



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104321012 B

(45)授权公告日 2018.10.19

(21)申请号 201380026435.7

(22)申请日 2013.04.24

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104321012 A

(43)申请公布日 2015.01.28

(30)优先权数据
13/455,760 2012.04.25 US

(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

(73)专利权人 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)
A61B 5/00(2006.01)
A61N 1/36(2006.01)
A61B 18/00(2006.01)
A61B 5/0484(2006.01)

(56)对比文件
CN 101594830 A,2009.12.02,
审查员 薛艳华

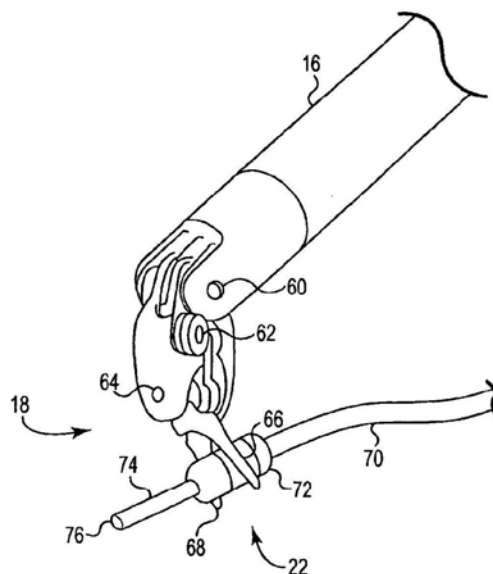
权利要求书2页 说明书4页 附图5页

(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, 所述柔性线在其第一端联接到所述近端连接器;
柄部, 其具有联接到在所述柔性线的第二端的近端, 所述柄部包括与所述近端相对的远端, 并且所述柄部具有被构成为由器械抓取的抓取部; 以及
针, 其从所述柄部的所述远端延伸并终止于导电尖端, 所述导电尖端经由所述柔性线电联接到所述近端连接器以传递刺激能量, 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,
其中, 所述针和柄部被构造成通过腹腔镜引入腹腔镜手术部位中。
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范围内的直径。
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, 所述刺激探针包括近端连接器、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, 所述导电尖端电联接到所述柔性线以传递刺激能量, 所述针和柄部被构造成通过腹腔镜引入患者体内, 所述柔性线在所述近端连接器与所述手柄之间延伸, 以便与所述近端连接器相对的所述针相连接,
其中, 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3.0厘米, 其中所述柄部被构成为由所述臂抓取。
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。

16. 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。

17. 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2-4mm的范围内的直径。

18. 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。

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一个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一个特别实施例中为约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,并且在一个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一个特别实施例中为约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。

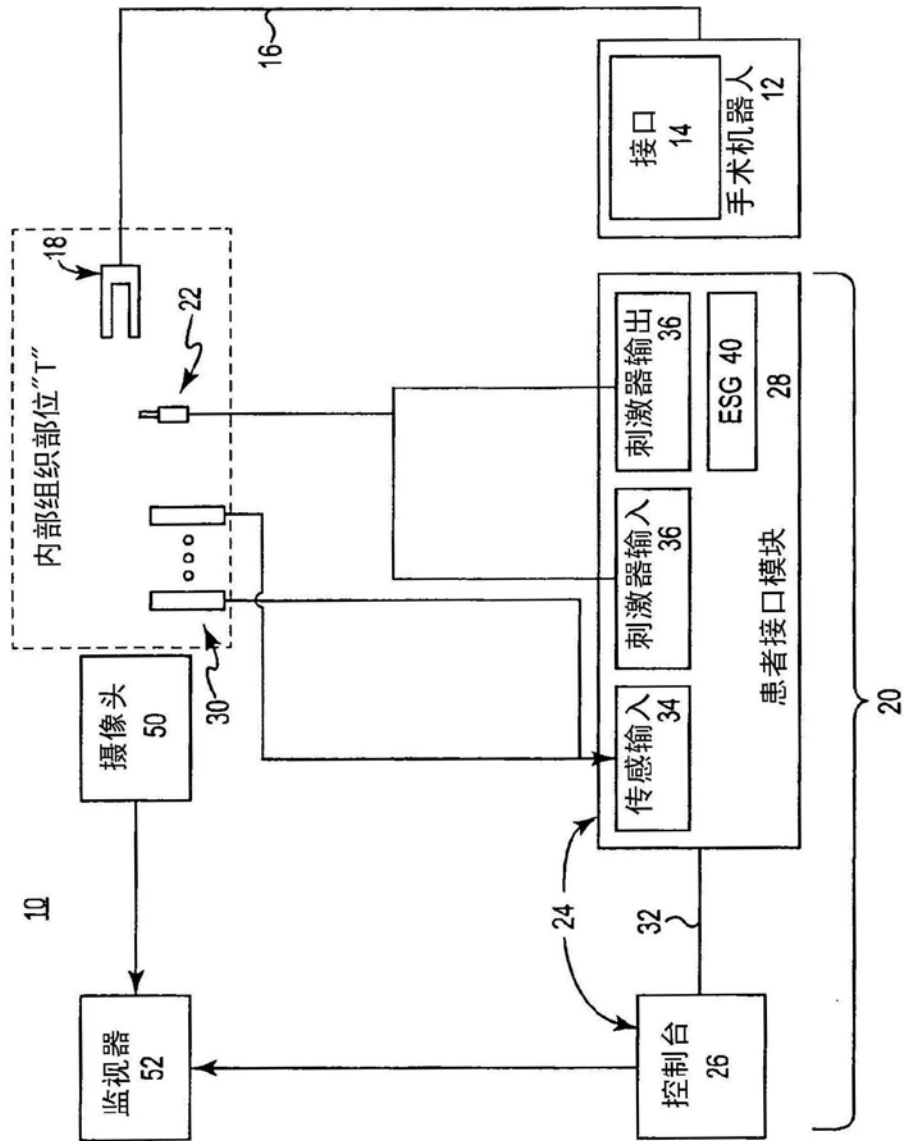


图1

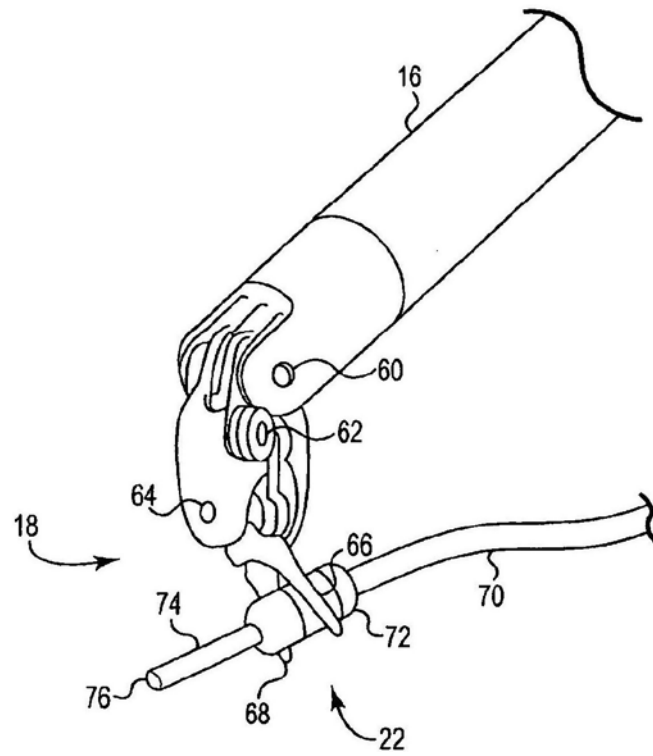


图2

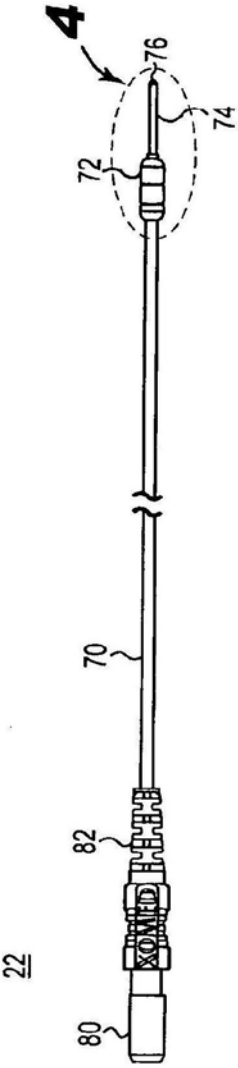


图3

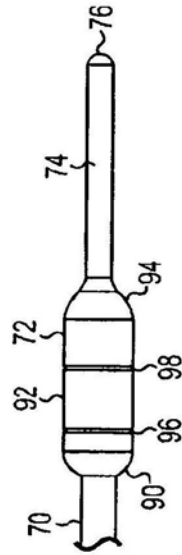


图4

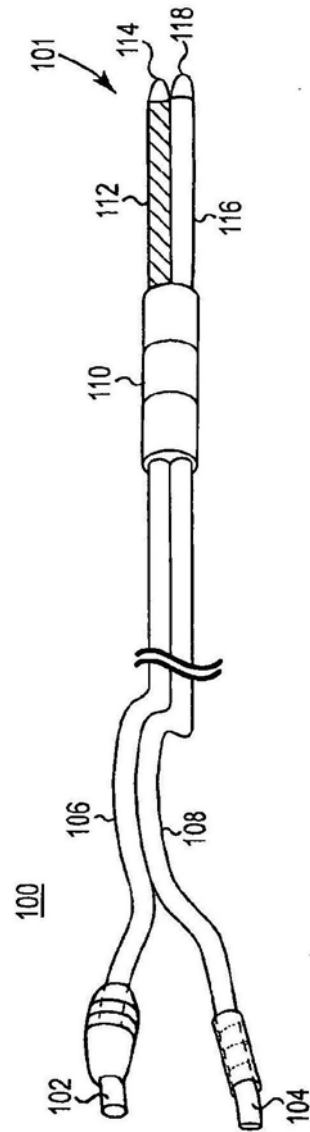


图5

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	CN104321012B	公开(公告)日	2018-10-19
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	A61N1/36017 A61B5/0484 A61B5/4893 A61B34/30		
代理人(译)	刘佳		
优先权	13/455760 2012-04-25 US		
其他公开文献	CN104321012A		
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。

