



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107847197 A

(43)申请公布日 2018.03.27

(21)申请号 201680045777.7

(22)申请日 2016.08.04

(30)优先权数据

62/201,308 2015.08.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/045555 2016.08.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/024135 EN 2017.02.09

(71)申请人 波士顿科学医学有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 桑德拉·纳加勒 希巴吉·肖梅

蒂莫西·哈拉 马克·博登

艾伦·舒罗斯 布莱恩·克拉克

阿米地奥·基亚韦塔

琳内·斯旺森 丹尼斯·维尔纳

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 王瑞朋 杨生平

(51)Int.Cl.

A61B 5/20(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/107(2006.01)

权利要求书1页 说明书7页 附图1页

(54)发明名称

用于膀胱标测的智能装置

(57)摘要

本发明提供在不需光学元件和后续直接电起搏情况下用于治疗膀胱病症的系统、装置以及方法。所述系统、装置以及方法通常从膀胱内表面和膀胱外表面中的一个或多个将起搏刺激直接地施加到膀胱壁上。

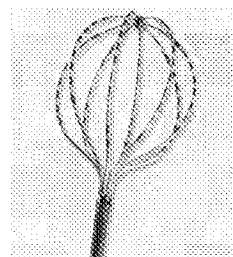


图 1A

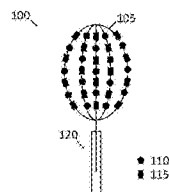


图 1B

1. 一种用于治疗患者的系统,包括:

导管,所述导管包括在以第一直径为特征的收缩构造与以大于第一直径的第二直径为特征的扩张构造之间可移动的可扩张元件,所述可扩张元件包括多个电极和至少一个传感器,所述至少一个传感器用于探测所述可扩张元件的一部分的曲率和施加到所述可扩张元件的一部分的力中的至少一个。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括:控制器,所述控制器构造为执行从以下功能所组成的组中选择的至少一个功能:(a) 测量所述多个电极中的至少一个的阻抗;(b) 测量所述可扩张元件的曲率;(c) 测量所述可扩张元件的温度;以及(d) 经由所述多个电极中的至少一个向患者传输电刺激。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述控制器构造为将由第一电极测量的阻抗与预设的参考阻抗和由第二电极同时测量的阻抗中的一个进行对比,并且基于所述对比,确定包括所述第一电极的所述可扩张元件的一部分是否邻接组织表面。

4. 根据权利要求1到3中任一项所述的系统,其中,所述可扩张元件包括多个光纤,每个光纤都包括多个光纤布拉格光栅。

5. 根据权利要求4所述的系统,还包括:控制器,所述控制器构造为将来自第一光纤的反射波长与预设的参考波长和来自第二光纤的反射波长中的一个进行对比,并且基于所述对比,确定包括所述第一光纤的所述可扩张元件的一部分是否与组织表面邻接。

6. 根据权利要求1到5中任一项所述的系统,其中,所述导管包括可导向末端。

7. 根据权利要求1到6中任一项所述的系统,其中,所述导管包括至少一个光纤成像元件,其构造为执行以下功能中的至少一个:将光传输到患者的身体中;和将光从所述身体传输到探测器。

8. 根据权利要求1到7中任一项所述的系统,其中,所述可扩张元件是包括多个细长元件的笼状物。

9. 根据权利要求1到7中任一项所述的系统,其中,所述可扩张元件是从由气囊、螺旋元件和笼状物组成的组中选定的。

10. 根据权利要求1到9中任一项所述的系统,其中,所述多个电极中的每个都由柔性印刷电路形成。

11. 根据权利要求1到10中任一项所述的系统,其中,所述多个电极中的每一个构造为测量阻抗以及传输电流或电压。

12. 根据权利要求1到11中任一项所述的系统,其中,所述多个电极中的每一个构造为记录患者的身体内的电活动,并且所述控制器进一步被编程为输出肌电图。

13. 根据权利要求1到12中任一项所述的系统,其中,所述多个电极中的每个都构造为将消融刺激和起搏刺激中的一个传输到患者的组织。

14. 根据权利要求1到13中任一项所述的系统,其中,所述控制器构造为接收来自所述第一电极的电信号,并且基于所述信号,通过所述第二电极传输电流或改变通过所述第二电极传输的电流流量。

15. 根据权利要求1到14中任一项所述的系统,所述系统用于诊断并且治疗膀胱过度活动症。

用于膀胱标测的智能装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2015年8月5日提交的美国临时申请序列号No.62/201,308的优先权,其全部公开通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本申请涉及医疗装置以及医疗程序的领域。更具体地,本申请涉及用于无创电生理治疗例如泌尿病症的装置与方法。

背景技术

[0004] 膀胱是中空的弹性器官,其在小便(也被称为“排尿”或“撒尿”)之前收集由肾产生的尿液。膀胱壁通常包括内粘膜层、下粘膜层以及肌肉层,其从内到外包括内部纵向亚层、圆形亚层以及外部纵向亚层。肌肉层之上是被称为浆膜和外膜的一个或多个结缔组织层。在膀胱和尿道之间是至少一个膀胱括约肌(外膀胱括约肌),其在小便期间控制尿液从膀胱向尿道中的流动。

[0005] 膀胱括约肌的收缩和舒张与膀胱壁(也被称为“逼尿肌”)的收缩受控于躯体神经系统和自主神经系统,并且在自主方面,受控于交感神经系统和副交感神经系统。来自膀胱的肌肉层内的拉伸受体的感觉信息由从膀胱延伸到脑桥的感觉传入神经传达,而传出神经连接部通过骨盆神经(副交感神经)和/或下腹神经(交感神经)从脑桥延伸到膀胱。对排尿的躯体控制由阴部神经介导,所述阴部神经支配外膀胱括约肌并且控制括约肌自主收缩和舒张。

[0006] 尽管膀胱活动容易被想当然,但它是正常人类生理学的重要组成部分。正常成人一般每天小便大约6或7次,通常在清醒的时间中,然而个体之间排尿的频率和时间可能会有很大的不同。膀胱过度活动症(“OAB”)是一种排尿节奏混乱的病症,其特征在于四个症状:第一,小便急迫感增加,正式定义为难以制止的突然的强烈的小便欲望;第二,异常的小便频率,定义为每天超过8次的小便;第三,因排尿冲动而中断正常睡眠,被称为“夜尿症”;以及第四,“急迫性尿失禁”或在尿急期间不自主排尿。在美国,膀胱过度活动症影响估计16%的成人,并且大约6%的成人遭受以急迫性尿失禁为特征的膀胱过度活动症。(见Stewart WF等人的Prevalence and burden of overactive bladder in the United States(美国膀胱过度活动症的患病率与负担),World J Urol(世界泌尿杂志),2003年5月;20(6):327-36)。

[0007] 膀胱过度活动症具有各种潜在诱因,其大体上分类为肌原性的(出现在膀胱的平滑肌中)、神经性的(由神经系统产生)、混合性的、或特发性的(缺乏明确的病因)。尽管存在这些分类,但是在取自患有神经性和非神经性膀胱过度活动症的患者逼尿肌样品中观察到包括增加的自发性收缩的电变化以及肌细胞之间的更大电耦合。

[0008] 目前对于膀胱过度活动症的治疗包括:行为疗法,包括对紧迫性的控制和/或改善膀胱容量;用抗胆碱能药物(例如达非那新、弗斯特罗定、奥昔布宁等)或神经毒素(例如

onabotulinumtoxin-A) 进行的药物治疗;以及骶神经的电神经调节(例如,使用 InterStim®神经调节装置(美敦力公司,明尼阿波利斯,明尼苏达州))。尽管这些干预能够有效地治疗某些患者的膀胱过度活动症,但是目前的药物治疗需要重复给药,而药理学途径和神经调节途径都提供的是全身性而不是针对性的干预,并且伴有副作用增加的风险。

[0009] 目前膀胱过度活动症治疗的局限能够通过更有针对性的干预措施来解决,并且理想的是通过专门针对局部膀胱异常的干预措施来解决。然而,这样的治疗方法将需要识别这种异常的手段,对这些异常的直接干预工具,并且理想的是验证该疗法已经被准确地传输给他们。虽然膀胱镜检查被用于各种治疗,但相对较大直径的膀胱镜可能会引起尿道刺激。

发明内容

[0010] 本公开在其各个方面提供了系统、装置和方法,用于在空间上定位膀胱内的异常,和/或生成膀胱的内表面的尤其是设备与膀胱壁之间的界面的虚拟地图。这些方面能够促进对例如膀胱过度活动症等病症的针对性干预。与现在被用于治疗膀胱过度活动症的全身性干预相比,本公开的各方面是微创性的,并且实现了降低副作用的风险。

[0011] 在一个方面,本公开涉及用于治疗患者的系统,该系统包括具有可扩张元件的导管,所述可扩张元件在以小于患者尿道内径的第一直径为特征的收缩构造与大于第一直径的第二直径之间可移动。可扩张元件包括多个电极和至少一个传感器,用于探测可扩张元件的一部分的曲率和施加到可扩张元件的一部分的力(或压力)中的一个。所述系统还优选包括控制器,其能够执行以下功能中的至少一个:(a) 测量所述多个电极中的至少一个的阻抗;(b) 测量所述可扩张元件的曲率;(c) 测量所述可扩张元件的温度;以及(d) 经由所述多个电极中的至少一个向患者传输电刺激。控制器可选地或附加地能够将由第一电极测量的阻抗与预设的参考阻抗和由第二电极同时测量的阻抗中的一个进行对比,并且基于所述对比,确定所述可扩张元件的一部分是否邻接组织表面。在一些情况下,可扩张元件包括多个光纤,其每一个都进而包括多个光纤布拉格光栅。在使用了这种光纤布拉格光栅的情况下,可选的控制器也可以被编程为将来自第一光纤的反射波长与预设的参考波长和来自第二光纤的反射波长中的一个进行对比,并且基于所述对比,确定包括所述第一光纤的所述可扩张元件的一部分是否与组织表面邻接。在一些情况下,导管的末端是可导向的,并且在一些情况下,导管包括至少一个光纤成像元件,用于将光传输到患者的身体中和/或将光从膀胱传输到探测器(例如摄像头)。在一些情况下,可扩张元件可以是包括多个细长元件的笼状物;在另一些情况下,可扩张元件可以是气囊或螺旋元件。电极可选择地由柔性印刷电路形成,和/或构造为测量阻抗以及传输电流或电压。在一些情况下,多个电极中的每个能够构造为记录患者身体内的电活动,并且控制器能够进一步被编程为输出肌电图和/或将消融刺激和起搏刺激中的一个传输给患者的组织。替代地或附加地,所述控制器可以构造成接收来自所述第一电极的电信号,并且基于所述信号,通过所述第二电极传输电流或改变通过所述第二电极传输的电流。根据本公开的此方面的系统特别有利于诊断和治疗膀胱过度活动症。

[0012] 在另一方面,本公开涉及一种治疗患者的方法,其包括将可导向导管插入患者的膀胱中;所述可导向导管如上所述包括可扩张元件,所述可扩张元件能够在以第一直径为

特征的收缩构造与以大于第一直径的第二直径为特征的扩张构造之间移动,所述可扩张元件包括多个电极和至少一个传感器,用于探测可扩张元件的曲率和施加到可扩张元件的力中的一个。导管能够用于标测膀胱壁,其可选择地包括扩张可扩张元件以及探测可扩张元件与膀胱的内表面之间的邻接。能够以多种方式探测邻接:例如,可扩张元件可选择地包括多个光纤,其每一个都包括上面描述的多个光纤布拉格光栅。在该情况下,可以通过以下方式来探测邻接:探测第一光纤的曲率与预设参考曲率和第二光纤的曲率中的一个的差异,所述第一光纤的曲率由与第一光纤光学地连通的第一传感器感测到的第一波长来指示,所述第二光纤的曲率由与第二光纤光学地连通的第二传感器感测到的第二波长来指示。替代地或附加地,可以通过对比由可扩张元件上的第一电极测量的阻抗与预设的参考阻抗和通过可扩张元件上的第二电极同时测量的阻抗中的一个来探测邻接。该方法还可以包括基于标测步骤将电刺激(例如,消融刺激、抑制刺激或起搏刺激)传输到膀胱的一部分。

[0013] 在又一方面,本公开涉及膀胱标测导管,其包括可扩张元件,所述可扩张元件能够在以第一直径为特征的收缩构造与以大于第一直径的第二直径为特征的扩张构造之间移动,所述可扩张元件包括多个电极和至少一个传感器,用于探测可扩张元件的曲率和施加到可扩张元件的力中的一个。可扩张元件可选择地包括多个光纤,每个光纤都包括多个光纤布拉格光栅。在一些情况下,多个电极中的每个都包括柔性印刷电路。可选地或附加地,电极中的每个可以构造为传输电刺激以及接收电信号。在一些情况下,可扩张元件可以是笼状物,而在另一些情况下,可扩张元件可以如上所述是气囊或螺旋结构。

附图说明

[0014] 下面参照下列附图更详细地描述本公开的各方面,其中相同的附图标记表示相同的元件,并且其中:

[0015] 图1A是包括笼状物和电极阵列的心脏电生理学标测导管的照片。

[0016] 图1B是根据本公开的某些实施方式的标测导管的示意图。

[0017] 除非在下面的说明书中另有提供,附图不是按比例绘制的,重点在于说明本公开的原理。

具体实施方式

[0018] 提供了一种用于标测膀胱解剖结构的电活动和/或其它特征的系统、装置以及方法。本公开的优选实施方式利用能够例如借助于可扩张笼状结构105(图1B)或气囊(未示出)或可扩张螺旋结构(未示出)等进行收缩与扩张的电极阵列100,所述电极阵列100包括多个电极110,所述多个电极110理想地可操作以传输电刺激和记录电信号(不论是内生的或通过阵列内的其它电极产生的),并且最优选地可彼此独立地操作。图1A示出了心脏标测导管(由马萨诸塞州马尔伯勒的波士顿科学公司(Boston Scientific)销售的Constellation™),其与本公开的标测装置共享某些特征,包括在图1B中示出的特征,例如包括多个电极110的可扩张笼状结构105,所述多个电极110沿着可扩张结构105的长度与周缘有规则地间隔开。除了这些特征外,在某些实例中,标测导管100可选择地包括多个传感器115,其用于检测导管100的邻接,特别是一个电极或多个电极110与膀胱壁,如图1B所示。

[0019] 在一些情况下,传感器115构造为测量可扩张结构105的曲率,而在另一些情况中,

传感器测量例如由膀胱壁施加到可扩张结构105的力(例如机械力、流体流动力、电力等)。在多种情况中,传感器本质上可以是电气类型的,例如专用阻抗传感器,可以是微流体类型的或者可以是光学类型的。在优选的实施方式中,可扩张元件105包括多个光纤,每个光纤都包括用作变形传感器115的一系列光纤布拉格光栅。导管100可连接至一个或多个光源,以分别地照射每个光纤,并且优选地还连接至能够探测多种波长的光的一个或多个光电探测元件。由光纤内的每个布拉格光栅反射的光的主波长 λ 随着光栅的弯曲的程度而变化,并且在优选的实施方式中,本公开的标测系统包括构造为执行算法的控制器,所述算法将由光源发射的强度和波长、由布拉格光栅反射的光的强度和波长以及在样条(spline)中使用的光纤的光弹性系数(P_c)中的一个或多个作为输入,并且将可扩张本体105的样条与组织之间的邻接的读数提供为输出。曲率的测量可以例如根据Yi等人的方法完成(Life System Modeling and Intelligent Computing(生命系统建模与智能计算)中的文章“An Orthogonal Curvature Fiber Bragg Grating Sensor Array for Shape Reconstruction(用于形状再建的正交曲率光纤布拉格光栅传感器阵列)”, Communications In Computer and Information Science(计算机通信与信息科学期刊), 97卷,2010年,施普林格出版社,柏林海德堡,该文献通过引用并入本文用于所有目的)。根据Yi等人,当向光纤布拉格光栅施加应变时,反射波长根据下述方程1而改变,其中, λ_B 是反射波长,并且 ϵ 是所施加的应变:

$$[0020] \quad \Delta \lambda_B = \lambda_B \cdot (1 - P_c) \cdot \epsilon \quad [1]$$

[0021] 由此, λ_B 的变化能够用于计算应变,其进而能够使用任何适当、合适的应变与曲率的模型来计算样条的曲率;替代地,一旦可扩张构件105完全地扩张,除非样条与膀胱壁接触,否则任一样条的曲率预期不会变化,所以在一些情况下,波长的变化能够足以识别样条与膀胱壁之间的邻接。在优选的实施方式中,每个样条包括多个光纤布拉格光栅,并且这些光栅可选择地调整为反射不同波长的光。替代地或附加地,光纤布拉格光栅可以具有相同的波长调谐,并且反射波长的差异可以通过机械方式实现,例如通过将光栅定位在样条的具有不同曲率的部分内,或定位在具有不同光弹性系数 P_c 的样条部段内。

[0022] 可扩张元件105内的各个样条的曲率被可选择地对比,以便识别可扩张元件105的哪些部分与膀胱壁接触而哪些不与膀胱壁接触。这些测量值还可选择地用来自设置在样条上的一个或多个压力传感器的直接压力信息来补充。

[0023] 替代地或附加地,膀胱壁与可扩张元件105的一些部分之间的邻接能够通过阵列内的电极110中的每个处的阻抗测量来确定。

[0024] 标测导管100还可选择地包括其它的传感器,例如能够在消融期间用于提供反馈的温度传感器、用以提供关于可扩张元件105在膀胱内的位置和移动的信息和/或提供关于可扩张元件105的扩张程度的信息的加速计和/或电磁位置传感元件。虽然被支承在导管100上,但是这些传感器中的每个也可以定位在任何合适的位置,包括在导管轴之上或之中,或在可扩张元件105的一个或多个样条之上或之中。与使用上述传感元件的元件105的扩张有关的信息以及对光纤布拉格光栅所反射的波长的解析特别有利于在不可获得直接光学可视化时的情况下确定可扩张元件的位置与形状(从而形成虚拟地图)。

[0025] 此外,导管100可选择地设计为发生旋转(例如,包括盘绕层或编织层,用以在导管100的近端和远端之间传递扭矩)以及被导向(例如,借助于能够被推动或拉动的一个或多

个丝线在末端处或附近产生弯曲,或者借助于可导向套筒,导管100穿过其插入到膀胱中)。包含这些特征的导管能够比没有这些特征的导管更容易定位成与膀胱壁紧密邻接。

[0026] 导管100还可选择地包括一个或多个光纤或电子(摄像头/发光二极管)元件,以形成通向导管的远侧末端的光路和/或来自远侧末端的成像路径,使得能够直接通过导管100来对膀胱进行成像,以代替或补充膀胱镜或荧光透视膀胱成像(有利地减少刺激和伴随的电噪声)。替代地或附加地,导管100包括一个或多个氧传感元件,其构造为在可扩张元件靠近氧含量相对较高的区域附近时通知用户,表示该区域血管化良好;为了避免出血的风险,本公开的优选实施方式不包括消融或抑制血管化良好的区域。

[0027] 上面描述的标测导管通常用作膀胱治疗系统的部件。首先,标测导管100通过膀胱镜的工作通道的管腔120,或更优选地通过泌尿(即尿道)导管传输到膀胱。导管100还可连接到或包括手柄元件,所述手柄元件包括用以使可扩张元件105扩张与收缩并且用以作为导管100的末端提供导向的致动器,并且所述导管100包括可与波形发生器和/或放大器和/或其它系统连接的引线,所述波形发生器用于通过电极110传输电刺激,所述其它系统用于测量来自电极110的电流、电压、阻抗等,并且可选地测量加速计数据、曲率信息以及温度数据。电极能够用于测量点阻抗或肌电图,或它们能够成对(这种对利用在相同样条或不同样条上的电极的多种组合)与算法一起使用,以确定充注有盐水的膀胱的形状和容量。此外,阻抗和阻抗平面测量数据能够与算法一起使用来显示插入有装置的膀胱的虚拟照片。

[0028] 关于阻抗平面测量,在一个示例性的协议中,使用一对电极来传输电流,并且使用阵列内的两个或更多个其它电极来测量相应的电压;基于与膀胱组织的较高电阻率(大致800-1000欧姆/cm)相比的尿液和盐水的较低电阻率(大体上1000ohms/cm)来处理电压数据,由此允许系统确定哪个电极接触组织以及哪个电极在膀胱容积内。阻抗平面测量的更详细的说明在以下书籍中提供:Dysphagia:Diagnosis and Treatment中Lenglinger的文章“Impedance Planimetry”,329-337页(2012年,施普林格,柏林),其通过引用并入本文用于所有目的。

[0029] 使用中,将导管100插入优选通过从尿道延伸到膀胱中的导管的管腔以低于膀胱的阈值容量(即协同收缩期间膀胱排空的容量)的容量充注有生理盐水的膀胱,并且使可扩张元件105扩张。然后,优选将导管100导向膀胱壁,引导方式是通过来自电极110的阻抗测量,并且可选择地通过使用膀胱镜、荧光镜成像,或通过导管100自身内的摄像头元件,该摄像头能够捕获传输通过可扩张元件105内的光纤样条的光,从而提供用于引导导管100的图像数据。一旦在可扩张元件105与膀胱壁之间建立了紧密邻接,就可沿着膀胱壁在一个或多个点处使用电极110获取肌电图记录,以识别异常电活动的一个位置或多个位置。使用电极110生成的电标测数据可选地与在标测程序之前或之中获得的其它空间信息或标测数据重叠或组合。该数据的来源包括CT扫描、核磁共振成像、荧光镜检查、使用膀胱镜或使用被可选择地包括在导管100内的光学元件进行的光学成像;关于从可选择的加速计、陀螺仪元件等获得的导管位置的信息能够用于准确地合并电标测数据与其它标测数据,但并不一定是必需的。

[0030] 一旦确定了异常活动的一个位置或多个位置,则可使用导管100将电刺激传输到所述位置,以消融或抑制那些位置。例如,在异常活动的位置处与膀胱壁紧密邻接(即,接触或在0-1000微米的距离内)的电极110能够被激活,以向膀胱壁提供消融(例如,射频)或非

消融性抑制刺激;刺激的传输可根据预定的程序来进行,和/或可基于来自比如可选择的温度传感器等导管元件的反馈而变化,或者基于刺激所传输到的位置之处和周围的阻抗测量而变化。本领域的技术人员将理解的是,在其它设置中,基于射频对目标组织的热消融关联于阻抗的快速下降,其被认为与消融区域内的细胞结构的破坏相对应。在膀胱应用中,所测阻抗的20-30%或更多的下降表明(但不一定是确定性的)完全消融;相似地,电极110上的目标温度的实现能够使用任何合适的方式整合到可扩张元件105中,包括但不限于粘接。在一些情况下,电极包括柔性印刷电路。

[0031] 上面描述的本公开的多种方面能够提供超过当前使用的膀胱过度活动症治疗的诸多优势,包括提供基于膀胱过度活动症的异常电活动的长期局部治疗,而不会像全身性地施用的药物疗法或针对支配膀胱及附近结构的神经和/或脊髓的电干预那样影响其它组织。此外,本公开的某些特征能够有助于其在医生诊所中使用,而不需要荧光检查成像或其它实时成像,从而潜在地减少了手术花费,并且能够包括多重安全机构,以防止例如消融高度血管化的膀胱区域。

[0032] 结论

[0033] 上述示例都着眼于标测与消融膀胱的区域,以限制异常电活动,并且由此治疗膀胱过度活动症。然而,本领域的技术人员将会明白的是,上面示出的实施方式可用于治疗与身体器官或管腔中的异常自发电活动相关的各种病症。例如,类似于上面描述的电极和系统能够用于治疗消化道(包括但不限于胃和/或大肠和小肠)的病症。使用上面描述的电极、装置、系统和方法来治疗这类病症处于本公开的范围之内。

[0034] 如本文使用的用语“和/或”应该理解为意指如此结合的元件中的“任一者或两者”,即,在一些情形中联合地存在而在另一些情况中分离地存在的元件。除了通过“和/或”用语特别地标识的元件之外,其它元件能够可选择地存在,而不管其与特别地标识出的那些元件是否相关或不相关,除非另有明确的相反说明。因此,作为一个非限制性示例,“A和/或B”在与开放式语言比如“包括”等一起使用时,在一个实施例中可以指包括A而不包括B(可选择地包括除了B外的元件);在另一个实施方式中,包括B而不包括A(可选择地包括除了A外的元件);在又一个实施方式中,既包括A又包括B(可选择地包括其它元件),等等。

[0035] 术语“实质上由...构成”意指排除对功能有贡献的其它材料,除非本文另有定义。尽管如此,这类其它材料也可能以微量共同地或单独地存在。

[0036] 如在本说明书中所使用的,术语“大体上(大致)”或“大约”意指 $\pm 10\%$ (例如按重量计或按体积计),并且在某些实施方式中意指 $\pm 5\%$ 。贯穿本说明书提及“一个示例”、“一示例”、“一个实施方式”或“一实施方式”意指结合该示例描述的特定的特征、结构或特性被包括在本技术的至少一个示例中。由此,贯穿本说明书的各个地方出现的用语“一个示例中”、“一示例中”、“一个实施方式”或“一实施方式”并不一定都表示相同的示例。此外,特定的特征、结构、例程、步骤或特性能够以任何合适的方式在本技术的一个或多个示例中结合。本文提供的标题仅是为了方便,并不旨在限制或解释所要求的技术的范围或含义。

[0037] 上面已经描述了本公开的某些实施方式。然而,应当清楚地指出的是,本公开并不局限于这些实施方式,更确切地说意图是,对本文明确描述的内容的添加和修改也包括在本公开的范围之内。此外,应当理解的是,在不背离本公开的精神和范围的情况下,本文描述的多个实施方式的特征并不是相互排斥的,而是能够以多种组合和置换方式存在,即使这

类组合或置换方式没有在本文明确示出。事实上,本文所描述内容的变化、变型和其它实施方式对于本领域技术人员来说将是显而易见的,而不背离本公开的精神和范围。因此,本公开将不仅通过前述的说明性描述而限定。

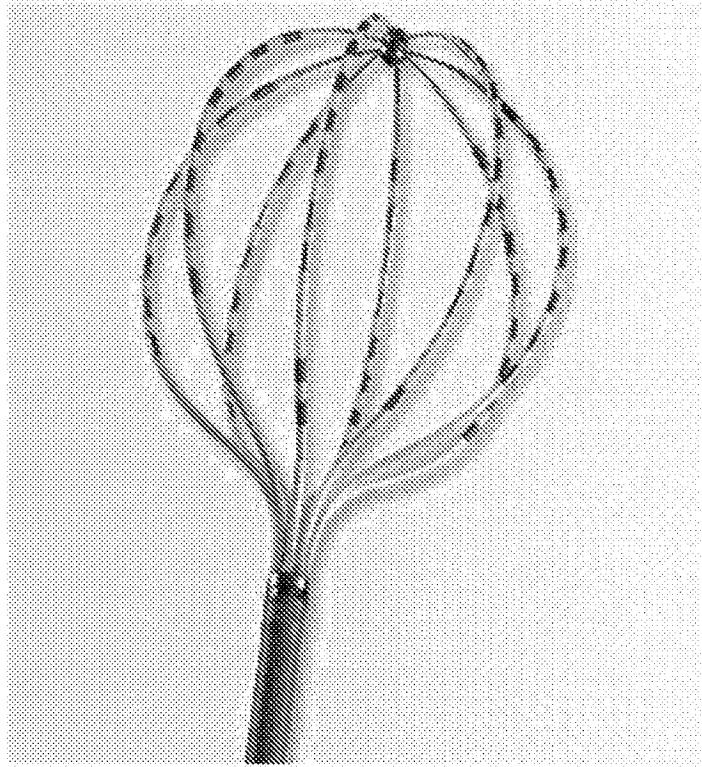


图1A

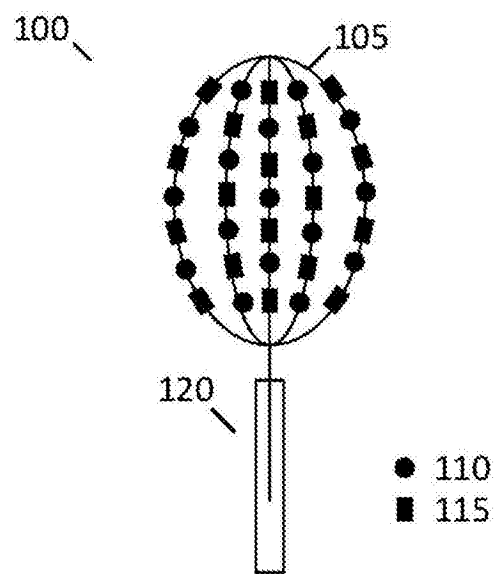


图1B

专利名称(译)	用于膀胱标测的智能装置		
公开(公告)号	CN107847197A	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201680045777.7	申请日	2016-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学医学有限公司		
[标]发明人	桑德拉纳加勒 希巴吉肖梅 蒂莫西哈拉 马克博登 艾伦舒罗斯 布莱恩克拉克 阿米地奥基亚韦塔 琳内斯旺森 丹尼斯维尔纳		
发明人	桑德拉·纳加勒 希巴吉·肖梅 蒂莫西·哈拉 马克·博登 艾伦·舒罗斯 布莱恩·克拉克 阿米地奥·基亚韦塔 琳内·斯旺森 丹尼斯·维尔纳		
IPC分类号	A61B5/20 A61B5/00 A61B5/053 A61B5/107		
CPC分类号	A61B5/0538 A61B5/1076 A61B5/20 A61B5/205 A61B5/6852 A61B5/6874 A61B1/00045 A61B1/04 A61B1/07 A61B1/307 A61B5/0036 A61B5/04882 A61B5/202 A61B5/4836 A61B5/6853 A61B5/6858 A61B5/6885 A61B5/74 A61B18/1492 A61B2018/0022 A61B2018/00267 A61B2018/00517 A61B2018/ /00577 A61B2562/166 A61N1/36007		
代理人(译)	杨生平		
优先权	62/201308 2015-08-05 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供在不需要光学元件和后续直接电起搏情况下用于治疗膀胱病症的系统、装置以及方法。所述系统、装置以及方法通常从膀胱内表面和膀胱外表面中的一个或多个将起搏刺激直接地施加到膀胱壁上。

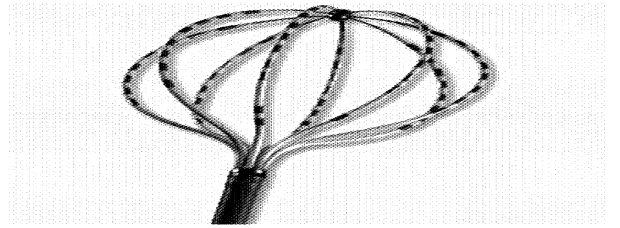


图 1A

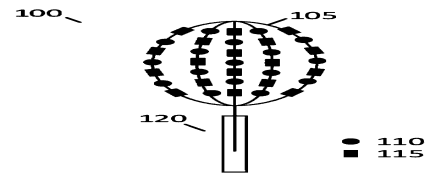


图 1B