



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113117182 B

(45) 授权公告日 2023.04.11

(21) 申请号 202010871891.3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2020.08.26

A61B 5/145 (2006.01)

A61M 5/142 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 113117182 A

审查员 吴长山

(43) 申请公布日 2021.07.16

(66) 本国优先权数据

PCT/CN2019/130445 2019.12.31 CN

(73) 专利权人 上海移宇科技股份有限公司

地址 201203 上海市浦东新区张江高科技

园区牛顿路200号8号楼7楼F座

(72) 发明人 杨翠军

(74) 专利代理机构 上海光华专利事务所(普通

合伙) 31219

专利代理师 陈珊珊

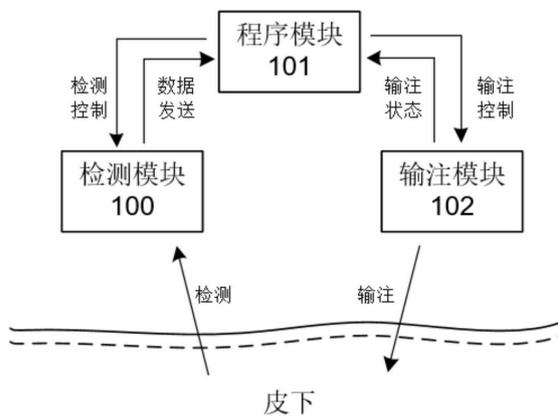
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

单边驱动闭环人工胰腺

(57) 摘要

本发明公开了一种单边驱动闭环人工胰腺,包括:检测模块;程序模块和输注模块,输注模块与程序模块相连接,通过输注指令,程序模块控制输注模块输注胰岛素,程序模块记录输注模块的输注信息和工作状态,输注模块包括:储药单元;驱动轮通过转动驱动螺杆运动,以推动设置于储药单元中的活塞前进;至少一个与驱动轮相配合运作的驱动单元,驱动单元包括至少一个驱动部;与驱动单元相连接的动力单元和复位单元。人工胰腺的输注驱动力稳定可控,不易发生胰岛素阻塞。



1. 一种单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,包括:  
检测模块,所述检测模块可连续检测实时血糖水平参数;  
与检测模块相连接的程序模块,所述程序模块能够接收所述检测模块发出的血糖参数信息,且可控制所述检测模块的检测过程;和  
输注模块,所述输注模块与所述程序模块相连接,通过输注指令,所述程序模块控制所述输注模块输注胰岛素,所述程序模块记录所述输注模块的输注信息和工作状态,所述输注模块包括:  
储药单元,所述储药单元包括药物出口;  
分别与螺杆相连接的活塞和设置有轮齿的驱动轮,所述驱动轮通过转动驱动所述螺杆运动,以推动设置于所述储药单元中的所述活塞前进;  
至少一个与所述驱动轮相配合运作的驱动单元,所述驱动单元包括两个驱动部;  
与所述驱动单元相连接的动力单元和复位单元,其中:当所述动力单元对所述驱动单元施加力的作用,所述驱动单元绕转轴转动,所述驱动部推动所述轮齿,所述驱动轮转动;当所述复位单元单独对所述驱动单元施加力的作用,所述驱动部进行复位运动,所述驱动部停止推动所述轮齿,所述驱动轮停止转动,其中在所述驱动部进行复位运动时所述驱动部在所述轮齿表面滑动而不推动所述轮齿;在所述动力单元和所述复位单元配合运作下,两个所述驱动部交替推动同一个所述驱动轮上的所述轮齿。
2. 根据权利要求1所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述动力单元和所述复位单元为线性驱动器。
3. 根据权利要求2所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述线性驱动器包括形状记忆合金。
4. 根据权利要求1所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述复位单元至少包括弹簧、弹片、弹性板、弹性棒或者弹性复位橡胶。
5. 根据权利要求4所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述驱动单元包括一个驱动部,所述复位单元为弹簧。
6. 根据权利要求1所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述输注模块还包括输注管,所述输注管为胰岛素输注通道,所述输注管包括连接端和皮下端,当所述连接端与所述药物出口连通,且所述皮下端进入皮下,胰岛素可通过所述输注管输入皮下。
7. 根据权利要求6所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述输注管包括硬针或软管。
8. 根据权利要求7所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述输注管包括互相连接的所述硬针和所述软管,所述连接端为所述硬针,所述皮下端为所述软管,或者所述连接端为所述软管,所述皮下端为所述硬针。
9. 根据权利要求7所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述连接端和所述皮下端同为所述硬针或所述软管。
10. 根据权利要求7所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,还包括装配结构,部分所述输注管设置于所述装配结构中,当所述装配结构处于初始位置时,所述连接端未与所述药物出口连通,所述皮下端未进入皮下,当所述装配结构从初始位置被安装到工作位置,所述连接端与所述药物出口连通,所述皮下端进入皮下。

11. 根据权利要求10所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述皮下端为所述软管,当所述装配结构被安装到工作位置后,所述皮下端被手动刺入皮下。

12. 根据权利要求1所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述检测模块、所述程序模块和所述输注模块中的其中两个模块互相连接组成一个整体结构,并与第三个模块分别粘贴在皮肤的不同位置。

13. 根据权利要求1所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述检测模块、所述程序模块和所述输注模块相连接组成一个整体结构,并粘贴在皮肤的同一位置。

## 单边驱动闭环人工胰腺

### 技术领域

[0001] 本发明主要涉及医疗器械领域,特别涉及一种单边驱动闭环人工胰腺。

### 背景技术

[0002] 正常人身体中的胰腺可自动监测人体血液中的葡萄糖含量,并自动分泌所需的胰岛素/胰高血糖素。而糖尿病患者胰腺的功能出现异常状况,无法正常分泌人体所需胰岛素。因此糖尿病是人体胰腺功能出现异常而导致的代谢类疾病,糖尿病为终身疾病。目前医疗技术尚无法根治糖尿病,只能通过稳定血糖来控制糖尿病及其并发症的发生和发展。

[0003] 糖尿病患者在向体内注射胰岛素之前需要检测血糖。目前多数的检测手段可以对血糖连续检测,并将血糖数据实时发送至远程设备,便于用户查看,这种检测方法称为连续葡萄糖检测(Continuous Glucose Monitoring,CGM)。该方法需要检测装置贴在皮肤表面,将其携带的探头刺入皮下的组织液完成检测。根据CGM检测到的血糖值,输注设备将当前所需的胰岛素输入皮下,进而构成闭环或者半闭环人工胰腺。目前,检测设备与输注设备互连接,通过程序模块的处理,检测设备与输注设备组成闭环人工胰腺,输注设备根据检测设备的数据,自动给药。

[0004] 但是,目前的人工胰腺的输注动力不足,容易发生胰岛素堵塞。

[0005] 因此,现有技术亟需一种输注驱动力较大,且不易堵塞的闭环人工胰腺。

### 发明内容

[0006] 本发明实施例公开了一种单边驱动闭环人工胰腺,动力单元输出可控的驱动力驱动驱动部前进,进而推动驱动轮齿前进,人工胰腺不易发生胰岛素阻塞。

[0007] 本发明公开了一种单边驱动闭环人工胰腺,包括:检测模块,检测模块可连续检测实时血糖水平参数;与检测模块相连接的程序模块,程序模块能够接收检测模块发出的血糖参数信息,且可控制检测模块的检测过程;和输注模块,输注模块与程序模块相连接,通过输注指令,程序模块控制输注模块输注胰岛素,程序模块记录输注模块的输注信息和工作状态,输注模块包括:储药单元,储药单元包括药物出口;分别与螺杆相连接的活塞和设置有轮齿的驱动轮,驱动轮通过转动驱动螺杆运动,以推动设置于储药单元中的活塞前进;至少一个与驱动轮相配合运作的驱动单元,驱动单元包括至少一个驱动部;与驱动单元相连接的动力单元和复位单元,其中:当动力单元对驱动单元施加力的作用,驱动单元绕转轴转动,驱动部推动轮齿,驱动轮转动;当复位单元单独对驱动单元施加力的作用,驱动部进行复位运动,驱动部停止推动轮齿,驱动轮停止转动。

[0008] 根据本发明的一个方面,驱动单元包括两个驱动部,在动力单元和复位单元配合运作下,两个驱动部可交替推动轮齿。

[0009] 根据本发明的一个方面,两个驱动部交替推动同一个驱动轮上的轮齿。

[0010] 根据本发明的一个方面,驱动轮包括两个设置有轮齿的子轮,两个驱动部分别交替推动不同子轮上的轮齿。

- [0011] 根据本发明的一个方面,动力单元和复位单元为线性驱动器。
- [0012] 根据本发明的一个方面,线性驱动器包括形状记忆合金。
- [0013] 根据本发明的一个方面,复位单元至少包括弹簧、弹片、弹性板、弹性棒或者弹性复位橡胶。
- [0014] 根据本发明的一个方面,驱动单元包括一个驱动部,复位单元为弹簧。
- [0015] 根据本发明的一个方面,输注模块还包括输注管,输注管为胰岛素输注通道,输注管包括连接端和皮下端,当连接端与药物出口连通,且皮下端进入皮下,胰岛素可通过输注管输入皮下。
- [0016] 根据本发明的一个方面,输注管包括硬针或软管。
- [0017] 根据本发明的一个方面,输注管包括互相连接的硬针和软管,连接端为硬针,皮下端为软管,或者连接端为软管,皮下端为硬针。
- [0018] 根据本发明的一个方面,连接端和皮下端同为硬针或软管。
- [0019] 根据本发明的一个方面,输注模块还包括装配结构,部分输注管设置于装配结构中,当装配结构处于初始位置时,连接端未与药物出口连通,皮下端未进入皮下,当装配结构从初始位置被安装到工作位置,连接端与药物出口连通,皮下端进入皮下。
- [0020] 根据本发明的一个方面,皮下端为软管,当装配结构被安装到工作位置后,皮下端被手动刺入皮下。
- [0021] 根据本发明的一个方面,检测模块、程序模块和输注模块中的其中两个模块互相连接组成一个整体结构,并与第三个模块分别粘贴在皮肤的不同位置。
- [0022] 根据本发明的一个方面,检测模块、程序模块和输注模块相连接组成一个整体结构,并粘贴在皮肤的同一位置。
- [0023] 与现有技术相比,本发明的技术方案具备以下优点:
- [0024] 本发明公开的单边驱动闭环人工胰腺中,至少一个与驱动轮相配合运作的驱动单元,驱动单元包括至少一个驱动部;与驱动单元相连接的动力单元和复位单元,其中:当动力单元对驱动单元施加力的作用,驱动单元绕转轴转动,驱动部推动轮齿,驱动轮转动;当复位单元单独对驱动单元施加力的作用,驱动部进行复位运动,驱动部停止推动轮齿,驱动轮停止转动。动力单元能够提供足够大且稳定的驱动力,进而使得人工胰腺具备足够大且稳定可控的输注压力,避免胰岛素堵塞,消除安全隐患。
- [0025] 进一步的,驱动单元包括两个驱动部,在动力单元和复位单元配合运作下,两个驱动部可交替推动轮齿。两个驱动部交替推动轮齿能够提高输注效率,同时还能使人工胰腺具备多种输注模式。
- [0026] 进一步的,动力单元和复位单元为线性驱动器。线性驱动器的动力可通过电流控制,当电流恒定,线性驱动器输出的动力就恒定。因此,线性驱动器能够输出稳定且可控的动力,使得胰岛素输注平稳进行。
- [0027] 进一步的,复位单元包括弹簧、弹片、弹性板、弹性棒或者弹性复位橡胶。当复位单元为弹性件时,复位单元不需要消耗额外的能量即可工作,降低了输注模块的功耗,节约了生产成本。
- [0028] 进一步的,输注管包括硬针或软管。使用硬针能够提高输注管的强度;使用软管能够提高输注管位置设计的灵活度。

[0029] 进一步的,检测模块、程序模块和输注模块相连接组成一个整体结构,并粘贴在皮肤在同一位置。三个模块连接成一个整体并粘贴在同一位置,用户皮肤粘贴设备的数量将减少,进而减弱因粘贴较多设备对用户活动伸展的干扰;同时,也有效解决了分离设备之间无线通信不畅的问题,进一步增强用户体验。

## 附图说明

[0030] 图1为本发明实施例单边驱动闭环人工胰腺模块关系示意图;

[0031] 图2为根据本发明一个实施例输注模块内部结构示意图;

[0032] 图3a-图3c为根据本发明不同实施例驱动部推动轮齿运动的俯视结构示意图;

[0033] 图4a-图4c为根据本发明不同实施例动力单元、复位单元分别与驱动单元互相配合的结构示意图;

[0034] 图5a-图5b为根据本发明另一个实施例动力单元拉力方向与螺杆前进方向不平行的结构示意图,图5b为图5a的俯视图;

[0035] 图6为根据本发明一个实施例输注模块包括两个驱动单元的结构示意图;

[0036] 图7为根据本发明另一个实施例输注模块包括两个驱动单元的结构示意图;

[0037] 图8a-图8b为根据本发明一个实施例驱动单元的两个驱动部分别与两个子轮相互配合的结构示意图;

[0038] 图9a-图9b为根据本发明另一个实施例驱动单元的两个驱动部与同一个驱动轮相互配合的结构示意图,图9b为图9a中驱动单元的立体结构示意图;

[0039] 图10a为根据本发明一个实施例单边驱动闭环人工胰腺的装配结构位于初始位置的结构示意图;

[0040] 图10b为根据本发明一个实施例单边驱动闭环人工胰腺的装配结构位于工作位置的结构示意图;

[0041] 图10c为根据本发明一个实施例部分输注管设置于装配结构中的结构示意图。

## 具体实施方式

[0042] 如前所述,现有的人工胰腺使用过程中容易发生胰岛素堵塞,胰岛素不能及时输注到体内,影响用户身体健康,存在安全隐患。

[0043] 经研究发现,造成上述问题的原因为:输注胰岛素的驱动力为弹性部件的回弹力,但回弹力易发生变化且稳定性不可控。

[0044] 为了解决该问题,本发明提供了一种单边驱动闭环人工胰腺,动力单元输出可控的驱动力驱动驱动部前进,进而推动驱动轮齿前进,且动力可控,人工胰腺不易发生胰岛素阻塞。

[0045] 现在将参照附图来详细描述本发明的各种示例性实施例。应理解,除非另外具体说明,否则在这些实施例中阐述的部件和步骤的相对布置、数字表达式和数值不应被理解为对本发明范围的限制。

[0046] 此外,应当理解,为了便于描述,附图中所示出的各个部件的尺寸并不必然按照实际的比例关系绘制,例如某些单元的厚度、宽度、长度或距离可以相对于其他结构有所放大。

[0047] 以下对示例性实施例的描述仅仅是说明性的,在任何意义上都不作为对本发明及其应用或使用的任何限制。这里对于相关领域普通技术人员已知的技术、方法和装置可能不作详细讨论,但在适用这些技术、方法和装置情况下,这些技术、方法和装置应当被视为本说明书的一部分。

[0048] 应注意,相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义或说明,则在随后的附图说明中将不需要对其进行进一步讨论。

[0049] 图1为本发明实施例单边驱动闭环人工胰腺模块关系示意图。

[0050] 本发明实施例的单边驱动闭环人工胰腺主要包括检测模块100、程序模块101与输注模块102。

[0051] 检测模块100用于连续检测用户的实时血糖水平参数。在本发明实施例中,检测模块100为连续葡萄糖检测仪(Continuous Glucose Monitoring,CGM),可以实时检测血糖数值,并监控血糖变化,并将实时血糖数据发送至程序模块101。

[0052] 程序模块101可接收检测模块100发出的血糖参数信号,并用于控制检测模块100的检测过程与记录输注模块102的输注信息与工作状态。如,当检测模块100在寿命终止后检测到的血糖信息并不准确,程序模块101可以向检测模块100发出停止检测指令。再如,当输注模块102发生胰岛素堵塞,程序模块101可及时记录堵塞状况并向用户提供反馈,消除安全隐患。因此,程序模块101分别与检测模块100和输注模块102相连接(在这里,相连接包括常规的电连接或者无线连接)。

[0053] 输注模块102包含输注胰岛素所必备的机械结构,且受程序模块101控制,下文将详细叙述。根据程序模块101发出的当前胰岛素输注量数据,输注模块102向用户体内输注当前所需的胰岛素。

[0054] 本发明的实施例并不限制检测模块100、程序模块101与输注模块102具体的位置以及连接关系,只要能够满足前述的功能条件即可。

[0055] 如在本发明的一个实施例中,三者连接而组成一个整体结构。因此,三者粘贴在用户皮肤的同一个位置。三个模块连接成一个整体并粘贴在同一位置,用户皮肤粘贴设备的数量将减少,进而减弱因粘贴较多设备对用户活动伸展的干扰;同时,也有效解决了分离设备之间无线通信不畅的问题,进一步增强用户体验。

[0056] 如在本发明的另一个实施例中,程序模块101与输注模块102互相连接而组成一个整体结构,而检测模块100单独设置于另一个结构中。此时,检测模块100与程序模块101互相发射无线信号以实现彼此连接。因此,程序模块101与输注模块102被粘贴在用户皮肤的某一个位置,而检测模块100被粘贴在用户皮肤的其他位置。

[0057] 如在本发明的再一个实施例中,程序模块101与检测模块100互相连接而组成同一个设备,而输注模块102单独设置于另一个结构中。输注模块102与程序模块101互相发射无线信号以实现彼此连接。因此,程序模块101与检测模块100可被粘贴在用户皮肤的某一个位置,而输注模块102可被粘贴在用户皮肤的其他位置。

[0058] 如在本发明的又一个实施例中,三者分别设置于不同的结构中。因此,三者被分别粘贴在用户皮肤的不同位置。此时,程序模块101分别与检测模块100、输注模块102之间互相发射无线信号以实现彼此连接。

[0059] 需要说明的是,本发明实施例的程序模块101还具有存储、记录和访问数据库等功

能,因此,程序模块101可以被重复利用。这样不仅能够存储用户身体状况数据,还节约生产成本与用户的消费成本。如上文所述,当检测模块100或者输注模块102寿命终止,程序模块101可与检测模块100、输注模块102或者同时与检测模块100和输注模块102分离。

[0060] 一般的,检测模块100、程序模块101与输注模块102的使用寿命不同。因此,当三者互相电连接而组成同一个设备时,三者还可以两两互相分离。如某一个模块先终止寿命,用户可以只更换该模块,保留另两个模块继续使用。

[0061] 在这里,需要说明的是,本发明实施例的程序模块101还可以包括多个子模块。根据子模块的功能,不同的子模块可分别设置于不同的结构中,在这里并不作具体限制,只要能够满足其相应的功能条件即可。

[0062] 图2为本发明实施例输注模块内部的主要结构示意图。

[0063] 人工胰腺的输注模块102主要包括一个储药单元1110、活塞1120、螺杆1130、驱动轮1140、至少一个驱动单元1150、转轴1160、复位单元1170、动力单元1180与输注管(未示出)。下文将详细叙述输注管。在本发明的实施例中,驱动单元1150分别与复位单元1170和动力单元1180连接(在这里,连接包括机械连接或者电连接)。

[0064] 储药单元1110用于存储胰岛素。

[0065] 活塞1120用于将胰岛素输注到体内。

[0066] 螺杆1130分别与活塞1120和驱动轮1140相连接。在本发明实施例中,驱动轮1140通过转动以螺纹的方式驱动螺杆1130前进,进而推动设置于储药单元1110中的活塞1120向前运动,以达到输注胰岛素的目的。

[0067] 驱动轮1140的圆周表面设置有轮齿1141。轮齿1141为齿轮齿或者棘轮齿。具体的,在本发明实施例中,轮齿1141为棘轮齿。棘轮齿能够更容易被推动,驱动效率较高。

[0068] 驱动单元1150包括至少一个驱动部1151,用于推动轮齿1141,进而推动驱动轮1140转动。驱动单元1150与转轴1160活动连接。在本发明实施例中,驱动单元1150包括一个驱动部1151。

[0069] 复位单元1170和动力单元1180受程序模块101控制,且相互配合使驱动单元1150绕着转轴1160往复转动,如图2中R方向所示,并且使驱动部1151在前进方向和复位方向运动。驱动单元1150进行一次往复转动,驱动轮1140驱动螺杆1130前进一个步长,进而推动活塞1120完成一次胰岛素输注。

[0070] 在这里需要说明的是,驱动部1151的前进方向是指推动轮齿1141运动的方向。驱动部1151的复位方向与前进方向相反。在复位时,驱动部1151只在轮齿1141表面滑动,不实施推动。

[0071] 在本发明的部分实施例中,复位单元1170至少包括弹簧、弹片、弹性板、弹性棒、弹性复位橡胶等弹性件。在这里,弹簧包括压缩弹簧、拉伸弹簧或者扭力弹簧等。优选的,复位单元1170为弹簧。具体的,在本发明实施例中,复位单元1170为扭力弹簧。扭力弹簧更利于驱动单元1150复位转动。当复位单元1170为弹性件时,复位单元不需要消耗额外的能量即可工作,降低了输注模块102的功耗,节约了生产成本。

[0072] 在本发明的其他实施例中,复位单元1170还包括线性驱动器,如形状记忆合金等电驱动型线性驱动器或者电加热型线性驱动器。通电后,形状记忆合金等线性驱动器的物理形态发生变化,形状记忆合金发生收缩形变,输出动力。电流越大,形状记忆合金的收缩

形变量越大,动力就越大。明显的,当电流恒定,形状记忆合金的形变量恒定,其输出的动力也就恒定。因此,形状记忆合金等线性驱动器能够输出稳定且可控的动力。

[0073] 本发明的实施例对复位单元1170的类型、材料选择及其位置并不做具体限制,只要能够满足使驱动单元1150向复位方向转动的条件即可。

[0074] 动力单元1180为电驱动型线性驱动器或者电加热型线性驱动器。通过交替通断电,动力单元1180输出或停止输出动力。具体的,在本发明实施例中,动力单元1180为形状记忆合金。

[0075] 图3a-图3c为本发明不同实施例驱动部1151推动轮齿1141运动的俯视结构示意图。图4a-图4c为本发明不同实施例动力单元1180、复位单元1170分别与驱动单元1150互相配合的结构示意图。

[0076] 如图3a和图3b所示,本发明实施例驱动单元1150往复转动的原理如下:当动力单元1180以 $F_p$ 拉动驱动单元1150时,驱动单元1150绕着转轴1160逆时针转动,且可以带动驱动部1151推动轮齿1141前进,驱动轮1140向前进方向转动,进而驱动螺杆1130向 $D_A$ 方向前进。复位单元1170为弹性件,并产生逐渐增强的弹力 $F_R$ 。当动力单元1180停止提供动力时,复位单元1170单独对驱动单元1150施加动力,驱动单元1150在弹力 $F_R$ 的单独作用下绕着转轴1160顺时针转动。此时,驱动部1151停止推动轮齿1141,而在轮齿1141表面滑动,驱动轮1140停止转动。驱动单元1150完成一次往复转动。

[0077] 如图3b所示,在本发明的另一个实施例中,复位单元1170和动力单元1180均设置于转轴1160的一侧。且根据常规的技术原理,本领域技术人员可以调整复位单元1170、驱动单元1150以及动力单元1180的位置关系以及彼此的连接关系,在这里并不作具体限制,只要能够满足上述转动的条件即可。

[0078] 如图3c所示,在本发明的又一个实施例中,复位单元1170包括电驱动型线性驱动器或者电加热型线性驱动器,如形状记忆合金等。驱动部1151推动轮齿1141的原理与前文一致。但驱动部1151停止前进后,驱动单元1150不能够自动复位,需要复位单元1170提供复位动力 $F_B$ 。 $F_p$ 与 $F_B$ 的方向相反,复位单元1170与动力单元1180互相配合使驱动单元1150往复转动。

[0079] 优选的,如图3a-图3c所示,在本发明实施例中, $F_p$ 的方向和 $F_R$ (或者 $F_B$ )、 $D_A$ 的方向均平行。这样的平行设计充分利用输注模块102内部的空间和结构关系,使内部结构更紧凑。

[0080] 明显的,本领域技术人员可以根据需要调整的 $F_p$ 与 $F_B$ 方向,只要能够满足使驱动单元1150往复转动的条件即可,如图4a-图4c所示。

[0081] 在本发明的其它实施例中, $F_p$ 的方向和 $F_R$ (或者 $F_B$ )的方向或 $D_A$ 的方向也可以不平行,这里并不作具体限制,只要能够达到使驱动单元1150往复转动的目的即可。

[0082] 图5a和图5b为动力单元1180拉力方向与螺杆1130前进方向不平行的结构示意图。图5b为图5a的俯视图。

[0083] 动力单元1180拉力 $F_p$ 的方向与螺杆1130前进方向 $D_A$ 垂直。转轴1160和复位单元1170设置在底座上。如上文所述,驱动单元1150在R方向的往复转动可带动驱动部1151推动轮齿1141,使驱动轮1140向W方向转动,进而驱动螺杆1130在 $D_A$ 方向上前进。驱动单元1150的驱动原理与前文一致。

[0084] 在本发明实施例中,输注模块102内还设置有能使驱动单元1150停止旋转的挡墙1171和1172(如图2和图3a中所示)。驱动单元1150与挡墙1171或1172接触触发电信号,以使程序单元控制动力单元1180动力的输出。在本发明的另一个实施例中,可以只设置挡墙1171或者只设置挡墙1172,驱动单元1150在某一侧的转动终点由程序单元控制。本发明实施例对挡墙1171或1172的位置不作具体限制,只要满足使驱动单元1150停止转动的条件即可。

[0085] 本发明的又一个实施例也可以不设置挡墙(如图3b-图5b所示),驱动单元1150的转动终点完全由程序单元控制。

[0086] 图6、图7为本发明不同实施例输注模块102包括两个驱动单元的结构示意图,每个驱动单元只包括一个驱动部。

[0087] 如图6所示,驱动单元1250a在动力单元1280a和复位单元1270a的作用下绕着转轴1260在R方向往复转动。同样,驱动单元1250b在动力单元1280b和复位单元1270b的作用下绕着转轴1260在R方向往复转动。在本发明实施例中,两个驱动单元的旋转互不干扰,且驱动单元1250a和驱动单元1250b均可独立实施上文所述的驱动方式。

[0088] 优选的,在本发明实施例中,驱动单元1250a和驱动单元1250b非同步旋转。即,当驱动单元1250a的驱动部1251a推动轮齿1241运动时,驱动单元1250b的驱动部1251b在轮齿1241表面滑动。当驱动部1251b滑动至某一位置后,程序单元控制动力单元1280a停止对驱动单元1250a输出动力,转而控制动力单元1280b对驱动单元1250b输出动力。此时,驱动单元1250a在复位单元1270a作用下沿顺时针方向转动,驱动部1251a在轮齿表面滑动,而驱动部1251b推动轮齿1241。依次交替推动,进而驱动单元1250a和1250b完成对同一个驱动轮1240的交替推动。两个驱动交替推动轮齿能够提高输注效率,且同时使输注模块102具备多种输注模式。

[0089] 在本发明的实施例中,动力单元1280a和1280b拉力 $F_p$ 、复位单元1270a和1270b的弹力 $F_R$ 以及螺杆1230前进方向 $D_A$ 如图所示。如前文所述,拉力 $F_p$ 的方向和螺杆1230前进方向 $D_A$ 平行。

[0090] 在本发明的实施例中,复位单元1270a和1270b的类型可参考上文,这里不再赘述。

[0091] 如图7所示,驱动部1351a和1351b分别交替推动轮齿1341,动力单元1380a和1380b的动力输出均由程序单元控制。

[0092] 需要说明的是,在本发明实施例中,动力单元1380a的拉力 $F_p'$ 的方向和动力单元1380b的拉力 $F_p''$ 的方向相反。明显的,复位单元1370a的复位动力 $F_R'$ 的方向和复位单元1370b的复位动力 $F_R''$ 的方向也相反。

[0093] 驱动单元1350a和1350b非同步旋转。即,当驱动单元1350a的驱动部1351a推动轮齿1341前进时,驱动单元1350b的驱动部1351b在轮齿1341表面滑动。当驱动部1351b滑动至某一位置后,程序单元控制动力单元1380a停止对驱动单元1350a输出动力,转而控制动力单元1380b对驱动单元1350b输出动力,驱动单元1350a在复位单元1370a作用下沿顺时针方向复位转动,驱动部1351a在轮齿1341表面滑动,而驱动部1351b推动轮齿1341。依次交替推动,驱动单元1350a和1350b完成对驱动轮1340的交替推动。

[0094] 同样的,驱动单元1350a和1350b均可独立实施上文所述的驱动方式。复位单元1370a和1370b的类型可参考上文,这里不再赘述。

[0095] 需要说明的是,在本发明的其它实施例中,驱动单元还可以包括更多个驱动单元,每个驱动单元上还可以包括更多个驱动部,或者驱动轮包括多个子轮,不同的驱动单元分别推动相应的子轮转动。

[0096] 图8a和图8b为本发明一个实施例驱动单元1450的两个驱动部1451a和1451b分别与两个子轮1440a和1440b相互配合的结构示意图。图8b为图8a子轮1440a和1440b部分轮齿结构的右视图。

[0097] 如图8a和图8b所示,在本发明实施例中,驱动单元1450包括两个左右设置的驱动部1451a和1451b。驱动轮包括两个左右设置且固定连接的子轮1440a和1440b(即两个子轮可以同步前进)。驱动部1451a和1451b可分别推动子轮1440a和1440b转动。转轴1460设置于两个子轮1440a和1440b的同一侧。本发明实施例的动力单元1480和复位单元1470均为形状记忆合金,驱动部1451a或1451b均能推动轮齿1441a或1441b前进,其工作原理、运作方式与前文一致,在此不再赘述。

[0098] 除了每一个驱动部1451a或1451b单独实施推动,本发明实施例还可以通过调整驱动部1451a和1451b前端之间的距离,或者调整轮齿1441a和1441b的交错程度使两个驱动部1451a和1451b相配合运作。优选的,在本发明实施例中,轮齿1441a和1441b交错设置,交错程度为 $t$ ,如图8a和图8b所示。

[0099] 明显的,在本发明实施例中,两个驱动部1451a和1451b同步往复运动。如图8a所示,上一次前进动作结束后,驱动单元1450开始复位转动,驱动部1451a比驱动部1451b先到达驱动位置,驱动单元1450可改用驱动部1451a开始下一次前进动作。或者驱动单元1450可以继续复位转动,直至驱动部1451b到达下一个驱动位置开始下一次前进动作。

[0100] 图9a和图9b为本发明再一个实施例驱动单元1550包括两个上下设置驱动部1551a和1551b,且驱动部1551a和1551b与同一个驱动轮1540相互配合的结构示意图。图9b为图9a中驱动单元1550的立体结构图。

[0101] 如图9a和图9b所示,驱动单元1550包括两个上下设置的驱动部1551a和1551b,且两者与同一个驱动轮1540相互配合,驱动部1551a和1551b同步往复运动。驱动部1551a和1551b的前端不平齐,如两者相距一定距离 $m$ ,使两者不能同时推动轮齿1541前进,如图9a所示。当驱动部1551b结束上一次前进动作后,驱动单元1550进行复位转动,驱动部1551a比驱动部1551b先到达下一个驱动位置,驱动单元1550可改用驱动部1551a推动轮齿1541前进,开始下一次前进动作。或者驱动单元1550继续复位转动,直至驱动部1551b到达下一个驱动位置,开始下一次前进动作。

[0102] 在本发明的其他实施例中,驱动单元还可以包括更多个驱动部,如3个、4个或者更多个,在此不作具体限制。

[0103] 图10a-图10b分别为本发明实施例人工胰腺装配结构150在初始位置和工作位置的结构示意图。图10c为本发明实施例部分输注管130设置于装配结构150内的结构示意图。

[0104] 在本发明实施例中,检测模块100、程序模块101与输注模块102三者组成一体结构。输注模块102还包括输注管130。输注管130作为胰岛素输注通道。输注管130包括连接端130a和皮下端130b。当连接端130a与药物出口20连通,皮下端130b进入皮下,胰岛素可通过输注管130输入皮下。

[0105] 需要说明的是,连接端130a与药物出口20连通的方式,或者皮下端130b进入皮下

的方式可以有多种,或者两个步骤的顺序可以不同,在这里并不做具体限制。

[0106] 输注管130包括硬针或者软管。使用硬针能够提高输注管130的强度。使用软管能够提高输注管130位置设计的灵活度。具体的,在本发明实施例中,输注管130整体为硬针。在本发明的另一个实施例中,输注管130整体为软管。

[0107] 在本发明的又一个实施例中,输注管130包括互相连接的硬针和软管。即输注管130包括多个部分。如连接端130a为硬针,皮下端130b为软管;或者连接端130a为软管,皮下端130b为硬针,提高了输注模块102结构设计的灵活度。

[0108] 在本发明的再一个实施例中,连接端130a与皮下端130b同为硬针或者同为软管。此时,连接连接端130a与皮下端130b的部分可以是硬针或者软管,或者是带有空腔的封闭结构,即连接端130a、皮下端130b和这里所述的连接部分共同构成输注管130,在这里并不作具体限制。

[0109] 在本发明实施例中,输注模块102还包括装配结构150。输注管130的一部分设置于装配结构150中,如图10c所示。当位于初始位置时,装配结构150凸出于人工胰腺外壳表面,且连接端130a未与药物出口20连通,皮下端130b未进入皮下,如图10a所示。当从初始位置被安装至工作位置时,装配结构150进入人工胰腺内,其顶部与人工胰腺壳体成为一体结构,且连接端130a与药物出口20连通,皮下端130b进入皮下,如图10b所示。明显的,在本发明实施例中,装配结构150携带着输注管130整体同步运动。

[0110] 用户在使用之前,装配结构150携带着输注管130处于初始位置。在使用时,通过医用胶布160将人工胰腺贴在人体表面后,用户按下装配结构150完成安装操作,输注管130成为连通体液与储药单元1110桥梁,人工胰腺可开始正常工作。相比于输注管130的其他安装方法,本发明实施例的安装方法减少用户在安装时的操作步骤,使安装更便捷和灵活,改善了用户体验。

[0111] 输注管130在装配结构150中的设置方式可以有多种,在这里不做具体限制。具体的,在本发明的另一个实施例中,装配结构150可被控制自动从初始位置安装到工作位置,而非手动操作。

[0112] 在本发明的另一个实施例中,皮下端130b为软管,当装配结构150被安装到工作位置后,皮下端130b由用户手动刺入皮下。在本发明的又一个实施例中,皮下端130b为软管,用户可先将皮下端130b刺入皮下,再将装配结构150安装至工作位置,使得连接端130a与药物出口20连通。

[0113] 需要说明的是,在本发明的其他实施例中,还可以不设置装配结构150,而是输注管130直接固定设置于人工胰腺中。当人工胰腺粘贴在皮肤的同时,皮下端130b刺入皮下。

[0114] 综上所述,本发明提供了一种单边驱动闭环人工胰腺,动力单元输出可控的驱动力驱动驱动部前进,进而推动驱动轮齿前进,且动力可控,人工胰腺不易发生胰岛素阻塞。

[0115] 虽然已经通过示例对本发明的一些特定实施例进行了详细说明,但是本领域的技术人员应该理解,以上示例仅是为了进行说明,而不是为了限制本发明的范围。本领域的技术人员应该理解,可在不脱离本发明的范围和精神的情况下,对以上实施例进行修改。本发明的范围由所附权利要求来限定。

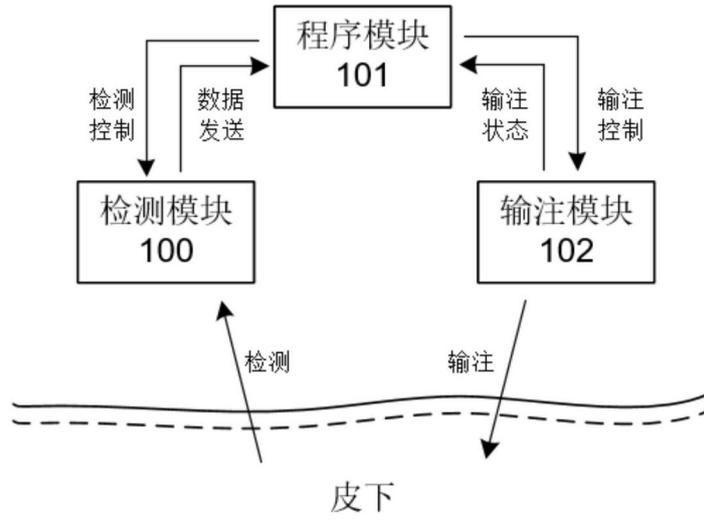


图1

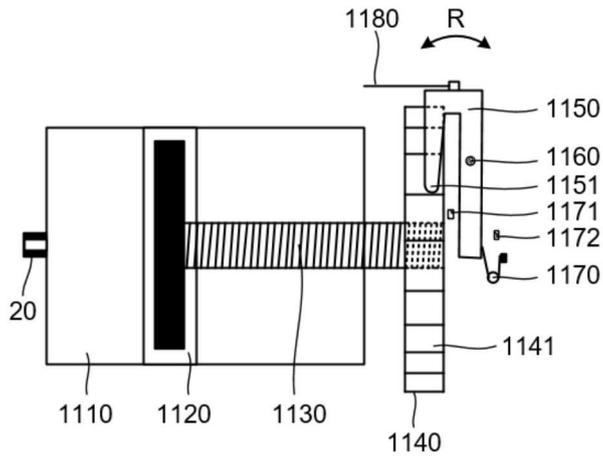


图2

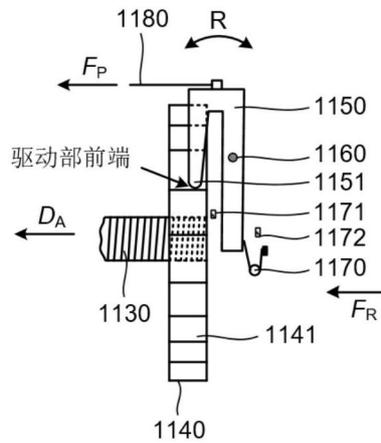


图3a

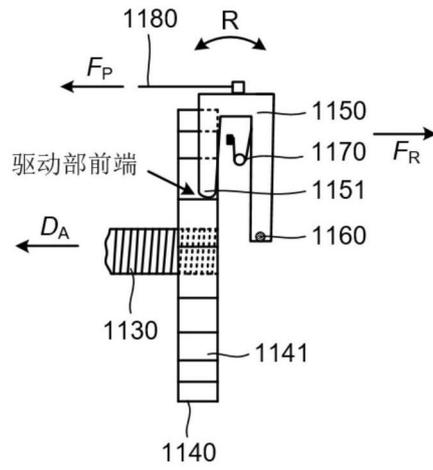


图3b

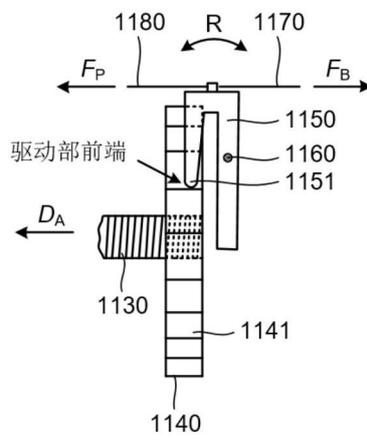


图3c

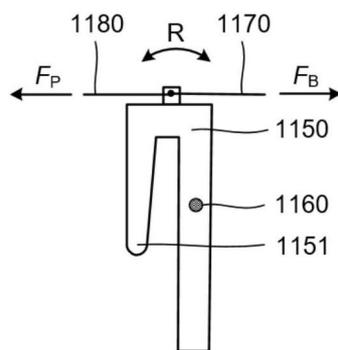


图4a

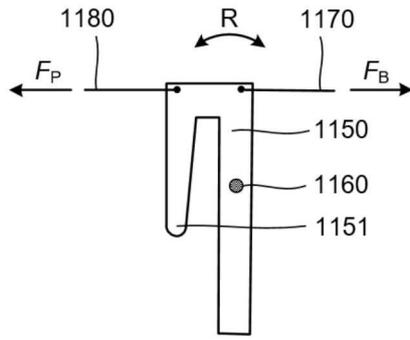


图4b

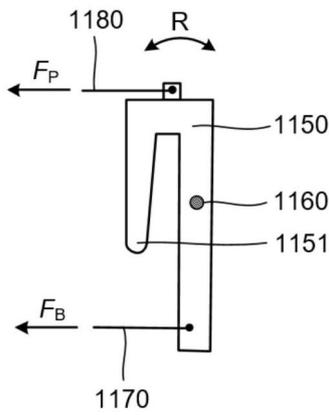


图4c

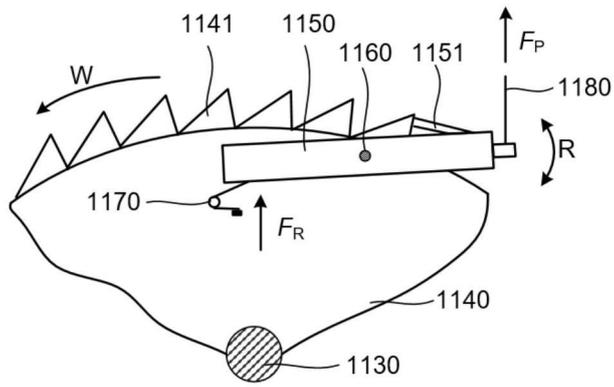


图5a

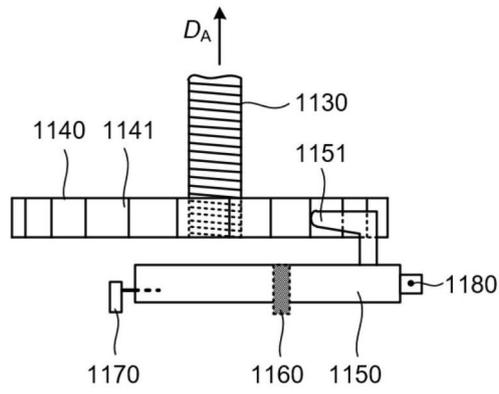


图5b

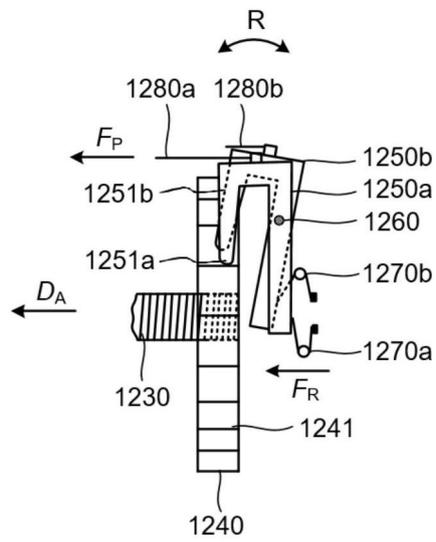


图6

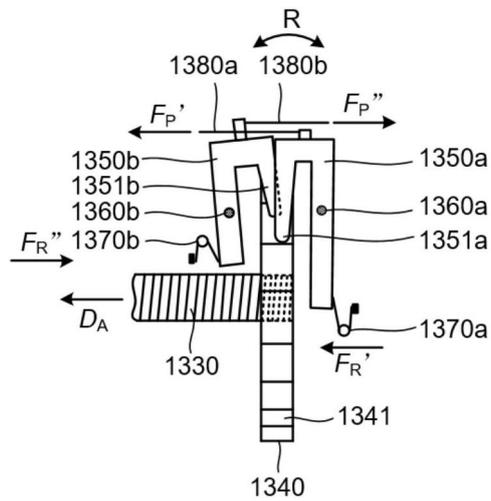


图7

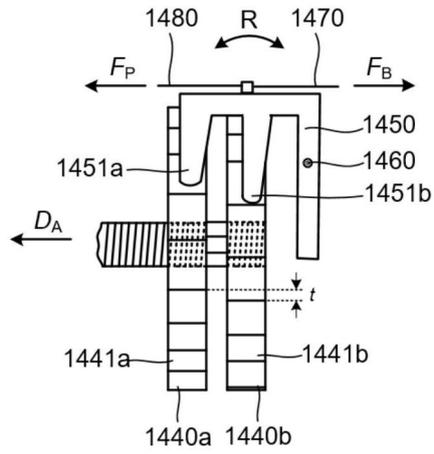


图8a

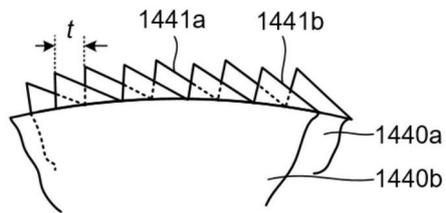


图8b

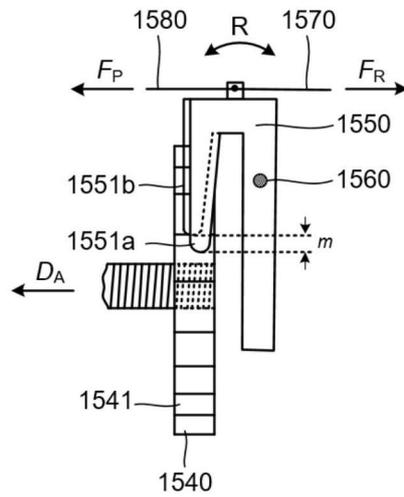


图9a

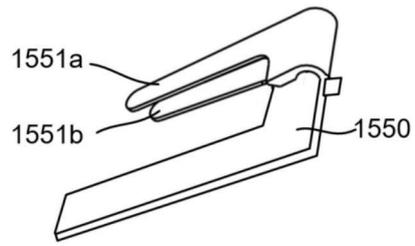


图9b

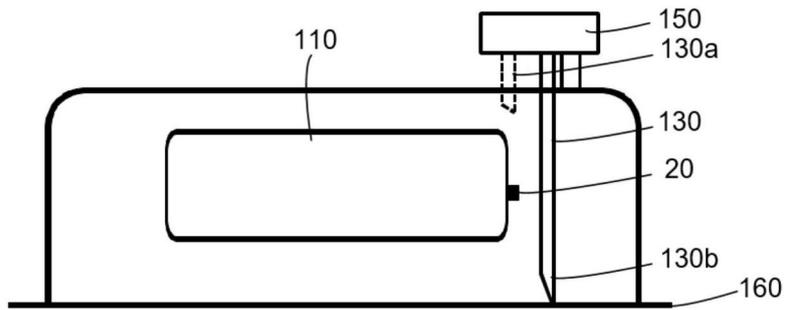


图10a

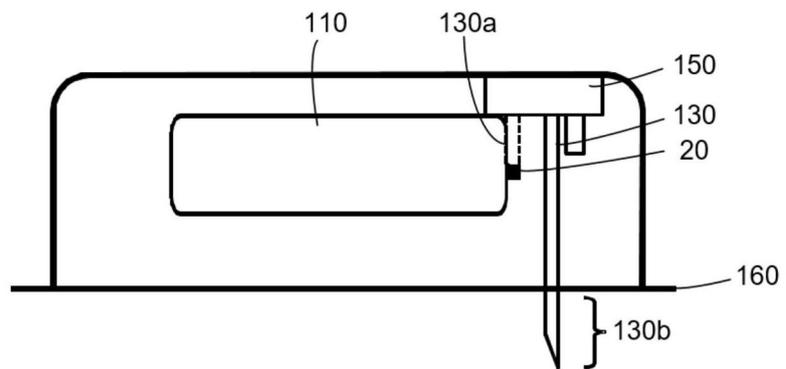


图10b

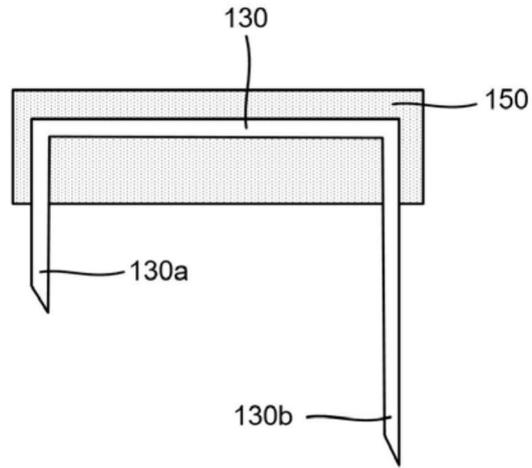


图10c