(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2018 年 8 月 2 日 (02.08.2018)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2018/137632 A1

(51) 国际专利分类号:
A61F 2/26 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2018/073902

(22) 国际申请日: 2018 年 1 月 24 日 (24.01.2018)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201710054327.0 2017年1月24日 (24.01.2017) CN

(71) 申请人: 上海氪励铵勤科技发展有限公司 (SHANGHAI CLINICAL-ENGINE TECHNOLOGY DEVELOPMENT CO., LTD.) [CN/CN]; 中国上海市宝山区高逸路 112-118 号 6 幢 1388 室, Shanghai 200439 (CN)。

(72) 发明人: 孙颖浩 (SUN, Yinghao); 中国上海市宝山区高逸路 112-118 号 6 幢 1388 室, Shanghai 200439 (CN)。

(74) 代理人: 北京合智同创知识产权代理有限公司 (BEIJING HEADSTAY INTELLECTUAL PROPERTY AGENCY); 中国北京市海淀区大钟寺 13 号院 1 号楼华杰大厦 5A1-2, Beijing 100098 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明，要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明，要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

(54) **Title:** PENILE PACEMAKER AND CONTROL METHOD THEREOF

(54) **发明名称**: 一种阴茎起搏器及其控制方法

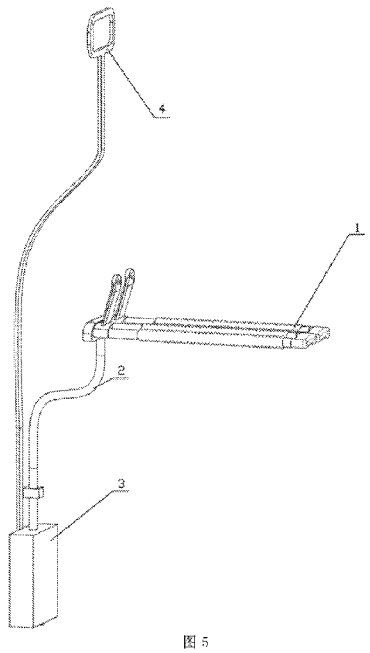


图 5

(57) **Abstract:** A penile pacemaker comprises a penile implant mechanism (1), a liquid storage chamber (35), a catheter (2) and a pump (302). The penile implant mechanism (1) is arranged between a subcutaneous tissue and a sponge-like tissue of a penis, comprises a chamber and can be axially and stretchably fixed at a proximal end of the penis. The liquid storage chamber (35) stores a liquid, and communicates with the chamber of the penile implant mechanism (1) via the at least one catheter (2). The pump (302) is coupled to the liquid storage chamber (35) and the penile implant mechanism (1). The pump (302) and is used to provide power to transmit the liquid between the liquid storage chamber (35) and the penile implant mechanism (1).

(57) **摘要**: 一种阴茎起搏器及控制方法，阴茎起搏器包括阴茎植入机构（1）、储液室（35）、导管（2）和泵（302），其中：阴茎植入机构（1）用于阴茎皮下与海绵体之间，阴茎植入机构（1）具有中空的腔体，并且可轴向伸缩地固定于阴茎的近端；储液室（35）中储存流体，储液室（35）通过至少一根导管（2）与阴茎植入机构（1）的腔体连通；泵（302）耦合至储液室（35）和阴茎植入机构（1），泵（302）用于为流体在储液室（35）和阴茎植入机构（1）之间传输提供动力。

WO 2018/137632 A1

[见续页]

本国际公布:
— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。
— 包括经修改的权利要求(条约第19条(1))。

一种阴茎起搏器及其控制方法

技术领域

本发明实施例涉及医疗器械技术领域，尤其涉及一种阴茎起搏器及其控制方法。

背景技术

男性勃起功能障碍患者，阴茎往往不能自主勃起或勃起硬度欠佳，目前市场上存在一种植入式阴茎假体，如专利US4651721和US5062417中所述的，主要由海绵体内植入式水囊、储液囊和单向阀组成，由于该植入装置结构复杂，手术创伤大，尤其是其用水囊完全替代阴茎海绵体的做法，完全破坏了海绵体组织自身的解剖结构，手术风险大，术后恢复时间长，综合以上因素，海绵体内植入式阴茎假体并不是理想的勃起辅助治疗装置。

再有如专利US20130131443中提供的一种在阴茎海绵体外包裹的由温敏形状记忆合金制成的骨架式假体，该种假体同样具有手术创伤大，在植入时需要将阴茎海绵体分别完全游离开方可完成植入，而且由于采用了金属材料制成，异物感明显，使用感受差，这一发明最大的缺点就是起搏与去起搏需要提供金属发生形变的温度条件，使用起来及其不便；综合目前技术所存在的各种问题，急需一种植入方式简便创伤小，勃起辅助效果确切，使用简便、安全、稳定的阴茎勃起辅助器械。

发明内容

鉴于上述问题，本发明提供一种阴茎起搏器及其控制方法，以克服上述问题或者至少部分地解决上述问题。

所述阴茎植入机构用于阴茎皮下与海绵体之间，所述阴茎植入机构具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；

所述储液室中储存流体，所述储液室通过至少一根导管与所述阴茎植入机构的腔体连通；

所述泵耦合至所述储液室和阴茎植入机构，所述泵用于为所述流体在储液室和阴茎植入机构之间传输提供动力。

可选地，在本发明实施例中，还包括电源，所述电源与所述泵电连接，用于为所述泵提供电能。

可选地，在本发明实施例中，所述泵包括泵体、泵头和弹簧，所述泵头通过弹簧

与泵体连接，所述泵头通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的体积。

可选地，在本发明实施例中，还包括控制装置，所述控制装置用于控制所述泵的运行。

可选地，在本发明实施例中，患者从体外控制所述控制装置。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置包括行程开关，所述行程开关与泵串联，用于限制泵的行程。

可选地，在本发明实施例中，所述导管上还设有阀门，所述阀门用于改变流体的流动方向。

可选地，在本发明实施例中，所述导管上还设有至少一个阀门，所述阀门从所述电源获取电能，并在所述控制装置的控制下改变流体的流动方向。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置包括体外无线遥控装置和体内感应装置，所述体内感应装置用于与体外无线遥控装置进行无线耦合，并根据耦合信号对所述电源进行充电。

可选地，在本发明实施例中，所述体外无线遥控装置包括启动按钮，所述启动按钮用于控制泵的启动。

可选地，在本发明实施例中，所述导管上还设有至少一个阀门，所述阀门从所述电源获取电能，并在所述控制装置的控制下改变流体的流动方向。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有固定装置，所述固定装置耦合至耻骨。

优选地，所述固定装置为至少一个固定板，固定板上设有通孔，固定件通过通孔将所述固定板固定至耻骨。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有一基座，所述固定装置耦合至基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连通。

优选地，所述基座的形状与海绵体相匹配。

更优选地，所述基座包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构包括至少两个外表面可沿阴茎轴向伸缩的节段型结构。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，所述两个节段型结构的端盖相互耦合。

优选地，所述两个节段型结构的一侧相互耦合。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少两个和/或至少三个波纹管。

优选地，每个节段型结构包括至少三个波纹管。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少一个外层节段和至少一个内层节段，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段相互嵌套，并可沿轴向相对滑动。

优选地，每个外层节段与内层节段之间设有限制装置，用于防止外层节段与内层节段之间滑脱。

优选地，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段均包括至少一个第一硬度节段和至少一个第二硬度节段，所述第一硬度节段和第二硬度节段交替分布，第一硬度节段的硬度大于第二硬度节段的硬度。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构的两端分别包括一个外层节段，所述两端的外层节段分别包括一个节段单元，两端之间的每个外层节段和每个内层节段均包括两个节段单元，其中，每个节段单元包括两个第一硬度节段和一个第二硬度节段，第二硬度节段位于两个第一硬度节段之间。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少一个中空的长度可变结构和至少一个中空的长度不可变结构，所述长度可变结构和长度不可变结构相互串联。

优选地，所述长度不可变结构的上表面和下表面之间具有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

优选地，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少一个挠性可折叠结构，在流体注入时所述挠性可折叠结构的折叠部分张开以使阴茎植入机构伸长；流体排出时，所述挠性可折叠结构在自身弹力作用下折叠成预定的形状以使阴茎植入机构收缩。

优选地，所述挠性可折叠结构之间分别设有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

优选地，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构伸开时，所述节段型结构是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构。

优选地，所述节段型结构伸开时的横截面为月牙形。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构靠近阴茎的远端部分由端盖密封，所述端盖的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有一基座，所述固定装置耦合至基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连

通。

优选地，所述基座的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述基座包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的厚度为 0.5～5mm。

优选地，所述阴茎植入机构的厚度为 2～3mm。

可选地，在本发明实施例中，阴茎植入机构的外表面设有具有生物相容性与延展性能的包覆层。

可选地，在本发明实施例中，还包括行程开关，所述行程开关与泵串联，用于限制泵的行程。

可选地，在本发明实施例中，患者从体外控制所述控制装置。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置包括体外无线遥控装置和体内感应装置，所述体内感应装置用于与体外无线遥控装置进行无线耦合，并根据耦合信号控制阴茎勃起和疲软。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置根据所述耦合信号对所述电源进行充电，由电源向泵提供电能。

可选地，在本发明实施例中，所述导管上还设有阀门，所述阀门用于改变流体的流动方向。

可选地，在本发明实施例中，所述电源向阀门提供电能，所述控制装置控制阀门改变流体的流动方向。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有固定装置，所述固定装置耦合至耻骨。

可选地，在本发明实施例中，所述固定装置为至少一个固定板，固定板上设有通孔，固定件通过通孔将所述固定板固定至耻骨。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有一基座，所述固定装置耦合至基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连通。

优选地，所述基座的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述基座包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构包括至少一个外表面可沿阴茎轴向伸缩的节段型结构。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，所述两个节段型结构的端盖相互耦合。

优选地，所述两个节段型结构的一侧相互耦合。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少两个波纹管。

优选地，每个节段型结构包括至少三个波纹管。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构包括至少一个外层节段和至少一个内层节段，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段相互嵌套，并可沿轴向相对滑动。

优选地，每个外层节段与内层节段之间设有限制装置，用于防止外层节段与内层节段之间滑脱。

优选地，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段均包括至少一个第一硬度节段和至少一个第二硬度节段，所述第一硬度节段和第二硬度节段交替分布，第一硬度节段的硬度大于第二硬度节段的硬度。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构的两端分别包括一个外层节段，所述两端的外层节段分别包括一个节段单元，两端之间的每个外层节段和每个内层节段均包括两个节段单元，其中，每个节段单元包括两个第一硬度节段和一个第二硬度节段，第二硬度节段位于两个第一硬度节段之间。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少一个中空的长度可变结构和至少一个中空的长度不可变结构，所述长度可变结构和长度不可变结构相互串联。

优选地，所述长度不可变结构的上表面和下表面之间具有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

优选地，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少一个挠性可折叠结构，所述挠性可折叠结构在流体注入时折叠部分张开，阴茎植入机构伸长；流体排出时，在自身弹力作用下折叠成预定的形状，阴茎植入机构收缩。

优选地，挠性可折叠结构之间分别设有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

优选地，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构伸开时，所述节段型结构是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构。

优选地，所述节段型结构伸开时的横截面为月牙形。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构靠近阴茎的远端部分由端盖密封，所述端盖的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有一基座，所述固定装置耦合至基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连

通。

优选地，所述基座的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述基座包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的厚度为 0.5～5mm。

优选地，所述阴茎植入机构的厚度为 2～3mm。

可选地，在本发明实施例中，阴茎植入机构的外表面设有具有生物相容性与延展性能的包覆层。

可选地，在本发明实施例中，所述泵在电能驱动下将储液室中的流体经导管输送至阴茎植入机构，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

相应地，本发明实施例提供一种阴茎起搏器的控制方法，所述阴茎起搏器包括阴茎植入机构、储液室、导管和泵；

将所述阴茎植入机构用于阴茎皮下与海绵体之间，其中，所述阴茎植入机构具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；

在所述储液室中储存流体，所述储液室通过至少一根导管与所述阴茎植入机构的腔体连通；

所述泵耦合至所述储液室和阴茎植入机构，所述泵为所述流体在储液室和阴茎植入机构之间传输提供动力以使阴茎勃起或阴茎疲软；

其中，所述泵为所述流体在储液室和阴茎植入机构之间传输提供动力以使阴茎勃起或阴茎疲软，包括：

所述泵驱动所述流体由储液室经导管传输至所述阴茎植入机构的腔体，阴茎植入机构轴向伸长以使阴茎勃起；

所述泵驱动所述流体由所述阴茎植入机构的腔体经导管传输至储液室，阴茎植入机构轴向收缩以使阴茎疲软。

本发明另一实施例中提供一种阴茎起搏器，包括阴茎植入机构、储液室、导管、泵和加热装置，其中，

所述阴茎植入机构用于阴茎皮下与海绵体之间，所述阴茎植入机构具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；

所述储液室中储存流体，所述储液室通过至少一根导管与所述阴茎植入机构的腔体连通；

所述泵耦合至所述储液室和阴茎植入机构，所述泵用于为所述流体在储液室和阴茎植入机构之间传输提供动力；

所述加热装置与所述储液室耦合，用于对由储液室输出至所述阴茎植入机构的流体进行加热。

可选地，在本发明实施例中，还包括电源，所述电源与所述泵和/或所述加热装

置电连接，用于为所述泵和/或加热装置提供电能。

优选地，还包括电源，所述电源与所述泵和所述加热装置电连接，用于为所述泵和加热装置提供电能。

可选地，在本发明实施例中，还包括控制装置，所述控制装置用于控制所述泵的运行和/或所述加热装置的运行。优选地，所述控制装置用于控制所述泵和所述加热装置的运行。

可选地，在本发明实施例中，还包括温度传感器，所述温度传感器与所述加热装置耦合，用于实时检测经加热装置加热的流体的温度；所述控制装置根据所述温度传感器检测的所述温度控制所述加热装置停止加热。

可选地，在本发明实施例中，所述泵在电能驱动下将储液室中的流体经导管输送至阴茎植入机构，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

优选地，所述泵包括泵体、泵头和弹簧，所述泵头通过弹簧与泵体连接，所述泵头通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的体积。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置还用于控制加热装置，并且彼此独立地控制所述加热装置和所述泵。

可选地，在本发明实施例中，所述加热装置与所述泵之间耦合延时电路，所述延时电路用于控制所述加热装置启动的时间早于泵启动的时间。

优选地，所述加热装置与泵之间设有至少一个电容，加热装置与泵串联，所述至少一个电容与泵并联。

可选地，在本发明实施例中，患者从体外控制所述控制装置。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置包括体外无线遥控装置和体内感应装置，所述体内感应装置用于与体外无线遥控装置进行无线耦合，并根据耦合信号对所述电源进行充电。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置根据所述耦合信号对所述电源进行充电，由电源向泵提供电能。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置还用于控制加热装置，并且同时控制所述加热装置和所述泵。

可选地，在本发明实施例中，所述加热装置与所述泵之间耦合延时电路，所述延时电路用于控制所述加热装置启动的时间早于泵启动的时间。

优选地，所述加热装置与泵之间设有至少一个电容，加热装置与泵串联，所述至少一个电容与泵并联。

可选地，在本发明实施例中，还包括行程开关，所述行程开关与泵串联，用于限制泵的行程。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置包括体外无线遥控装置和体内感应装置，所述体内感应装置用于与体外无线遥控装置进行无线耦合，并根据耦合信号对所述电源进行充电。

可选地，在本发明实施例中，所述体外无线遥控装置包括启动按钮，所述启动按钮用于控制泵的启动和/或加热装置的启动。

优选地，所述体外无线遥控装置包括启动按钮，所述启动按钮同时控制泵和加热装置，并且加热装置启动的时间早于泵启动的时间。

可选地，在本发明实施例中，还包括行程开关，所述行程开关与泵串联，用于限制泵的行程。

所述导管上还设有至少一个阀门，所述阀门从所述电源获取电能，并在所述控制装置的控制下改变流体的流动方向。

可选地，在本发明实施例中，所述的加热装置设于所述储液室内部的上表面。

可选地，在本发明实施例中，还包括温度传感器，其中，所述温度传感器与所述加热装置耦合，用于实时检测经加热装置加热的流体的温度；所述控制装置根据所述温度传感器检测的所述温度控制所述加热装置停止加热。

可选地，在本发明实施例中，所述温度传感器设有阈值，当温度传感器检测到的温度达到所述阈值时，所述加热装置关闭，所述阈值为 34℃～38℃。

优选地，在本发明实施例中，所述阈值为 36.5℃～37.5℃。

可选地，在本发明实施例中，患者从体外控制所述控制装置。

可选地，在本发明实施例中，所述导管上还设有至少一个阀门，所述阀门从所述电源获取电能，并在所述控制装置的控制下改变流体的流动方向。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有固定装置，所述固定装置耦合至耻骨。

可选地，在本发明实施例中，所述固定装置为至少一个固定板，固定板上设有通孔，固定件通过通孔将所述固定板固定至耻骨。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有一基座，所述固定装置耦合至基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连通。

优选地，所述基座的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述基座包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构包括至少一个外表面可沿阴茎轴向伸缩的节段型结构。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，所述两个节段型结构的端盖相互耦合。

优选地，所述两个节段型结构的一侧相互耦合。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少两个和/或至少三个波纹管。

优选地，每个节段型结构包括至少三个波纹管。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构包括至少一个外层节段和至少一个内层节段，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段相互嵌套，并可沿轴向相对滑动。

优选地，每个外层节段与内层节段之间设有限制装置，用于防止外层节段与内层节段之间滑脱。

优选地，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段均包括至少一个第一硬度节段和至少一个第二硬度节段，所述第一硬度节段和第二硬度节段交替分布，第一硬度节段的硬度大于第二硬度节段的硬度。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构的两端分别包括一个外层节段，所述两端的外层节段分别包括一个节段单元，两端之间的每个外层节段和每个内层节段均包括两个节段单元，其中，每个节段单元包括两个第一硬度节段和一个第二硬度节段，第二硬度节段位于两个第一硬度节段之间。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构包括至少一个中空的长度可变结构和至少一个中空的长度不可变结构，所述长度可变结构和长度不可变结构相互串联。

优选地，所述长度不可变结构的上表面和下表面之间具有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

优选地，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构包括至少一个挠性可折叠结构；在流体注入时所述挠性可折叠结构的折叠部分张开以使阴茎植入机构伸长；流体排出时，所述挠性可折叠结构在自身弹力作用下折叠成预定的形状以使阴茎植入机构收缩。

优选地，挠性可折叠结构之间分别设有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

优选地，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构伸开时，所述节段型结构是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构。

优选地，所述节段型结构伸开时的横截面为月牙形。

可选地，在本发明实施例中，所述节段型结构靠近阴茎的远端部分由端盖密封，所述端盖的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的近端设有一基座，所述固定装置耦合至基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连通。

优选地，所述基座的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述基座包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

可选地，在本发明实施例中，所述阴茎植入机构的厚度为 0.5～5mm。

优选地，所述阴茎植入机构的厚度为 2～3mm。

可选地，在本发明实施例中，阴茎植入机构的外表面设有具有生物相容性与延展性能的包覆层。

相应地，本发明实施例提供一种阴茎起搏器的控制方法，所述阴茎起搏器包括阴茎植入机构、储液室、导管、泵和加热装置；将所述阴茎植入机构用于阴茎皮下与海绵体之间，其中，所述阴茎植入机构具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；

在所述储液室中储存流体，所述储液室通过至少一根导管与所述阴茎植入机构的腔体连通；

所述泵耦合至所述储液室和阴茎植入机构，所述泵为所述流体在储液室和阴茎植入机构之间传输提供动力以使阴茎勃起或阴茎疲软；

所述加热装置与所述储液室耦合，对由所述储液室输出至所述阴茎植入机构的流体进行加热。

其中，所述泵为所述流体在储液室和阴茎植入机构之间传输提供动力以使阴茎勃起或阴茎疲软，包括：

所述泵驱动所述流体由储液室经导管传输至所述阴茎植入机构的腔体，阴茎植入机构轴向伸长以使阴茎勃起；

所述泵驱动所述流体由所述阴茎植入机构的腔体经导管传输至储液室，阴茎植入机构轴向收缩以使阴茎疲软。

由以上技术方案可见，本发明实施例的优点如下：

传统的阴茎植入机构由两个水囊组成，水囊直接植入两个海绵体中，手术过程中需要将海绵体组织分别完全游离开，方可完成植入，海绵体组织自身的解剖结构因此被破坏，病人甚至会永久性失去恢复的可能性。而本发明实施例中阴茎植入机构植入阴茎皮下与海绵体之间，并且厚度远小于传统水囊的直径或厚度，对海绵体组织的解剖结构几乎没有伤害。

传统的阴茎植入机构水囊的末端通过两个锥形的结构插入体内，而本发明的阴茎植入机构是植入阴茎皮下与海绵体之间，不适合再以锥形的结构插入体内，而通过固

定板等固定装置固定于耻骨上，固定的更加牢固，阴茎植入机构不易发生移位。

进一步地，在本发明实施例中将阴茎植入机构外表面设计成可沿阴茎轴向伸缩的节段型结构，例如多个波纹管结构、不同硬度的节段型中空结构相互嵌套组成、长度可变结构与长度不可变结构相互串联等方式，从而阴茎在勃起时阴茎植入机构可伸长，带动阴茎伸长，阴茎疲软时，阴茎植入机构收缩成和阴茎一致的长度。

另外，在节段型结构的近端设置中空的基座，基座的腔体与节段型结构的腔体连通，基座可牢固地将节段型结构固定于阴茎皮下与海绵体之间，不会出现移位的现象，另一方面，当节段型结构为多个时，泵启动后，流体先输出至基座，再经由基座均匀地分布于节段型结构中。基座同时起到固定阴茎植入机构和均匀分布流体的作用。

在本发明一实施例中，阴茎起搏器中增加了加热装置，对由储液室输出至阴茎植入机构的流体加热，消除了储液室中的流体与阴茎部位温度的差异，使得患者更加舒适。

再进一步地，阴茎起搏器中还增加了温度传感器，加热装置由电源供电，由控制装置控制加热装置和温度传感器，温度传感器中设置阈值，流体达到阈值时，将信号传输至控制装置，控制装置随即控制泵将流体由储液室输送至阴茎植入机构，从而有效地控制流体加热温度。

在本发明又一实施例中，通过遥控方式控制加热装置和温度传感器，使得患者的操作更加的便捷。进一步地，通过在加热装置与所述泵之间设置延时电路，例如将电容与泵并联等方式使得加热装置启动的时间早于泵启动的时间，避免了储液室中的流体没来得及加热便流入阴茎植入机构，同时也可以简化遥控器的结构，比如可以将控制加热装置和泵的按钮合二为一。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明实施例中记载的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，还可以根据这些附图获得其他的附图。

图 1 为现有技术中水囊结构的阴茎起搏器示意图。

图 2A-2E 为本发明的阴茎起搏器的 5 个实施例示意图。

图 3 为基于图 2B-2E 的优选实施例的示意图。

图 4 为基于图 2C 和 2E 的体外充电控制装置和体内感应装置的实施例示意图。

图 5 为基于图 2E 的本发明阴茎起搏器的优选实施例示意图。

图 6 为基于图 5 的本发明阴茎起搏器的控制电路的实施例示意图。

图 7 为基于图 2D-2E 的本发明阴茎起搏器的泵的优选实施例示意图。

图 8 为基于图 2A-2E 的阴茎植入机构固定于阴茎的近端的实施例示意图。

图 9A-9D 为基于图 2A-2E 的阴茎植入机构的实施例示意图。

图 10A 为基于 9A 的阴茎植入机构的部件的实施例俯视图。

图 10B 为基于 9A 的阴茎植入机构垂直于轴向的横截面示意图。

图 11A 为基于 9B 的阴茎植入机构垂直于轴向的横截面示意图。

图 11B 为基于 9B 的阴茎植入机构沿轴向的横截面局部放大图。

图 12 为基于 9C 的阴茎植入机构垂直于轴向的横截面示意图。

图 13A 为基于 9D 的阴茎植入机构垂直于轴向的横截面示意图。

图 13B 为基于 9D 的阴茎植入机构的实施例节段型结构收缩时的局部放大图。

图 14A-14B 为本发明阴茎起搏器中阴茎植入机构在阴茎中的整体示意图。

图 15 为本发明阴茎起搏器中阴茎植入机构在阴茎中的横截面示意图。

具体实施方式

当然，实施本发明实施例的任一技术方案不必一定需要同时达到以上的所有优点。

为了使本领域的人员更好地理解本发明实施例中的技术方案，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅是本发明实施例一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明实施例中的实施例，本领域普通技术人员所获得的所有其他实施例，都应当属于本发明实施例保护的范围。

所述“阴茎的远端”是指阴茎远离人体的一端。所述“阴茎的近端”是指阴茎靠近人体的一端。所述“节段型结构”是指由至少一个节或段组合而成的结构。所述“阴茎植入机构的近端”是指阴茎植入机构靠近人体的一端。所述“节段型结构的近端”是指节段型结构靠近人体的一端。所述“轴向”是指沿阴茎长度延伸的方向。所述“阴茎植入机构的厚度”是指阴茎勃起时阴茎植入机构的上表面与下表面之间的最大距离。所述“流体”包括，但不限于液体、气体，例如消毒液、生理盐水、空气等。

下面结合本发明实施例附图进一步说明本发明实施例具体实现方式。

图 1 为现有技术中水囊结构的阴茎起搏器，其由两个水囊组成，水囊的径向直径在 8mm～10mm 之间，水囊直接植入两个海绵体中，手术过程中需要将海绵体组织分别完全游离开，方可完成植入，海绵体组织自身的解剖结构因此被破坏，病人甚至会永久性失去恢复的可能性。

图 2A-2E 为本发明的阴茎起搏器的 5 个实施例。

图 2A 为手动非电动式阴茎起搏器，包括阴茎植入机构 1、导管 2、储液室 35、泵 302，其中，所述阴茎植入机构 1 用于阴茎皮下与海绵体之间，所述阴茎植入机构 1

具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；所述储液室 35 中储存流体，所述储液室 35 通过至少一根导管 2 与所述阴茎植入机构 1 的腔体连通；所述泵 302 耦合至所述储液室 35 和阴茎植入机构 1，所述泵 302 用于在储液室 35 和阴茎植入机构 1 之间传输流体。储液室 35 中容纳有预定体积的流体。优选地，所述流体的体积至少能完全充满阴茎植入机构 1 的腔体。

患者用手挤压泵 302，使得泵 302 推动储液室 35 中的流体，通过所述导管 2 流入阴茎植入机构 1 的腔体，使得阴茎植入机构 1 伸长，也可以手动地控制流体从阴茎植入机构 1 的腔体流回储液室 35，使得阴茎植入机构 1 收缩。优选地，在本发明一实施例中，所述导管上还设有阀门，所述阀门用于改变流体的流动方向。

导管 2 为中空导管，管壁内衬可具有强度增加结构，例如增加强度的网状编织结构。所述导管 2 为一根或多根。

所述储液室 35 和泵 302 可以是独立的两个装置，或者储液室 35 和泵 302 为一体结构。所述泵可以为单向泵或双向泵。

以下是储液室 35 和泵 302 为独立的两个装置的实施例：

泵 302 在储液室 35 和阴茎植入机构 1 之间，泵与储液室 35 和阴茎植入机构 1 分别通过导管连接，泵 302 可以为单向泵或双向泵。泵 302 从储液室 35 中将流体泵出，并将流体再输送至阴茎植入机构 1，使得阴茎勃起，当需要阴茎疲软时，泵 302 从阴茎植入机构 1 将流体泵回，并再输送回储液室 35 中。泵与储液室 35 和阴茎植入机构 1 之间可以设一个阀门，以控制流体的流动。

以下是储液室 35 和泵 302 为一体结构的实施例：

泵 302 和储液室 35 合为一体，中间通过隔膜、活塞或其他适当的结构隔开，当泵 302 启动时，泵 302 挤压储液室 35，使得储液室 35 的体积缩小，流体便从储液室 35 中流出。

储液室 35 和泵 302 单独的（独立装置）或共同地（一体式结构）由壳体 31 包覆。所述的壳体 31 由具有生物相容性材料制成，如不锈钢、钛合金、钴铬合金等材料制成，并且所述壳体表面可喷涂或镀覆聚对二甲苯、特氟龙、多糖类聚合物、改性硅酮等材料，用于提高壳体表面性能，增强生物相容性与稳定性。

图 2B 为手动电动式阴茎起搏器，图 2B 与图 2A 相比增加了一电源 32，所述电源 32 与所述泵 302 电连接，用于为所述泵 302 提供电能。所述电源 32 为电池或其他能提供电能的装置。

所述电源 32 可以与储液室 35、泵 302 分开，或与泵 302 两者合为一体，或与储液室 35、泵 302 三者合为一体。所述电源 32 可以与储液室 35、泵 302 设于阴囊中或

人体其他部位。

优选地，还包括控制装置 702，所述控制装置用于控制所述泵的运行和/或所述加热装置的运行。优选地，所述控制装置用于控制所述泵和所述加热装置的运行。可选地，在本发明实施例中，患者从体外控制所述控制装置 702。

在本发明一实施例中，所述控制装置 702 位于阴囊中，当患者从体外通过对阴囊施加外力而启动开关时，电源 32 向泵 302 提供例如电能，泵 302 启动，推动储液室 35 中的流体，通过所述导管 2 流入阴茎植入机构 1 的腔体，使得阴茎植入机构 1 伸长，开关断开时，流体从阴茎植入机构 1 的腔体流回储液室 35，使得阴茎植入机构 1 收缩。优选地，储液室 35 里的流体刚好满足阴茎植入机构 1 完全伸长，当流体完全流入阴茎植入机构 1 时，开关断开，泵 302 停止运行。

优选地，泵 302 还包括能将电能转换为机械运动的电动机或电动机与传动机构组成的动力系统，所述的电动机可为旋转电机、直线电机，所述的传动机构可为齿轮、涡轮、滚珠丝杠等常用传动机构。

可选地，在本发明实施例中，所述泵在电能驱动下将储液室中的流体经导管输送至阴茎植入机构，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

优选地，所述泵包括泵体、泵头和弹簧，所述泵头通过弹簧与泵体连接，所述泵头通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的体积。

图 3 为基于图 2B-2D 的优选实施例的示意图。所述导管 2 上还设有阀门 22，所述阀门 22 与所述电源 32 电连接，所述阀门从所述电源获取电能，并在所述控制装置的控制下改变流体的流动方向。所述阀门 22 为电磁阀或其他由电能可控制的阀门 22。例如泵 302 将流体由储液室 35 泵入阴茎植入机构 1 时，阀门 22 在液压作用下即可自动开启，当流体由阴茎植入机构 1 流回储液室 35 时，阀门 22 通电，控制装置 702 控制阀门 22 开启，完成阴茎植入机构 1 的排水。

阀门 22 可以位于靠近阴茎植入机构 1 的导管 2 一端，或靠近储液室 35 的导管 2 一端。虽然此处在导管 2 上设置阀门 22，但阀门 22 仍可设于阴茎植入机构 1 中。阀门 22 可为一个阀门或多个阀门。在本发明一实施例中，当导管 2 为一根时，阀门 22 为一个阀门。当导管为两根时，在每根导管上设置一个单向阀门，或在两根导管上设置一个共同的换向阀。

图 2C 为一种遥控式电动阴茎起搏器，所述控制装置 702 包括体外无线遥控装置 44 和体内感应装置 304，所述体内感应装置 304 用于与体外无线遥控装置 44 进行无线耦合，并根据耦合信号控制阴茎勃起和疲软。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置 702 根据所述耦合信号对所述电源进

行充电，由电源向泵提供电能。所述电源 32 为可充电电池，可以为蓄电池或其他可充电电池，蓄电池的类型包括锂离子电池、锂-碘电池、石墨烯电池。

优选地，所述体外无线遥控装置 44 相应地设有至少一个按钮，控制体外无线遥控装置 44 发出信号，体内感应装置 304 接收信号，并把所述信号转换为电流，对电源进行充电。体外无线遥控装置 44 的结构为现有遥控器的结构，在此不再赘述。

优选地，所述体外无线遥控装置 44 包括一信号发射天线，体内感应装置 304 包括一接收天线，所述接收天线可以植入患者体内，例如腹部或皮下，植入皮下时天线的线圈可以小于植入腹部时天线的线圈。

可选地，在本发明实施例中，所述导管 2 上还设有阀门 22，所述阀门 22 与所述电源 32 电连接，所述阀门从所述电源获取电能，并在所述控制装置的控制下改变流体的流动方向。所述阀门 22 为电磁阀或其他由电能可控制的阀门 22。阀门 22 可由体外无线遥控装置 44 控制。

在本发明另一实施例中，控制装置 702 设置流体流量检测单元，该单元中还存储流体流量阈值，当流体从储液室 35 流入阴茎植入机构 1 的流量或从阴茎植入机构 1 流回储液室 35 的流量，达到一定的阈值时，阀门 22 自动关闭。所述阈值优选地为流体刚好充满阴茎植入机构 1 的体积。

在本发明另一实施例中，控制装置 702 不设流体流量检测单元，患者通过体验直接经由控制装置 702 控制阀门 22 开启或关闭。

可选地，在本发明实施例中，所述泵在电能驱动下将储液室中的流体经导管输送至阴茎植入机构，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

优选地，所述泵包括泵体、泵头和弹簧，所述泵头通过弹簧与泵体连接，所述泵头通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的体积。

图 2D 为一种加热型电动阴茎起搏器，包括阴茎植入机构 1、储液室 35、导管 2、泵 302 和加热装置 36，所述阴茎植入机构 1 用于阴茎皮下与海绵体之间，所述阴茎植入机构 1 具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；所述储液室 35 中储存流体，所述储液室 35 通过至少一根导管 2 与所述阴茎植入机构 1 的腔体连通；

所述泵 302 耦合至所述储液室 35 和阴茎植入机构 1，所述泵 302 用于在储液室 35 和阴茎植入机构 1 之间传输流体；

所述加热装置 36 与储液室 35 耦合，用于对由储液室 35 输出至所述阴茎植入机构 1 的流体进行加热。

可选地，在本发明实施例中，还包括电源 32，所述电源 32 与所述泵 302 和/或所述加热装置电连接，用于为所述泵 302 和/或所述加热装置提供电能。

可选地，在本发明实施例中，所述电源为所述加热装置提供电能。

可选地，在本发明一实施例中，所述控制装置不但控制泵，还用于控制加热装置，并且彼此独立地控制所述加热装置和所述泵。

可选地，在本发明另一实施例中，所述控制装置不但控制泵，还用于控制加热装置，并且同时控制所述加热装置和所述泵。优选地，所述加热装置启动的时间早于泵启动的时间。可选地，在本发明实施例中，所述的加热装置与泵之间耦合延时电路，所述延时电路用于控制所述加热装置启动的时间早于泵启动的时间。优选地，所述加热装置与泵之间设有至少一个电容，加热装置与泵串联，所述至少一个电容与泵并联。

可选地，在本发明实施例中，所述的泵串联了行程开关，用于限制泵的行程。例如，所述行程开关在通常情况下为闭合状态，当泵将流体完全泵入阴茎植入机构 1 时，行程开关断开，泵停止运行。

可选地，在本发明实施例中，所述的加热装置设于所述储液室内部的上表面。

可选地，在本发明实施例中，还包括温度传感器，其中，所述温度传感器与所述加热装置耦合，用于实时检测经加热装置加热的流体的温度，所述控制装置根据所述温度传感器检测的所述温度控制所述加热装置停止加热。优选地，所述温度传感器设有阈值，当温度传感器检测到的温度达到所述阈值时，所述加热装置关闭，所述阈值为 34℃～38℃。优选地，所述阈值为 36.5℃～37.5℃。

可选地，在本发明实施例中，使用者从体外控制所述控制装置。

可选地，在本发明实施例中，所述泵在电能驱动下将储液室中的流体经导管输送至阴茎植入机构，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

优选地，所述泵包括泵体、泵头和弹簧，所述泵头通过弹簧与泵体连接，所述泵头通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的体积。

图 2E 为一种遥控加热型电动阴茎起搏器，包括阴茎植入机构 1、储液室 35、导管 2、泵 302、加热装置 36、电源 32、控制装置 702 和温度传感器 305，所述控制装置 702 包括体外无线遥控装置 44 和体内感应装置 304，其中，所述阴茎植入机构 1 用于阴茎皮下与海绵体之间，所述阴茎植入机构 1 具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；所述储液室 35 中储存流体，所述储液室 35 通过至少一根导管 2 与所述阴茎植入机构 1 的腔体连通；所述泵 302 耦合至电源 32、储液室 35 和阴茎植入机构 1，所述泵 302 用于接收电源 32 的电能，以在储液室 35 和阴茎植入机构 1 之间传输流体；所述体内感应装置 304、加热装置 36 和温度传感器分别与所述电源 32 电连接，所述温度传感器用于检测储液室 35 内液体的温度，将检测结果传输至体外无线遥控装置 44，所述体外无线遥控装置 44 根据检测结果控制加热装置 36 加热。所述体外无线遥控装置 44 包括启动按钮，所述启动按钮同时控制泵和加热装置，并且

加热装置启动的时间早于泵启动的时间。可选地，在本发明实施例中，所述的加热装置与泵之间耦合延时电路，所述延时电路用于控制所述加热装置启动的时间早于泵启动的时间。优选地，所述加热装置与泵之间设有至少一个电容，加热装置与泵串联，所述至少一个电容与泵并联。

可选地，在本发明实施例中，所述的泵串联了行程开关，用于限制泵的行程。

所述加热装置 36 可以设于所述储液室 35 的内部或外部，优选地，所述加热装置 36 设于所述储液室 35 内部的上表面，流体经过加热装置 36 加热后被泵 302 挤压至导管 2 中。

温度传感器可以设于加热装置 36 的内部或外部，优选地，温度传感器设于加热装置 36 的内部。所述加热装置 36 的主体可为任何合适的形状，包括但不限于一整张平板、多张条状板并排排列、球形板等。

所述加热装置 36 和泵 302 同时启动或不同时启动，优选地，所述加热装置 36 启动的时间早于泵 302 启动的时间。由此，流体不会未被加热至指定温度或温度范围而被泵 302 挤压至导管 2，造成患者体验不好。而加热装置 36 先启动加热至理想的指定温度或温度范围后，例如阴茎勃起的温度，泵 302 再启动，会使得流体温度与患者阴茎勃起温度趋于一致，患者不会有不舒服的感觉。

所述理想的指定温度或温度范围是根据每个患者的差异，由患者自由决定何种温度是理想的或合适的温度。

所述温度传感器设有阈值，当温度传感器检测到的温度达到所述阈值时，所述加热装置 36 关闭，所述阈值为 34℃～38℃之间的任何一个数值或数值范围，优选的，所述阈值为 36.5℃～37.5℃之间的任何一个数值或数值范围。具体实施方式例如当温度传感器检测到的温度达到所述阈值时将信号传输至控制装置 702，控制装置 702 关闭加热装置 36。

优选地，所述导管 2 上还设有阀门 22，所述阀门 22 与所述电源 32 电连接，所述阀门从所述电源获取电能，并在所述控制装置的控制下改变流体的流动方向。所述阀门 22 为电磁阀或其他由电能可控制的阀门。

可选地，在本发明实施例中，所述泵在电能驱动下将储液室中的流体经导管输送至阴茎植入机构，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

优选地，所述泵包括泵体、泵头和弹簧，所述泵头通过弹簧与泵体连接，所述泵头通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的体积。

图 4 为基于图 2C 和 2E 的体外无线遥控装置 44 和体内感应装置 304 的实施例示意图。

体外无线遥控装置 44 包括一信号生成器和感应线圈，相应地，体内感应装置 304 还包括感应线圈 701，感应线圈 701 与体外无线遥控装置 44 的感应线圈进行无线耦合，将外部能源转化为电流信号并传输至控制装置 702；所述控制装置 702 用于接收和存储外部电流信号，并根据所述电流信号控制电源 32；所述电源 32 与所述泵 302 电连接，用于将电能传输至所述泵 302。

感应线圈可以埋植于人体内任何合适的位置，优选地，感应线圈可以埋植于人体内下腹壁皮下。体外无线遥控装置 44 对感应线圈发出无线信号，例如电磁波信号或其他类型的无线信号，感应线圈将所述无线信号转换为电流，所述电流传输至电源 32 和控制装置 702。控制装置 702 同时接收与存储外部信号和程序，并根据所述外部信号控制泵 302 的运行，例如泵 302 的启动和关闭。

图 7 为基于 2D-2E 的本发明阴茎起搏器的泵 302 的优选实施例示意图。

所述泵 302 包括泵体 33、泵头 34 和弹簧 37，所述泵头 34 通过弹簧 37 与泵体 33 连接，所述泵头 34 通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧 37 至少部分地驱动泵头 34 调节储液室的体积。

所述的泵 302 由泵体 33 和泵头 34 组成，壳体 31、蓄电池 32、泵体 33、泵头 34、储液室 35、电加热模块 36 组成一体式结构，所述的壳体 31 由具有生物相容性材料制成，如不锈钢、钛合金、钴铬合金等材料制成，并且所述壳体表面可喷涂或镀覆聚对二甲苯、特氟龙、多糖类聚合物、改性硅酮等材料，用于提高壳体表面性能，增强生物相容性与稳定性；所述蓄电池 32 可为锂离子电池、锂-碘电池、石墨烯电池等制成，所述蓄电池 32 可为泵体 33 供电，从而实现将储液室 35 内的液体加压输出至阴茎植入机构 1 中，从而使其发生伸长运动；所述蓄电池可为设置在导管 2 上的电磁阀 22 供电，从而实现导管 2 内液路的开关控制；所述的蓄电池可为加热装置 36 供电，用于改变储液室 35 内液体的温度，从而提高假体使用的舒适性。

所述的泵体 33 为将电能转换为机械运动的电动机或电动机与传动机构组成的动力系统，所述的电动机可为旋转电机、直线电机，所述的传动机构可为齿轮、涡轮、滚珠丝杠等常用传动机构，本发明中优选为选用直线电机作为泵体动力系统，所述泵体 33 用于驱动泵头 34 做远离泵体运动，从而使得泵头上的柱塞挤压储液室 35 内的液体，经导管 2 灌入阴茎植入机构 1 内；所述的泵头 34 由推杆 341 和柱塞 342 组成，推杆 341 受泵体驱动从而可以推动柱塞 342 对储液室 35 内的液体施加压力，并使之经导管 2 灌入阴茎植入机构 1 内；所述柱塞 342 与储液室 35 内壁可形成密封腔，在柱塞 342 的推拉运动下，可实现将储液室 35 内的液体推出储液室 35 和抽回储液室 35；优选的，本发明中的泵头 34 与泵体 33 之间设有拉伸弹簧 37，既当泵头 34 被泵体 33 推向最大行程处过程中，该拉伸弹簧 37 被拉伸，又当泵体 33 处于非激励状态且导管 2 上的电磁阀处于液路打开状态，此时在拉伸弹簧 37 的拉力作用下，泵头 34 被慢慢

拉回至起始位置，同时阴茎植入机构 1 内的液体被缓慢抽回至储液室 35 内；所述的泵 302 向外泵水过程由电动机驱动，回水过程靠弹簧拉力作用，而无需其他能量消耗，以致将蓄电池的能效发挥到最大，从而减少系统的充电次数。

图 9A-9D 为基于 2A-2E 的阴茎植入机构的实施例示意图。

所述阴茎植入机构 1 包括至少两个外表面可沿阴茎轴向伸缩的节段型结构。优选地，所述阴茎植入机构 1 的厚度为 0.5～5mm。更优选地，所述阴茎植入机构 1 的厚度为 2～3mm。阴茎植入机构 1 植入在阴茎皮下与海绵体之间。本发明的阴茎植入机构 1 的厚度远小于传统水囊的厚度（或径向直径）8mm～10mm，因此可以植入阴茎皮下与海绵体的缝隙之间，而并不会破坏海绵体的结构，并且手术操作简单，对病人身体伤害降到最小化。

优选地，阴茎植入机构 1 的外表面设有具有生物相容性与延展性能的包覆层，以使得阴茎植入机构 1 与周围组织形成良好的相容性与稳定性。包覆层可由高分子聚合材料制成，如 PTFE，TPU，PU，硅胶，硅酮，热塑性弹性体、改性材料、复合材料等材料。

如图 9A 所示，所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，每个节段型结构包括至少两个和/或至少三个波纹管。所述波纹管结构在收缩状态下具有褶皱的表面，伸长时表面张开形成光滑的表面。优选地，每个节段型结构包括至少三个波纹管。

所述波纹管是具有多个横向波纹的圆柱形薄壁折皱的壳体，波纹管具有弹性，在压力、轴向力、横向力或弯矩作用下能产生位移。

如图 10A 所示，优选地，所述节段型结构靠近阴茎的远端部分由端盖密封，所述端盖的形状与海绵体相匹配。优选地，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。优选地，所述两个节段型结构的端盖相互耦合，以避免两个节段型结构出现移位。两个节段型结构的端盖耦合的方式包括两个节段型结构的端盖集成为一体，即一整个端盖，中间没有间隔；两个节段型结构的端盖通过焊接等方式相互连接，因此连接处是被两个端盖的壁间隔开；以及其他适用于本发明的耦合方式。优选地，所述两个节段型结构的一侧相互耦合。两个节段型结构耦合的方式包括两个节段型结构由阴茎近端至远端均集成为一体；两个节段型结构通过焊接等方式相互连接；两个节段型结构及其端盖均集成为一体（此时可以看成是一个节段型结构），或节段型结构与其端盖之至少其中一者通过焊接等方式相互连接；以及其他适用于本发明的耦合方式。

如图 10B 所示，在本发明一优选实施例中，每个节段型结构靠近阴茎的远端的部分分别由一个端盖密封，对应图 9A，每 3 个波纹管组成一个节段型结构，6 个组成两个节段型结构，每个节段型结构靠近阴茎的远端部分由一个端盖密封，每 3 个波纹管靠近阴茎的远端的部分共同由同一个端盖密封，端盖固定在阴茎的远端或靠近阴茎的

远端，所有波纹管均匀地分布在阴茎和海绵体之间。每个波纹管可规则地或不规则地分布在阴茎和海绵体之间。波纹管结构的数量越多，阴茎植入机构 1 在阴茎与海绵体之间的分布越均匀，勃起的效果越好。

优选地，所述节段型结构伸开时，所述节段型结构的截面是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构。所述波纹管结构非膨胀状态时的截面形状可为封闭的月牙形、半圆形、圆形、四边形、圆弧形或类椭圆形。当内部充满具有一定压力的液体时，波纹管可做沿轴向的伸长运动。

如图 9B 所示，所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，每个节段型结构包括至少一个外层节段和至少一个内层节段，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段相互嵌套，并可沿轴向相对滑动。优选地，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段均包括至少一个第一硬度节段和至少一个第二硬度节段，所述第一硬度节段和第二硬度节段交替分布，第一硬度节段的硬度大于第二硬度节段的硬度。

可选地，在本发明实施例中，每个节段型结构的两端分别包括一个外层节段，所述两端的外层节段分别包括一个节段单元，两端之间的每个外层节段和每个内层节段均包括两个节段单元，其中，每个节段单元包括两个第一硬度节段和一个第二硬度节段，第二硬度节段位于两个第一硬度节段之间。即每个节段单元包括依次连接的一个第一硬度节段、一个第二硬度节段和一个第一硬度节段。因此每个外层节段和每个内层节段的两个节段单元连接在一起后连接处就包括了两个第一硬度节段。这种设计便于内外层节段相互配合。

优选地，所述节段型结构伸开时，所述节段型结构的截面是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构。

如图 11B 所示，所述节段型结构的外层和内层分别由硬节段 121 与软节段 122 交替连接，当内部充满具有一定压力的液体时，相互嵌套的软硬节段型中空结构可做沿轴向相对滑动，实现外部与内部软硬节段型中空结构的软节段相互错开，从而保证在轴向任意截面的上的刚性。

优选地，每个外层节段与内层节段之间设有限制装置，用于防止外层节段与内层节段之间滑脱。所述限制装置可以设计成外层节段与内层节段之间由柔软的材料连接，也可以设计成其他适合的形式。

图 11A 是图 9B 所对应的阴茎植入机构 1 的横截面示意图。所述阴茎植入机构是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构。所述封闭结构的截面形状不限于图 11 所示的形状，也可以是其他的形状，例如圆形、四边形、圆弧形或类椭圆形等。优选地，所述节段型结构伸开时的横截面为月牙形。

优选地，所述节段型结构靠近阴茎的远端部分由端盖密封，所述端盖的形状与海

绵体相匹配。优选地，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。优选地，所述两个节段型结构的端盖相互耦合，以避免两个节段型结构出现移位。两个节段型结构的端盖耦合的方式包括两个节段型结构的端盖集成为一体，即一整个端盖，中间没有间隔；两个节段型结构的端盖通过焊接等方式相互连接，因此连接处是被两个端盖的壁间隔开；以及其他适用于本发明的耦合方式。优选地，所述两个节段型结构的一侧相互耦合。两个节段型结构耦合的方式包括两个节段型结构由阴茎近端至远端均集成为一体（此时可以看成是一个节段型结构）；两个节段型结构通过焊接等方式相互连接；两个节段型结构及其端盖均集成为一体，或节段型结构与其端盖之至少其中一者通过焊接等方式相互连接；以及其他适用于本发明的耦合方式。

优选地，所述阴茎植入机构 1 的厚度为 0.5～5mm。更优选地，所述阴茎植入机构 1 的厚度为 2～3mm。

如图 9C 所示，所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，每个节段型结构包括至少一个中空的长度可变结构和至少一个中空的长度不可变结构，所述长度可变结构和长度不可变结构相互串联。从外表面来看，长度可变结构和长度不可变结构是相互交替且连接在一起。为了便于生产，长度可变结构与长度不可变结构为一次性成型的结构，并且采用相同的材料。长度可变结构可以为褶皱结构或类似波纹管状结构制成，长度不可变结构为中空薄壁管状结构制成。优选地，所述节段型结构伸开时，所述节段型结构的截面是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构。优选地，所述节段型结构伸开时的横截面为月牙形。

优选地，所述长度不可变结构的上表面和下表面之间具有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。更优选地，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

图 12 是图 9C 所对应的阴茎植入机构 1 的横截面示意图。所述阴茎植入机构 1 是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构，所述长度不可变结构的上表面和下表面之间具有支撑结构。所述支撑结构围绕节段型结构的内表面一周，并且长度不可变结构的上表面和下表面之间连接有沿轴向分布的支撑结构，周向和轴向上的支撑结构为一体式。所述节段型结构的截面形状不限于图 12 所示的形状，也可以是其他的形状，例如圆形、四边形、圆弧形或类椭圆形等。优选地，所述节段型结构伸开时的横截面为月牙形。

优选地，所述节段型结构靠近阴茎的远端部分由端盖密封，所述端盖的形状与海绵体相匹配。优选地，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。优选地，所述两个节段型结构的端盖相互耦合，以避免两个节段型结构出现移位。两个节段型结构的端盖耦合的方式包括两个节段型结构的端盖集成为一体，即一整个端盖，中间没有

间隔；两个节段型结构的端盖通过焊接等方式相互连接，因此连接处是被两个端盖的壁间隔开；以及其他适用于本发明的耦合方式。优选地，所述两个节段型结构的一侧相互耦合。两个节段型结构耦合的方式包括两个节段型结构由阴茎近端至远端均集成为一体（此时可以看成是一个节段型结构）；两个节段型结构通过焊接等方式相互连接；两个节段型结构及其端盖均集成为一体，或节段型结构与其端盖之至少其中一者通过焊接等方式相互连接；以及其他适用于本发明的耦合方式。

优选地，所述阴茎植入机构 1 的厚度为 0.5～5mm。更优选地，所述阴茎植入机构 1 的厚度为 2～3mm。

如图 9D 所示，所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，每个节段型结构包括至少一个挠性可折叠结构，在流体注入时所述挠性可折叠结构的折叠部分张开以使阴茎植入机构伸长；流体排出时，所述挠性可折叠结构在自身弹力作用下折叠成预定的形状以使阴茎植入机构收缩。优选地，所述节段型结构伸开时，所述节段型结构的截面是由凸起的外表面和凹陷的外表面组成的封闭结构。优选地，所述节段型结构伸开时的横截面为月牙形。

优选地，挠性可折叠结构之间分别设有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。优选地，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

如图 13A 所示，所述节段型结构具有一片式外表面，外表面包括多个挠性可折叠结构，挠性可折叠结构之间分别设有支撑结构。流体注入节段型结构时折叠部分张开，流体排出时，在自身弹力作用下折叠成预定的形状，例如如图 13B 所示的折叠结构，可折叠结构之间被支撑结构隔开。图 13B 所示的折叠结构仅用于示意折叠结构的构型，本发明的折叠结构不限于图 13B 所示的构型。

优选地，所述节段型结构靠近阴茎的远端部分由端盖密封，所述端盖的形状与海绵体相匹配。优选地，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。优选地，所述两个节段型结构的端盖相互耦合，以避免两个节段型结构出现移位。两个节段型结构的端盖耦合的方式包括两个节段型结构的端盖集成为一体，即一整个端盖，中间没有间隔；两个节段型结构的端盖通过焊接等方式相互连接，因此连接处是被两个端盖的壁间隔开；以及其他适用于本发明的耦合方式。优选地，所述两个节段型结构的一侧相互耦合。两个节段型结构耦合的方式包括两个节段型结构由阴茎近端至远端均集成为一体（此时可以看成是一个节段型结构）；两个节段型结构通过焊接等方式相互连接；两个节段型结构及其端盖均集成为一体，或节段型结构与其端盖之至少其中一者通过焊接等方式相互连接；以及其他适用于本发明的耦合方式。

本发明的节段型结构可由 3D 打印机采用适合的材料打印出来。

如图 15 所示，阴茎植入机构 1 用于阴茎皮下与海绵体之间。

图 8 为基于 2A-2E 的阴茎植入机构 1 固定于阴茎的近端的实施例示意图。

在本实施例中，所述阴茎植入机构 1 阴茎的近端设有固定装置，所述固定装置耦合至耻骨。如图 8 所示，可选地，在本发明实施例中，所述固定装置为至少一个固定板，固定板上设有通孔，固定件通过通孔将所述固定板固定至耻骨。所述固定件为医用螺钉、紧固件等。优选地，所述固定装置为两个固定板，每个固定板上均设有通孔。所述固定板的形状不限。虽然在此处将固定板固定至耻骨，但也可将固定板固定至人体其他位置。

如图 8 所示，所述阴茎植入机构的近端设有基座，所述固定装置耦合至基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连通。所述节段型结构的近端耦合至基座，所述基座与所述节段型结构内部连通。当泵 302 启动时，将流体先输出至基座上，再经由基座均匀地分布于一个或多个节段型结构中。基座同时起到固定阴茎植入机构 1 和均匀分布流体的作用。

所述基座可以为一个，如图 8 所示，基座上又设有两个凸出接口，分别与每个节段型结构耦合。优选地，所述基座的形状与海绵体相匹配，从而避免基座形状与海绵体形状不匹配给患者带来不舒适感。优选地，所述基座包括一凸起的上表面和凹陷的下表面，从而使所述基座的外部轮廓与节段型结构的外部轮廓相匹配，以使阴茎植入机构 1 与阴茎的外形相一致，患者更加舒适。所述基座还可以为两个，每个基座分别与每个节段型结构耦合。

优选地，所述节段型结构靠近阴茎的远端的部分由端盖密封，所述端盖的形状与海绵体相匹配。

优选地，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面，从而使端盖的外部轮廓与基座及/或节段型结构的外部轮廓相匹配，患者更加舒适。

图 5 为基于图 2E 的本发明阴茎起搏器的优选实施例示意图。图 5 为遥控加热型电动阴茎起搏器，包括阴茎植入机构 1、储液室 35、导管 2、泵 302、电源 32、控制装置 702、加热装置、温度传感器、体外无线遥控装置 44 和体内感应装置 304，阴茎植入机构 1 阴茎的近端设有基座 11、靠近阴茎的远端的部分设有端盖 13。

如图 14A-14B 所示，阴茎皮下植入机构 1 植入在阴茎皮下与海绵体之间，通过导管 2 与泵 302 连接。泵 302 置于阴囊中，泵 302 的开启与关闭可实现向阴茎皮下植入机构的注水和排水，从而实现阴茎的勃起和疲软两种生理状态。

其中基座主体 111 为空腔型结构用于连通导管 2 和阴茎植入机构 1，基座 11 上还设有用于固定基座的耻骨固定板 112，用于将基座整体固定在耻骨上，以便当阴茎植

入机构 1 作伸长运动时提供支点作用力，从而保证阴茎植入机构 1 的长度变化均是沿基座 11 向端盖 13 方向作伸长运动。

导管 2 为中空液体导管，其管壁内衬用于增加强度的网状编织结构，该导管 2 一端连接泵 302，一端连接基座 11，用于连通二者之间的水路；所述的导管 2 上设有可控制液路开闭的电磁阀 22。

所述储液室 35、泵 302、电源 32、控制装置 702、加热装置、温度传感器组成一体式结构，一体式结构由壳体 31 包围，所述的加热装置 36 设置在储液室 35 内表面，用于给储液室 35 内的液体加热，该加热装置内置温度传感器，可以精确控制储液室 35 内液体的温度。所述的壳体 31 由具有生物相容性材料制成，如不锈钢、钛合金、钴铬合金等材料制成，并且所述壳体表面可喷涂或镀覆聚对二甲苯、特氟龙、多糖类聚合物、改性硅酮等材料，用于提高壳体表面性能，增强生物相容性与稳定性；所述电源 32 为蓄电池 32，所述蓄电池 32 可为泵 302 的泵体 33 供电，从而实现将储液室 35 内的液体加压输出至阴茎植入机构 1 中，从而使其发生伸长运动；所述蓄电池可为设置在导管 2 上的电磁阀 22 供电，从而实现导管 2 内液路的开关控制；所述的蓄电池可为加热装置 36 供电，用于改变储液室 35 内液体的温度，从而提高假体使用的舒适性。

体外无线遥控装置 44 包括一信号生成器和感应线圈，相应地，体内感应装置 304 还包括感应线圈 701，感应线圈 701 与体外无线遥控装置 44 的感应线圈进行无线耦合，将外部能源转化为电流信号并传输至控制装置 702；所述控制装置 702 用于接收和存储外部电流信号，并根据所述电流信号控制电源 32；所述电源 32 与所述泵 302 电连接，用于将电能传输至所述泵 302。

感应线圈可以埋植于人体内任何合适的位置，优选地，感应线圈可以埋植于人体内下腹壁皮下。体外无线遥控装置 44 对感应线圈发出无线信号，例如电磁波信号或其他类型的无线信号，感应线圈将所述无线信号转换为电流，所述电流传输至电源 32 和控制装置 702。控制装置 702 同时接收与存储外部信号和程序，并根据所述外部信号控制泵 302、电磁阀 22 以及加热装置 36 的运行。

图 6 为基于图 5 的本发明阴茎起搏器的控制电路的实施例示意图。

所述加热装置与泵之间设有至少一个电容，加热装置与泵串联，所述至少一个电容与泵并联。泵串联了行程开关，用于限制泵的行程。

蓄电池 32 通过感应线圈 41 与体外无线遥控装置 44 进行无线耦合完成充电，并为泵 302、加热装置 36 和电磁阀 22 提供电能。勃起过程中，控制装置 702 控制开关 S1 关闭，加热装置 36 对储液室 35 中的液体加热，电容开始充电，泵 302 被短路，不工作，当电容充电完成后，泵 302 开启，泵 302 将储液室 35 中已经加热的液体通过

导管 2 注入到阴茎植入机构 1，电磁阀在液体冲击作用下自动开启。疲软过程中控制装置 702 控制开关 S1 断开，S2 闭合，电磁阀 22 通电，此时液体在泵头 34 与泵体 33 之间弹簧 37 的作用下回流到储液室 35，完成阴茎植入机构 1 的排水。

相应地，本发明还提供了一种利用本发明的阴茎起搏器模拟阴茎勃起和疲软的方法，包括：

所述泵 302 驱动所述流体由储液室 35 经导管 2 传输至所述阴茎植入机构 1 的腔体，阴茎植入机构 1 轴向伸长，阴茎勃起；

所述泵 302 驱动所述流体由所述阴茎植入机构 1 的腔体经导管 2 传输至储液室 35，阴茎植入机构 1 轴向收缩，阴茎疲软。

相应地，本发明还提供了一种利用本发明的阴茎起搏器模拟阴茎勃起和疲软的方法，包括：

所述泵 302 驱动所述流体由储液室 35 经导管传输至所述阴茎植入机构 1 的腔体，阴茎植入机构 1 轴向伸长，阴茎勃起，其中，所述加热装置 36 对由储液室 35 输出至所述阴茎植入机构 1 的流体进行加热；

所述泵 302 驱动所述流体由所述阴茎植入机构 1 的腔体经导管传输至储液室 35，阴茎植入机构 1 轴向收缩，阴茎疲软。

上述方法可通过执行本发明实施例所提供的装置实现，具备执行装置相应的功能模块和有益效果。未在本实施例中详尽描述的技术细节，可参见本发明实施例所提供的装置。

综上所述，传统的阴茎植入机构由两个水囊组成，水囊直接植入两个海绵体中，手术过程中需要将海绵体组织分别完全游离开，方可完成植入，海绵体组织自身的解剖结构因此被破坏，病人甚至会永久性失去恢复的可能性。而本发明实施例中阴茎植入机构用于阴茎皮下与海绵体之间，并且厚度远小于传统水囊的直径或厚度，对海绵体组织的解剖结构几乎没有伤害。

传统的阴茎植入机构水囊的末端通过两个锥形的结构插入体内，而本发明的阴茎植入机构是植入阴茎皮下与海绵体之间，不适合再以锥形的结构插入体内，而通过固定板等固定装置固定于耻骨上，固定的更加牢固，阴茎植入机构不易发生移位。

进一步地，在本发明实施例中将阴茎植入机构外表面设计成可沿阴茎轴向伸缩的节段型结构，例如多个波纹管结构、不同硬度的节段型中空结构相互嵌套组成、长度可变结构与长度不可变结构相互串联等方式，从而阴茎在勃起时阴茎植入机构可伸长，带动阴茎伸长，阴茎疲软时，阴茎植入机构收缩成和阴茎一致的长度。

另外，在节段型结构的近端设置中空的基座，基座的腔体与节段型结构的腔体连通，基座可牢固地将节段型结构固定于阴茎皮下与海绵体之间，不会出现移位的现象，

另一方面，当节段型结构为多个时，泵启动后，流体先输出至基座，再经由基座均匀地分布于节段型结构中。基座同时起到固定阴茎植入机构和均匀分布流体的作用。

在本发明一实施例中，阴茎起搏器中增加了加热装置，对由储液室输出至阴茎植入机构的流体加热，消除了储液室中的流体与阴茎部位温度的差异，使得患者更加舒适。

再进一步地，阴茎起搏器中还增加了温度传感器，加热装置由电源供电，由控制装置控制加热装置和温度传感器，温度传感器中设置阈值，流体达到阈值时，将信号传输至控制装置，控制装置随即控制泵将流体由储液室输送至阴茎植入机构，从而有效地控制流体加热温度。

在本发明又一实施例中，通过遥控方式控制加热装置和温度传感器，使得患者的操作更加的便捷。进一步地，通过将加热装置与泵串联，并且在加热装置与所述泵之间设置电容等方式使得加热装置启动的时间早于泵启动的时间，避免了储液室中的流体没来得及加热便流入阴茎植入机构，同时也可以简化遥控器的结构，比如可以将控制加热装置和泵的按钮合二为一。

以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式，其描述较为具体和详细，但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是，对于本领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干变形和改进，这些都属于本发明的保护范围。因此，本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

权利要求书

1、一种阴茎起搏器，其特征在于，包括阴茎植入机构、储液室、导管和泵，其中：

所述阴茎植入机构用于阴茎皮下与海绵体之间，所述阴茎植入机构具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；

所述储液室中储存流体，所述储液室通过至少一根导管与所述阴茎植入机构的腔体连通；

所述泵耦合至所述储液室和阴茎植入机构，所述泵用于为所述流体在储液室和阴茎植入机构之间传输提供动力。

2、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于，还包括一加热装置，所述加热装置与所述储液室耦合，用于对由储液室输出至所述阴茎植入机构的流体进行加热。

3、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，还包括电源，所述电源与所述泵电连接，用于为所述泵提供电能。

4、根据权利要求 2 所述的阴茎起搏器，还包括电源，所述电源与所述泵和/或所述加热装置电连接，用于为所述泵和/或加热装置提供电能。

5、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述泵包括泵体、泵头和弹簧，所述泵头通过弹簧与泵体连接，所述泵头通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的体积。

6、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于，还包括控制装置，所述控制装置用于控制所述泵的运行。

7、根据权利要求 3 所述的阴茎起搏器，其特征在于，还包括控制装置，所述控制装置用于控制所述泵和/或所述加热装置的运行。

8、根据权利要求 7 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述控制装置包括行程开关，所述行程开关与所述泵串联，用于限制泵的行程。

9、根据权利要求 2 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述加热装置与所述泵之间耦合延时电路，所述延时电路用于控制所述加热装置启动的时间早于泵启动的时间。

10、根据权利要求 9 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述加热装置与所述泵之间设有至少一个电容，所述加热装置与所述泵串联，所述至少一个电容与所述泵并联。

11、根据权利要求 2 所述的阴茎起搏器，所述加热装置设于所述储液室内部的上表面。

12、根据权利要求 2 所述的阴茎起搏器，其特征在于，还包括温度传感器，所述温度传感器与所述加热装置耦合，用于实时检测经加热装置加热的流体的温度；所述控制装置根据所述温度传感器检测的所述温度控制所述加热装置停止加热。

13、根据权利要求 12 所述的阴茎起搏器，所述温度传感器设有阈值，当温度传感器检测到的温度达到所述阈值时，所述加热装置关闭，所述阈值为 34℃～38℃。

14、根据权利要求 6 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述控制装置包括体外无线遥控装置和体内感应装置，所述体内感应装置用于与体外无线遥控装置进行无线耦合，并根据耦合信号对所述电源进行充电。

15、根据权利要求 7 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述控制装置包括体外无线遥控装置和体内感应装置，所述体内感应装置用于与体外无线遥控装置进行无线耦合，并根据耦合信号对所述电源进行充电。

16、根据权利要求 15 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述体外无线遥控装置包括启动按钮，所述启动按钮用于控制泵的启动和/或加热装置的启动。

17、根据权利要求 7 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述导管上还设有至少一个阀门，所述阀门从所述电源获取电能，并在所述控制装置的控制下改变流体的流动方向。

18、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述阴茎植入机构的近端设有固定装置，所述固定装置耦合至耻骨。

19、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述阴茎植入机构包括至少两个外表面可沿阴茎轴向伸缩的节段型结构。

20、根据权利要求 19 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个节段型结构包括至少两个和/或至少三个波纹管。

21、根据权利要求 19 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述节段型结构包括至少一个外层节段和至少一个内层节段，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段相互嵌套，并可沿轴向相对滑动。

22、根据权利要求 21 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个外层节段与内层节段之间设有限制装置，用于防止外层节段与内层节段之间滑脱。

23、根据权利要求 21 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述至少一个外层节段和至少一个内层节段均包括至少一个第一硬度节段和至少一个第二硬度节段，所述第一硬度节段和第二硬度节段交替分布，第一硬度节段的硬度大于第二硬度节段的硬度。

24、根据权利要求 23 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个节段型结构的两端分别包括一个外层节段，所述两端的外层节段分别包括一个节段单元，两端之间的每个外层节段和每个内层节段均包括两个节段单元，其中，每个节段单元包括两个第一硬度节段和一个第二硬度节段，第二硬度节段位于两个第一硬度节段之间。

25、根据权利要求 19 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个节段型结构包括至少一个中空的长度可变结构和至少一个中空的长度不可变结构，所述长度可变结构和长度不可变结构相互串联。

26、根据权利要求 25 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述长度不可变结构的上表面和下表面之间具有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

27、根据权利要求 19 所述的阴茎起搏器，其特征在于，每个节段型结构包括至少一个挠性可折叠结构；在流体注入时所述挠性可折叠结构的折叠部分张开以使阴茎植入机构伸长；流体排出时，所述挠性可折叠结构在自身弹力作用下折叠成预定的形状以使阴茎植入机构收缩。

28、根据权利要求 27 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述挠性可折叠结构之间分别设有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

29、根据权利要求 26 或 28 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

30、根据权利要求 19 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述节段型结构靠近阴茎的远端部分由端盖密封，所述端盖的形状与海绵体相匹配。

31、根据权利要求 30 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述端盖包括一凸起的上表面和凹陷的下表面。

32、根据权利要求 30 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，所述两个节段型结构的端盖相互耦合。

33、根据权利要求 18 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述阴茎植入机构的近端设有基座，所述固定装置耦合至基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连通。

经修改的权利要求
国际局收到日：02 7月 2018 （02.07.2018）

1、一种阴茎起搏器，其特征在于，包括阴茎植入机构、储液室、导管、泵和电源，其中：

所述阴茎植入机构用于阴茎皮下与海绵体之间，所述阴茎植入机构具有中空的腔体，并且可轴向伸缩的固定于阴茎的近端；

所述储液室中储存流体，所述储液室通过至少一根导管与所述阴茎植入机构的腔体连通；

所述泵耦合至所述储液室和阴茎植入机构，所述泵用于为所述流体在储液室和阴茎植入机构之间传输提供动力；

所述电源与所述泵电连接，用于为所述泵提供电能。

2、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于，还包括一加热装置，所述加热装置与所述储液室耦合，用于对由储液室输出至所述阴茎植入机构的流体进行加热；所述电源与所述加热装置电连接，用于为所述加热装置提供电能。

3、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述泵包括泵体、泵头和弹簧，所述泵头通过弹簧与泵体连接，所述泵头通过往复性活动调节储液室的体积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的体积。

4、根据权利要求 2 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述加热装置与所述泵之间耦合延时电路，所述延时电路用于控制所述加热装置启动的时间早于泵启动的时间。

5、根据权利要求 4 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述加热装置与所述泵之间设有至少一个电容，所述加热装置与所述泵串联，所述至少一个电容与所述泵并联。

6、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于，还包括控制装置，所述控制装置用于控制所述泵的运行。

7、根据权利要求 6 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述控制装置包括行程开关，所述行程开关与所述泵串联，用于限制泵的行程。

8、根据权利要求 2 所述的阴茎起搏器，其特征在于，还包括温度传感器，所述温度传感器与所述加热装置耦合，用于实时检测经加热装置加热的流体的温度，所述温度传感器设有阈值，当温度传感器检测到的温度达到所述阈值时，所述加热装置关闭，所述阈值为 34℃～38℃；所述控制装置根据所述温度传感器检测的所述温度控制所述加热装置停止加热。

9、根据权利要求 6 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述控制装置包括体外无线遥控装置和体内感应装置，所述体内感应装置用于与体外无线遥控装置进行无线耦合，并根据耦合信号对所述电源进行充电。

10、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于，所述阴茎植入机构的近端设有：

一固定装置，所述固定装置耦合至耻骨，所述固定装置为至少一个固定板，固定板上设有通孔，固定件通过通孔将所述固定板固定至耻骨；

一基座，所述固定装置耦合至所述基座，所述基座具有中空的腔体，所述基座的腔体与阴茎植入机构的腔体连通，所述基座的形状与海绵体相匹配。

11、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述阴茎植入机构包括至少两个外表面可沿阴茎轴向伸缩的节段型结构。

12、根据权利要求 11 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个节段型结构包括至少两个和/或至少三个波纹管。

13、根据权利要求 11 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述节段型结构包括至少一个外层节段和至少一个内层节段，所述至少一个外层节段和至少一个内层节段相互嵌套，并可沿轴向相对滑动。

14、根据权利要求 13 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个外层节段与内层节段之间设有限制装置，用于防止外层节段与内层节段之间滑脱。

15、根据权利要求 13 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述至少一个外层节段和至少一个内层节段均包括至少一个第一硬度节段和至少一个第二硬度节段，所述第一硬度节段和第二硬度节段交替分布，第一硬度节段的硬度大于第二硬度节段的硬度。

16、根据权利要求 15 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个节段型结构的两端分别包括一个外层节段，所述两端的外层节段分别包括一个节段单元，两端之间的每个外层节段和每个内层节段均包括两个节段单元，其中，每个节段单元包括两个第一硬度节段和一个第二硬度节段，第二硬度节段位于两个第一硬度节段之间。

17、根据权利要求 11 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个节段型结构包括至少一个中空的长度可变结构和至少一个中空的长度不可变结构，所述长度可变结构和长度不可变结构相互串联。

18、根据权利要求 17 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述长度不可变结构的上表面和下表面之间具有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

19、根据权利要求 11 所述的阴茎起搏器，其特征在于,每个节段型结构包括至少一个挠性可折叠结构；在流体注入时所述挠性可折叠结构的折叠部分张开以使阴茎植入机构伸长；流体排出时，所述挠性可折叠结构在自身弹力作用下折叠成预定的形状以使阴茎植入机构收缩。

20、根据权利要求 19 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述挠性可折叠结构之间分别设有支撑结构，用于在周向和轴向上支撑阴茎植入机构。

21、根据权利要求 19 或 20 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述支撑结构包括一体式牵拉结构，所述一体式牵拉结构分布在节段型结构的周向和轴向上。

22、根据权利要求 11 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述阴茎植入机构包括两个节段型结构，所述两个节段型结构的端盖相互耦合。

23、根据权利要求 1 所述的阴茎起搏器，其特征在于,所述阴茎植入机构的厚度为 0.5～5mm。

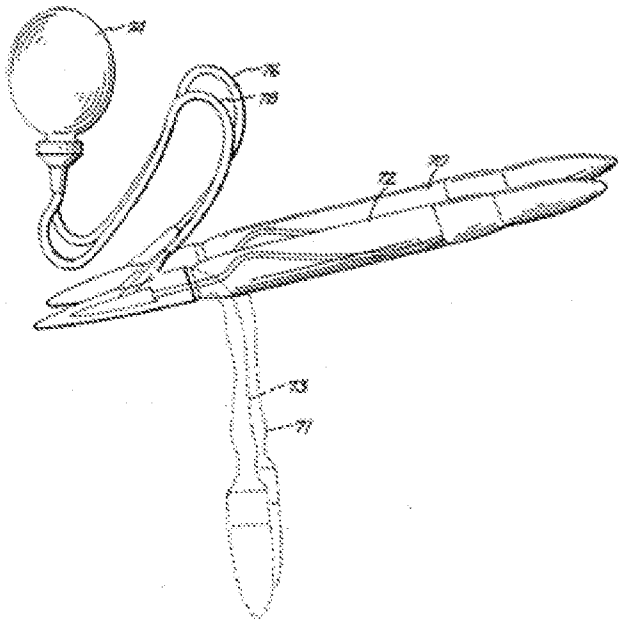


图 1

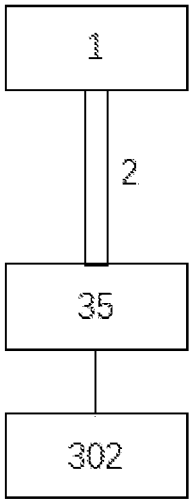


图 2A

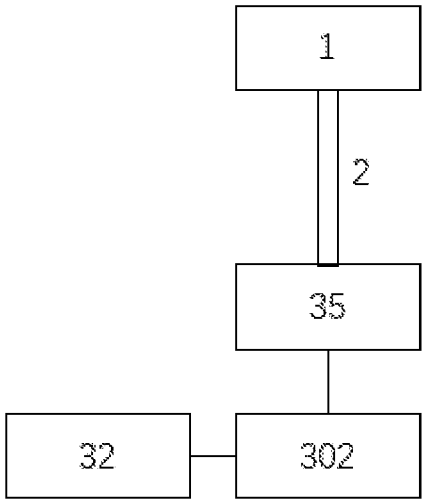


图 2B

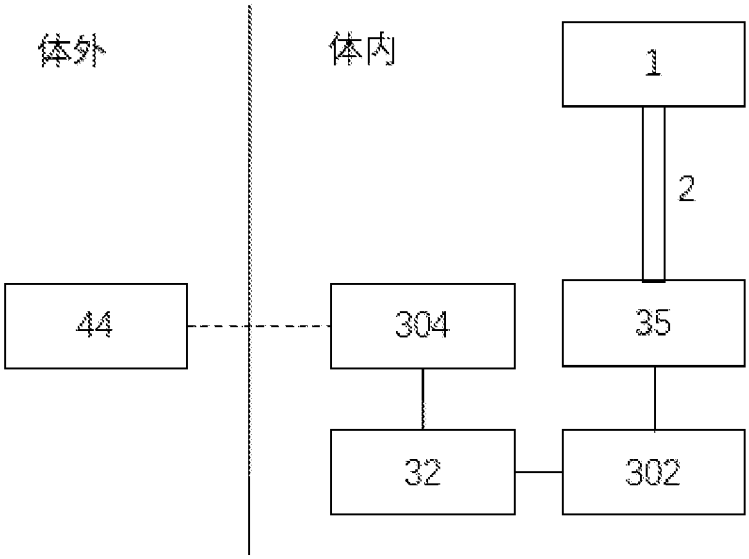


图 2C

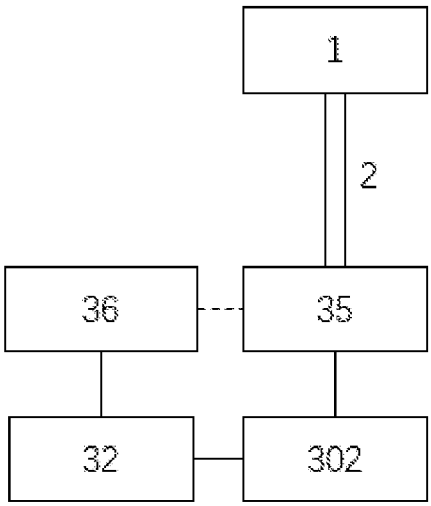


图 2D

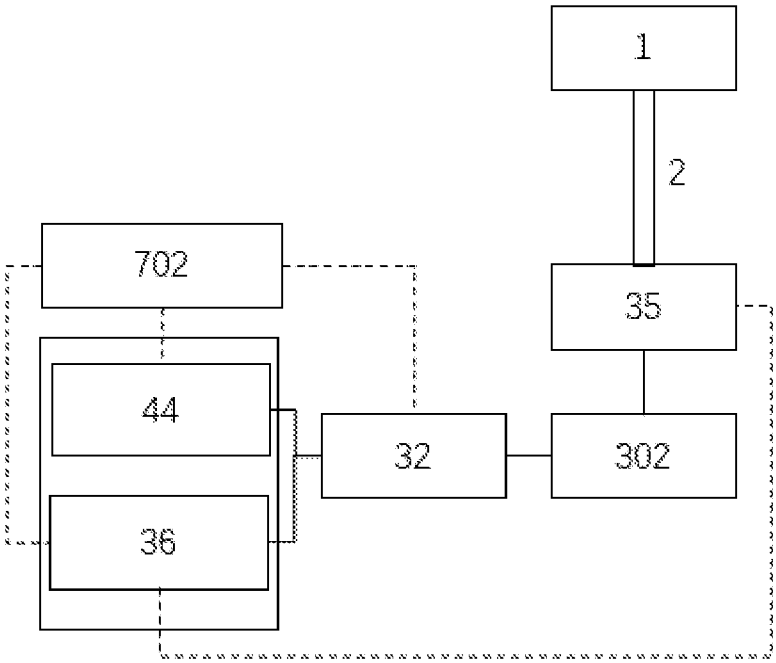


图 2E

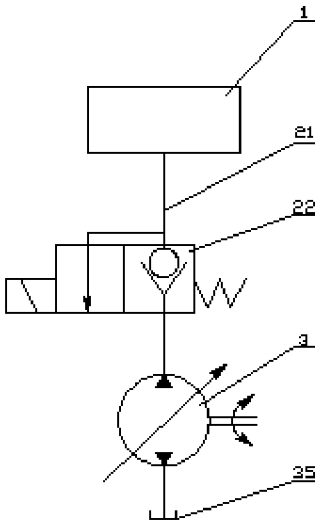


图 3

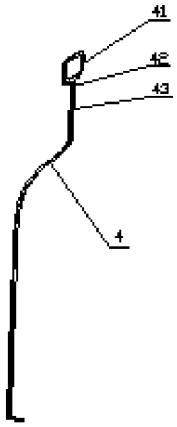


图 4

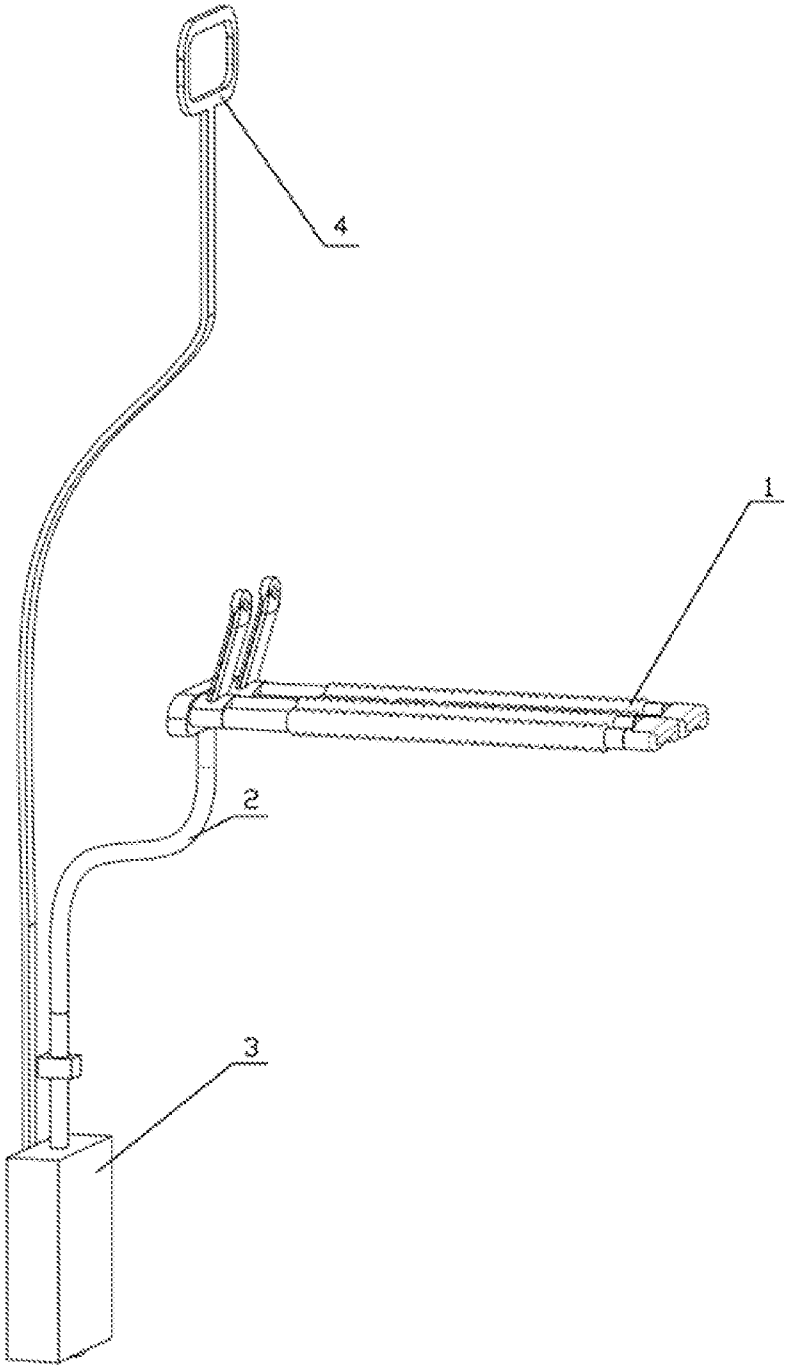


图 5

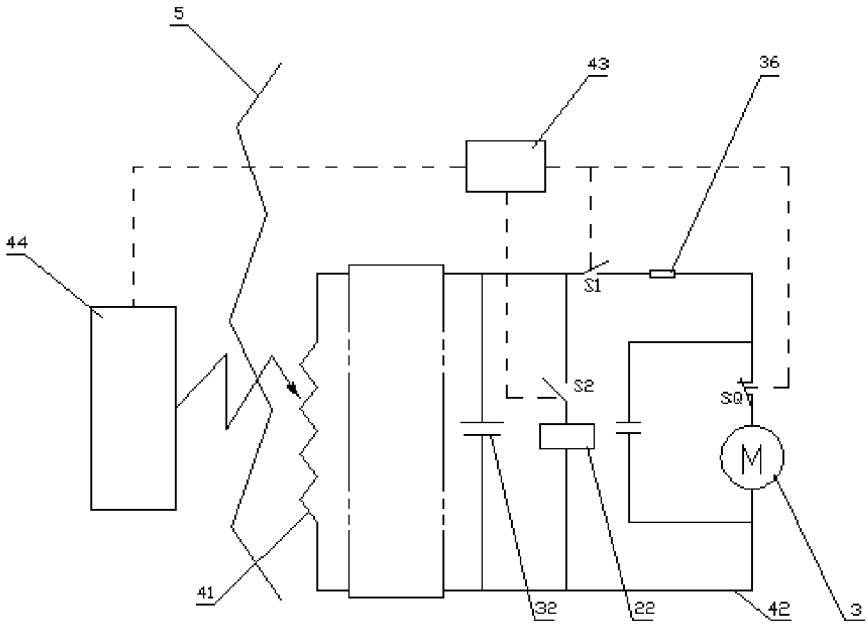

5
43
36
44
S1
S2
S0
M
41
32
22
42
3

图 6

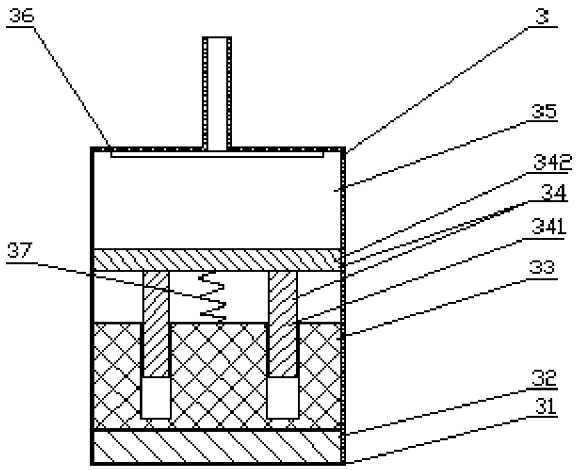

36
3
35
342
34
341
37
33
32
31

图 7

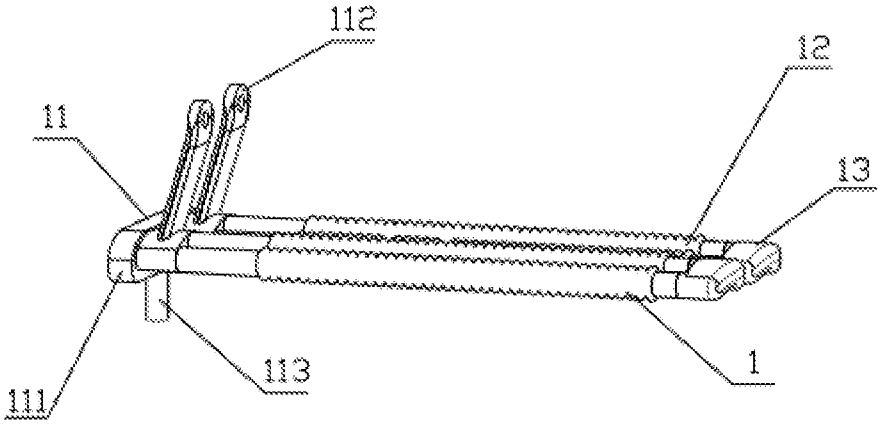

112
12
11
13
113
1
111

图 8

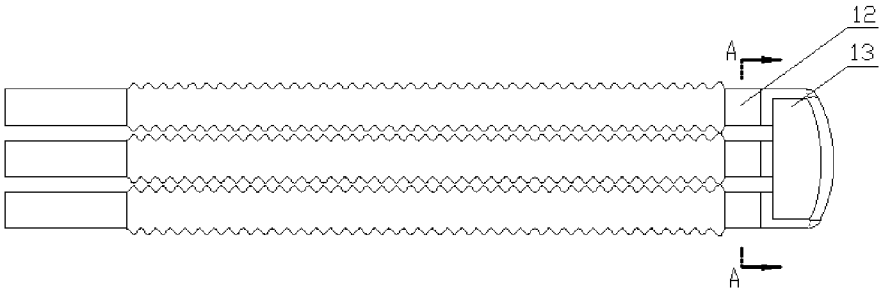


图 9A

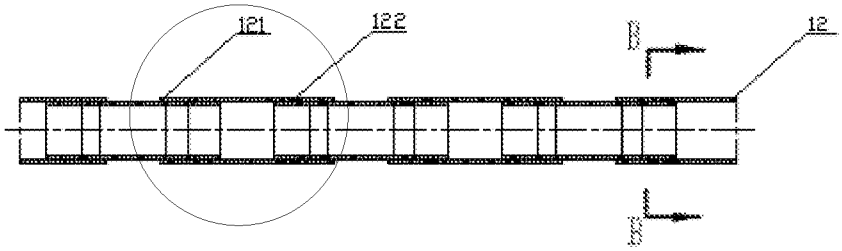


图 9B

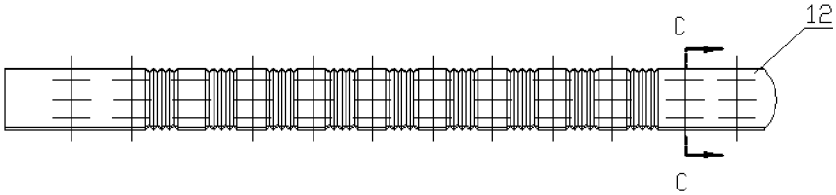


图 9C

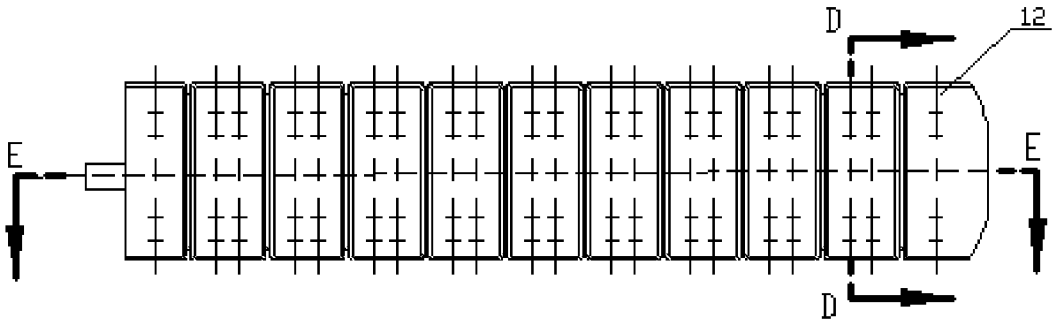


图 9D



图 10A

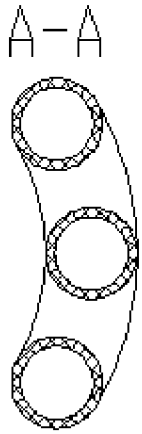


图 10B

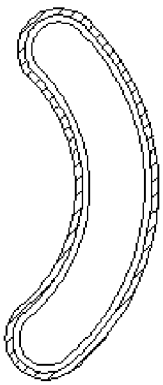


图 11A

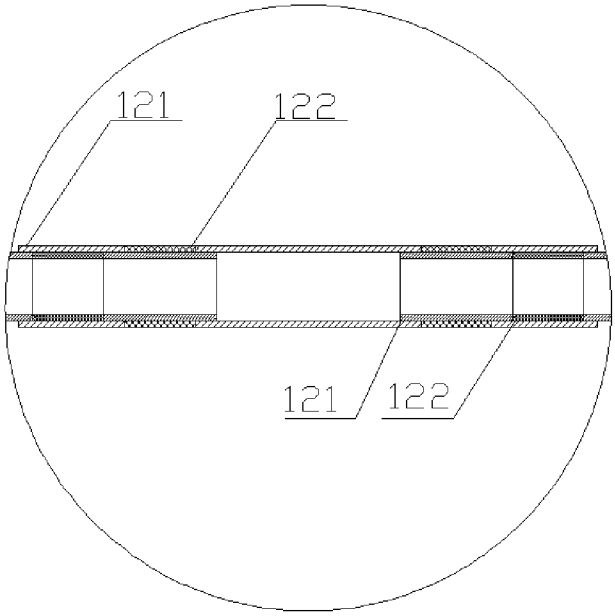


图 11B

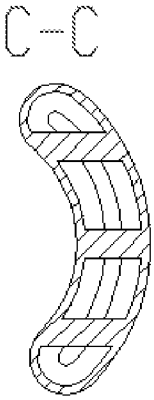


图 12

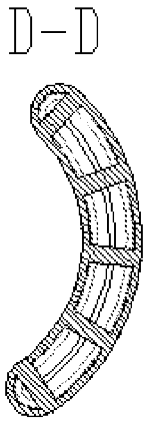


图 13A

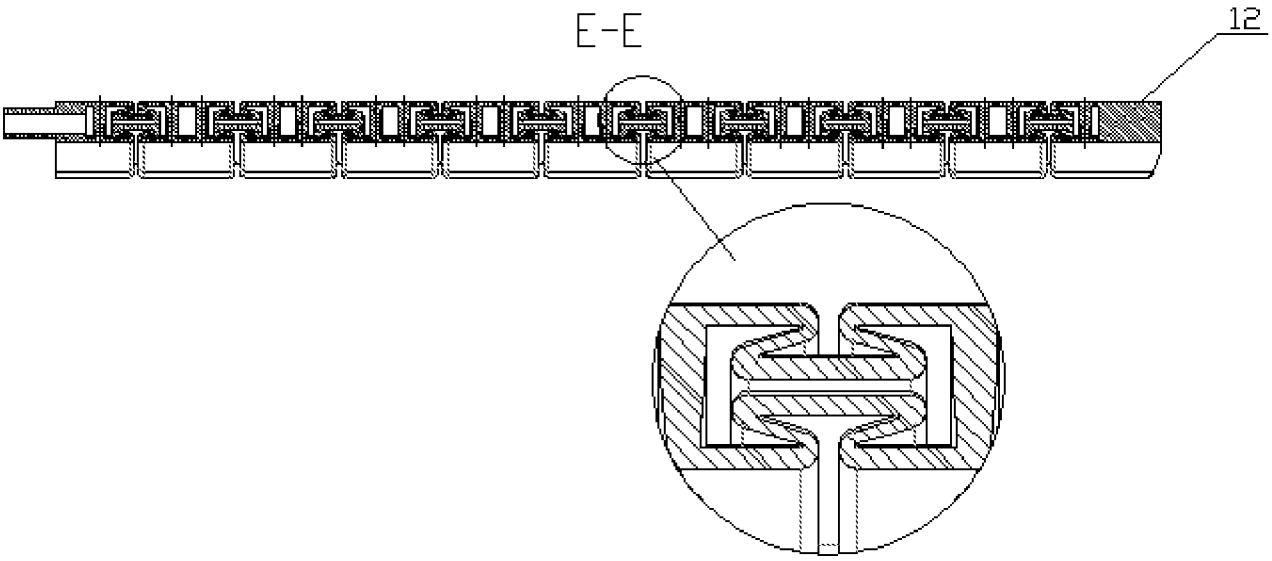


图 13B

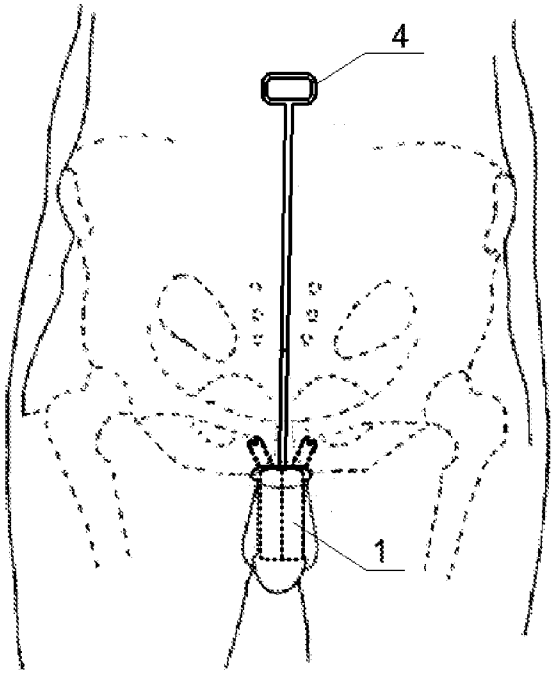


图 14A

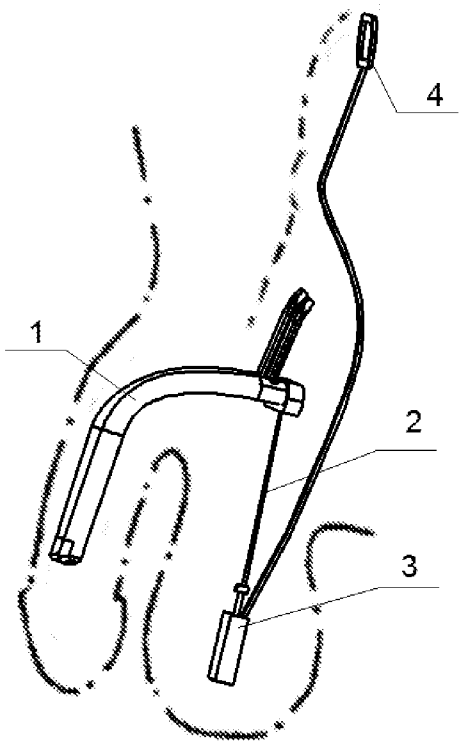


图 14B

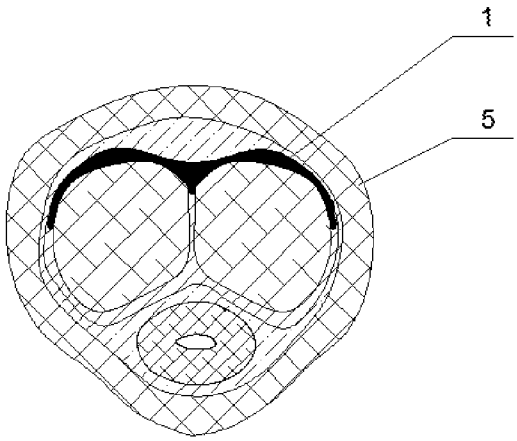


图 15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2018/073902

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F 2/26 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, WPI, EPODOC, CNKI: 上海氪励铵勤科技发展有限公司, 孙颖浩, 阴茎, 搏起, 加热, 弹簧, 皮, 泵, 海绵体, 阴茎起搏器, 植入, epidermis, +skin, caverno+, pump, spring, heat+, cavernous body

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 101160106 A (SS CLINIC CORP.), 09 April 2008 (09.04.2008), description, paragraphs [11]-[58], and figures 1-14	1-33
Y	CN 1400884 A (POTENCIA MEDICAL AG), 05 March 2003 (05.03.2003), description, pages 14-15, and figures 5-13	1-33
Y	EP 0182574 A1 (HAKKY, S.I.), 28 May 1986 (28.05.1986), description, page 10, and figure 1	2, 4, 9-13
Y	WO 02051339 A2 (AMERICAN MEDICAL SYSTEMS, INC.), 04 July 2002 (04.07.2002), description, paragraphs [0004]-[0008], and figure 1	5
Y	CN 1513425 A (SUN, Yinghao), 21 July 2004 (21.07.2004), description, pages 2 and 3, and figures 1-6	18-33
A	CN 103565572 A (WEN, Yi), 12 February 2014 (12.02.2014), description, paragraphs [0033]-[0066], and figures 1-12	1-33
A	CN 106038031 A (LI, Mingchao et al.), 26 October 2016 (26.10.2016), description, paragraphs [0025]-[0040], and figures 1-2	1-33

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
04 April 2018	18 April 2018
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer XIE, Chunling Telephone No. (86-10) 53962645

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2018/073902

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101160106 A	09 April 2008	US 7491164 B2	17 February 2009
		US 2008139880 A1	12 June 2008
		CN 101160106 B	22 September 2010
		WO 2006096001 A1	14 September 2006
CN 1400884 A	05 March 2003	BR 0108307 B1	01 December 2009
		DE 60119081 D1	01 June 2006
		US 2017325960 A1	16 November 2017
		US 2003135090 A1	17 July 2003
		WO 0147440 A2	05 July 2001
		AU 778113 B2	18 November 2004
		US 2007015959 A1	18 January 2007
		US 7011624 B2	14 March 2006
		EP 1255514 A2	13 November 2002
		CN 1196451 C	13 April 2005
		US 9662213 B2	30 May 2017
		US 8678997 B2	25 March 2014
		HK 1051961 A1	25 November 2005
		CA 2397284 C	18 May 2010
		DE 60119081 T2	04 January 2007
		US 2014296627 A1	02 October 2014
		CA 2397284 A1	05 July 2001
		AU 3429101 A	09 July 2001
		BR 0108307 A	05 March 2003
		AT 324087 T	15 May 2006
		MX PA02007823 A	10 September 2004
		EP 1255514 B1	26 April 2006
EP 0182574 A1	28 May 1986	CA 1235855 A	03 May 1988
		US 4594997 A	17 June 1986
WO 02051339 A2	04 July 2002	US 6730017 B2	04 May 2004
		US 2009084447 A1	02 April 2009
		US 2004220448 A1	04 November 2004
		US 2002082473 A1	27 June 2002
		US 7438682 B2	21 October 2008
		US 8276591 B2	02 October 2012
CN 1513425 A	21 July 2004	None	
CN 103565572 A	12 February 2014	KR 101234768 B1	19 February 2013
		US 2014031619 A1	30 January 2014
CN 106038031 A	26 October 2016	None	

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2018/073902

A. 主题的分类

A61F 2/26(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61F

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用）)

CNPAT，WPI，EPODOC，CNKI:上海氪励铵勤科技发展有限公司，孙颖浩，阴茎，搏起，加热，弹簧，皮，泵，海绵体，阴茎起搏器，植入，epidermis， +skin，caverno+，pump，spring，heat+，cavernous body

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
Y	CN 101160106 A (性福诊所株式会社) 2008年 4月 9日 (2008 - 04 - 09) 说明书第[11]-[58]段，图1-14	1-33
Y	CN 1400884 A (波滕西亚医疗公司) 2003年 3月 5日 (2003 - 03 - 05) 说明书第14-15页，图5-13	1-33
Y	EP 0182574 A1 (HAKKY，SAID I.) 1986年 5月 28日 (1986 - 05 - 28) 说明书第10页，图1	2，4，9-13
Y	WO 02051339 A2 (AMERICAN MEDICAL SYSTEMS，INC.) 2002年 7月 4日 (2002 - 07 - 04) 说明书第[0004]-[0008]段，图1	5
Y	CN 1513425 A (孙颖浩) 2004年 7月 21日 (2004 - 07 - 21) 说明书第2，3页，图1-6	18-33
A	CN 103565572 A (文壹) 2014年 2月 12日 (2014 - 02 - 12) 说明书第[0033]-[0066]段，图1-12	1-33
A	CN 106038031 A (李明超 等) 2016年 10月 26日 (2016 - 10 - 26) 说明书第[0025]-[0040]段，图1-2	1-33

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2018年 4月 4日	2018年 4月 18日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451	受权官员 谢春苓 电话号码 (86-10)53962645

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2018/073902

检索报告引用的专利文件			公布日（年/月/日）	同族专利			公布日（年/月/日）
CN	101160106	A	2008年 4月 9日	US	7491164	B2	2009年 2月 17日
				US	2008139880	A1	2008年 6月 12日
				CN	101160106	B	2010年 9月 22日
				WO	2006096001	A1	2006年 9月 14日
CN	1400884	A	2003年 3月 5日	BR	0108307	B1	2009年 12月 1日
				DE	60119081	D1	2006年 6月 1日
				US	2017325960	A1	2017年 11月 16日
				US	2003135090	A1	2003年 7月 17日
				WO	0147440	A2	2001年 7月 5日
				AU	778113	B2	2004年 11月 18日
				US	2007015959	A1	2007年 1月 18日
				US	7011624	B2	2006年 3月 14日
				EP	1255514	A2	2002年 11月 13日
				CN	1196451	C	2005年 4月 13日
				US	9662213	B2	2017年 5月 30日
				US	8678997	B2	2014年 3月 25日
				HK	1051961	A1	2005年 11月 25日
				CA	2397284	C	2010年 5月 18日
				DE	60119081	T2	2007年 1月 4日
				US	2014296627	A1	2014年 10月 2日
				CA	2397284	A1	2001年 7月 5日
				AU	3429101	A	2001年 7月 9日
				BR	0108307	A	2003年 3月 5日
				AT	324087	T	2006年 5月 15日
				MX	PA02007823	A	2004年 9月 10日
				EP	1255514	B1	2006年 4月 26日
EP	0182574	A1	1986年 5月 28日	CA	1235855	A	1988年 5月 3日
				US	4594997	A	1986年 6月 17日
WO	02051339	A2	2002年 7月 4日	US	6730017	B2	2004年 5月 4日
				US	2009084447	A1	2009年 4月 2日
				US	2004220448	A1	2004年 11月 4日
				US	2002082473	A1	2002年 6月 27日
				US	7438682	B2	2008年 10月 21日
				US	8276591	B2	2012年 10月 2日
CN	1513425	A	2004年 7月 21日		无		
CN	103565572	A	2014年 2月 12日	KR	101234768	B1	2013年 2月 19日
				US	2014031619	A1	2014年 1月 30日
CN	106038031	A	2016年 10月 26日		无		