

(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)



(10) 国际公布号
WO 2018/137634 A1

(51) 国际专利分类号:
A61F 2/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2018/073906

(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:
201710054501.1 2017 年 1 月 24 日 (24.01.2017) CN

(71) 申请人: 上海 氮 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: TISSUE COMPRESSION DEVICE

(54) 发明名称: 一种组织压缩装置

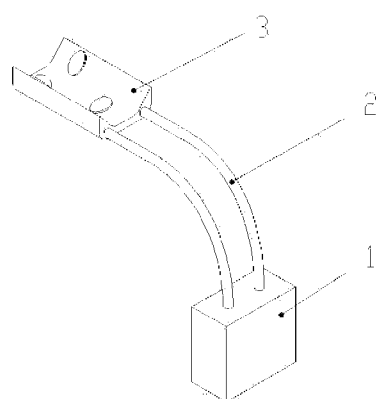


图 4

(57) Abstract: A tissue compression device comprises a pump (301), a liquid storage chamber (1.5), a catheter (2) and a compression device (3). The liquid storage chamber (1.5) is coupled to the pump (301), and stores therein a fluid having a preconfigured volume. The liquid storage chamber (1.5) communicates with the compression device (3) via the catheter (2). The pump (301) provides power to transmit the fluid between the liquid storage chamber (1.5) and the compression device (3). The compression device (3) is used to compress a tissue wall with respect to an axis of the tissue and in a nonlinear manner. The tissue compression device is simple in structure, compact in occupied space, easy to implant, low in power consumption and easy to operate.

(57) 摘要: 一种组织压缩装置, 包括泵 (301)、储液室 (1.5)、导管 (2) 和压缩装置 (3), 储液室 (1.5) 与泵 (301) 耦合, 储液室 (1.5) 中存储预定容积的流体, 储液室 (1.5) 通过导管 (2) 与压缩装置 (3) 连通, 泵 (301) 为流体在储液室 (1.5) 和压缩装置 (3) 之间传输提供动力, 压缩装置 (3) 用于相对于组织的轴线非线性地压缩组织壁。该组织压缩装置结构简单, 所占空间较小, 植入简单, 功耗低, 操作简单。

本国际公布：

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

一种组织压缩装置

技术领域

本发明实施例涉及医疗器械技术领域，尤其涉及一种组织压缩装置。

背景技术

5 由于组织、器官的退行性病变、盆底外伤、手术并发症等原因引起的漏尿甚至尿失禁等男性排尿功能障碍，是困扰着众多患者的一大顽疾。目前临床上治疗男性尿失禁的主要方法之一是通过在男性患者体内植入一系列套件，包括尿道约束装置、储液囊、机械开关和液路连接管等结构，由于该类植入装置结构复杂，手术创伤大，术后恢复时间长，而且其开关需要手动按压，一方面使得储液囊表面最终会形成组织纤维
10 化，使得储液囊性能下降影像假体使用效果。

另一严重缺点在于，压缩、夹紧或限制身体器官的元件可能伤害尿道组织壁。这样，所述元件对器官的压缩行为导致所述元件可能随时间侵入器官中，甚至有可能穿透被压缩的器官壁部分。此外，被压缩的器官组织壁部分中的血液循环最终由于所述元件施加的压力而阻塞，因此会造成血液循环不良或血液循环停止导致被压缩组织恶
15 化。

综合以上因素，目前尚无针对男性漏尿或尿失禁方面疾病的理想治疗器具。

发明内容

鉴于上述问题，本发明提供一种组织压缩装置，包括泵、储液室、导管和压缩装置，所述储液室与泵耦合，所述储液室中存储预定容积的流体，所述储液室通过导管
20 与压缩装置连通，所述泵为流体在储液室和压缩装置之间传输提供动力，所述压缩装置用于相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁。

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。

25 可选地，在本发明实施例中，所述压缩装置还包括至少一个中空的可挠性基板，所述压迫元件设于基板上，且所述压迫元件与基板从内部连通。

可选地，在本发明实施例中，所述基板具有闭合或非闭合曲面。

可选地，在本发明实施例中，所述闭合或非闭合曲面包括一凹形表面，所述凹形

表面与组织相配合。

可选地，在本发明实施例中，所述非闭合曲面的截面形状基本上呈圆弧形。

可选地，在本发明实施例中，所述基板上设有固定件，用于把所述基板固定于组织的外围。

5 可选地，在本发明实施例中，所述固定件包括一卡扣，所述卡扣可与所述导管耦合。

可选地，在本发明实施例中，所述固定件包括一卡扣和一卡座，所述卡扣与卡座互相配合，把所述基板固定于组织的外围。

10 可选地，在本发明实施例中，所述储液室中的流体导入压缩装置时，所述压缩装置相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁，流体流回储液室时，所述压缩装置不对所述组织壁施加压力。

可选地，在本发明实施例中，所述压缩装置包括至少三个中空的压迫元件，所述至少三个压迫元件沿组织轴线方向呈非线性排列。

15 可选地，在本发明实施例中，所述任意两个压迫元件中心点的连线均不与组织的轴线平行。

可选地，在本发明实施例中，所述任意两个压迫元件的中心点垂直于组织轴线的截面不在同一平面内。

可选地，在本发明实施例中，所述压迫元件具有弧形轮廓，所述弧形轮廓螺旋地向组织的轴线方向收拢。

20 可选地，在本发明实施例中，所述导管为两根，每根导管的一端耦合至基板上，另一端耦合至泵。

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，所述阀门为单向阀，以控制流体单向流动。

25 可选地，在本发明实施例中，所述导管设有自由端，所述导管的自由端可与组织压缩装置和泵之至少其中一者集成或分离。

可选地，在本发明实施例中，所述导管的自由端设有第一耦合件，所述泵设有第二耦合件，所述第一耦合件和第二耦合件为过盈配合。

30 可选地，在本发明实施例中，所述第一耦合件为安装棘齿，所述第二耦合件为安装孔。

可选地，在本发明实施例中，所述组织选自阴茎、尿道、膀胱、血管、胃、肠道、输卵管、胆囊、肝管、胆管所组成群组中之其中任意一者。

可选地，在本发明实施例中，还包括电源，所述电源与泵耦合，向所述泵提供电能。

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。

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

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，所述控制装置包括体外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压缩装置。

10 可选地，在本发明实施例中，所述电源与体内感应装置耦合，体外遥控装置与体内感应装置通过无线耦合对所述电源充电。

可选地，在本发明实施例中，还包括传感器，用于感应患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数，并将所述生理参数和/或功能参数发送至控制装置，所述控制装置根据所述生理参数和/或功能参数调节流体的传输。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置为体外无线遥控装置。

15 可选地，在本发明实施例中，所述生理参数为患者体内的压力，所述功能参数为压缩装置的压力。

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压缩装置，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

20 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容积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的容积。

可选地，在本发明实施例中，所述泵头包括一活塞，所述弹簧与活塞耦合，所述活塞与储液室内壁耦合，所述活塞和弹簧之至少其中一者在非电能驱动下将流体输送回储液室。

25 可选地，在本发明实施例中，所述压缩装置还包括至少一个中空的可挠性基板，所述压迫元件设于基板上，且所述压迫元件与基板从内部连通。

可选地，在本发明实施例中，所述基板具有闭合或非闭合曲面。

可选地，在本发明实施例中，所述闭合或非闭合曲面包括一凹形表面，所述凹形表面与组织相配合。

30 可选地，在本发明实施例中，所述非闭合曲面的截面形状基本上呈圆弧形。

可选地，在本发明实施例中，所述基板上设有固定件，用于把所述基板固定于组织的外围。

可选地，在本发明实施例中，所述固定件包括一卡扣，所述卡扣可与所述导管耦合。

可选地，在本发明实施例中，所述固定件包括一卡扣和一卡座，所述卡扣与卡座互相配合，把所述基板固定于组织的外围。

可选地，在本发明实施例中，所述储液室中的流体导入压缩装置时，所述压缩装置相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁，流体流回储液室时，所述压缩装置不对所述组织壁施加压力。

可选地，在本发明实施例中，所述压缩装置包括至少三个中空的压迫元件，所述至少三个压迫元件沿组织轴线方向呈非线性排列。

可选地，在本发明实施例中，所述任意两个压迫元件中心点的连线均不与组织的轴线平行。

10 可选地，在本发明实施例中，所述任意两个压迫元件的中心点垂直于组织轴线的截面不在同一平面内。

可选地，在本发明实施例中，所述压迫元件具有弧形轮廓，所述弧形轮廓螺旋地向组织的轴线方向收拢。

15 可选地，在本发明实施例中，所述导管为两根，每根导管的一端耦合至基板上，另一端耦合至泵。

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，所述阀门为单向阀，以控制流体单向流动。

20 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，所述导管设有自由端，所述导管的自由端可与组织压缩装置和泵之至少其中一者集成或分离。

可选地，在本发明实施例中，所述导管的自由端设有第一耦合件，所述泵设有第二耦合件，所述第一耦合件和第二耦合件为过盈配合。

25 可选地，在本发明实施例中，所述第一耦合件为安装棘齿，所述第二耦合件为安装孔。

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。

30 可选地，在本发明实施例中，所述控制装置为行程开关，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压缩装置。

可选地，在本发明实施例中，所述电源与体内感应装置耦合，体外遥控装置与体内感应装置通过无线耦合对所述电源充电。

可选地，在本发明实施例中，还包括传感器，用于感应患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数，并将所述生理参数和/或功能参数发送至控制装置，
5 所述控制装置根据所述生理参数和/或功能参数调节流体的传输。

可选地，在本发明实施例中，所述控制装置为体外无线遥控装置。

可选地，在本发明实施例中，所述生理参数为患者体内的压力，所述功能参数为压缩装置的压力。

可选地，在本发明实施例中，所述组织选自阴茎、尿道、膀胱、血管、胃、肠道、
10 输卵管、胆囊、肝管、胆管所组成群组中之其中任意一者。

本发明的组织压缩装置结构简单，所占空间较小，植入简单，功耗低，操作简单。

本发明的组织压缩装置的压缩装置相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁，例如通过在压缩装置上设置至少三个中空的压迫元件，所述至少三个压迫元件沿组织轴线方向呈非线性排列，这样布置的优点是，避免如现有技术中所述的组织束缚机
15 构对组织进行 360° 环向压迫，以致极易导致组织组织缺血坏死，从而引起严重的并发症。

所述任意两个压迫元件中心点的连线均不与组织的轴线平行，进一步避免两个压迫元件同时对组织的同一个部位反复压迫。

压迫元件并不作用在组织的同一个垂直于轴线的横截面上，即至少一个压迫元件
20 垂直于轴线的横截面与其他压迫元件垂直于轴线的横截面不在同一个平面上，进一步将对组织施加的压力分散开，并且避开不同方向的压力施加到同一段组织上。

压迫元件设于基本上呈圆弧形的轮廓的基板上，基板上分布压迫元件，使得圆弧形的基板可以稳定的包围在组织周围，但弯折成圆弧状的基板并不对组织造成直接压迫，而是当固定在其上的压迫元件受压隆起时，才对组织形成压迫，从而实现对组织
25 内尿液流量的控制，从而避免了组织组织缺血坏死。

所述电源与泵和储液室一体式结构，并且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容积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的容积，所述的泵 301 向外泵水过程由电动机驱动，回水过程可以靠弹簧拉力作用，也可以靠活塞作用，也可以二者配合作用，从而在一定程度上降低功耗，提高效率。

30 优选地，组织压缩装置还包括传感器，用于感应患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数，并将所述生理参数和/或功能参数发送至控制装置，所述控制装置根据所述生理参数和/或功能参数调节流体的传输。组织压缩装置处于通电待机状态，当患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数超过阈值或开始增大时，例如患者咳嗽、打喷嚏时，传感器向控制器发出信号，压缩装置迅速对组织施

压，避免患者咳嗽、打喷嚏时组织出现漏液的现象。

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
5 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 是本发明一种组织压缩装置的一实施例的示意图。

图 2A-2D 是图 1 中压缩装置的 4 个实施例的示意图。

图 3 是基于图 2A-2D 的优选实施例的示意图。

10 图 4 是图 3 所对应的组织压缩装置的实施例 1 的示意图。

图 5 是图 2B 所对应的组织压缩装置未使用状态的示意图。

图 6 是图 2B 所对应的组织压缩装置使用状态的示意图。

图 7 是图 3 所对应的组织压缩装置的实施例 2 的示意图。

图 8 是图 7 所对应的组织压缩装置基板弯曲后的示意图。

15 图 9 是图 7 中压缩装置的示意图。

图 10 是图 7 所对应的组织压缩装置未使用状态的示意图。

图 11 是图 7 所对应的组织压缩装置使用状态的示意图。

图 12 是图 1 中导管结构的示意图。

图 13 是图 12 的导管结构的放大示意图。

20 图 14 是图 1 中泵的实施例的结构示意图。

图 15 是本发明一种组织压缩装置的优选实施例的示意图。

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
25 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。

30 所述“轴向”是指沿组织长度延伸的方向。所述“流体”包括，但不限于液体、气体，例如无菌水、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。

参见图 1，在本发明一具体实现中，所述组织压缩装置包括泵 301、储液室 1.5、导管 2 和压缩装置 3，所述储液室 1.5 与泵 301 耦合，所述储液室 1.5 中存储预定容积的流体，所述储液室 1.5 通过导管 2 与压缩装置 3 连通，所述泵 301 为流体在储液室 1.5 和压缩装置 3 之间传输提供动力，所述压缩装置 3 用于相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁。

可选地，在本发明实施例中，所述储液室中的流体导入压缩装置 3 时，所述压缩装置 3 相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁，流体流回储液室 1.5 时，所述压缩装置 3 不对所述组织壁施加压力。

可选地，在本发明实施例中，所述压缩装置 3 包括至少三个中空的压迫元件，所述至少三个压迫元件沿组织轴线方向呈非线性排列

所述至少三个压迫元件沿组织轴线方向呈非线性排列包括，但不限于所述至少三个压迫元件的中心点连线不与组织的轴线平行，例如，组织伸长后，其轴线为直线，所述至少三个压迫元件的中心点连线为直线或曲线，并且与组织的轴线相交或其延长线与组织的轴线相交。

可选地，在本发明一实施例中，任意两个压迫元件中心点的连线均不与组织的轴线平行。

可选地，在本发明一实施例中，所述任意两个压迫元件的中心点垂直于组织轴线的截面不在同一平面内。具体地，任意两个压迫元件的中心点垂直于组织轴线所在的平面都不在同一平面内。

优选地，这些压迫元件并不作用在组织的同一个垂直于轴线的横截面上，即至少一个压迫元件垂直于轴线的横截面与其他压迫元件垂直于轴线的横截面不在同一个平面上，这样布置的优点是，避免如现有技术中所述的组织束缚机构对组织进行 360° 环向压迫，以致极易导致组织组织缺血坏死，从而引起严重的并发症。

可选地，在本发明一实施例中，所述压缩装置 3 还包括至少一个中空的挠性基板，所述压迫元件设于基板上，且所述压迫元件与基板从内部连通。

可选地，在本发明实施例中，所述基板具有闭合或非闭合曲面。

可选地，在本发明实施例中，所述闭合或非闭合曲面包括一凹形表面，所述凹形表面与组织相配合。

可选地，在本发明实施例中，所述非闭合曲面的截面形状基本上呈圆弧形。

可选地，在本发明实施例中，所述基板上设有固定件，用于把所述基板固定于组织的外围。

优选地，所述固定件包括一卡扣，所述卡扣可与所述导管耦合。

优选地，所述固定件包括一卡扣和一卡座，所述卡扣与卡座互相配合，把所述基板固定于组织的外围。

可选地，在本发明实施例中，所述压迫元件具有弧形轮廓，所述弧形轮廓螺旋地向组织的轴线方向收拢。

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。

- 5 可选地，在本发明实施例中，所述控制装置为行程开关，所述行程开关与泵串联，用于限制泵的行程。例如，行程开关通常处于常闭状态，当泵将流体完全泵入压缩装置时，行程开关断开，泵停止运行。

可选地，在本发明实施例中，所述导管为两根，每根导管的一端耦合至基板上，另一端耦合至泵。

- 10 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。

优选地，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。在本发明一优选实施例中，所述阀门为电磁阀。阀门可由控制装置控制，例如泵将流体由储液室泵入压缩装置时，阀门在流体冲击作用下不需电能驱动即可自动开启，当
15 流体由压缩装置流回储液室时，阀门通电，控制装置控制阀门开启，完成压缩装置的排水。

优选地，所述导管上分别设有单向阀，以控制流体单向流动。

可选地，在本发明实施例中，所述导管设有自由端，所述导管的自由端可与组织压缩装置和泵之至少其中一者集成或分离。

- 20 可选地，在本发明实施例中，所述导管的自由端设有第一耦合件，所述泵设有第二耦合件，所述第一耦合件和第二耦合件为过盈配合。

优选地，所述第一耦合件为安装棘齿，所述第二耦合件为安装孔。

可选地，在本发明实施例中，所述组织选自阴茎、尿道、膀胱、血管、胃、肠道、输卵管、胆囊、肝管、胆管所组成群组中之其中任意一者。

- 25 在本发明一实施例中，所述泵 301 为手动泵。患者用手挤压泵 301，使得泵 301 推动储液室 1.5 中的流体，通过所述导管 2 流入压迫元件 3.1 的腔体，使得压迫元件 3.1 膨胀，对组织施加压力，也可以手动地控制流体从压迫元件 3.1 的腔体流回储液室 1.5。可选地，在本发明实施例中，所述导管上设有单向阀，以控制流体单向流动。

- 30 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，优选地，所述导管 2 为两根，每根导管的一端耦合至基板 3a 上，另一端耦合至泵 301。

在本发明一实施例中，所述泵 301 为电动泵。可选地，在本申请实施例中，还包括电源，所述电源与泵耦合，向所述泵提供电能。

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

至压缩装置，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

如图 14 所示，可选地，在本发明实施例中，所述泵包括泵体 1.2、泵头 1.3 和弹簧 1.4，所述泵头 1.3 通过弹簧 1.4 与泵体 1.2 连接，所述泵头 1.3 通过往复性活动调节储液室的容积，所述弹簧 1.4 至少部分地驱动泵头 1.3 调节储液室的容积。

5 可选地，在本发明实施例中，所述泵头 1.3 包括一活塞，所述弹簧 1.4 与活塞耦合，所述活塞与储液室内壁耦合，所述活塞和弹簧 1.4 之至少其中一者在非电能驱动下将流体输送回储液室。

所述储液室 1.5 和泵 301 可以是独立的两个装置，或者储液室 1.5 和泵 301 为一体结构。所述泵 301 可以为单向泵 301 或双向泵 301。

10 以下是储液室 1.5 和泵 301 为独立的两个装置的实施例：

泵 301 在储液室 1.5 和压缩装置 3 之间，泵 301 与储液室 1.5 和压缩装置 3 分别通过导管连接，泵 301 可以为单向泵 301 或双向泵 301。泵 301 从储液室 1.5 中将流体泵出，并将流体再输送至压缩装置上的压迫元件，使得压迫元件膨胀，当需要组织恢复通畅时，泵 301 从压迫元件将流体泵回，并再输送回储液室 1.5 中。泵 301 与储液室 1.5 和组织之间可以设一个或多个阀门，以控制流体的流动。可选地，在本发明实施例中，泵 301 与储液室 1.5 之间通过两根导管连接，每根导管的一端耦合至基板上，另一端耦合至泵。

可选地，在本发明实施例中，所述导管上分别设有单向阀，以控制流体单向流动。

以下是储液室 1.5 和泵 301 为一体结构的实施例：

20 泵 301 和储液室 1.5 合为一体，中间通过隔膜、活塞或其他适当的结构隔开，当泵 301 启动时，泵 301 挤压储液室 1.5，使得储液室 1.5 的容积缩小，流体便从储液室 1.5 中流出。

储液室 1.5 和泵 301 单独的（独立装置）或共同地（一体式结构）由壳体包覆。所述的壳体由具有生物相容性材料制成，如不锈钢、钛合金、钴铬合金、硅胶等材料制成，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。

25 可选地，在本发明一实施例中，还包括电源，所述电源与泵 301 耦合，向所述泵 301 提供电能。所述电源为电池或其他能提供电能的装置。

所述电源可以与储液室 1.5、泵 301 分开，或与泵 301 两者合为一体，或与储液室 1.5、泵 301 三者合为一体。所述电源可以与储液室 1.5、泵 301 设于阴囊中或人体下腹部位。

优选地，还包括控制装置，所述控制装置用于控制所述泵 301 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。在本实施例中，所述控制装置可

以为开关。

在本发明一实施例中，所述控制装置位于阴囊中，当患者从体外通过对阴囊施加外力而启动开关时，电源向泵 301 提供例如电能等动力，泵 301 启动，推动储液室 1.5 中的流体，通过所述导管 2 流入压迫元件 3.1 的腔体，开关关闭时，流体从压迫元件 3.1 的腔体流回储液室 1.5。

优选地，泵 301 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，在本发明一实施例中，所述泵 301 在电能驱动下将储液室 1.5 中的流体经导管输送至压缩装置 3，在机械能驱动下将流体经导管 2 输送回所述储液室 1.5。

可选地，在本发明一实施例中，所述控制装置包括体外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压缩装置。

可选地，在本发明实施例中，所述电源与体内感应装置耦合，体外遥控装置与体内感应装置通过无线耦合对所述电源充电。

可选地，在本发明实施例中，还包括传感器，用于感应患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数，并将所述生理参数和/或功能参数发送至控制装置，所述控制装置根据所述生理参数和/或功能参数调节流体的传输。优选地，所述控制装置为体外无线遥控装置。优选地，所述生理参数为患者体内的压力，所述功能参数为压缩装置的压力。

储液室 1.5 和泵 301 单独的（独立装置）或共同地（一体式结构）由壳体包覆。所述的壳体由具有生物相容性材料制成，如不锈钢、钛合金、钴铬合金、硅胶等材料制成，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。

所述压迫元件可以布置在包覆层上或空心的基板上。

压迫元件可以布置在包覆层上时，所述压迫元件包覆在组织的外周压迫元件和外表面的包覆层具有生物相容性与延展性能，以使得其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。

图 2A-2D 是图 1 中压缩装置 3 的 4 个实施例的示意图。

参见图 2A，所述压缩装置 3 包括三个中空的压迫元件，每个压迫元件为沿组织圆周向伸长的凸起，所述凸起经过中心点的横截面形状包括，但不限于半圆形、梯形、三角形、圆形、四边形、圆弧形或类椭圆形。

压迫元件可分别直接与泵 301 连通,或通过一共同的中转机构与泵 301 连通,泵 301 可将流体经导管 2 直接输送至压迫元件,使其隆起,从而形成对组织 5 的压迫作用,以实现组织内流体流量的控制;或者泵 301 可将流体先输送至中转机构,再由中转机构将流体分配至压迫元件。所述中转机构可为任何适合的容器,所述中转机构可以位于泵 301 和压迫元件之间,或与其中一者连接。

任意两个压迫元件的中心点垂直于组织轴线的横截面不在同一个平面上,因此压缩装置 3 在组织任意节段的横截面均不会同时显示两个或两个以上的压迫元件经过中心点的完整横截面(未示出)。该种设计有效地保证了任意两个压迫元件对组织沿轴线方向的压迫作用是不重复的。

参见图 2B,所述压缩装置 3 包括三个中空的压迫元件,所述压迫元件具有横向水平延长的轮廓,即压迫元件沿垂直于组织轴线的方向水平延长。所述轮廓可以为椭圆形、不规则形状、柱形、梯形、圆锥形等。

参见图 2C,所述压缩装置 3 包括三个中空的压迫元件,所述压迫元件具有斜向延长的轮廓,即压迫元件既不水平也不垂直于组织轴线的方向延长。所述轮廓可以为椭圆形、不规则形状、柱形、梯形、圆锥形等。

参见图 2D,所述压缩装置 3 包括三个中空的压迫元件,所述压迫元件具有弧形轮廓,所述弧形轮廓螺旋地向组织收拢。与图 2A-2C 不同的是,所述弧形轮廓的轴线为非直线。

图 3 是基于图 2A-2D 的优选实施例的示意图,所述压缩装置 3 还包括至少一个中空的挠性基板 3a,所述压迫元件设于基板 3a 上,且所述压迫元件与基板 3a 从内部连通。泵 301 可将流体经导管 2 输送至基板 3a 内,当流体压力达到一定阈值后,基板 3a 内的流体可将压迫元件隆起,从而形成对组织 5 的压迫作用,以实现组织内流体流量的控制。所述阈值可以是流体基本充满基板 3a 时对基板 3a 形成的压力或是其他的压力值。

图 4 是图 3 所对应的组织压缩装置的实施例 1 的示意图,压缩装置 3 包括一基板和位于基板上的压迫元件,所述基板具有非闭合曲面,在本实施例中,所述非闭合曲面包括一凹形表面,所述凹形表面与组织相配合。所述的基板为整体截面形状呈弧形的密闭中空结构,在本发明一实施例中,所述基板具有基本上呈圆弧形的轮廓。基板的内部空腔与导管 2 连通,压迫元件分散固定在基板上。

所述基板的外表面形状不限于凹形和水平面的组合,还可以包括一个或多个凸形、平面、曲面、网状平面或曲面、不规则表面或其他任意适合的形状或其组合。优选地,所述基板的外表面具有一凹形上表面和水平的下表面,上表面和下表面之间由竖直的平面连接。连接基板的两根导管分别位于下表面的两个直角区域,以保证上表面和下表面之间的厚度最小化。

可选地,在本申请实施例中,所述基板上设有固定件,用于把所述基板固定于组织的外围。例如,所述基板可以包括两片可弯曲的中空基板,至少一个基板上设有压

迫元件。一个基板的两端分别固定一卡座，另外一个基板的两端分别固定一卡扣，每个卡扣分别可固定于相邻的卡座上，从而把两片基板通过卡扣和卡座的配合固定于组织的外围，从而避免基板长期完全覆盖组织，造成组织损坏。优选地，所述基板的直径稍大于组织的直径，从而所述基板可以相对于组织滑动，进一步避免基板对于同一段组织长期重复压缩。所述卡扣和卡座可以为任何的设计或形状，在本发明一实施例中，卡扣一端固定在基板上，另一端为环形套，卡座上有对应的凹槽，环形套正好可以套在凹槽上。在本发明又一实施例中，卡座上设有可粘贴或可吸附的材料，卡扣一端固定在基板上，另一端可粘贴或可吸附到卡座的可粘贴或可吸附的材料上。装置 1 包括了储液室和泵。

图 5 是图 2B 所对应的组织压缩装置未使用状态的示意图。组织压缩装置在未使用状态下，组织处于开放状态，基板 3a 和压迫元件 3.1a 都是疲软状态。

图 6 是图 2B 所对应的组织压缩装置使用状态的示意图。组织压缩装置启动后，泵 301 泵出的流体经导管 2 输送至基板 3a 内，当流体压力达到一定阈值后，基板 3a 内的流体可将压迫元件 3.1a 隆起，从而形成对组织的压迫作用，以实现组织内流体流量的控制。

图 7 是图 3 所对应的组织压缩装置的实施例 2 的示意图。与图 4 对应的实施例 1 不同的是，所述基板 3b 具有闭合曲面。所述基板 3b 上设有固定件，用于把所述基板 3b 固定于组织的外围。在本实施例中，所述固定件为卡扣 3.2b，所述卡扣 3.2b 可与所述导管 2 耦合，以将所述基板 3b 弯曲后固定于组织周围。所述卡扣 3.2b 和卡座(位于导管 2 上)可以为任何的设计或形状，在本发明一实施例中，卡扣 3.2b 一端固定在基板上，另一端为环形套，卡座上有对应的凹槽，环形套正好可以套在凹槽上。在本发明又一实施例中，卡座上设有可粘贴或可吸附的材料，卡扣 3.2b 一端固定在基板上，另一端可粘贴或可吸附到卡座的可粘贴或可吸附的材料上。

优选地，所述导管 2 一端是固定卡口，一端是自由端 2.2，所述的导管 2 固定卡口固定在所述基板上，所述导管 2 自由端 2.2 可穿过该导管 2 固定卡口，并相对卡口牢靠固定，从而使得弯折成圆环形的基板可以稳定的包围在组织周围，但弯折成圆弧状的基板并不对组织造成直接压迫，而是当固定在其上的压迫元件受压隆起时，才对组织形成压迫，从而实现组织内尿液流量的控制。

压迫元件内部为中空连通结构，由泵 301 泵出的液体经导管 2 输送至基板内，当液体压力达到一定阈值后，基板内的液体可将压迫元件隆起，从而形成对组织的压迫作用，以实现组织内尿液流量的控制。

参见图 8 和图 9，所述的基板 3b 呈平面状密闭中空结构，其内部空腔与所述的导管 2 连通，所述的基板 3b 由弹性材料制成，可根据需要将基板 3b 弯折成圆环形，弯折成圆环形的基板 3b 可允许组织从中间穿过。

参见图 10，当组织压缩装置不工作时，此时所述的压迫元件 3.1b 布置于圆环形基板 3b 的内侧面上。

参见图 11，当所述的压迫元件 3.1b 隆起时，可以对包围在圆环形基板 3b 内部的组织形成压迫，从而实现对组织内尿液流量的控制。

5 图 12 是图 1 中导管 2 结构的示意图。图 13 是图 12 的导管 2 结构的放大示意图。所述导管 2 设有自由端 2.2，所述导管 2 的自由端 2.2 可与组织压缩装置和泵 301 之至少其中一者集成或分离。所述导管 2 的一端或两端设有自由端 2.2，为了安装的方便，可仅在导管 2 的一端设有自由端 2.2。所述自由端 2.2 可安装或拆卸。

10 优选地，所述导管 2 的自由端 2.2 可安装到泵 301 上或从泵 301 上拆卸下来，以便于在植入时泵 301 和压迫元件 3.1 分别植入后，通过导管 2 的自由端 2.2 连接，操作简单。

可选地，所述导管 2 为两根，每根导管的一端耦合至基板上，另一端耦合至泵 301。所述导管 2 上分别设有单向阀，以控制流体单向流动。

15 如图 13 所示，所述导管 2 的自由端 2.2 设有第一耦合件，所述泵 301 设有第二耦合件，所述第一耦合件和第二耦合件为过盈配合。优选地，所述第一耦合件为安装棘齿 2.2.1，第二耦合件为安装孔 1.6。第一耦合件和第二耦合件还可以是其他的过盈配合方式。安装时可将导管 2 自由端 2.2 插入泵 301 上的安装孔 1.6 内即可，安装棘齿 2.2.1 与安装孔 1.6 的过盈配合可以保证插接安装的稳定性。

20 图 14 是图 1 的泵 301 的实施例结构示意图。所述电源与泵 301 耦合，向所述泵 301 提供电能。所述泵 301 包括泵体 1.2、泵头 1.3 和弹簧 1.4，所述泵头 1.3 包括一活塞和推杆，泵头 1.3 通过弹簧 1.4 与泵体 1.2 连接，所述泵头 1.3 通过往复性活动调节储液室的容积，所述弹簧 1.4 至少部分地驱动泵头 1.3 调节储液室的容积。

25 所述的泵 301 包括壳体、电源、泵体 1.2、泵头 1.3，其与储液室 1.5 组成一体式结构，所述的壳体由具有生物相容性材料制成，如不锈钢、钛合金、钴铬合金、硅胶等材料制成，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；所述电源可为泵体 1.2 和泵 301 的开关（未示出）供电，所述电源还可为设置在导管 2 上的电磁阀供电，从而实现导管 2 内液路的开关控制。

30 所述的泵体 1.2 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 1.2 动力系统，所述泵体 1.2 用于驱动泵头 1.3 做远离泵体 1.2 运动，从而使得泵头 1.3 上的活塞挤压储液室 1.5 内的液体，经导管 2 灌入压迫元件 3.1 或基板 3a 内；所述的泵头 1.3 由推杆 1 和活塞组成，推杆 1 受泵体 1.2 驱动从而可以推动活塞对储液室 1.5 内的液体施加压力，并使之经导管 2 灌入压迫元件 3.1 内；所述活塞与储液室 1.5 内壁可形成密

封腔，在活塞的推拉运动下，可实现将储液室 1.5 内的液体推出储液室 1.5 和抽回储液室 1.5；优选的，本发明中的泵头 1.3 与泵体 1.2 之间设有拉伸弹簧 1.4，既当泵头 1.3 被泵体 1.2 推向最大行程处过程中，该拉伸弹簧 1.4 被拉伸，又当泵体 1.2 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 1.4 的拉力作用下，泵头 1.3 被慢慢拉回至起始位置，同时压迫元件 3.1 内的液体被缓慢抽回至储液室 1.5 内；所述的泵 301 向外泵水过程由电动机驱动，回水过程靠弹簧 1.4 拉力和/或活塞作用，而无需其他能量消耗，以致将电源的能效发挥到最大。

所述电源为电池或可充电电池，蓄电池 1.1 的类型包括锂离子电池、锂-碘电池、石墨烯电池等。

图 15 是本发明一种组织压缩装置用于治疗尿失禁的实施例 1 的示意图。所述组织压缩装置包括泵 301、储液室 1.5、导管 2 和压缩装置 3，所述储液室 1.5 与泵 301 耦合，所述储液室 1.5 中存储预定容积的流体，所述储液室 1.5 通过导管 2 与压缩装置 3 耦合；所述压缩装置 3 包括三个中空的压迫元件，压迫元件呈三角形布置在基板 3a 的弧形平面上。

所述控制装置包括体外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压缩装置。所述电源与体内感应装置耦合，体外遥控装置与体内感应装置通过无线耦合对所述电源充电。

所述体外遥控装置为遥控器，包括显示单元、体外控制单元、体外无线模块和体外电源，体内感应装置包括体内控制单元、体内无线模块和体内电源，体内电源与泵 301 的电动机或马达连接，用于向其供电。

使用者通过显示单元发出控制信号至体外控制单元，体外控制单元将信号（例如电磁波信号或其他类型的无线信号）发送至体外无线模块，体外无线模块和体内无线模块通过无线耦合，将无线信号转换为电流，对体内电源充电，体内电源向泵 301 提供电能。同时，电流传输至体内控制单元，用于控制泵 301 启动。

组织压缩装置还包括传感器，用于感应患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数，并将所述生理参数和/或功能参数发送至体内控制装置或体外无线遥控装置，体内控制装置或体外无线遥控装置根据所述生理参数和/或功能参数调节流体的传输。

优选地，所述生理参数为患者体内的压力，所述功能参数为压缩装置的压力。

例如，传感器将感应到的患者体内的压力和压缩装置的压力实时、间歇或不定时地传输至体外无线遥控装置，若患者体内的压力快速增大或超过系统设定的某一阈值时（例如患者咳嗽时），若压缩装置的压力未超出阈值（例如最大值），则体外无线遥控装置自动控制泵向压缩装置泵入流体，以压缩组织，防止组织中的液体漏出。

所述的导管 2 共计两根，为连接泵 301 与压缩装置的管路，两根导管 2 内设置有液体流动方向恰好相反的单向阀，用以保证液体在由泵 301、导管 2 和压缩装置组成

的密闭液路内的流动方向是单一的，从而能够实现简洁结构下整个电动排尿控制装置的高效、安全、稳定运行；所述的导管 2 一端与所述压缩装置为一体结构，另一端为自由端 2.2，所述导管 2 自由端 2.2 上具有安装棘齿 2.2.1，安装时可将导管 2 自由端 2.2 插入泵 301 上的安装孔 1.6 内即可，所述的安装棘齿 2.2.1 与安装孔 1.6 为过盈配合，从而保证插接安装的稳定性。

优选的，布置在基板 3a 上的压迫元件为三个或以上，且这些压迫元件并不作用在组织横截面的同一平面上，即有至少一个压迫元件处于与其他压迫元件不同的组织横截面上。这样布置的优点是，避免如现有技术中描述的那样，组织束缚结构对组织进行 360° 环向压迫，以致极易导致组织组织缺血坏死，从而引起严重的并发症。

将本发明的组织压缩装置用于尿失禁治疗时，通过外科手术的方式将所述的泵 301 植入在患者阴囊内或下腹部皮下，再将患者阴茎组织侧皮肤切开，将组织与皮肤筋膜钝性分离开，置入所述压缩装置，取所述压迫元件 3.1 面与组织贴合，再将所述导管 2 自由端 2.2 插接在所述泵 301 安装孔 1.6 内，完成安装，通过所述遥控装置 4 测试本电动排尿控制装置执行有效之后，行皮肤缝合，完成植入手术。

在另一实施例 2 中，所述基板 3b 上设有卡扣，所述导管 2 一端是固定卡口，一端是自由端 2.2，所述的导管 2 固定卡口固定在所述基板 3b 上，所述导管 2 自由端 2.2 可穿过该导管 2 固定卡口，并相对卡口牢靠固定，从而使得弯折成圆环形的基板 3b 可以稳定的包围在组织周围。

所述的基板 3b 呈平面状密闭中空结构，其内部空腔与所述的导管 2 连通；本实施例中所述基板 3b 的一个表面上布置有 3 个压迫元件 3.1b，各个压迫元件 3.1b 沿组织方向呈非线性排列，既任意两个压迫元件 3.1b 中心点的连线均不与组织轴线平行

使用时，取本电动排尿控制装置，通过外科手术的方式将所述的泵 301 植入在患者阴囊内或下腹部皮下，再将患者阴茎组织侧皮肤切开，将组织圆周与周围组织钝性分离开，长度与所述基板 3b 宽度相当，约为 10mm，将所述基板 3a 上的压迫元件 3.1 面对准组织，将基板 3b 绕组织弯折成圆环状，包覆在组织周围，再将所述导管 2 自由端 2.2 穿过所述的导管 2 固定卡口 3.2b 并相对卡口牢靠固定，再将导管 2 自由端 2.2 插接在所述泵 301 安装孔 1.6 内，完成安装，通过所述遥控装置 4 测试本电动排尿控制装置执行有效之后，行皮肤缝合，完成植入手术。

本发明的组织压缩装置适于治疗人或动物的器官的功能障碍。例如，用于治疗尿失禁、肛门失禁、便秘、阳痿、胃、肠道、胆结石、肝管等部位发生的问题，并且适于控制血管中的血液流动或雌性子宫的排卵。

当本发明的组织压缩装置用于控制通过患者胃部的食物或肠内容物的流动时，压缩装置 3 轻柔地压缩所述患者胃部或肠部的组织壁的至少一部分以影响所述胃部中的食物流动或肠内容物的流动。

当本发明的组织压缩装置用于控制组织或膀胱中的尿流动时，压缩装置 3 轻柔地压缩所述患者组织或膀胱中的尿流动。

当本发明的组织压缩装置被用作阳痿治疗设备时，压缩装置 3 轻柔地压缩所述患者阴茎或阴茎海绵体之一或二者兼具，限制血液流动离开阴茎，以实现阴茎的坚挺。

5 当本发明的组织压缩装置用于控制患者的血管中的血液流动时，压缩装置 3 轻柔地压缩所述患者血管的组织壁的至少一部分以控制所述血管中的血液流动。

当本发明的组织压缩装置用于控制患者的卵子流动到雌性子宫中时，压缩装置 3 轻柔地压缩每条雌性输卵管以限制其通路，以及松开所述输卵管以允许存在于所述输卵管的通路中的卵子进入所述子宫腔。

10 当本发明的组织压缩装置用于控制患者的胆结石的流动时，压缩装置 3 压缩患者的胆囊、肝管或胆管的组织壁的一部分，使得所述组织壁部分逐渐收缩，从而使出现在所述管中的一个或多个胆结石沿朝向十二指肠的方向移动。

现有技术中用于防止由于血液循环不良导致组织恶化的一种方案是沿器官组织壁部分分别施加两个或更多个分立操作的压缩元件，并依次操作所述元件，由此，每个组织壁部分将有时间恢复，即，恢复正常的血液循环，而同时压缩其它组织壁部分中的一个。不过，根据这种解决方案设计的设备具有多个缺点。首先，这种设备将需要大量空间，从而使其实际上不可植入。第二，这种设备操作以在压缩和非压缩位置之间日夜移动压缩元件，将需要大量动力供应。这样的大量动力供应使得有必要植入非常大的高容量电池和/或用于从患者体外持续传送无线能量而为被植入的可再充电池频繁充电的复杂系统。这样，这种设备由于其大尺寸和高功耗而将是不实用的或甚至是不现实的。第三，需要复杂控制系统控制移动的元件。最后，这样的前述类型的复杂设备将会显著增大治疗组织机能障碍的成本。而本发明的组织压缩装置结构简单，所占空间较小，植入简单，功耗低，操作简单。

15 20

本发明的组织压缩装置的压缩装置 3 包括至少三个中空的压迫元件，所述至少三个压迫元件沿组织轴线方向呈非线性排列，这样布置的优点是，避免如现有技术中所述的组织束缚机构对组织进行 360° 环向压迫，以致极易导致组织组织缺血坏死，从而引起严重的并发症。

25

所述任意两个压迫元件中心点的连线均不与组织的轴线平行，进一步避免两个压迫元件同时对组织的同一个部位反复压迫。

30 压迫元件并不作用在组织的同一个垂直于轴线的横截面上，即至少一个压迫元件垂直于轴线的横截面与其他压迫元件垂直于轴线的横截面不在同一个平面上，进一步将对组织施加的压力分散开，并且避开不同方向的压力施加到同一段组织上。

压迫元件设于基本上呈圆弧形的轮廓的基板上，基板上分布压迫元件，使得圆弧形的基板可以稳定的包围在组织周围，但弯折成圆弧状的基板并不对组织造成直接压

迫，而是当固定在其上的压迫元件受压隆起时，才对组织形成压迫，从而实现对组织内尿液流量的控制，从而避免了组织组织缺血坏死。

所述电源与泵 301 和储液室 1.5 一体式结构，并且活塞通过弹簧 1.4 与泵体 1.2 连接，活塞通过往复性活动调节储液室 1.5 的容积，所述弹簧 1.4 至少部分地驱动活塞调节储液室 1.5 的容积，所述的泵 301 向外泵 301 水过程由电动机驱动，回水过程靠弹簧 1.4 拉力作用，而无需其他能量消耗，以致将电源的能效发挥到最大。

综上所述，本发明的组织压缩装置结构简单，所占空间较小，植入简单，功耗低，操作简单。

本发明的组织压缩装置的压缩装置相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁，例如通过在压缩装置上设置至少三个中空的压迫元件，所述至少三个压迫元件沿组织轴线方向呈非线性排列，这样布置的优点是，避免如现有技术中所述的组织束缚机构对组织进行 360° 环向压迫，以致极易导致组织组织缺血坏死，从而引起严重的并发症。

所述任意两个压迫元件中心点的连线均不与组织的轴线平行，进一步避免两个压迫元件同时对组织的同一个部位反复压迫。

压迫元件并不作用在组织的同一个垂直于轴线的横截面上，即至少一个压迫元件垂直于轴线的横截面与其他压迫元件垂直于轴线的横截面不在同一个平面上，进一步将对组织施加的压力分散开，并且避开不同方向的压力施加到同一段组织上。

压迫元件设于基本上呈圆弧形的轮廓的基板上，基板上分布压迫元件，使得圆弧形的基板可以稳定的包围在组织周围，但弯折成圆弧状的基板并不对组织造成直接压迫，而是当固定在其上的压迫元件受压隆起时，才对组织形成压迫，从而实现对组织内尿液流量的控制，从而避免了组织组织缺血坏死。

所述电源与泵和储液室一体式结构，并且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容积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的容积，所述的泵 301 向外泵水过程由电动机驱动，回水过程可以靠弹簧拉力作用，也可以靠活塞作用，也可以二者配合作用，从而在一定程度上降低功耗，提高效率。

优选地，组织压缩装置还包括传感器，用于感应患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数，并将所述生理参数和/或功能参数发送至控制装置，所述控制装置根据所述生理参数和/或功能参数调节流体的传输。组织压缩装置处于通电待机状态，当患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数超过阈值或开始增大时，例如患者咳嗽、打喷嚏时，传感器向控制器发出信号，压缩装置迅速对组织施压，避免患者咳嗽、打喷嚏时组织出现漏液的现象。

最后应说明的是：以上实施例仅用以说明本发明实施例的技术方案，而非对其限

制；尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明，本领域的普通技术人员应当理解：其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改，或者对其中部分技术特征进行等同替换；而这些修改或者替换，并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

权利要求书

1、一种组织压缩装置，包括泵、储液室、导管和压缩装置，所述储液室与泵耦合，所述储液室中存储预定容积的流体，所述储液室通过导管与压缩装置连通，所述泵为流体在储液室和压缩装置之间传输提供动力，所述压缩装置用于相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁。

2、根据权利要求 1 所述的组织压缩装置，还包括电源，所述电源与泵耦合，向所述泵提供电能。

3、根据权利要求 2 所述的组织压缩装置，所述泵在电能驱动下将储液室中的流体经导管输送至压缩装置，在机械能驱动下将流体经导管输送回所述储液室。

4、根据权利要求 3 所述的组织压缩装置，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容积，所述弹簧至少部分地驱动泵头调节储液室的容积。

5、根据权利要求 4 所述的组织压缩装置，所述泵头包括一活塞，所述弹簧与活塞耦合，所述活塞与储液室内壁耦合，所述活塞和弹簧之至少其中一者在非电能驱动下将流体输送回储液室。

6、根据权利要求 1 至 5 之任意一项所述的组织压缩装置，所述压缩装置还包括至少一个中空的挠性基板，所述压迫元件设于基板上，且所述压迫元件与基板从内部连通。

7、根据权利要求 6 所述的组织压缩装置，所述基板具有闭合或非闭合曲面。

8、根据权利要求 7 所述的组织压缩装置，所述闭合或非闭合曲面包括一凹形表面，所述凹形表面与组织相配合。

9、根据权利要求 7 所述的组织压缩装置，所述基板上设有固定件，用于把所述基板固定于组织的外围。

10、根据权利要求 9 所述的组织压缩装置，所述固定件包括一卡扣，所述卡扣可与所述导管耦合。

11、根据权利要求 9 所述的组织压缩装置，所述固定件包括一卡扣和一卡座，所述卡扣与卡座互相配合，把所述基板固定于组织的外围。

12、根据权利要求 1 所述的组织压缩装置，所述储液室中的流体导入压缩装置时，所述压缩装置相对于所述组织的轴线非线性地压缩所述组织壁，流体流回储液室时，所述压缩装置不对所述组织壁施加压力。

13、根据权利要求 1 所述的组织压缩装置，所述压缩装置包括至少三个中空的压迫元件，所述至少三个压迫元件沿组织轴线方向呈非线性排列。

14、根据权利要求 13 所述的组织压缩装置，所述任意两个压迫元件中心点的连线均不与组织的轴线平行。

15、根据权利要求 14 所述的组织压缩装置，所述任意两个压迫元件的中心点垂直于组织轴线的截面不在同一平面内。

16、根据权利要求 13 至 15 之任意一项所述的组织压缩装置，所述压迫元件具有弧形轮廓，所述弧形轮廓螺旋地向组织的轴线方向收拢。

5 17、根据权利要求 1 所述的组织压缩装置，所述导管为两根，每根导管的一端耦合至基板上，另一端耦合至泵。

18、根据权利要求 1 或 17 所述的组织压缩装置，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。

10 19、根据权利要求 18 所述的组织压缩装置，所述阀门为单向阀，以控制流体单向流动。

20、根据权利要求 1 或 17 所述的组织压缩装置，所述导管设有自由端，所述导管的自由端可与组织压缩装置和泵之至少其中一者集成或分离。

21、根据权利要求 20 所述的组织压缩装置，所述导管的自由端设有第一耦合件，所述泵设有第二耦合件，所述第一耦合件和第二耦合件为过盈配合。

15 22、根据权利要求 21 所述的组织压缩装置，所述第一耦合件为安装棘齿，所述第二耦合件为安装孔。

23、根据权利要求 1 至 5 之任意一项所述的组织压缩装置，还包括控制装置，所述控制装置用于控制所述泵的运行。

24、根据权利要求 23 所述的组织压缩装置，患者从体外控制所述控制装置。

20 25、根据权利要求 23 所述的组织压缩装置，还包括传感器，用于感应患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数，并将所述生理参数和/或功能参数发送至控制装置，所述控制装置根据所述生理参数和/或功能参数调节流体的传输。

26、根据权利要求 25 所述的组织压缩装置，所述控制装置为体外无线遥控装置。

25 27、根据权利要求 25 或 26 所述的组织压缩装置，所述生理参数为患者体内的压力，所述功能参数为压缩装置的压力。

28、根据权利要求 23 所述的组织压缩装置，所述控制装置为行程开关，所述行程开关与泵串联，用于限制泵的行程。

29、根据权利要求 28 所述的组织压缩装置，患者从体外控制所述控制装置。

30 30、根据权利要求 29 所述的组织压缩装置，所述控制装置包括体外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压缩装置。

31、根据权利要求 28 至 30 之任意一项所述的组织压缩装置，还包括传感器，用于感应患者体内的生理参数和/或所述组织压缩装置的功能参数，并将所述生理参数和/或功能参数发送至控制装置，所述控制装置根据所述生理参数和/或功能参数调节

流体的传输。

32、根据权利要求 31 所述的组织压缩装置,所述控制装置为体外无线遥控装置。

33、根据权利要求 1 所述的组织压缩装置,所述组织选自阴茎、尿道、膀胱、血管、胃、肠道、输卵管、胆囊、肝管、胆管所组成群组中之其中任意一者。

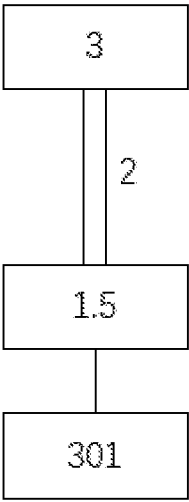


图 1

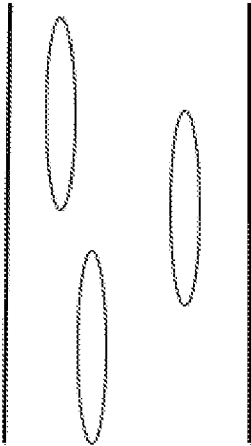


图 2A

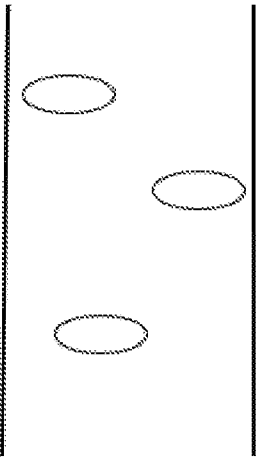


图 2B

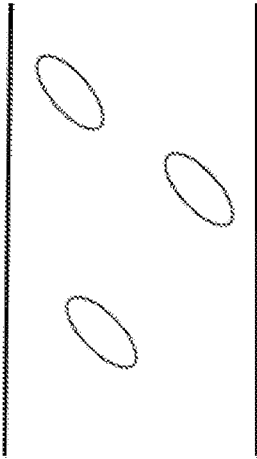


图 2C

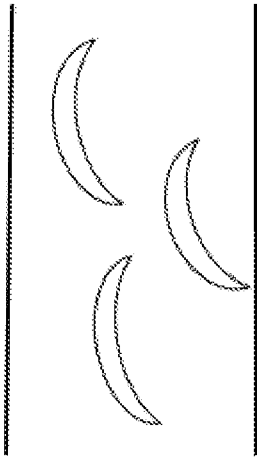


图 2D

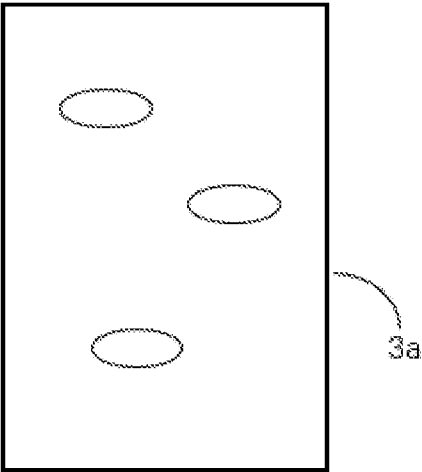


图 3

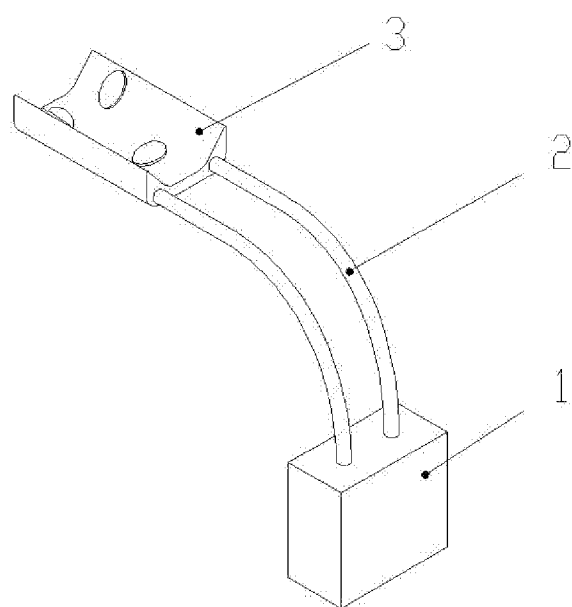


图 4

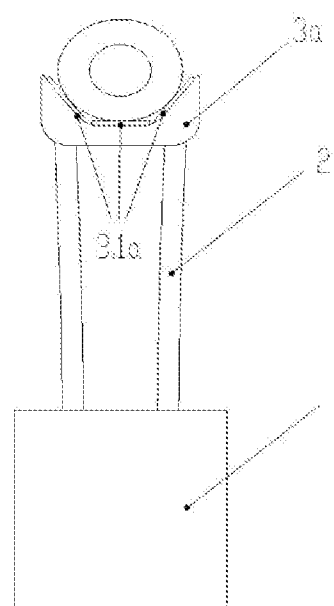


图 5

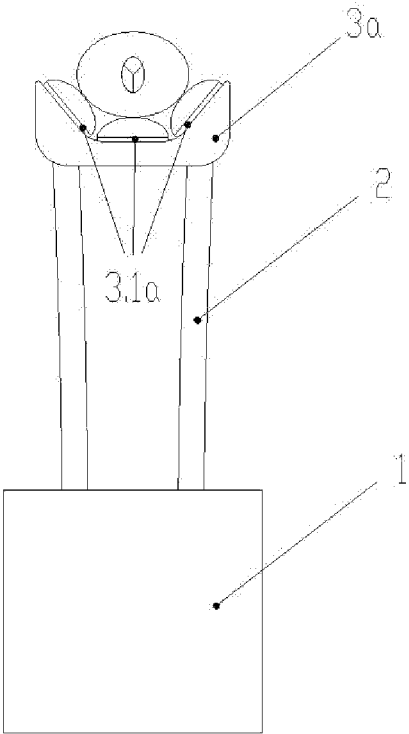


图 6

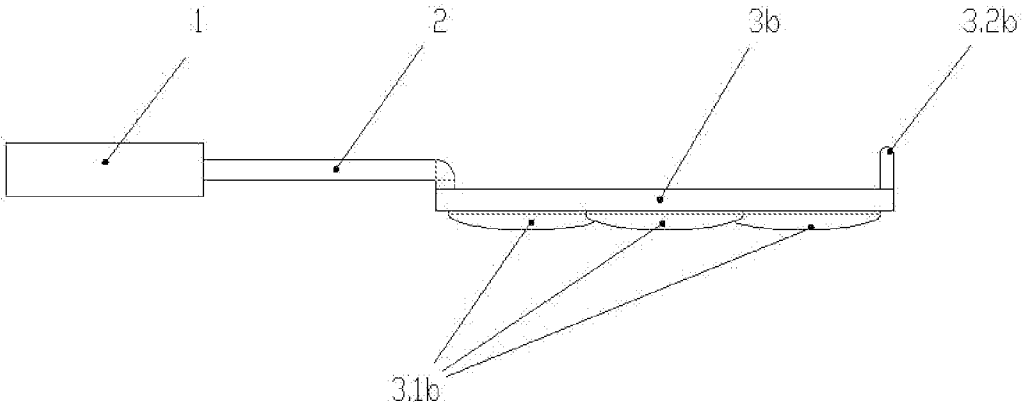


图 7

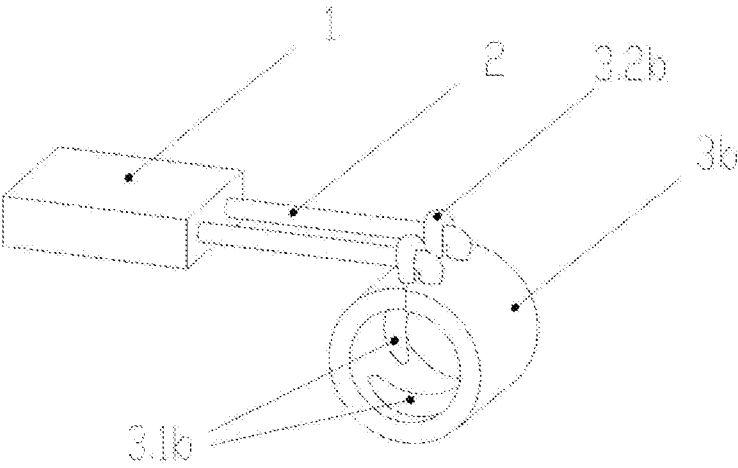


图 8

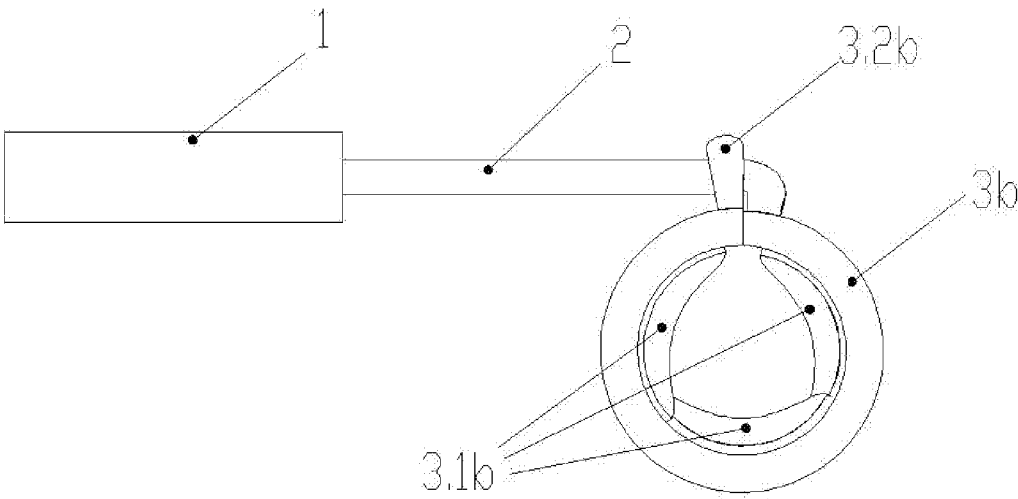


图 9

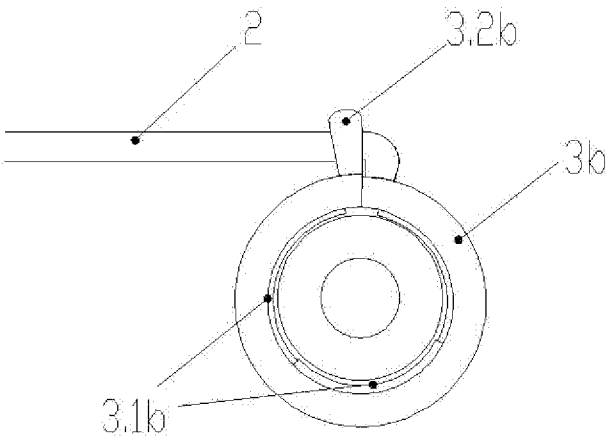


图 10

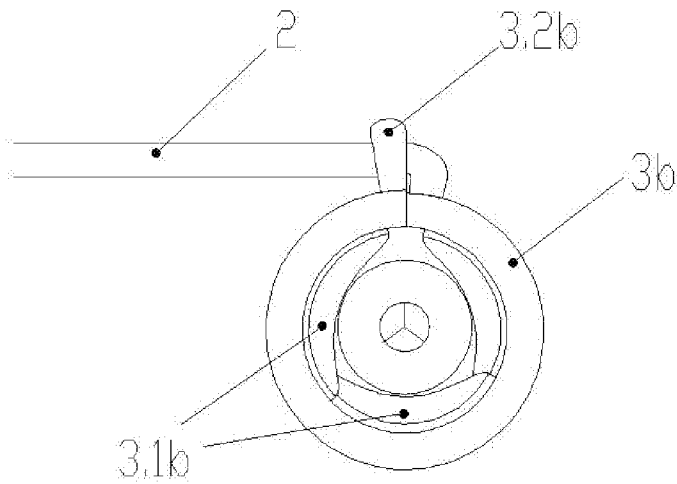


图 11

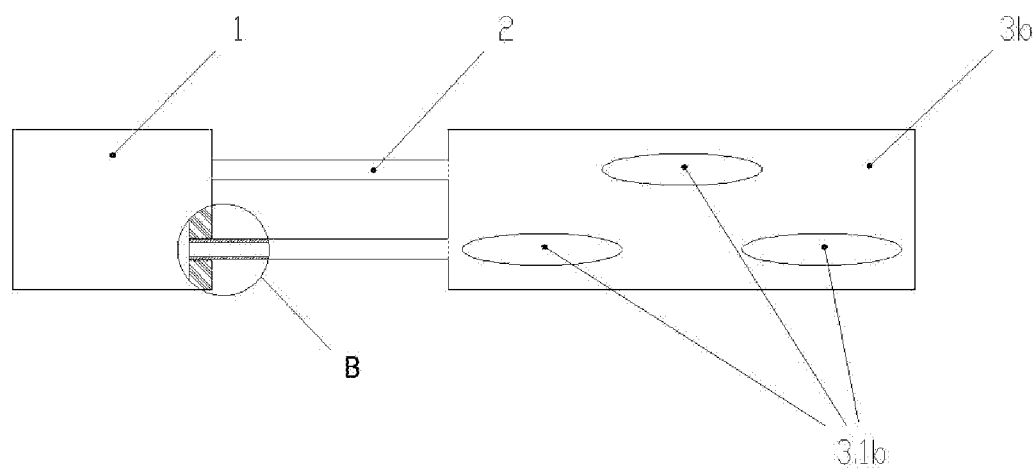
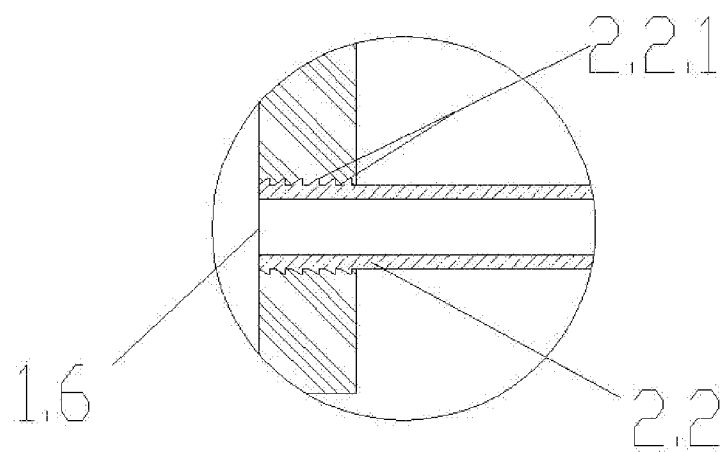


图 12



局部剖视图B

图 13

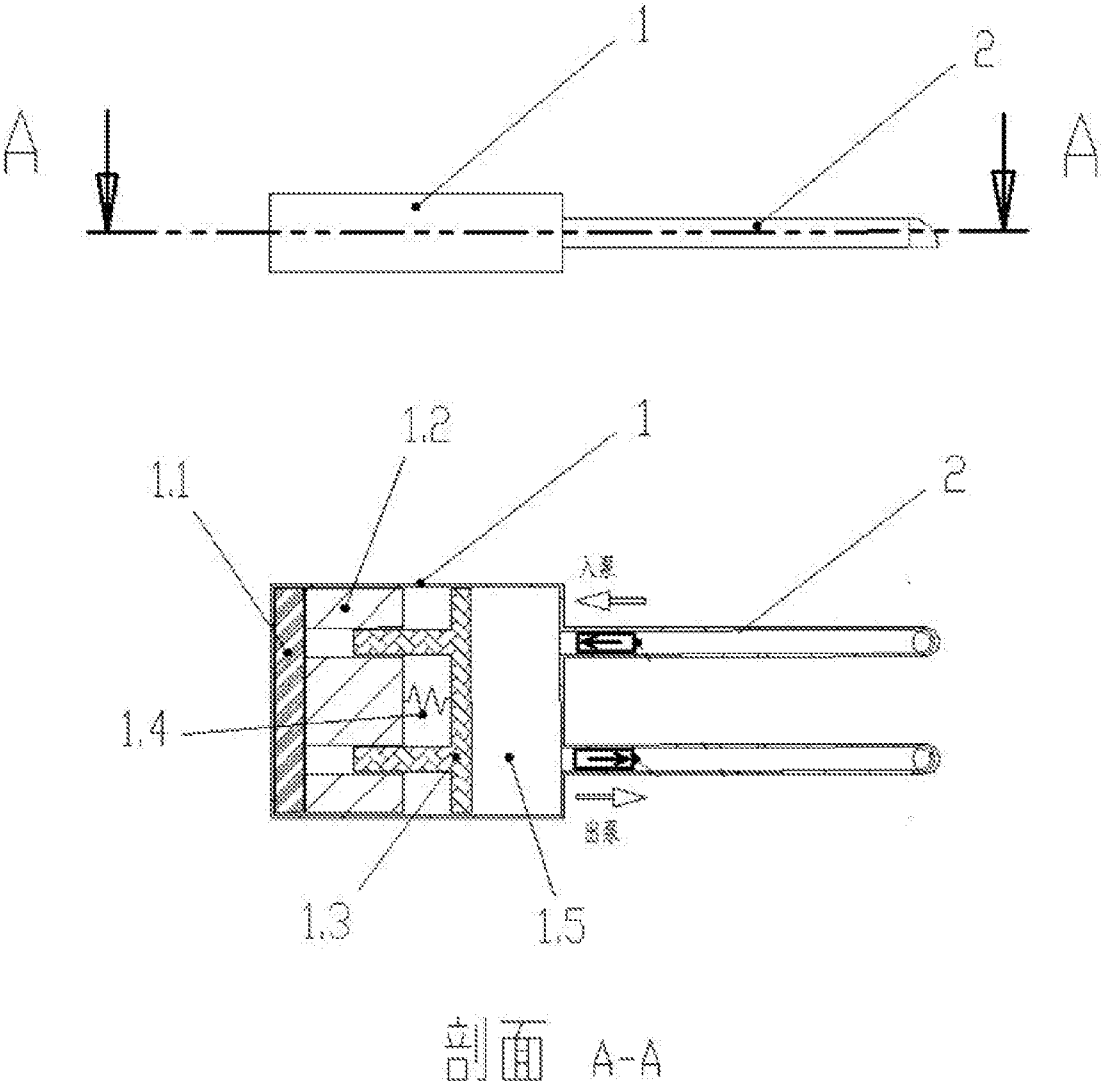


图 14

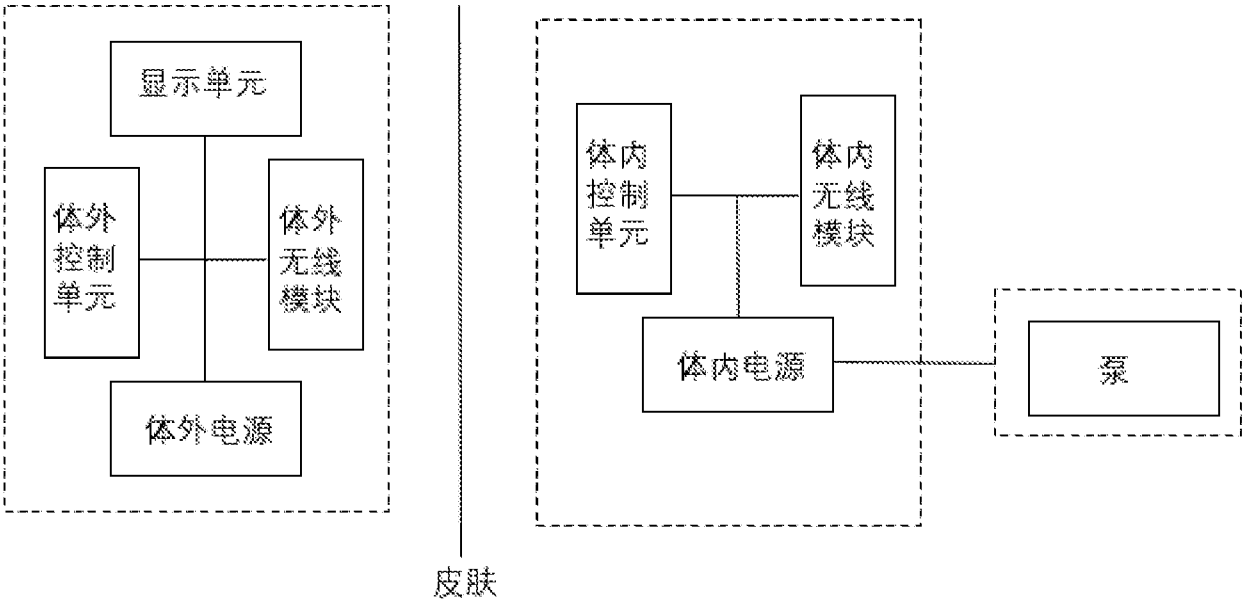


图 15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2018/073906

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F 2/00 (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; A61B

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)

WPI, EPODOC, CNKI, CNPAT, Web of Knowledge: 上海氟励铵勤科技发展有限公司, 孙颖浩, 漏尿, 液体, 组织, 泵, 挤压, 压缩, 尿失禁, 非线性, 电, 弹簧, 基板, 传感器, 体外, treatment, urethra, lumen, inflate, liquid, reservoir, valve

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 105228563 A (MILUX HOLDING S.A.), 06 January 2016 (06.01.2016), claim 2, description, paragraphs [0126], [0305]-[0330] and [0346]-[0350], and figures 2a, 7, 15 and 19a	1-33
X	CN 2609521 Y (DONGFANG BAI AO PHARMACEUTICAL DEVELOPMENT CO., LTD.), 07 April 2004 (07.04.2004), description, page 3, paragraphs 1-3	1-2, 23, 33
X	CN 103796614 A (COLOPLAST A/S), 14 May 2014 (14.05.2014), description, paragraphs [0026]-[0060]	1-2, 23, 33
A	CN 202223831 U (GUANGZHOU SHANSHAN MEDICAL EQUIPMENT INDUSTRY CO., LTD.), 23 May 2012 (23.05.2012), entire document	1-33
A	CN 104519829 A (PREGENZER, L.), 15 April 2015 (15.04.2015), entire document	1-33
A	US 5634878 A (ESKA MEDICAL GMBH & CO.), 03 June 1997 (03.06.1997), entire document	1-33

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“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
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“&” document member of the same patent family
“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	

Date of the actual completion of the international search 03 April 2018	Date of mailing of the international search report 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 HU, Yating Telephone No. (86-10) 53962488

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2018/073906

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 105228563 A	06 January 2016	EP 2967954 A1	20 January 2016
		CA 2906242 A1	18 September 2014
		US 2016074196 A1	17 March 2016
		JP 2016509918 A	04 April 2016
		WO 2014140283 A1	18 September 2014
		MX 2015012940 A	08 July 2016
		AU 2014230253 A1	08 October 2015
CN 2609521 Y	07 April 2004	None	
CN 103796614 A	14 May 2014	CA 2848918 A1	28 March 2013
		US 2013079588 A1	28 March 2013
		AU 2012313022 A1	03 April 2014
		WO 2013041112 A1	28 March 2013
		BR 112014006162 A2	11 April 2017
		JP 2014530671 A	20 November 2014
		RU 2014115336 A	27 October 2015
		EP 2757997 A1	30 July 2014
CN 202223831 U	23 May 2012	None	
CN 104519829 A	15 April 2015	EP 2866727 B1	06 July 2016
		DE 202012006290 U1	30 September 2013
		CN 104519829 B	25 May 2016
		WO 2014000838 A1	03 January 2014
		US 2015173881 A1	25 June 2015
		EP 2866727 A1	06 May 2015
		US 9681935 B2	20 June 2017
US 5634878 A	03 June 1997	EP 0643953 B1	16 August 2001
		EP 0643953 A1	22 March 1995
		DE 4331658 A1	23 March 1995

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2018/073906

A. 主题的分类

A61F 2/00(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;A61B

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))

WPI, EPDOC, CNKI, CNPAT, Web of Knowledge: 上海氮励铵勤科技发展有限公司, 孙颖浩, 漏尿, 液体, 组织, 泵, 挤压, 压缩, 尿失禁, 非线性, 电, 弹簧, 基板, 传感器, 体外, treatment, urethra, lumen, inflate, liquid, reservoir, valve

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
X	CN 105228563 A (米卢克斯控股股份有限公司) 2016年 1月 6日 (2016 - 01 - 06) 权利要求2, 说明书第[0126]、[0305]-[0330]、[0346]-[0350]段, 图2a、7、15、19a	1-33
X	CN 2609521 Y (北京东方百奥医药开发有限公司) 2004年 4月 7日 (2004 - 04 - 07) 说明书第3页第1-3段	1-2、23、33
X	CN 103796614 A (科洛普拉斯特公司) 2014年 5月 14日 (2014 - 05 - 14) 说明书第[0026]-[0060]段	1-2、23、33
A	CN 202223831 U (广州市杉山医疗器械实业有限公司) 2012年 5月 23日 (2012 - 05 - 23) 全文	1-33
A	CN 104519829 A (卢卡斯·普雷根泽尔) 2015年 4月 15日 (2015 - 04 - 15) 全文	1-33
A	US 5634878 A (ESKA MEDICAL GMBH & CO.) 1997年 6月 3日 (1997 - 06 - 03) 全文	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

2018年 4月 3日

国际检索报告邮寄日期

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

胡亚婷

电话号码 (86-10)53962488

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2018/073906

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	105228563	A	2016年 1月 6日	EP	2967954	A1	2016年 1月 20日
				CA	2906242	A1	2014年 9月 18日
				US	2016074196	A1	2016年 3月 17日
				JP	2016509918	A	2016年 4月 4日
				WO	2014140283	A1	2014年 9月 18日
				MX	2015012940	A	2016年 7月 8日
				AU	2014230253	A1	2015年 10月 8日
CN	2609521	Y	2004年 4月 7日	无			
CN	103796614	A	2014年 5月 14日	CA	2848918	A1	2013年 3月 28日
				US	2013079588	A1	2013年 3月 28日
				AU	2012313022	A1	2014年 4月 3日
				WO	2013041112	A1	2013年 3月 28日
				BR	112014006162	A2	2017年 4月 11日
				JP	2014530671	A	2014年 11月 20日
				RU	2014115336	A	2015年 10月 27日
				EP	2757997	A1	2014年 7月 30日
CN	202223831	U	2012年 5月 23日	无			
CN	104519829	A	2015年 4月 15日	EP	2866727	B1	2016年 7月 6日
				DE	202012006290	U1	2013年 9月 30日
				CN	104519829	B	2016年 5月 25日
				WO	2014000838	A1	2014年 1月 3日
				US	2015173881	A1	2015年 6月 25日
				EP	2866727	A1	2015年 5月 6日
				US	9681935	B2	2017年 6月 20日
US	5634878	A	1997年 6月 3日	EP	0643953	B1	2001年 8月 16日
				EP	0643953	A1	1995年 3月 22日
				DE	4331658	A1	1995年 3月 23日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)