



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113117180 A

(43) 申请公布日 2021.07.16

(21) 申请号 202010870562.7

(22) 申请日 2020.08.26

(66) 本国优先权数据

PCT/CN2019/130445 2019.12.31 CN

(71) 申请人 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

代理人 陈珊珊

(51) Int. Cl.

A61M 5/142 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

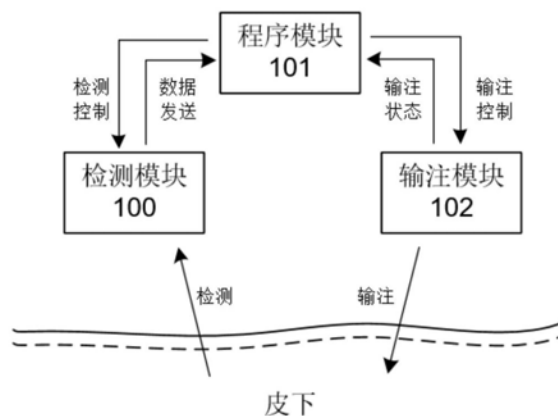
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(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;输注模块,输注模块包括:储药单元、活塞和螺杆;驱动单元,驱动单元包括至少一个转轴、至少一个驱动部件,驱动部件包括一个驱动端,驱动部件绕转轴转动使驱动端前进或复位;至少一个设置有轮齿的驱动轮,前进的驱动端推动轮齿使驱动轮转动;分别与驱动部件相连接的线性驱动器和复位单元;和分别与检测模块、输注模块相连接的程序模块,程序模块控制输注模块输注当前所需剂量的胰岛素。该人工胰腺能够有效避免胰岛素堵塞,且能够准确计算每日胰岛素总量,增强用户体验。



1. 一种单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,包括:
检测模块,所述检测模块用于连续检测实时血糖水平参数;
输注模块,所述输注模块包括:
储药单元、活塞和螺杆,所述活塞设置于所述储药单元中,所述活塞与所述螺杆相连接;
驱动单元,所述驱动单元包括至少一个转轴、至少一个驱动部件,所述驱动部件包括一个驱动端,所述驱动部件绕所述转轴转动使所述驱动端前进或复位;
至少一个设置有轮齿的驱动轮,前进的所述驱动端推动所述轮齿使所述驱动轮转动,进而驱动所述螺杆前进;
分别与所述驱动部件相连接的线性驱动器和复位单元,所述线性驱动器对所述驱动部件提供使所述驱动端前进的动力,所述复位单元对所述驱动部件施加作用力,使所述驱动端向复位方向转动;和
分别与所述检测模块、所述输注模块相连接的程序模块,所述程序模块被导入每日胰岛素总量算法和当前胰岛素输注量算法,根据当前胰岛素输注量算法的计算结果,所述程序模块控制所述线性驱动器或所述复位单元力的输出,进而控制所述输注模块输注当前所需剂量的胰岛素。
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,所述线性驱动器包括电驱动型线性驱动器或电加热型线性驱动器。
3. 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,所述复位单元包括电驱动型线性驱动器、电加热型线性驱动器或者弹性件。
4. 根据权利要求3所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述弹性件包括弹簧或导电橡胶。
5. 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,所述程序模块包括手动输入界面或者自动检测子模块,用于获取用户每天输注的胰岛素量数据,获取方法包括:
通过所述手动输入界面,用户将每天输注的胰岛素量数据手动输入至所述程序模块;
或者
所述自动检测子模块自动检测,存储并计算用户每天输注的胰岛素量数据。
6. 根据权利要求5所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,用户每天输注的胰岛素量数据包括每天输注的胰岛素总量数据,或者不同时间段所输注的大剂量和基础量数据,或者临时基础量和矫正大剂量数据,或者在不同事件发生后,所述输注模块的输注数据。
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,所述每日胰岛素总量为所述每日胰岛素总量算法通过计算前两天或者前更多天每天输注的胰岛素总量数据而得到,所述每日胰岛素总量为每天输注的胰岛素总量数据的平均值或者中位数,且每日胰岛素总量为所述当前胰岛素输注量算法的一个变量因子。
8. 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,所述每日胰岛素总量算法的变量因子包括身体活动状况、生理状况、心理状况、进食状况中的一种或多种。
9. 根据权利要求8所述的单边驱动闭环人工胰腺,其特征在于,所述身体活动状况包括普通身体伸展、运动锻炼或者睡眠。
10. 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,还包括运动传感器,所

述运动传感器设置于所述检测模块、所述程序模块或者所述输注模块中,所述运动传感器用于自动检测用户的身体活动,所述程序模块可接收所述身体活动状况信息,且所述身体活动状况为所述当前胰岛素输注量算法的一个变量因子。

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,所述运动传感器包括三轴加速度传感器或者陀螺仪。

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。

[0004] 目前,检测设备与输注设备互相连接,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。在程序模块计算胰岛素输注量时,每日胰岛素总量(Total Daily Dose,TDD)是一个重要的参数,且影响因素有很多,如身体状况、生理状况等。因此,准确获得TDD数值至关重要。

[0005] 但是,目前的人工胰腺还需要手动输入身体状况参数,不能准确获得TDD的数值,导致当前胰岛素输注量不准确,用户体验较差。同时,输注动力不足,容易发生胰岛素堵塞。

[0006] 因此,现有技术亟需一种能够不易堵塞,且准确计算当前胰岛素输注量的闭环人工胰腺。

发明内容

[0007] 本发明实施例公开了一种单边驱动闭环人工胰腺,该闭环人工胰腺能够有效避免胰岛素阻塞,且能够准确计算每日胰岛素总量(TDD)的数值和当前胰岛素输注量,增强用户体验。

[0008] 本发明公开了一种单边驱动闭环人工胰腺,包括:检测模块,检测模块用于检测血糖参数;输注模块,输注模块包括:储药单元、活塞和螺杆,活塞设置于储药单元中,活塞与螺杆相连接;驱动单元,驱动单元包括至少一个转轴、至少一个驱动部件,驱动部件包括一个驱动端,驱动部件绕转轴转动使驱动端前进或复位;至少一个设置有轮齿的驱动轮,前进的驱动端推动轮齿使驱动轮转动,进而驱动螺杆前进;分别与驱动部件相连接的线性驱动器和复位单元,线性驱动器对驱动部件提供使驱动端前进的动力,复位单元对驱动部件施加作用力,使驱动端向复位方向转动;和分别与检测模块、输注模块相连接的程序模块,程序模块被导入每日胰岛素总量算法和当前胰岛素输注量算法,根据当前胰岛素输注量算法的计算结果,程序模块控制线性驱动器或复位单元力的输出,进而控制输注模块输注当前所需剂量的胰岛素。

[0009] 根据本发明的一个方面,线性驱动器包括电驱动型线性驱动器或电加热型线性驱动器。

[0010] 根据本发明的一个方面,复位单元包括电驱动型线性驱动器、电加热型线性驱动器或者弹性件。

[0011] 根据本发明的一个方面,弹性件包括弹簧或导电橡胶。

[0012] 根据本发明的一个方面,程序模块包括手动输入界面或者自动检测子模块,用于获取用户每天输注的胰岛素量数据,获取方法包括:通过手动输入界面,用户将每天输注的胰岛素量数据手动输入至程序模块;或者自动检测子模块自动检测,存储并计算用户每天输注的胰岛素量数据。

[0013] 根据本发明的一个方面,用户每天输注的胰岛素量数据包括每天输注的胰岛素总量数据,或者不同时间段所输注的大剂量和基础量数据,或者临时基础量和矫正大剂量数据,或者在不同事件发生后,输注模块的输注数据。

[0014] 根据本发明的一个方面,每日胰岛素总量为每日胰岛素总量算法通过计算前两天或者前更多天每天输注的胰岛素总量数据而得到,每日胰岛素总量为每天输注的胰岛素总量数据的平均值或者中位数,且每日胰岛素总量为当前胰岛素输注量算法的一个变量因子。

[0015] 根据本发明的一个方面,每日胰岛素总量算法的变量因子包括身体活动状况、生理状况、心理状况、进食状况中的一种或多种。

[0016] 根据本发明的一个方面,身体活动状况包括普通身体伸展、运动锻炼或者睡眠。

[0017] 根据本发明的一个方面,还包括运动传感器,运动传感器设置于检测模块、程序模块或者输注模块中,运动传感器用于自动检测用户的身体活动,程序模块可接收身体活动状况信息,且身体活动状况为当前胰岛素输注量算法的一个变量因子。

[0018] 根据本发明的一个方面,运动传感器包括三轴加速度传感器或者陀螺仪。

[0019] 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。

[0020] 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,并粘贴在皮肤的另一位置。

[0021] 与现有技术相比,本发明的技术方案具备以下优点:

[0022] 在本发明公开的单边驱动闭环人工胰腺中,程序模块被导入每日胰岛素总量算法和当前胰岛素输注量算法,根据当前胰岛素输注量算法的计算结果,程序模块控制线性驱动器或复位单元力的输出,进而控制输注模块输注当前所需剂量的胰岛素。程序模块被导入每日胰岛素总量算法和当前胰岛素输注量算法,单独或者结合使用检测数据、用户每天输注的胰岛素量数据和每日胰岛素总量数据,计算所得的当前胰岛素输注量将更准确。其次,驱动单元包括至少一个转轴、至少一个驱动部件,驱动部件包括一个驱动端,驱动部件绕转轴转动使驱动端前进;至少一个设置有轮齿的驱动轮,前进的驱动端推动轮齿使驱动轮转动,进而驱动螺杆前进;输注模块还包括分别与驱动部件相连接的线性驱动器和复位单元。线性驱动器能够提供足够大且稳定的驱动力,进而使得输注模块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。

[0023] 进一步的,程序模块包括手动输入界面或者自动检测子模块,用于获取用户每天

输注的胰岛素量数据,获取方法包括:通过手动输入界面,用户将每天输注的胰岛素量数据手动输入至程序模块;或者自动检测子模块自动检测,存储并计算用户每天输注的胰岛素量数据。手动输入界面或者自动检测子模块可单独使用,或者两者结合使用,增强用户使用设备的灵活性。再者,在手动输入界面和自动检测子模块结合使用的前提下,自动检测的数据与手动输入数据可以被结合对比,程序模块可实时调整算法,使得计算结果更准确。

[0024] 进一步的,身体活动状况包括普通身体伸展、运动锻炼或者睡眠。人工胰腺可将普通活动、运动和睡眠区别开,使得人工胰腺更精细化地控制血糖水平。

[0025] 进一步的,运动传感器设置于检测模块、程序模块或者输注模块中。运动传感器设置于人工胰腺的模块中能够尽可能提高人工胰腺的集成度,减小设备的体积,增强用户体验。

[0026] 进一步的,运动传感器包括三轴加速度传感器或者陀螺仪。三轴加速度传感器或者陀螺仪能够更准确感应到身体的活动强度、活动方式或者身体姿态,最终使输注量的计算结果更准确。

[0027] 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,并粘贴在皮肤的同一位置。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

[0028] 图1为根据本发明一个实施例单边驱动闭环人工胰腺模块关系示意图;

[0029] 图2a-图2b为根据本发明不同实施例的程序模块和输注模块组成一体结构的俯视图;

[0030] 图3为根据本发明一个实施例的输注模块内部的主要结构示意图;

[0031] 图4a-图4c为根据本发明不同实施例线性驱动器的拉力方向与螺杆前进方向平行的结构示意图;

[0032] 图5a-图5b为根据本发明另一个实施例线性驱动器的拉力方向与螺杆前进方向垂直的结构示意图;

[0033] 图6a-图6b为根据本发明不同实施例线性驱动器与复位单元作用于驱动单元不同位置的结构示意图;

[0034] 图7为根据本发明一个实施例两个驱动部件共轴的结构示意图;

[0035] 图8为根据本发明另一个实施例两个非共轴驱动部件的结构示意图。

具体实施方式

[0036] 如前所述,现有技术的人工胰腺容易发生胰岛素堵塞,且不能够准确获得每日胰岛素总量数据。

[0037] 经研究发现,造成上述问题的原因为:现有人工胰腺计算每日胰岛素总量的算法不够完善,计算方式单一,且输注驱动力不足。

[0038] 为了解决该问题,本发明实施例公开了一种单边驱动闭环人工胰腺,该闭环人工胰腺采用大小可控的输注驱动力,且能够准确计算每日胰岛素总量(TDD)的数值和当前胰

胰岛素输注量,增强用户体验。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 本发明实施例公开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。

[0045] 检测模块100用于连续检测用户实时血糖水平参数。一般的,检测模块100为连续葡萄糖检测仪(Continuous Glucose Monitoring,CGM),可以实时检测血糖值,并监控血糖变化,将实时血糖数据发送至程序模块101。

[0046] 程序模块101用于控制检测模块100与输注模块102的工作。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)。

[0047] 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。同时,输注模块102的输注状态也能够实时反馈到程序模块101中。

[0048] 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。

[0049] 如在本发明的一个实施例中,三者互相电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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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,只要能够满足程序模块101的控制条件即可。

[0056] 在本发明的实施例中,程序模块101还用于获取包括用户每天输注的胰岛素量数据。一般的,对于人工胰腺,用户当前所需的胰岛素量与历史每天输注的胰岛素量密切相关。具体的,在本发明实施例中,用户每天输注的胰岛素量数据包括每天输注的胰岛素总量(d)数据,或者不同时间段输注的胰岛素大剂量和基础量数据,或者临时基础量和矫正大剂量数据,或者在特定事件发生后,输注模块102的输注量数据。

[0057] 程序模块101包括手动输入界面(未示出)或者自动检测子模块(未示出)。用户通过单独使用手动输入界面,或者单独使用自动检测子模块,或者将两者结合使用,程序模块101可获取用户的身体状况数据。单独使用手动输入界面或者使用自动检测子模块,或者两者结合使用,增强用户使用设备的灵活性。

[0058] 如在本发明的一个实施例中,根据医生的指导并借助于手动输入界面,用户可将此前每天输注的胰岛素量数据手动输入至程序模块101。在本发明的另一个实施例中,程序模块101已经存储记录用户此前胰岛素的输注数据。通过自动检测子模块,程序模块101能够自动获取并计算用户每天输注的胰岛素量数据。优选的,在本发明实施例中,用户将手动输入界面和自动检测子模块结合使用。此时,自动检测的数据与手动输入数据可以被结合对比,使程序模块101实时调整算法,以获得更准确的计算结果。

[0059] 在本发明的其他实施例中,通过手动输入界面,用户还可以输入其他信息,如将进餐信息、运动锻炼信息、睡眠信息、身体状况信息手动输入至程序模块101,在这里并不做具体限制。

[0060] 一般的,使用人工胰腺的目的在于稳定血糖水平,即需要向用户体内输注合适量的胰岛素。而当前胰岛素输注量与每日胰岛素总量(Total Daily Dose,TDD)密切相关,TDD为当前胰岛素输注量的重要影响因素。因此,程序模块101被导入每日胰岛素总量TDD算法和当前胰岛素输注量算法,分别用于计算TDD和当前胰岛素输注量。

[0061] 当前胰岛素输注量算法用于计算当前身体所需的胰岛素量。在本发明的实施例中,当前胰岛素输注量的影响因素也有很多,如身体活动状况、TDD等均为其变量因子。具体的,在本发明实施例中,TDD为当前胰岛素输注量算法的一个变量因子。因此,TDD越准确,或者人工胰腺能够越准确感知用户的身体活动状况,当前胰岛素输注量也会越准确。而TDD可

由每日胰岛素总量TDD算法通过对每天输注的胰岛素总量(d)计算得到。同时,程序模块101单独或者结合使用检测数据、用户每天输注的胰岛素量数据和每日胰岛素总量数据以计算当前胰岛素输注量。

[0062] 影响TDD的因素较多,且大部分与用户身体状况有关。因此,在本发明实施例中,每日胰岛素总量(TDD)算法的变量因子包括用户的身体活动状况、生理状况、心理状况、进食状况中的一种或多种。

[0063] 在这里,用户的生理状况包括体重、性别、年龄、疾病情况、生理期等中的一种或多种。

[0064] 用户的心理状况包括愤怒、恐惧、低落、亢奋、激动等情绪状况。

[0065] 用户的身体活动状况包括普通身体伸展、运动锻炼或者睡眠。人工胰腺可将普通活动、运动和睡眠区别开,使得人工胰腺更精细化地控制血糖水平。

[0066] TDD是每日胰岛素总量算法通过计算前两天或者前更多天每天输注的胰岛素总量(d)数据而得到。具体的,在本发明实施例中,TDD是每日胰岛素总量算法通过计算前7天的每天输注的胰岛素总量(d)数据而得到。优选的,TDD为用户每天输注的胰岛素总量(d)数据的平均值。

[0067] 在本发明的一个实施例中,如果 d_7 、 d_6 、...、 d_2 、 d_1 分别表示用户在前第7天、前第6天、...、前天和昨天的每天输注的胰岛素总量(d)数据,则:

$$[0068] \quad TDD = (d_7 + d_6 + \dots + d_2 + d_1) / 7$$

[0069] 即,TDD为用户每天输注的胰岛素总量(d)的算数平均值。

[0070] 由于越接近当前时间,每天输注的胰岛素总量(d)的数据越接近实际TDD。因此,在本发明的另一个实施例中,TDD算法还赋予 d_n 不同的权重 γ_n ,如对应权重为 γ_7 、 γ_6 、...、 γ_2 、 γ_1 ,则:

$$[0071] \quad TDD = \gamma_7 d_7 + \gamma_6 d_6 + \dots + \gamma_2 d_2 + \gamma_1 d_1$$

[0072] 即,TDD为每天输注的胰岛素总量(d)的加权平均值。

[0073] 需要说明的是,本发明实施例并不限制 d_n 数据的统计方法。在本发明的再一个实施例中,可以采用前7天每天输注的胰岛素总量(d)中位数的方法确定TDD数值。在本发明的又一个实施例中,还可以先剔除 d_n 的最大值和最小值,再进行平均化处理。本发明的又一个实施例引入了方差或者标准差,舍弃误差较大的点,再进行平均化处理。本发明的其他实施例还可以采用加权平均结合滑动数据框的方法,使得TDD的计算结果更准确。

[0074] 在这里,需要说明的是,滑动数据框是指选择如连续5天的数据作为一个数据框进行数据统计,并根据时间的推移,数据框整体向后推移若干天,但仍然保持包括连续5天的数据。滑动数据框的具体统计方法请参考前文所述,在此不再赘述。

[0075] 如前所述,身体活动状况会影响TDD与当前胰岛素输注量。因此,单边驱动闭环人工胰腺还包括运动传感器(未示出)。运动传感器用于自动检测用户的身体活动,程序模块101可接收身体活动状况信息。运动传感器能够自动且准确地感应用户的身体活动状态,并将活动状态参数发送至程序模块101,使得每日胰岛素总量或当前胰岛素输注量的计算结果更准确,增强用户体验。同时,运动传感器设置于人工胰腺的模块中能够尽可能提高人工胰腺的集成度,减小设备的体积,增强用户体验。

[0076] 运动传感器设置于检测模块100、程序模块101或者输注模块102中。优选的,在本

发明实施例中,运动传感器设置于程序模块101中。

[0077] 需要说明的是,本发明实施例并不限制运动传感器的数量、以及多个运动传感器的设置位置,只要能够满足运动传感器感知用户活动状况的条件即可。

[0078] 运动传感器包括三轴加速度传感器或者陀螺仪。三轴加速度传感器或者陀螺仪能够更准确感应到身体的活动强度、活动方式或者身体姿态,最终使输注量的计算结果更准确。优选的,在本发明实施例中,运动传感器为三轴加速度传感器和陀螺仪的结合。

[0079] 图2a、图2b分别为本发明两个不同实施例程序模块101和输注模块102组成一体结构的俯视图。

[0080] 程序模块101通过控制线性驱动器或复位单元力的输出,进而控制输注模块102输注当前所需剂量的胰岛素。

[0081] 在本发明实施例中,程序模块101和输注模块102分开设计,两者通过防水插塞相连接。在本发明的其它实施例中,输注模块102和程序模块101设置于同一个壳体10的内部,两者通过导线连接,一次性使用后整体抛弃,如图2b所示。

[0082] 粘性贴片1000用于将输注模块102或程序模块101,或者两者整体粘贴在皮肤表面。

[0083] 图3为本发明实施例输注模块102内部的主要结构示意图。

[0084] 输注模块102内部结构主要包括储药单元110、活塞120、螺杆130、驱动轮140、驱动单元(未示出)、复位单元170和线性驱动器180。驱动单元包括驱动部件150和转轴160。在本发明的实施例中,驱动部件150分别与复位单元170和线性驱动器180连接(在这里,连接包括机械连接或者电连接)。

[0085] 储药单元110用于存储胰岛素。

[0086] 活塞120用于将胰岛素输注到体内。

[0087] 螺杆130分别与活塞120和驱动轮140相连接。在本发明实施例中,驱动轮140通过转动,以螺纹的方式驱动螺杆130前进,进而推动设置于储药单元110中的活塞120向前运动,以达到输注胰岛素的目的。

[0088] 驱动轮140的圆周表面设置有轮齿141。轮齿141为齿轮齿或者棘轮齿。具体的,在本发明实施例中,轮齿141为棘轮齿。棘轮齿能够更容易被推动,提高驱动效率。

[0089] 驱动部件150包括一个驱动端151,用于推动轮齿141,进而推动驱动轮140转动。驱动部件150与转轴160活动连接。

[0090] 复位单元170和线性驱动器180相互配合使驱动部件150绕着转轴160往复旋转,如图3中R方向所示,并且使驱动端151在前进方向和复位方向运动。驱动部件150进行一次往复旋转,驱动轮140驱动螺杆130前进一个步长,进而推动活塞120完成一次胰岛素输注。

[0091] 在这里需要说明的是,驱动端151的前进方向是指推动轮齿141运动的方向。驱动端151的复位方向与前进方向相反,此时驱动端151只在轮齿141表面滑动,不实施推动。

[0092] 在本发明的部分实施例中,复位单元170包括弹簧、弹片、弹性板、弹性棒、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,下文的弹簧与此处的意义相同。在本发明的一些实施例中,复位单元170还可以是弹性导电件,如金属弹簧、导电橡胶等。在本发明的其他实施例中,复位单元170为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,下文将详细叙述。本发明的实施例对复位单元170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部件150向复位方向运动的条件即可。

[0093] 通电后,线性驱动器180材料的物理形态发生变化,线性驱动器180发生收缩形变,输出使驱动部件150转动的驱动力。电流越大,线性驱动器180的收缩形变量越大,驱动力就越大。明显的,当电流恒定,线性驱动器180输出的驱动力就恒定。因此,线性驱动器180能够输出稳定且可控的输注驱动力。

[0094] 优选的,线性驱动器180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,线性驱动器180输出或停止输出动力。具体的,在本发明实施例中,线性驱动器180为形状记忆合金。

[0095] 图4a-图5b为本发明不同实施例驱动端151推动轮齿141运动的结构示意图。图5b为图5a的俯视图。

[0096] 如图4a所示,在本发明实施例中,当线性驱动器180以 F_P 拉动驱动部件150时,驱动部件150绕着转轴160逆时针转动,带动驱动端151推动轮齿141前进,驱动轮140转动,进而驱动螺杆130向 D_A 方向前进。此时,复位单元170为弹性件,并产生逐渐增强的弹力 F_R 。当线性驱动器180停止提供动力,驱动部件150在弹力 F_R 的作用下绕着转轴160顺时针转动。此时,驱动端151停止推动轮齿141,而在相邻轮齿141表面滑动,直至滑动到下一个驱动位置,驱动轮140停止转动。驱动部件150完成了一次往复旋转。

[0097] 在本发明的一个实施例中,为了尽量降低制造公差带来的影响,且确保每次往复旋转均能够推动轮齿141,驱动端151滑动到下一个驱动位置后,驱动部件150可以再顺时针旋转适当距离,使驱动端前端稍稍远离驱动位置,保证输注安全。

[0098] 如图4b所示,在本发明的另一个实施例中,复位单元170和线性驱动器180均在转轴160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170、驱动部件150以及线性驱动器180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。

[0099] 如图4c所示,在本发明的又一个实施例中,复位单元170为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。驱动端151推动轮齿141的原理与前文一致,但驱动端151停止前进后,驱动部件150不能够自动回复,需要复位单元170提供回复力 F_B 。 F_P 与 F_B 的方向相反,复位单元170与线性驱动器180互相配合使驱动部件150往复旋转。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部件150往复旋转的条件即可。当复位单元170也使用线性驱动器时,线性驱动器180与复位单元170互相配合,驱动部件150的转动幅度灵活可控,输注模块具备多种不同的输注模式,如不同的最小胰岛素输注量或者不同的输注速率等。

[0100] 优选的,如图4a-图4c所示,在本发明实施例中, F_P 方向和 F_R (或者 F_B)、 D_A 方向均平行。这样的平行设计充分利用输注模块内部的空间和结构关系,使内部结构更紧凑。

[0101] 在本发明的其它实施例中, F_P 方向和 F_R (或者 F_B)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部件150往复旋转的目的即可。

[0102] 如图5a和图5b所示,线性驱动器180拉力 F_P 的方向与螺杆130前进方向 D_A 垂直。转轴160和复位单元170设置在底座(未示出)上。如上文所述,驱动部件150在R方向的交替旋转带动驱动端151推动轮齿141,使驱动轮140向W方向转动,进而驱动螺杆130在 D_A 方向上前进。驱动部件150的驱动原理与前文一致。

[0103] 在本发明实施例中,输注模块内还设置有能使驱动部件150停止旋转的挡墙171和172(如图3和图4a中所示)。驱动部件150与挡墙171或172接触触发电信号,以使程序模块101控制线性驱动器180力的输出。在本发明的另一个实施例中,可以只设置挡墙171或者只设置挡墙172,驱动部件150在某一侧的转动终点由程序模块101控制。

[0104] 需要说明的是,本发明实施例对挡墙171或172的位置不作具体限制,只要满足使驱动部件150停止转动的条件即可。

[0105] 本发明的又一个实施例也可以不设置挡墙(如图4b-图5b所示),驱动部件150的转动终点完全由程序模块101控制。

[0106] 图6a-图6b为不同实施例线性驱动器180与复位单元170作用于驱动单元150不同位置的结构示意图。

[0107] 本发明的实施例并不限制回复力 F_B 与动力 F_P 作用的位置和方向,如图6a与图6b所示。

[0108] 图7、图8为本发明不同实施例单边驱动闭环人工胰腺驱动单元包括两个驱动部件的结构示意图。

[0109] 如图7所示,驱动部件250a在线性驱动器280a和复位单元270a的作用下绕着转轴260在R方向往复旋转。同样,驱动部件250b在线性驱动器280b和复位单元270b的作用下绕着转轴260在R方向往复旋转。在本发明实施例中,两个驱动部件的旋转互不干扰。

[0110] 优选的,在本发明实施例中,驱动部件250a和驱动部件250b非同步旋转。即,当驱动部件250a的驱动端251a推动轮齿241运动时,驱动部件250b的驱动端251b在轮齿241表面滑动。当驱动端251b滑动至下一个轮齿241的驱动位置后,程序模块控制线性驱动器280a停止对驱动部件250a输出动力,转而控制线性驱动器280b对驱动部件250b输出动力。此时,驱动部件250a在复位单元270a作用下沿顺时针方向转动,驱动端251a在轮齿表面滑动,而驱动端251b推动轮齿241。依次交替推动,进而驱动部件250a和250b完成对驱动轮240的交替推动。

[0111] 在本发明的实施例中,线性驱动器280a和280b拉力 F_P 、复位单元270a和270b的弹力 F_R 以及螺杆230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230前进方向 D_A 平行。

[0112] 在本发明的实施例中,复位单元270a和270b的类型、驱动部件250a和250b的转动方式可参考上文,这里不再赘述。

[0113] 如图8所示,驱动端351a和351b分别交替推动轮齿341,线性驱动器380a和380b的动力输出均由程序模块控制。

[0114] 需要说明的是,在本发明实施例中,线性驱动器380a的拉力 F_P' 的方向和线性驱动器380b的拉力 F_P'' 的方向相反。明显的,复位单元370a的回复力 F_R' 的方向和复位单元370b的回复力 F_R'' 的方向也相反。

[0115] 同样的,在本发明实施例中,驱动部件350a和350b非同步旋转。即,当驱动部件350a的驱动端351a推动轮齿341前进时,驱动部件350b的驱动端351b在轮齿341表面滑动。当驱动端351b滑动至下一个轮齿341的驱动位置后,程序模块控制线性驱动器380a停止对驱动部件350a输出动力,转而控制线性驱动器380b对驱动部件350b输出动力,驱动部件350a在复位单元370a作用下沿顺时针方向回复转动,驱动端351a在轮齿341表面滑动,而驱

动端351b推动轮齿341。依次交替推动,驱动部件350a和350b完成对驱动轮340的交替推动。明显的,驱动部件350a和350b驱动转动或回复转动的方向相反。

[0116] 同样的,复位单元370a和370b的类型、驱动部件350a和350b的转动方式可参考上文,这里不再赘述。

[0117] 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部件,或者输注模块中包括更多个驱动轮,不同的驱动部件分别推动相应的驱动轮转动。如在本发明的一个实施例中,输注模块设置一个驱动部件和两个驱动轮,驱动部件只驱动一个驱动轮,另一个驱动轮用于平衡力的作用。此时,两个驱动轮的间距可相对紧凑装配。

[0118] 在本发明的实施例中,当设置两个或者两个以上的驱动部件时,通过程序模块控制不同拉力输出的时机,或者通过调整多个驱动端前端之间的距离,输注模块能够提高输注精度。如在图7和图8中,当驱动部件均处于回复运动的终点时,两个驱动端前端的距离可相差 $n/2$ (n 为奇数)个齿距,此时当驱动轮最多转动 $1/2$ 个齿距就有一个驱动部到达下一个驱动位置,即可开始下一次驱动。与只有一个驱动部件相比,最小输注量减半,输注精度提高一倍。输注模块具备多种不同的输注模式,如不同的最小单位输注量或不同的输注速率,便于用户根据实际输注需要进行选择。在本发明的实施例中, $n=1、3、5$ 。为了避免出现相邻两个驱动部可能的干涉,优选的, $n=3$ 。驱动轮一次最多只转动半个齿距即可开始下一次转动,驱动部件的旋转幅度进一步减小,输注模块的内部结构将更紧凑,体积更小。

[0119] 综上所述,本发明实施例公开了一种单边驱动闭环人工胰腺,该闭环人工胰腺能够使用大小可控输注动力,且能够准确计算每日胰岛素总量(TDD)的数值和当前胰岛素输注量,增强用户体验。

[0120] 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。

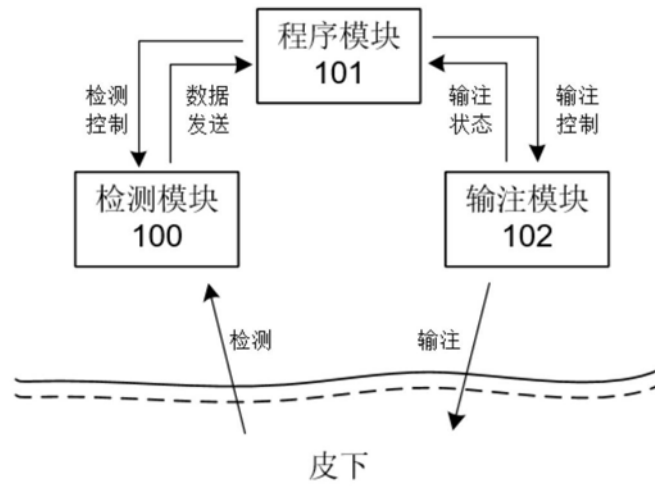


图1

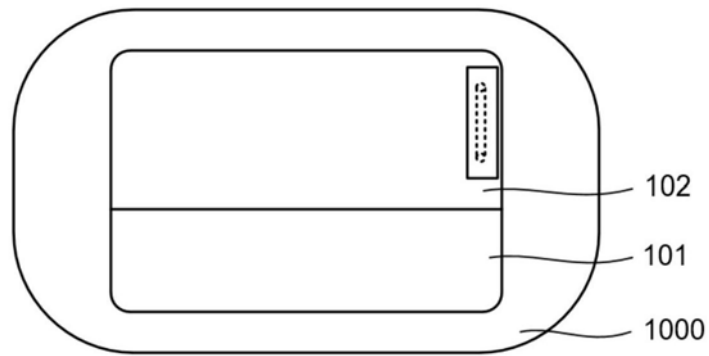


图2a

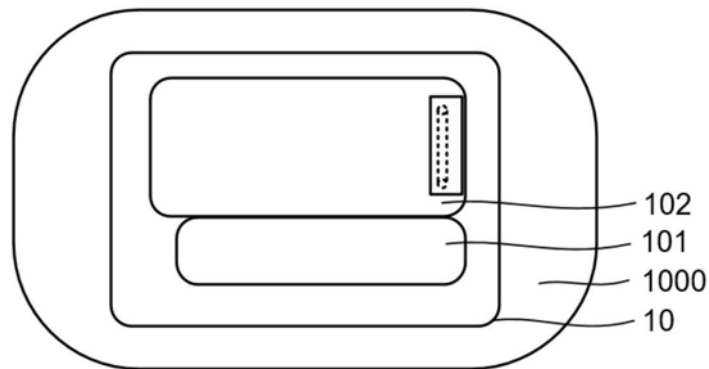


图2b

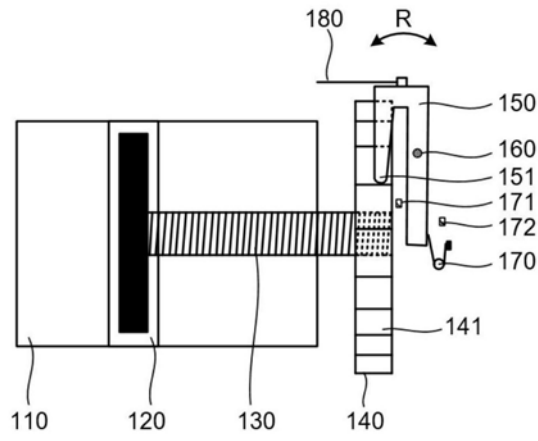


图3

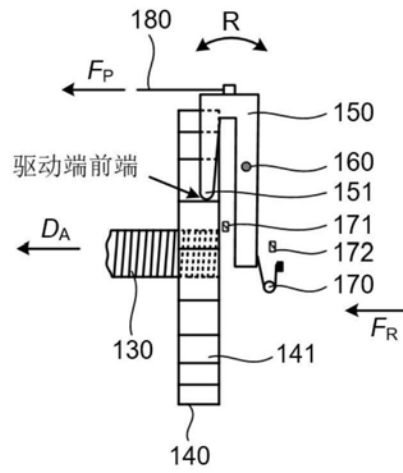


图4a

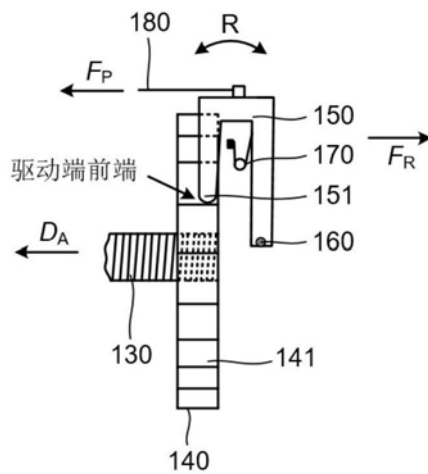


图4b

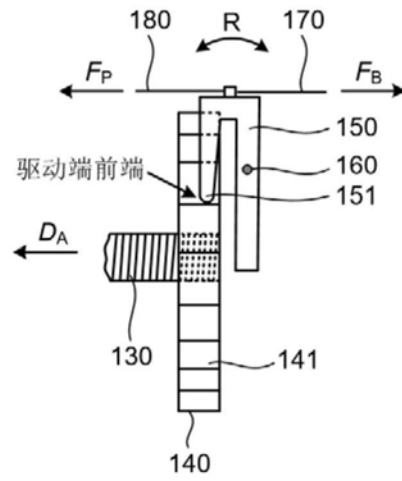


图4c

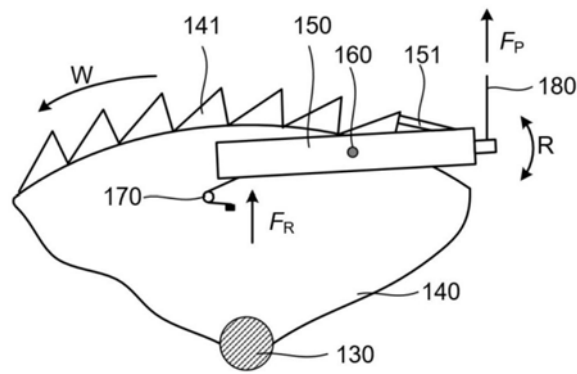


图5a

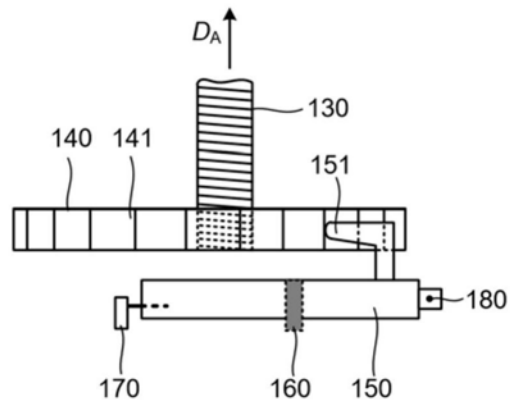


图5b

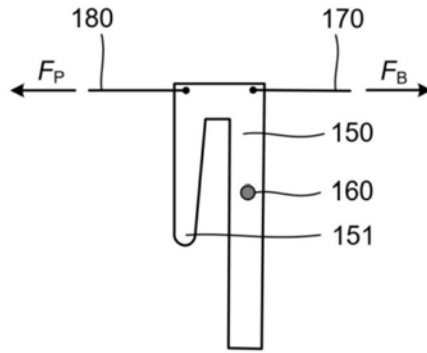


图6a

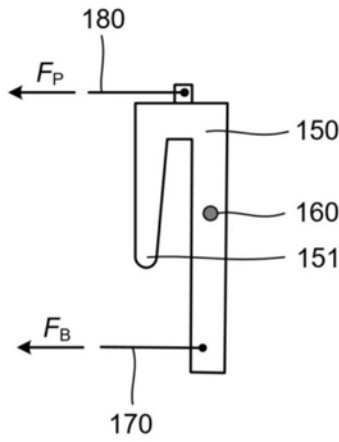


图6b

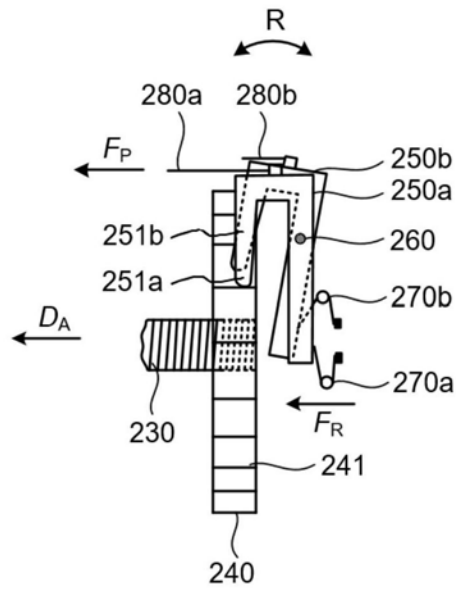


图7

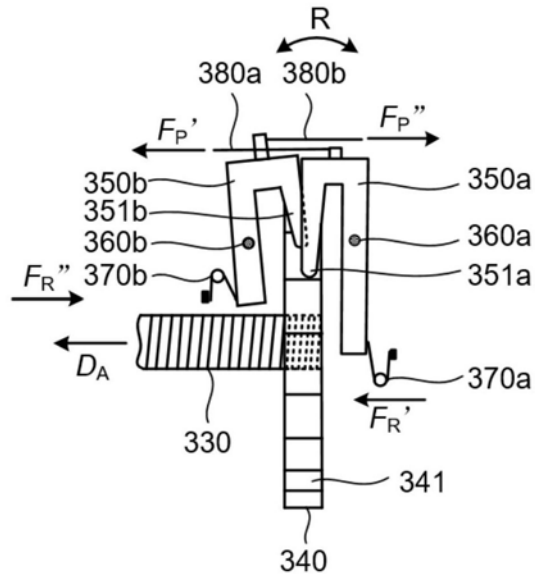


图8