



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112438822 B

(45) 授权公告日 2022. 03. 22

(21) 申请号 201910822868.2

A61B 5/22 (2006.01)

(22) 申请日 2019.09.02

G01L 9/08 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 112438822 A

(56) 对比文件

CN 1861020 A, 2006.11.15

US 4739767 A, 1988.04.26

CN 103393480 A, 2013.11.20

(43) 申请公布日 2021.03.05

(73) 专利权人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

李焯焯.《基于无线通信和无线供能的新型人工括约肌的研制》.《上海交通大学工学硕士学位论文》.2007,

(72) 发明人 颜国正 姚盛健 韩玓 王志武
姜萍萍 刘大生 周泽润 丁紫凡
华芳芳

审查员 王炜

(74) 专利代理机构 上海交达专利事务所 31201

代理人 王毓理 王锡麟

(51) Int. Cl.

A61F 2/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

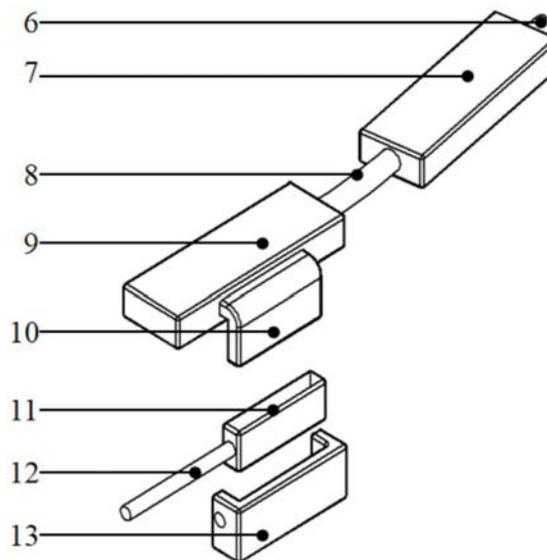
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

基于连杆密封的人工肛门括约肌的水囊式压力传感系统

(57) 摘要

一种基于连杆密封的人工肛门括约肌的水囊式压力传感系统,包括:五个分布于连杆封闭式人工肛门括约肌的水囊传感器;所述的分布是指:第一传感器至第三传感器分别以受力方向与人工肛门括约肌的轴平行的方式分布于上杆、中杆和下杆中,第四传感器和第五传感器分别以受力方向与人工肛门括约肌的轴垂直的方式分布于上杆和中杆中;所述的水囊传感器包括:通过连接管连接的近端水囊和远端水囊,以及放置端囊袋,其中:放置端囊袋与近端水囊的水囊开口连接。本发明思路新颖,实用性强,克服了现有的人工肛门括约肌压力传感器模块的缺点,实现了快速、大量程测量,同时具有良好的生物相容性和互换性,应用前景广阔。



1. 一种基于连杆密封的人工肛门括约肌的水囊式压力传感系统,其特征在于,包括:五个分布于连杆封闭式人工肛门括约肌的水囊传感器;

所述的水囊传感器包括:通过连接管连接的近端水囊和远端水囊,以及放置端囊袋,其中:放置端囊袋与近端水囊的水囊开口连接;

所述的分布是指:第一传感器至第三传感器分别以受力方向与人工肛门括约肌的轴平行的方式分布于上杆、中杆和下杆中,第四传感器和第五传感器分别以受力方向与人工肛门括约肌的轴垂直的方式分布于上杆和中杆中;

所述的放置端囊袋中设有压力传感电路板,其端部设有引线连接管以保护电路便于连接,压力传感电路板上焊有压力传感器、放大电路和传感引线,其中:传感引线经引线连接管穿出;

所述的放置端囊袋的外部设有保护壳以防止挤压干扰水囊传感器;

所述的远端水囊设有注水口,该注水口设有密封塞;

所述的水囊传感器为硅橡胶制成;

所述的压力传感器为液态介质压力传感器;所述的液态介质为生理盐水;

所述的保护壳采用聚醚醚酮材料制成;

所述的压力传感电路板采用灌封胶密封防水,灌封胶将除压力传感器敏感面以外的电路板密封。

基于连杆密封的人工肛门括约肌的水囊式压力传感系统

技术领域

[0001] 本发明涉及的是一种医疗器械领域的技术,具体是一种基于连杆密封的人工肛门括约肌的水囊式压力传感系统。

背景技术

[0002] 现有的人工肛门括约肌采用压力传感器模块进行便意感知重建以解决肛门失禁的问题,但这类技术通过在假体中制造大量的凹槽和过孔,造成假体设计复杂化,不利于设计迭代和加工;采用凹槽与压力敏感膜配合的方式封装,延展性受限,造成量程过小;利用硅胶作为压力传递介质,造成压力检测响应时间长,不利于肠道压力的实时监测;拆卸压片时,需要重新注胶,且形态固定,互换性差。

发明内容

[0003] 本发明针对现有技术存在的上述不足,提出一种基于连杆密封的人工肛门括约肌的水囊式压力传感系统,具有敏感的便意感知功能,易拆卸且量程大。

[0004] 本发明是通过以下技术方案实现的:

[0005] 本发明包括:五个分布于连杆封闭式人工肛门括约肌的水囊传感器,其中:第一传感器至第三传感器分别以受力方向与轴平行的方式分布于上杆、中杆和下杆中,第四传感器和第五传感器分别以受力方向与轴垂直的方式分布于上杆和中杆中。

[0006] 所述的水囊传感器包括:通过连接管连接的近端水囊和远端水囊,以及放置端囊袋,其中:放置端囊袋与近端水囊的水囊开口连接。

[0007] 所述的放置端囊袋中设有压力传感电路板,其端部设有引线连接管以保护电路便于连接。

[0008] 所述的放置端囊袋的外部设有保护壳以防止挤压干扰水囊传感器。

[0009] 所述的压力传感电路板上焊有压力传感器、放大电路和传感引线,其中:传感引线经引线连接管穿出。

[0010] 所述的远端水囊设有注水口,该注水口设有密封塞。

[0011] 技术效果

[0012] 与现有技术相比,本发明思路新颖,实用性强,克服了现有的人工肛门括约肌压力传感器模块的缺点,实现了快速、大量程测量,同时具有良好的生物相容性和互换性,应用前景广阔。

附图说明

[0013] 图1为轴向传感器的安装示意图;

[0014] 图中:水囊传感器1、上杆2、中杆3、下杆4、引线接口5;

[0015] 图2为径向传感器的安装示意图;

[0016] 图中:a为人工肛门括约肌的平面图;b为人工肛门括约肌的立体图;

[0017] 图3为水囊传感器的结构示意图；

[0018] 图中：注水口6、远端水囊7、连接管8、近端水囊9、水囊开口10、放置端囊袋11、引线连接管12、保护壳13；

[0019] 图4为压力传感器和电路板放置示意图；

[0020] 图中：压力传感电路板14、压力传感器敏感面15、传感引线16。

具体实施方式

[0021] 如图1和图2所示，本实施例基于连杆封闭式人工肛门括约肌，该人工肛门括约肌包括：同轴驱动的上杆2和下杆4，以及另一根轴驱动的中杆3。

[0022] 本实施例包括：五个分布于人工肛门括约肌的水囊传感器1。

[0023] 如图3所示，所述的水囊传感器1包括：通过连接管8连接的近端水囊9和远端水囊7，以及放置端囊袋11，其中：放置端囊袋11与近端水囊9的水囊开口10胶连。

[0024] 所述的放置端囊袋11中设有压力传感电路板14，其端部设有引线连接管12以便于压力传感器的电源线、地线和信号线穿过并用胶封住。

[0025] 所述的放置端囊袋11的外部设有保护壳13以防止挤压干扰水囊传感器1。

[0026] 所述的保护壳13采用生物相容性好的聚醚醚酮材料，且厚度为1mm。

[0027] 所述的远端水囊7设有注水口6，该注水口6设有密封塞并以胶粘接。

[0028] 所述的水囊传感器1由生物相容性好的硅橡胶制成，其厚度约为0.2mm。

[0029] 所述的近端水囊9、远端水囊7以及放置端囊袋11内充有粘度低的液态介质，优选生理盐水。

[0030] 本实施例采用胶粘合作为密封手段，采用FDA、RoHS和医疗ISO10993认证的特种胶。

[0031] 如图4所示，所述的压力传感电路板14采用灌封胶密封防水，灌封胶将除压力传感器敏感面15以外的电路板密封，优选环氧树脂灌封胶，该压力传感器敏感面15与所述的液态介质接触，其背面与压力传感电路板14上的放大电路焊接在一起，传感引线16经引线连接管12穿出，在受到外力作用时，液态介质经图中虚线箭头方向将压力传导至放置端囊袋11，压力传感器敏感面15采集压力信息，将压力信号转换为电压信号并传输至单片机，单片机根据五个水囊传感器1的压力值控制电机转动，从而控制人工肛门括约肌的开启和闭合，达到模拟肛门括约肌的作用。

[0032] 所述的压力传感器为液态介质压力传感器，压力检测范围为0~250kPa。

[0033] 本实施例中，为了最大限度利用人工肛门括约肌杆上有限的空间，远端水囊7和近端水囊9的长为8mm，宽为5.3mm，高2.5mm；放置端囊袋11的长8.4mm，宽1.6mm，高3.1mm；连接管8的长7.5mm，外径1.6mm，内径0.2mm；引线连接管12的外径1mm，内径0.6mm；注水口1的外径1.4mm，内径1mm；引线接口5的外径1mm，内径0.6mm；电源线、地线、信号线为直径0.32mm的电线。

[0034] 如图1所示，所述的五个水囊传感器1具体排布方式为：将受力方向与轴平行的方向命为轴向，用胶将水囊传感器1的下表面与上杆2的上表面粘合，放置端囊袋11的内侧与上杆2的外表面粘合，并将引线连接管12套在人工肛门括约肌的引线接口5上并用胶固定，中杆3和下杆4也以上杆2轴向的布置方式各自布置一个水囊传感器1；如图2所示，将受力方

向与轴垂直的方向命为径向,用胶将水囊传感器1的下表面与上杆2的内表面粘合,放置端囊袋11的内侧与上杆2的下表面粘合,并将引线连接管12套在引线接口5上并用胶固定,中杆3也以上杆2径向的布置方式布置一个水囊传感器1。

[0035] 将上述实施例中的人工肛门括约肌放入位于恒温水浴槽的密封缸内进行静态压力标定实验,实验数据显示五个水囊传感器在30~200kPa范围内的相关系数均大于0.99,温度漂移在3个读数以内。由于本发明采用外置水囊,且传感器与水囊分开放置,与现有技术相比,本发明的测压范围提高了70kPa。

[0036] 将上述实施例中的人工肛门括约肌放入密封缸内进行动态测量实验,实验数据显示五个传感器平均响应时间为40毫秒,由于本发明采用液态介质,与现有技术相比,本发明的响应时间提高了100毫秒。

[0037] 上述具体实施可由本领域技术人员在不背离本发明原理和宗旨的前提下以不同的方式对其进行局部调整,本发明的保护范围以权利要求书为准且不由上述具体实施所限,在其范围内的各个实现方案均受本发明之约束。

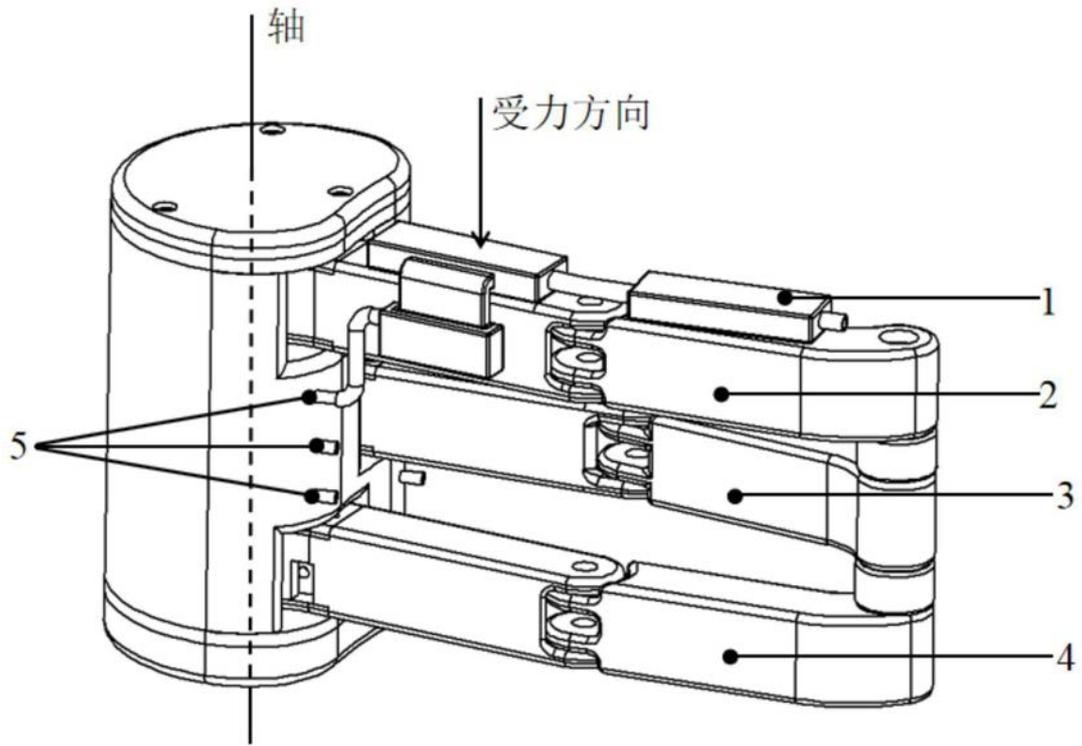


图1

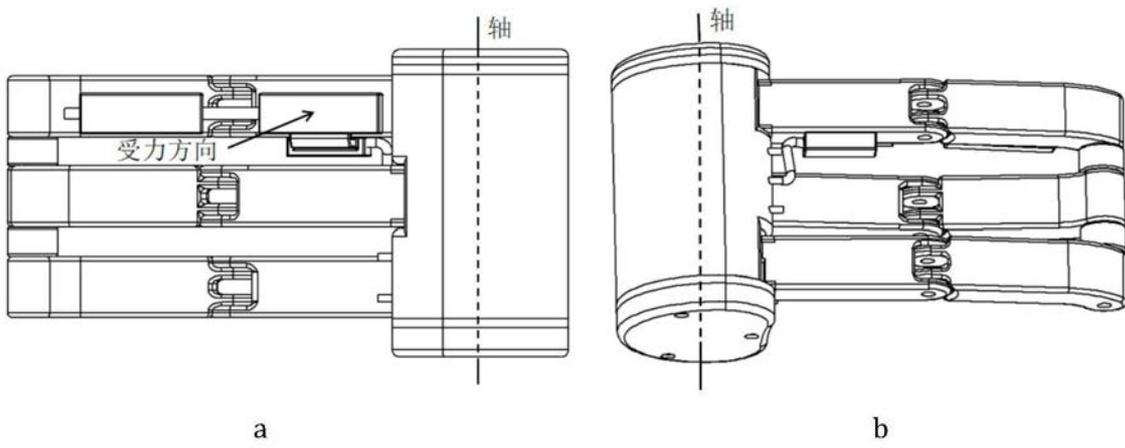


图2

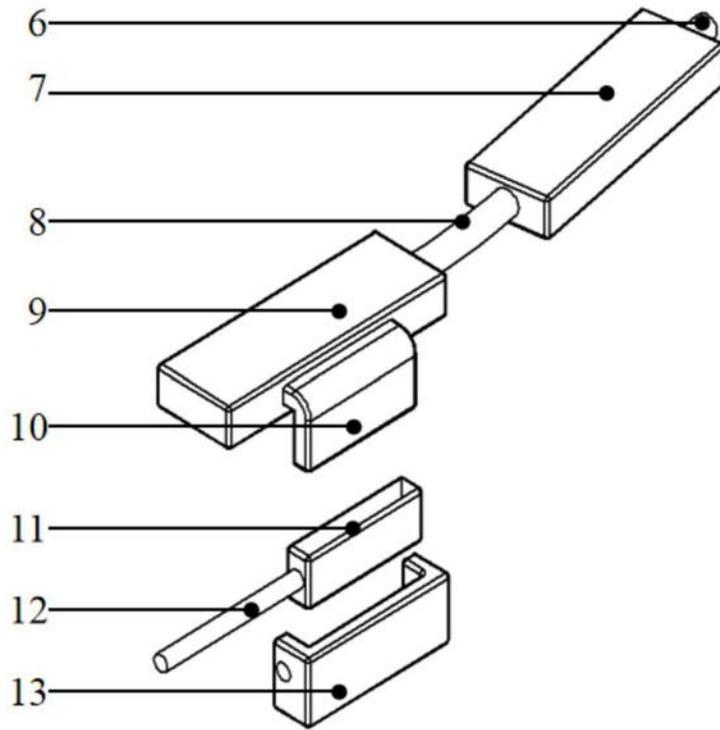


图3

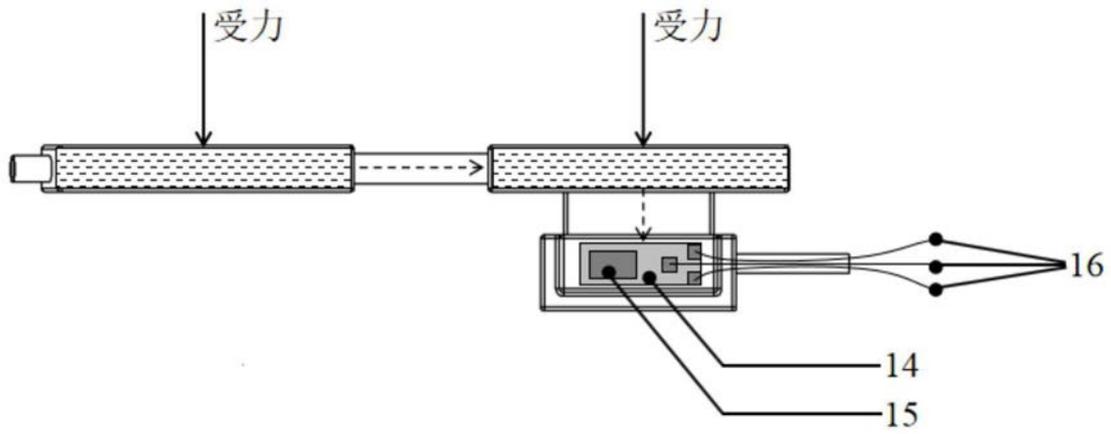


图4