



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104321012 A

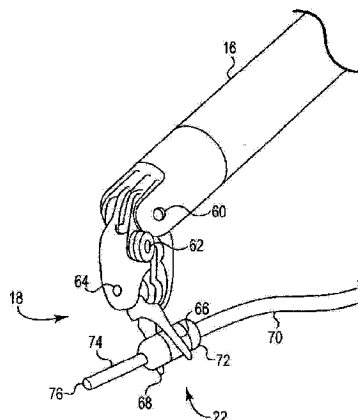
(43) 申请公布日 2015. 01. 28

(21) 申请号 201380026435. 7 *A61B 5/00* (2006. 01)
(22) 申请日 2013. 04. 24 *A61N 1/36* (2006. 01)
(30) 优先权数据 *A61B 18/00* (2006. 01)
13/455, 760 2012. 04. 25 US *A61B 5/0484* (2006. 01)
(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2014. 11. 20
(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2013/038011 2013. 04. 24
(87) PCT国际申请的公布数据
W02013/163307 EN 2013. 10. 31
(71) 申请人 美敦力施美德公司
地址 美国佛罗里达州
(72) 发明人 D·C·哈克尔 李文正
K·L·麦克法林
(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公
司 31100
代理人 刘佳
(51) Int. Cl.
A61B 5/04 (2006. 01)

权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称
用于机器人和腹腔镜手术的刺激探针

(57) 摘要
一种刺激探针包括近端连接器和联接到近端连接器的柔性线。柄部联接到线并且针从柄部延伸且终止于导电尖端。



1. 一种刺激探针,包括:
近端连接器;
柔性线,其联接到所述近端连接器;
柄部,其联接到所述线并包括联接到所述线的近端和远端;以及
针,其从所述柄部的所述远端延伸并终止于导电尖端,其中,从所述柄部的所述近端到所述导电尖端测量的所述柄部和所述针的长度小于 3.0 厘米。
2. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,所述长度小于 2.0 厘米。
3. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,所述针被覆盖在从所述柄部延伸到所述导电尖端的绝缘护套中,其中,所述导电尖端的特征在于不存在绝缘材料。
4. 根据权利要求 3 所述的探针,其特征在于,所述导电尖端为半球形形状。
5. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,所述柄部为圆柱形并包括在大约 2-4mm 的范围内的直径。
6. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,所述针为圆柱形并限定在 0.5mm 到 1.5mm 范围性的直径。
7. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,柄部直径与针直径的比率为大约 3:1。
8. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,所述针的长度大于所述柄部的长度。
9. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,还包括联接到所述柄部且邻近最初提到的所述针定位的第二针。
10. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,所述针为由从所述柄部到所述导电尖端延伸的绝缘护套覆盖的同心的双极构型,所述导电尖端形成阴极和阳极,并且其特征在于不存在所述绝缘护套。
11. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,所述针是有延展性的。
12. 根据权利要求 1 所述的探针,其特征在于,所述针形成解剖尖端。
13. 一种手术系统,包括:
手术机器人,其被构造成控制臂和定位在所述臂的远端处的器械;
感测探针,其被构造用于经腹腔镜引入患者体内;以及
刺激探针,其被构造用于经腹腔镜引入所述患者体内,所述刺激探针包括柔性线、柄部以及从所述线延伸并且终止于所述导电尖端的针。
14. 根据权利要求 13 所述的手术系统,其特征在于,所述柔性线的一部分在所述患者体外,其中,所述柄部和针定位在所述患者的内部部位内,使得所述臂能抓取所述柄部并且将所述导电尖端施加到所述内部部位内的组织。
15. 根据权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述柄部包括联接到所述线的近端和联接到所述针的远端,并且其中,从所述近端到所述导电尖端测量的所述柄部和所述针的长度小于 2.0 厘米。
16. 根据权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述针被覆盖在从所述柄部延伸到所述导电尖端的绝缘护套中,其中,所述导电尖端的特征在于不存在绝缘材料。
17. 根据权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述导电尖端为半球形形状。
18. 根据权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述柄部为圆柱形并且包括在大约 2-4mm 的范围性的直径。

19. 根据权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述针为圆柱形并且限定在 0.5mm 到 1.5mm 范围内的直径。

20. 一种用于向组织提供刺激的方法,包括:

将臂和定位在所述臂的远端处的器械引入患者体内的腹腔镜手术部位;

触及刺激探针,所述刺激探针包括柔性线、柄部和从所述线延伸并且终止于导电尖端的针;

将所述探针引入所述腹腔镜部位使得所述柄部和针在所述患者体内;

操作所述臂和器械以抓取所述刺激探针的所述柄部;

使用所述臂移动所述刺激探针使得所述导电尖端接触组织部位;以及

使用所述刺激探针将刺激传递到所述组织部位。

21. 根据权利要求 20 所述的方法,其特征在于,所述柄部具有联接到所述线的近端和联接到所述针的远端,并且其中,从所述近端到所述导电尖端测量的所述柄部和所述针的长度小于 2.0 厘米。

22. 根据权利要求 20 所述的方法,其特征在于,所述探针包括第一针和联接到所述柄部的第二针,所述第一针将刺激传递到所述组织部位并且所述第二针感测来自所述组织部位的信号。

23. 根据权利要求 20 所述的方法,其特征在于,所述针被覆盖在从所述柄部延伸到所述导电尖端的绝缘护套中,其中,所述导电尖端的特征在于不存在绝缘材料。

24. 根据权利要求 20 所述的方法,其特征在于,还包括抓取所述针并且使所述针弯成所需形状。

用于机器人和腹腔镜手术的刺激探针

背景技术

[0001] 诱发电位 (EP) 监测协助外科医生在不清晰的术野内定位神经, 以及在手术期间实时保持并且评估神经功能。为此, 通常采用诱发电位监测来捕获由对所关注的组织 (例如, 直接神经、肌肉等) 进行刺激而产生的响应。评价上述 EP 响应允许即时评估通过所关注的组织的电信号路径的完整性。电刺激可引起组织的兴奋。在电刺激期间, 手术探针在受治疗组织可能所处的区域附近施加刺激信号。如果刺激探针接触组织或适度地接近组织, 所施加的刺激信号被传送到组织从而诱发响应。组织的激励产生由记录电极 (或其它感测装置) 感测的电脉冲。(多个) 记录电极信号将感测到的电脉冲信息传递给外科医生, 以用于在确定 (EP) 活动的背景下的解释。例如, 该 EP 活动可显示在监视器上和 / 或以可听方式呈现。

[0002] 诱发电位监测对于涉及神经传导或与神经传导有关的许多不同的外科手术或评价来说是有用的。在存在损坏这些组织的高可能性的手术期间, 评价这些神经可协助保持预期的电生理功能。例如, 各种头部和颈部外科手术 (例如, 腮腺切除术和甲状腺切除术) 需要定位并识别脑神经和周围运动神经。在某些情况下, 希望利用手术机器人来协助外科医生执行外科手术。手术机器人可以以对患者微创的方式通过腹腔镜来执行手术。由于在微创场合中涉及的各种约束, 常规的刺激探针不适合在这样的环境中使用。

[0003] 概述

[0004] 刺激探针包括近端连接器和联接到近端连接器的柔性线。柄部联接到该线, 并且针从柄部延伸且终止于导电尖端。

附图简介

[0005] 图 1 是机器人手术系统的示意性框图。

[0006] 图 2 是抓取示例性的刺激探针的手术机械臂的透视图。

[0007] 图 3 是图 2 所示的刺激探针的侧视图。

[0008] 图 4 是如图 3 所示椭圆形 4 所指示的刺激探针的远端的特写侧视图。

[0009] 图 5 是包括远端双极刺激组件的备选刺激探针的侧视图。

[0010] 详述

[0011] 图 1 是利用部件的具体实施来在内部的靶组织部位“T”处选择性地执行神经监测的机器人手术系统 10 的示意性框图。在一个实施例中, 通过腹腔镜触及内部的靶组织部位“T”并且使用手术机器人 12 执行手术, 例如可得自加利福尼亚州森尼韦尔市的 Intuitive Surgical, Inc. 的 DaVinci 手术系统机器人。机器人 12 包括用于由用户 (例如, 外科医生) 选择性地控制的接口 14 和终止于器械 18 的至少一个臂 16。器械 18 为腕式 (wristed) 器械, 其形成联接到臂 16 且能够由机器人 12 控制的抓紧器、钳子、夹持器或类似的结构。为此, 器械 18 包括由能够相对于彼此移动的相对的臂形成的钳口。

[0012] 诱发电位 (EP) 监测系统 20 联接到刺激探针 22, 以便将刺激信号传递到组织部位“T”进而定位神经。一般而言, 诱发电位监测系统 20 被构造成协助并且执行对人体解剖结

构的几乎任何神经/肌肉组合的神经完整性监测以及神经电位记录。系统 20 包括控制单元 24, 控制单元 24 可呈现多种形式并且在一个实施例中包括控制台 26 和患者接口模块 28。

[0013] 系统 20 还包括一个或多个感测探针 30, 感测探针 30 可以是诸如电极的任何类型的感测装置并且可操作以完成包括探针 22 的电路。在腹腔镜手术环境中, 感测探针 30 可通过诸如插管、套管针等的合适的导引器联接到患者体内的组织。控制单元 24 有利于对器械 10 进行刺激, 并且处理由探针 22、感测探针 30 和其它部件(未示出)在使用期间产生的所有信息。探针 22 和控制单元 24 适于允许控制和改变传递到探针 22 的刺激能量和因此由探针 22 传递的刺激水平。此外, 控制单元 24 处理由传递的刺激产生的、从刺激探针 22 和/或感测探针 30 接收的信息(例如患者响应)。

[0014] 使用感测探针 30, 系统 20 响应于由刺激探针 22 和/或组织的物理操纵传递的电流能量而基于记录的 EP 活动来执行监测。就图 1 的一个实施例而言, 控制台 26 和患者接口模块 28 被提供为由缆线 32 可通信地联接的单独的部件。备选地, 可采用无线链路。此外, 控制台 26 和患者接口模块 28 可提供为单个装置。然而, 在基本术语中, 患者接口模块 28 用来促进刺激/传感部件(例如, 探针 22 和感测探针 30)的方便联接并且管理输入和输出电信号。控制台 26 继而解释输入信号(例如, 由感测探针 30 感测的脉冲), 显示用户所需的信息, 提供可听的信号反馈, 提供用户接口(例如通过包括例如触摸屏), 并且依照来自控制单元 24 的控制信号(经由至患者接口模块 28 的连接)将刺激能量传递到探针 22, 并且根据需要执行其它任务。

[0015] 如此前所描述的, 患者接口模块 28 通过缆线 32 与控制台 26 通信至和来自刺激探针 22 的信息以及来自感测探针 30 的信息。实际上, 患者接口模块 28 用来(例如, 在组织部位“T”处)将患者连接到控制台 26。为此, 并且在一个实施例中, 患者接口模块 28 包括一个或多个(优选地八个)传感输入 34, 例如, 电联接以接收来自感测探针 30(在图 1 中大体标记)的成对的电极输入。此外, 患者接口模块 28 提供刺激器输入端口 36(在图 1 中大体标记)和刺激器输出端口 38(在图 1 中大体标记)。刺激器输入端口 36 接收与所需的刺激水平和/或其它活动有关的、来自探针 22 的控制信号, 而刺激器输出端口 38 有利于将来自电刺激发生器 40 的刺激能量传递到探针 22。患者接口模块 28 可进一步提供(多个)附加的部件端口, 例如接地(或返回电极)插孔、用于附加的刺激器探针组件的辅助端口等。

[0016] 感测探针 30 联接到患者(例如, 选定的组织)以向患者接口模块 28 提供信号。在一个实施例中, 多个探针 30 包括电联接到传感输入 34 的八个探针。在正常操作中, 探针 30 感测来自患者的电信号并且将这些信号发送给患者接口模块 28。这些信号包括来自患者组织的电脉冲, 其指示患者体内的 EP 活动(例如, 生物电响应)。在感测到探针 22 靠近和/或接触神经以便形成 EP 活动时(例如, 作为来自 ESG 40 的信号的结果), 感测探针 30 可提供相应的指示。因此, 可通过提供接触探针 22 的区域不应被更改的指示而防止损坏组织部位“T”中的神经。在另一个实施例中, 控制单元 24 可进一步提供感测探针 30 正感测 EP 活动的警报(例如, 可听和/或可视信号)。

[0017] 在另一个实施例中, 一个或多个摄像头 50 被定位以便提供手术部位的可视信息, 从而协助外科医生执行所需的外科手术。一个或多个摄像头 50 也可通过腹腔镜引入到部位“T”。来自一个或多个摄像头 50 的视频数据可与来自控制台 26 的数据一起提供给监视器 52。为此, 为外科医生提供手术部位的可视信息以及来自感测探针 30 和/或探针 22

的、指示记录的响应的可视信息两者。通过选择性地提供刺激信号和 RF 信号,外科医生通过使用监视器 52 可以可视地检查靶向部位是否是神经或者靶向组织是否可被切除。因此,外科医生可迅速地识别并切割靶向组织。

[0018] 在图 1 的环境内,器械 18 和刺激探针 22 两者均适合通过腹腔镜引入组织部位“T”,使得器械 18 可抓取并且操纵探针 22 以便刺激组织部位“T”内选定的组织。为此,如以下所详细讨论的,探针 22 包括柔性线、导电尖端和构造成由器械 18 抓取的柄部。

[0019] 图 2 是臂 16 和抓取内部手术部位内的探针 22 的器械 18 的透视图。器械 18 通过回转连接 60 联接到臂 16,回转连接 60 允许器械 18 相对于臂 16 的一系列移动。进一步提供其它回转连接 62 和 64 以便为器械 18 赋予附加的功能和 / 或运动范围。器械 18 终止于可通过回转连接 64 相对于彼此移动的一对相对的钳口 66 和 68。探针 22 包括允许器械 18 容易地抓取探针 22 并且将探针递送到所需部位以刺激该部位的特征。特别地,探针 22 包括柔性线 70、尺寸设计为由 66、68 抓取的钳口柄部 72 和终止于导电尖端 76 的细长的针或轴 74。

[0020] 图 3 是从定位在探针 22 的远端处的导电尖端 76 延伸到近端 80 的探针 22 的侧视图。与近端 80 相邻的是联接到线 70 的柔性应力消除构件。端部 80 形成导电连接器,该导电连接器被构造成与患者接口模块 28(图 1) 连接和 / 或以其它方式联接到将向刺激器输入 36 提供信号和 / 或接收来自刺激器输出 38 的信号的接口。端部 80 与线 70 电联接,线 70 进一步电连接到导电尖端 76。在一个实施例中,柔性线 70 足够长以从患者接口模块 28 延伸到组织部位“T”。为此,在一个实施例中,线 70 的长度大约为 2 米。在使用期间,针 74 和柄部 72 被完全引入组织部位“T”中,线 70 的柔性使得器械 18 可容易地抓取导电尖端 76 且移动导电尖端 76 到所需区域以便 EP 监测。为此,线 70 的一部分在组织部位“T”处定位在患者体内,而包括端部 80 和应力消除构件 82 的部分定位在患者体外。

[0021] 图 4 是探针 22 的远端的详细视图。如图所示,柄部 72 包括联接到线 70 的弯曲的近端 90、细长的抓取部 92 和联接到针 74 的弯曲的远端 94。抓取部 92 还包括第一凹槽 96 和第二凹槽 98,第一凹槽 96 和第二凹槽 98 可提供可供器械 18 抓取的附加特征。在一个实施例中,柄部 72 和针 74 的尺寸适合腹腔镜使用。例如,柄部 72 和针 74 的长度(从近端 90 到远端尖端 76 测量的)在一个实施例中小于 3.0 厘米(cm),并且在另一个实施例中小于 2.5cm 和小于 2.0cm。为此,柄部 72 和针 74 可通过腹腔镜引入靶向腹腔镜手术部位中并且被配置用于放置在所需的组织区域处。另外,柄部 72 和针 74 的尺寸的所需的比率可根据需要选择。在一个示例中,柄部直径与针直径的比率为大约 3:1。在另一个实施例中,针 74 的长度与柄部 72 的长度的比率大于 1:1 并且在另一个实施例中为大约 1.13521:1。

[0022] 在一个实施例中,从近端 90 到远端 94 测量的柄部 72 的长度在 6-11 毫米(mm) 的近似范围内并且在特定实施例中为大约 8.81mm。此外,柄部 72 为圆柱形形状的,其直径在 2-4mm 的近似范围内并且在特别实施例中为约 3.00mm。

[0023] 针 74 是导电的并且覆盖有绝缘护套,使得提供给探针 22 的信号直接提供给导电尖端 76。在一个实施例中,导电尖端 76 的特征在于不存在绝缘材料使得可在端部 80 和导电尖端 76 之间载送信号。针 74 具有从到远端 94 的连接部至导电尖端 76 的端部测量的长度,该长度在一个实施例中在 7-13mm 的近似范围内,并且在特定实施例中为大约 10.00mm。此外,针 74 为圆柱形形状,其直径在 0.5-1.5mm 的近似范围内并且在特别实

施例中为约 1.00mm。在又一个实施例中,针 74 由不锈钢形成,例如 300 系列或 400 系列。为此,可调整针 74 的延展性特性使得臂 16(图 2)能够将针 74 弯曲成各种角度。由于针 74 的延展性,针 74 可根据需要弯曲成各种角度和 / 或形状。例如,虽然臂 16 保持柄部 72,但是在构造上与臂 16 类似的第二臂(未示出)可抓取针 74 以便将针 74 弯曲成所需的形状。

[0024] 在使用期间并且进一步参照图 2,器械 18(特别是钳口 66 和 68)抓取柄部 72 以便将尖端 76 定位成与组织接触。尖端 76 可以为圆形(例如,形成半球形表面)以防止对组织的损伤,然而仍然允许刺激精确地传递。

[0025] 针 74 可采用各种形式以便根据需要提供若干功能。例如,针 74 可被成形为除神经监测之外还提供手术部位的解剖。为此,针 74 可包括诸如弯针的解剖尖端、剥离器尖端、环形解剖器、镰状刀、鸭嘴剥离器(即,宽的且圆形的末端)、刮刀尖端和 / 或它们的组合。

[0026] 除了采用各种形状之外,针 74 可以是单极或双极构型。图 5 示出了在探针 100 的远端处包括双极探针组件 101 的备选探针 100。与探针 22 相比,双极探针 100 限定分别联接到柔性线 106 和 108 的多个靠近的连接器 102 和 104。探针 100 还包括柄部部分 110,柄部部分 110 的尺寸和形状被构造成类似于探针 22 的柄部 72,如以上所讨论的。此外,探针 100 包括终止于第一导电尖端 114 的第一针 112 和终止于第二导电尖端 118 的第二针 116。在一个实施例中,第一导电顶端 114 用作刺激探针(即,阴极),其将来自连接器 102 的刺激信号沿着线 106 且向组织传递,而第二导电顶端 118 用作返回探针(即,阳极),用于由第一导电顶端 114 沿着线 108 传递到连接器 104 的信号。在任何情况下,探针 100 的部件可以类似于探针 22 的部件并且包括与探针 22 的部件类似的特征。在另一个实施例中,探针 100 可以是所谓的同心双极刺激器电极,其中阴极和阳极共用公共轴并且导电尖端形成分别传递刺激和感测任何接收到的刺激的间隔开的阴极和阳极。

[0027] 虽然已经结合优选实施例描述了本公开,但本领域的技术人员将会知道,在不脱离本公开的精神和范围的前提下,可以在形式和细节上进行更改。

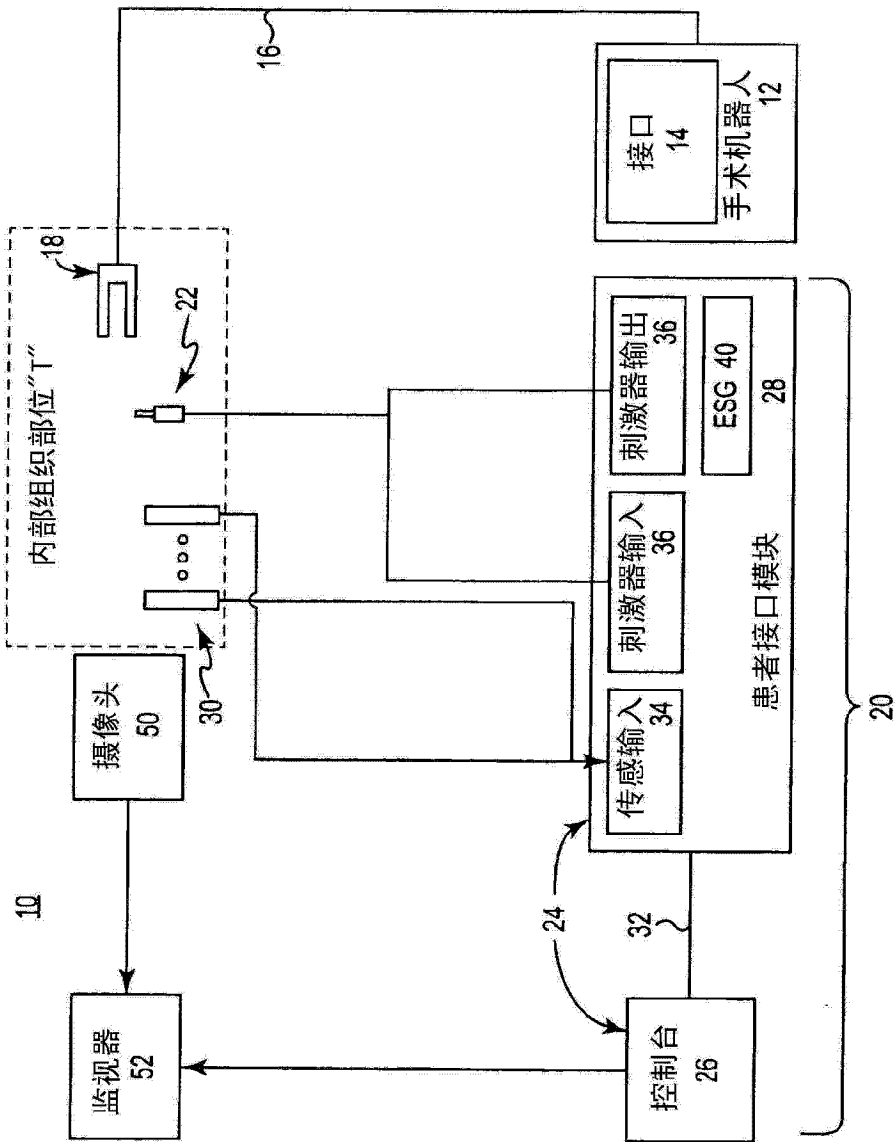


图 1

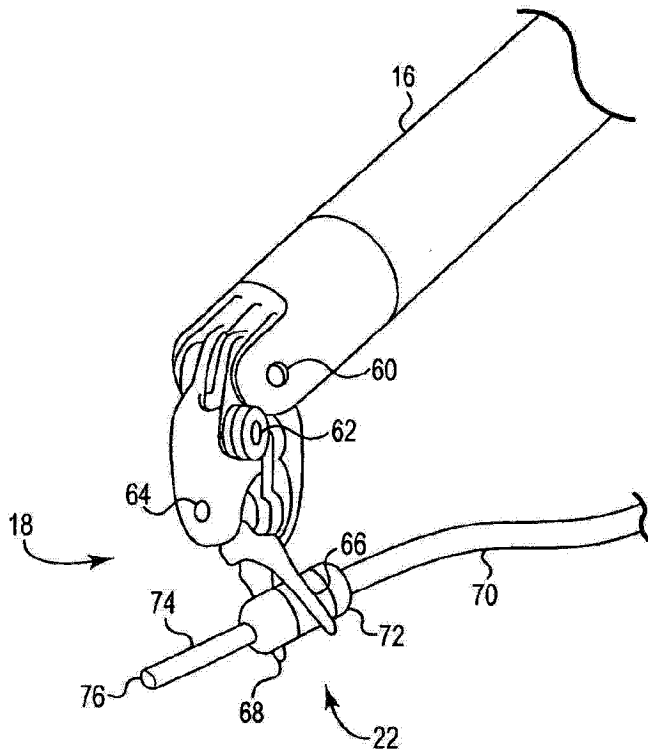


图 2

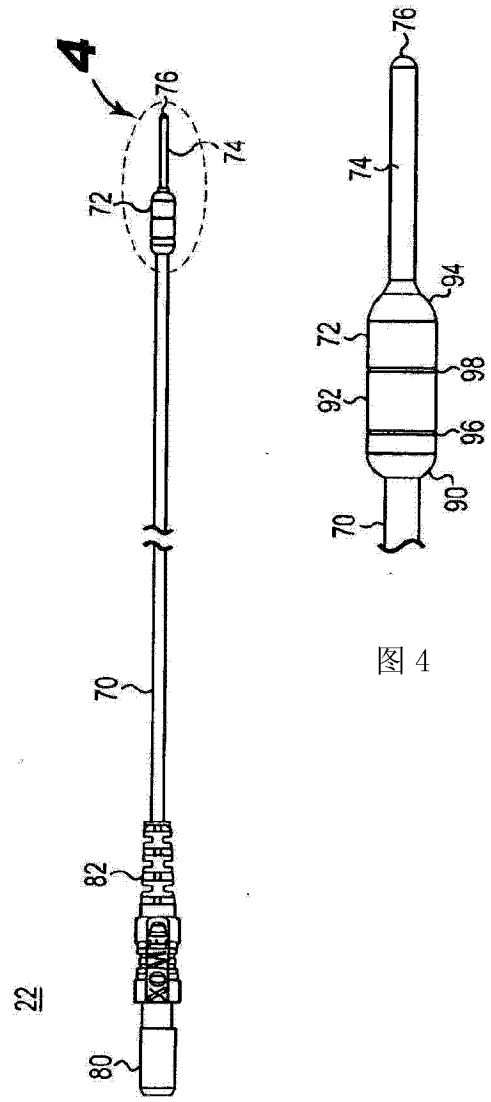


图 3

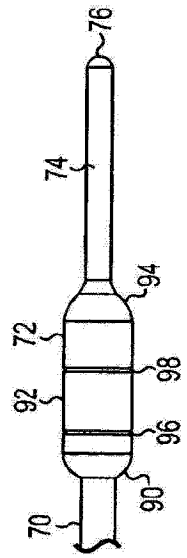


图 4

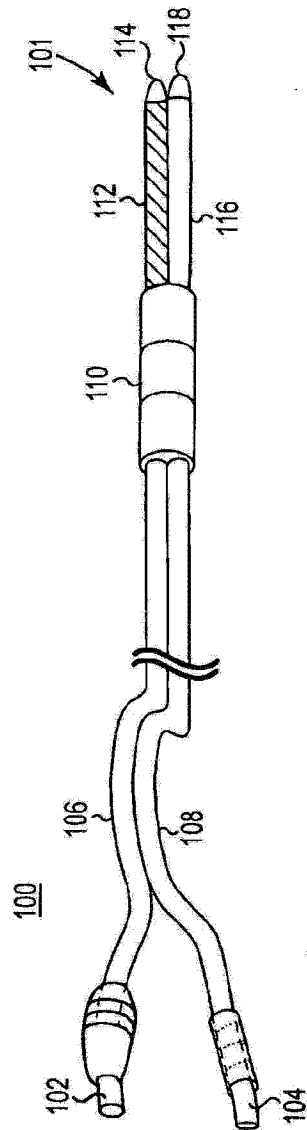


图 5

专利名称(译)	用于机器人和腹腔镜手术的刺激探针		
公开(公告)号	CN104321012A	公开(公告)日	2015-01-28
申请号	CN201380026435.7	申请日	2013-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
申请(专利权)人(译)	美敦力施美德公司		
当前申请(专利权)人(译)	美敦力施美德公司		
[标]发明人	DC哈克尔 李文正 KL麦克法林		
发明人	D·C·哈克尔 李文正 K·L·麦克法林		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 A61N1/36 A61B18/00 A61B5/0484		
CPC分类号	A61B5/0484 A61N1/36017 A61B5/4893 A61B19/2203 A61B34/30 A61B5/04001 A61B5/04009		
代理人(译)	刘佳		
优先权	13/455760 2012-04-25 US		
其他公开文献	CN104321012B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种刺激探针包括近端连接器和联接到近端连接器的柔性线。柄部联接到线并且针从柄部延伸且终止于导电尖端。

