸缩式的。

[0433] 在具有另外的自由度的导管的另一实施例中,导管25可具有两个沿纵向分离的活动连接部分。这样,导管可具有“腕”和“肘”。该腕和肘可允许工具形成S曲形。

[0434] 为了帮助确定端执行器502的位置或运动自由度,工具40的一部分可包括标记。图119例示出的具有标记516的工具40,该标记用于确定工具40与系统20的另一部分之间的相对运动量。在一个方面,记号允许使用者确定导管相对于引导管、框架、轨道、患者和/或另一基准点的旋转和/或纵向位置。

[0435] 各种导管主体结构可用于系统20。图120A和图120B例示出工具40的一个示例性实施例,其具有主体700和远侧活动连接部分702。主体700可包括半柔性挤出部704,例如,尼龙、PTFE或等同物。在一个方面,主体可包括用于鲍登缆线的至少一个腔。例如,鲍登缆线可

延伸穿过主体700内的中心腔。另外的控制缆线,例如鲍登缆线或牵拉线,可延伸穿过该中心腔和/或被收纳在分立的腔中。在一个方面,多个腔,例如四个腔,被提供用于多个鲍登缆线,例如四个鲍登缆线。

[0436] 可替代地或另外地,导管主体根据工具40的预期用途可具有各种不同构造。例如,主体70不与端执行器配合,而是能够具有敞开腔,用于传输分立的器械或治疗物质。在另一方面,主体可由电绝缘材料形成和/或包括绝缘衬里以允许电手术能传送到端执行器。

[0437] 活动连接部分702可包括较软或较低的硬度计挤出部。活动连接部分挤出部可具有与主体挤出部的腔类似的结构。例如,活动连接部分702可包括用于接纳鲍登缆线的中心纵向开口。

[0438] 工具40可包括在较硬部分和较软部分之间发生导管硬度改变的过渡区域。如图120A所示,主体700的一部分可延伸到活动连接部分中。特别是,主体的延伸构件710可延伸到活动连接部分的腔中。延伸构件710可具有对应于活动连接部分的内部腔的尺寸和形状。在使用中,延伸构件可硬化活动连接部分的近端以在较硬主体与较软活动连接部分之间提供缓和过渡。在一个方面,延伸部分具有变化的柔性,使得延伸部分在其近端具有较硬构造,而在其远端具有较软构造。

[0439] 如图120A、图121A和图121B所示,工具40可包括位于主体与活动连接部分之间的止推板706。在一个方面,止推板可包括用于供绳延伸穿过的孔或狭槽708。所述孔可在尺寸上允许鲍登缆线的内部绳穿过该孔。相反,防止鲍登缆线的外罩向远侧延伸超过止推板。例如,外罩可与止推板配合,和/或止推板孔可在尺寸上防止鲍登缆线罩穿过该孔通过。在一个方面,如图121B所示,止推板可包括围绕孔708的凹进区域以接纳鲍登缆线罩。

[0440] 在一个方面,止推板可由一件式止推板主体形成。在另一方面,止推板706由多件式结构限定。例如,图120A例示出两件式止推板。两件一起限定所希望的止推板706的形状。

[0441] 在另一方面,止推板706包括在尺寸和形状上适于接纳主体700的延伸构件710的中心开口711。延伸构件可穿过中心开口711并进入活动连接部分702内的对应腔中。

[0442] 图122A至图126例示出用于本文描述的系统的工具的又一实施例。作为如前所述的与工具40配合的端执行器的可替代方案,在另一实施例中,工具40包括两个独立主体。如图122A所示,工具40可包括第一工具构件41a和第二工具构件41b。工具构件41a和41b可提供与前述工具40相同的功能。然而,两件式工具40允许使用者移除和更换工具构件41b,以改变端执行器。此外,两件式工具可提供另外的自由度。

[0443] 图123A和图123B例示出由工具构件41a的第一外部主体800和工具构件41b的第二内部主体802限定的导管主体25'。外部主体800可具有从控制构件24延伸到工具远端的敞开内腔。第二内部主体802可包括被构造为穿过外部主体的细长构件和端执行器。在使用中,内部主体可被导引穿过外部主体,使得内部主体的端执行器延伸到外部主体的远端之外。内、外部主体可一同协作并用作一体式工具。

[0444] 外部主体可控制最多四个自由度,而内部主体可具有至少一个自由度。例如,外部主体可控制如前所述的相对于工具40的左右、上下、纵向运动、和/或旋转运动。由内部主体提供的另外的自由度可为端执行器的致动。

[0445] 在一个方面,内、外部主体800、802可相互配合,使得内部主体802和端执行器502与外部主体800一致移动。当内、外部主体相互配合时,使外部主体800弯曲或活动连接可导

致内部主体802弯曲,而无需内部主体的端执行器502相对于外部主体纵向移动。另外地或可替代地,当内、外部主体配合时,外部和/或内部主体的旋转运动被传送到外部和内部主体中的另一个。例如,当外部主体旋转时,内部主体802的端执行器502可随外部主体一致移动。

[0446] 在一个方面,当内部主体位于外部主体内时,内、外部主体的远端可利用干涉配合进行配合。另外地或可替代地,内、外部主体可利用螺纹连接、扭锁、搭扣配合、锥锁、或其它机械或摩擦接合方式进行配合。在一个方面,内、外部主体在工具40的邻近于端执行器502的远端处配合。在另一方面,内、外部主体可在沿工具40的长度的多个位置进行配合。在一个方面,使内、外部主体800、802配合防止内、外部主体的远端的相对平移和/或旋转运动。

[0447] 在另一实施例中,内、外部主体可包括配合特征部,该配合特征部允许旋转和平移运动中的一种,而防止旋转和平移运动中的另一种。例如,在内、外部主体上的纵向槽和对应凹进可阻止相对旋转运动,而允许相对纵向运动。在另一方面,内、外部主体的配合特征部可适于允许旋转,而防止纵向运动。例如,可旋转搭扣配合可阻止第一和第二主体的相对纵向运动。

[0448] 工具40的配合特征部可用作止挡,使得当内、外部主体配合时防止内部主体相对于外部主体向远侧运动。配合特征部因而可控制内部主体(特别是端执行器)延伸超过外部主体的距离。在一个方面,内部主体802的远端包括第一直径和较大的第二直径。外部主体800可具有由内直径限定的止挡,该止挡允许第一直径通过,但防止较大的第二直径通过。在一个方面,止挡被定位为使得在端执行器502穿过远侧开口503之后防止内部主体进一步向远侧运动。

[0449] 在另一方面,如图123C和图123D所示,内部主体802的包括活动连接部分804的部分可延伸超过外部主体800的远端810。活动连接部分804可为工具40提供一个或多于一个另外的自由度,并允许例如左右和/或上下运动。内部主体相对于外部主体的其它另外的或可替代的自由度可包括纵向运动和/或预弯曲主体。

[0450] 在另一方面,端执行器可相对于工具41a的外部主体800旋转。例如,内部主体可与端执行器固定地配合,并且端执行器的旋转可通过旋转内部主体来驱动。可替代地,端执行器可独立于内、外部主体而旋转。在另一方面,端执行器的旋转可相对于外部主体被可控地锁定。例如,在通过旋转内部主体而使端执行器旋转为所希望的构造之后,端执行器可相对于内部而被锁定。

[0451] 参照图122A,内部主体802可延伸到用于控制端执行器502和/或活动连接部分804的近侧控制器714。在一个方面,内部主体802穿过工具构件41a的近侧控制器24。例如,控制构件24可包括用于接纳内部主体802的近侧孔。

[0452] 在一个方面,近侧控制器714与控制构件24的一部分配合。如图122A和122B所示,控制器714可为用使用者的手指操控的牵拉或推进环。近侧控制器714可与工具构件41a的手柄304配合,以允许使用者用单手控制内部和外部主体802、800二者。

[0453] 在另一实施例中,使用者可通过操控外部主体控制构件24而活动连接内部主体。如图124所示,内部主体,特别是工具构件41b的控制器714,可与工具构件41a的控制构件24配合。使用者可通过操控控制构件手柄304来驱动控制器714。在一个示例性方面,内部主体802的近端可与控制构件24上的卷轴底架812配合,卷轴底架812通过控制构件的手柄304上

的触发器而活动连接。应意识到,卷轴和/或指环可通过手柄304或触发器306的运动来驱动。

[0454] 在一个实施例中,外部主体可与各种不同的内部主体协作,以允许医生快速改变与工具40关联的端执行器。当希望使用新的端执行器时,使用者可移除内部主体并更换为具有不同端执行器的不同内部主体。

[0455] 在两件式工具的另一实施例中,外部主体可包括端执行器,而内部主体驱动结合的内、外部主体的活动连接部。图125A至图125C例示出这种构造的示例性方案。如图125A所示,外部主体800包括在尺寸和形状上适于接纳内部主体的腔770。在一个方面,腔770具有封闭的远端,外部主体800包括端执行器502。内部主体802可具有对应于腔770的至少一部分的尺寸和形状。此外,内部主体802可具有活动连接部分772,用于驱动工具40的活动连接部。例如,牵拉线774可延伸到用于驱动内部主体的活动连接部分772。内部主体的活动连接部在位于外部主体内时驱动外部主体。

[0456] 在一个方面,如图125A所示,内部主体可包括用于驱动外主体的端执行器的控制线776。当内、外部主体配合时,控制线776可与端执行器控制线778配合。当力施加于控制线776上时,该力可传送到控制线778,以致动端执行器502。本领域技术人员可意识到,各种机械互锁和/或摩擦接合结构可用于配合控制线776、778。在一个方面,控制线776的远端可包括用于接纳在控制线778内的配合特征部。控制线776首先前行进入控制线778中。控制线778的近端然后可被挤压或压缩以防止控制线776从控制线778撤回。在一个方面,使外部主体800的控制线778移动至内部主体802中,可压缩控制线778并将控制线778与内部主体802锁定。

[0457] 在另一方面,作为延伸穿过内部主体802的用于端执行器502的控制线的替代方案,一个或多个控制线可延伸穿过外部主体800或沿外部主体800延伸。如图125B所示,控制线778a、778b延伸穿过腔770。可替代地,外部主体构件800的壁内的腔可容纳控制线778a、778b。

[0458] 在一个方面,两个控制线778a、778b被提供用于致动端执行器502。在使用中,线778a、778b被一致牵拉以避免不需要的工具40的活动连接。在一个方面,控制线778a、778b与轴782配合。使用者输入力可通过控制线778a、778b传输到轴782,使得对控制线778a、778b的牵拉致动端执行器502。外部主体构件800可包括允许轴782在其中移动的室784。

[0459] 虽然工具40的活动连接部被例示出通过控制线活动连接,然而其它活动连接机构也是可以想到的。在一个方面,如图125C所示,内部主体802可包括预成形主体。当内、外部主体构件离开引导管26且不再受到引导管约束时,预成形内部主体802可使工具40弯曲。在一个方面,内部主体802可在外部主体内旋转以允许工具40沿不同方向弯曲。

[0460] 当内部主体802位于外部主体内的腔770内时,图125A至图125C中所示的内、外部主体802、800可相互配合或相互停靠。在一个方面,如图125B所示,内、外部主体可通过搭扣配合进行配合。当内部主体被配合时,搭扣配合可为使用者提供触觉反馈并指示内、外部主体的适当停靠。本领域技术人员可意识到,各种另外的或可替代的配合机构可允许内、外部主体停靠。

[0461] 本文描述的系统20的各种实施例和各种部件可为一次性的或可重复使用的。在一个实施例中,系统20的被设计为与组织接触的至少一些部件可为一次性的。例如,引导管26

和/或工具40a、40b可为一次性的。在另一方面,工具40a、40b的一部分,例如导管25a、25b和/或端执行器502可为一次性的。在又一实施例中,例如,当轨道224a、224b与控制构件24a、24b固定地配合时,轨道也可为一次性的。相反,诸如框架22和/或轨道224a、224b等部件可为可重复使用的。

[0462] 如果无菌系统部件是必要的或所希望的,则系统可包括密封件、护罩、披盖和/或袋,以保护无菌性。例如,当引导管的工作腔和/或主腔被保持为无菌条件时,护罩、披盖和/或密封件可放置在引导管通路的远侧和/或近侧入口处。图126例示出被放置在工具40的远侧部分上以保持无菌性的袋或鞘715。如前所述,工具的一部分,例如导管25,可与工具40可分离地配合。在使用中,无菌导管可被连接到可重复使用的或非无菌的控制构件24。类似地,如图127所示,袋或鞘可与引导管26的远侧部分配合。引导管的非无菌和无菌部分可在使用前配合。图128例示出在工作腔44的入口38处的罩660,用于帮助保护引导管26的无菌性。图129例示出可重复使用的控制构件和具有可分离的端执行器的导管。图130例示出具有一次性内部主体和可重复使用的外部主体的工具40。

[0463] 进一步在此描述使用系统20的方法。在一个实施例中,引导管26通过天然身体孔道传输到手术部位。然后,至少一个光学装置,例如儿科内窥镜,通过工作通道42传输。此外,至少一个工具40通过工作通道之一传输。工具40的近端,例如控制构件24,可连接到框架22。在一个方面,控制构件24与轨道224配合,使得工具40可在轨道224上纵向移动和/或围绕轨道224旋转。

[0464] 在一个方面,系统20为工具40的远端提供至少两个自由度,这些自由度通过在轨道224上移动控制构件24来控制。例如,可通过操控控制构件24而使端执行器旋转和纵向移动。

[0465] 在另一方面,另外的自由度由引导管26的活动连接部分提供。例如,引导管26可通过控制部30而上下和/或侧向移动。这样,系统20可为端执行器提供三个或多于三个自由度。

[0466] 在另一方面,另外的自由度由工具40提供。例如,控制构件24可通过操控手柄304使工具40的远端上下和/或侧向移动。此外,手柄304可控制端执行器的致动部以夹持和/或切割组织。通过使用另外的活动连接部分和/或预弯曲段,可为工具和/或引导管增加进一步的自由度。

[0467] 在一个实施例中,由控制构件24、轨道224和/或引导管26提供的各种自由度允许医生移动组织、夹持组织、切割组织、缝合组织、和/或探测解剖结构。在另一实施例中,系统20包括两个工具40,每个工具具有多个自由度。特别是,系统20可提供足够的自由度,以允许工具40在被医生观看的同时一起工作。这样,不同于传统系统的是,本文描述的系统允许医生执行如下手术过程:其需要对两个工具至少部分地独立控制和足够的运动自由度,以允许工具一起工作。

[0468] 在一个实施例中,系统20为端执行器提供的自由度和同时控制这些自由度的能力,允许医生远距离系结和/或缝合。在此进一步描述远距离系结的方法。在一个方面,系结由包括柔性引导管和/或柔性工具的系统执行。这种系统可在系统20通过天然孔道插入时允许远距离系结。

[0469] 可提供具有前述各种特征部中的一些或所有特征部的系统20。在一个方面,如图

131A所示,第一和第二工具40a、40b被放置于诸如手术部位等目标部位的邻近处。在一个方面,系结为缝合或组织附着过程的一部分。通过第一工具夹持缝合线、线或丝线900。各种端执行器可与工具40a、40b配合,以夹持和/或操控缝合线。在一个方面,至少一个端执行器为镊子。

[0470] 通过由第一端执行器502a保持的缝合线,第一和第二工具由第一和第二近侧控制器操控,以将缝合线卷绕在第二工具40b周围(即,在第二远端执行器502b周围)。在一个方面,第一远端执行器502a保持静止,而第二远端执行器502b围绕缝合线移动以形成环。例如,如图131B所示,第二远端执行器502b的末端被控制围绕缝合线。可替代地,第二远端执行器可保持静止,而可通过移动第一远端执行器将缝合线卷绕在第二远端执行器周围。在又一方面,使用者可使第一和第二远端执行器相对于彼此移动而在第二远端执行器周围形成环。

[0471] 一旦环被形成在第二远端执行器502b周围,则使用者可将第二工具40b移动到适当位置以由第二远端执行器502b夹持缝合线。如图131C所示,第二远端执行器502b可被平移以向前移动并被致动以打开镊子。利用由第一和第二端执行器夹持的缝合线,使用者可平移(牵拉)第二工具以使第二远端执行器移动穿过所述环并形成如图131D所示的单一扁平结。

[0472] 利用在适当位置的第一扁平结,第二结可被形成以完成方形结。如图131E至图131J所示,前述过程可通过使第一和第二远端执行器互换角色并使缝合线环沿相反方向卷绕而重复进行。

[0473] 作为系结过程的一部分,工具40a、40b允许使用者独立控制第一和第二远端执行器的运动或保持第一和第二远端执行器的位置。在一个方面,第一和第二工具通过第一和第二近侧控制构件被平移(前后移动)、旋转(扭转)、活动连接(上下和/或左右)和致动(镊子被打开/闭合)。这些运动中的每一种均可独立于第一和第二工具执行。此外,使用者可同时控制两种或更多种这些运动。

[0474] 以下提供本文描述的系统可执行的示例性过程类别和具体过程。

[0475] 心血管类

[0476] 血管再造

[0477] 穿孔

[0478] 搭桥

[0479] 分流

[0480] 瓣膜(替换和修复)

[0481] 左心耳(为预防脑卒/栓塞进行的闭合、封堵或移除)

[0482] 左心室削减

[0483] 心房和隔膜缺陷

[0484] 动脉瘤救治

[0485] 动脉植入

[0486] 动脉内膜切除

[0487] 经皮冠状动脉腔内成形术(PTCA)

[0488] 经皮血脉腔内成形术(PTA)

- [0489] 动脉扩张
- [0490] 一期植入
- [0491] 再狭窄治疗
- [0492] 血管摘取
- [0493] 静脉血管植入
- [0494] 胸廓内动脉
- [0495] 心辅助装置
- [0496] 电生理学(测绘和切除)
- [0497] 腔内
- [0498] 腔外
- [0499] 放射科
- [0500] 非血管性放射科
- [0501] 肺/耳鼻喉
- [0502] 肺减容
- [0503] 肺癌治疗
- [0504] 食管切除术
- [0505] 喉外科
- [0506] 扁桃腺
- [0507] 呼吸暂停
- [0508] 鼻/窦
- [0509] 耳鼻喉科
- [0510] 神经科
- [0511] 肿瘤治疗
- [0512] 脑积水
- [0513] 整形外科
- [0514] 妇科
- [0515] 子宫镜
- [0516] 子宫切除
- [0517] 生殖
- [0518] 增孕
- [0519] 避孕
- [0520] 子宫肌瘤切除
- [0521] 子宫内膜异位常规外科
- [0522] 胆囊切除
- [0523] 疝气
- [0524] 腹部
- [0525] 隔膜
- [0526] 粘连
- [0527] 肠胃

- [0528] 出血
- [0529] 组织切除
- [0530] 胃食管反流
- [0531] Barrett食管
- [0532] 肥胖
- [0533] 外结肠手术
- [0534] 泌尿科
- [0535] 肾结石
- [0536] 膀胱癌
- [0537] 失禁
- [0538] 输尿管再植
- [0539] 前列腺
- [0540] 以下提供用于本文描述的系统的入路部位的示例清单：
- [0541] 经由口部
- [0542] 经由肛门
- [0543] 经由阴道
- [0544] 经由皮肤
- [0545] 腹腔镜
- [0546] 胸腔镜
- [0547] 通至循环系统
- [0548] 经由鼻部
- [0549] 经由尿道。

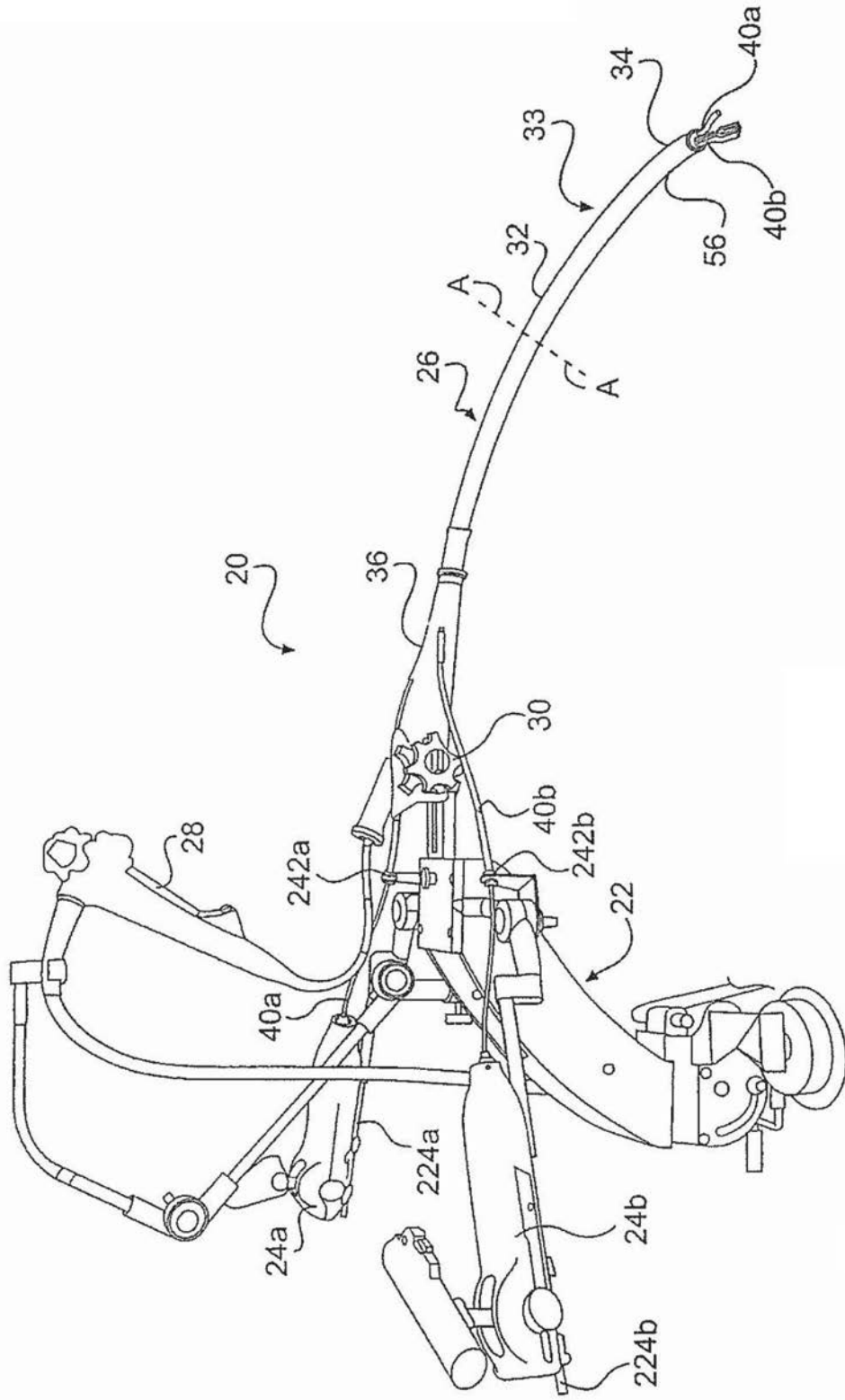


图1

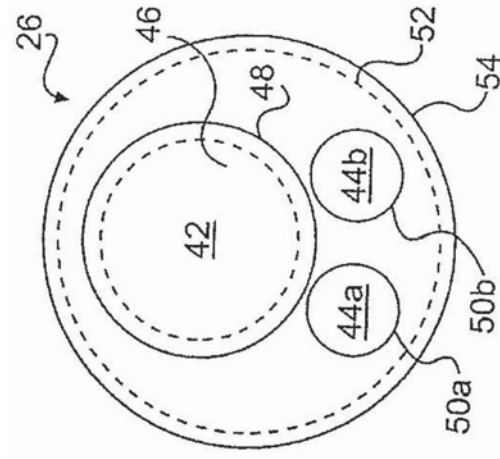


图2A

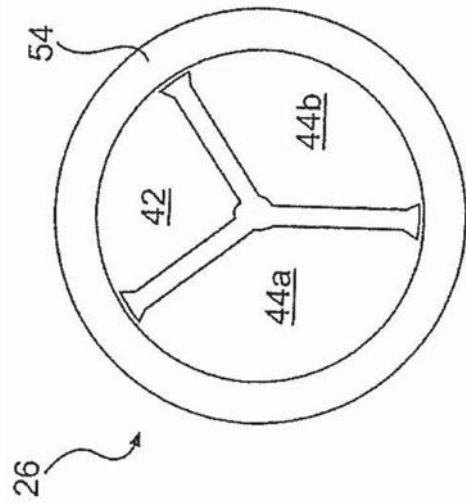


图2B

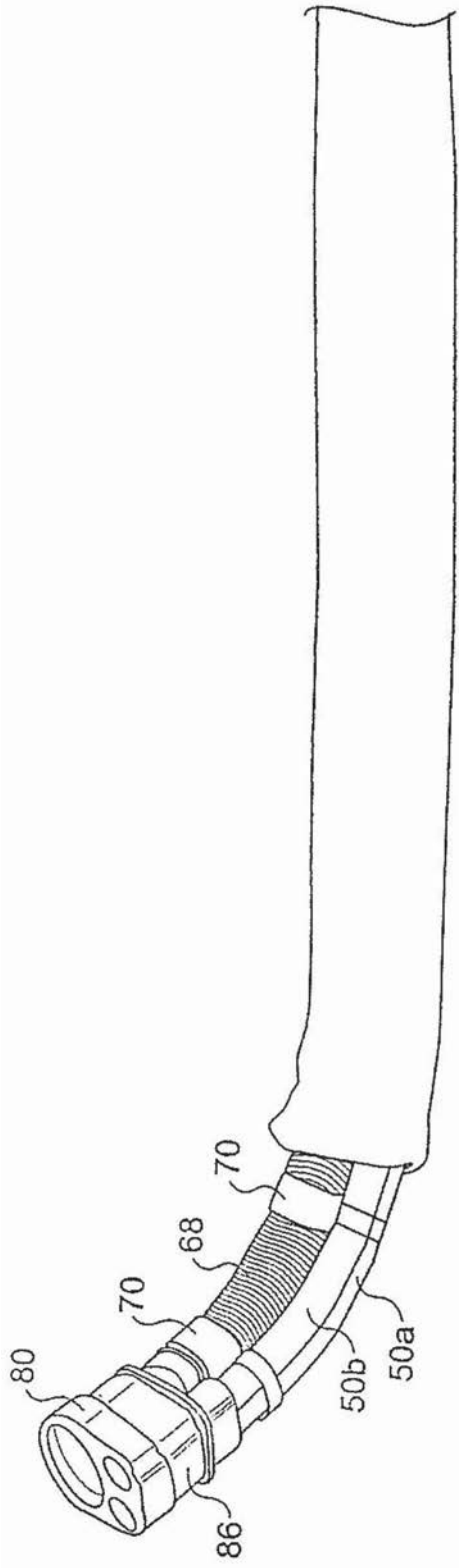


图3B

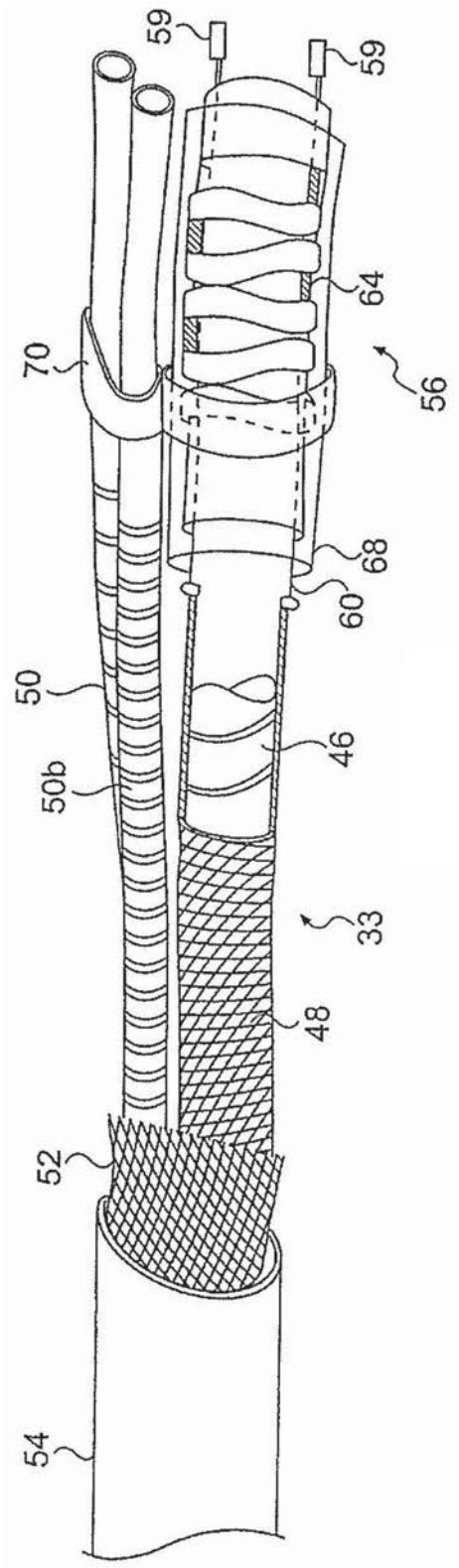


图4A

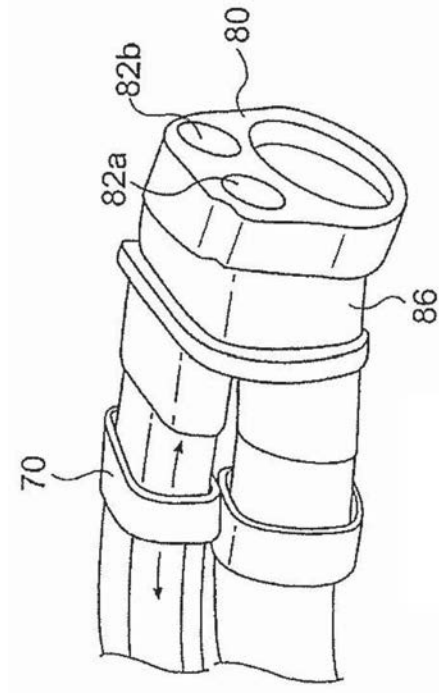


图4B

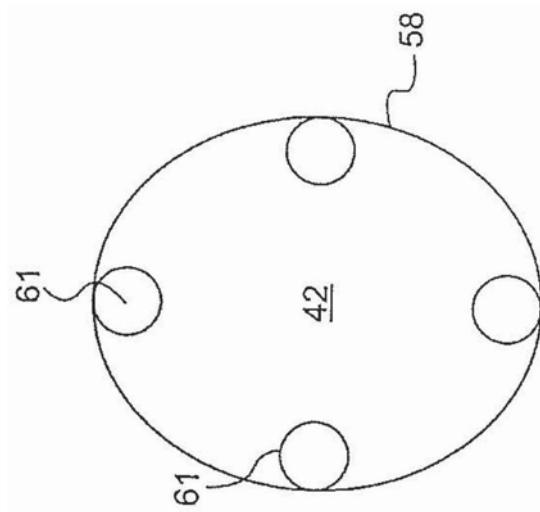


图5A

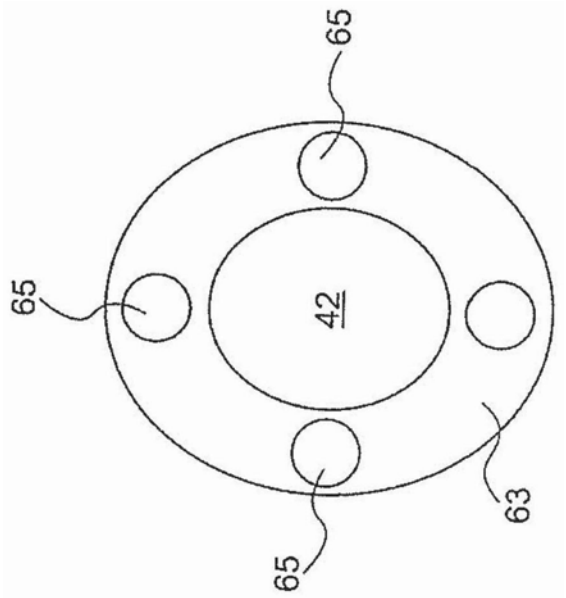


图5B

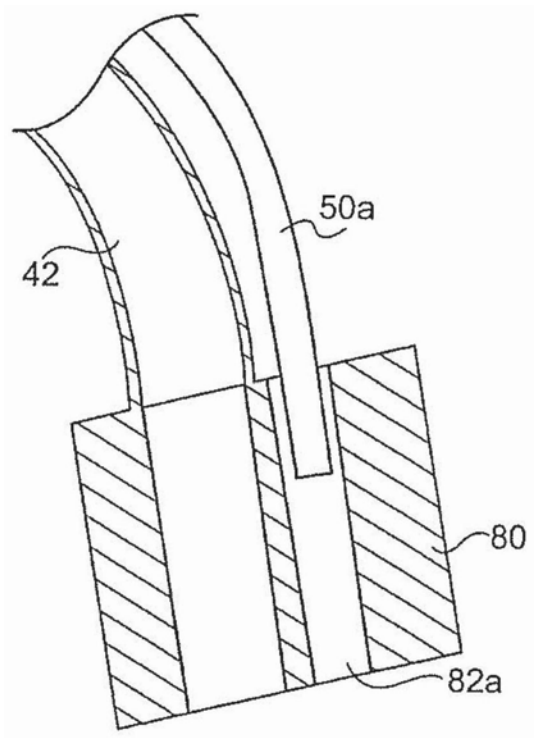


图6A

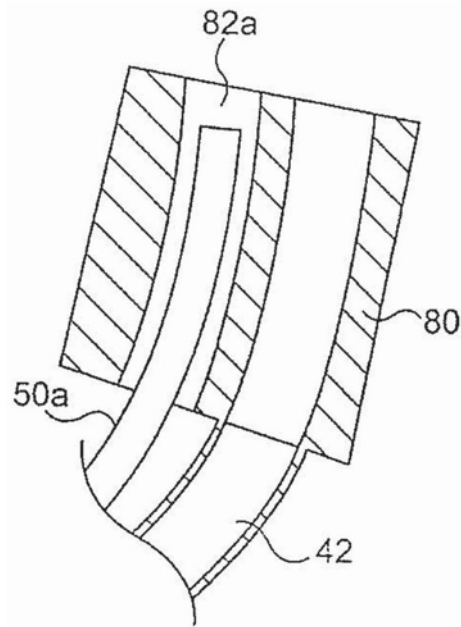


图6B

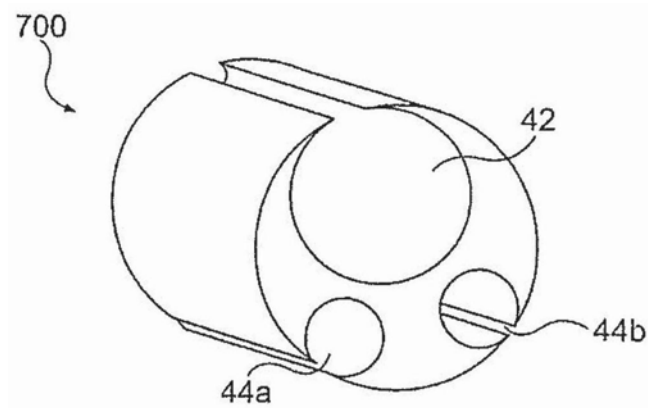


图7A

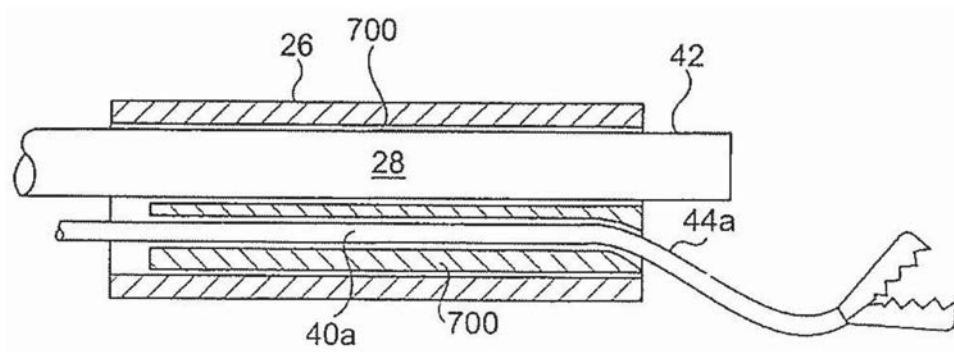


图7B

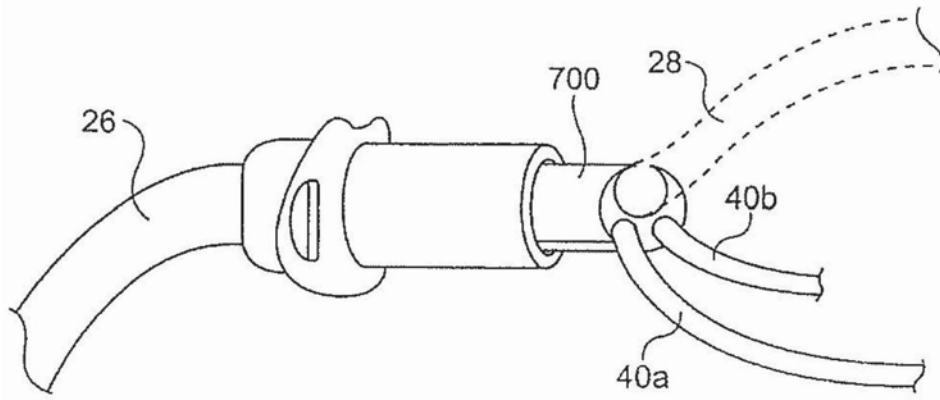


图7C

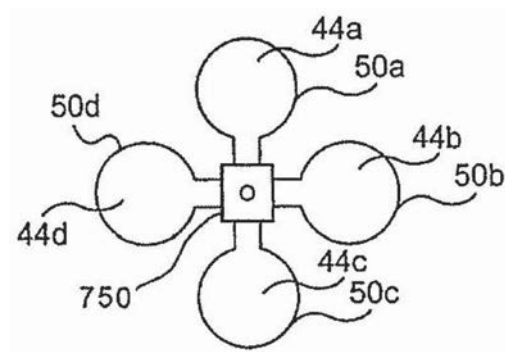


图7D

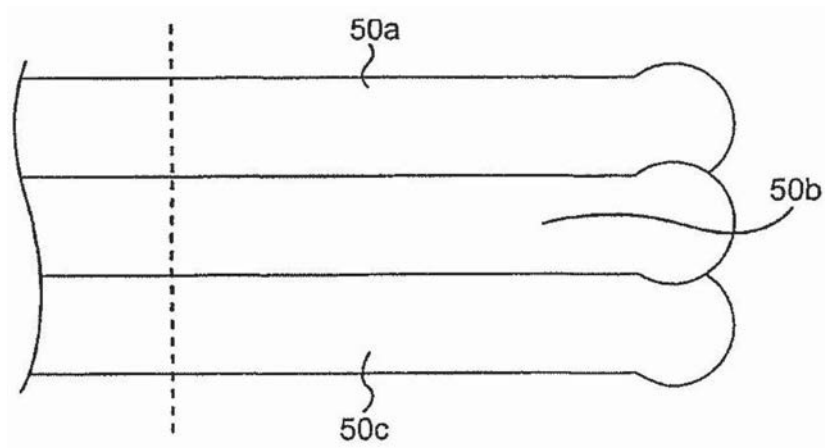


图7E

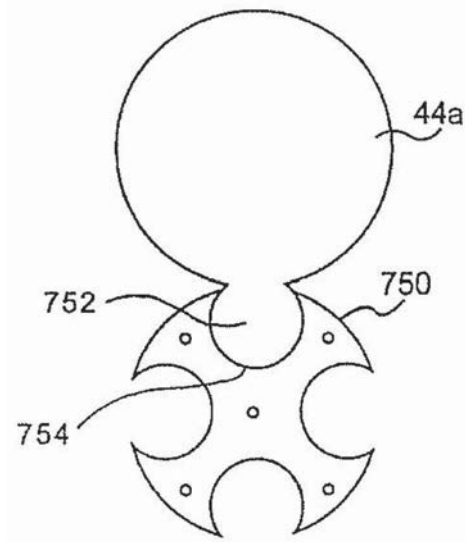


图7F

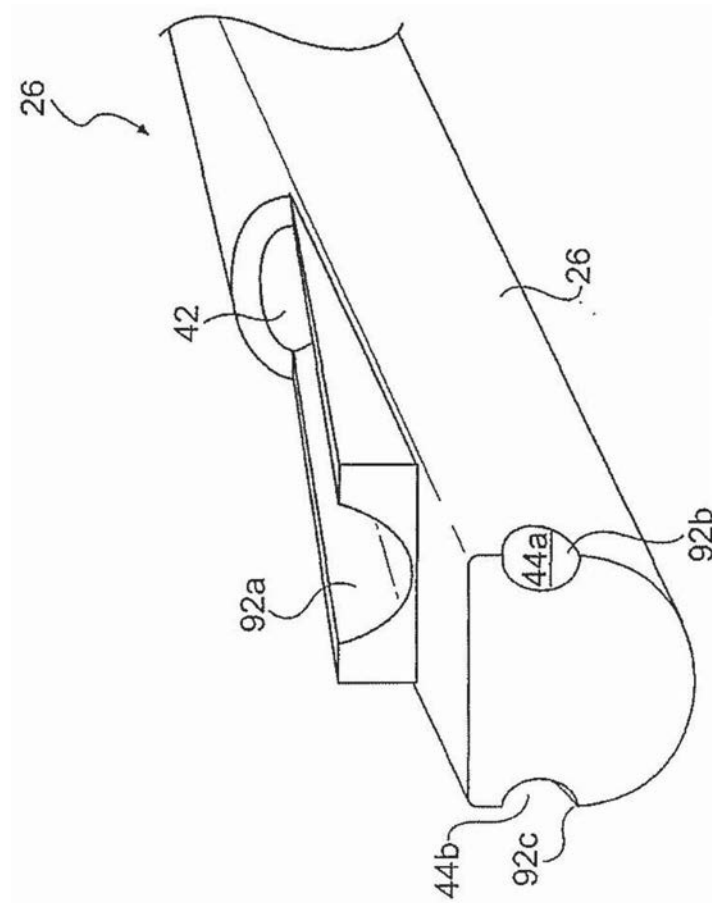


图8

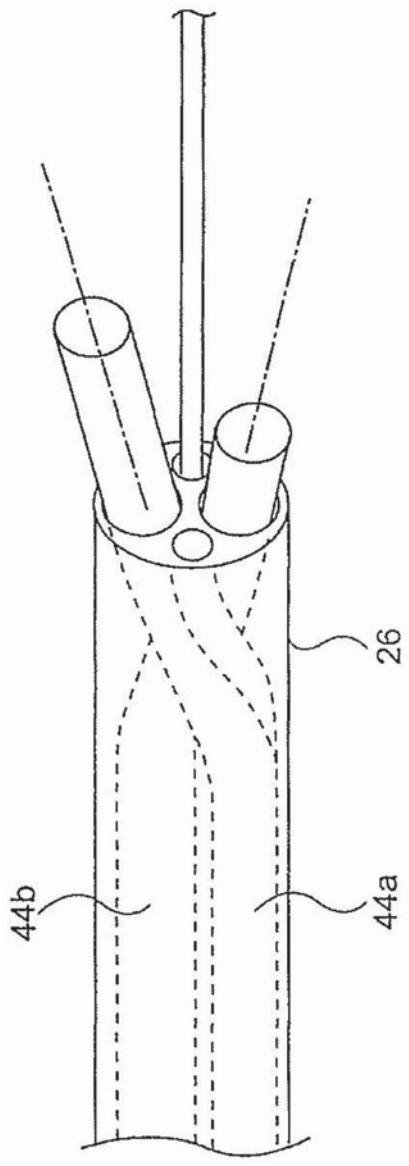


图9A

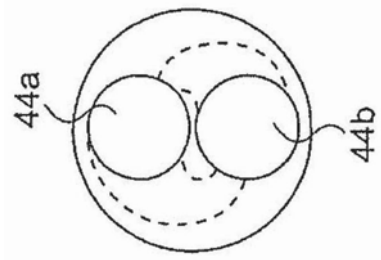


图9B

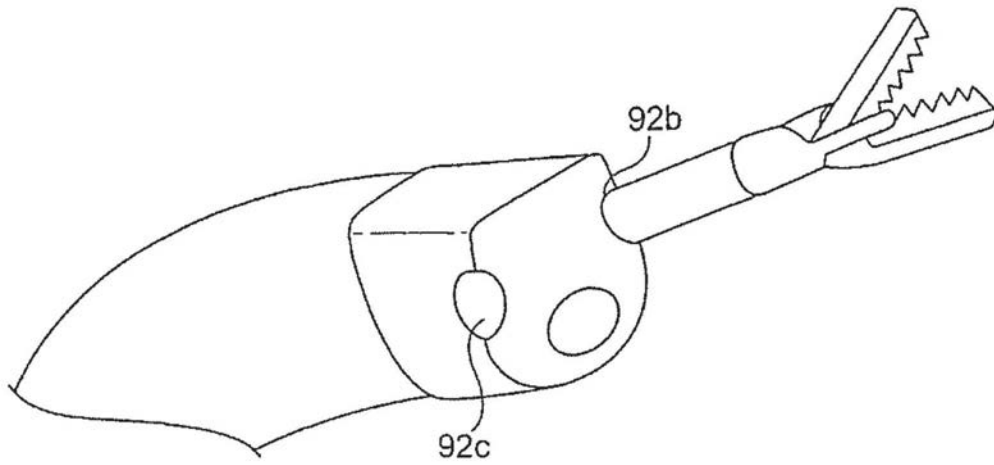


图10A

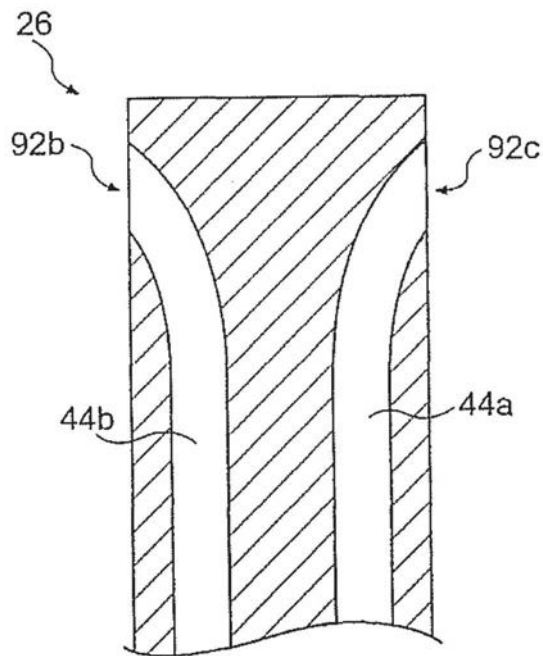


图10B

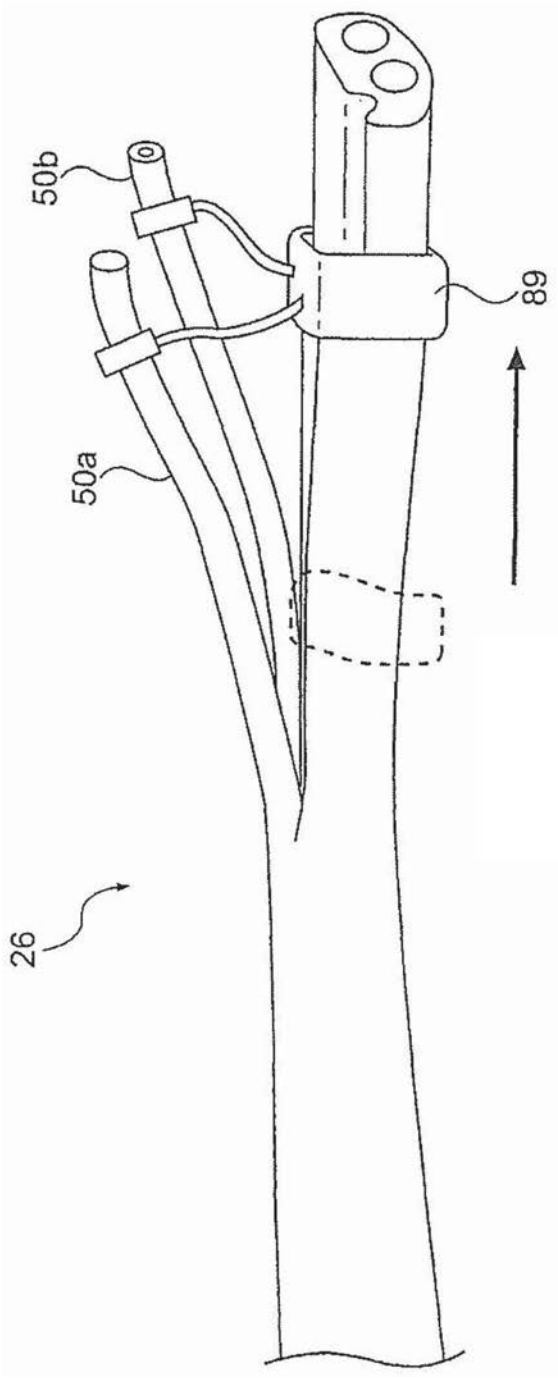


图11

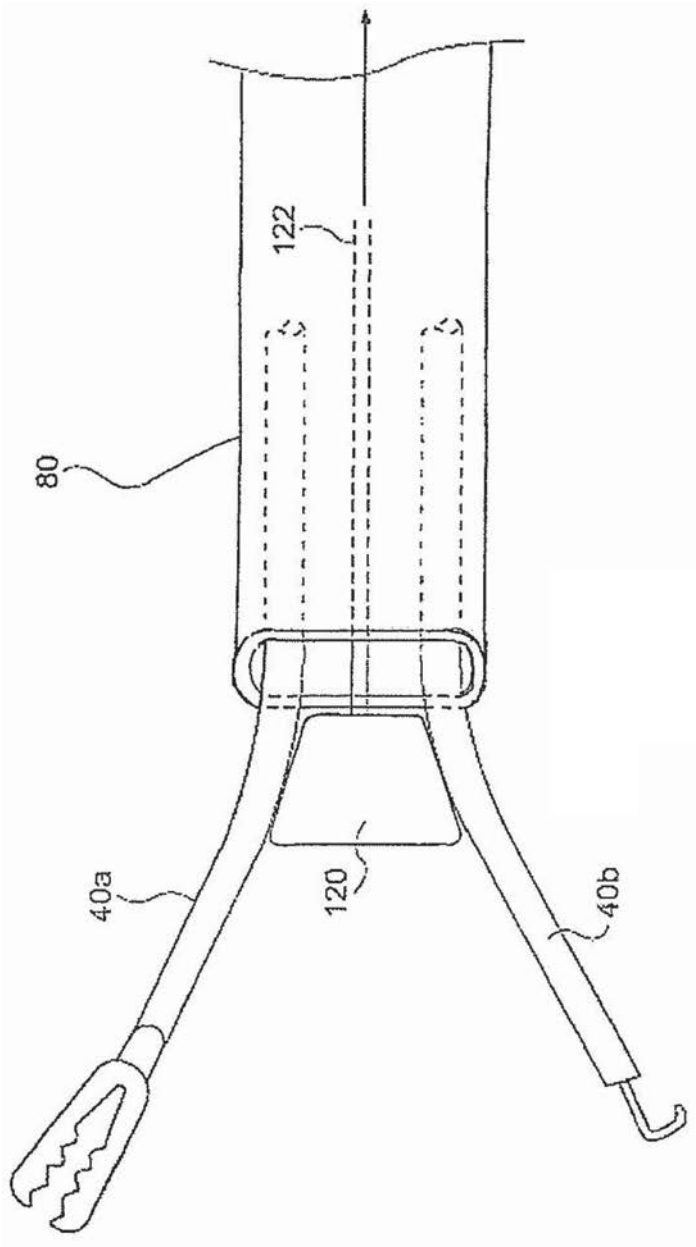


图12

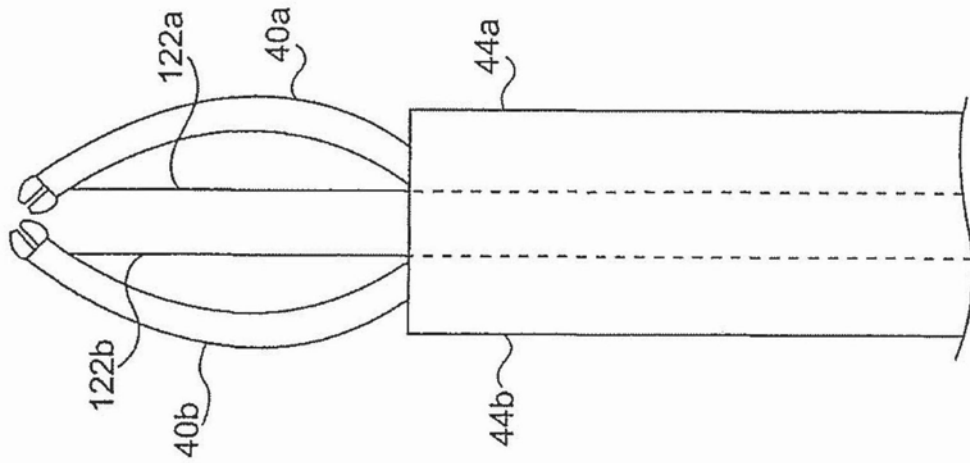


图13

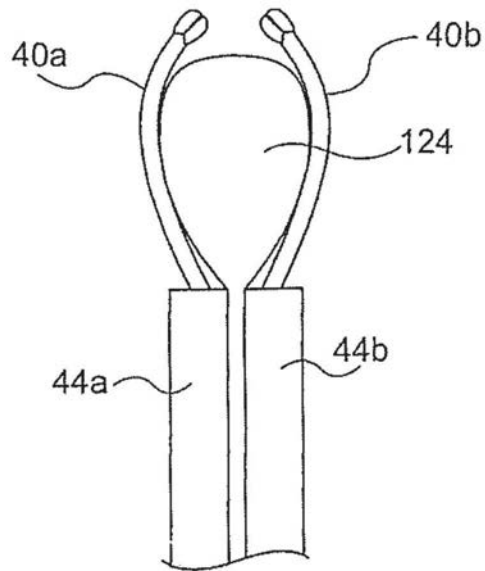


图14

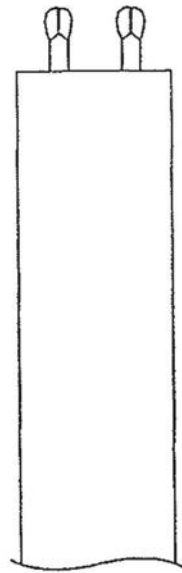


图15A

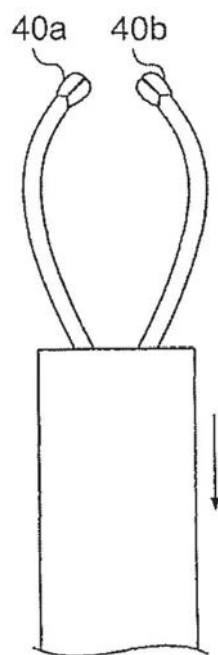


图15B

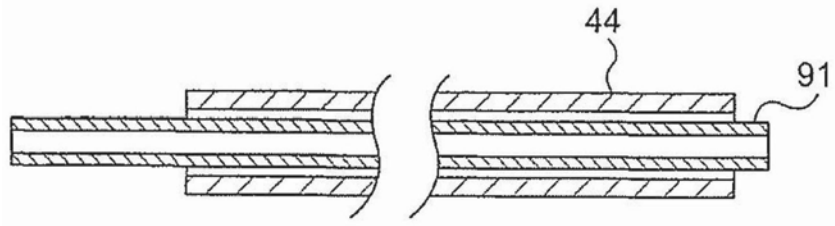


图16A

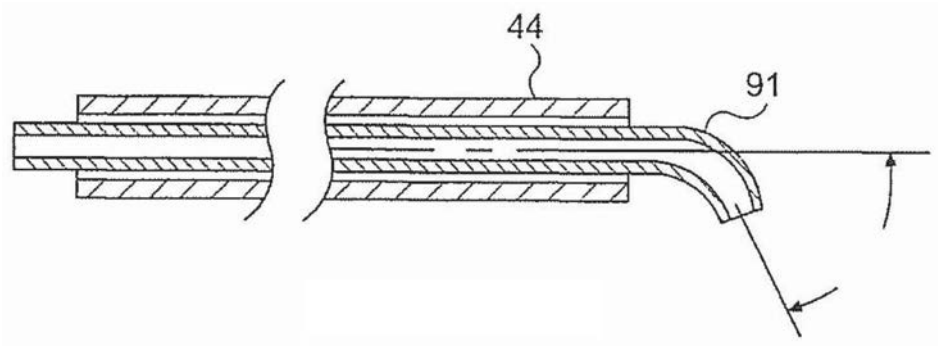


图16B

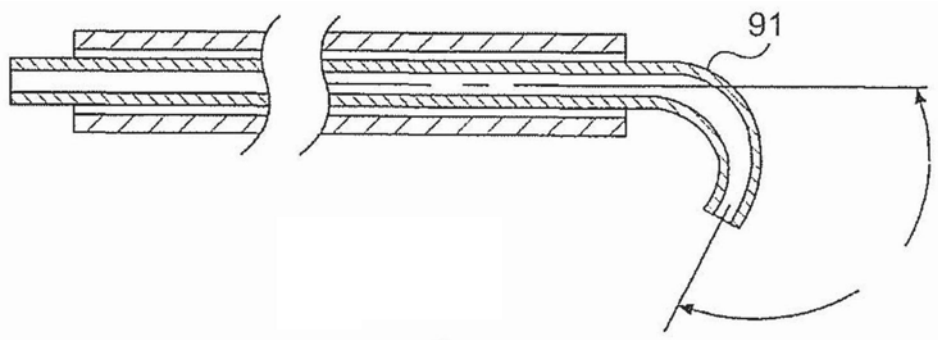


图16C

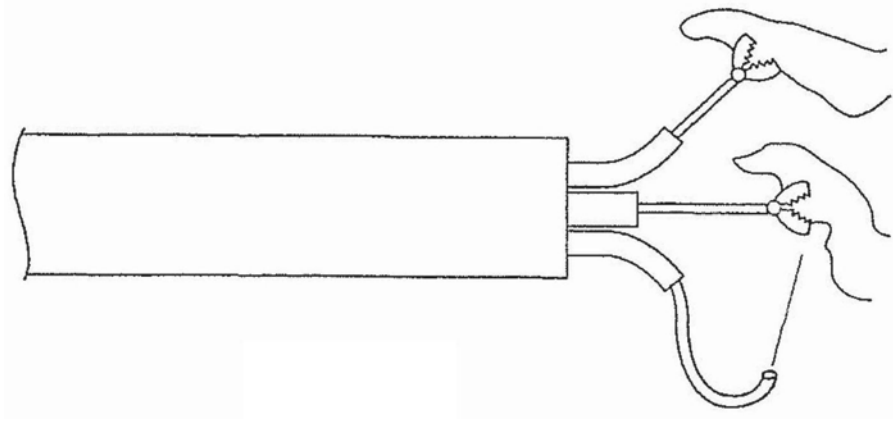


图16D

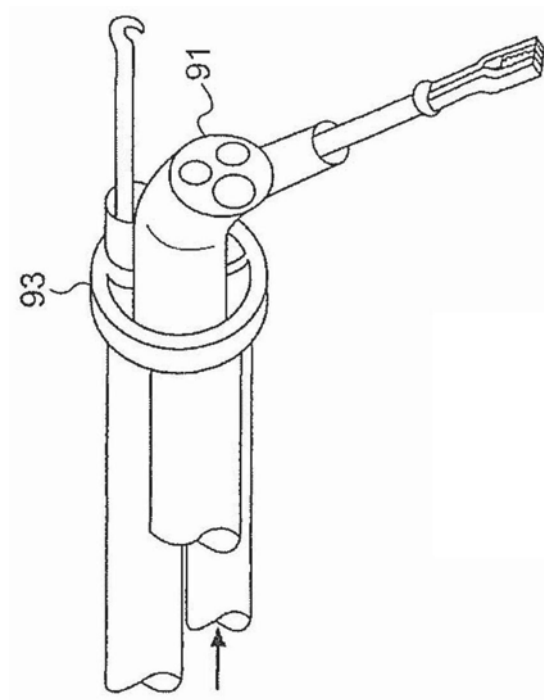


图17

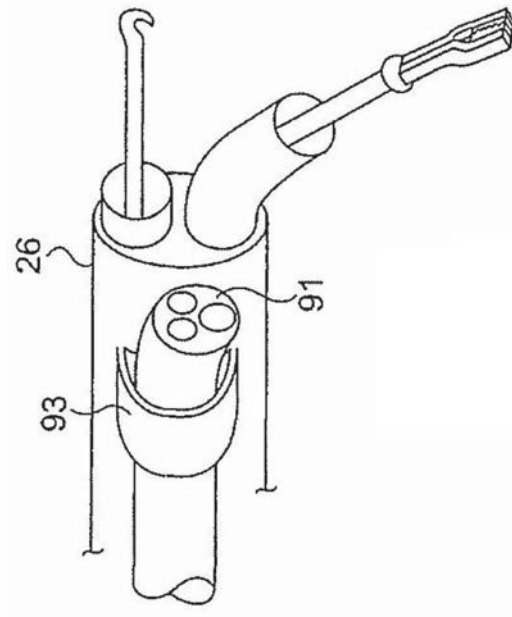


图18

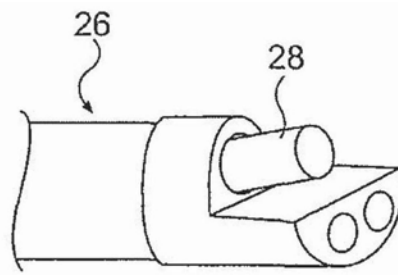


图19A

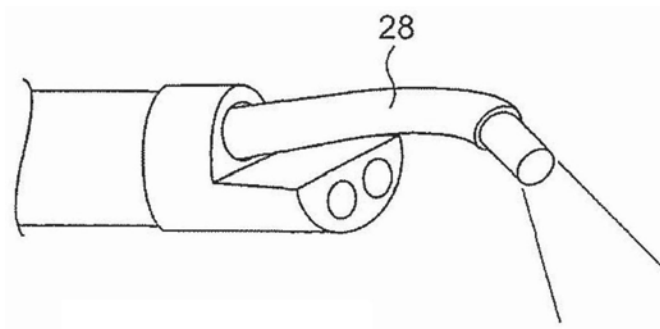


图19B

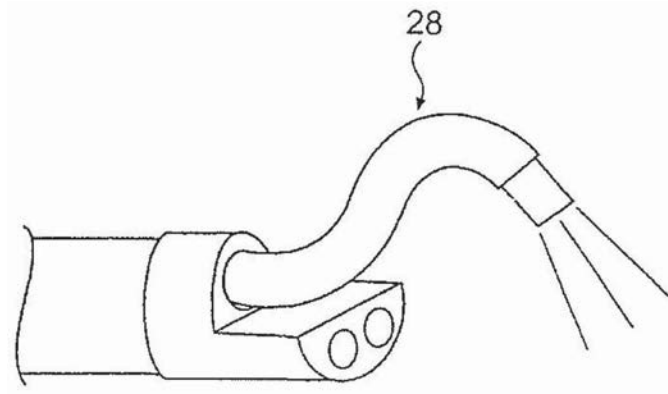


图19C

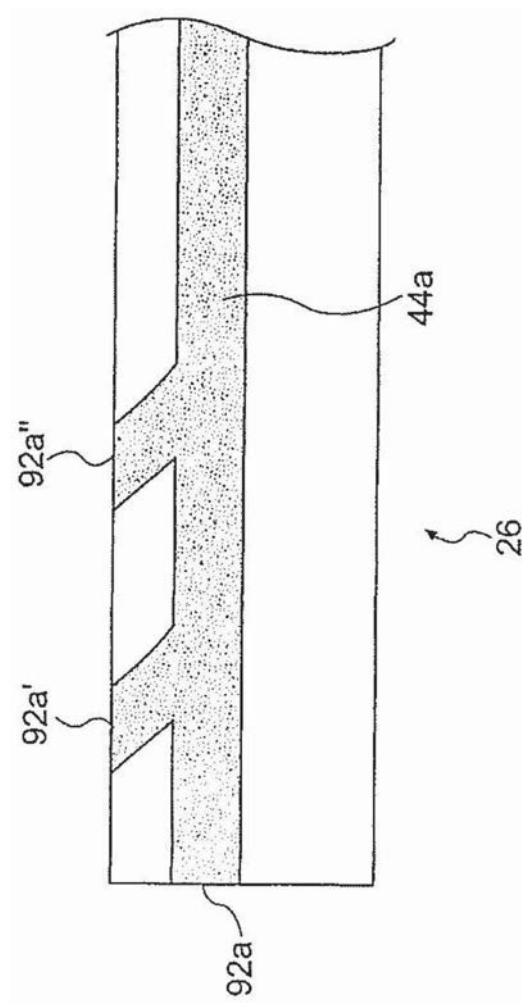


图20

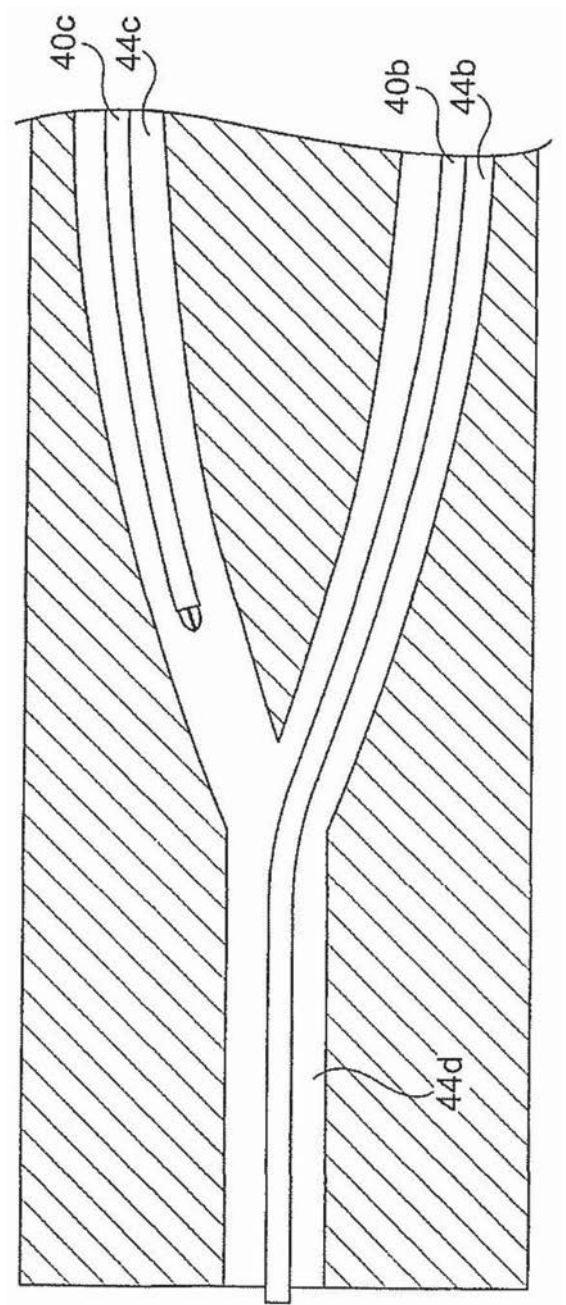


图21

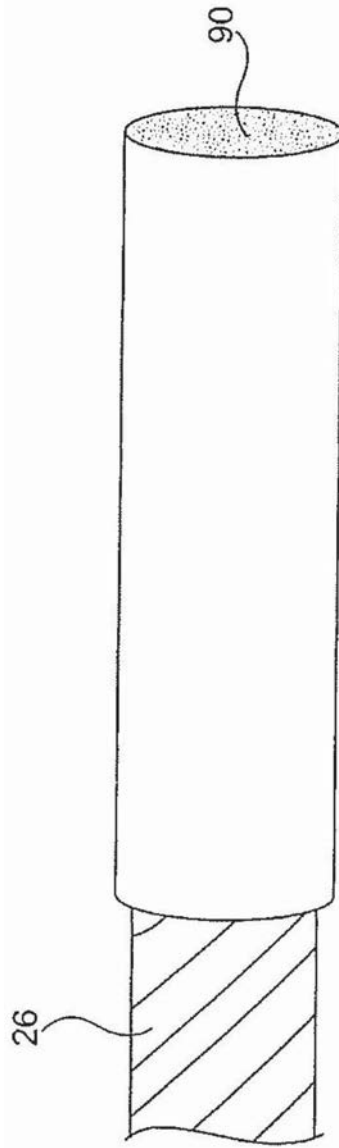


图22

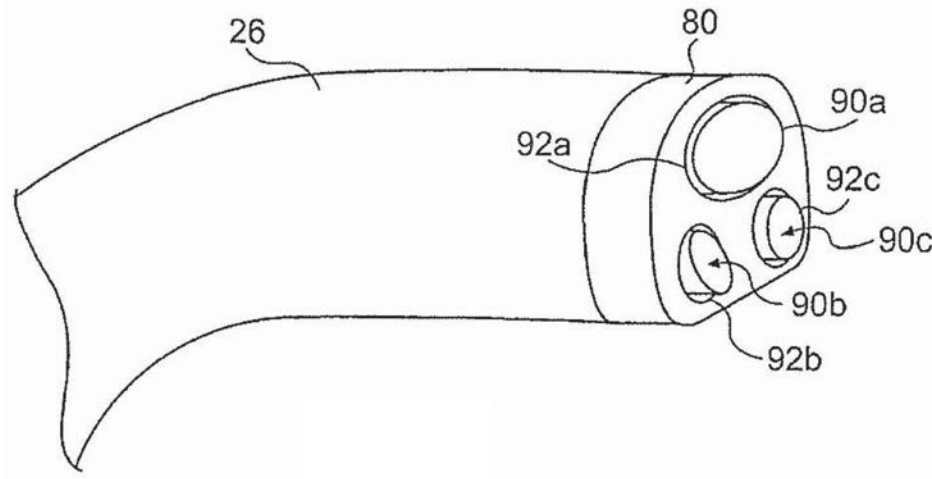


图23

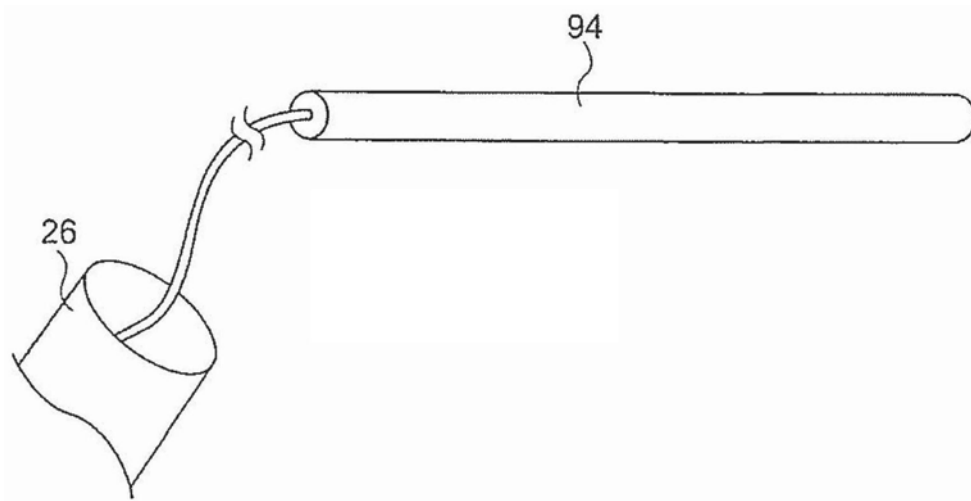


图24

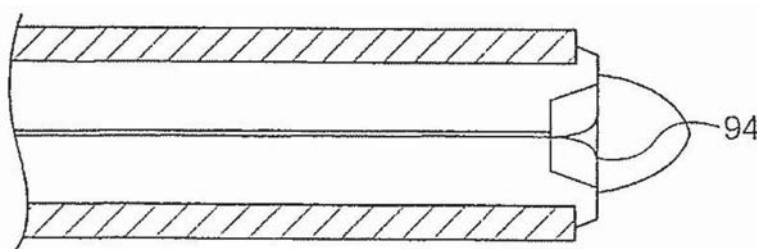


图25

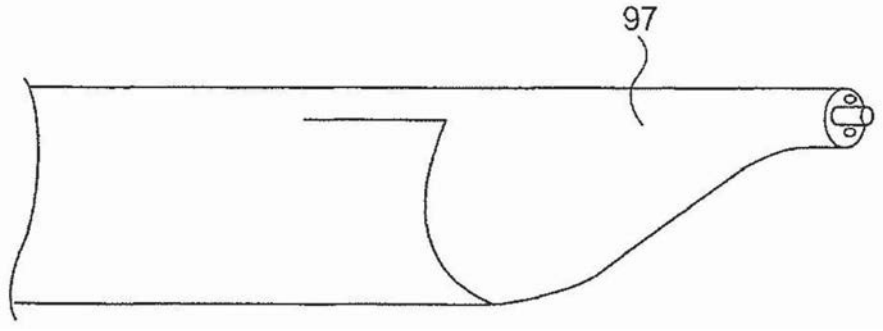


图26

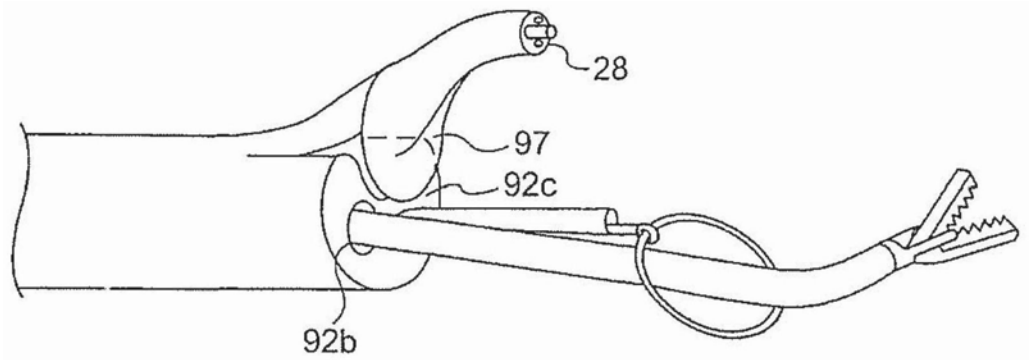


图27

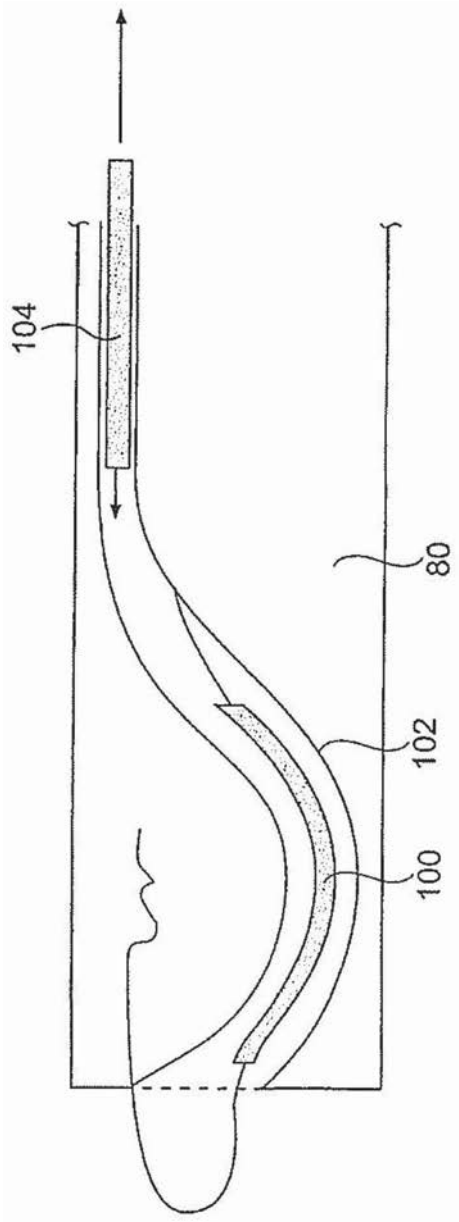


图28A

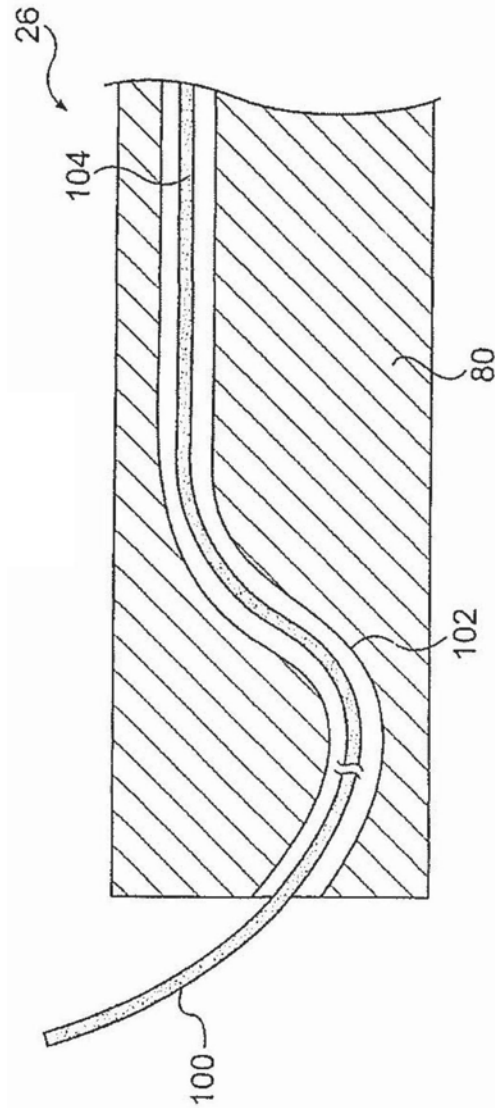


图28B

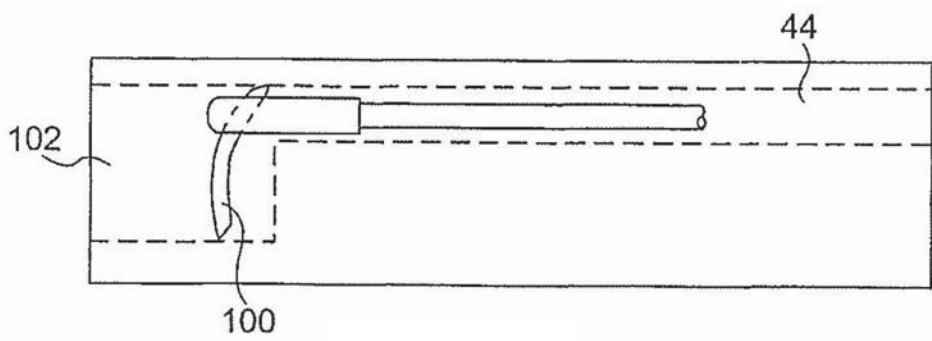


图29A

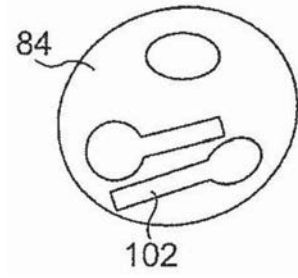


图29B

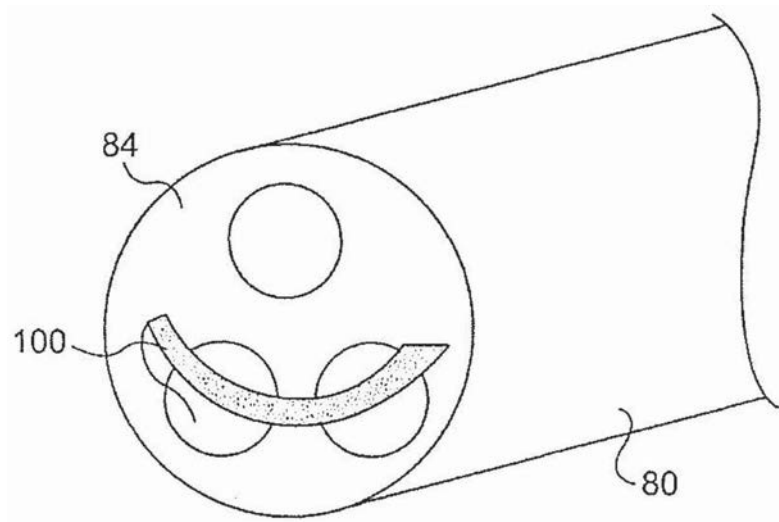


图30

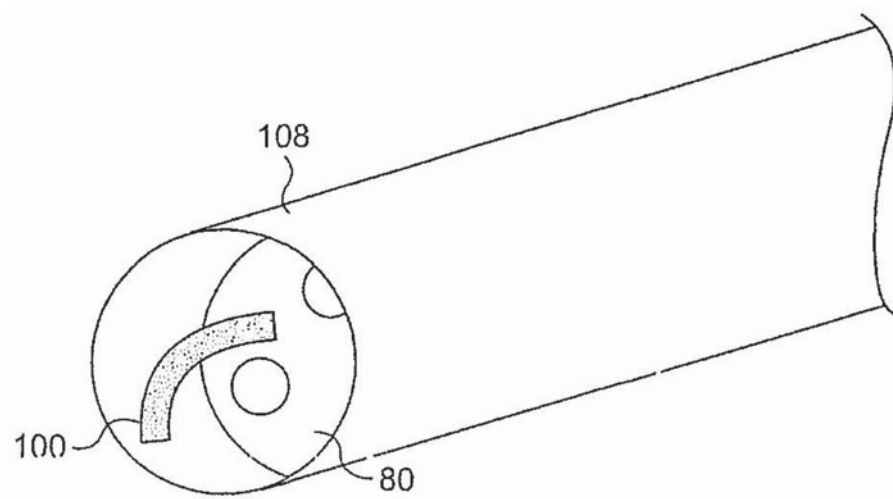


图31A

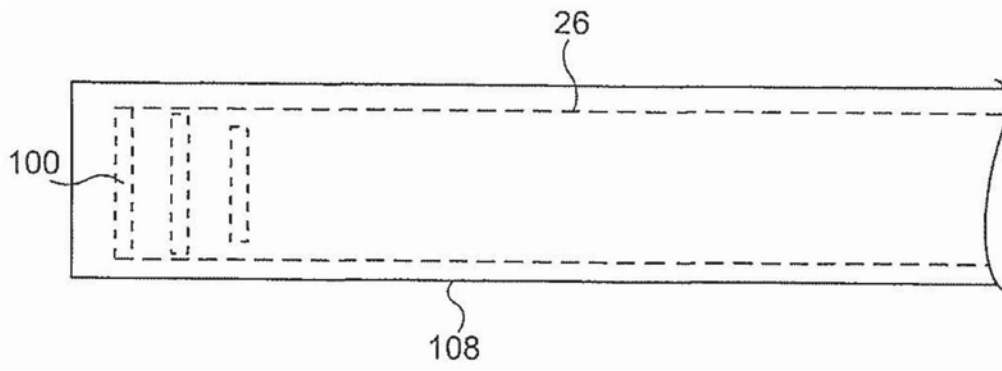


图31B

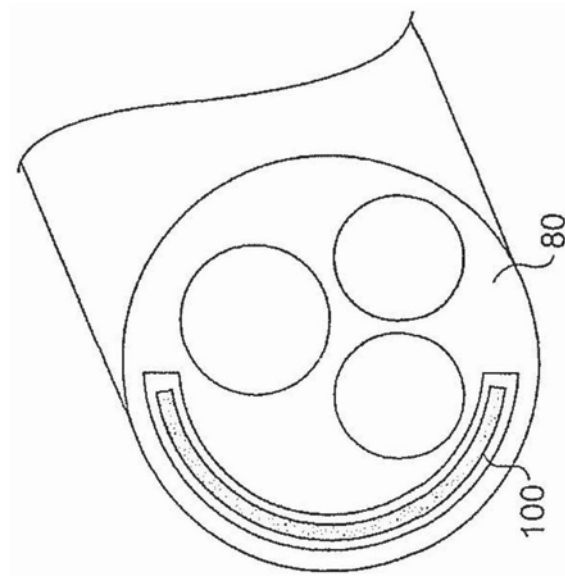


图32A

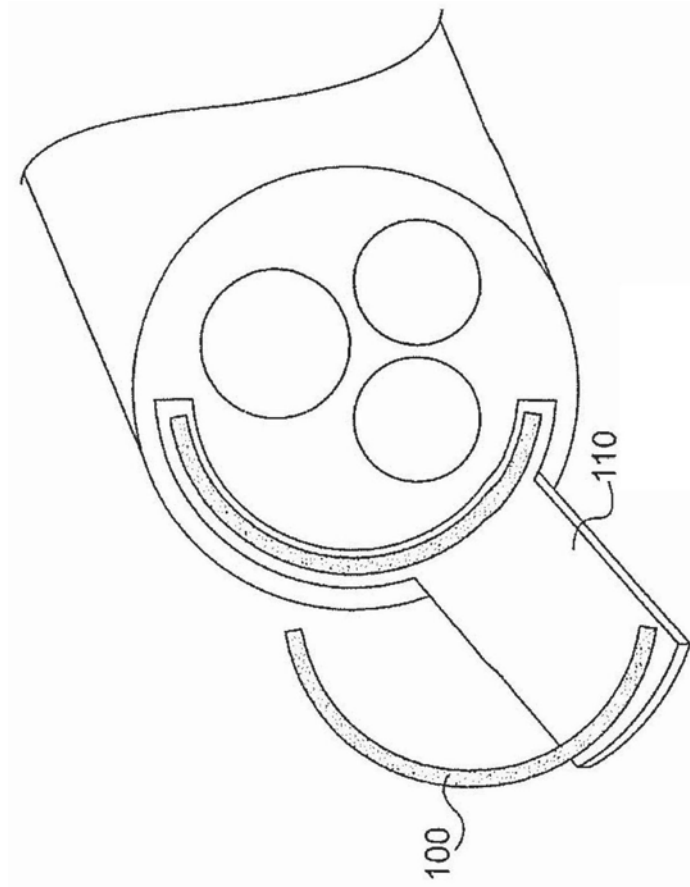


图32B

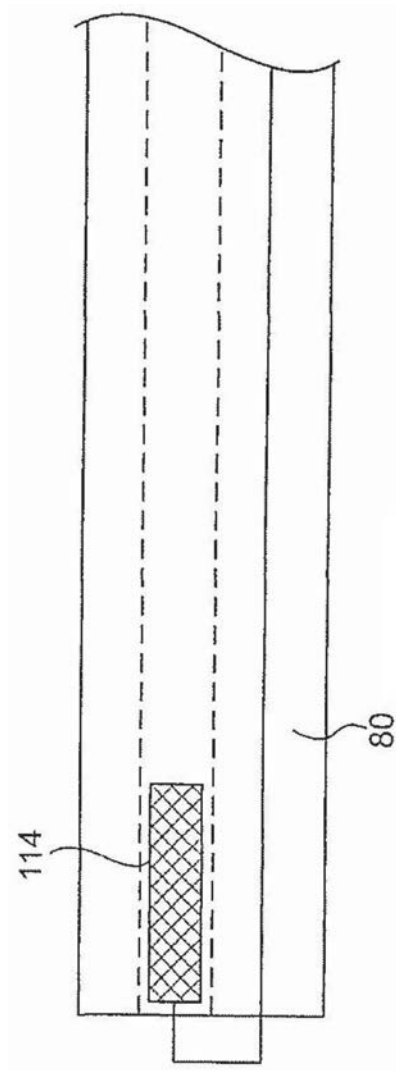


图33A

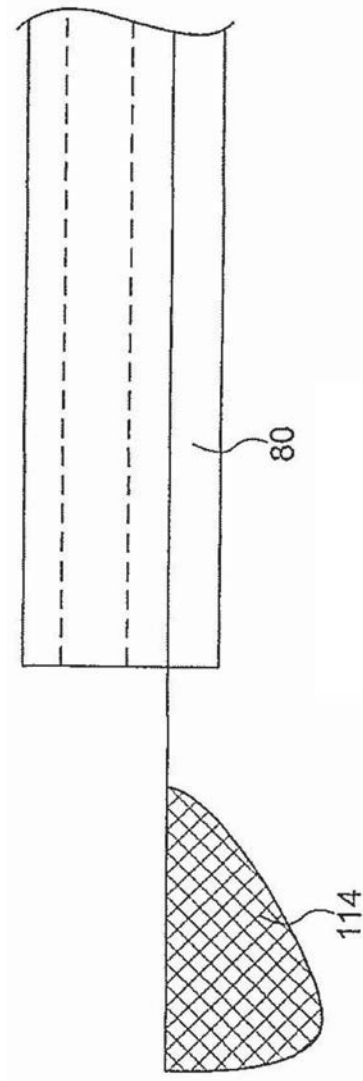


图33B

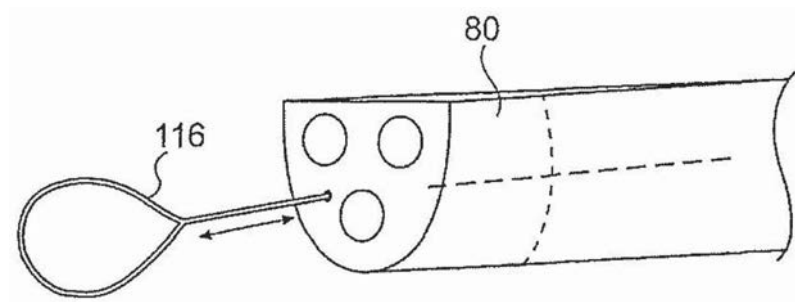


图34

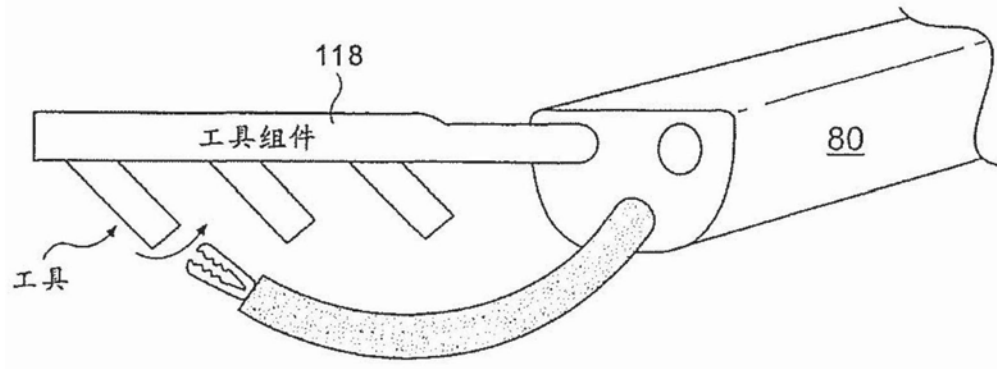


图35

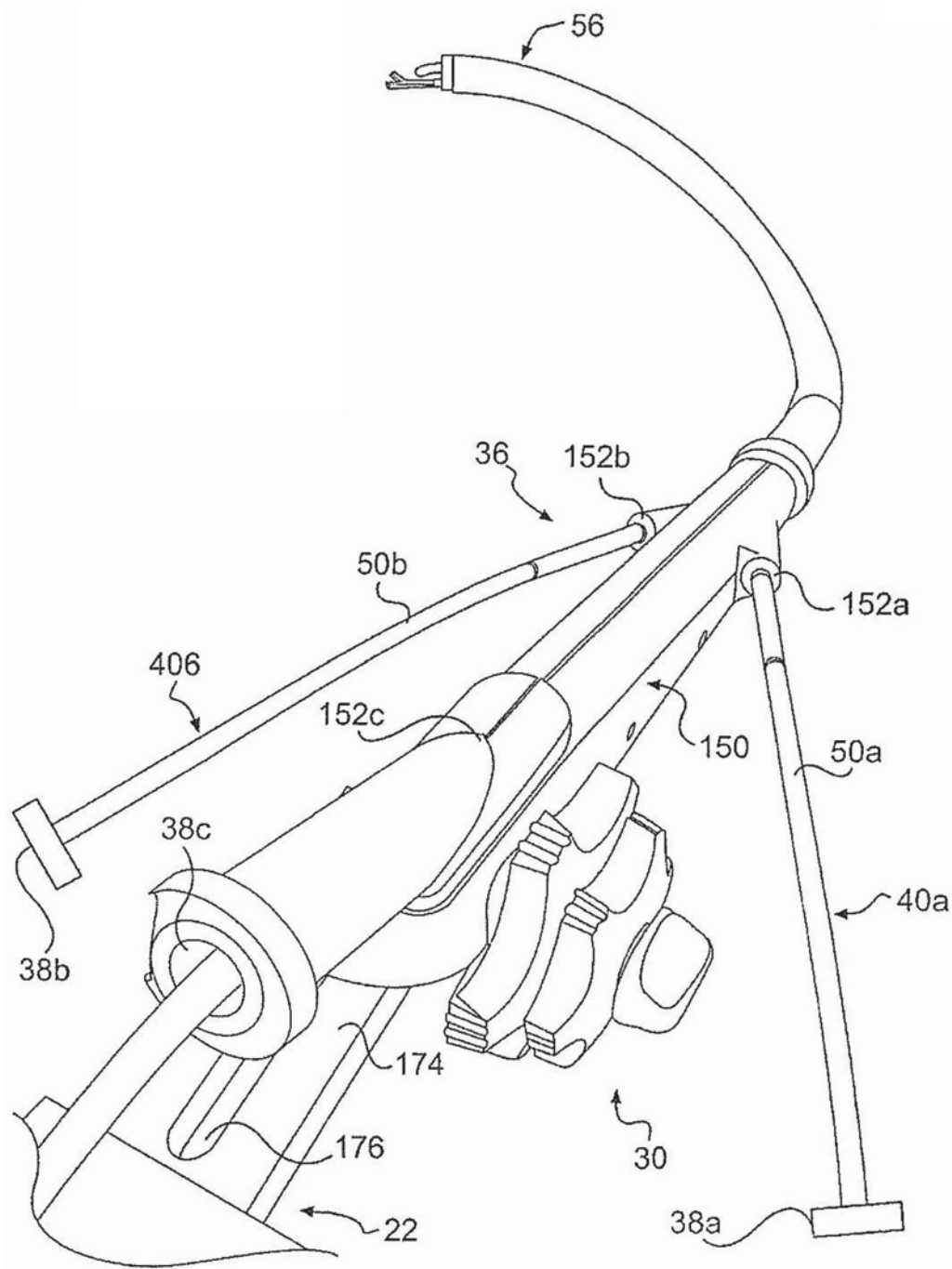


图36

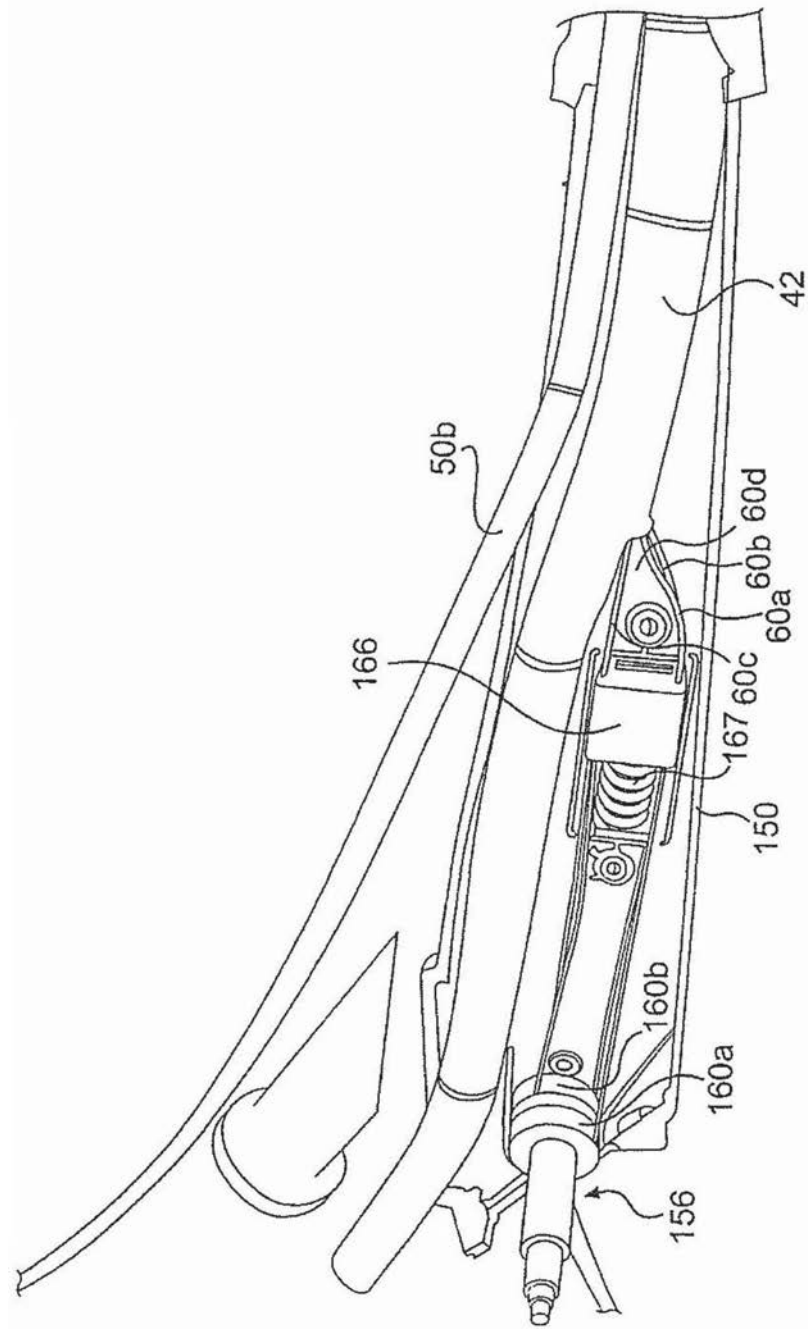


图37

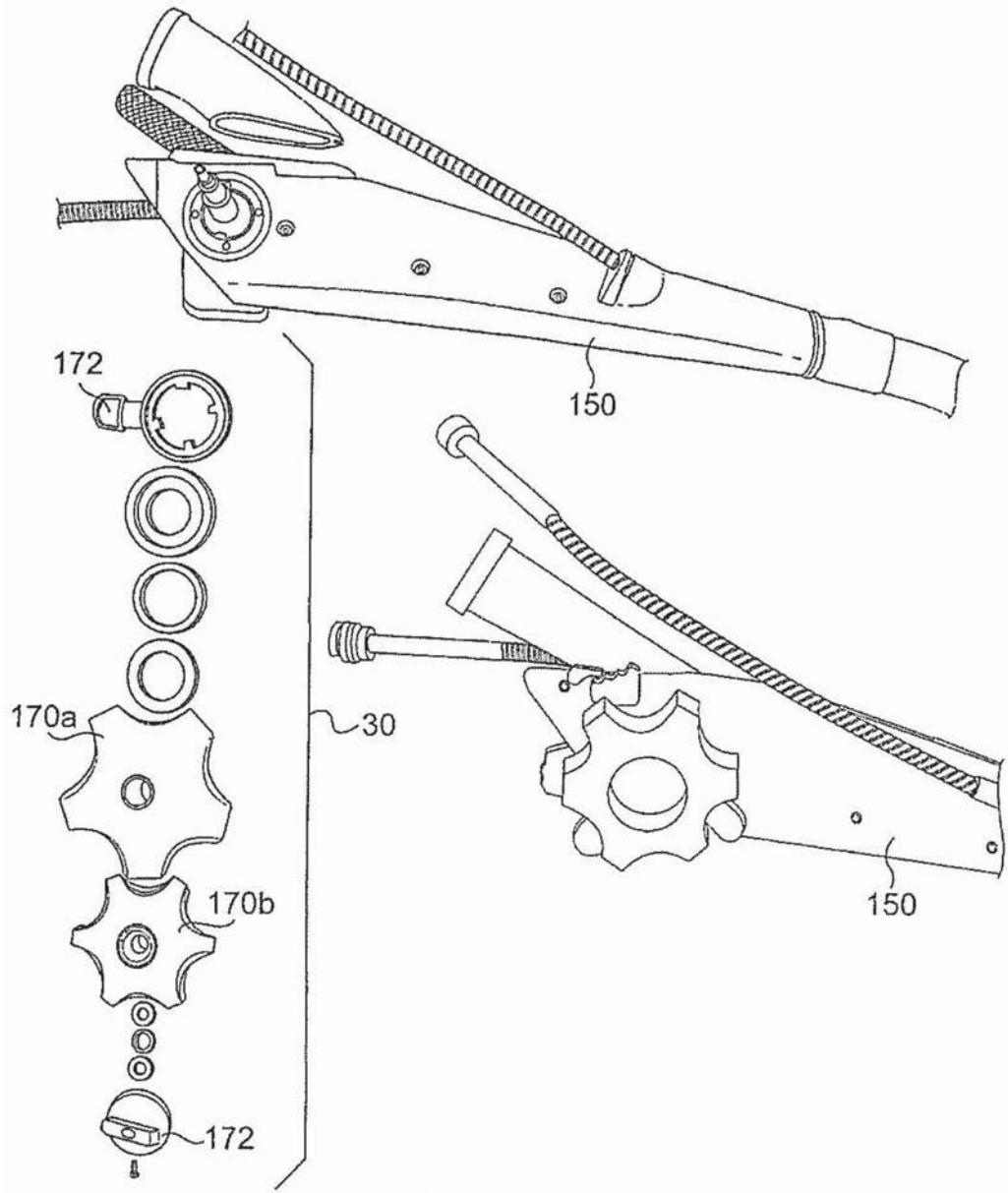


图38

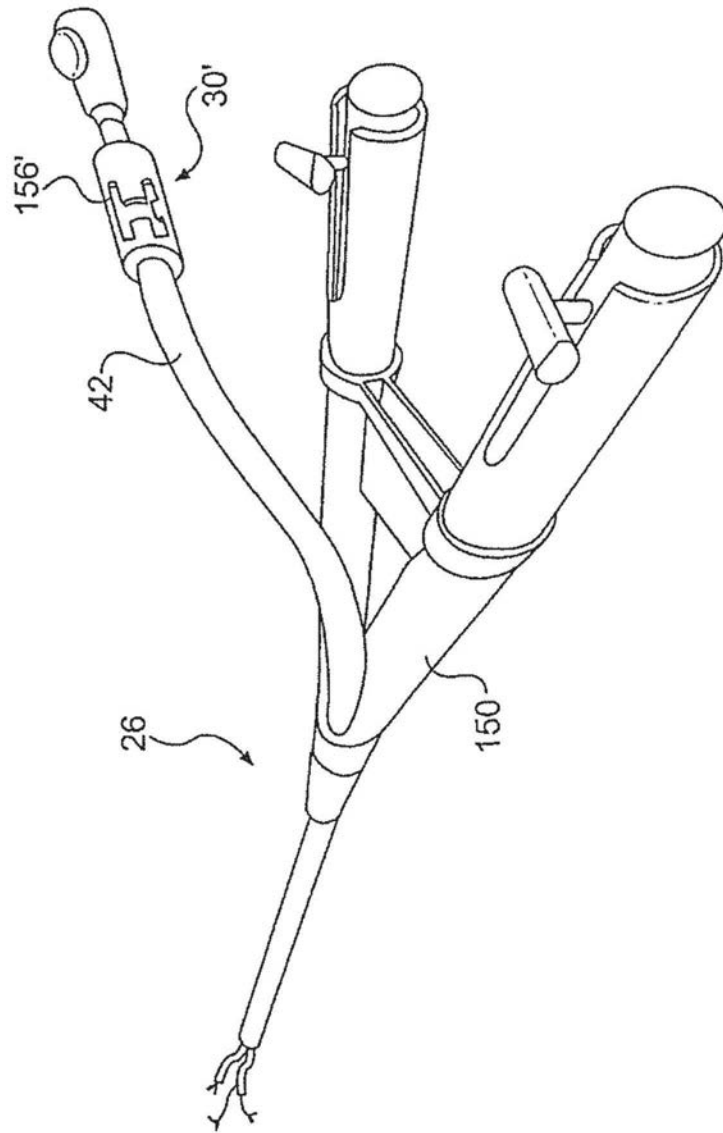


图39

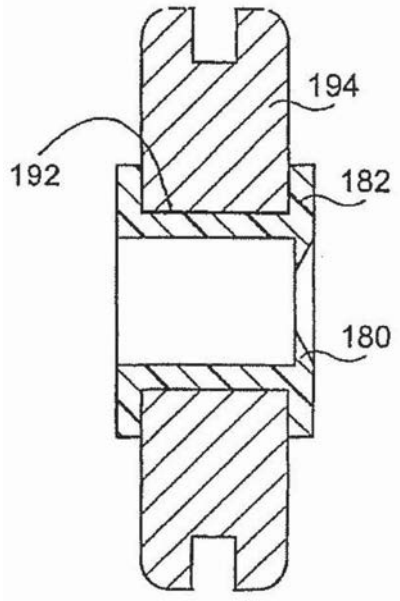


图40A

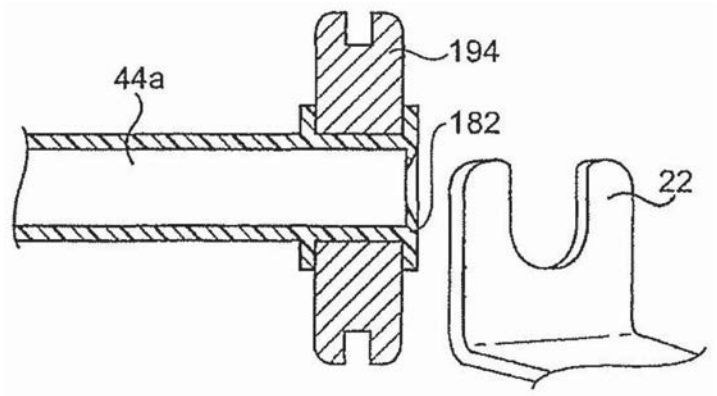


图40B

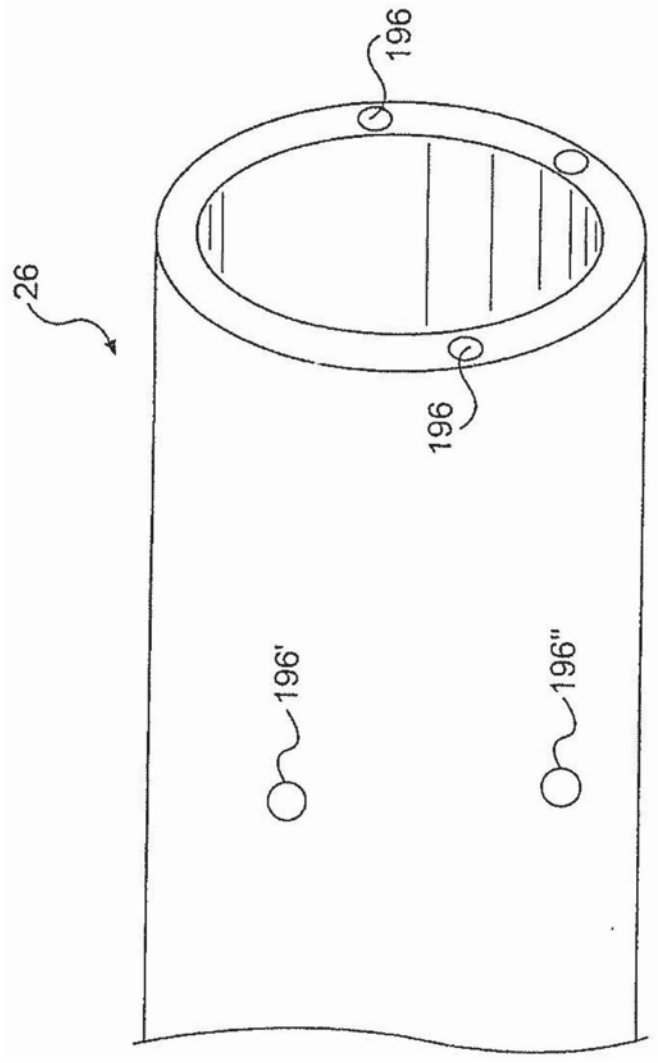


图40C

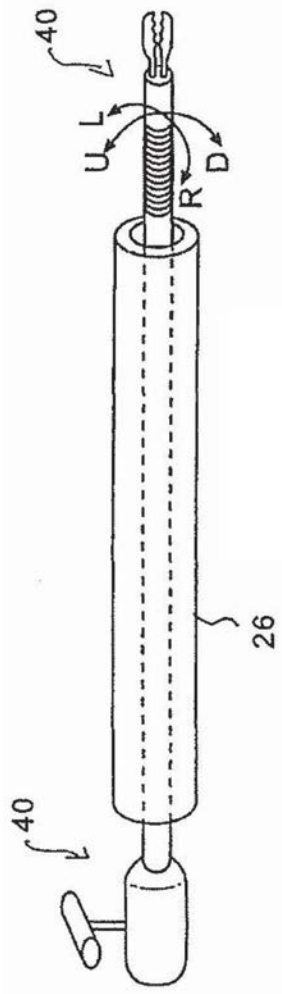


图41A

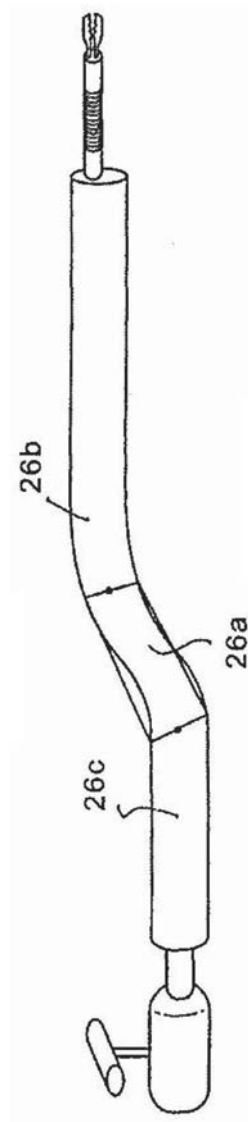


图41B

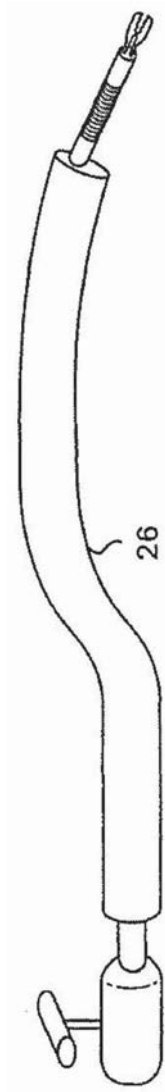


图41C

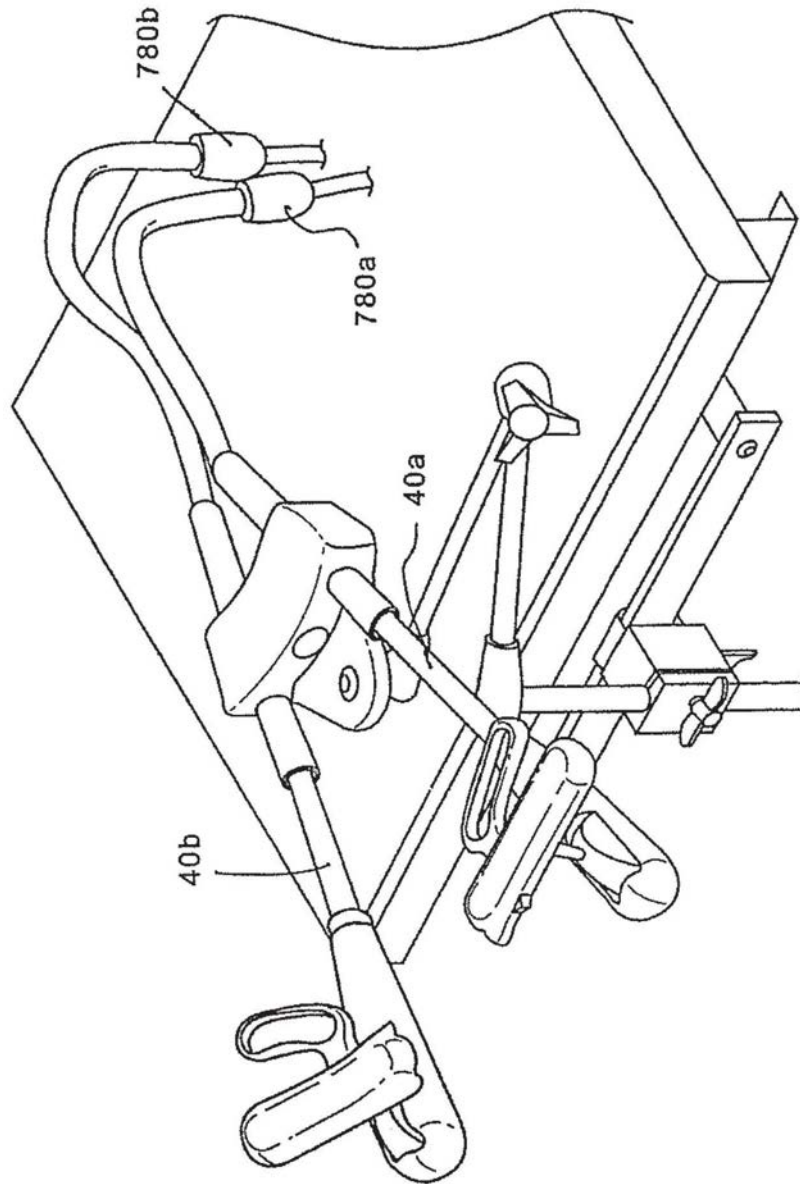


图42A

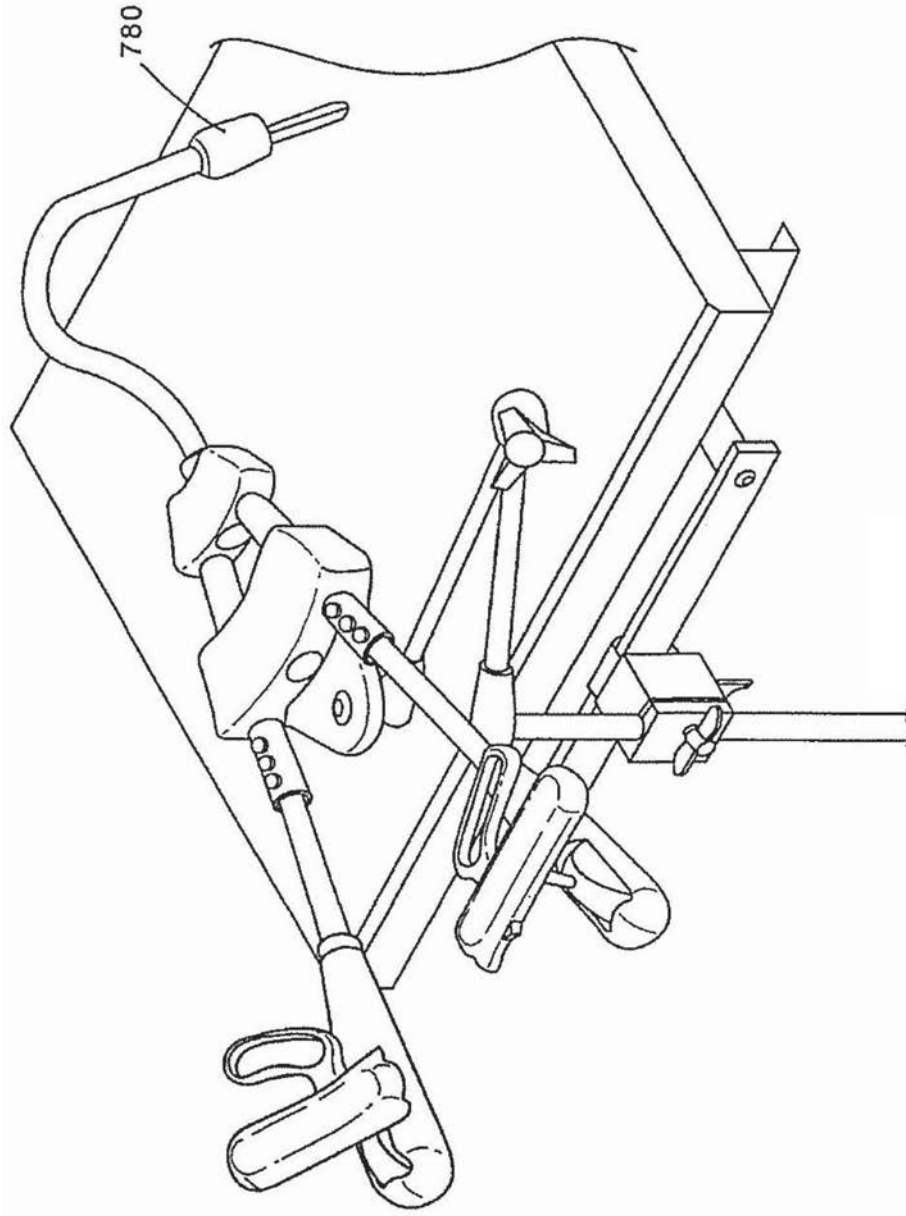


图42B

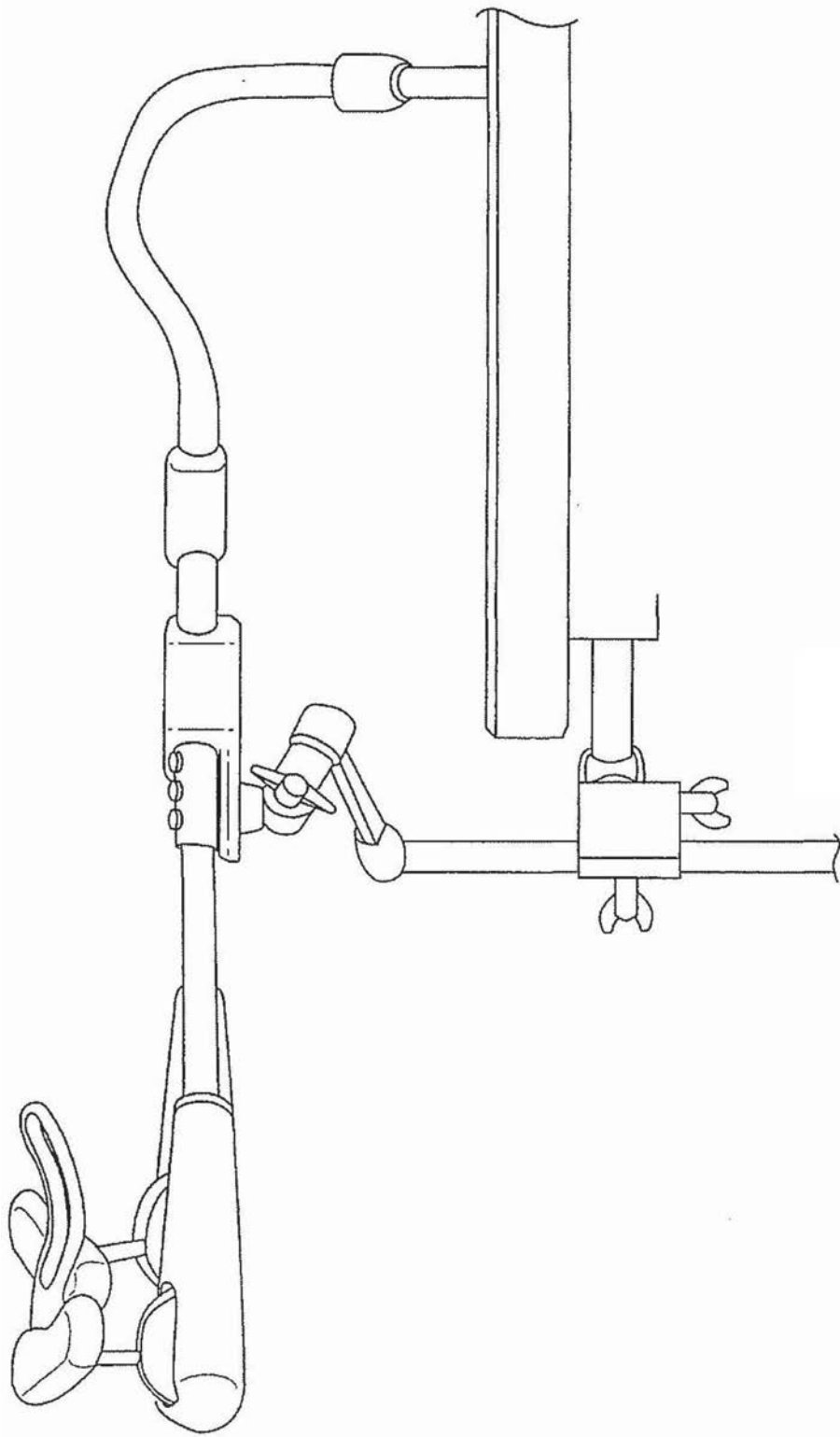
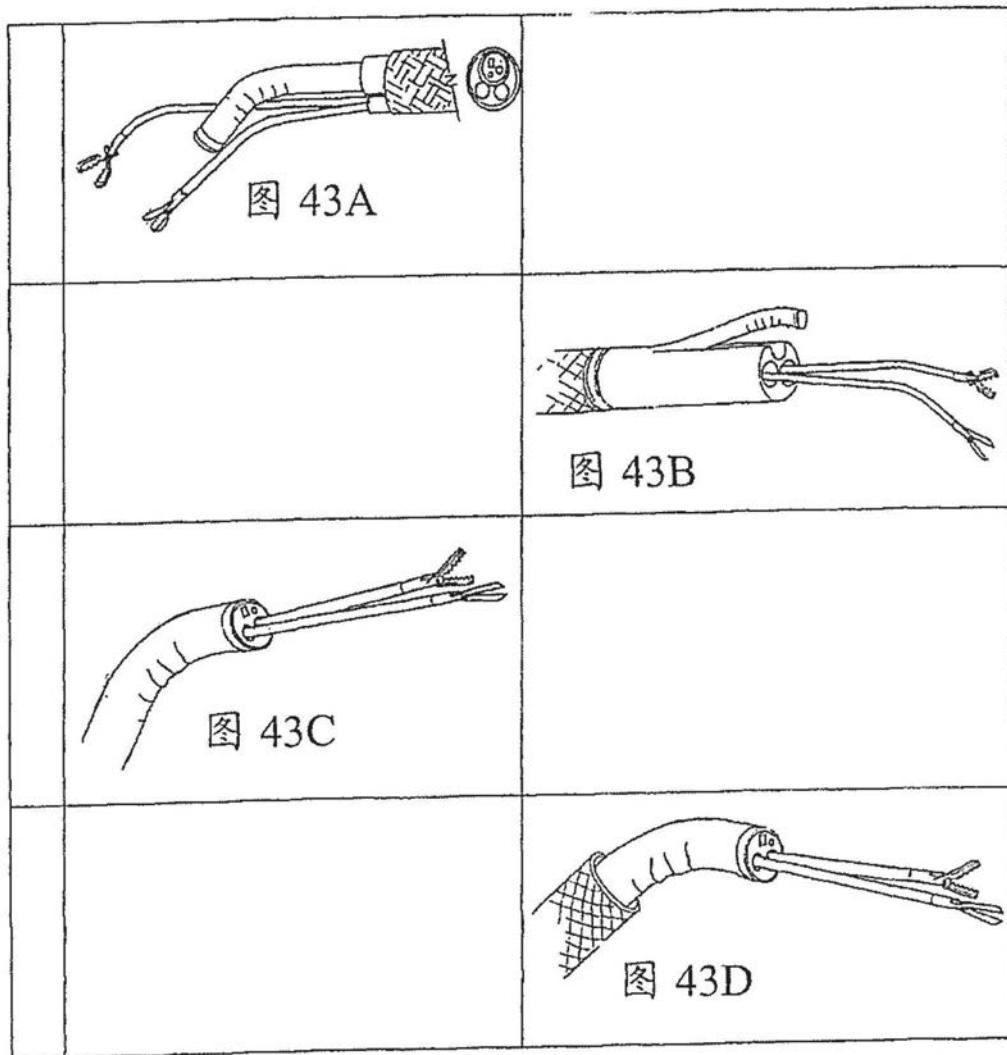
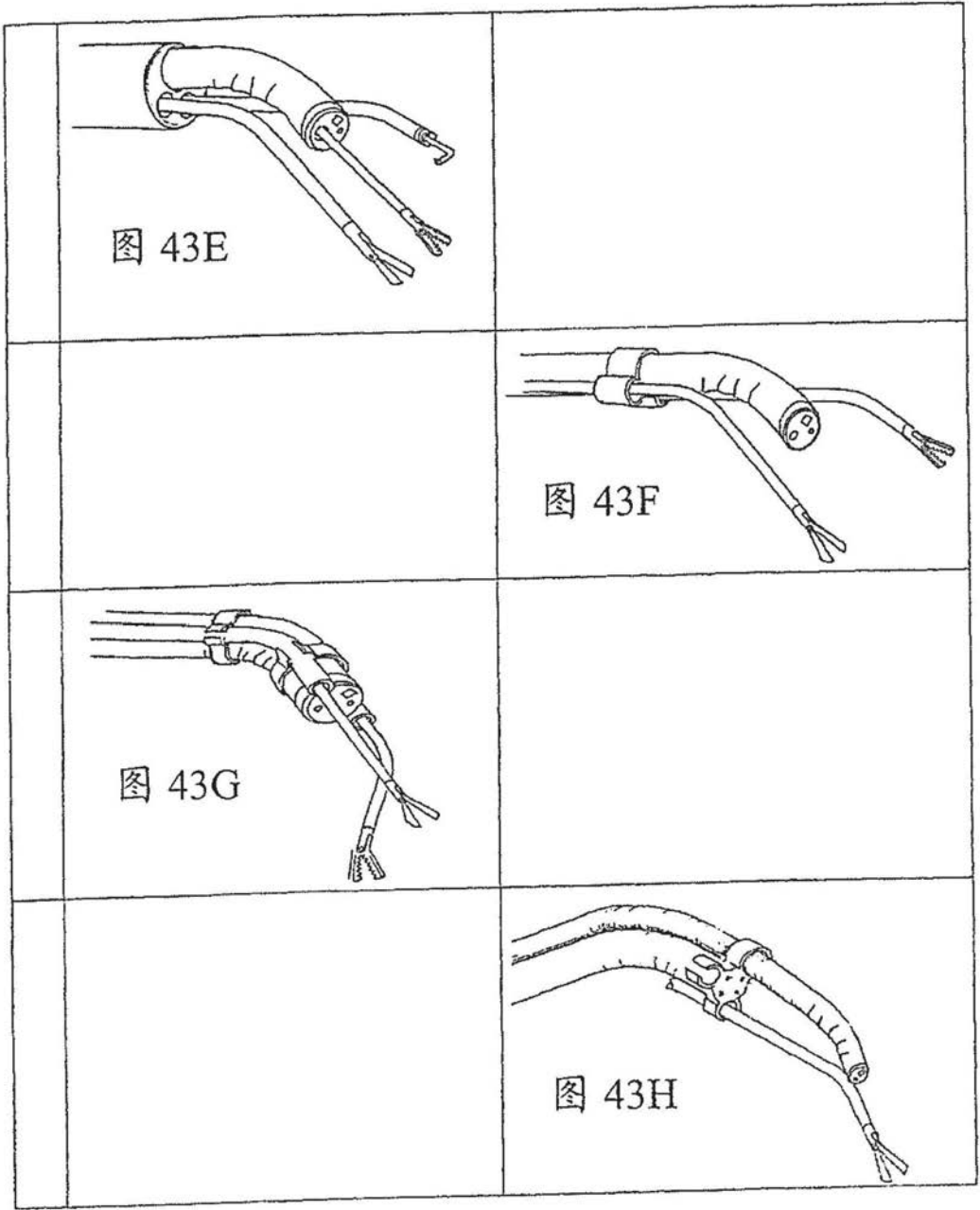
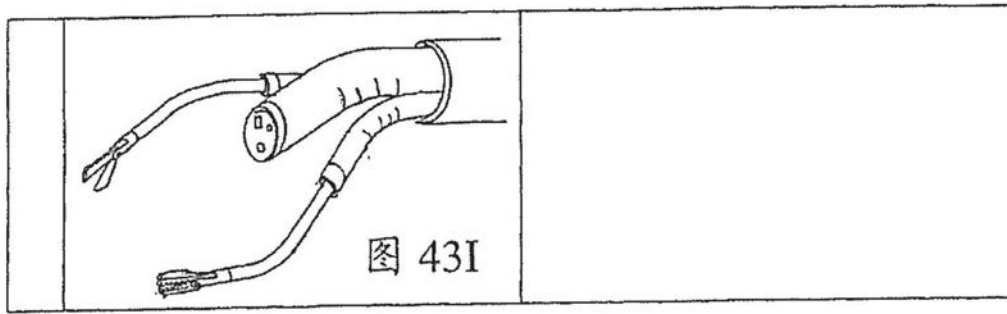


图42C







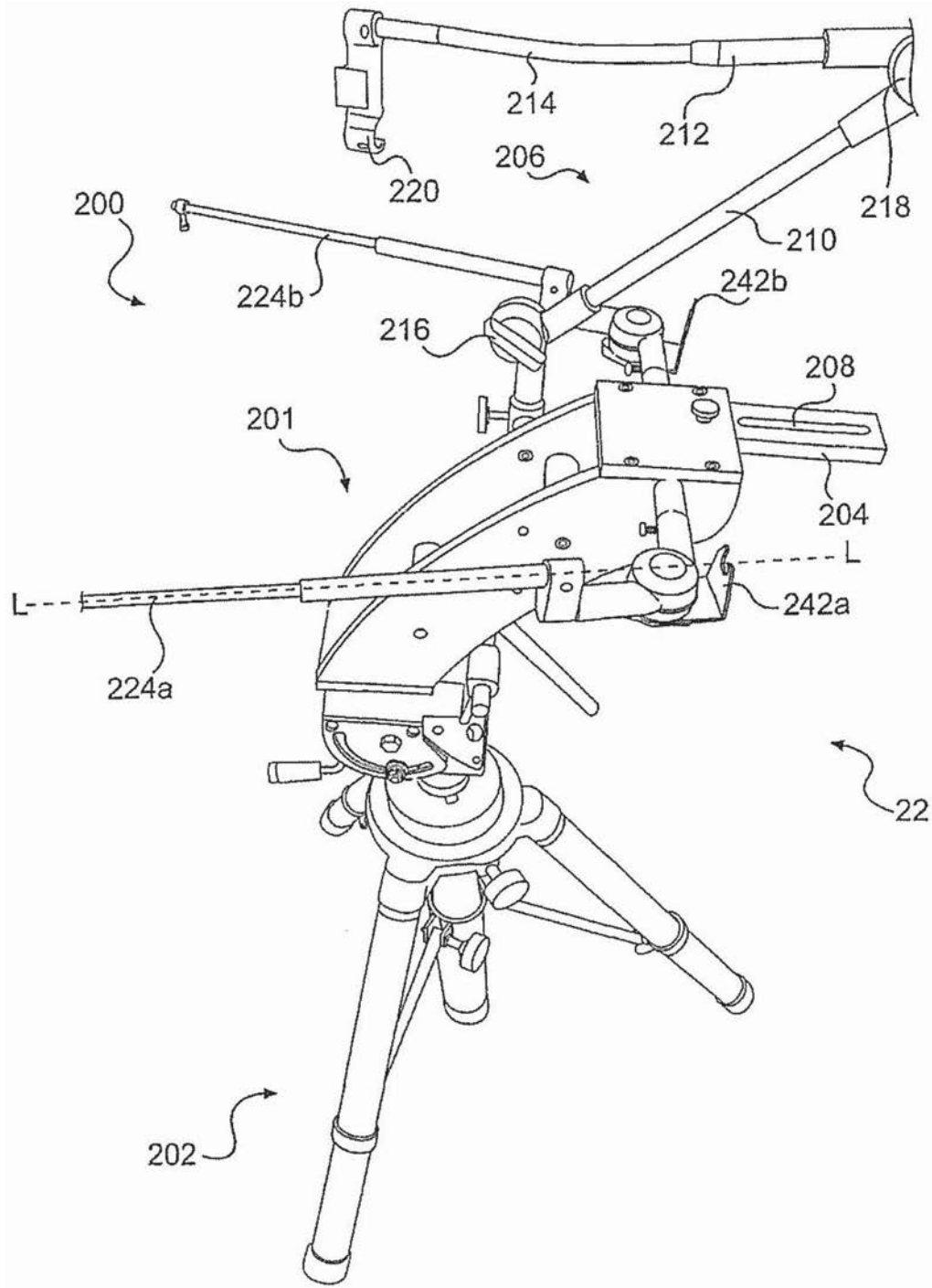


图44

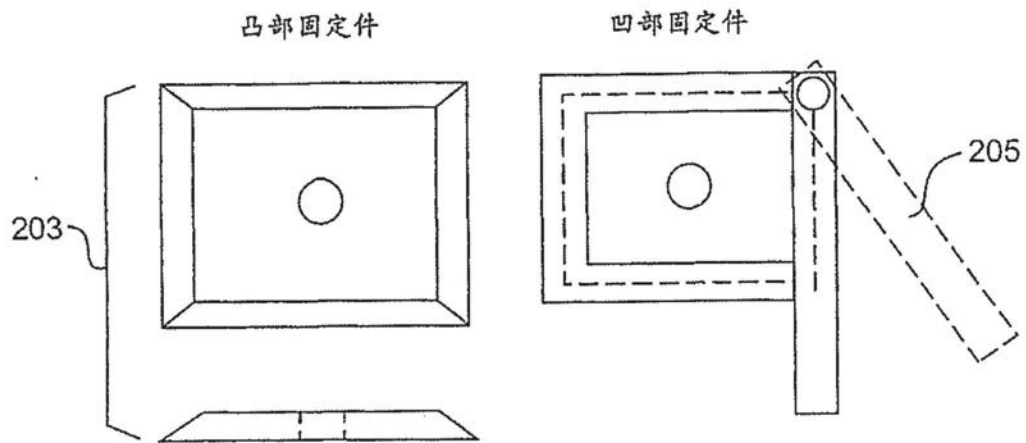


图46

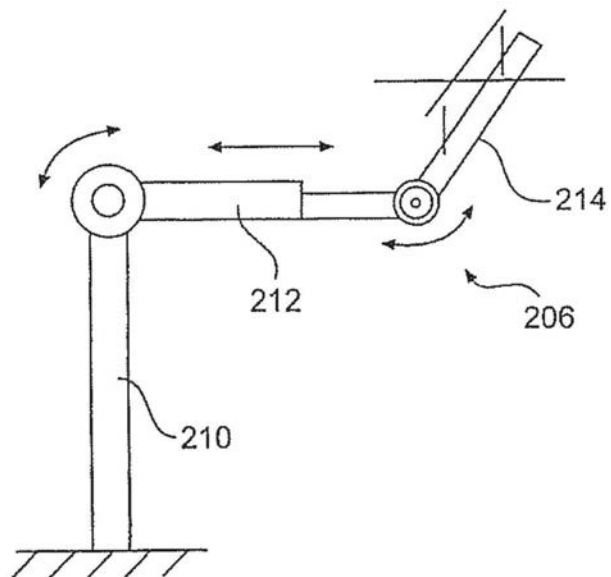


图47

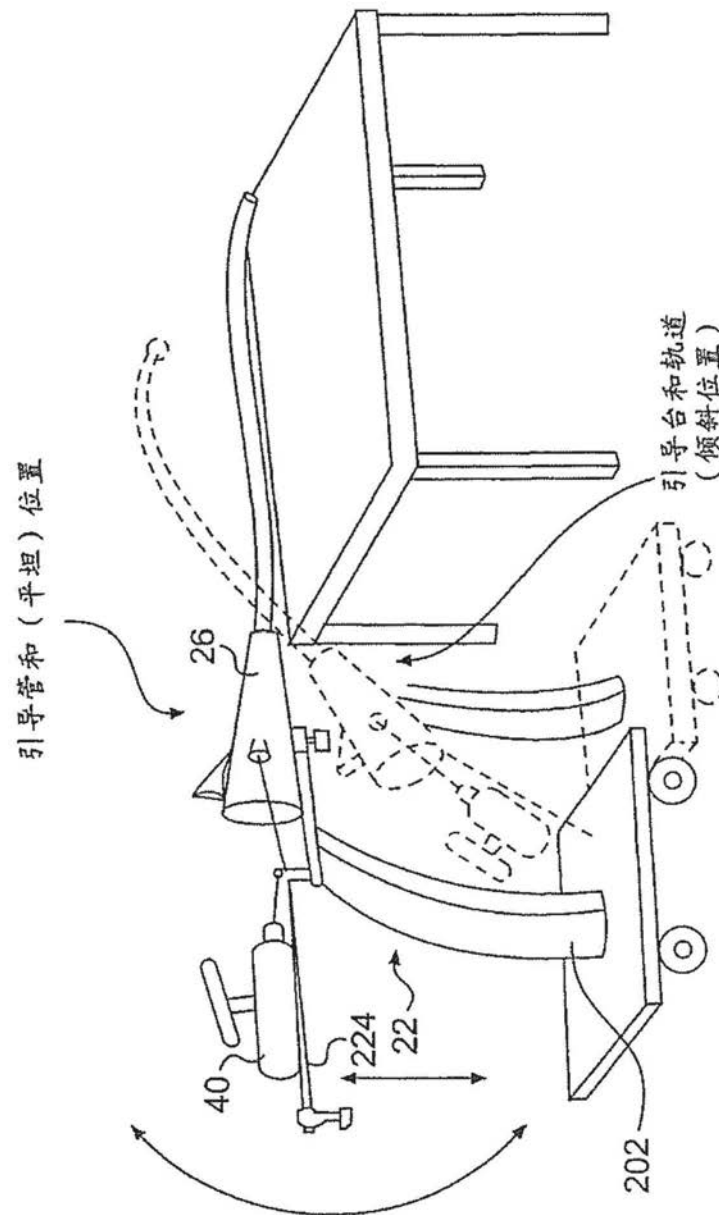


图48

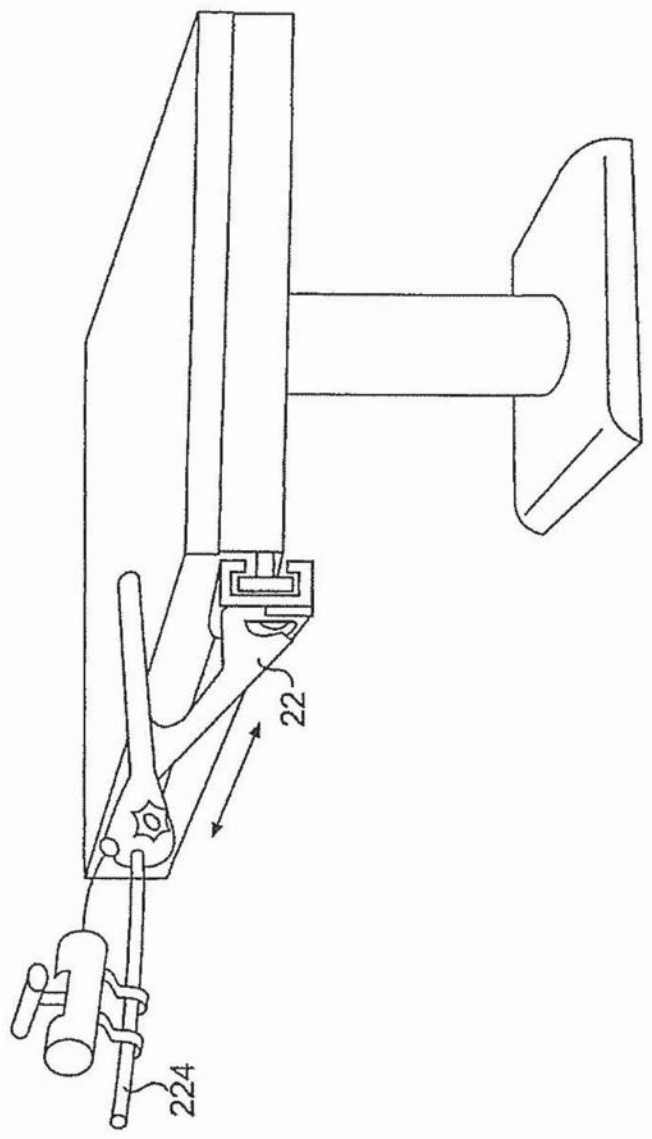


图49

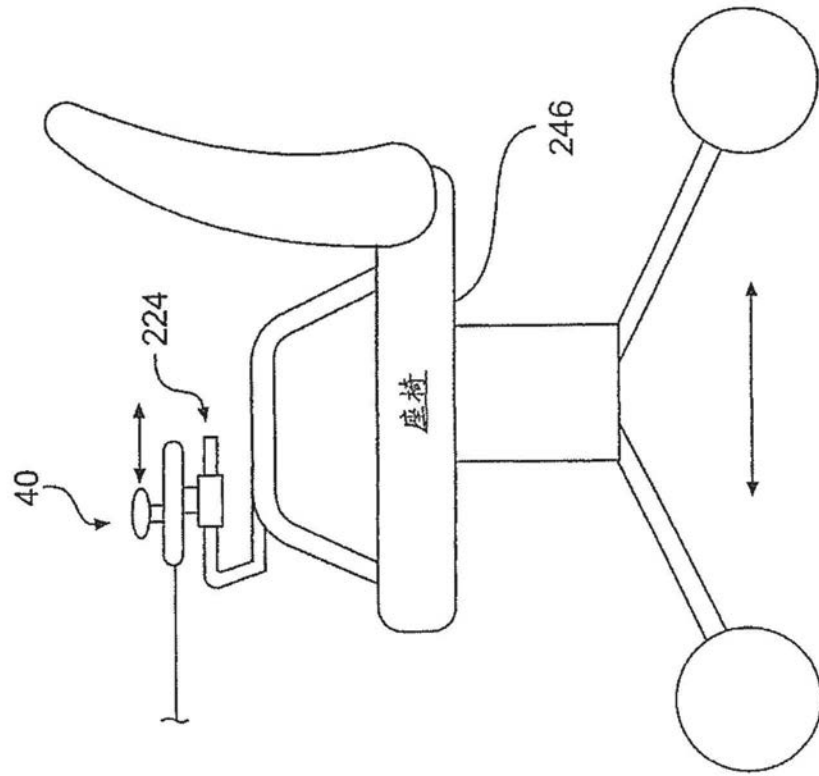


图50

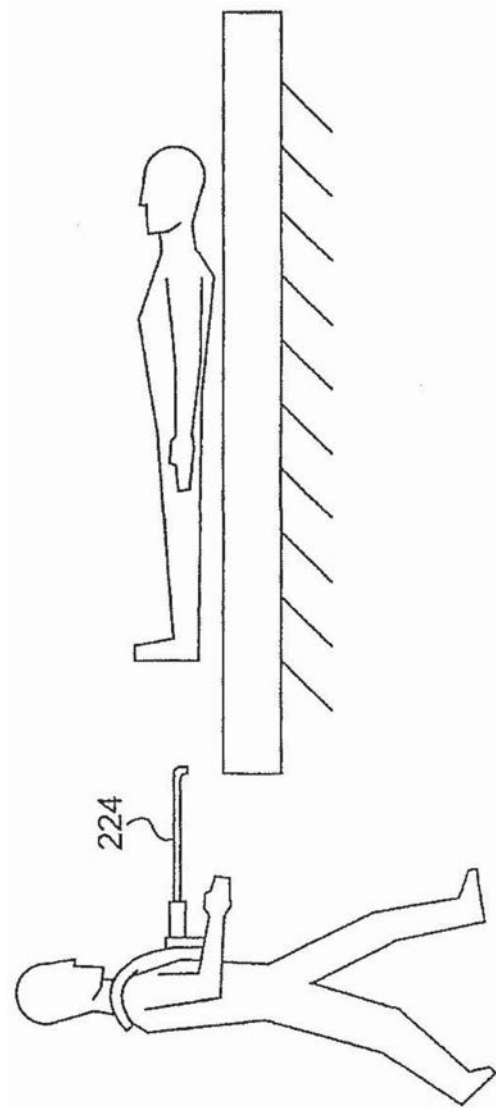


图51

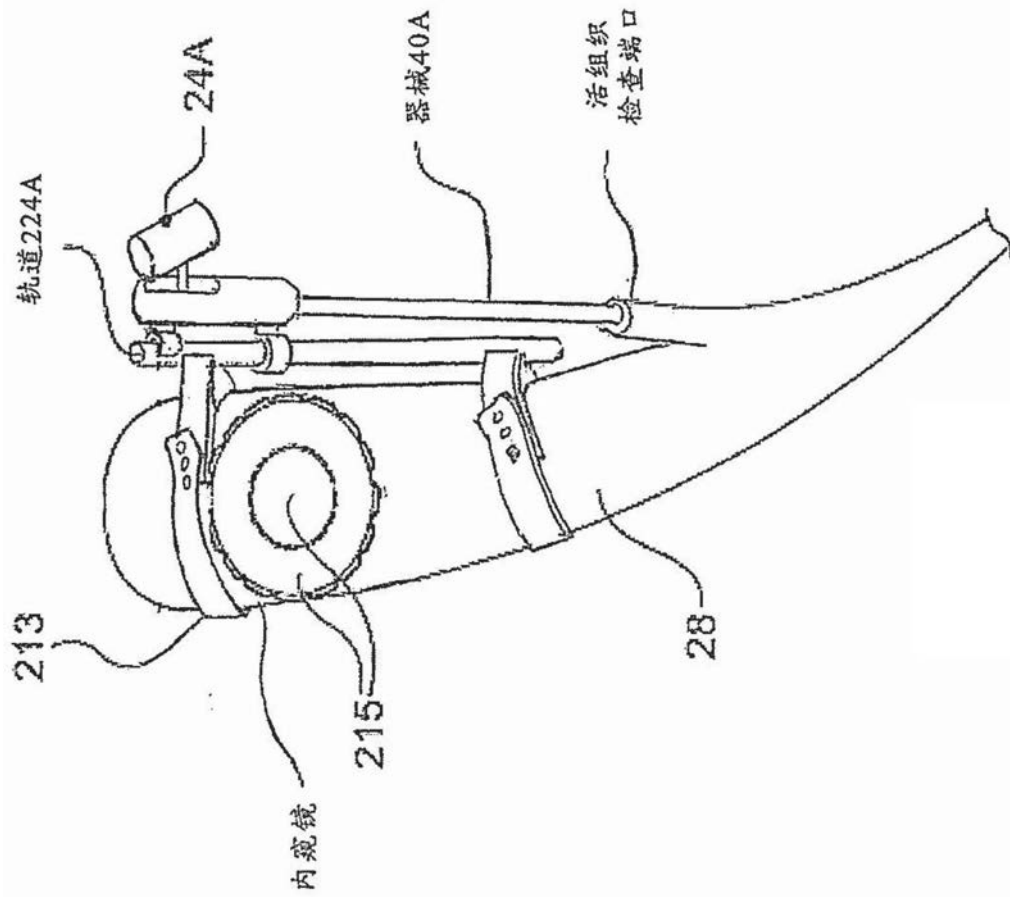


图52

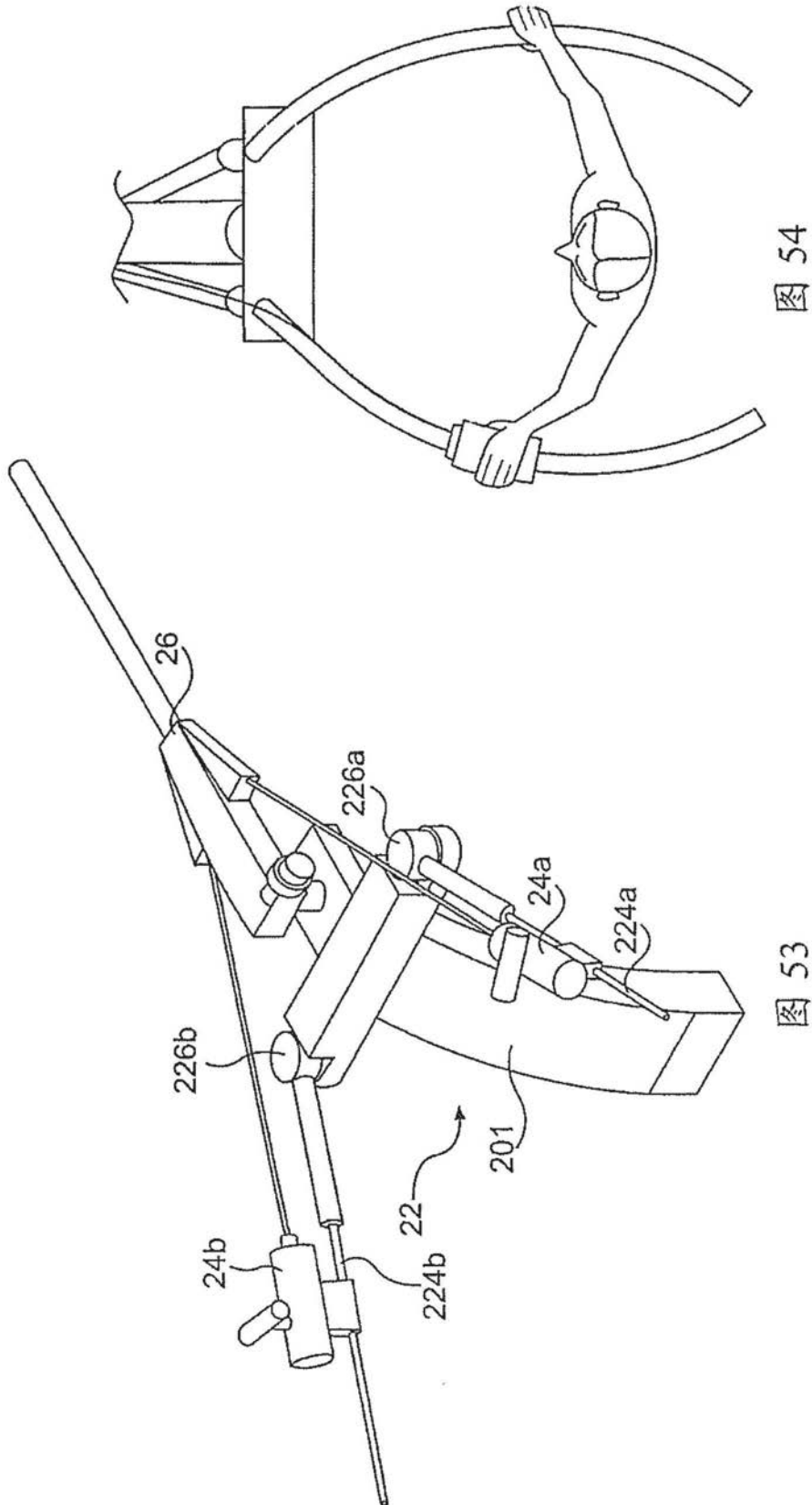


图 53

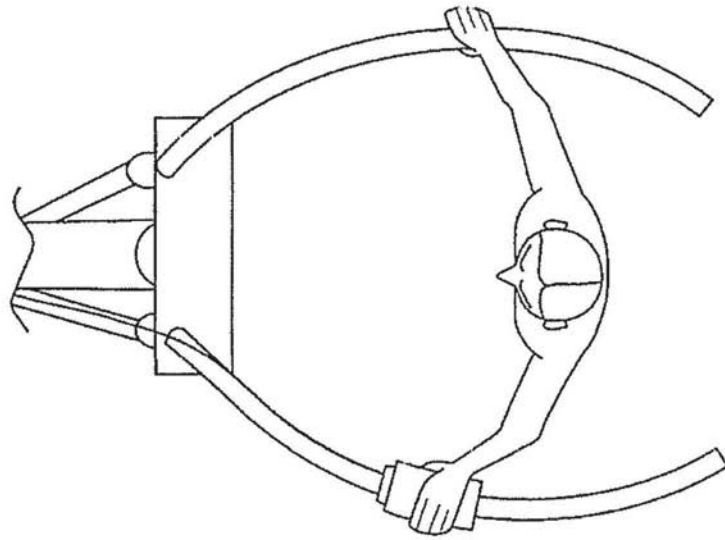


图 54

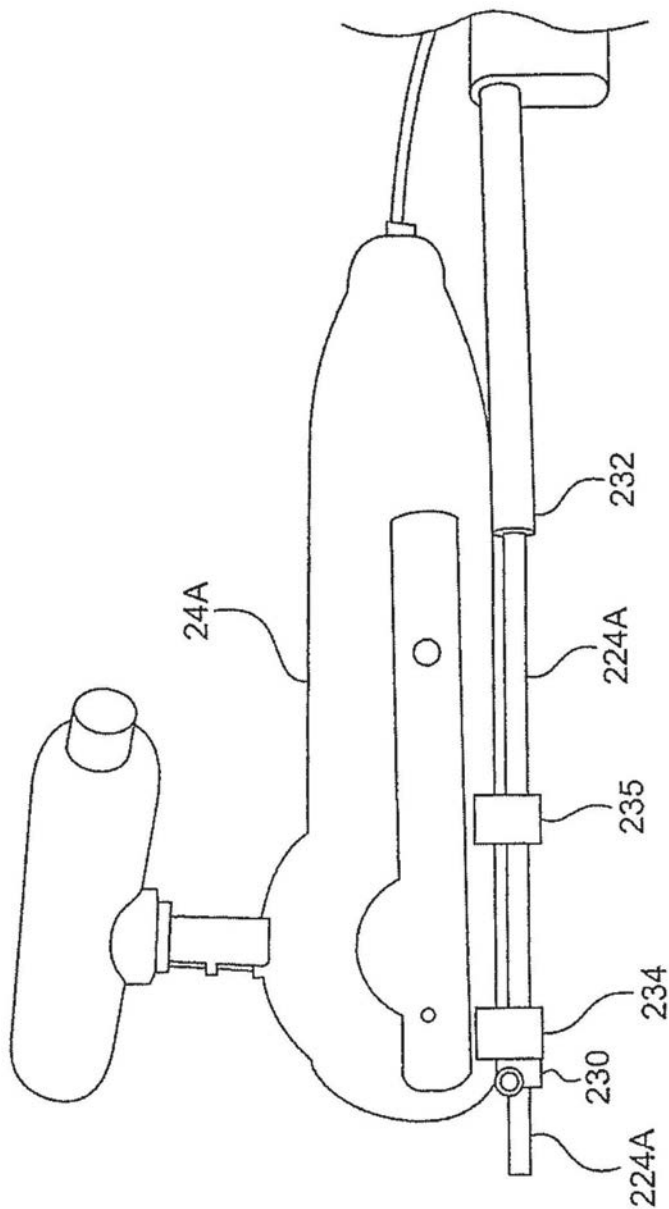


图55

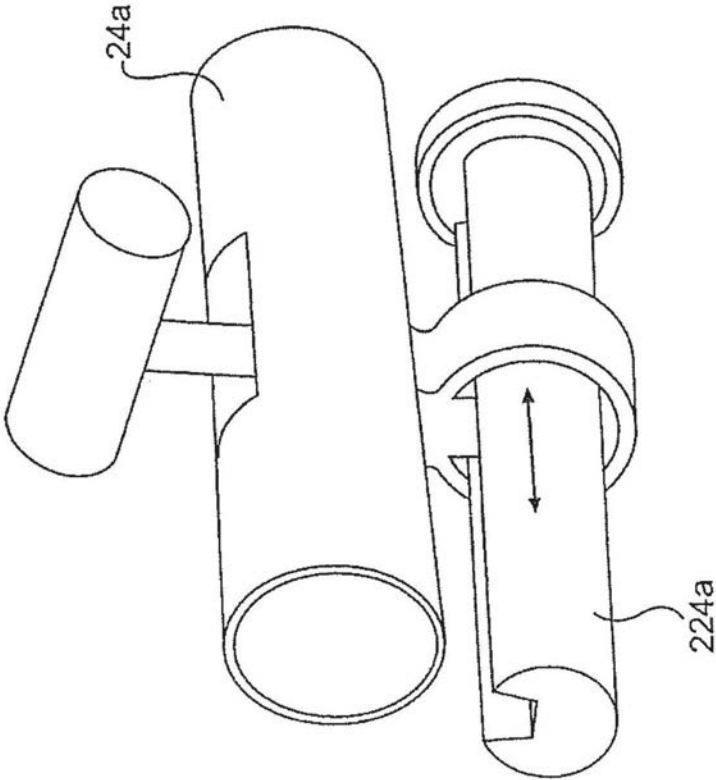


图56

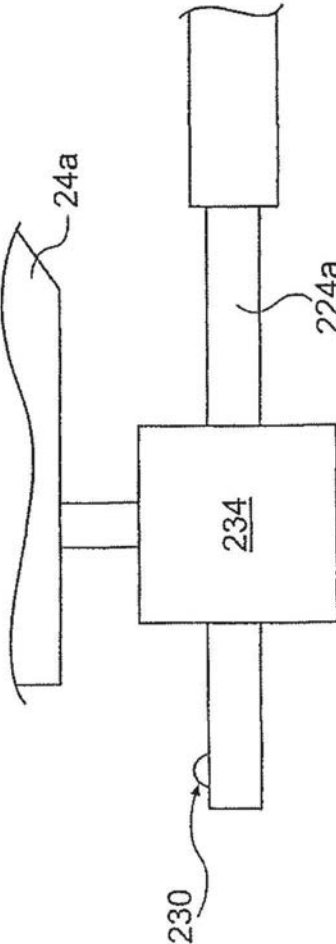


图57

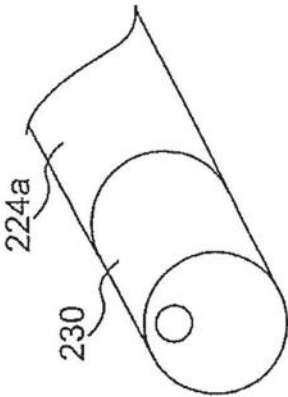


图58A

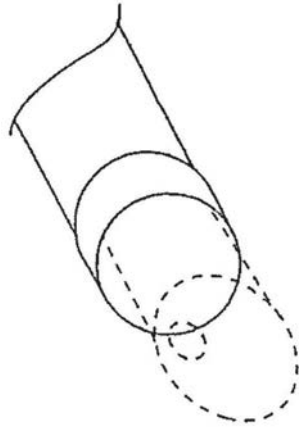


图58B

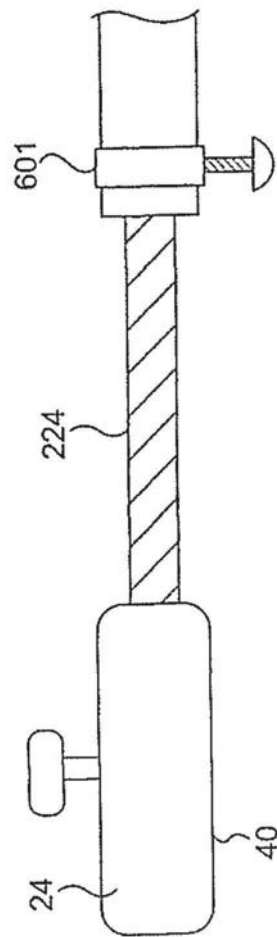


图59A

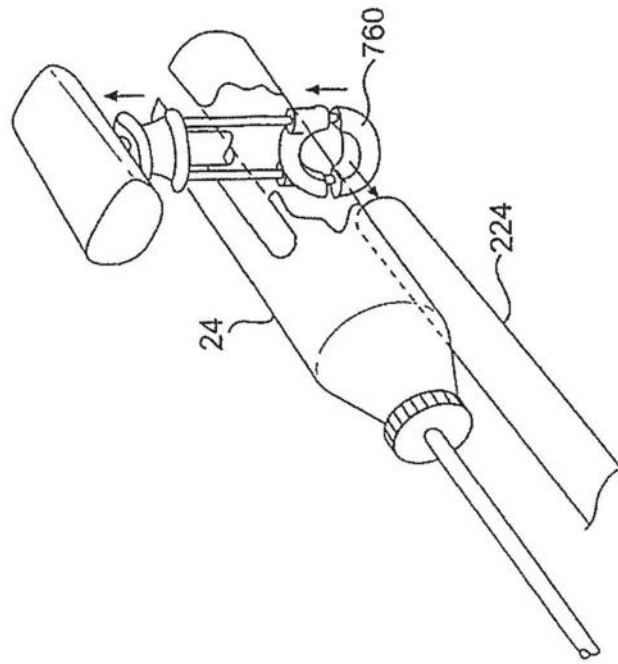


图59B

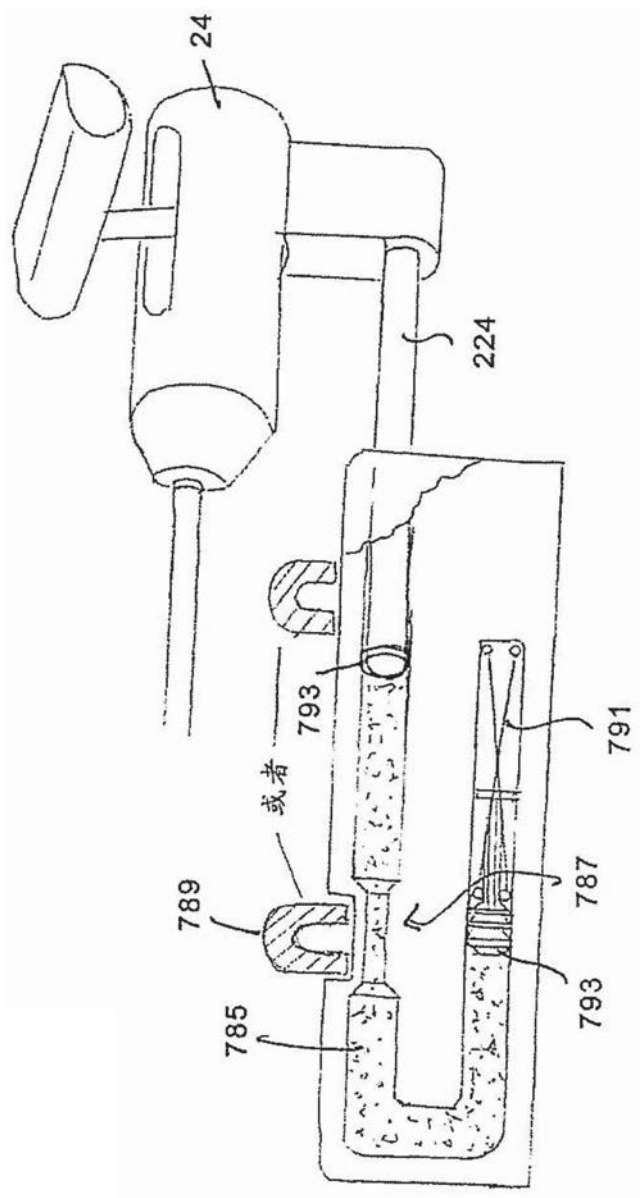


图59C

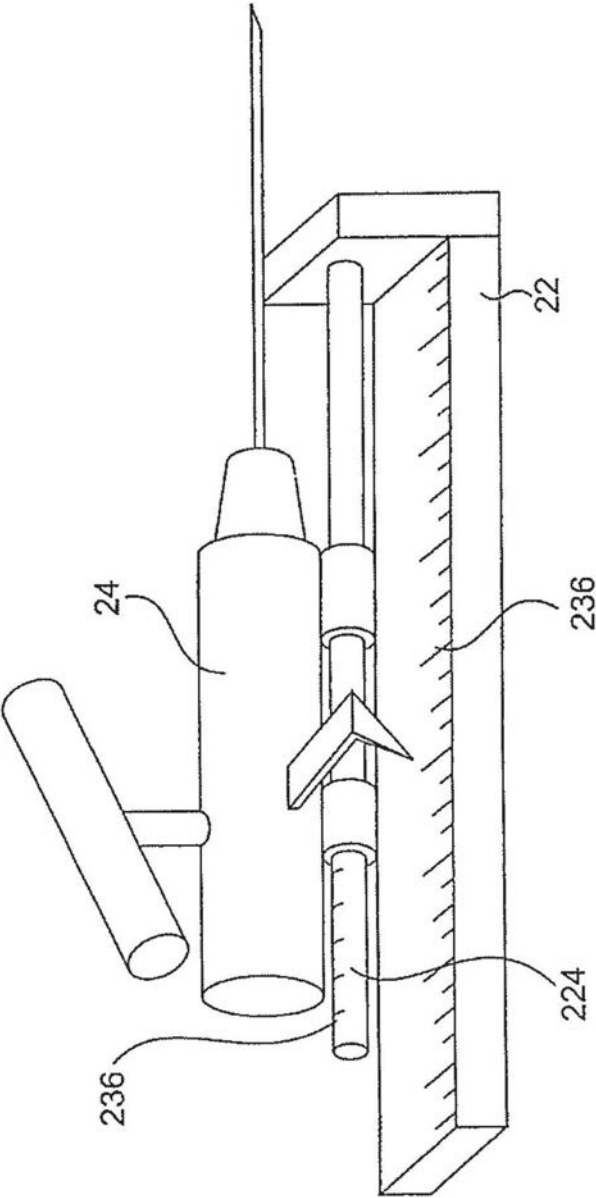


图60

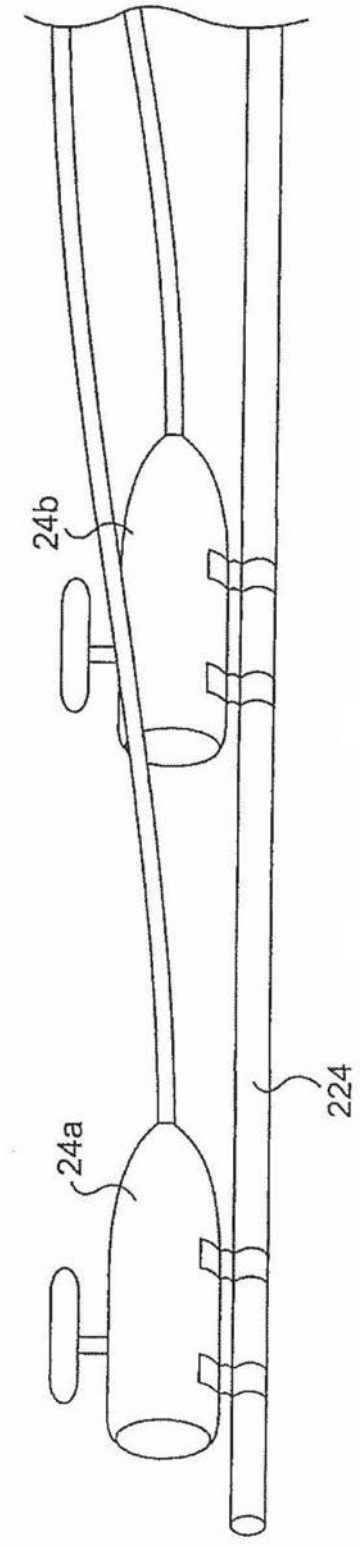


图61

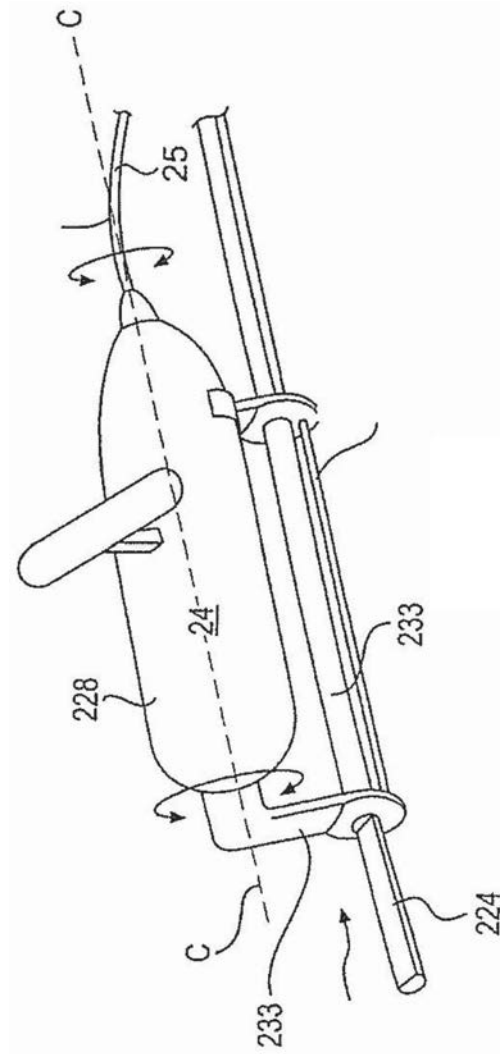


图62A

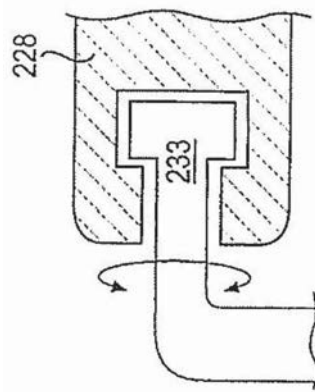


图62B

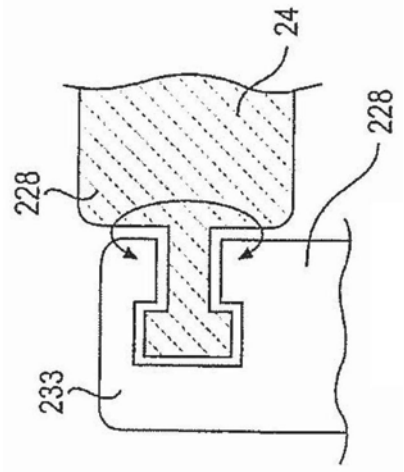


图62C

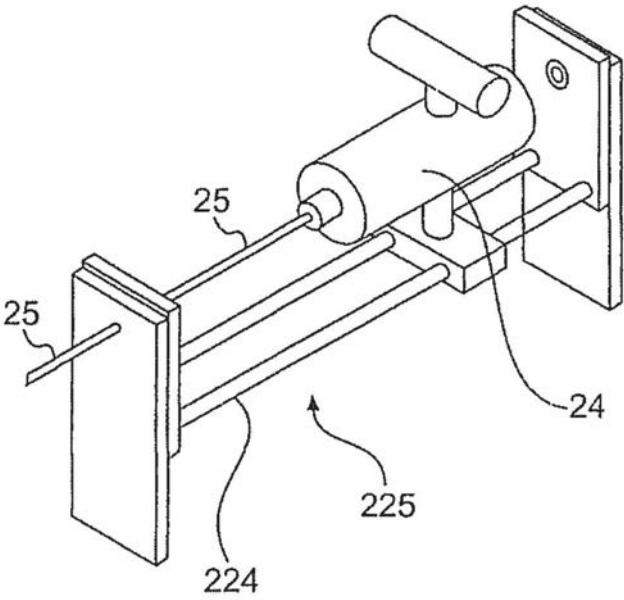


图63A

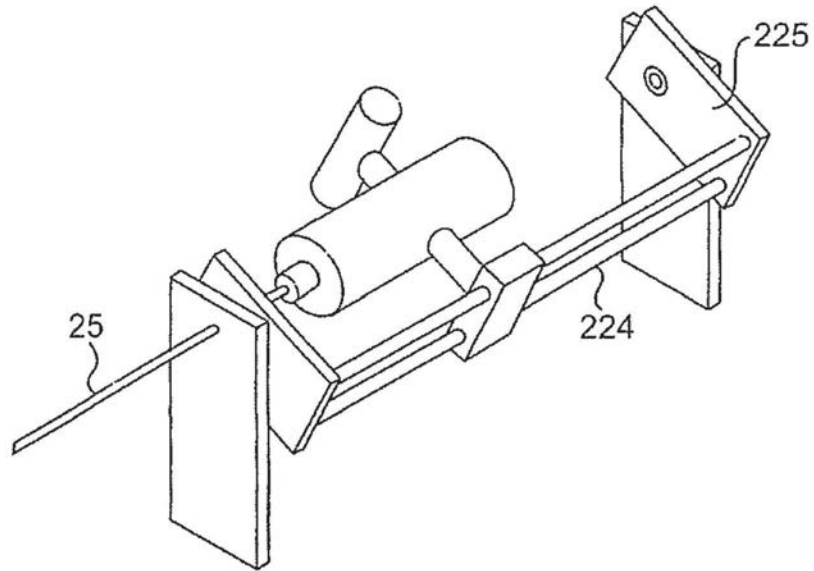


图63B

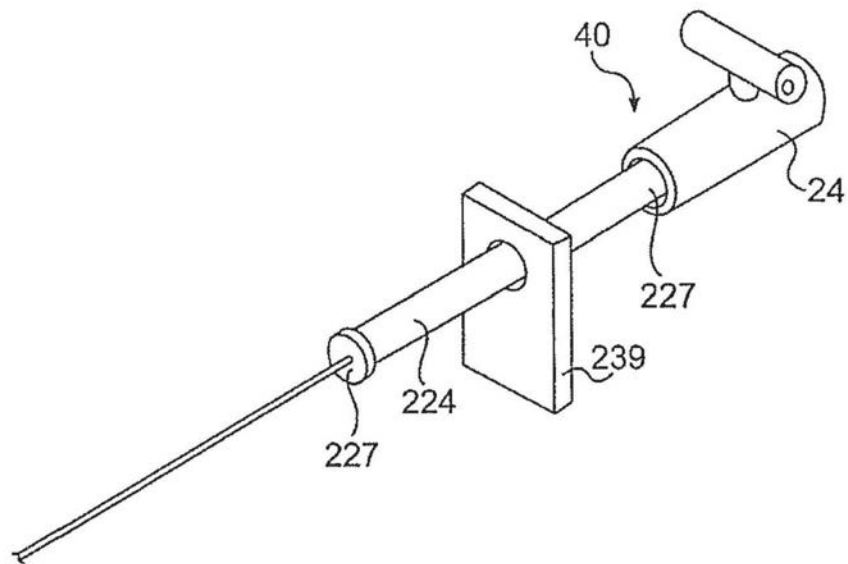


图64A

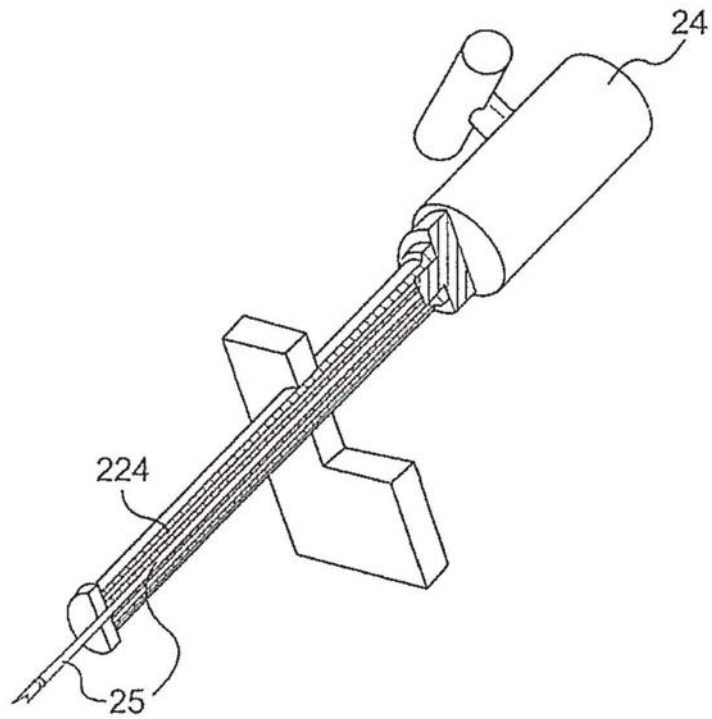


图64B

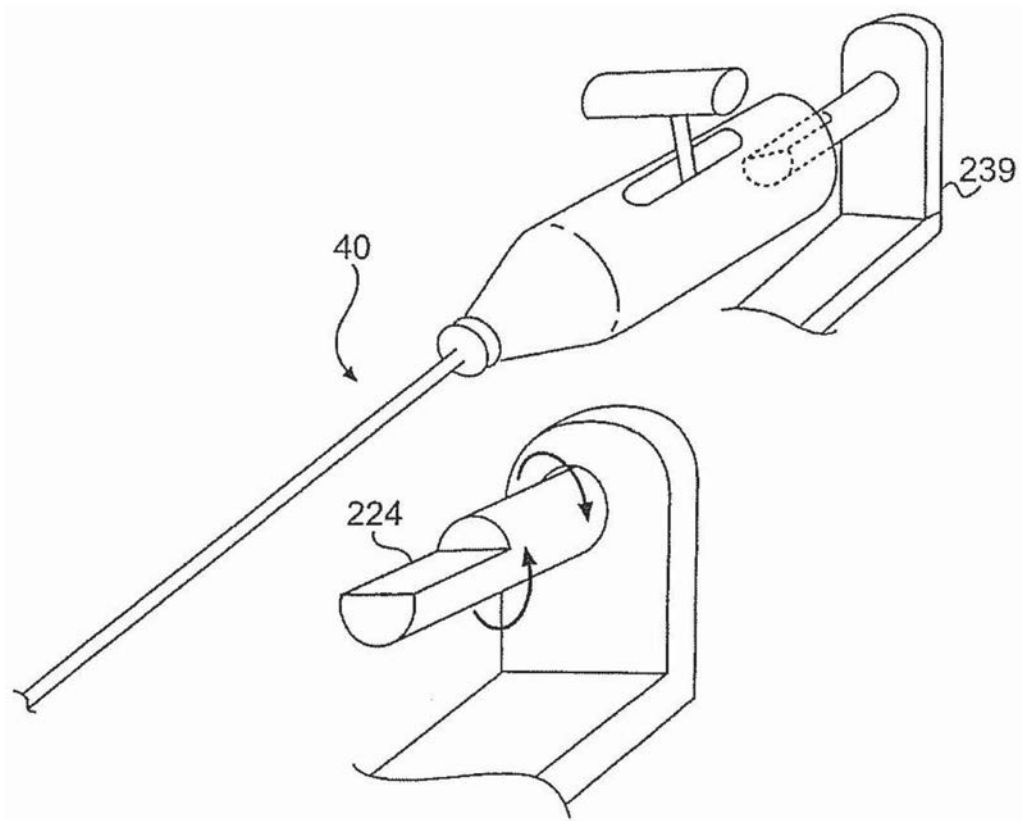


图64C

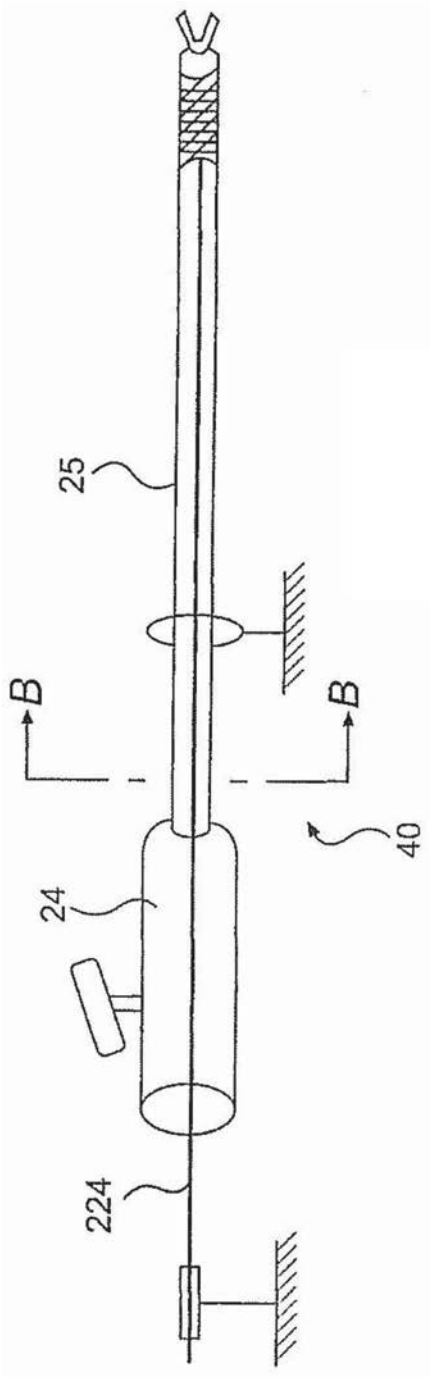


图66A

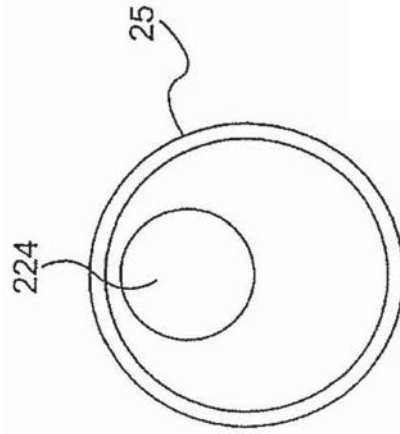


图66B

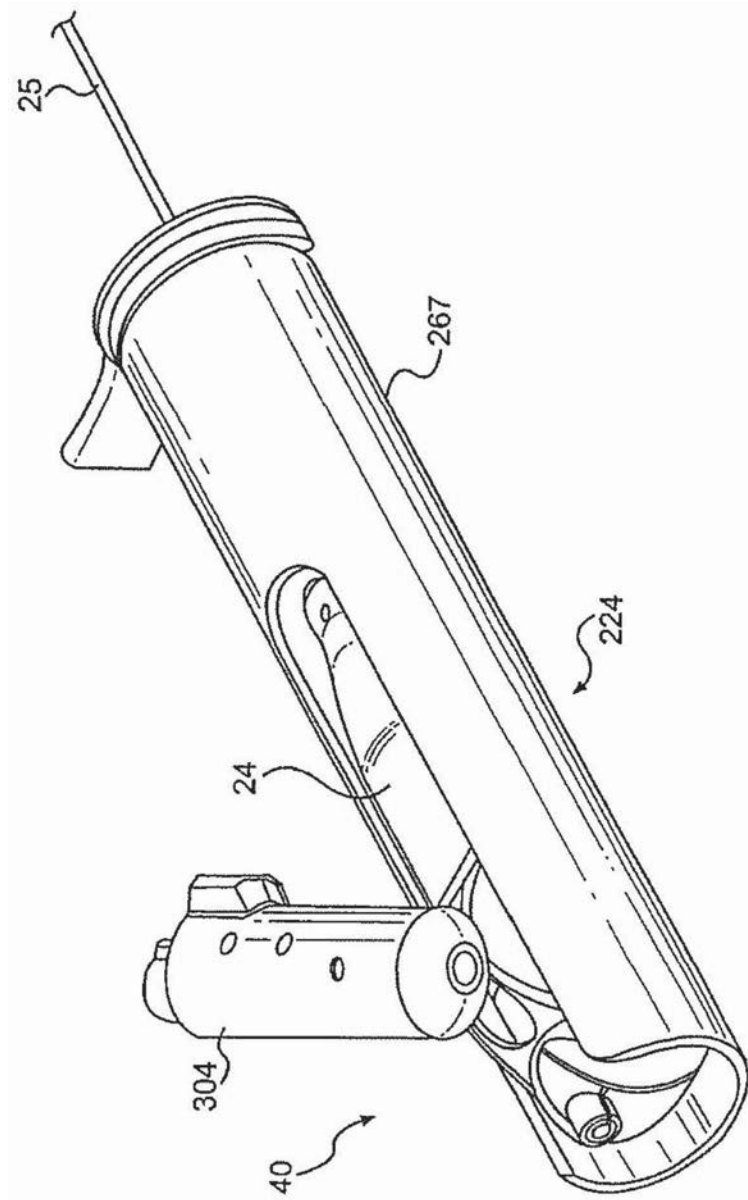


图67

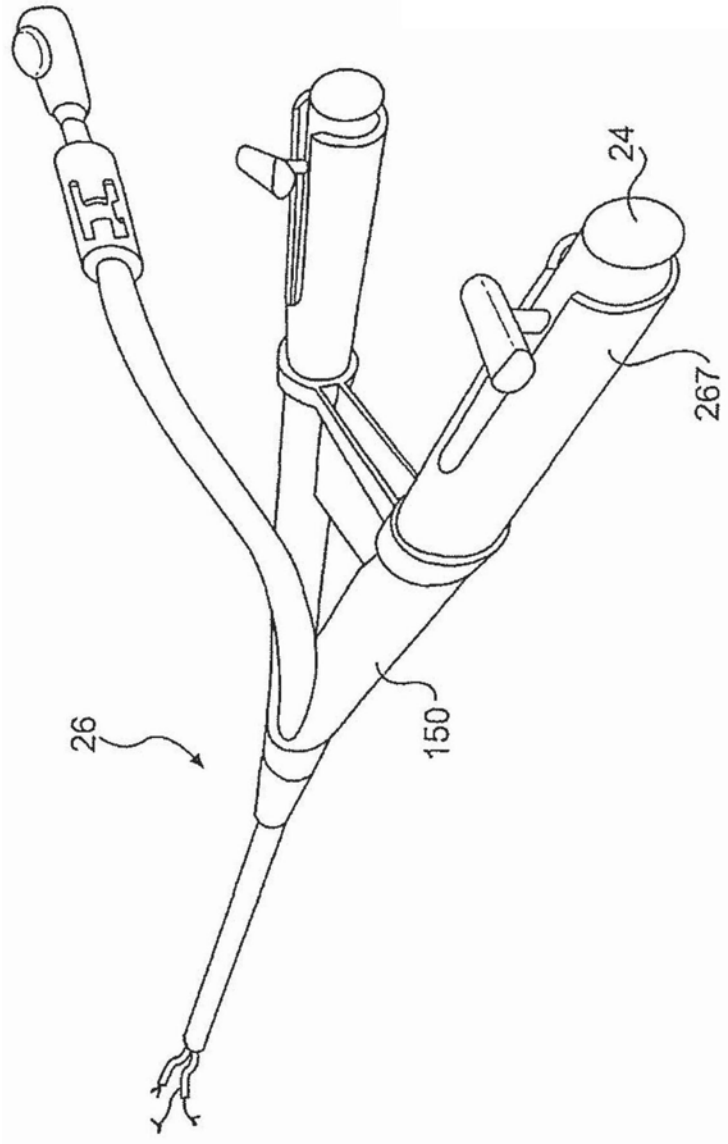


图68A

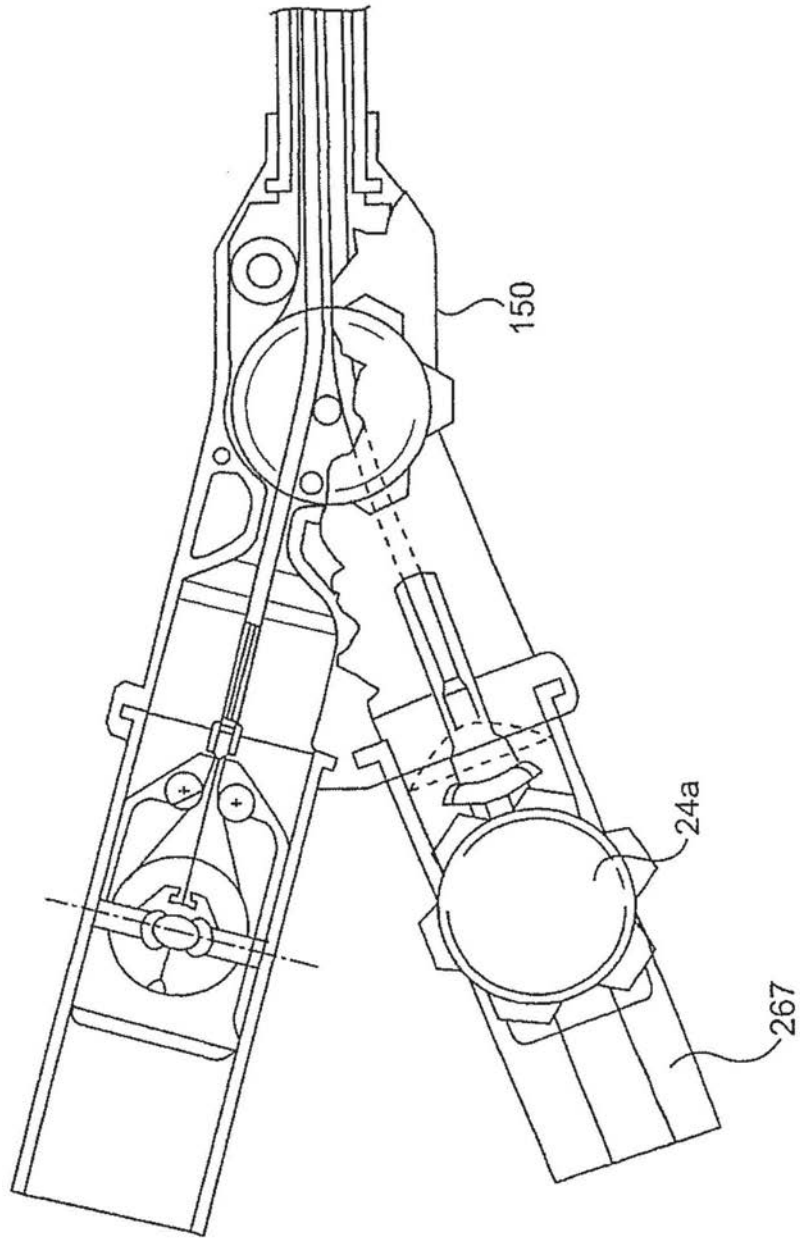


图68B

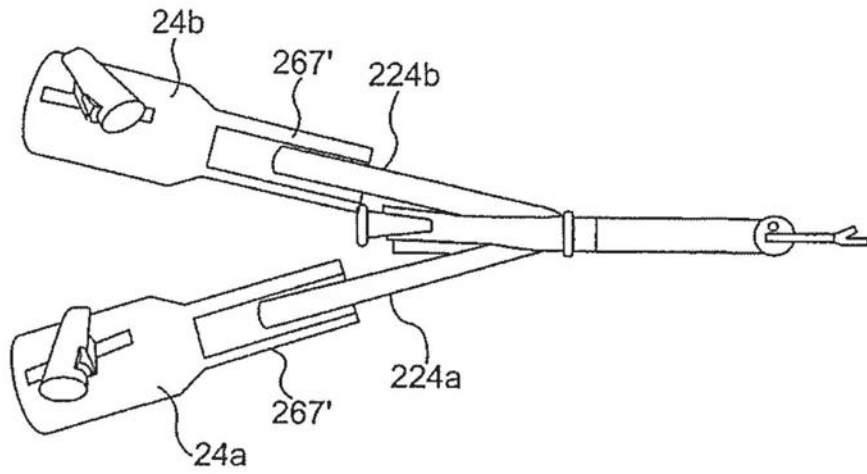


图69A

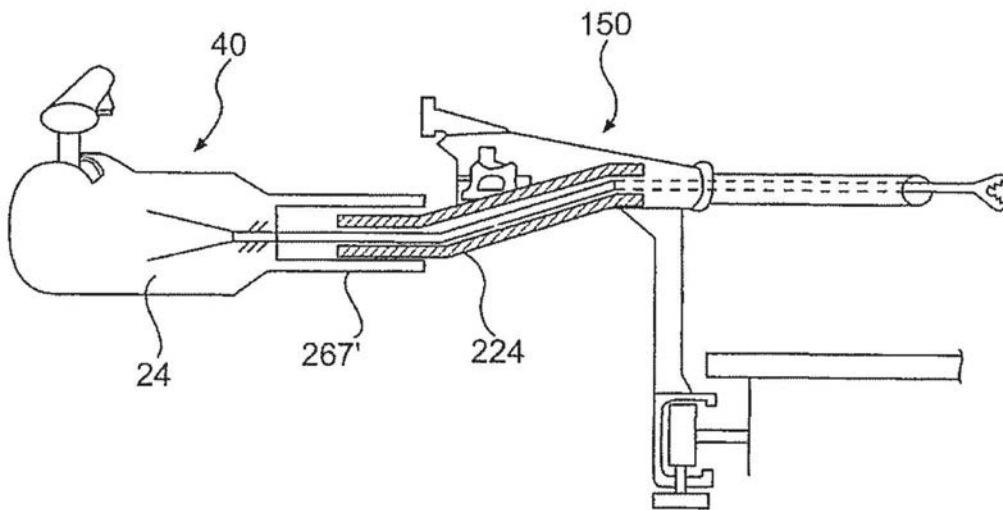


图69B

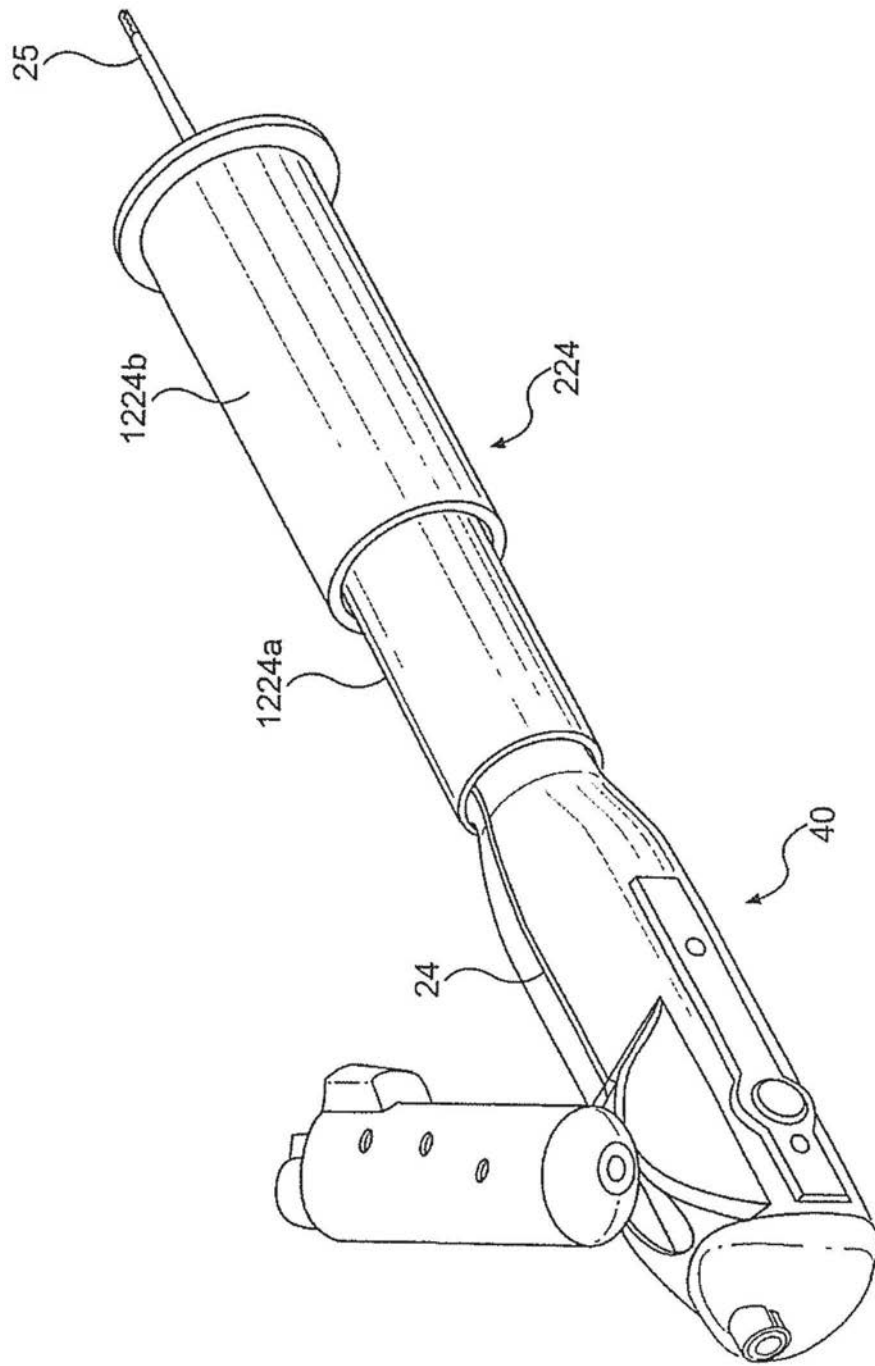


图70

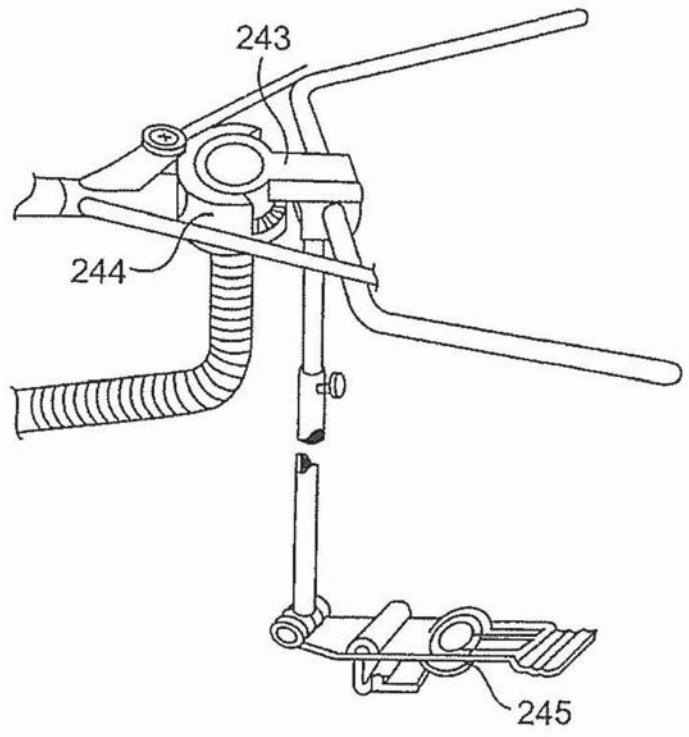


图72

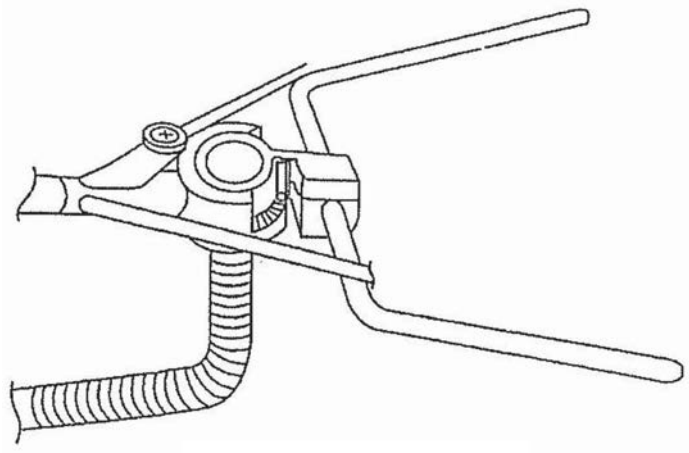


图73

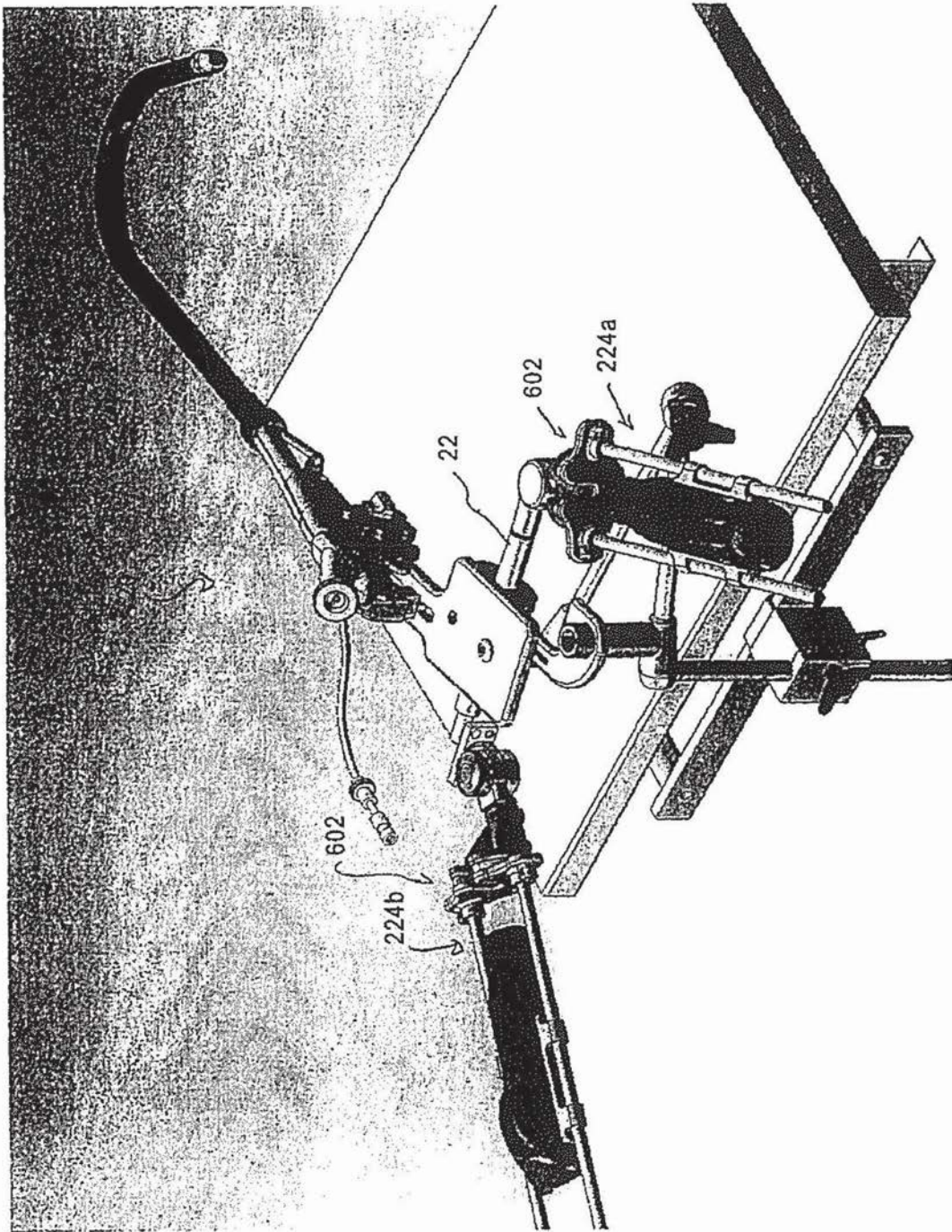


图74

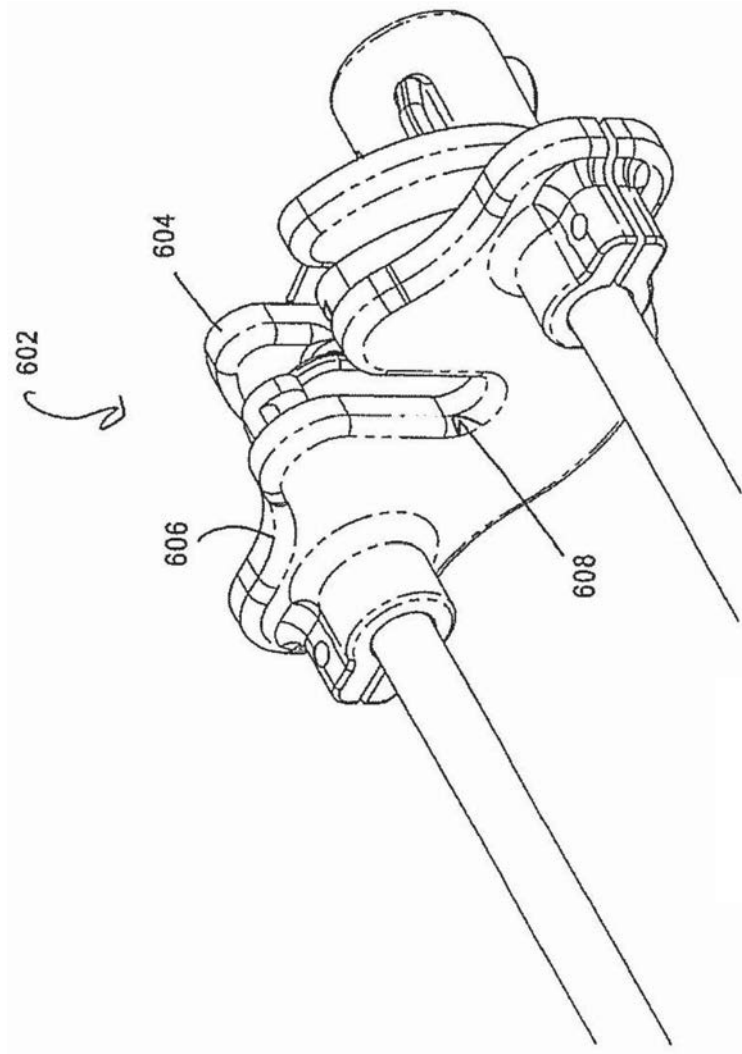


图75

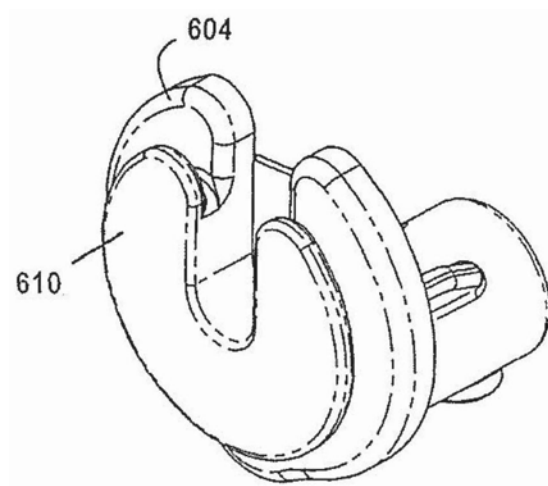


图76A

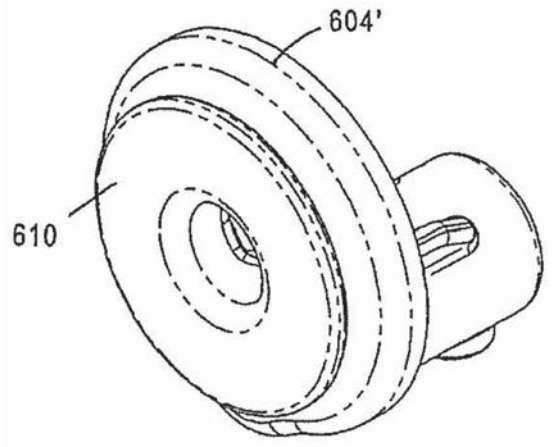


图76B

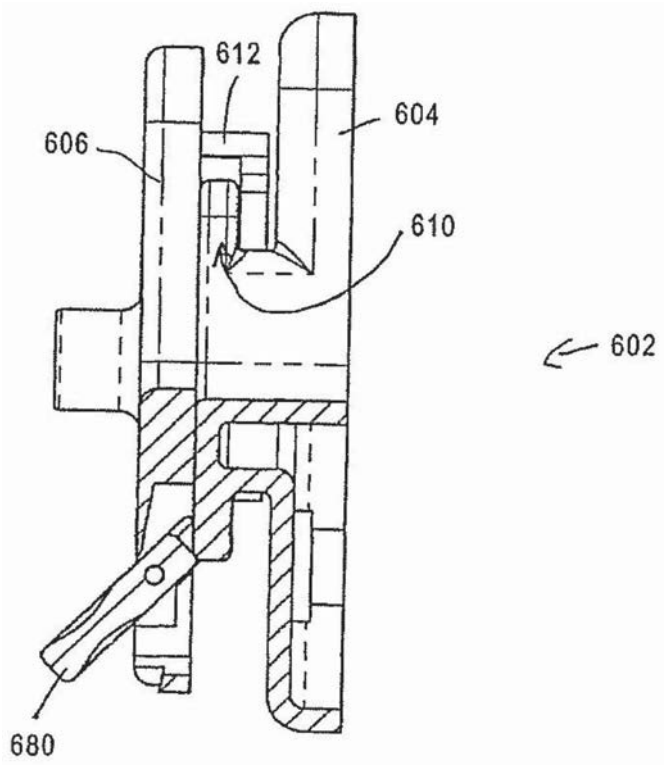


图77

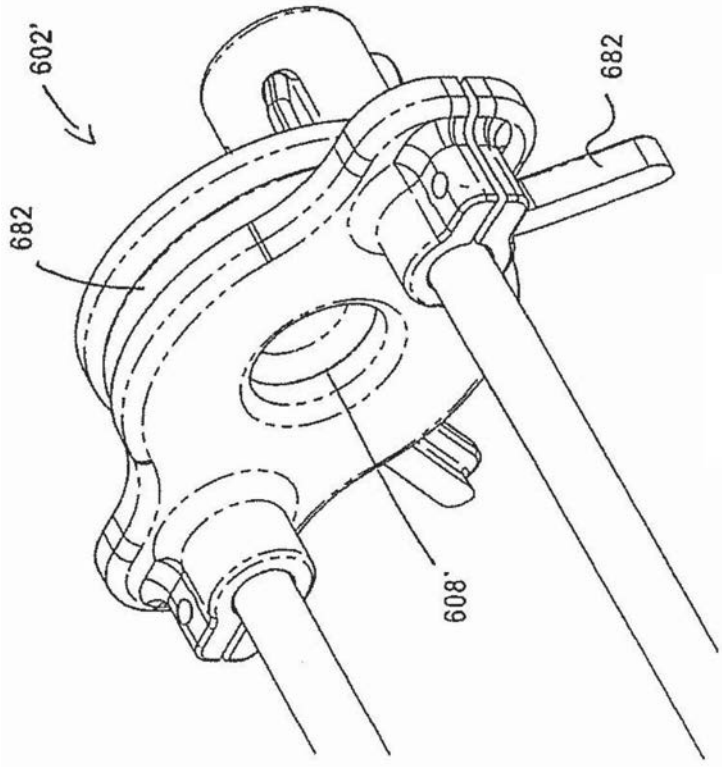


图78

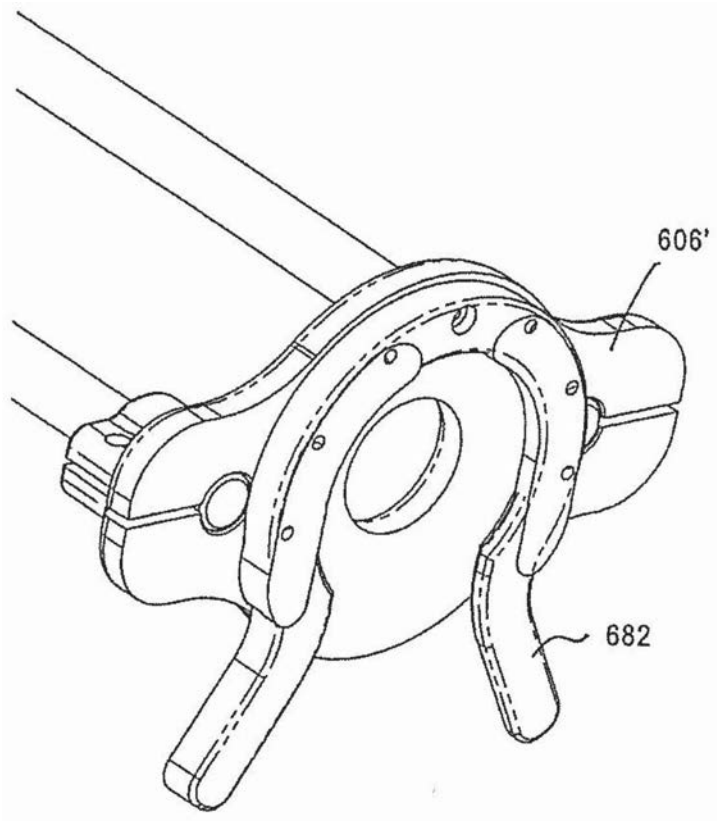


图79

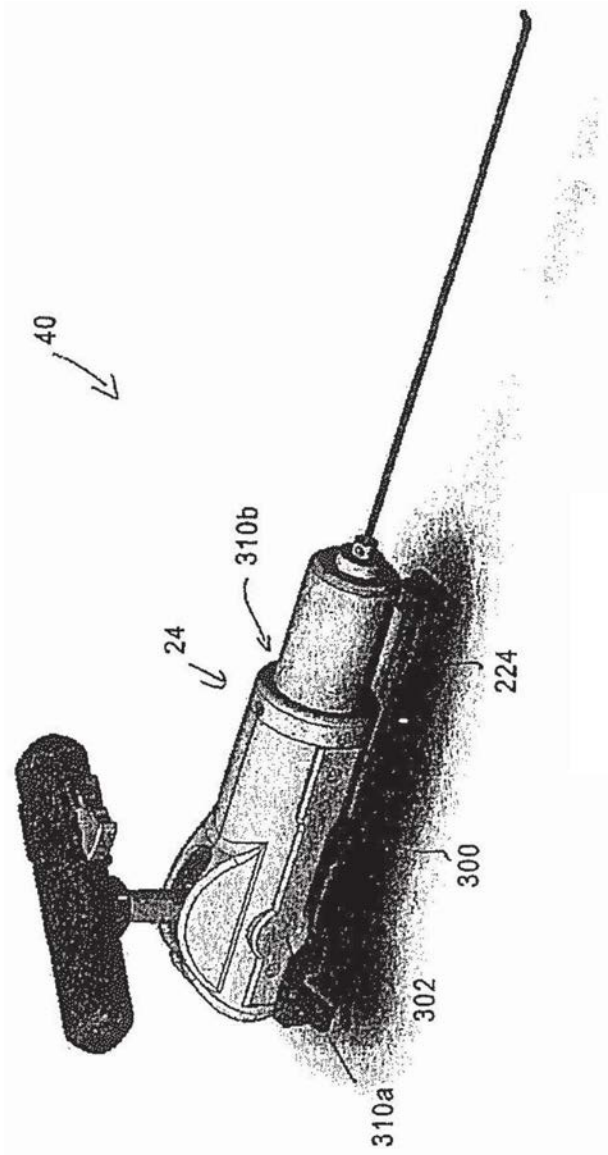


图80A

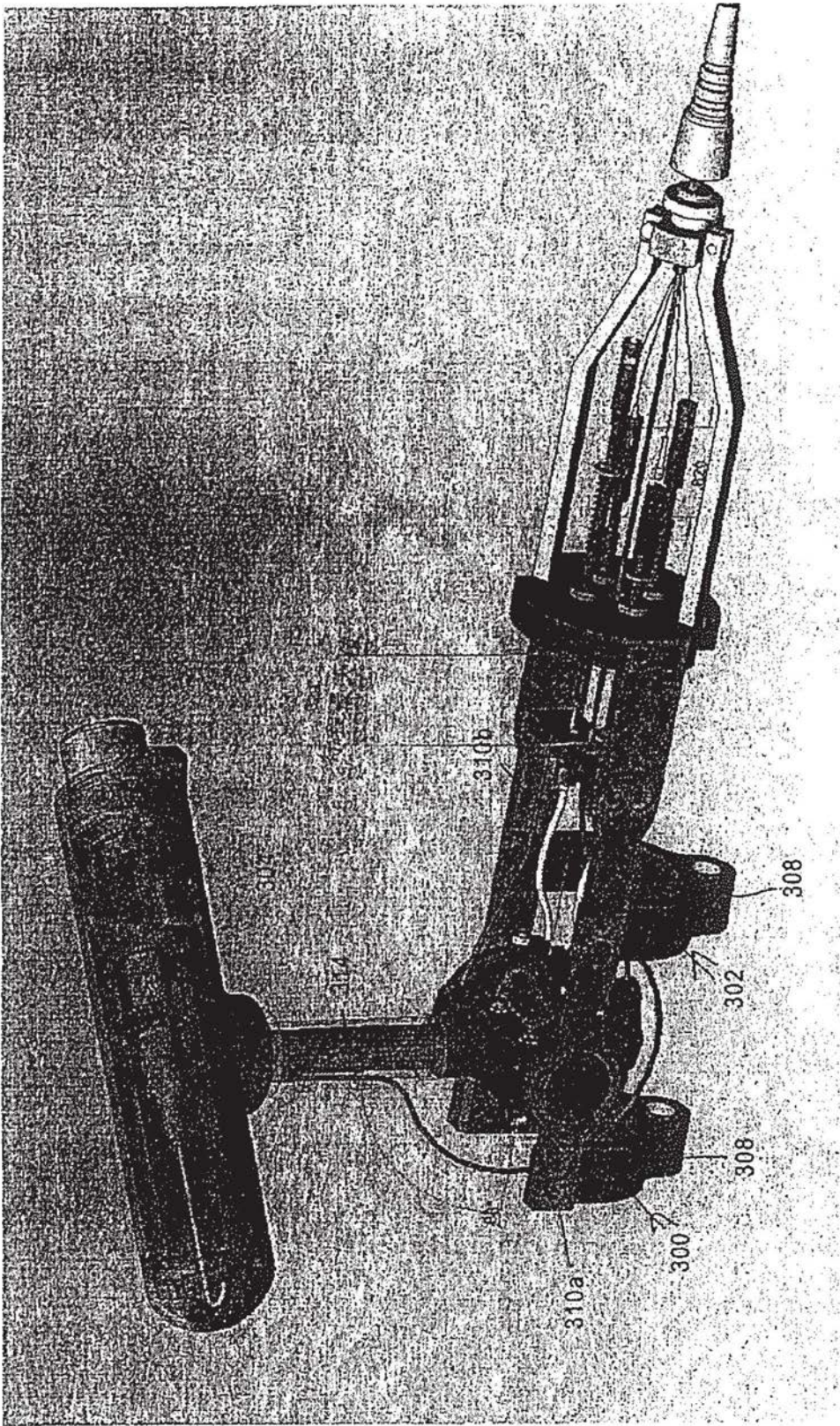


图80B

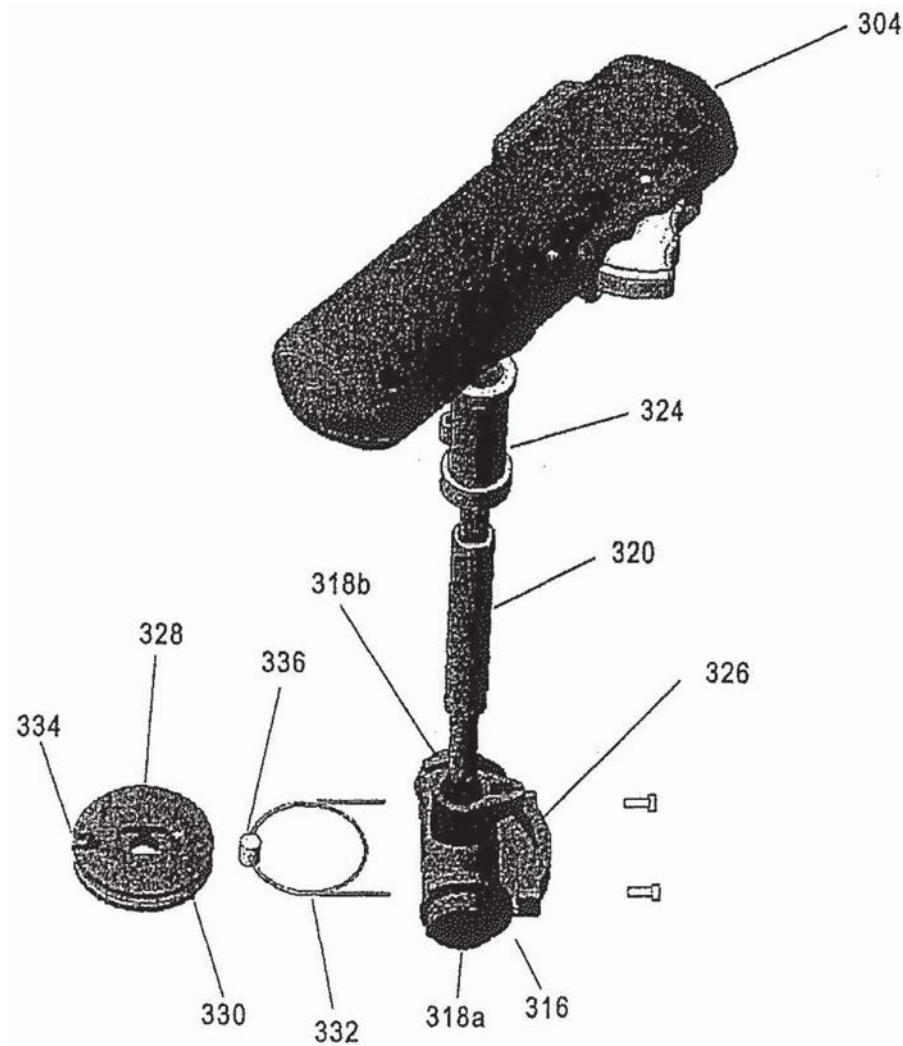


图80C

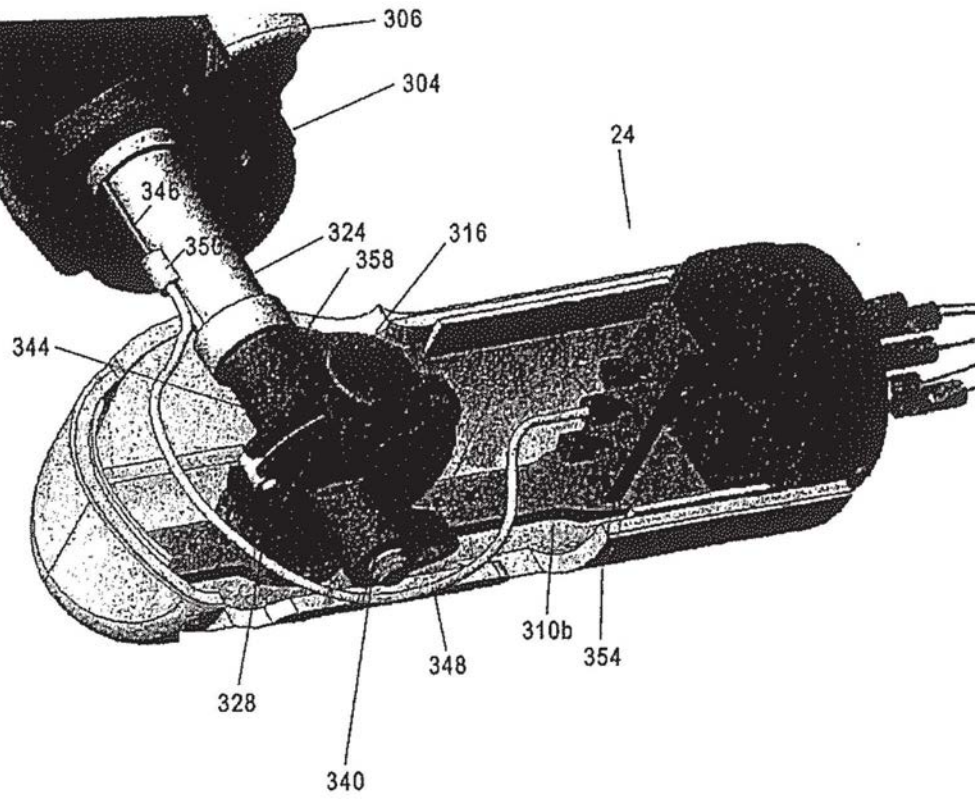


图80D

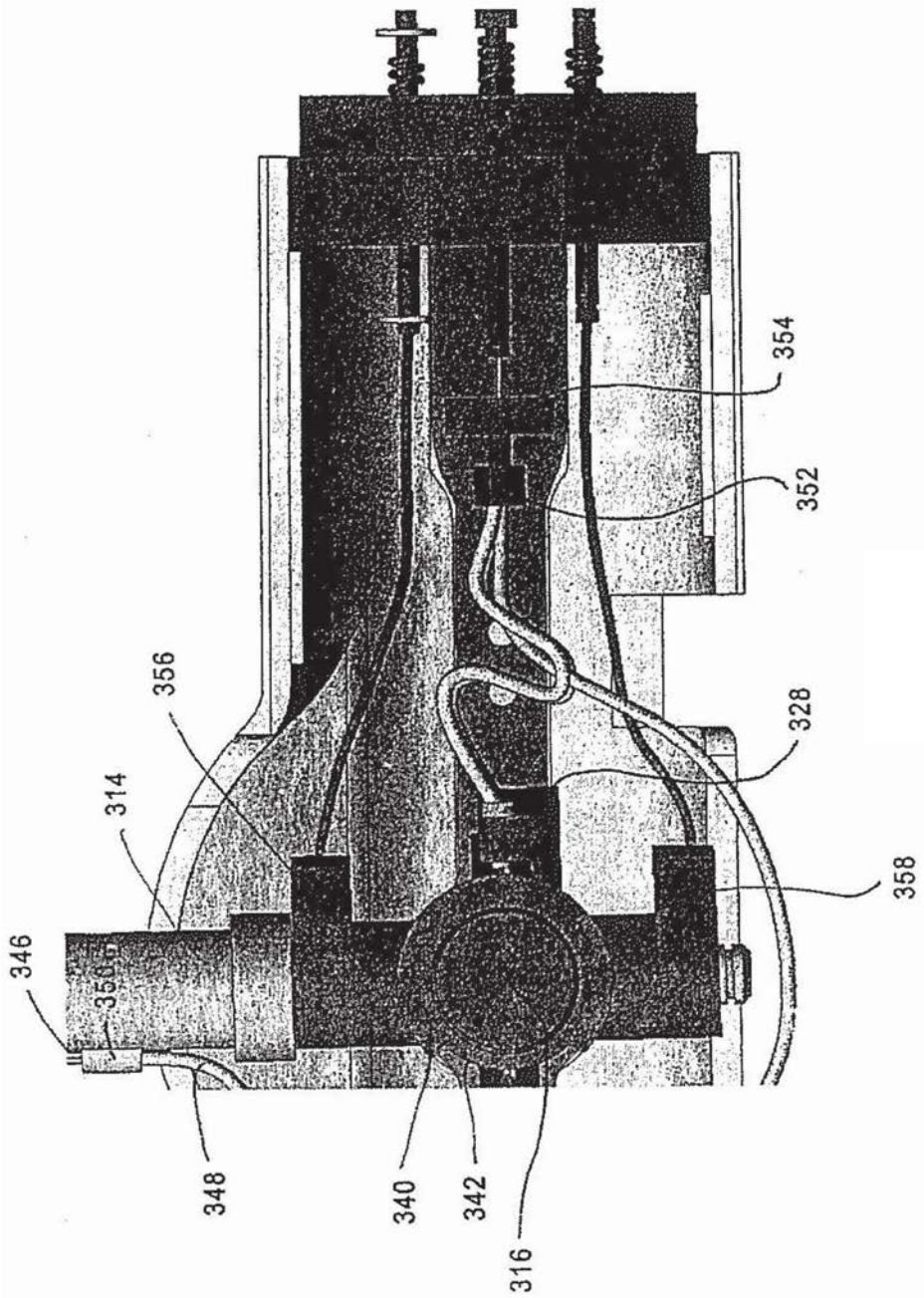


图80E

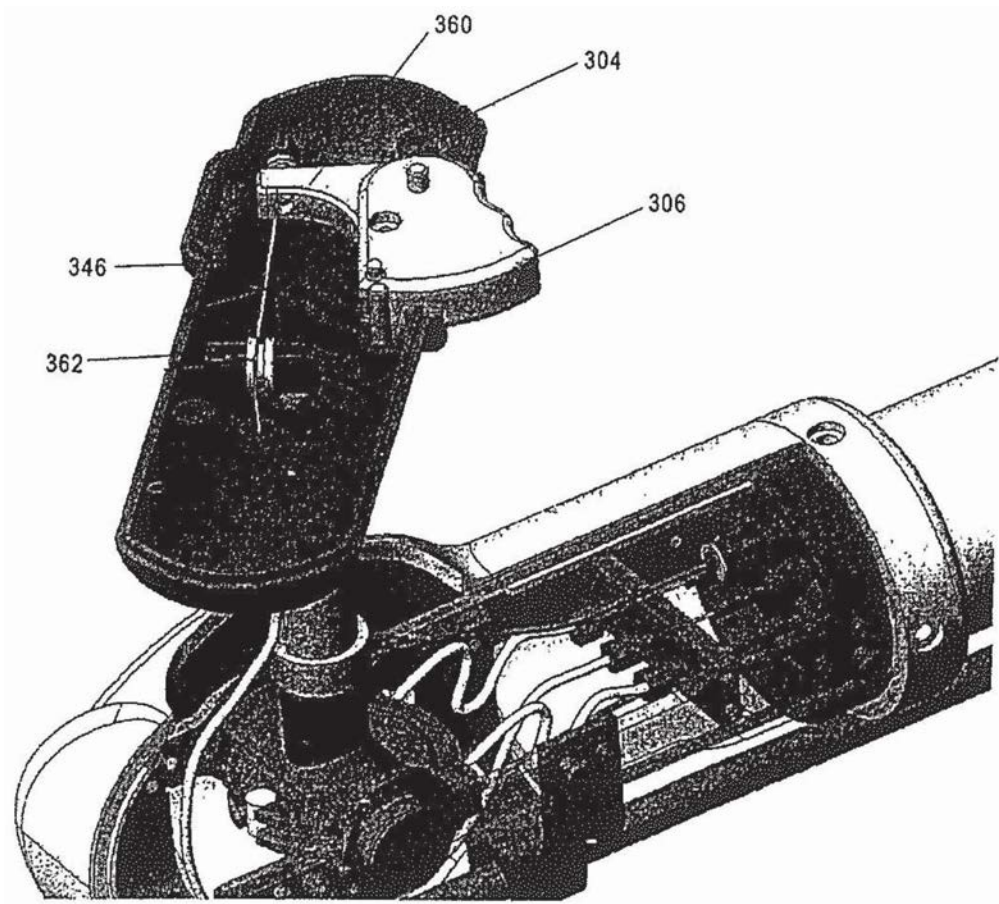


图81

手柄顶部

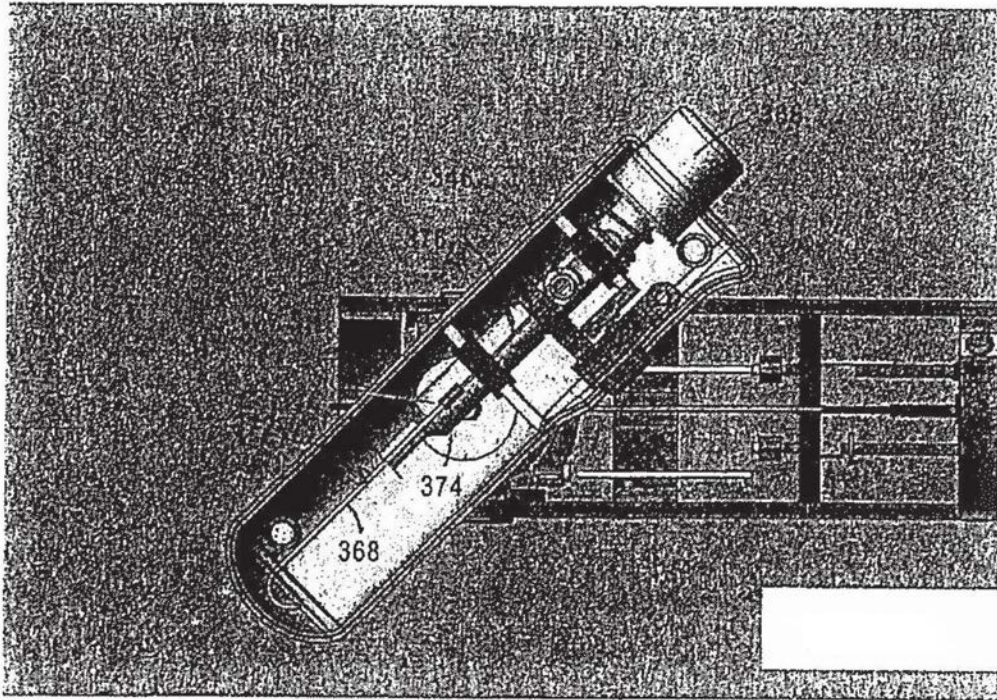


图82A

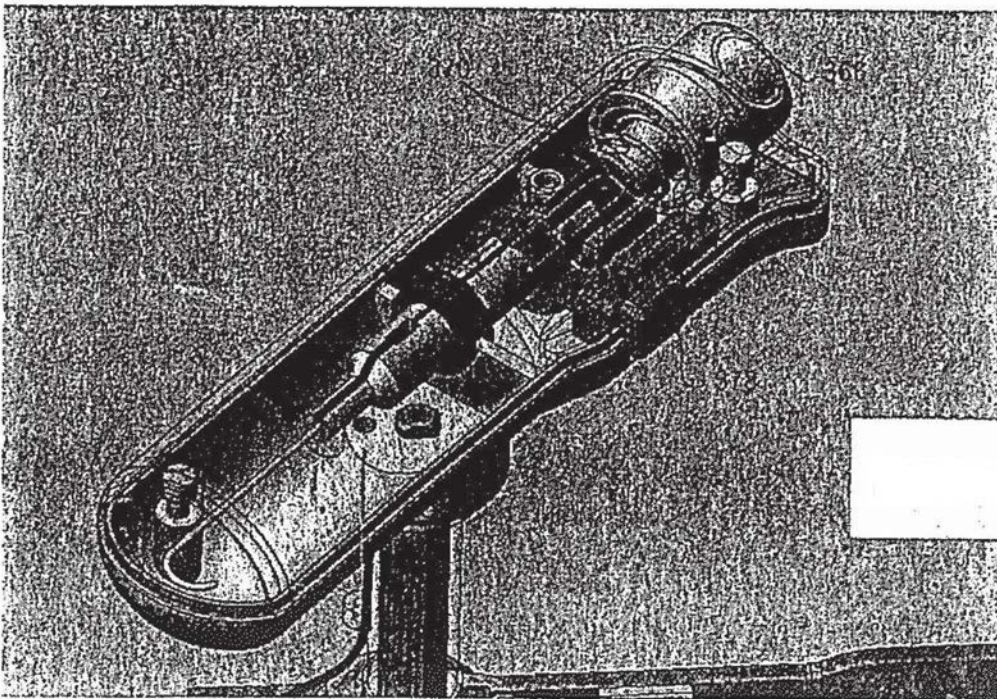


图82B

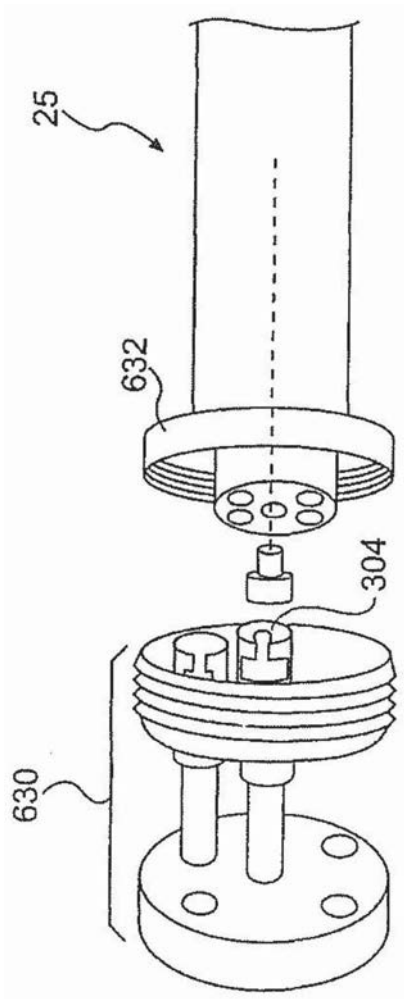


图83B

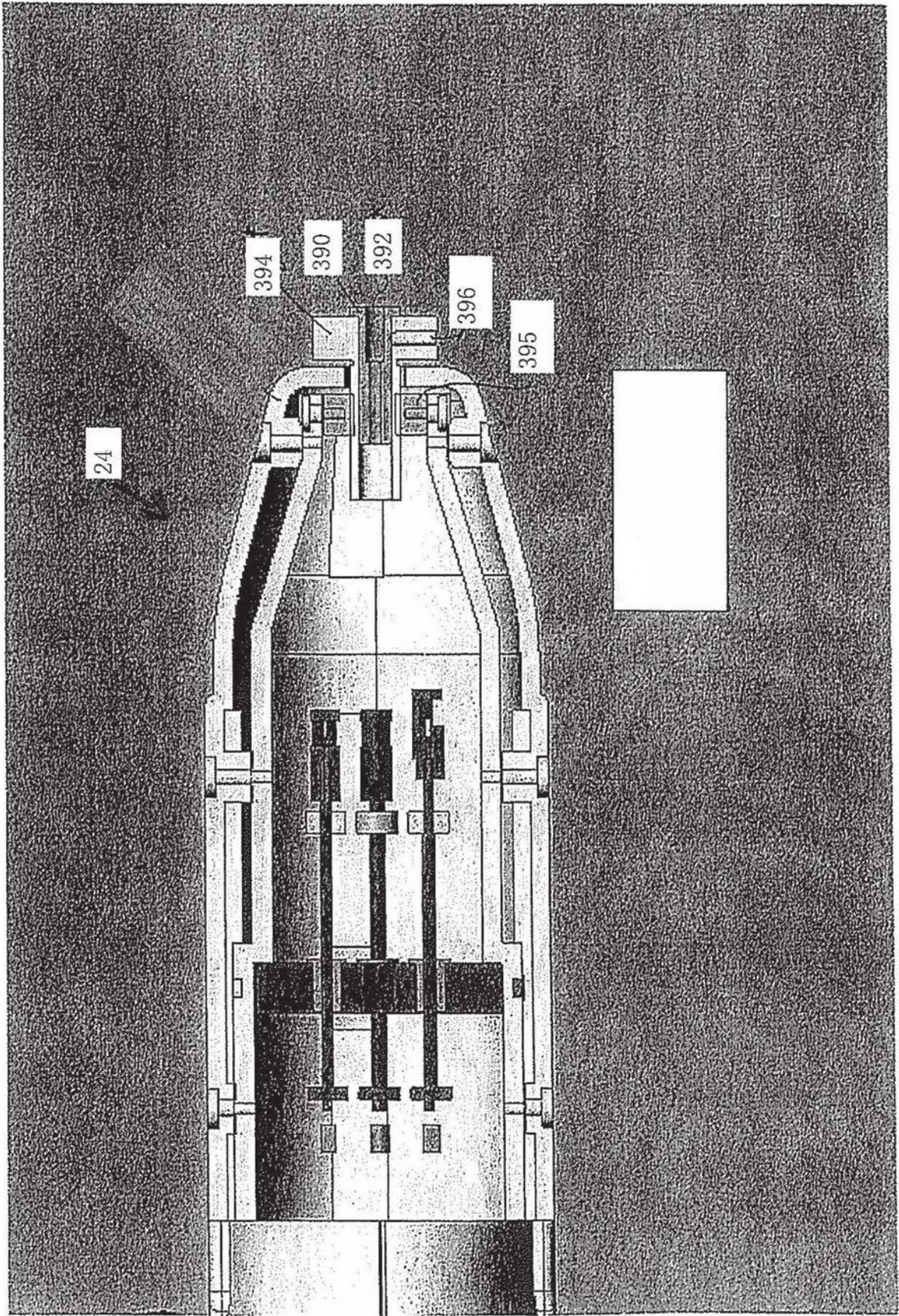


图84

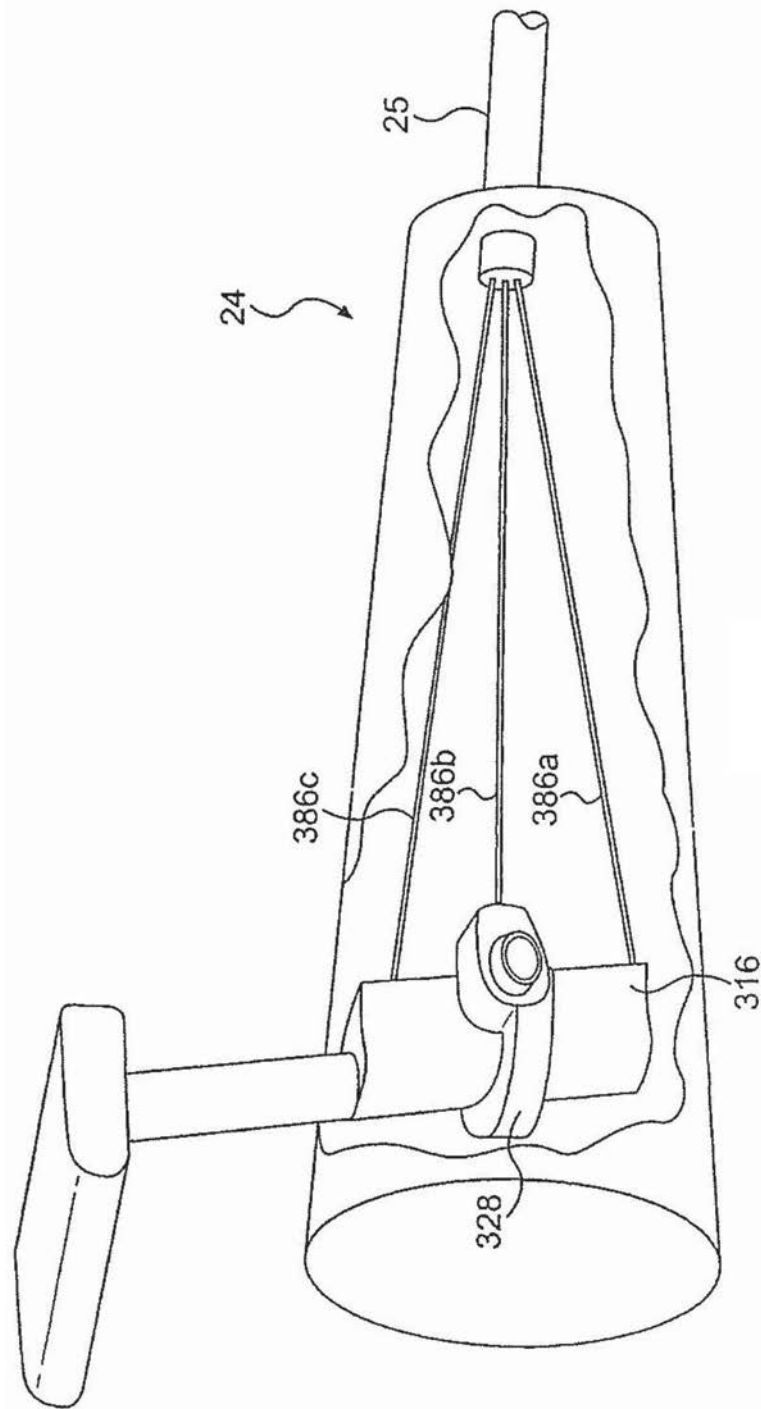


图85

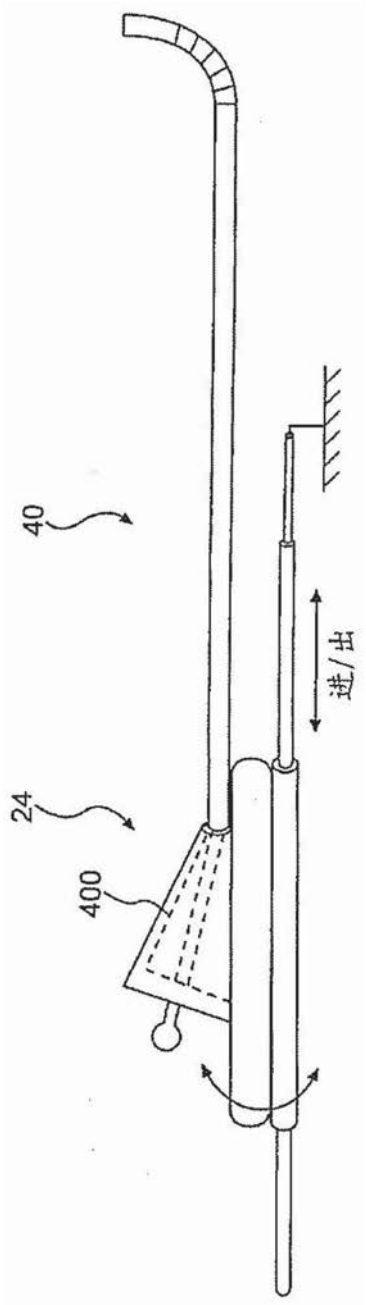


图86

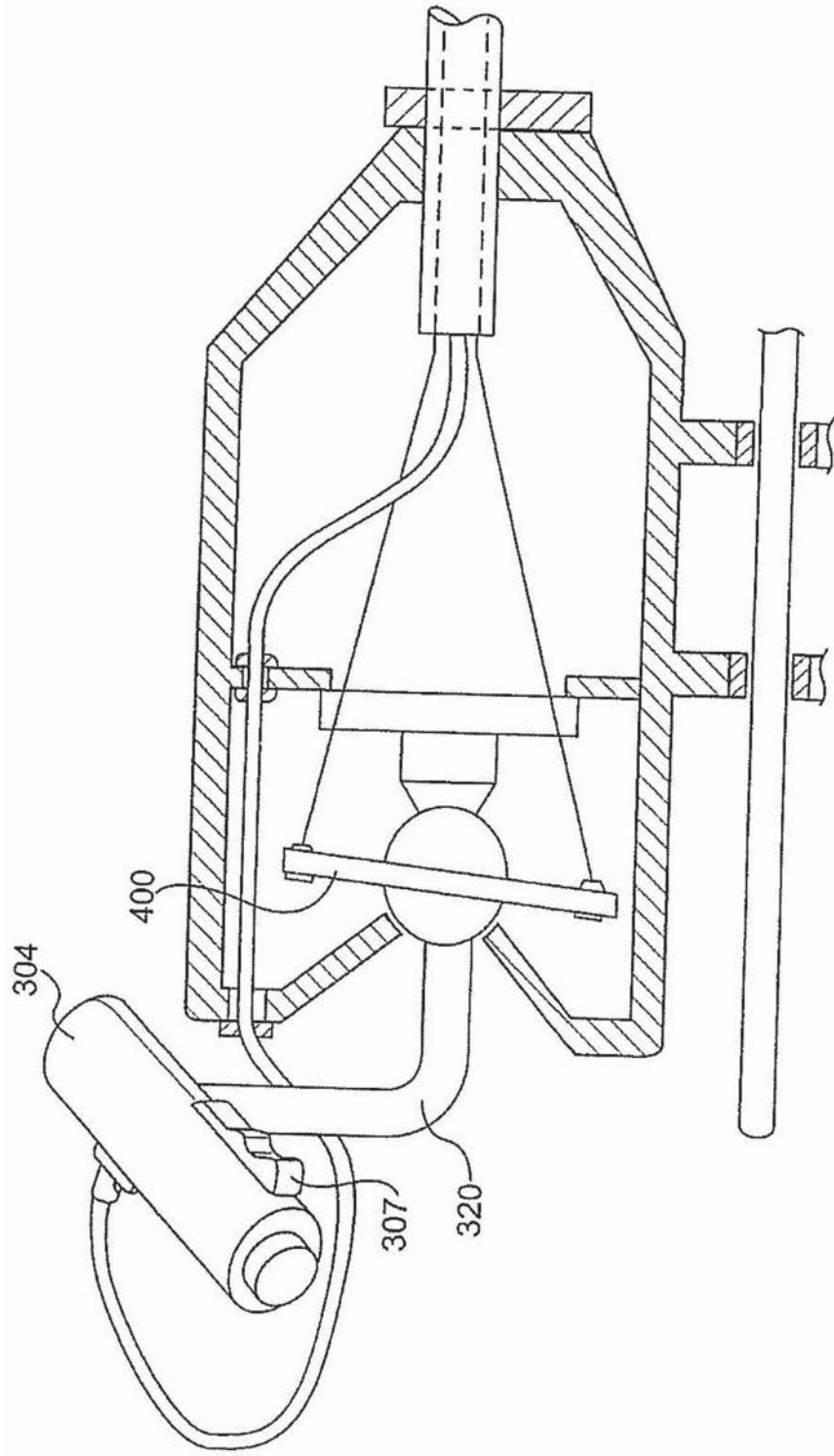


图87

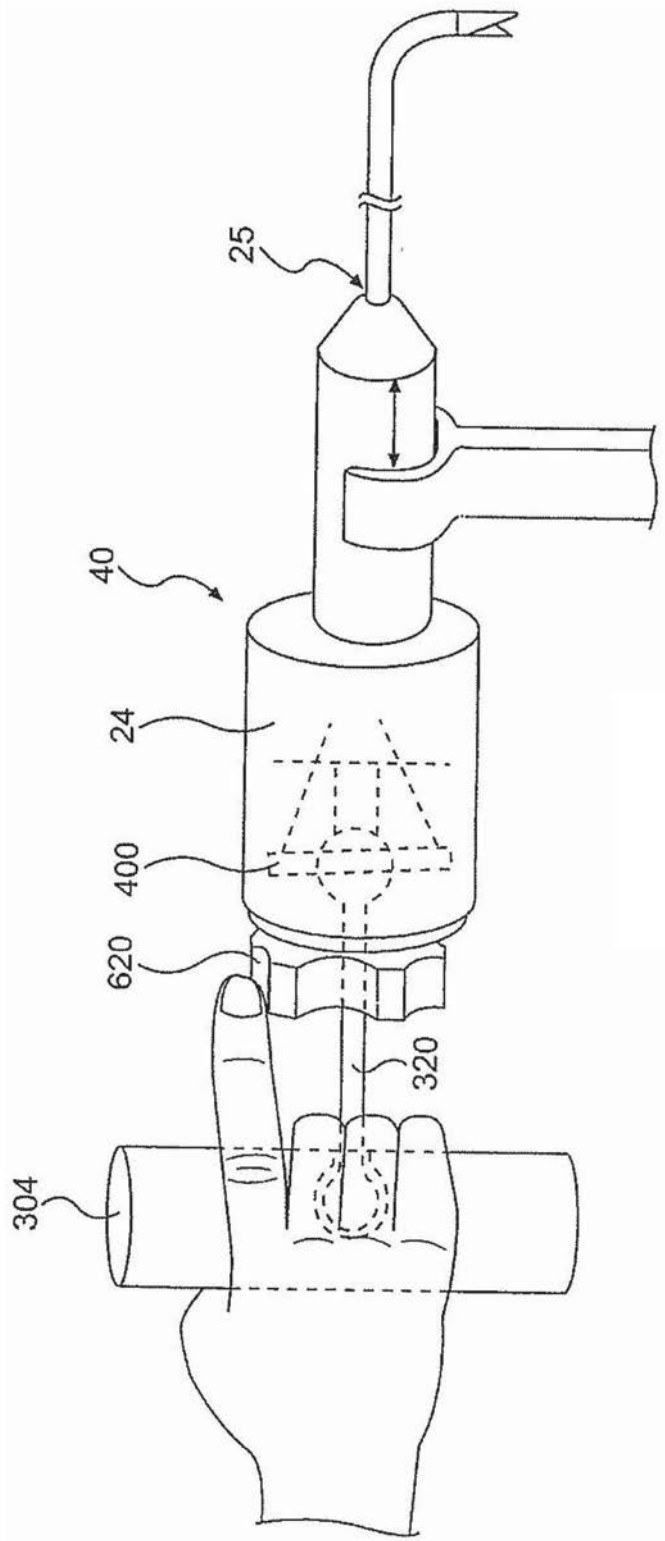


图88

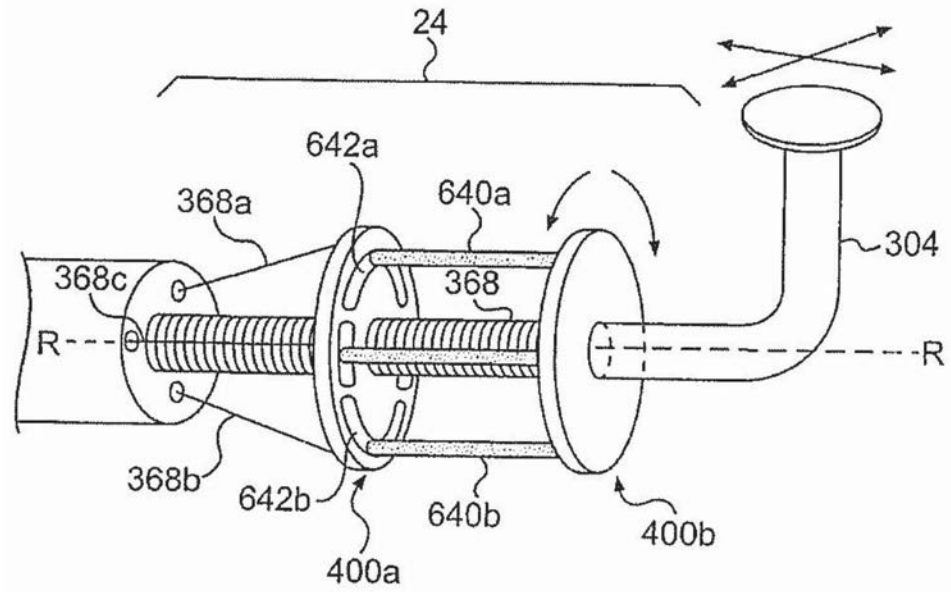


图89A

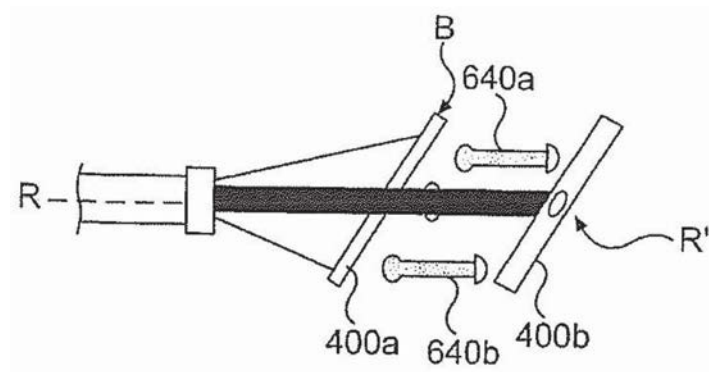


图89B

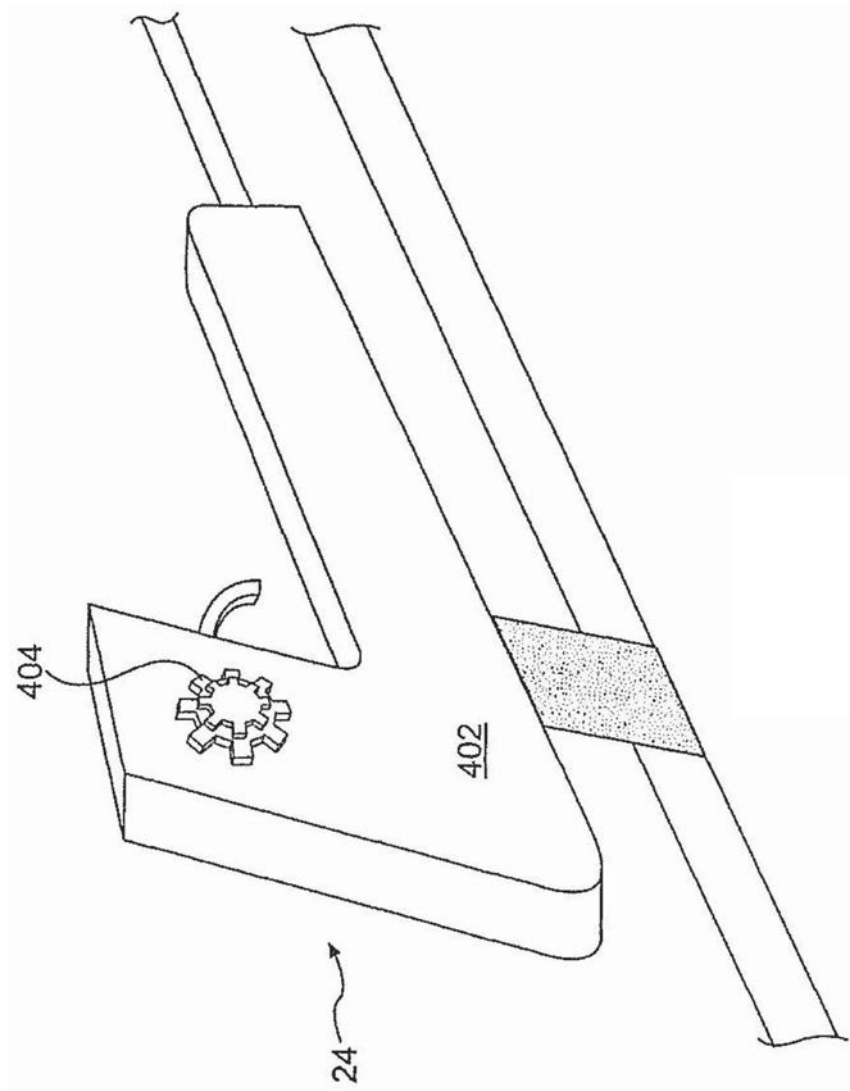


图90

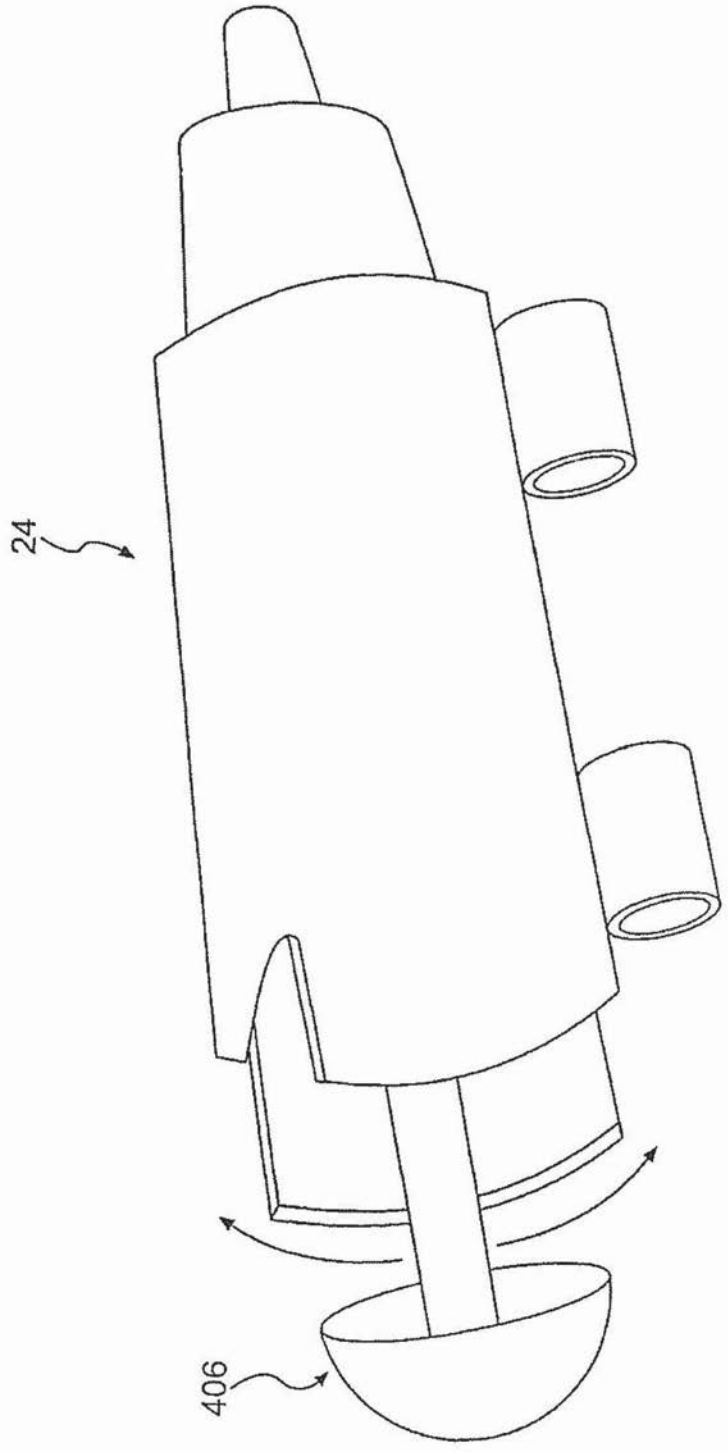


图91

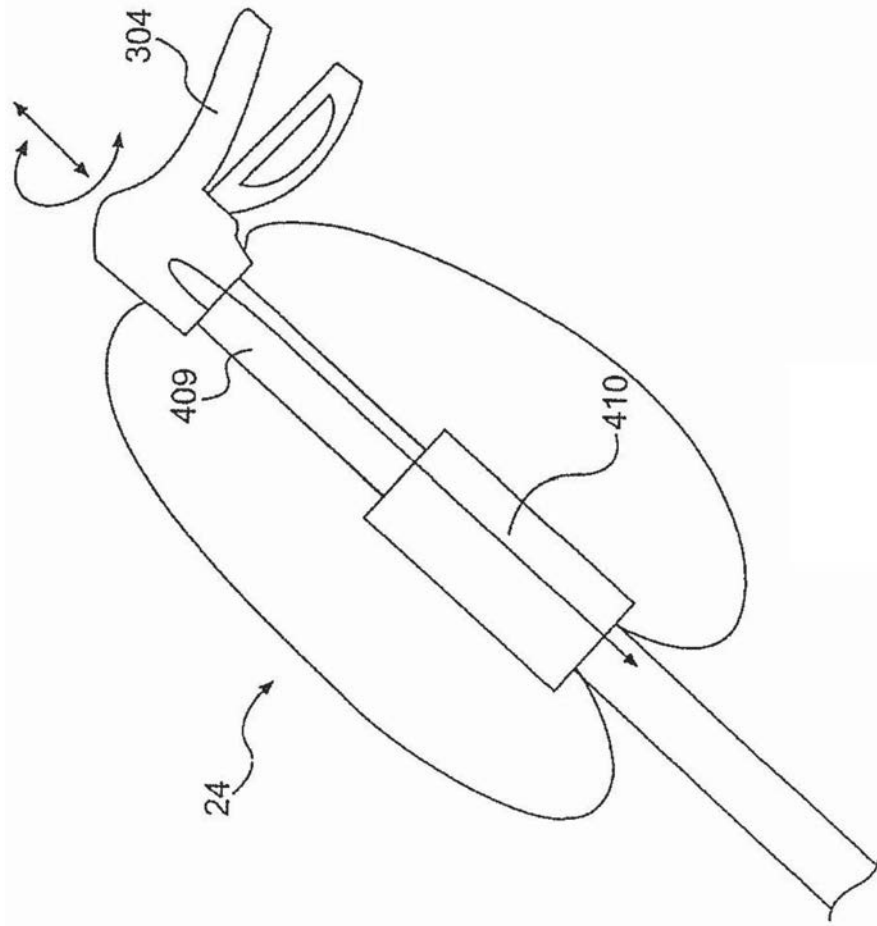


图92

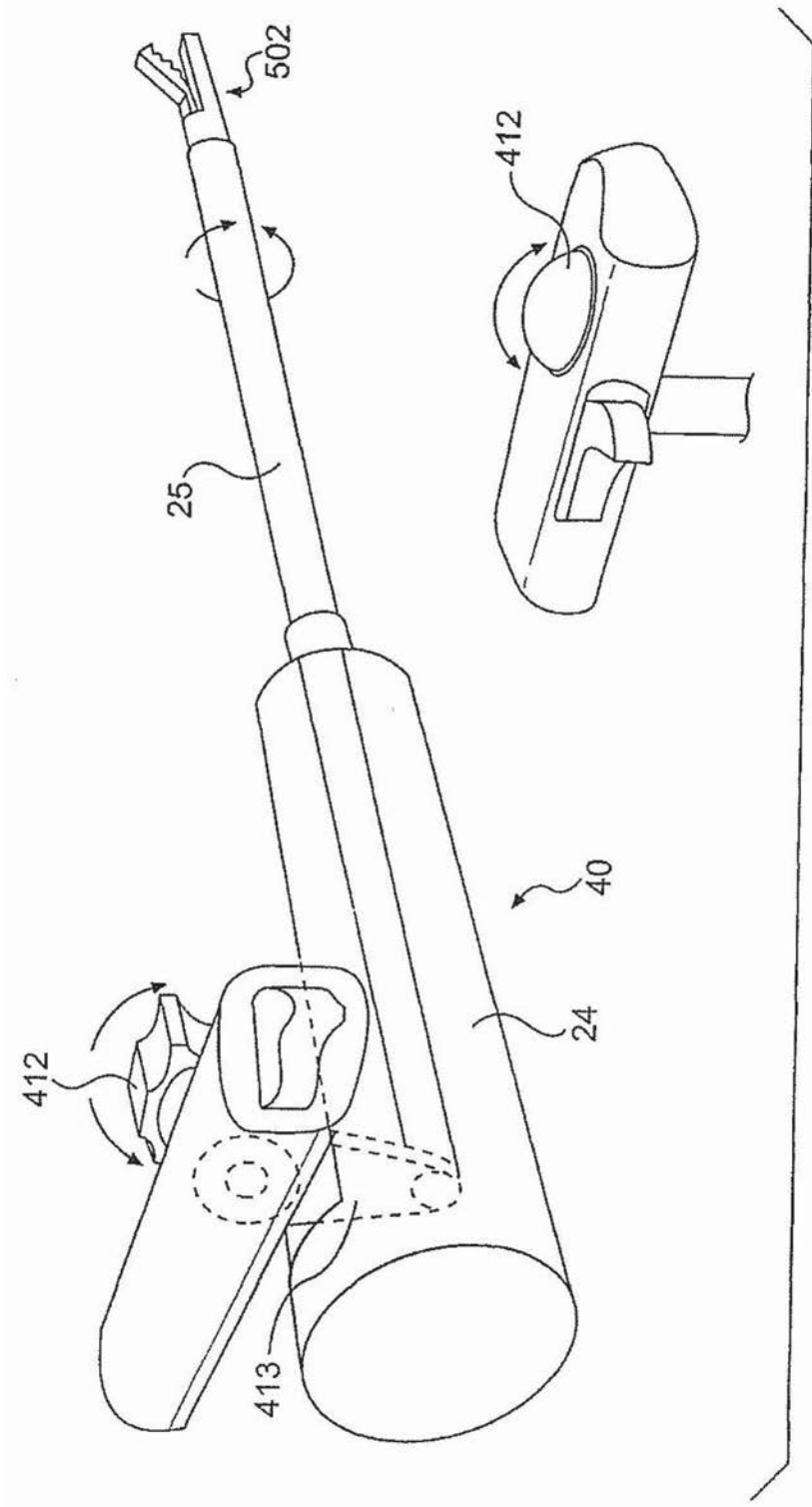


图93

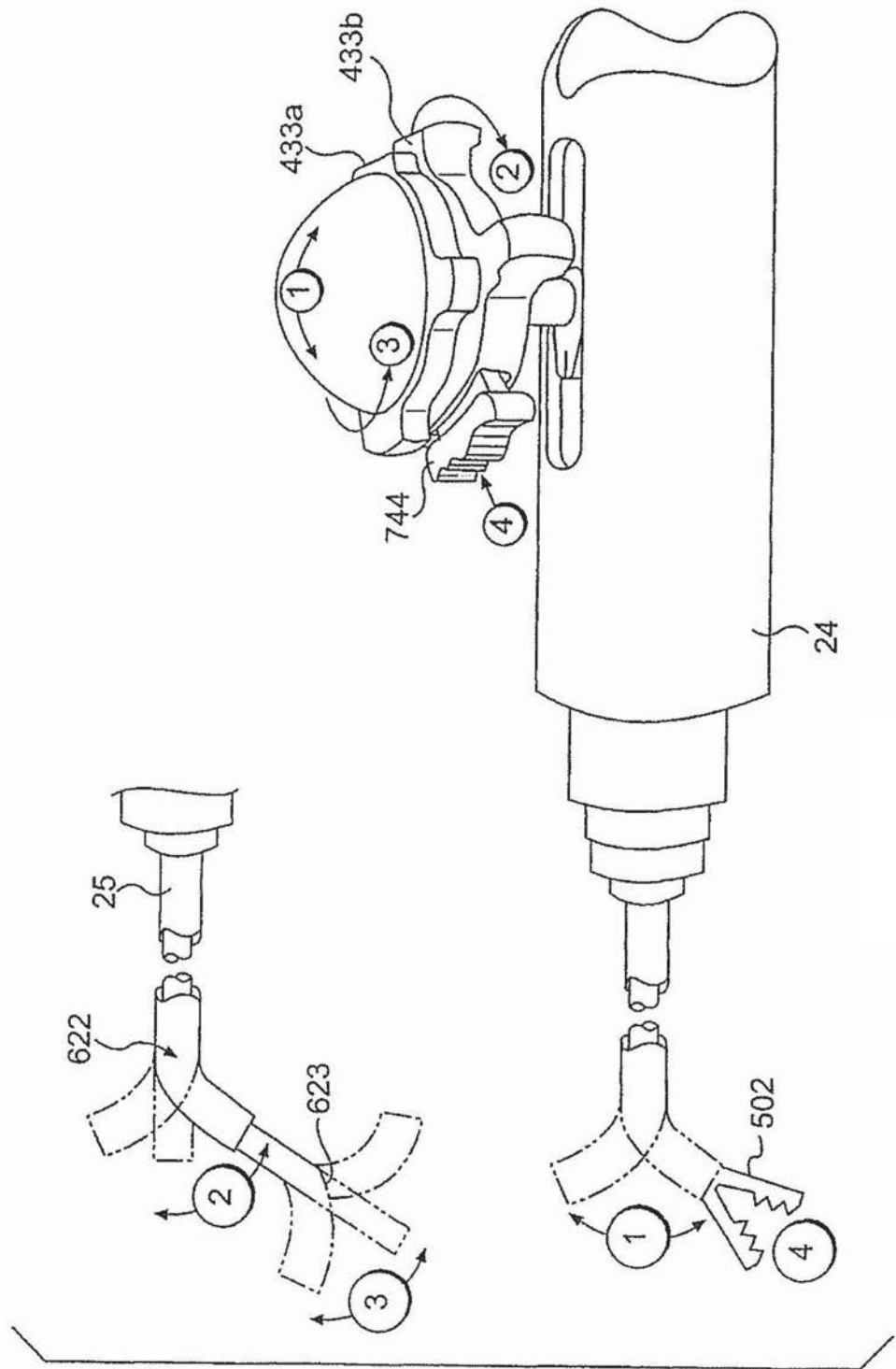


图94

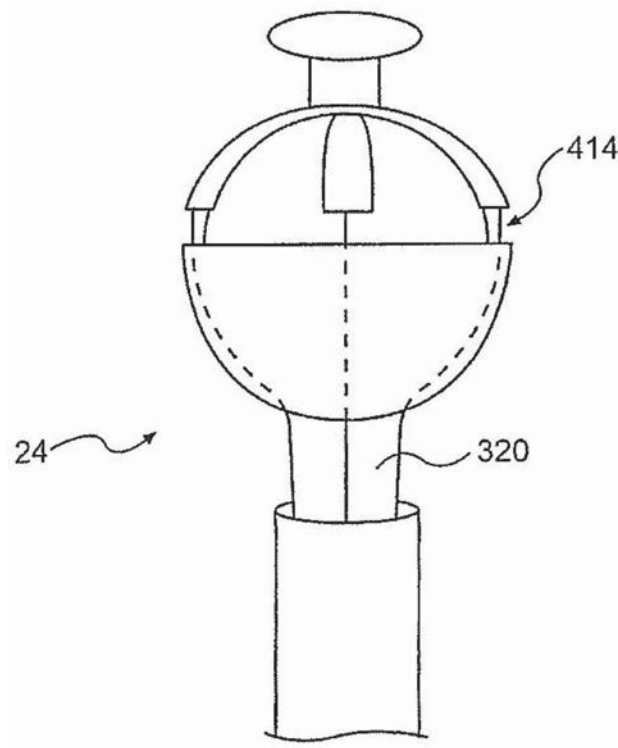


图95

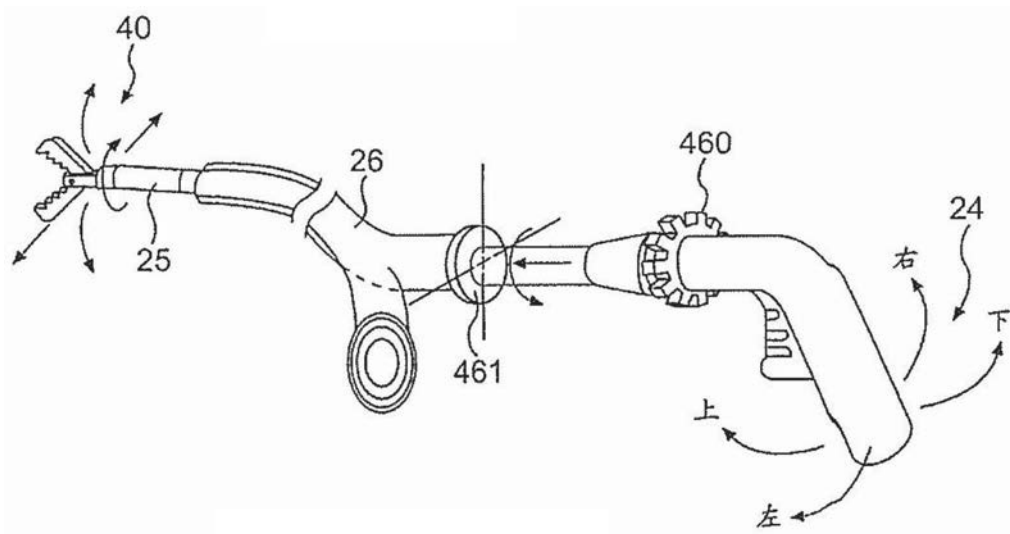


图96

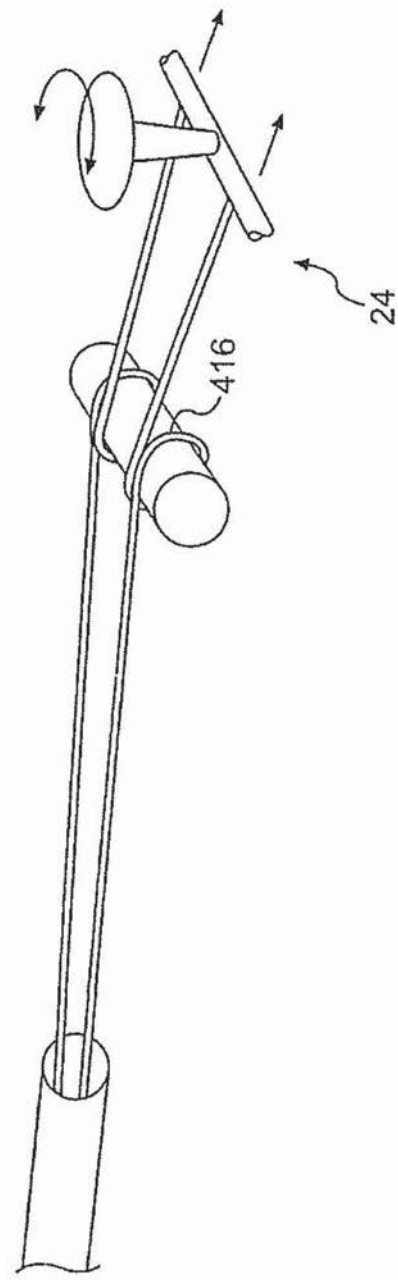


图97

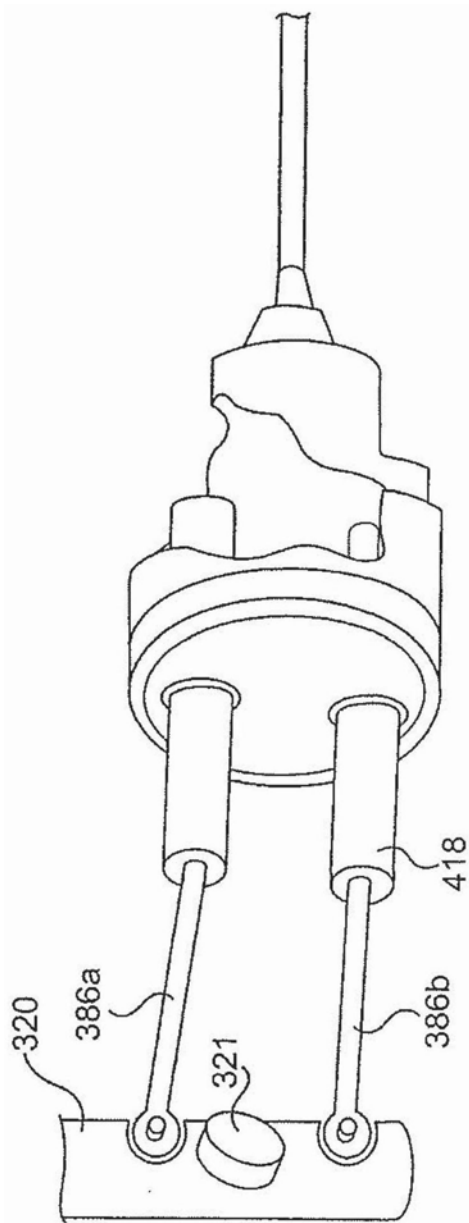


图98A

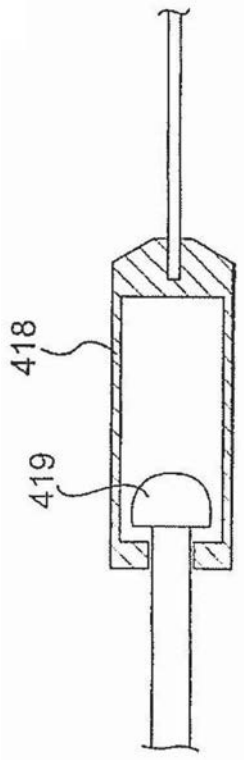


图98B

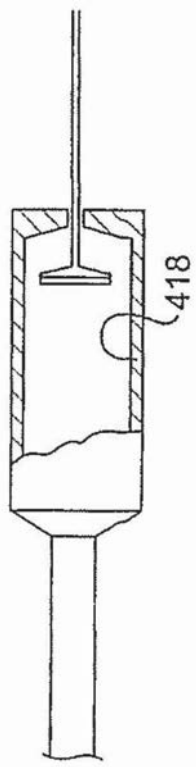


图98C

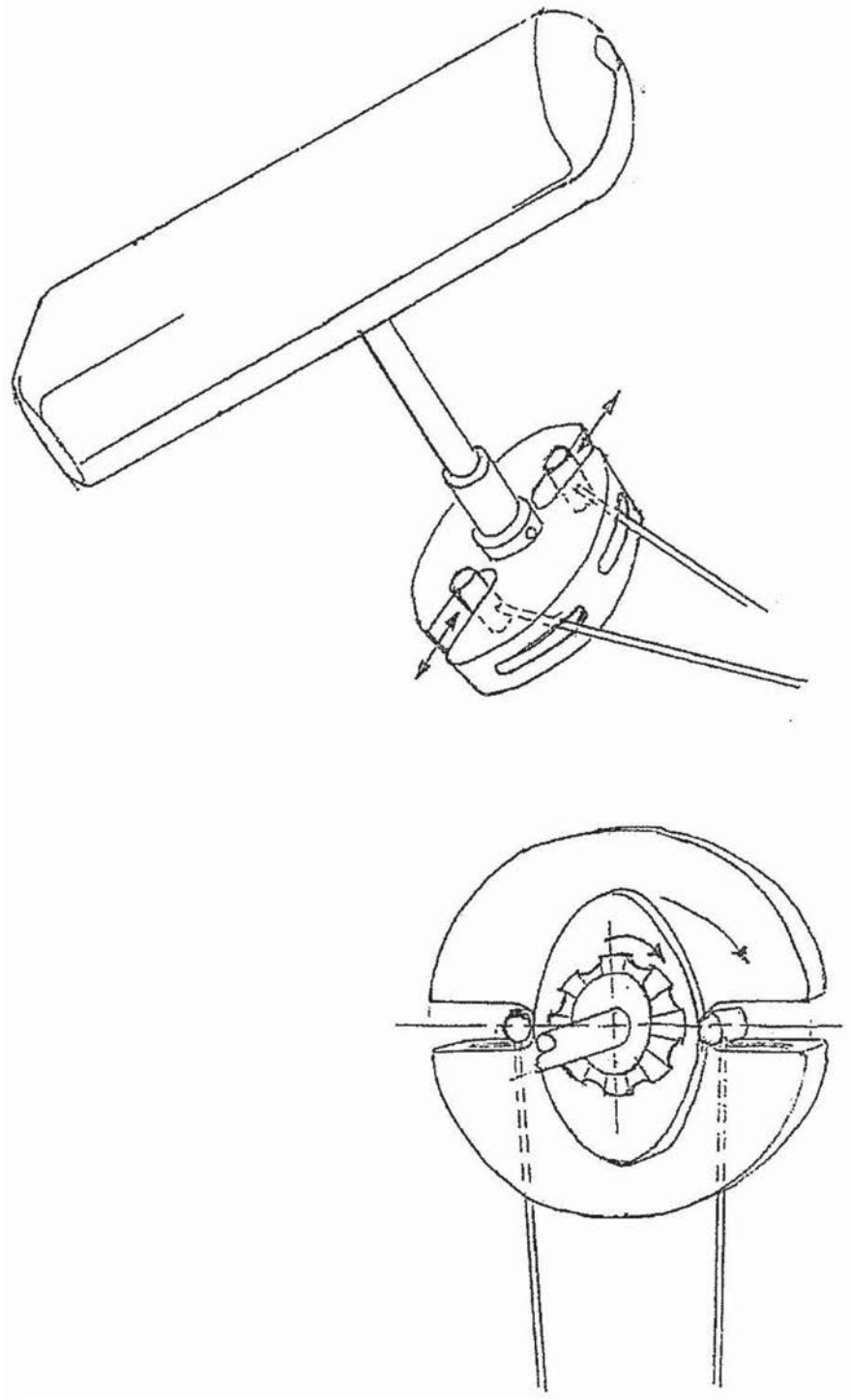


图99

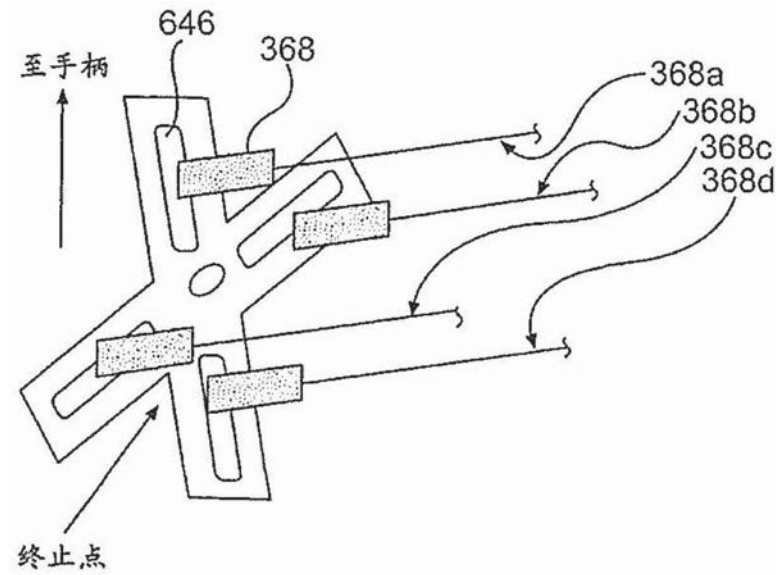


图100

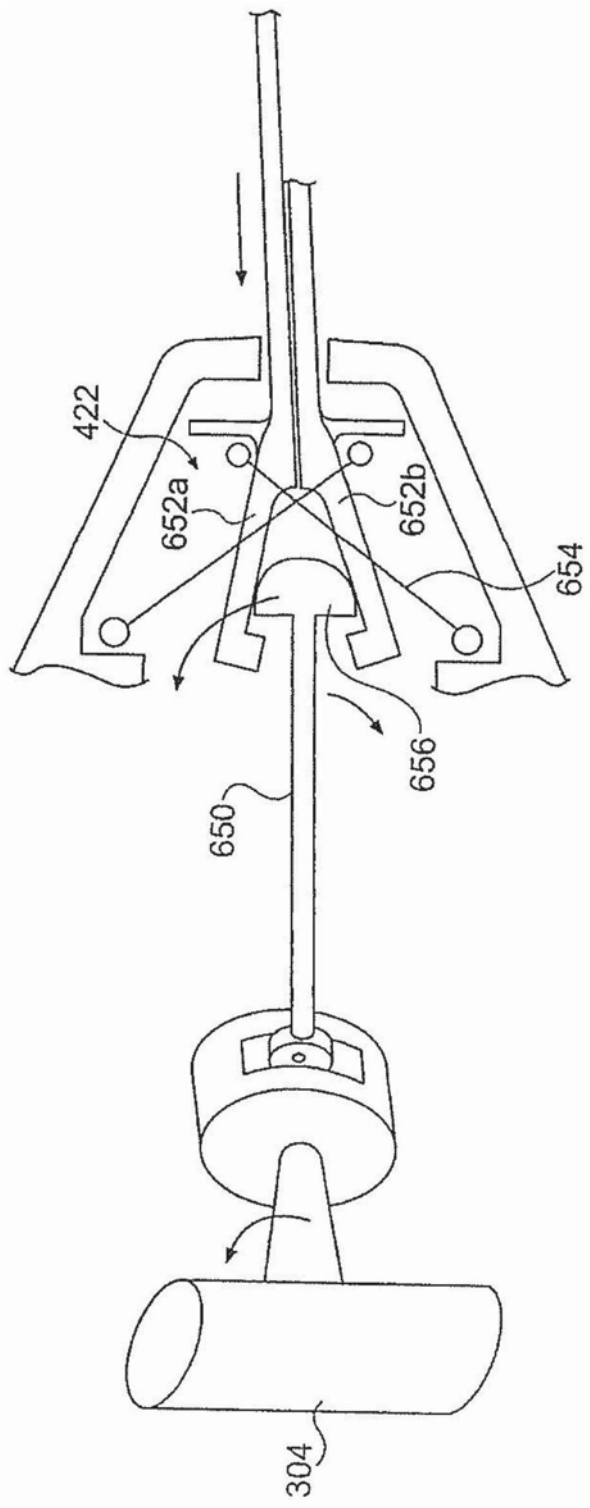


图101

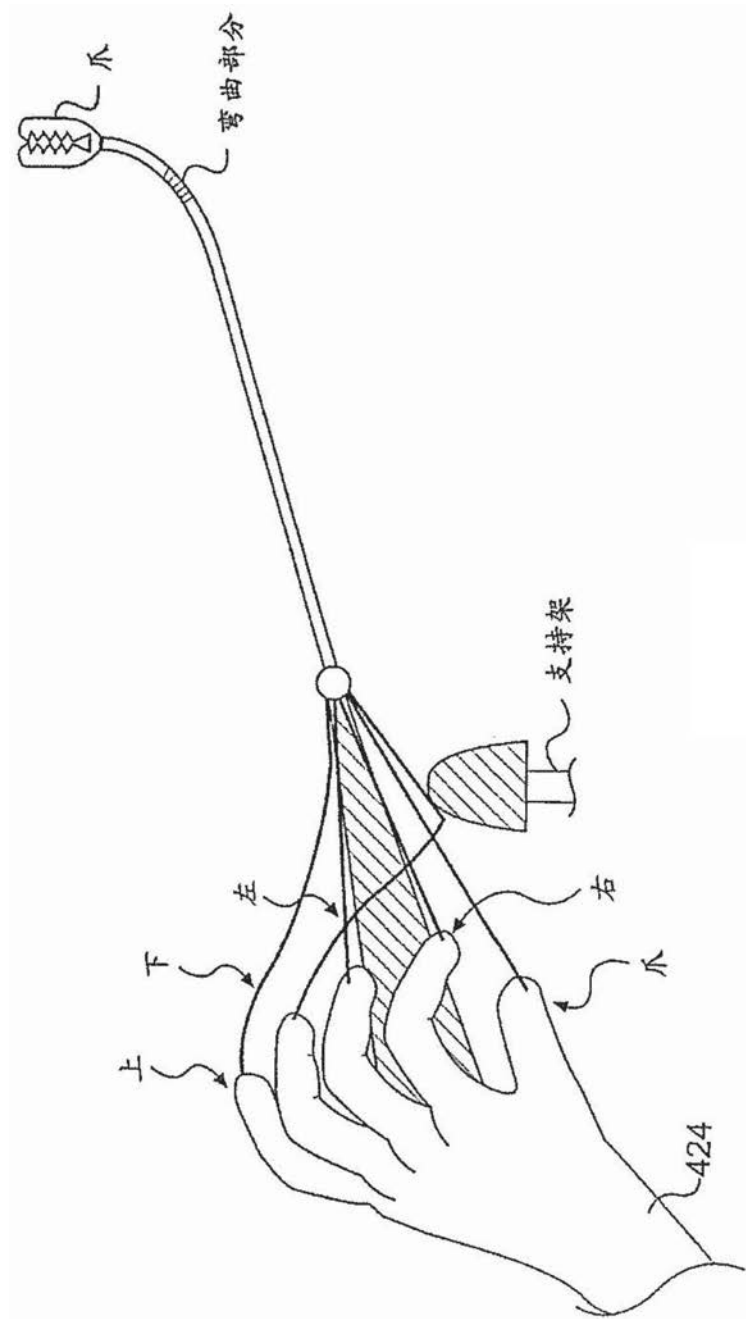


图102

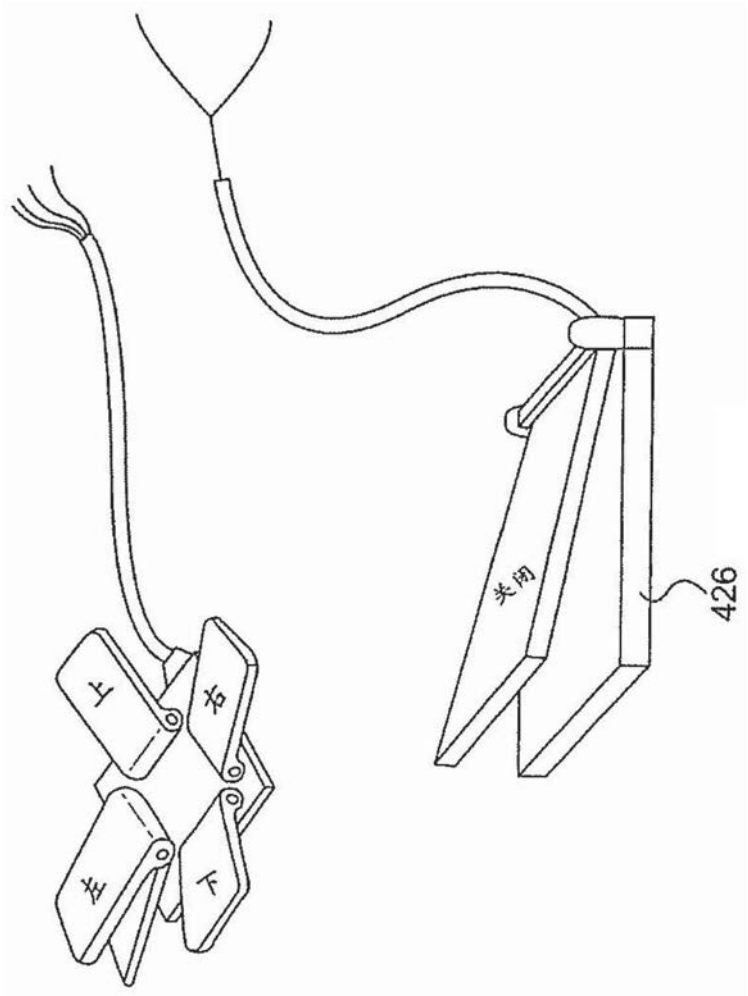


图103

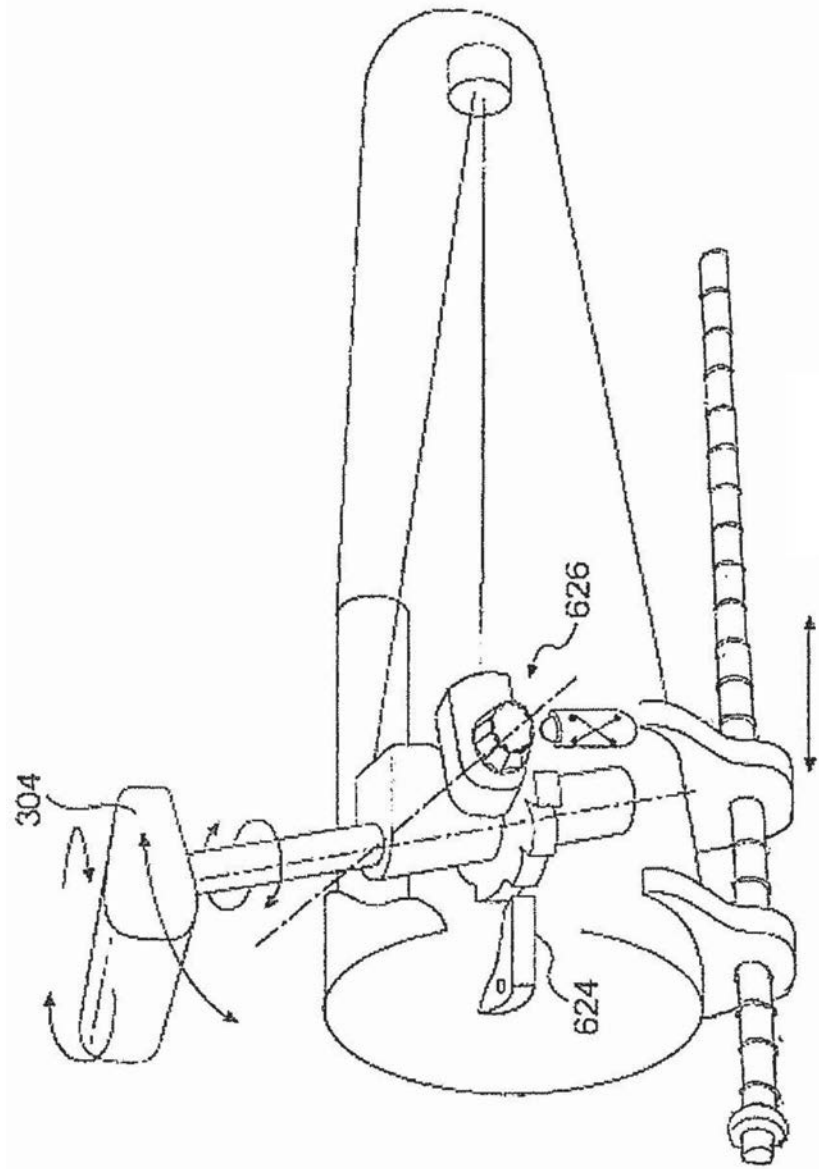


图104

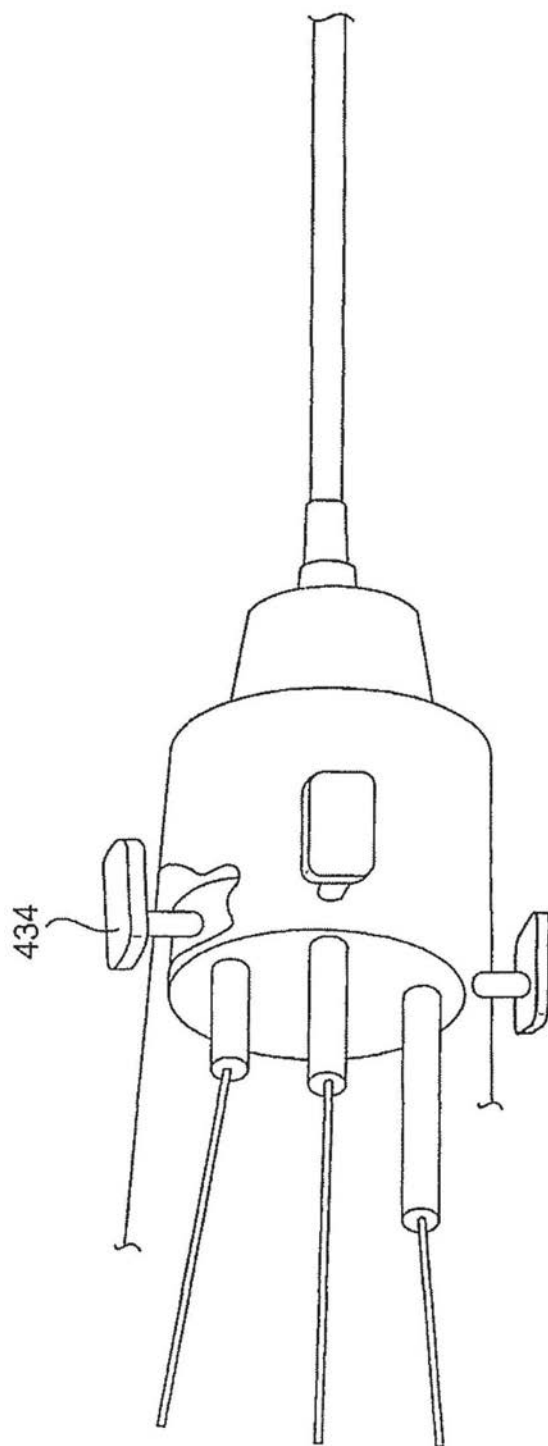


图105

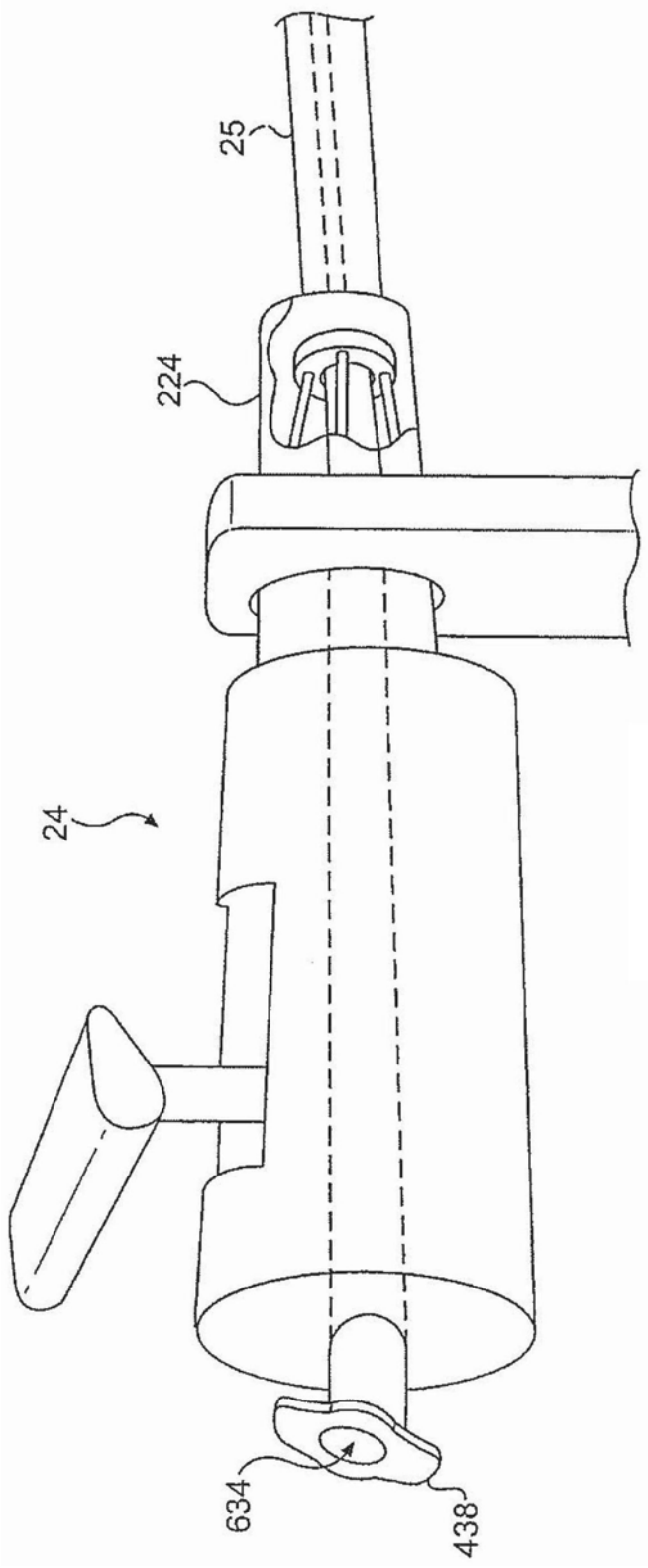


图106

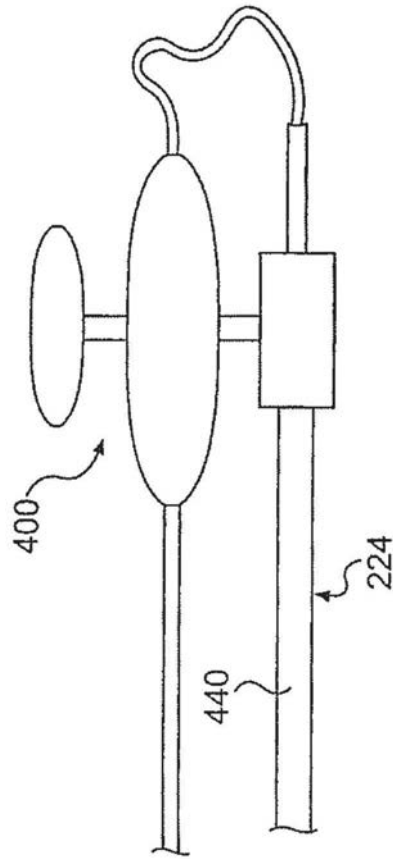


图107

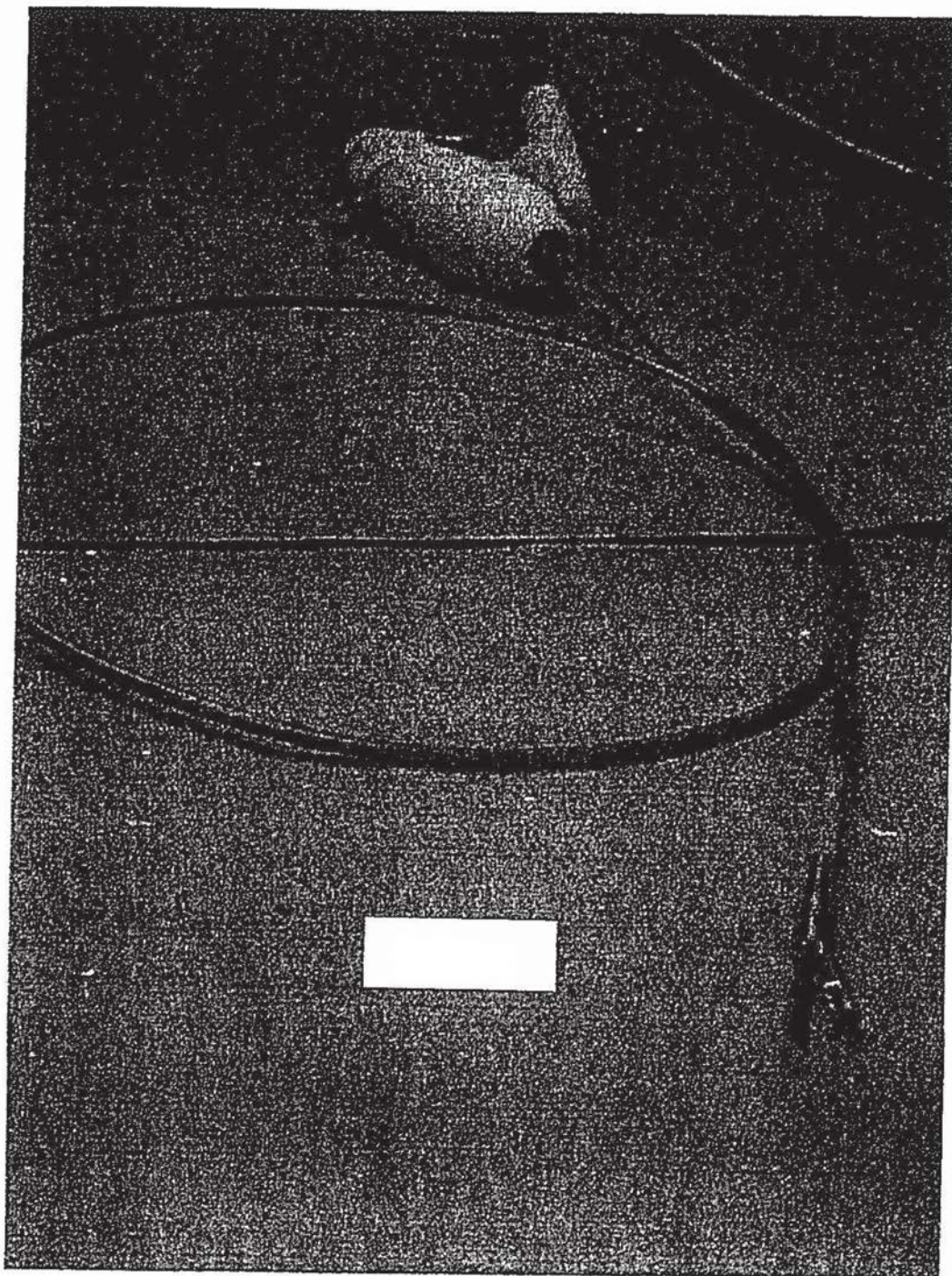


图108

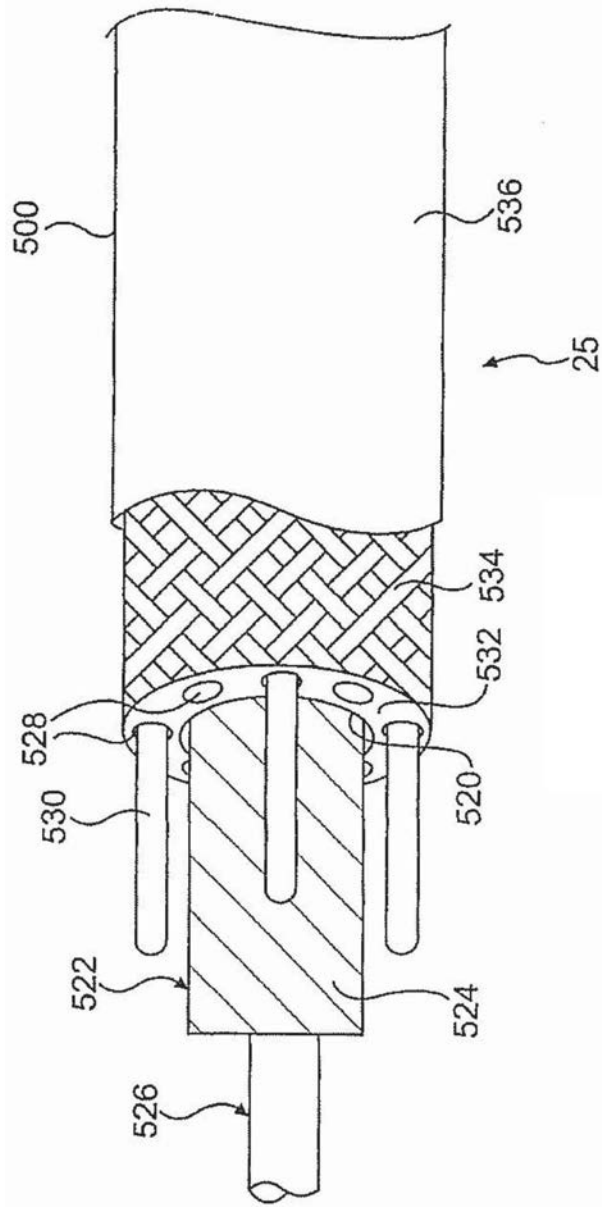


图109

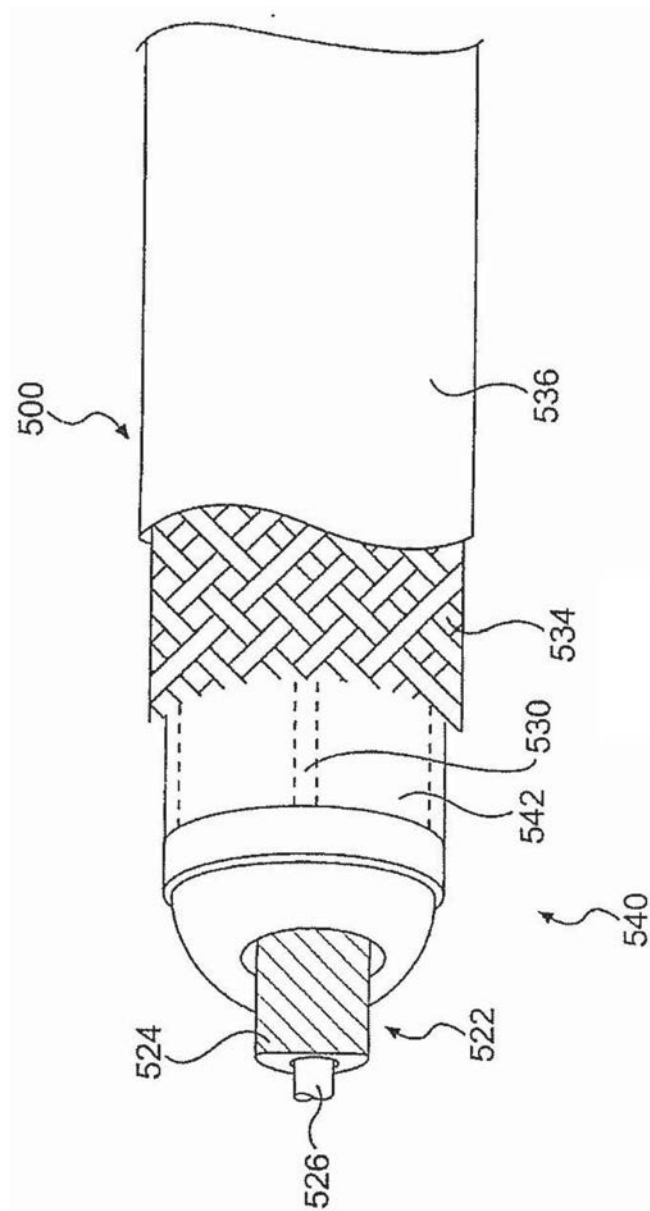


图110

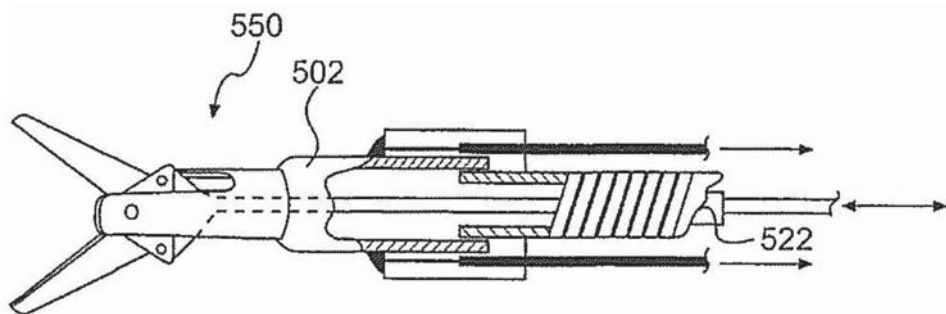


图111A

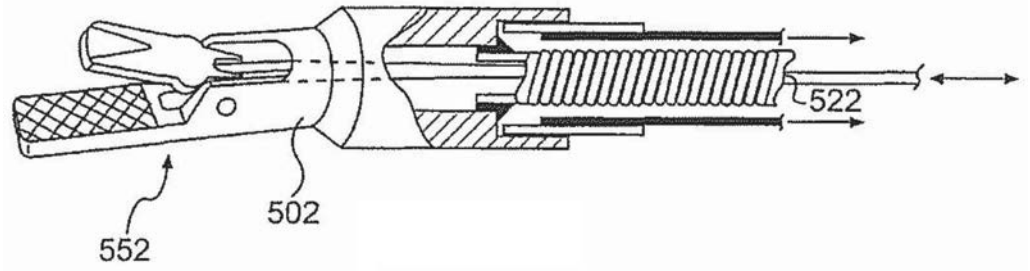


图111B

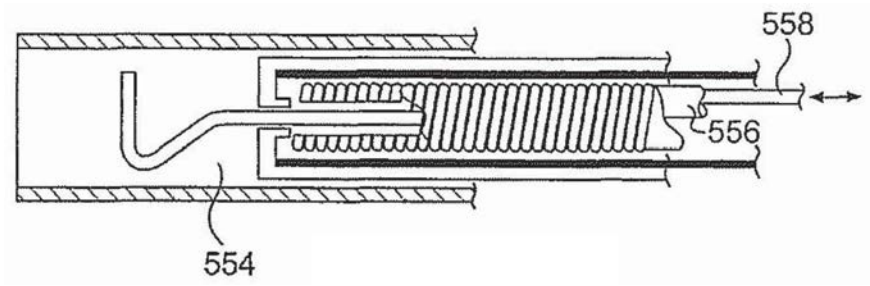


图111C

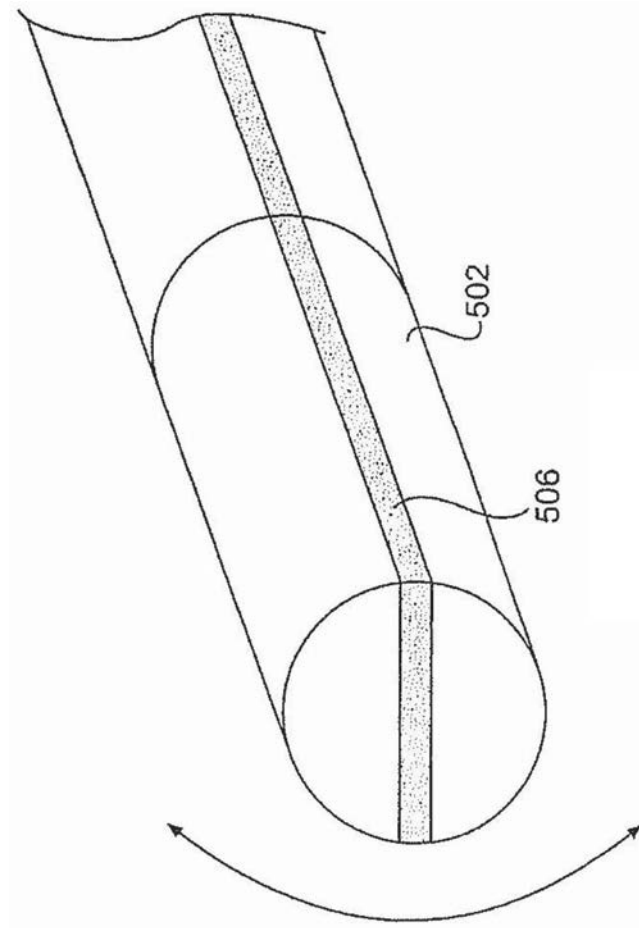


图112

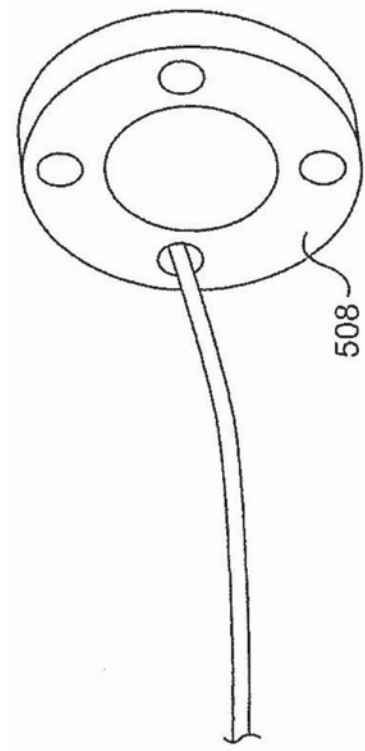


图113A

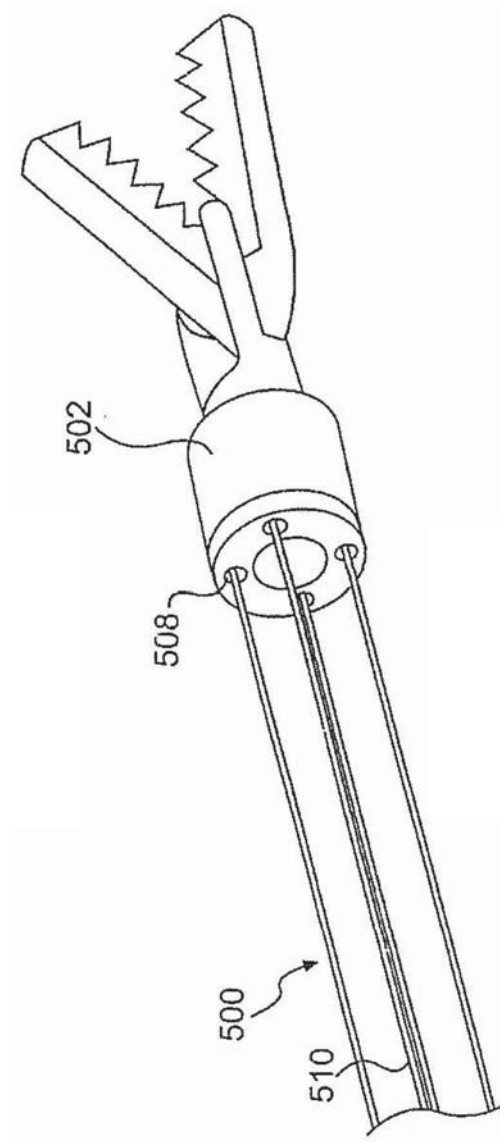


图113B

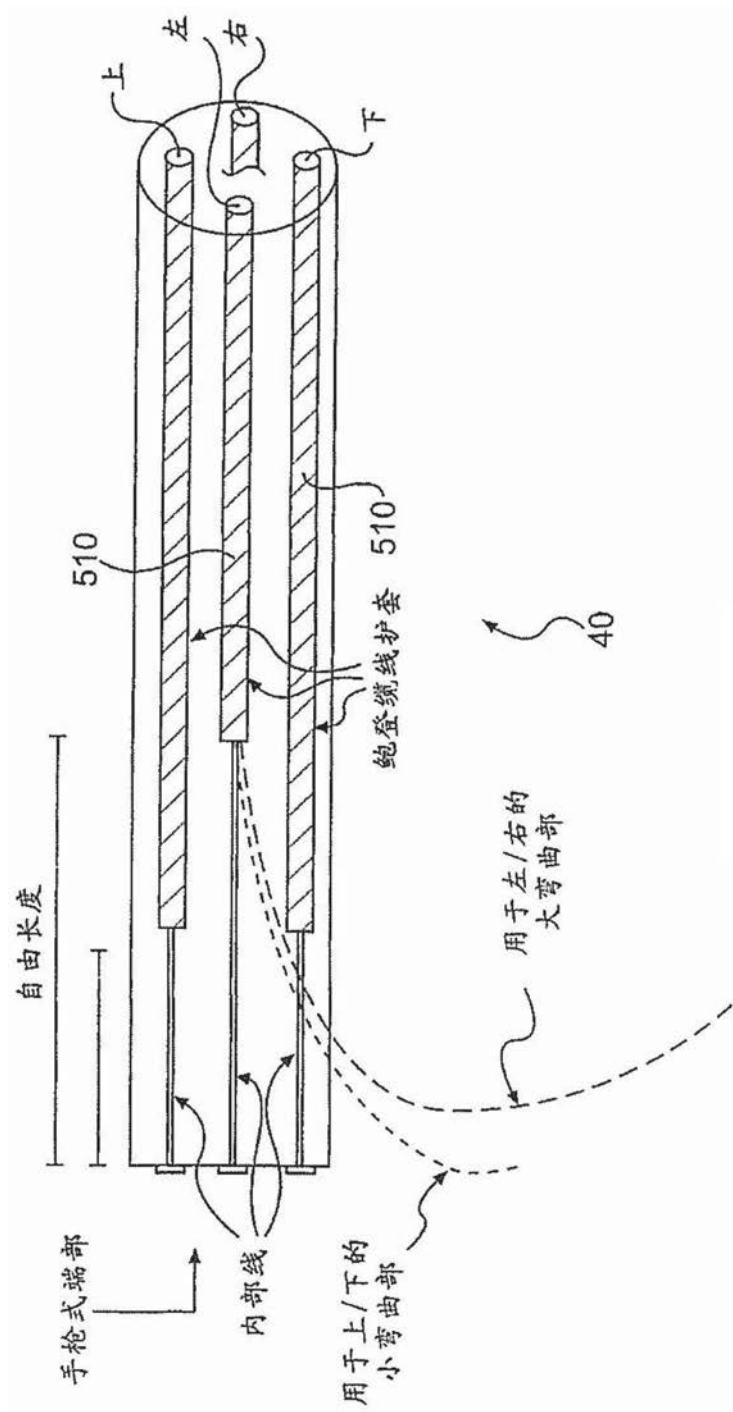


图114

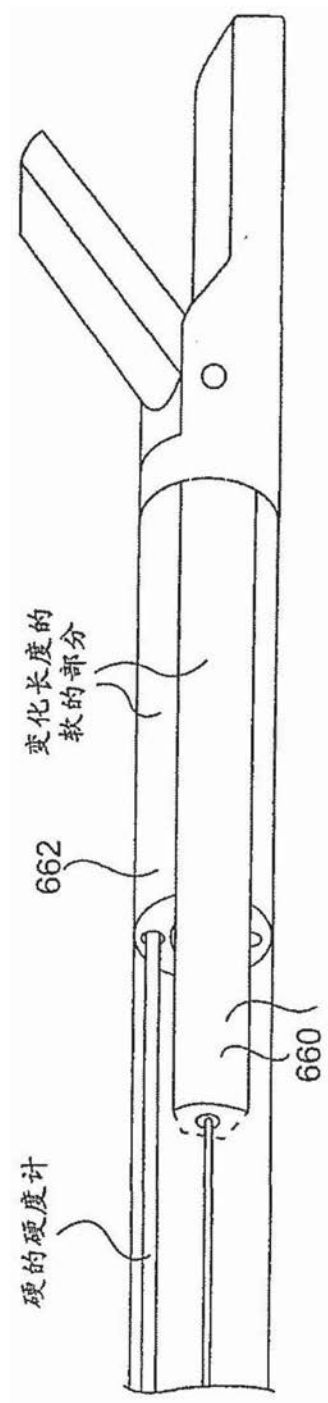


图115

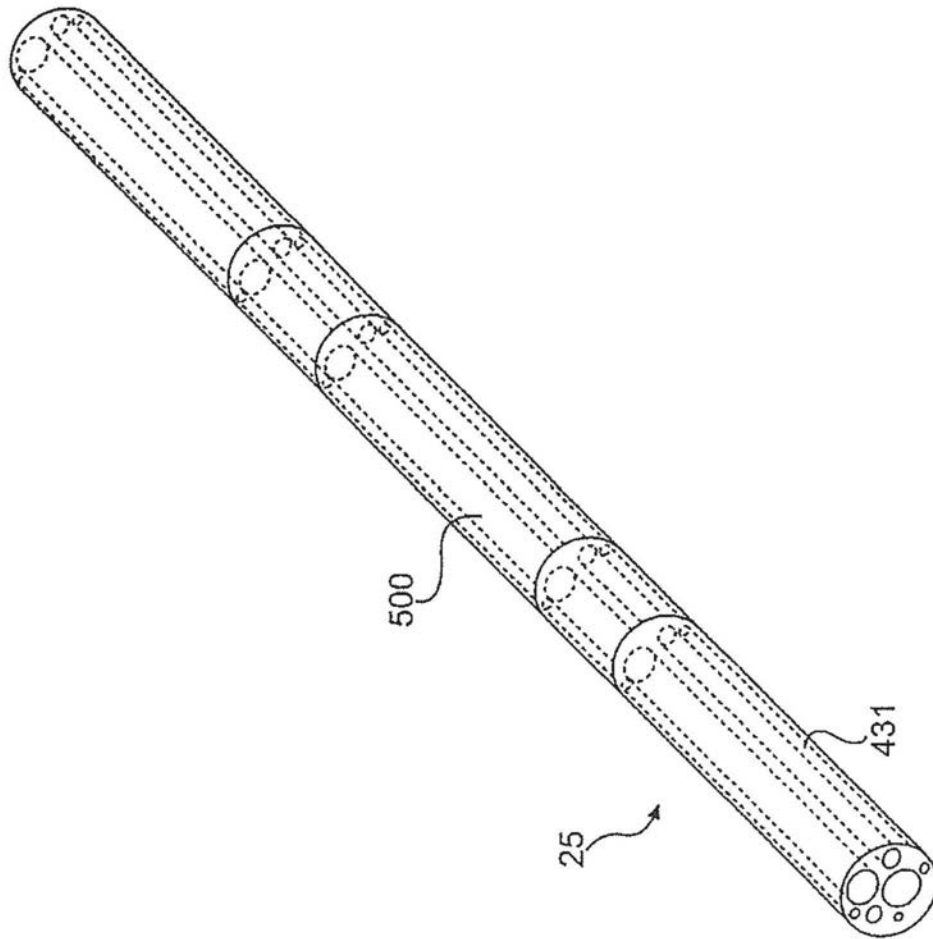


图116A

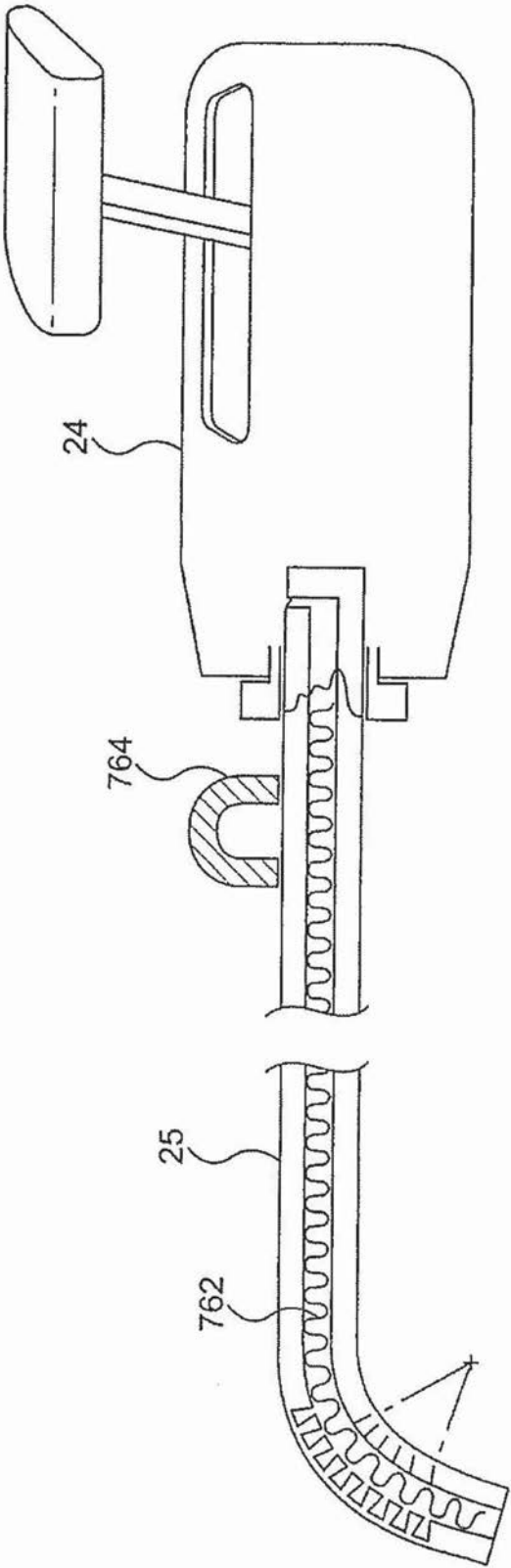


图116B

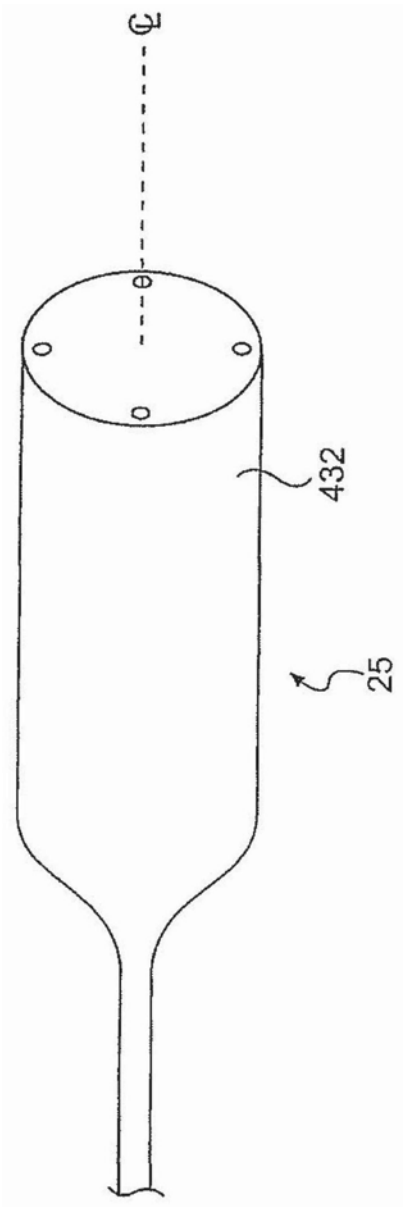


图117

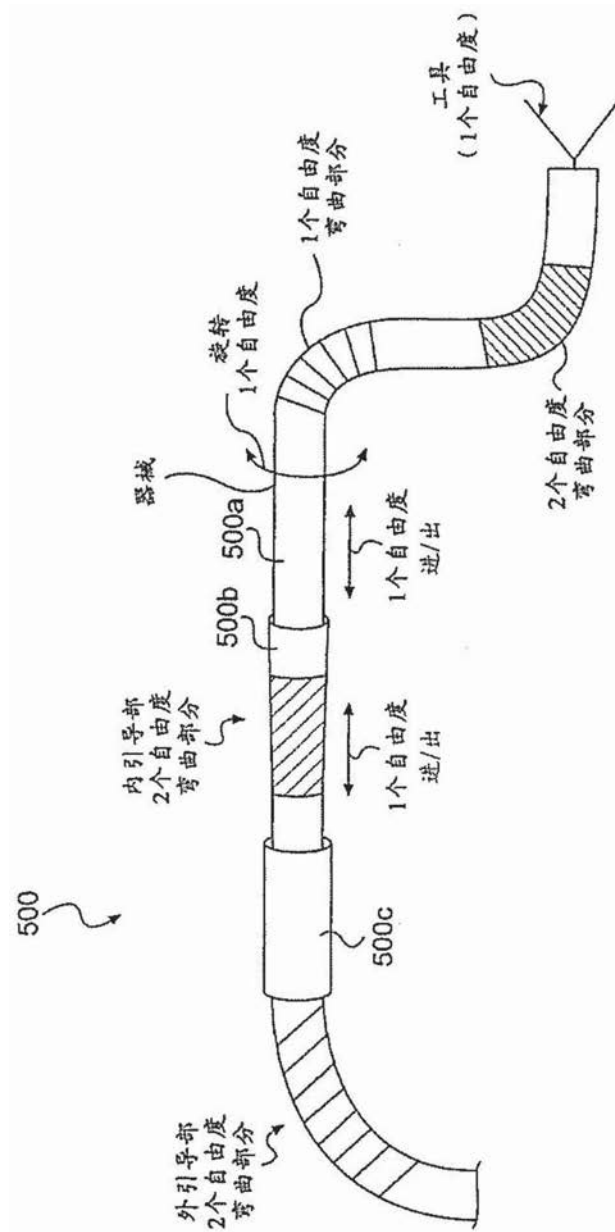


图118

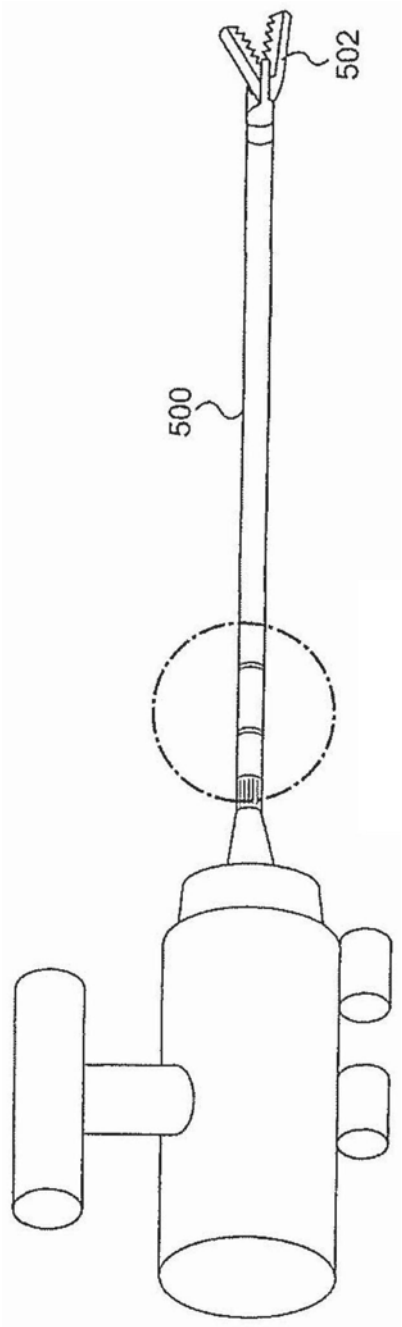


图119A

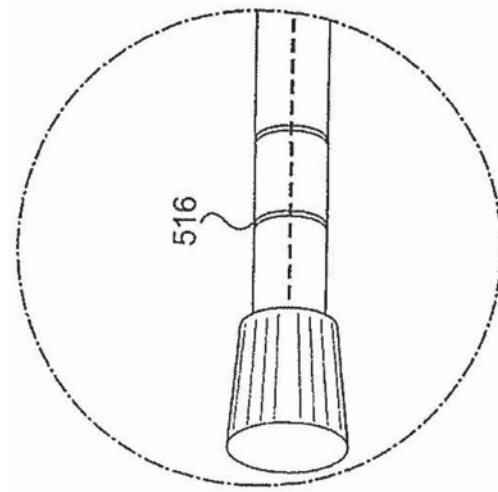


图119B

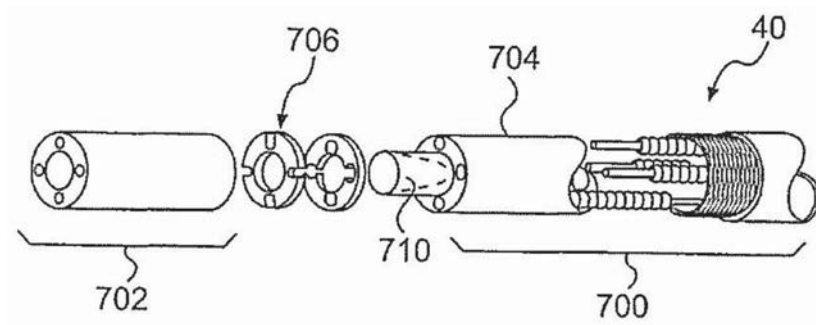


图120A

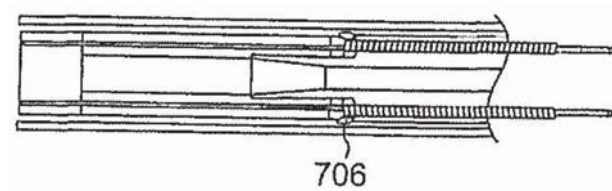


图120B

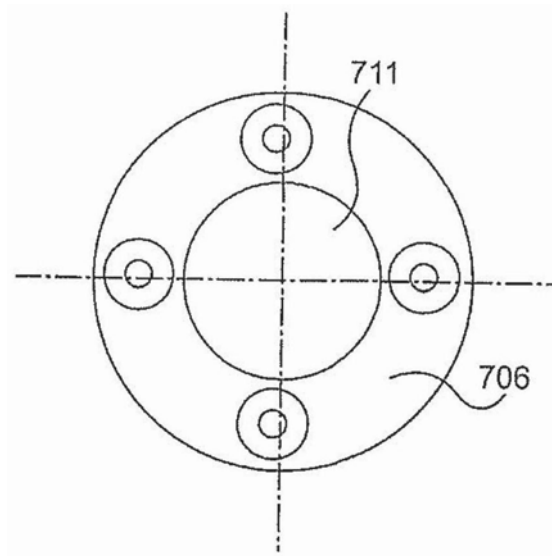


图121A

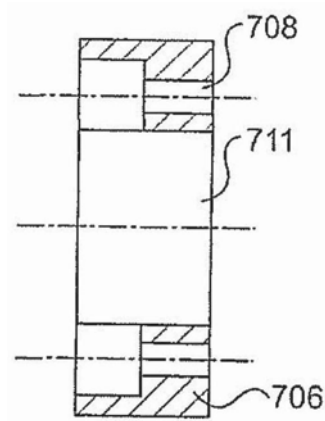


图121B

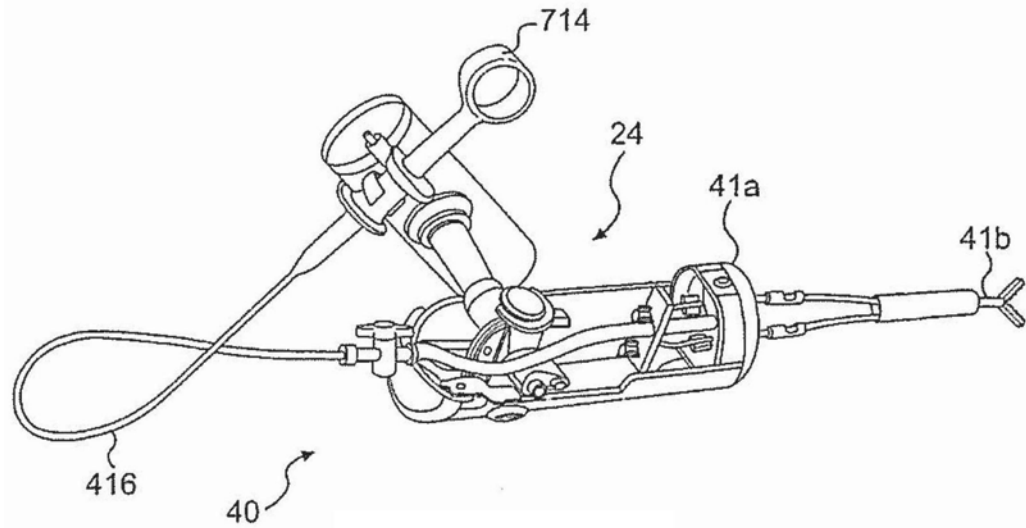


图122A

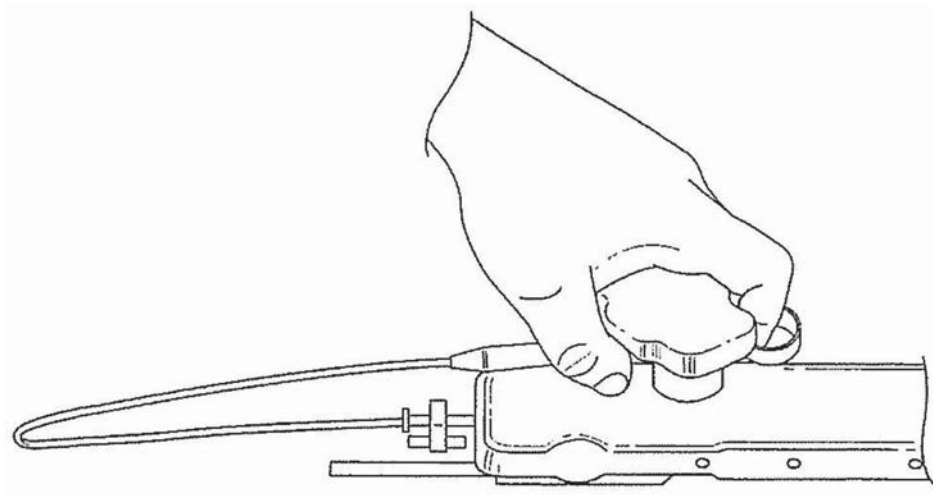


图122B

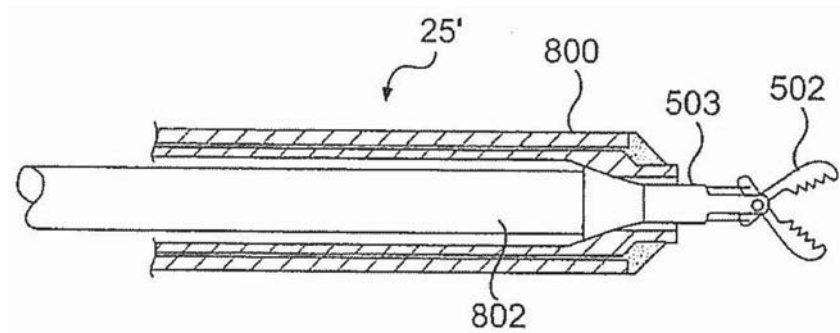


图123A

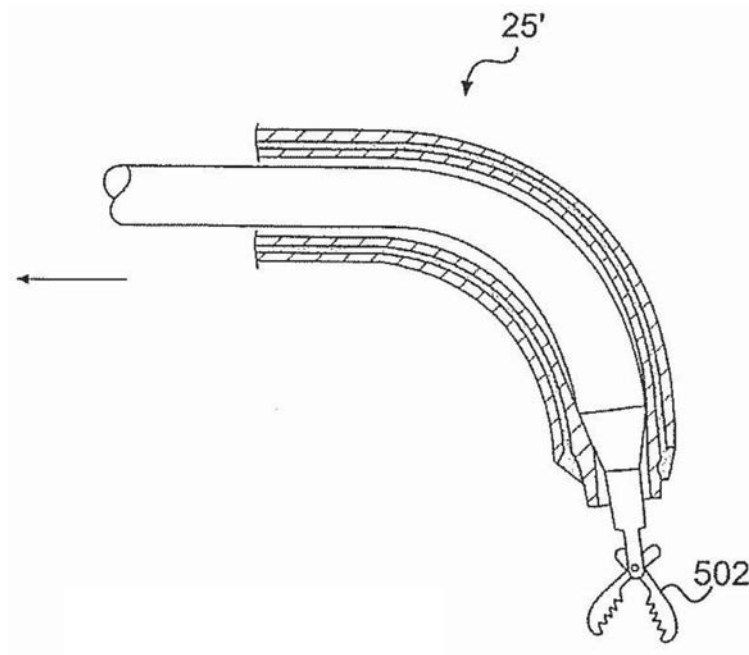


图123B

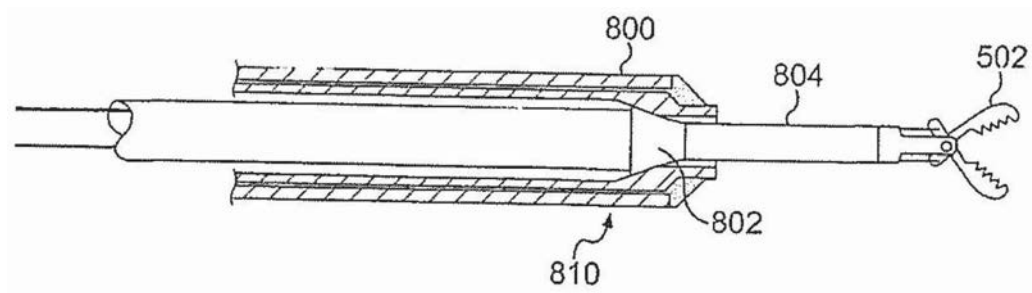


图123C

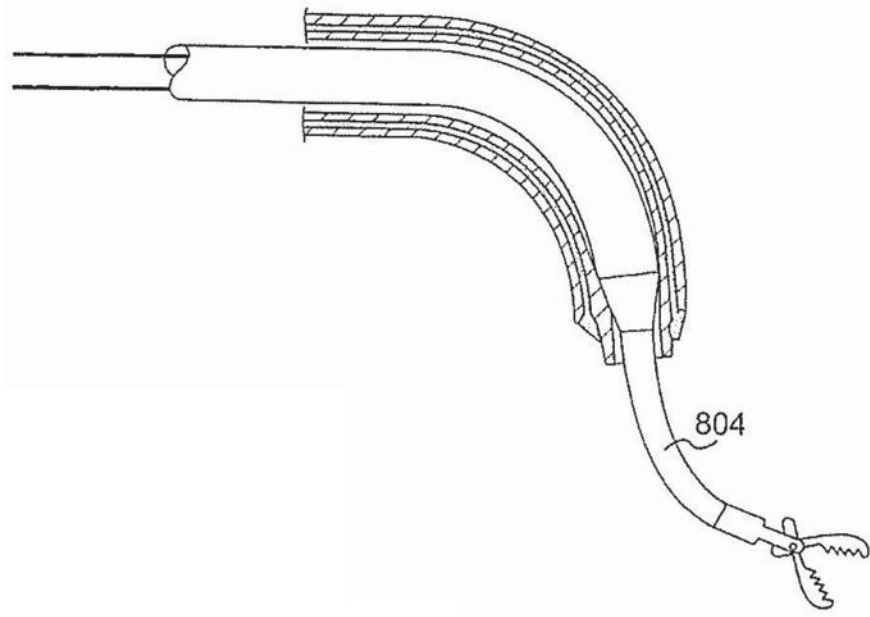


图123D

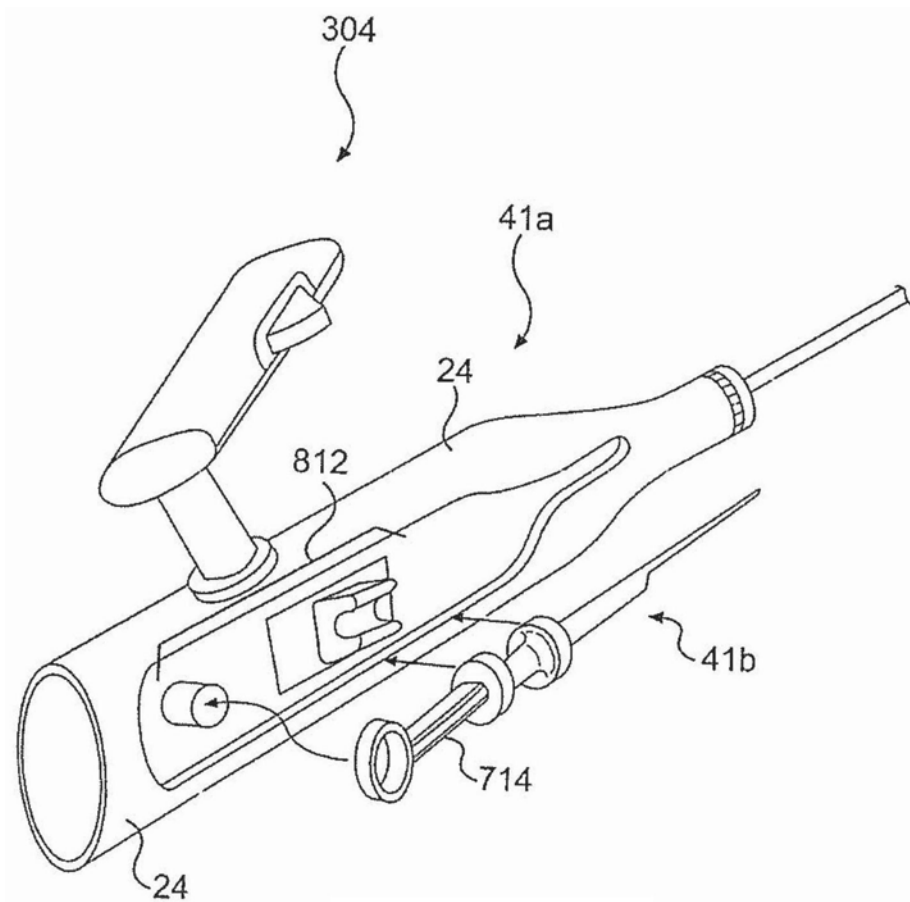


图124

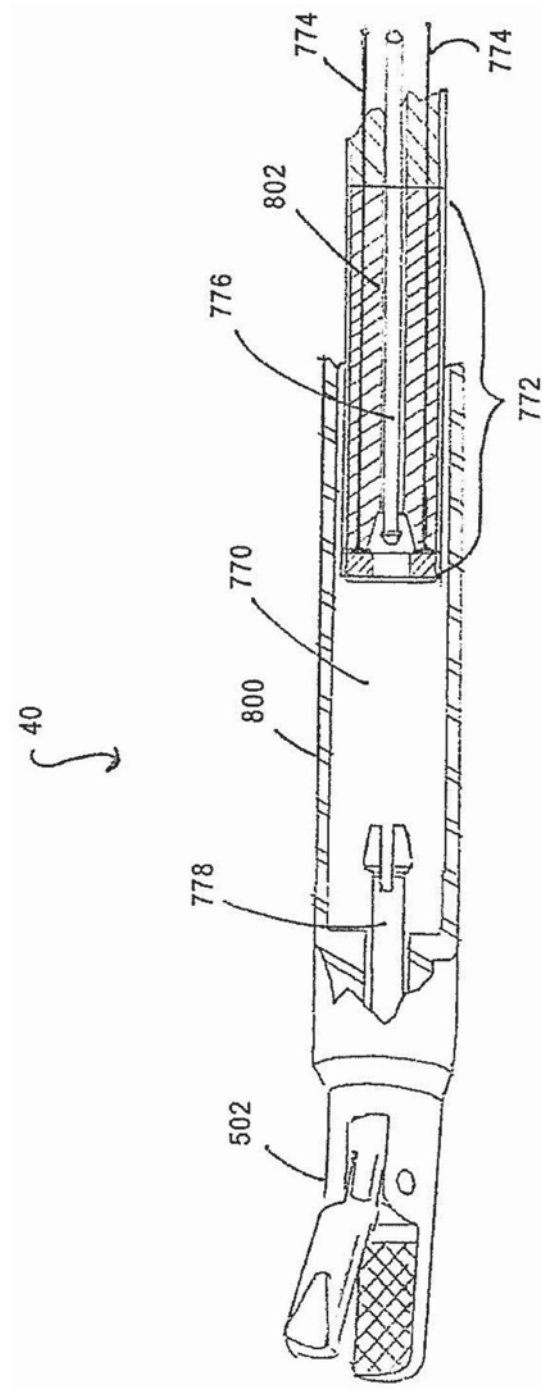


图125A

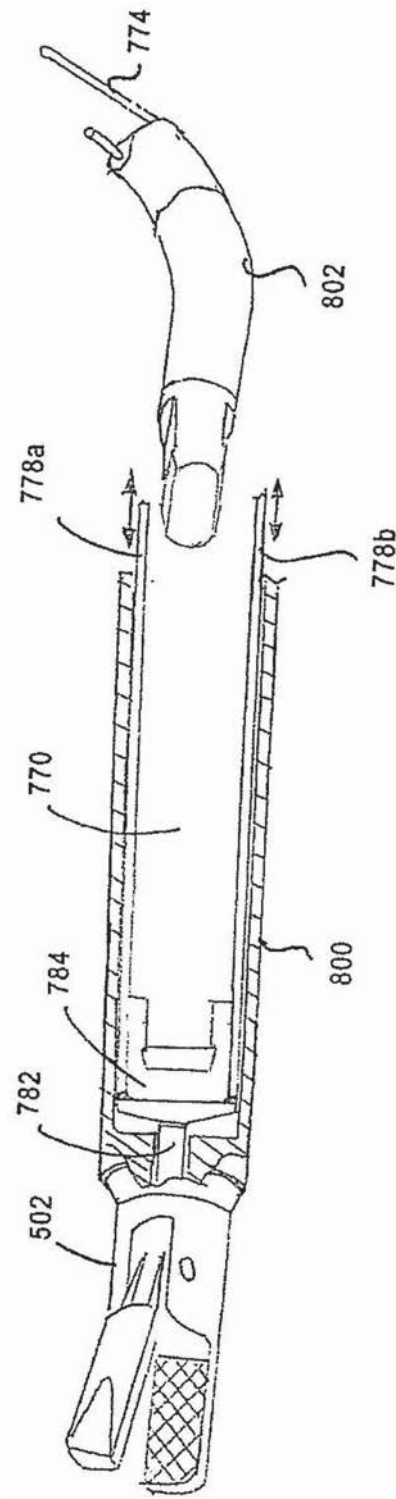


图125B

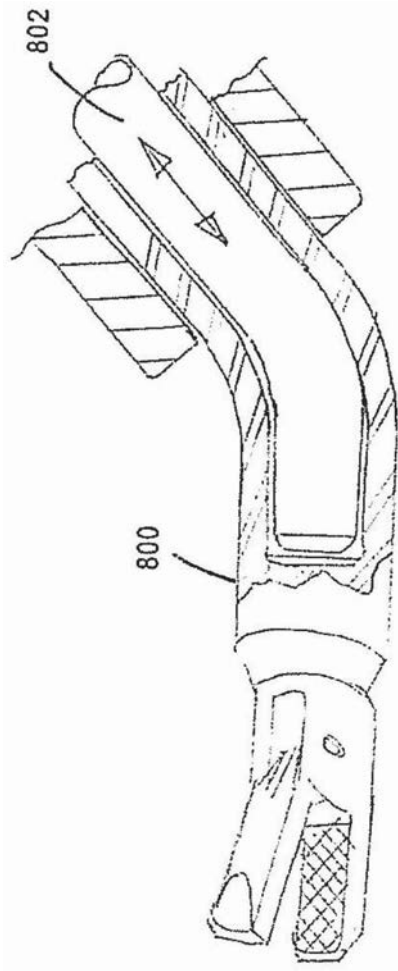


图125C

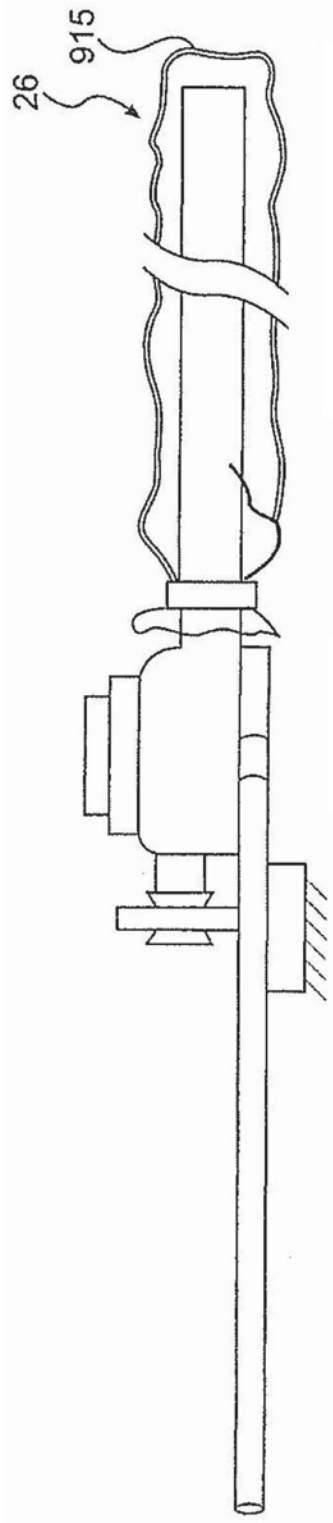


图126

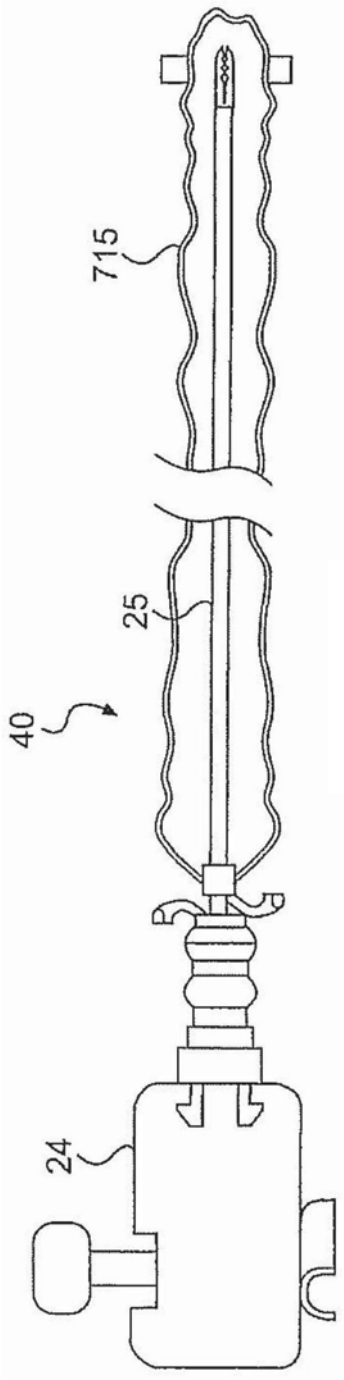


图127

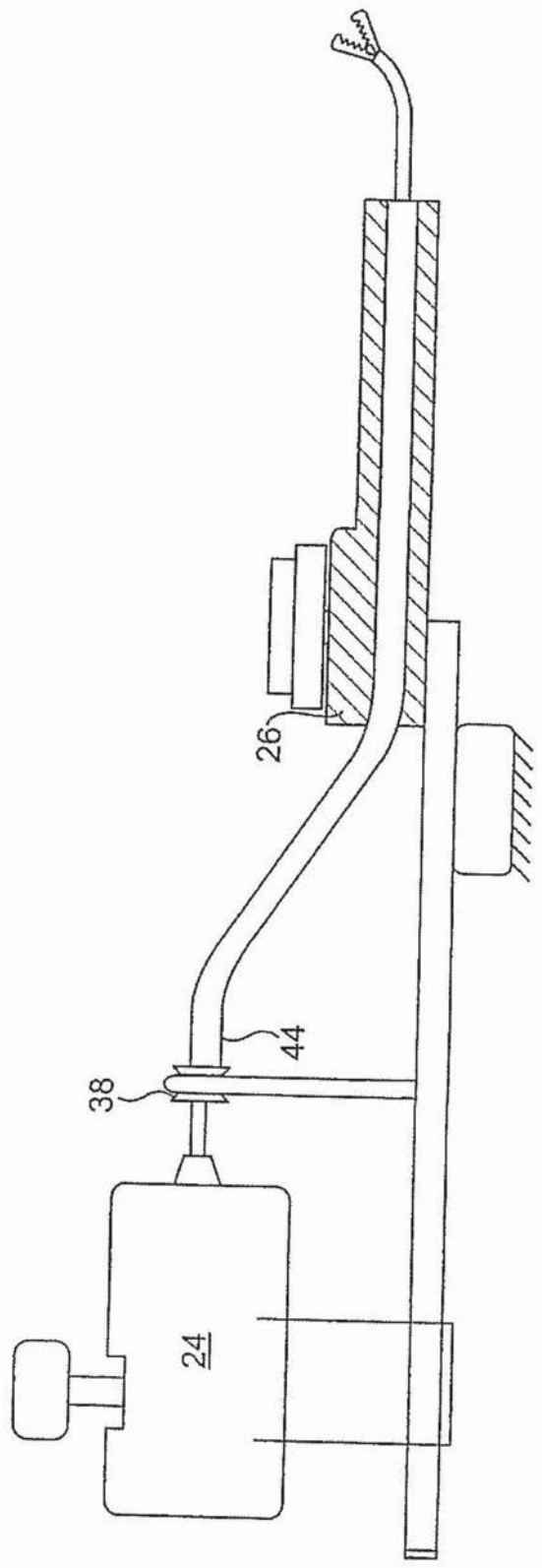


图128

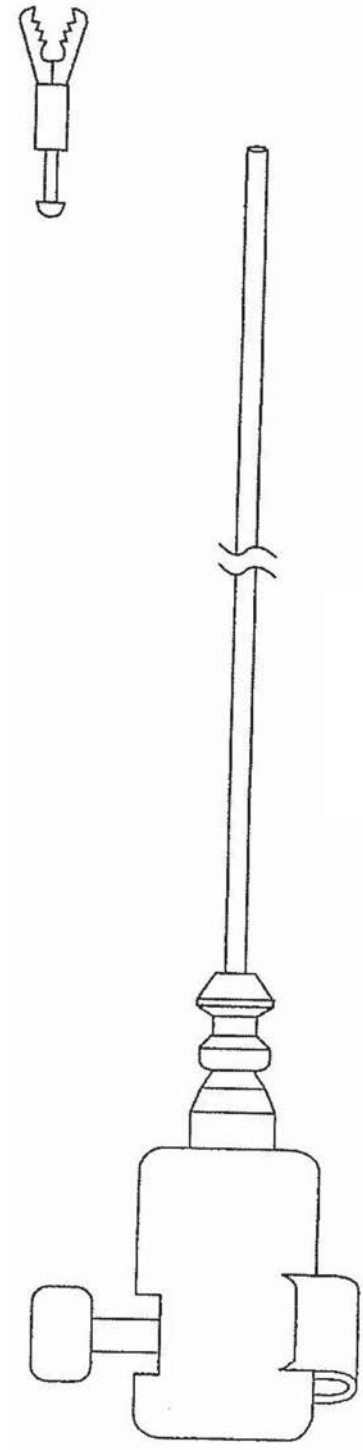


图129

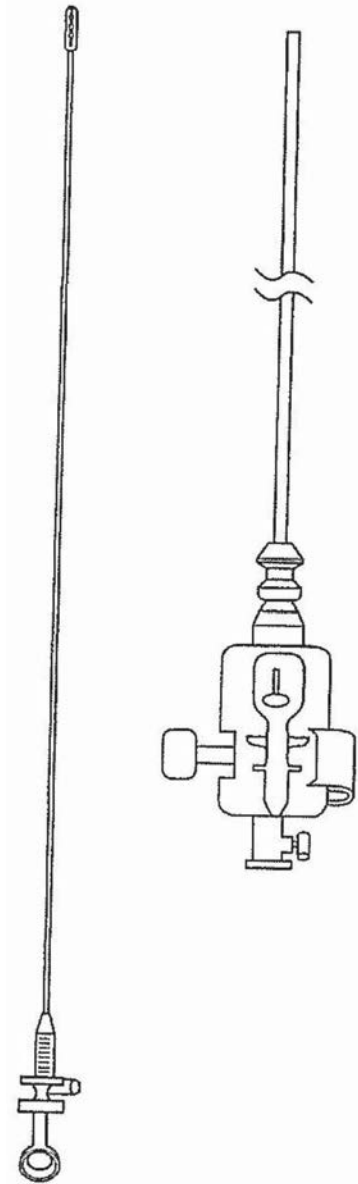


图130

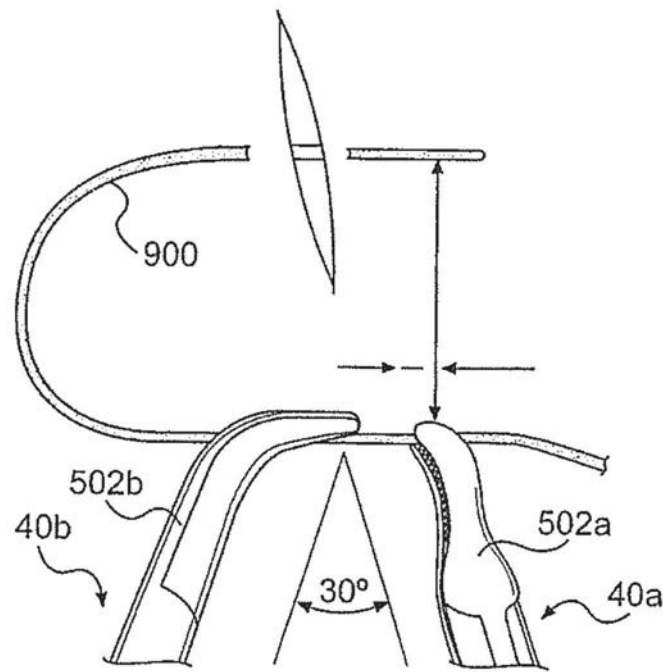


图131A

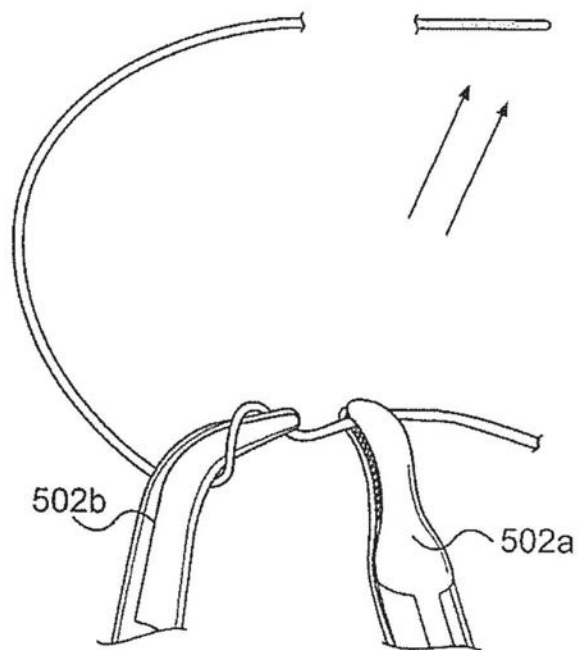


图131B

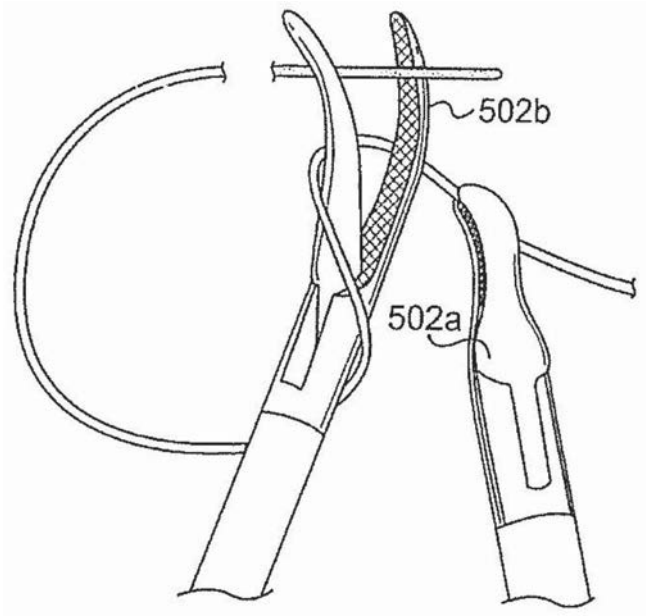


图131C

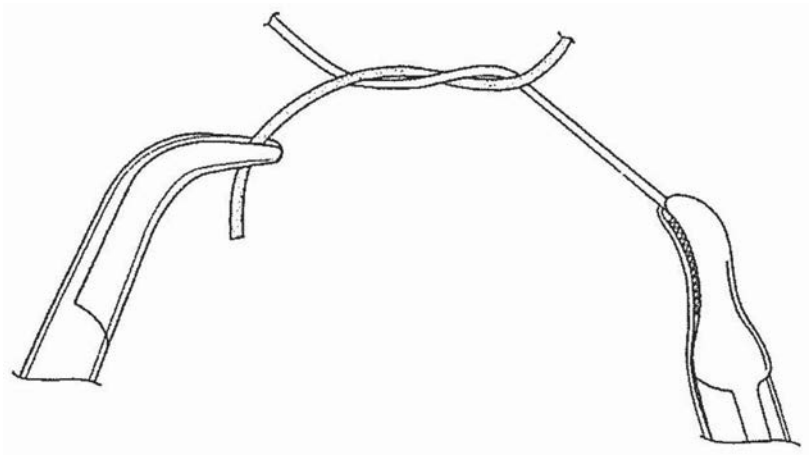


图131D

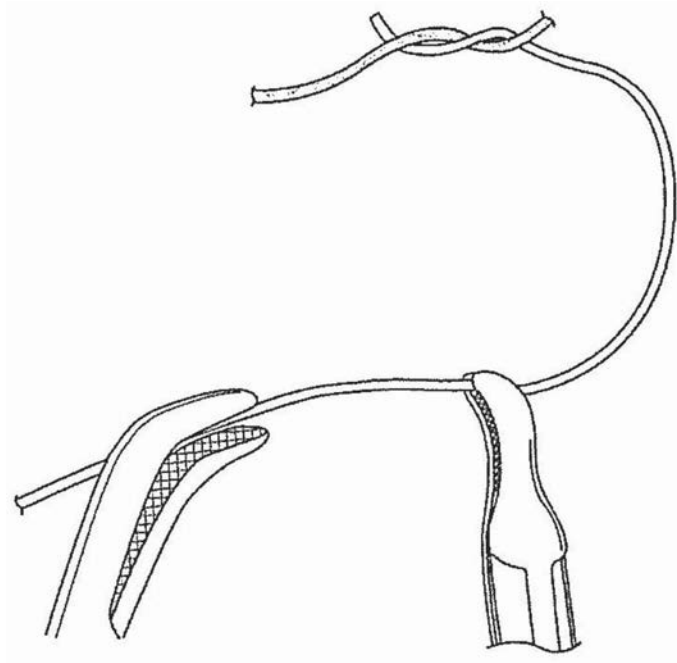


图131E

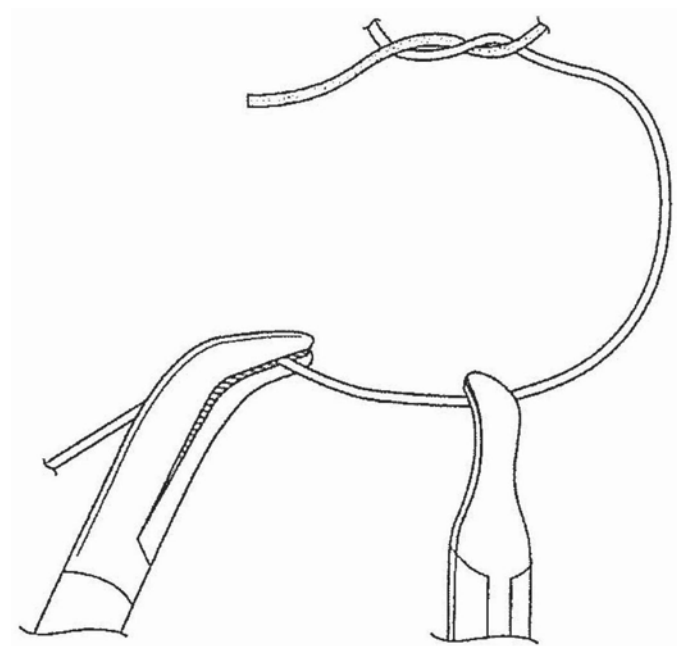


图131F

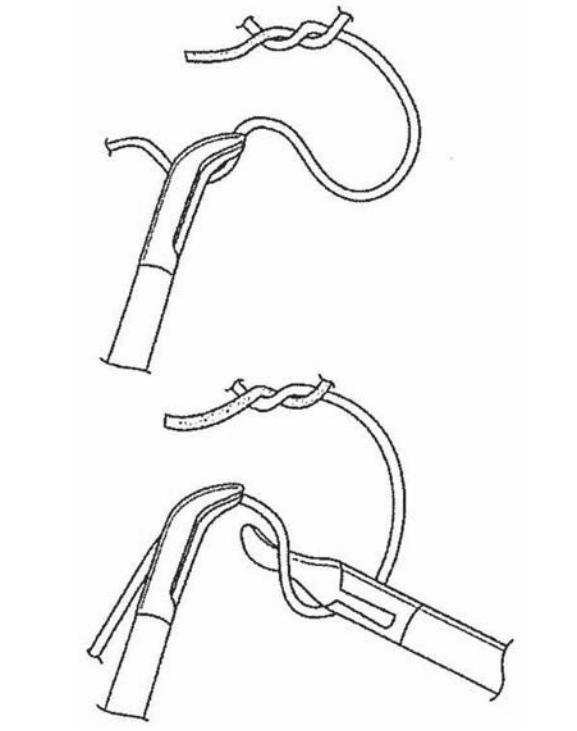


图131G

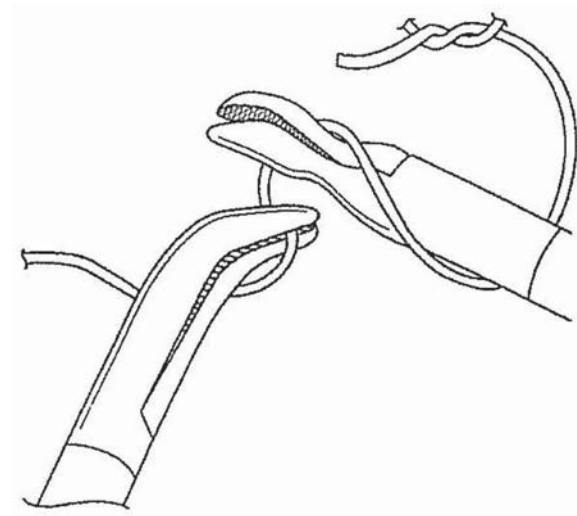


图131H

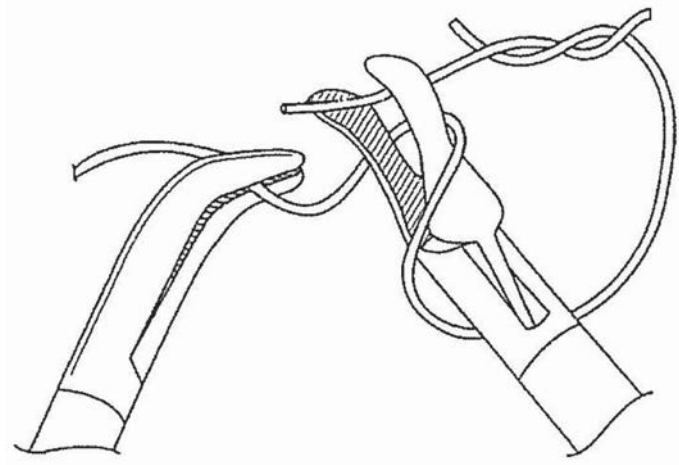


图131I

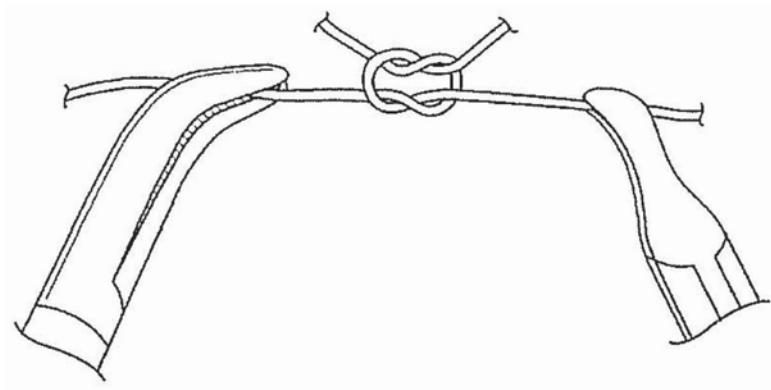


图131J