



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104887349 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201510337986.6

A61F 2/48(2006.01)

(22)申请日 2015.06.17

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号

CN 204709076 U,2015.10.21,

申请公布号 CN 104887349 A

审查员 黄文惠

(43)申请公布日 2015.09.09

(73)专利权人 刘春远

地址 256603 山东省滨州市黄河二路661号
滨州医学院附属医院肛肠外科

(72)发明人 刘春远 成蕾 张爱红 王峰

梅艳辉 高洋 张燕 王红霞

(74)专利代理机构 济南泉城专利商标事务所

37218

代理人 郭禾苗

(51)Int.Cl.

A61F 2/08(2006.01)

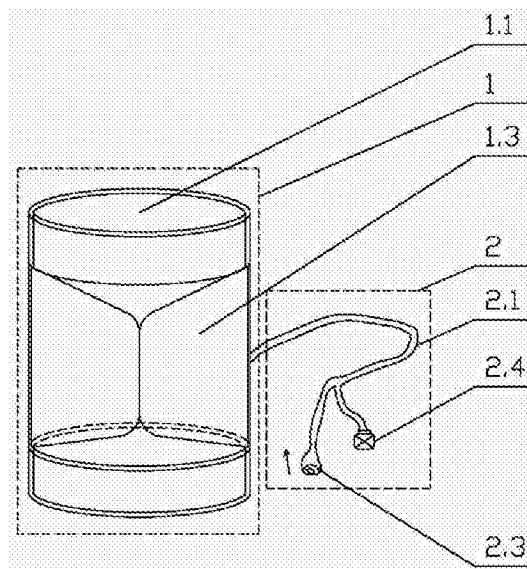
权利要求书1页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

原位人工直肠括约肌系统

(57)摘要

本发明涉及一种原位人工直肠括约肌系统。本一种原位人工直肠括约肌系统,包括人工直肠括约肌本体和括约肌开合控制装置;人工直肠括约肌本体呈空心圆筒状结构,其由内到外依次为人工直肠肠腔、负责括约肌开合的内层硅橡胶膜、括约肌囊腔、中间层硅橡胶板、覆盖人工直肠括约肌本体整个外部的外层立体编织聚酯网片;外层立体编织聚酯网片上下两端向内反折覆盖内层硅橡胶膜,分别为上端向内反折立体编织聚酯网片和下端向内反折立体编织聚酯网片;括约肌开合控制装置包括括约肌导管,括约肌导管一端开口于括约肌囊腔,另一端与单向防返流阀相连。本发明有效解决压力问题以及组织融合问题,有助于固定假体不让其移位,且有助于减少感染的发生。



1. 一种原位人工直肠括约肌系统,其特征在于:包括人工直肠括约肌本体和括约肌开合控制装置;

所述人工直肠括约肌本体呈空心圆筒状结构,其由内到外依次为人工直肠肠腔、负责括约肌开合的内层硅橡胶膜、括约肌囊腔、中间层硅橡胶板、覆盖人工直肠括约肌本体整个外部的外层立体编织聚酯网片;

所述外层立体编织聚酯网片上下两端向内反折覆盖内层硅橡胶膜,分别为上端向内反折立体编织聚酯网片和下端向内反折立体编织聚酯网片;

所述括约肌开合控制装置包括括约肌导管,所述括约肌导管一端开口于括约肌囊腔,另一端与单向防返流阀相连;

所述中间层硅橡胶板厚度为内层硅橡胶膜厚度的4-6倍;所述内层硅橡胶膜和中间层硅橡胶板上下两端紧密连接为一体,所述括约肌囊腔为内层硅橡胶膜和中间层硅橡胶板的中间构成的密闭腔隙;

所述人工直肠括约肌本体设于直肠中下段靠近肛门的位置或者患者原来肛门的位置。

2. 如权利要求1所述的原位人工直肠括约肌系统,其特征在于:所述括约肌开合控制装置还包括用于实时检测人工直肠肠腔内压力的压力传感器,且与单向防返流阀相连的所述括约肌导管同时连接压力指示报警装置。

3. 如权利要求2所述的原位人工直肠括约肌系统,其特征在于:所述括约肌囊腔的高度为人工直肠括约肌本体的高度减去上端向内反折立体编织聚酯网片和下端向内反折立体编织聚酯网片的高度。

4. 如权利要求3所述的原位人工直肠括约肌系统,其特征在于:所述括约肌导管开口于括约肌囊腔的端部位于所述括约肌囊腔的中部。

5. 如权利要求4所述的原位人工直肠括约肌系统,所述压力传感器与通气导管共用同一开口或单独开口于人工直肠肠腔上部。

原位人工直肠括约肌系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗器械,特别涉及一种原位人工直肠括约肌系统。

背景技术

[0002] 大便失禁(Fecal incontinence,FI)又称肛门失禁,它是指肛门不能自主控制液体或固体粪便的排出超过一个月以上,临床上主要表现为患者大便控制能力部分或完全地丧失。大便失禁已然成为一个全球性的社会学和卫生学问题,作为一种常见病和多发病在各国都普遍存在。虽然该病不致命,但是却给患者带来巨大的生活不便和严重的身心损害,甚至有的患者因此失去继续存活的勇气而选择极端的方式结束自己的生命。美国上世纪九十年代的一项大规模临床调查显示普通人群中高达7.1%的人患有不同程度的大便失禁,大便失禁的发生率随着年龄的增加和精神生理状态的下降而升高。我国至今未有该方面的权威报道,但是我国人口数量庞大,老龄化趋势越来越严重,加之我国经济发展不平衡、医疗保健尚待完善等原因,大便失禁在我国的发病情况可想见必不容乐观。

[0003] 根据病因大便失禁可以大体分为以下几类:

[0004] 1) 先天性大便失禁:如先天性肛门括约肌发育不良或缺。

[0005] 2) 神经源性大便失禁:各种原因导致中枢神经系统和脊髓受损的疾病,如休克、中风之后中枢神经系统的暂时性的或永久性的损伤,都可出现暂时性或永久的大便失禁;若胸、腰、骶椎体骨折压迫损伤脊髓或脊神经,可导致截瘫而引起大便失禁;另外,直肠接近肛门处黏膜切除后、直肠壁内感受神经缺损也可造成大便失禁。

[0006] 3) 肌源性大便失禁:肛门括约肌受损和括约功能减退是导致大便失禁的常见原因。肛门的舒缩和排便功能,是受神经支配的内外括约肌和肛提肌等效应器来完成的。这些肌肉张力下降,松弛,或被切断、切除,或形成大面积瘢痕,都可引起大便失禁。如痔疮、直肠脱垂、息肉脱出引起的肛周肌肉松弛、张力下降也会导致大便失禁。某些年老体弱的病人可出现肛周肌肉萎缩性大便失禁。肛门直肠周围脓肿、肛瘘等疾病手术切断或切除括约肌也可导致大便失禁。

[0007] 4) 会阴部外伤或产伤:因外伤或分娩引起会阴部撕裂而导致肛门括约肌受损或缺如。严格来说外伤根据损伤部位不同可以分别归属于神经源性或肌源性大便失禁;这里之所以将外伤和产伤单列出来,因为它们是造成大便失禁的常见原因,特别是后者,有报道称约有35%的经阴分娩孕妇患有括约肌损伤。这就能解释为什么女性在大便失禁中所占比例较男性高。

[0008] 5) 直肠肿瘤:结直肠肿瘤的发病率位居人体肿瘤的前列,每年全球结直肠癌新发病例达94万在我国可能由于饮食结构改变的原因中低位直肠癌发生率有逐年升高的趋势。根治性手术是治疗结直肠癌的首选治疗措施,对于低位直肠癌而言,因为其肿瘤生长位置过低,为达到手术根治目的,手术切除肛门成为一种残酷却又无奈的选择。

[0009] 大便失禁的治疗日益引起世界各国医学工作者的重视,为了使大便失禁患者恢复控便能力,各国学者进行了多方面的研究和尝试,并总结形成了一系列的治疗方法。目前,

各国治疗大便失禁的常用方法可以概括为两大类即内科保守治疗和外科手术治疗。其中内科保守治疗有：

[0010] 1) 药物治疗：药物调理是大多数病人治疗的第一步，根据病人的实际情况使用导泻药、止泻药和膨胀剂等；当然也可进行中医中药治疗如服用补中益气、升本固脱的方剂。部分轻症病人大便失禁的症状能因此得到一定程度的改善。

[0011] 2) 会阴部肌肉训练：Kege1等人最早发表关于会阴训练治疗便失禁和尿失禁的文章，会阴收缩练习能明显提高耻骨直肠肌和肛提肌的紧张性，在任何空余的时间，经过足够的训练，对粪便自主控制能力可以明显提高。后来许多学者都将其作为一项基本治疗方法，不过会阴训练只适用于肛门松弛、收缩无力的患者，而且也只能一定程度上缓解大便失禁问题，对于无括约肌患者不适用。

[0012] 3) 生物反馈治疗：生物反馈疗法治疗大便失禁原理：通过机械或电子装置将肛管直肠的反馈信号以可视化的形式呈现给训练者，训练者根据信号变化，对照正常信号训练，以达到增强肛周肌肉收缩力，直肠敏感性的目的。生物反馈疗法可以增强有神经控制的肌肉的肌力，但不会修复或生成新的神经通路。生物反馈治疗对于具有部分直肠感知功能和自主收缩功能的患者有效，因此对于急迫性失禁的患者治疗效果优于被动失禁的患者。以下情况均不适合生物反馈治疗：a、严重的肛门括约肌损伤；b、严重的肛门感觉损伤；c、肛管内括约肌静息压力过低；d、阴部运动潜伏期延长；e、肛门失禁伴有出口梗阻性便秘。

[0013] 4) 电刺激治疗：电刺激治疗是把一个专用电极置入肛门后，用直流电刺激肛门括约肌和盆底肌。作为一种辅助的治疗方法，常用于神经性大便失禁，远期疗效不肯定。

[0014] 内科保守疗法仅适用部分轻症患者的治疗，而且往往只能在一定程度上改善大便失禁的状况，并不能从根本上解决大便失禁的问题；对于大便失禁重症患者更显得力不从心。因此外科手术治疗往往成为重症患者的唯一选择。常见的手术治疗方法有：

[0015] 1) 肛管括约肌修补术：将切断的括约肌两端瘢痕组织分离、缝合。多用于损伤不久的病例，括约肌有机能部分占1/2者。如伤口感染应在6~12月内修补，否则括约肌一旦萎缩变成纤维组织，术中寻找及缝合都非常困难；

[0016] 2) 括约肌成形术：目前多用股薄肌或臀大肌移植于肛管周围，代替或加强括约肌功能。适用于括约肌完全破坏或先天性无括约肌，以及不能用括约肌修补术治疗的患者。这种方法虽然对控便能力有所改善，但也存在着括约肌功能不能满足完全控制的要求，当稀便或运动腹内压增高时，会出现“漏粪”现象。同时，由于手术复杂、并发症多（肠管狭窄、近端肠管继发性扩张、疤痕增生，移植肌疲劳变形等），往往导致治疗失败；

[0017] 3) 结肠造口：造口即将近端的结肠与腹壁各层进行缝合，形成人工肛门。严格来说结肠造口并不是一种治疗大便失禁的方法，因为结肠造口本身仍是一种大便失禁状态。尽管如此，永久性结肠造口仍是目前解决低位直肠癌术后排便问题的最常用的无奈选择。结肠造口不仅使用不便，还会给患者造成严重的人格缺陷和身心的极大困扰。

[0018] 受到泌尿道人工括约肌系统成功应用的启发，人们开始尝试采用人工肛门括约肌来治疗大便失禁。先后诞生了套囊式人工括约肌系统、记忆合金式人工括约肌系统和电磁铁式人工括约肌系统。在实现本发明的过程中，发明人发现现有技术中至少存在如下问题：现有技术中这些括约肌系统虽然工作原理有所不同，但都是通过夹闭肠管来实现对粪流的管控，然而肠管不像泌尿系统一样，它对缺血是非常敏感的，夹闭压力过大就会导致肠管缺

血坏死, 夹闭压力过小就会导致粪流无法得到完全节制, 引发大便失禁。很遗憾, 虽然各国学者都为此付出了不懈努力, 但始终未找到很好地解决压力问题的办法。以往各式人工肛门括约肌都未充分考虑组织融合问题, 加之它们与周围组织缺乏有效的固定, 很容易导致假体在体内位置的改变而出现死腔。死腔的存在本身就是积液、感染的一个重要原因。因此, 除了压力问题这一根本问题, 组织融合中的高感染率和装置移位问题, 也是以往人工肛门括约肌系统未在治疗大便失禁中取得突破性进展的重要原因。

发明内容

[0019] 本发明要解决的技术问题是如何克服现有技术的上述缺陷, 提供一种原位人工直肠括约肌系统。本原位人工直肠括约肌系统一是有效解决肠管受压缺血和大便不能被完全节制的矛盾即压力问题; 二是有效解决组织融合问题, 让假体和自身组织融为一体, 有两方面作用: 首先有助于固定假体不使其移位, 其二可有助于减少感染的发生。

[0020] 本发明的技术方案如下:

[0021] 本一种原位人工直肠括约肌系统, 包括人工直肠括约肌本体和括约肌开合控制装置;

[0022] 所述人工直肠括约肌本体呈空心圆筒状结构, 其由内到外依次为人工直肠肠腔、负责括约肌开合的内层硅橡胶膜、括约肌囊腔、中间层硅橡胶板、覆盖人工直肠括约肌本体整个外部的外层立体编织聚酯网片;

[0023] 所述外层立体编织聚酯网片上下两端向内反折覆盖内层硅橡胶膜, 分别为上端向内反折立体编织聚酯网片和下端向内反折立体编织聚酯网片;

[0024] 所述括约肌开合控制装置包括括约肌导管, 所述括约肌导管一端开口于括约肌囊腔, 另一端与单向防返流阀相连。

[0025] 如此设计, 首先, 通过采用人工直肠括约肌本体, 有效解决了以往任何一种人工括约肌都无法很好解决的括约肌压力问题。人工直肠让宿主肠管彻底从压力中解脱了出来, 由于没有了肠管缺血坏死的担心, 实现人工直肠肠腔的关闭与开放就会容易很多。

[0026] 其次, 设立立体编织聚酯网片层: 吸取以往人工肛门括约肌未进行必要固定, 容易产生移位, 而导致装置失效的教训, 因此设立了立体编织聚酯网片层, 以利于装置在体内得到牢固固定。除了固定, 更重要的目的是让宿主肠管可以和人工直肠能够融合生长为一体。除此之外, 聚酯网片层的设立还可以限制该人工括约肌系统工作时向外扩张, 从而有利于减轻对周围组织的挤压损害和患者的不适感。

[0027] 然后, 利用空气做填充球囊媒介: 利用空气做媒介除了因为资源丰富应有尽有、随手可取外, 还有一个原因就是轻便。由于空气的质量几乎可以忽略不计, 因此不会像沉重的液体媒介那样会让患者感觉不适或者因为惯性作用而引起装置移位。

[0028] 作为优化, 所述括约肌开合控制装置还包括用于实时检测人工直肠肠腔内压力的压力传感器, 且与单向防返流阀相连的所述括约肌导管同时连接压力指示报警装置。如此设计, 通过设置压力传感器和压力指示报警装置, 使患者及时得知肠腔压力变化, 提醒患者排便, 更人性化。

[0029] 作为优化, 所述中间层硅橡胶板厚度为内层硅橡胶膜厚度的4-6倍; 所述内层硅橡胶膜和中间层硅橡胶板上下两端紧密连接为一体, 所述括约肌囊腔为内层硅橡胶膜和中间

层硅橡胶板的中间构成的密闭腔隙。如此设计,在向括约肌气囊腔注气时可以使内层硅橡胶膜向心性扩张,在满足封堵人工直肠的同时,最大限度减少人工直肠管因受反向挤压力作用而引起的形变,从而减少人工直肠管对周围组织的挤压损害,以及因形变过大可能导致的死腔和感染的风险。

[0030] 作为优化,所述人工直肠括约肌本体设于直肠中下段靠近肛门的位置或者患者原来肛门的位置。对于行腹会阴联合手术切除肛门的病人应设于患者原来肛门的位置。这样,通过“原位”设计,避免了患者遭受腹部造瘘的尴尬而无奈的局面,使他们可以获得近乎常人的生活质量,重拾生活的信心,另外,便于安装、且应用范围较广。

[0031] 作为优化,所述括约肌气囊腔的高度为人工直肠括约肌本体的高度减去上端向内反折立体编织聚酯网片和下端向内反折立体编织聚酯网片的高度。如此设计,便于加工、且使用效果较好。

[0032] 作为优化,所述括约肌导管开口于括约肌气囊腔的端部位于所述括约肌气囊腔的中部。如此设计,便于安装、且使用效果较好。

[0033] 作为优化,所述压力传感器与通气导管共用同一开口或单独开口于人工直肠肠腔上部。如此设计,便于安装且使用效果较好。

[0034] 本发明的技术方案具有如下有益效果:

[0035] 本发明,结构简单、设计科学、构思新颖、成本非常低、操作简单、使用方便,首先,“原位”设计,避免了患者遭受腹部造瘘的尴尬而无奈的局面,使他们可以获得近乎常人的生活质量,重拾生活的信心;另外,该原位人工直肠括约肌系统由于首创性的提出了人工直肠的概念,肠管受压缺血坏死和大便失禁间的矛盾因此得到解决;此外,该括约肌系统充分考虑了组织融合问题设计了外层立体聚酯编织网层,该设计一方面可以起到固定假体不让其移动的目的,另一方面还可以让假体和患者自身组织生长融为一体从而减少感染的发生。最后,采用空气来控制括约肌的开合,空气除了资源随处可取外,它的质量几乎可以忽略不计,这使得它不会像其它括约肌系统那样,因为过于沉重而容易因惯性作用移位,导致装置失灵。

附图说明

[0036] 下面结合附图对本原位人工直肠括约肌系统作进一步说明:

[0037] 图1是本原位人工直肠括约肌系统的局部纵剖面结构示意图;

[0038] 图2是本原位人工直肠括约肌系统的括约肌关闭状态结构示意图;

[0039] 图3是本原位人工直肠括约肌系统的括约肌开放状态结构示意图。

[0040] 图中:1为人工直肠括约肌本体、1.1为人工直肠肠腔、1.2为内层硅橡胶膜、1.3为括约肌气囊腔、1.4为中间层硅橡胶板、1.5为外层立体编织聚酯网片、1.6为上端向内反折立体编织聚酯网片、1.7为下端向内反折立体编织聚酯网片、2为括约肌开合控制装置、2.1为括约肌导管、2.2为单向防返流阀、2.3为压力指示报警装置。

具体实施方式

[0041] 为使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下参照附图并举实施例,对本发明进一步详细说明。

[0042] 如图1-图3所示,本原位人工直肠括约肌系统根据实验动物(广西巴马香猪)体型设计,包括人工直肠括约肌本体1和括约肌开合控制装置2;

[0043] 所述人工直肠括约肌本体1呈空心圆筒状结构,其由内到外依次为人工直肠肠腔1.1、负责括约肌开合的内层硅橡胶膜1.2、括约肌囊腔1.3、中间层硅橡胶板1.4、覆盖人工直肠括约肌本体1整个外部的上层立体编织聚酯网片1.5;

[0044] 所述中间层硅橡胶板1.4厚度为内层硅橡胶膜1.2厚度的5倍;所述内层硅橡胶膜1.2和中间层硅橡胶板1.4上下两端紧密连接为一体,所述括约肌囊腔1.3为内层硅橡胶膜1.2和中间层硅橡胶板1.4的中间构成的密闭腔隙;所述上层立体编织聚酯网片1.5上下两端向内反折覆盖内层硅橡胶膜1.2,分别为上端向内反折立体编织聚酯网片1.6和下端向内反折立体编织聚酯网片1.7;

[0045] 所述括约肌开合控制装置2包括括约肌导管2.1,所述括约肌导管2.1一端开口于括约肌囊腔1.3,另一端与单向防返流阀2.2相连。

[0046] 具体的,所述括约肌开合控制装置2还包括用于实时检测人工直肠肠腔1.1内压力的压力传感器,且与单向防返流阀2.2相连的所述括约肌导管2.1同时连接压力指示报警装置2.3。这样,压力传感器实时检测人工直肠肠腔内压力,并通过压力指示装置实时反应肠腔内压力变化,当压力达到一定值时就会触发报警,发出声响提醒患者去排便。

[0047] 具体的,所述人工直肠括约肌本体1设于直肠中下段靠近肛门的位置。

[0048] 具体的,所述括约肌囊腔1.3的高度为人工直肠括约肌本体1的高度减去上端向内反折立体编织聚酯网片1.6和下端向内反折立体编织聚酯网片1.7的高度。

[0049] 具体的,所述括约肌导管2.1开口于括约肌囊腔1.3的端部位于所述括约肌囊腔1.3的中部。

[0050] 具体的,所述压力传感器与通气导管共用同一开口。

[0051] 具体的,所述人工直肠括约肌本体1的高度为30mm,外径为20mm。

[0052] 具体的,所述中间层硅橡胶板1.4厚度为内层硅橡胶膜1.2厚度的5倍,且所述内层硅橡胶膜1.2的厚度为0.2mm,其作用是负责关闭或开放人工直肠;中间层硅橡胶板1.4的厚度为1mm,为人工直肠主体部分,由于中间层硅橡胶板1.4厚度远超过内层硅橡胶膜1.2,且前者是后者的5倍,这样在向括约肌囊腔1.3注气时可以使内层硅橡胶膜1.2向心性扩张,在满足封堵人工直肠的同时,最大限度减少人工直肠管因受反向挤压力作用而引起的形变,从而减少人工直肠管对周围组织的挤压损害,以及因形变过大可能导致的死腔和感染的风险。

[0053] 具体的,所述括约肌导管2.1的材质为硅橡胶,其长度为200mm,外径为3mm,内径为1.5mm。

[0054] 人工括约肌主体部分最外层是由立体编织聚酯网片构成,立体编织聚酯网片除了覆盖人工直肠整个外部外,还需自上下两端向内反折覆盖内层上下两端各5mm,即上端向内反折立体编织聚酯网片1.6和下端向内反折立体编织聚酯网片1.7的高度均为5mm。(如图1)。之所以这样设计,主要目的是解决人工直肠括约肌假体和肠管及周围组织融合生长为一体的问题。除此之外,由于立体网片的存在,使得人工直肠在气压作用下更加不易向外形变,更有利于减轻患者不适和假体周围死腔的形成。立体编织聚酯网片、聚丙烯网片、膨体聚四氟乙烯网片都是比较成熟的网片,都具有很高的生物相容性,毒副作用低、理化性质稳

定是很好的人工假体材料。之所以选择前者是因为立体编织聚酯网片与聚丙烯网片相比都具有大网孔设计,适合肉芽组织和免疫细胞进入具有较强的抗感染能力(避免假体周围感染是保证假体和周围组织融合为一体的前提);但是立体编织聚酯网片质地要比聚丙烯网片柔软,可塑性强,更适合折叠变形。膨体聚四氟乙烯虽然质地柔软适合折叠塑型,但由于其网孔过小,肉芽组织和巨噬细胞等很难进入,导致其抗感染能力较低,容易引发感染的发生。除此之外,膨体聚四氟乙烯体内皱缩率过高,容易引起假体变形,进而影响其括约功能。

[0055] 另外,所述人工直肠括约肌本体的高度和外径可根据患者肠管外径不同进行适当调整。所述括约肌导管的长度也可根据患者体型进行适当调整。

[0056] 工作原理:

[0057] 首先通过手术将人工直肠和患者肠管中段吻合在一起,由于设计了外层立体编织聚酯网片,而且外层立体编织聚酯网片上下均向内反折,这使得患者肠管可以和人工直肠生长融合为一体,实现肠管的连续性。为了防止感染的发生要采取严格的无菌操作,并进行结肠临时性造瘘,以防粪便污染吻合口导致愈合不良。待假体植入三月后,经泛影葡胺造影证实吻合口愈合牢固,肠管连续性良好,就可以启动人工直肠括约肌系统了。

[0058] 如图2所示,经单向防返流阀通过括约肌导管向括约肌气囊注气,待括约肌气囊内达到一定压力后,内层硅橡胶膜便会向心性膨胀并最终封堵人工直肠肠腔,由于单向防返流阀回弹,气体不能自行排出,从而可以长时间维持括约肌气囊内的压力恒定不变,实现长时间关闭肠腔,节制粪流的目的;当有气体或粪便积聚于肠腔,人工直肠肠腔内压力变化会通过内层硅橡胶膜经括约肌导管传达到压力指示报警装置,当压力达到设定压力时,压力指示报警装置会发出声音报警,提醒患者去排便。如图3所示,此时只需患者将气体放空,内层硅橡胶膜会在自身弹性作用下迅速回弹,人工直肠肠腔重新开放,大便就可以排出了。这样不但实现了对大便的控制而且由于未挤压患者自身肠管不会造成肠管的受压缺血坏死,由于压力可以根据每个人不同情况进行调整,不管病人出于何种状态,大便是何种形式(固体、半固体、液体)都不会出现大便失禁的可能。经测试该括约肌系统开合只需要10秒钟左右,与现有的人工肛门括约肌装置相比(国内外其他人工肛门括约肌开合用时少则60秒,多则6-7分钟),显然在反应速度上也具有明显优越性。

[0059] 上述原位人工直肠括约肌系统,结构简单、设计科学、构思新颖、成本非常低、操作简单、使用方便,首先,“原位”设计,避免了患者遭受腹部造瘘的尴尬而无奈的局面,使他们可以获得近乎常人的生活质量,重拾生活的信心;另外,该原位人工直肠括约肌系统由于首创性的提出了人工直肠的概念,肠管受压缺血坏死和大便失禁间的矛盾因此得到解决;此外,该括约肌系统充分考虑了组织融合问题设计了外层立体聚酯编织网层,该设计一方面可以起到固定假体不使其移动的目的,另一方面还可以让假体和患者自身组织生长融为一体从而减少感染的发生。最后,采用空气来控制括约肌的开合,空气除了资源随处可取外,它的质量几乎可以忽略不计,这使得它不会像其它括约肌系统那样,因为过于沉重而容易因惯性作用移位,导致装置失灵。

[0060] 上述具体实施方式仅是本发明的具体个案,并非是对本发明作其它形式的限制,任何熟悉本专业的技术人员可能利用上述揭示的技术内容加以变更或改型为等同变化的等效实施例。但是凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施

例所作的任何简单修改、等同变化与改型,皆应落入本发明的专利保护范围。

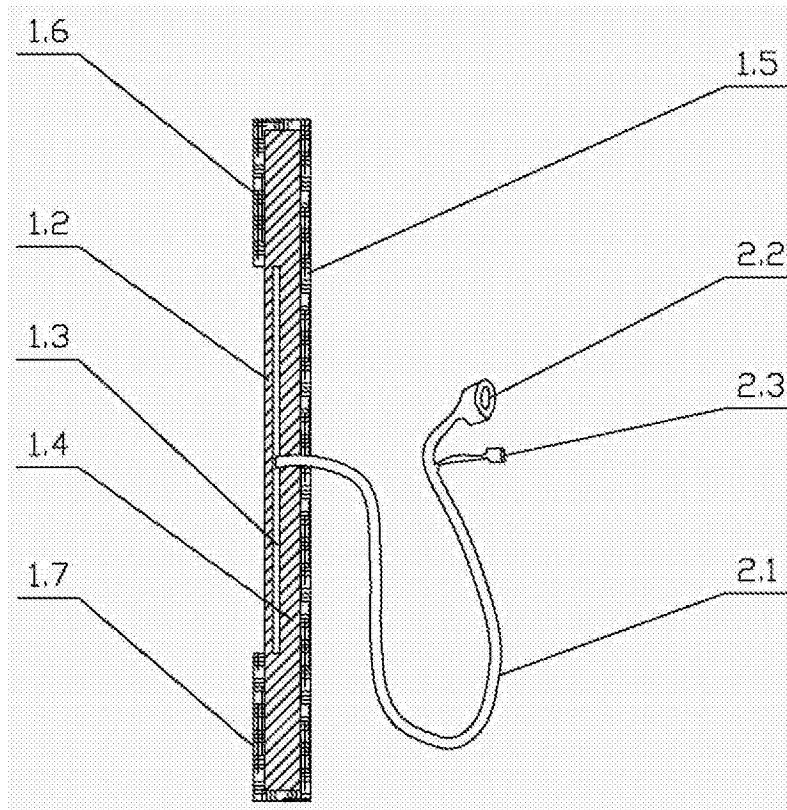


图1

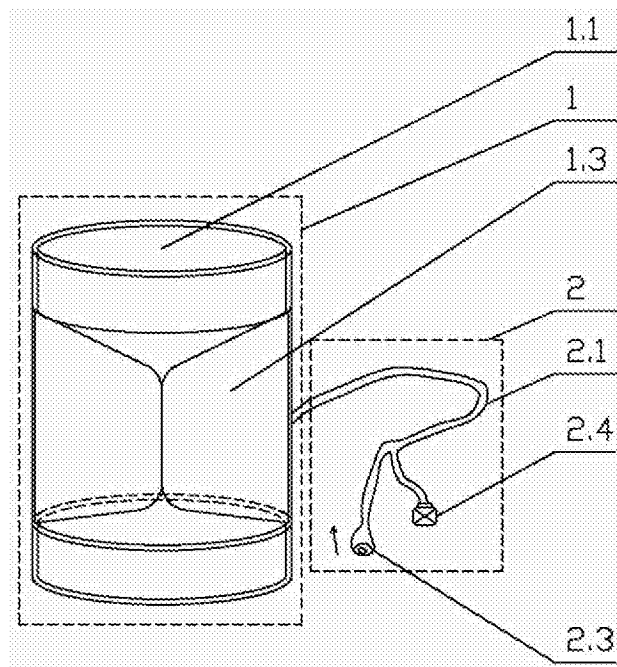


图2

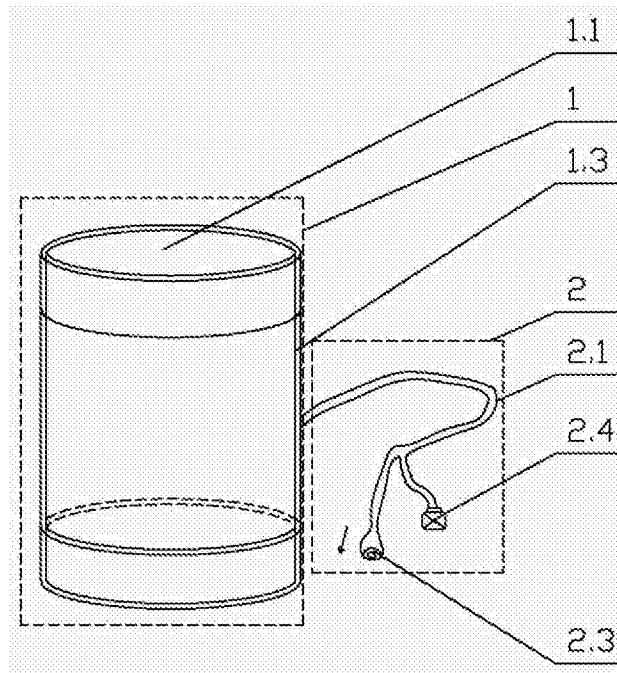


图3