



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111939387 A

(43)申请公布日 2020.11.17

(21)申请号 202010408079.7

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2020.05.14

A61M 5/20(2006.01)

A61M 5/31(2006.01)

(66)本国优先权数据

PCT/CN2019/087342 2019.05.17 CN

PCT/CN2019/098784 2019.08.01 CN

PCT/CN2019/130445 2019.12.31 CN

PCT/CN2019/130442 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

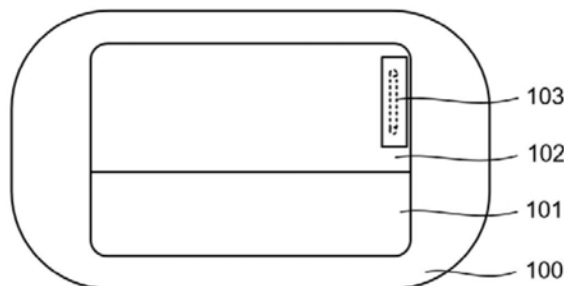
权利要求书2页 说明书12页 附图11页

(54)发明名称

具有多种输注模式的药物输注装置

(57)摘要

本发明公开了一种具有多种输注模式的药物输注装置,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;驱动模块,驱动模块至少包括互相配合运作的第一驱动单元和第二驱动单元,第二驱动单元驱动螺杆前进;动力模块,动力模块与第一驱动单元连接;和与动力模块相连接的控制模块,控制模块控制动力模块对第一驱动单元施加不同的作用力,使第一驱动单元具有多种不同的运作模式,进而使输注装置具有多种不同的单位输注量或输注速率。用户可以选择不同的输注模式输注药物,增强了用户体验。



1. 一种具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,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;
驱动模块,所述驱动模块至少包括互相配合运作的所述第一驱动单元和第二驱动单元,所述第二驱动单元驱动所述螺杆前进;
动力模块,所述动力模块与所述第一驱动单元连接;和
与所述动力模块相连接的控制模块,所述控制模块控制所述动力模块对所述第一驱动单元施加不同的作用力,使所述第一驱动单元具有多种不同的运作模式,进而使所述输注装置具有多种不同的单位输注量或输注速率。
2. 根据权利要求1所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述第一驱动单元的运作方式包括单向运动或者往复运动。
3. 根据权利要求2所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述第一驱动单元的运作模式包括所述第一驱动单元单向运动的幅度、往复运动的幅度或者运动速率,所述第一驱动单元多种不同的所述运作模式包括多种不同运动幅度的单向运动或往复运动,或者多种不同的运动速率。
4. 根据权利要求3所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述动力模块对所述第一驱动单元施加不同的线性方向的作用力。
5. 根据权利要求4所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述动力模块包括分别与所述第一驱动单元相连接的第一动力单元和第二动力单元。
6. 根据权利要求5所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述第一动力单元包括电驱动型线性驱动器或者电加热型线性驱动器,所述第二动力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,所述控制模块控制所述第一动力单元或所述第二动力单元动力的大小或输出频率,以控制所述第一驱动单元单向运动幅度、往复运动幅度或运动速率。
7. 根据权利要求6所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述第一驱动单元包括至少一个驱动端,所述第二驱动单元包括至少一个设置有轮齿的驱动轮,所述驱动端推动所述轮齿前进以使所述驱动轮转动。
8. 根据权利要求7所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述第一动力单元为前进部件,所述第二动力单元为复位部件,在工作时,所述前进部件对所述第一驱动单元施加动力使所述驱动端推动所述轮齿前进,所述复位部件对所述第一驱动单元施加动力使所述驱动端复位。
9. 根据权利要求8所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述驱动轮为棘轮,所述轮齿为棘轮齿。
10. 根据权利要求9所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述驱动端包括可线性往复运动的棘爪,所述棘爪推动所述棘轮齿使所述棘轮间歇性转动。
11. 根据权利要求9所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述驱动模块还包括转轴,所述第一驱动单元包括至少一个驱动部件,所述驱动端设置于所述驱动部件上,在工作时,所述驱动部件绕所述转轴往复旋转,带动所述驱动端往复运动以使所述驱动轮间歇性转动。

12. 根据权利要求11所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述驱动部件包括两个所述驱动端,两个所述驱动端与同一个所述驱动轮相配合。

13. 根据权利要求7所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述驱动模块还包括转轴,所述第一驱动单元包括至少两个驱动端,所述第二驱动单元包括两个固定连接的驱动轮,每个所述驱动轮至少与一个所述驱动端相互配合。

14. 根据权利要求13所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述第一驱动单元设置于两个所述驱动轮之间,在工作时,所述第一动力单元和所述第二动力单元交替对所述第一驱动单元施加动力,使所述第一驱动单元在往复旋转的两个方向上驱动不同的所述驱动轮间歇性转动。

15. 根据权利要求12或13或14所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,当一个所述驱动轮与两个所述驱动端相配合时,两个所述驱动端前端不平齐,两个所述驱动端不能同时推动所述轮齿。

16. 根据权利要求1所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,所述驱动模块还包括至少一个辅助驱动单元,所述辅助驱动单元与所述第一驱动单元或所述第二驱动单元连接配合,所述第一驱动单元和所述第二驱动单元通过所述辅助驱动单元实现互相配合运作。

17. 根据权利要求1所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,还包括底座,所述第二驱动单元活动装配于所述底座上,所述底座与所述第二驱动单元摩擦配合。

18. 根据权利要求17所述的具有多种输注模式的药物输注装置,其特征在于,还包括限位部件,所述限位部件活动装配于所述底座上以限定所述第二驱动单元的位置,所述限位部件与所述第二驱动单元摩擦配合。

具有多种输注模式的药物输注装置

技术领域

[0001] 本发明主要涉及医疗器械领域,特别涉及一种具有多种输注模式的药物输注装置。

背景技术

[0002] 药物输注装置是通过向患者体内持续注射药物,从而达到疾病治疗目的的一种医疗器械装置。药物输注装置广泛的用于糖尿病的治疗,按照人体需要的剂量将胰岛素持续地输注到患者的皮下,以此来模拟胰腺的分泌功能,从而保持患者血糖的稳定。药物流体通常储存在输注泵体内部,现有的药物输注装置通常是将泵体直接通过医用胶布粘贴在患者身体上,患者操作远程设备进行输注。

[0003] 目前,药物输注器件的输注模式比较单一,用户或者系统不能灵活选择输注器件的输注速率或者单位输注量,用户体验较差。

[0004] 因此,现有技术亟需一种具有多种输注模式的药物输注装置。

发明内容

[0005] 本发明实施例公开了一种具有多种输注模式的药物输注装置,输注装置具有多种不同的药物输注速率或者单位输注量供用户或者系统选择,增强了用户体验。

[0006] 本发明公开了一种具有多种输注模式的药物输注装置,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;驱动模块,驱动模块至少包括互相配合运作的第二驱动单元和第一驱动单元,第二驱动单元驱动螺杆前进;动力模块,动力模块与第二驱动单元连接;和与动力模块相连接的控制模块,控制模块控制动力模块对第二驱动单元施加不同的作用力,使第二驱动单元具有多种不同的运作模式,进而使输注装置具有多种不同的单位输注量或输注速率。

[0007] 根据本发明的一个方面,第二驱动单元的运作方式包括单向运动或者往复运动。

[0008] 根据本发明的一个方面,第二驱动单元的运作模式包括第二驱动单元单向运动的幅度、往复运动的幅度或者运动速率,第二驱动单元多种不同的运作模式包括多种不同运动幅度的单向运动或往复运动,或者多种不同的运动速率。

[0009] 根据本发明的一个方面,动力模块对第二驱动单元施加不同的线性方向的作用力。

[0010] 根据本发明的一个方面,动力模块包括分别与第二驱动单元相连接的第二动力单元和第一动力单元。

[0011] 根据本发明的一个方面,第二动力单元包括电驱动型线性驱动器或者电加热型线性驱动器,第一动力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,控制模块通过控制第二动力单元或第一动力单元动力的大小或输出频率以控制第二驱动单元单向运动的幅度、往复运动的幅度或运动速率。

[0012] 根据本发明的一个方面,第二驱动单元包括至少一个驱动端,第一驱动单元包括

至少一个设置有轮齿的驱动轮,驱动端推动轮齿前进以使驱动轮转动。

[0013] 根据本发明的一个方面,第一动力单元为前进部件,第二动力单元为复位部件,在工作时,前进部件对第一驱动单元施加动力使驱动端推动轮齿前进,复位部件对第一驱动单元施加动力使驱动端复位。

[0014] 根据本发明的一个方面,驱动轮为棘轮,轮齿为棘轮齿。

[0015] 根据本发明的一个方面,驱动端包括可线性往复运动的棘爪,棘爪推动棘轮齿使棘轮间歇性转动。

[0016] 根据本发明的一个方面,驱动模块还包括转轴,第一驱动单元包括至少一个驱动部件,驱动端设置于驱动部件上,在工作时,驱动部件绕转轴往复旋转,带动驱动端往复运动以使驱动轮间歇性转动。

[0017] 根据本发明的一个方面,驱动部件包括两个驱动端,两个驱动端与同一个驱动轮相配合。

[0018] 根据本发明的一个方面,驱动模块还包括转轴,第一驱动单元包括至少两个驱动端,第二驱动单元包括两个固定连接的驱动轮,每个驱动轮至少与一个驱动端相互配合。

[0019] 根据本发明的一个方面,第一驱动单元设置于两个驱动轮之间,在工作时,第一动力单元和第二动力单元交替对第一驱动单元施加动力,使第一驱动单元在往复旋转的两个方向上驱动不同的驱动轮间歇性转动。

[0020] 根据本发明的一个方面,当一个驱动轮与两个驱动端相配合时,两个驱动端前端不平齐,两个驱动端不能同时推动轮齿。

[0021] 根据本发明的一个方面,驱动模块还包括至少一个辅助驱动单元,辅助驱动单元与第一驱动单元或第二驱动单元连接配合,第一驱动单元和第二驱动单元通过辅助驱动单元实现互相配合运作。

[0022] 根据本发明的一个方面,还包括底座,第二驱动单元活动装配于底座上,底座与第二驱动单元摩擦配合。

[0023] 根据本发明的一个方面,还包括限位部件,限位部件活动装配于底座上以限定第二驱动单元的位置,限位部件与第二驱动单元摩擦配合。

[0024] 与现有技术相比,本发明的技术方案具备以下优点:

[0025] 本发明公开的具有多种输注模式的药物输注装置中,控制模块控制动力模块对第一驱动单元施加不同的作用力,使第一驱动单元具有多种不同的运作模式,进而使输注装置具有多种不同的单位输注量或输注速率。当输注装置具有多种不同的单位输注量或输注速率时,根据身体的实际需求,用户或者闭环系统可以任意选择合适的输注模式精确控制体液水平,提高用户体验。

[0026] 进一步的,动力模块包括分别与第一驱动单元相连接的第一动力单元和第二动力单元。两个动力单元分别对第一驱动单元施加动力,可便于第一驱动单元往复运动。

[0027] 进一步的,第一动力单元包括电驱动型线性驱动器或者电加热型线性驱动器,第二动力单元包括电驱动型线性驱动器、电加热型线性驱动器或弹性件。线性驱动器输出动力大小可通过电流控制,使动力输出更稳定,进而使第一驱动单元运动的幅度或速率稳定可控。另外,当第二动力单元为弹性件时,第一驱动单元可以自动复位,不需要消耗电能,从而降低了输注装置的功耗。

[0028] 进一步的,当一个驱动轮与两个驱动端相配合时,两个驱动端前端不平齐,两个驱动端不能同时推动轮齿。一个驱动轮与两个驱动端相配合,输注装置具有更多的输注模式,使体液水平被更精密地控制,提高了用户体验。

[0029] 进一步的,驱动模块还包括至少一个辅助驱动单元,辅助驱动单元与第一驱动单元或第二驱动单元连接配合,第一驱动单元和第二驱动单元通过辅助驱动单元实现互相配合运作。通过辅助驱动单元的过渡调节,与第一驱动单元相比,第二驱动单元的运动方式或者运动模式将更平稳,进而使药物输注过程更加平稳进行,避免体液水平的剧烈波动,增强了用户体验。

[0030] 进一步的,第二驱动单元活动装配于底座上,底座与第二驱动单元摩擦配合。摩擦配合能够增大第二驱动单元在运动时受到的摩擦力。当第一驱动单元不进行实际驱动时,第二驱动单元停止运动,确保药物输注量的准确性,消除安全隐患。

附图说明

[0031] 图1a为根据本发明一个实施例的具有多种输注模式的药物输注装置的模块示意图;

[0032] 图1b-图1c为根据本发明一个实施例的两种具有多种输注模式的药物输注装置的俯视图;

[0033] 图2为根据本发明一个实施例输注模块的内部结构示意图;

[0034] 图3为图2中驱动模块和动力模块的局部结构俯视图;

[0035] 图4为根据本发明一个实施例驱动部件往复旋转幅度示意图;

[0036] 图5a-图5b为根据本发明一个实施例驱动轮和底座或限位部件摩擦配合的结构示意图;

[0037] 图6a-图6d为根据本发明一个实施例驱动部件、转轴、复位部件和前进部件的结构示意图;

[0038] 图7a-图7b为根据本发明另一个实施例前进部件的动力方向与螺杆前进方向不平行的结构示意图;

[0039] 图8为根据本发明又一个实施例驱动模块包括两个驱动部件和一个转轴的结构示意图;

[0040] 图9为根据本发明再一个实施例驱动模块包括两个转轴和两个驱动部件的结构示意图;

[0041] 图10a-图10b为根据本发明再一个实施例驱动部件的两个驱动端分别与两个驱动轮相互配合的结构示意图;

[0042] 图11a-图11b为根据本发明再一个实施例驱动部件包括两个上下设置驱动端的结构示意图;

[0043] 图12a-图12b为根据本发明再一个实施例驱动部件设置于两个驱动轮之间的结构示意图;

[0044] 图13为根据本发明再一个实施例第一驱动单元可线性往复运动的结构示意图;

[0045] 图14为根据本发明再一个实施例驱动模块使用齿轮传动的结构示意图;

[0046] 图15为根据本发明再一个实施例驱动模块包括一个辅助驱动单元的结构示意图。

具体实施方式

[0047] 如前所述,现有技术的药物输注器件只具有单一的输注模式,用户或系统不能灵活选择输注模式,用户体验较差。

[0048] 经研究发现,造成上述问题的原因为:输注器件内部的驱动模块只有一种运作模式,使得输注器件只有一种单位输注量或输注速率。

[0049] 为了解决该问题,本发明提供了一种具有多种输注模式的药物输注装置,驱动模块具有多种不同的运作模式,因此,输注装置具有多种不同的单位输注量或者输注速率。根据身体实际需求,用户或者系统可以灵活选择输注模式,增强了用户体验。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 图1a为本发明的实施例具有多种输注模式的药物输注装置模块关系示意图。图1b、图1c分别为本发明两个不同实施例具有多种输注模式的药物输注装置的俯视图。

[0055] 如图1a所示,控制模块发出指令控制动力模块输出动力,动力作用于驱动模块进而驱动螺杆前进,输注装置完成药物输注。为了便于叙述,下文将动力模块、驱动模块和螺杆由输注模块代替。

[0056] 请参考图1b和图1c,本发明实施例的具有多种输注模式的药物输注装置包括:粘性贴片100、控制模块101、输注模块102和输注针103。

[0057] 控制模块101用于控制动力模块的动力输出以控制药物输注。控制模块101还可以与远程设备(未示出)之间建立无线通信。在本发明的一个实施例中,控制模块101中还包括电源(未示出)。

[0058] 输注模块102包括用于实现药物输注机械功能的各个单元,下文将结合不同实施例详细叙述。

[0059] 在本发明实施例中,控制模块101和输注模块102分开设计,两者通过防水插塞相连接。输注模块102一次性使用后可抛弃,而控制模块101可以重复使用。在本发明其它实施例中,输注模块102和控制模块101设置于同一个壳体10的内部,两者通过导线连接,一次使用后可整体抛弃,如图1b所示。

[0060] 粘性贴片100用于将输注模块102、控制模块101或两者整体粘贴在皮肤表面。

[0061] 输注针103的一端与输注模块102出口连通,另一端送至皮下,以将药物输注到皮下。在本发明实施例中,输注针103设置于输注模块102的一端部。在本发明的其它实施例

中,输注针103还可根据其所具备的功能或器件的结构特点而设置在其它位置,如设置于输注装置的中间位置等,这里并不作具体限制。输注针103为刚性输注针或柔性输注针,或者根据所处的不同位置以及实现不同的功能,输注针103也可采用刚性输注针和柔性输注针相结合的设计,在这里并不做具体限制。优选的,在本发明实施例中,输注针103为刚性输注针。

[0062] 图2为本发明实施例输注模块102的内部结构示意图。

[0063] 输注模块102内部结构主要包括储药单元110、活塞120、螺杆130、驱动模块和动力模块。

[0064] 储药单元110用于存储药物。药物包括但不限于胰岛素、胰高血糖素、抗生素、营养液、镇痛药、吗啡、抗凝血剂、基因治疗药物、心血管药物或化疗药物等。

[0065] 活塞120用于将液体药物输注到体内。

[0066] 螺杆130与活塞120相连接,进而推动活塞120向前运动,以达到输注药物的目的。螺杆130为刚性螺杆或柔性螺杆。当螺杆130为柔性螺杆时,螺杆130可以设计成弯曲状。在本发明的一个实施例中,柔性螺杆由多个带有螺纹的子单元活动连接而成。

[0067] 驱动模块可驱动螺杆130前进。驱动模块包括互相配合运作的第一驱动单元和第二驱动单元,第二驱动单元与螺杆130相连接。在这里,互相配合运作是指当第一驱动单元以某种方式或模式运作时,第二驱动单元能够执行相关联的运作方式或运作模式,以实现驱动螺杆130运动和完成药物输注的目标。下文两者互相配合运作的意义与此处的意义相同。

[0068] 在这里需要说明的是,运作方式与运作模式属于不同的技术概念。运作方式是指第一驱动单元具体的工作方法或工作形式,如单向运动、往复运动等。运作模式表示由第一驱动单元的运作方式带来的效果,如运动幅度、运动速率等。其中,单向运动包括线性单向运动或者单向转动。往复运动包括线性往复运动或者往复旋转。

[0069] 本发明的实施例并不限制第一驱动单元和第二驱动单元的类型或结构关系,只要能够满足两者相互配合运作以完成药物输注的条件即可。如在本发明的一个实施例中,第一驱动单元和第二驱动单元均为齿轮。如在本发明的另一个实施例中,第一驱动单元为线性往复运动的棘爪,第二驱动单元为棘轮。如在本发明的又一个实施例中,第一驱动单元为气囊,第二驱动单元为直接推动螺杆130前进的驱动杆,气囊的收缩和舒张带动驱动杆往复运动。如在本发明的再一个实施例中,驱动模块还包括一个或多个与第一驱动单元或第二驱动单元连接配合的辅助驱动单元,而第一驱动单元和第二驱动单元并不直接接触或连接。辅助驱动单元通过向第二驱动单元传递第一驱动单元的运作方式或运作模式,使第二驱动单元执行与第一驱动单元相关联的运作方式或运作模式。

[0070] 由于第一驱动单元为主动结构,第二驱动单元为从动结构,因此动力模块与第一驱动单元相连接并向第一驱动单元施加动力,使第一驱动单元具有多种不同的运作模式,如不同的单向运动幅度、往复运动幅度或者运动速率。在这里,动力模块与第一驱动单元的连接方式包括机械连接或电连接。

[0071] 具体的,在本发明实施例中,动力模块包括第一动力单元和第二动力单元。因此,第一动力单元和第二动力单元分别与第一驱动单元电连接或机械连接,并向第一驱动单元施加动力。第一驱动单元的运作方式包括单向运动或往复运动,下文将结合不同实施例进

行详细叙述。

[0072] 第一驱动单元包括至少一个驱动部件150,第二驱动单元包括至少一个设置有轮齿141的驱动轮140。驱动模块还包括转轴160,驱动部件150包括至少一个驱动端151。具体的,在本发明实施例中,第一驱动单元为一个驱动部件150,驱动部件150包括一个驱动端151,第二驱动单元为一个设置有轮齿141的驱动轮140,第一动力单元为前进部件180,第二动力单元为复位部件170,如图2所示。优选的,驱动轮140为棘轮,轮齿141为棘轮齿。棘轮能够更容易被推动。

[0073] 复位部件170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。弹性件的种类包括但不限于压缩弹簧、拉伸弹簧、扭力弹簧、弹片、弹性板、弹性棒、弹性橡胶等。弹性件能够不借助外力自动将驱动部件150弹回复位。具体的,在本发明实施例中,复位部件170为扭力弹簧。扭力弹簧更有利于驱动部件150复位。

[0074] 在本发明的另一个实施例中,复位部件170为电驱动型线性驱动器或电加热型线性驱动器,如形状记忆合金。通电后,线性驱动器材料的物理形态发生变化,线性驱动器发生收缩形变,输出使驱动部件150转动的动力。电流越大,线性驱动器的收缩形变量越大,动力就越大。明显的,当电流恒定,线性驱动器输出的驱动力就恒定。因此,线性驱动器能够输出稳定且可控的驱动力,使得药物输注的过程稳定可控,也增强了用户体验。

[0075] 前进部件180直接向驱动部件150施加动力。前进部件180包括电驱动型线性驱动器或者电加热型线性驱动器。具体的,在本发明实施例中,前进部件180为形状记忆合金。

[0076] 控制模块(未示出)与动力模块相连接。在本发明实施例中,控制模块对前进部件180施加动力,驱动部件150带动驱动端151前进以推动轮齿141前进,使驱动轮140转动,输注装置进行药物输注。

[0077] 图3为图2中驱动模块和动力模块的局部结构俯视图。

[0078] 本发明实施例驱动部件150驱动驱动轮140转动的原理如下:控制模块控制前进部件180以 F_P 拉动驱动部件150,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转动以驱动螺杆130向 D_A 方向前进,输注装置进行药物输注。此时,采用弹性件的复位部件170产生逐渐增强的弹力 F_R 。当前进部件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,驱动端151停止推动轮齿141,驱动轮140停止转动,螺杆130停止前进,输注装置不进行药物输注。驱动端151在轮齿141表面滑动复位,直至驱动部件150停止转动,驱动部件150完成了一次往复旋转 R 。依此类推,驱动部件150可完成多次往复旋转。明显的,本发明实施例输注装置在工作时,驱动轮140的转动方式为间歇性转动,即转动-停止-转动-停止-...的方式。下文间歇转动的意义与此处的意义相同。

[0079] 图4为本发明实施例驱动部件150往复旋转幅度示意图。

[0080] 请参考图4,本发明实施例驱动部件150实现两种往复旋转幅度的原理如下:控制模块控制前进部件180动力输出的大小,并结合复位部件170的作用,驱动部件150往复旋转,并使驱动端151前进和复位。 E_n 表示驱动端前端到达的位置,如 E_1 、 E_2 、 E_3 、 E_4 、 E_5 。 h_n 分别表示两个不同位置 E_n 之间的距离。 S_n 表示前进部件180动力的作用点 S 在往复旋转过程中的不同位置,图4中点弧线表示 S 的运动轨迹,则 S_1 、 S_2 、 S_3 、 S_4 、 S_5 分别与 E_1 、 E_2 、 E_3 、 E_4 、 E_5 相对应。明显的,不同 S_n 之间的运动距离可用于表示驱动部件150的旋转幅度。具体的,在本发明实施例中, h_1 为轮齿141的齿距, $h_1 = 3h_2$ 。当前进部件180按照指令使驱动端151推动轮齿141从 E_1

前进到E₂位置时,前进部件180停止输出动力,复位部件170使驱动端151复位到E₃位置后停止复位,驱动部件150完成第一次往复旋转,驱动部件150的旋转幅度为S₁-S₂和S₂-S₃。在第一次往复旋转过程中,驱动端前端推动轮齿141前进的距离为h₁,药物输注量为V₁,复位距离为h₃。此时,药物输注量V₁视为第一模式下的单位输注量。当进行下一次驱动时,前进部件180再次输出动力,驱动端前端在前进距离h₃的过程中,驱动轮140不发生转动,输注装置不进行药物输注。当驱动端前端到达E₂位置并继续前进h₄的距离时,驱动端前端推动轮齿141前进至E₄位置,驱动轮140转动,输注装置进行药物输注。前进部件180停止动力输出,复位部件170使驱动端151复位到某一特定位置,如E₅位置,驱动部件150完成第二次往复旋转,驱动部件150旋转幅度为S₃-S₄和S₄-S₅。在第二次往复旋转的过程中,驱动端前端前进距离为(h₃+h₄),药物输注量为V₂。此时,药物输注量V₂为第二模式下的单位输注量。明显的,驱动部件150分别只在旋转幅度S₁-S₂和S₂-S₄下驱动驱动轮140转动。由于两种模式下旋转幅度S₁-S₂大于旋转幅度S₂-S₄,因此,h₁>h₄,且V₁>V₂。因此,本发明实施例的输注装置具有两种不同的单位输注量。

[0081] 依此类推,E₁、E₂、E₃、E₄、E₅之间的距离可以任意选择,如h₁=h₂、h₁=2h₂、h₁=4h₂等,输注装置则具有多种不同的单位输注量。或者作用力点S还可以旋转到S₆的位置,而且S₄和S₆并不是驱动部件150旋转的极限位置,在这里并不做具体限制。

[0082] 需要说明的是,如上文所述,在本发明的实施例中,驱动端151前进,输注装置不一定进行药物输注,只有驱动端151推动轮齿141前进,输注装置才进行药物输注。

[0083] 驱动部件150每一个转动幅度对应一个单位输注量。驱动部件150具备多种不同转动幅度,因此药物输注装置具有多种不同的单位输注量。以胰岛素为例,本发明实施例药物输注装置的单位输注量范围为0.0005U~0.25U(在这里,单位输注量范围包括端点数值,即单位输注量包括0.0005U和0.25U)。如在本发明的一些实施例中,药物输注装置的单位输注量可包括0.001U、0.0025U、0.005U、0.0075U、0.01U、0.025U、0.05U、0.075U、0.1U等。具体的,在本发明实施例中,药物输注装置的单位输注量包括0.005U、0.0075U、0.01U、0.025U、0.05U。

[0084] 这里需要说明的是,当h₁=h₂时,输注装置的单位输注量始终保持V₁,驱动部件150的旋转幅度始终保持S₁-S₂与S₂-S₁,此时药物输注量相对稳定。

[0085] 本发明另一个实施例还可以增大前进部件180动力输出的频率,增大驱动部件150往复旋转的频率,进而提高输注装置的药物输注速率。本发明实施例的输注装置均可以改变动力模块动力输出频率,使之具备多种输注速率。在这里,动力模块动力输出频率的变化能够改变第一驱动单元单向运动的速率、间歇运动的频率、任一单次运动的速率、往复运动的速率或者往复运动的频率等,下文将结合不同实施例详细叙述。

[0086] 图5a和图5b为本发明实施例驱动轮140和底座190或限位部件191的结构示意图。图5a、图5b为图3的主视图。

[0087] 第二驱动单元运动可以直接驱动螺杆前进,完成药物输注。因此,当第一驱动单元不进行实际驱动时,第二驱动单元应当停止运动。如在本发明实施例中,当驱动端151在轮齿141表面滑动时,驱动端151通过与轮齿141接触向驱动轮140施加一定的压力,确保驱动轮140不转动。但明显的,由于轮齿141和驱动轮140圆周的结构特点,在不同位置,驱动端151对驱动轮140的压力不相等,因此,当驱动端151在轮齿141表面滑动时(复位运动或者滑

动前进),驱动轮140有向前进方向转动或者反转的可能性,影响药物输注量的准确性,存在安全隐患。

[0088] 在本发明的一个实施例中,第二驱动单元活动装配于底座上,底座与第二驱动单元摩擦配合。在这里,摩擦配合是两个互相运动的结构之间预设有一定摩擦力,下文的摩擦配合与此处的意义相同。在本发明的另一个实施例中,输注装置还包括限位部件,限位部件活动装配于底座上以限定第二驱动单元的位置,限位部件与第二驱动单元摩擦配合。

[0089] 如图5a所示,驱动轮140活动装配于底座190上,两者互相摩擦配合。本发明实施例在位置A处(如虚线框所示)增大驱动轮140和底座190相对运动的摩擦力,以确保当驱动端151在轮齿141表面滑动时,驱动轮140停止转动。

[0090] 如图5b所示,在本发明的另一个实施例中,输注装置还包括限位部件191。限位部件191活动装配于所述底座190上,以限定驱动轮140的位置。限位部件191与驱动轮140摩擦配合,摩擦配合的位置在位置B或位置C处(如虚线框所示)。同样的,本发明实施例通过限位部件191增大驱动轮140在转动时受到的摩擦力,确保当驱动端151在轮齿141表面滑动时,驱动轮140停止转动。

[0091] 本发明其他实施例并不限制上述摩擦配合的位置,只要能够满足增大第二驱动单元在运动时受到的摩擦力的条件即可,如还可以同时作用于驱动轮140的两个侧面。本发明实施例也不限制限位部件的材料,如限位部件是弹性件、塑料件或金属件等。

[0092] 本发明其他实施例也可以不设置上述摩擦配合,而是增加驱动端151对轮齿141的压力,进而提高驱动轮140的最大静摩擦力,确保当驱动端151在轮齿141表面滑动时,驱动轮140不发生转动。

[0093] 图6a-图6d为本发明其他实施例驱动部件150、转轴160、复位部件170和前进部件180的结构示意图。

[0094] 如上文所述,动力模块对第一驱动单元施加不同的作用力使第一驱动单元具有多种不同的运作模式。由于力为矢量,因此不同的作用力表示力的大小或方向不同,或者表示作用力施加在第一驱动单元的不同位置。在本发明实施例中,动力模块对第一驱动单元施加不同的线性方向的动力。在图6b-图6d中,复位部件170为形状记忆合金。明显的, F_P 方向和 F_R 、 D_A 方向均平行。这样的平行设计充分利用装置内部的空间和结构关系,使内部结构更紧凑。

[0095] 这里需要说明的是,由于形状记忆合金无弹性,驱动部件150在停止前进后不能自动复位,控制模块需要向复位部件170通电才能够产生使驱动部件150复位的动力。

[0096] 由于力能够改变第一驱动单元的运动状态,因此,在本发明的其他实施例中,动力模块还可以施加使第一驱动单元具有不同转速或不同转动方式的作用力,下文将详细叙述。

[0097] 图7a和图7b为本发明一个实施例前进部件280动力 F_P 方向与螺杆230前进方向 D_A 不平行的结构示意图。

[0098] F_P 方向和 F_R 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250往复旋转的目的即可。如图7a和图7b所示,前进部件280拉力 F_P 的方向与螺杆230前进方向 D_A 垂直。转轴260和复位部件270设置在底座(未示出)上。如上文所述,驱动部件250在R方向往复旋转带动驱动端251推动轮齿241,使驱动轮240向W方向转动,进而驱动螺杆230在 D_A

方向上前进。驱动部件250的工作原理、运作模式与前文所述一致。

[0099] 图8为本发明另一个实施例驱动模块包括两个驱动部件和一个转轴360的结构示意图,两个驱动部件共用转轴360。

[0100] 如图8所示,两个驱动部件350a与350b可绕着转轴360独立运作,每个驱动部件350a和350b均可单独推动轮齿341前进。驱动部件350a或350b单独工作的工作原理、运作模式与上文所述一致,在此不再赘述。

[0101] 本发明的实施例的控制模块还可以控制前进部件380a和380b动力输出,并结合复位部件370a和370b使驱动端351a和351b分别交替推动轮齿341前进,进而使驱动轮340转动,使输注装置进行药物输注。

[0102] 在本发明实施例中,只要某一个驱动端到达驱动位置,即可推动轮齿341前进。在这里需要说明的是,驱动位置是指驱动端能够推动轮齿前进的位置,如图4中 E_1 、 E_2 位置,下文的驱动位置与此处的意义相同。

[0103] 在工作时,通过控制驱动部件350a和350b的旋转幅度,驱动端351a和351b交替推动轮齿341前进,进而使输注装置具有多种不同的单位输注量。

[0104] 图9为本发明又一个实施例驱动模块包括两个转轴和两个驱动部件的结构示意图。

[0105] 如图9所示,两个驱动部件450a与450b分别绕转轴460a与460b往复旋转。两个驱动部件450a与450b、转轴460a与460b分别设置于驱动轮440的两侧。两个驱动部件450a与450b分别在 F_P' 、 F_R' 与 F_P'' 、 F_R'' 的作用下往复旋转,带动驱动端451a和451b前进与复位。同样的,驱动部件450a或450b具有不同的旋转幅度,驱动部件450a或450b可以单独推动轮齿441,其工作原理、运作模式与前文所述一致,在此不在赘述。同样的,驱动部件450a和450b也可以相互配合交替推动轮齿441前进。

[0106] 图10a和图10b为本发明再一个实施例驱动部件550的两个驱动端551a和551b分别与两个驱动轮540a和540b相互配合的结构示意图。图10b为图10a驱动轮540a和540b部分轮齿结构的右视图。

[0107] 如图10a和图10b所示,在本发明实施例中,驱动部件550包括两个左右设置的驱动端551a和551b,且第二驱动单元包括两个固定连接且左右设置的驱动轮540a和540b(即两个驱动轮可以同步运动),驱动端551a和551b分别与驱动轮540a和540b互相配合运作,转轴560设置于两个驱动轮540a和540b的同一侧。本发明实施例的前进部件580和复位部件570均为形状记忆合金,驱动端551a或551b均能推动轮齿541a或541b前进,其工作原理、运作方式与前文一致,在此不再赘述。

[0108] 除了每一个驱动端551a或551b单独运作,本发明实施例还可以通过调整驱动端551a和551b前端之间的距离,或者调整轮齿541a和541b的交错程度使两个驱动端551a和551b相配合运作。优选的,在本发明实施例中,轮齿541a和541b交错设置,交错程度为 t ,如图10a和图10b所示。下文两个驱动轮轮齿交错与此处意义相同。

[0109] 明显的,在本发明实施例中,两个驱动端551a和551b同步往复运动。如图10a所示,上一次前进动作结束后,驱动部件550开始复位运动,驱动端551a比驱动端551b先到达驱动位置,驱动部件550可改用驱动端551a开始下一次前进动作。或者驱动部件550可以继续复位运动,直至驱动端551b到达下一个驱动位置开始下一次前进动作。当然,驱动部件550还

可以继续复位更大距离,如上文所述。

[0110] 因此,通过控制驱动部件550的旋转幅度,驱动端551a或551b可单独推动对应的轮齿541a或541b前进,或者驱动端551a或551b交替推动轮齿前进,使输注装置具备多种单位输注量。

[0111] 图11a和图11b为本发明再一个实施例驱动部件650包括两个上下设置驱动端651a和651b,且驱动端651a和651b与同一个驱动轮640相互配合的结构示意图。图11b为图11a中驱动部件650的立体结构图。

[0112] 如图11a和图11b所示,驱动部件650包括两个上下设置驱动端651a和651b,且两者与同一个驱动轮640相互配合,驱动端651a和651b同步往复运动。驱动端651a和651b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641前进,如图11a所示。当驱动端651b结束上一次前进动作后,驱动部件650进行复位运动,驱动端651a比驱动端651b先到达下一个驱动位置,驱动部件650可改用驱动端651a推动轮齿641前进,开始下一次前进动作。或者驱动部件650继续复位运动,直至驱动端651b到达下一个驱动位置,开始下一次前进动作。当然,驱动部件650还可以继续复位运动,使驱动端651a和651b复位更大距离,如前文所述。

[0113] 因此,通过控制前进部件680或复位部件670动力输出,驱动部件650具有不同的旋转幅度,驱动端651a或651b可单独推动轮齿641前进,或者两者相互交替推动轮齿641前进,使输注装置具备多种不同的单位输注量。

[0114] 图12a和图12b为本发明再一个实施例驱动部件750设置于两个驱动轮740a与740b之间的结构示意图。图12b为图12a驱动部件750的立体结构图。

[0115] 如图12a和图12b所示,驱动部件750包括四个驱动端751a、751b、751c和751d,第二驱动单元包括两个固定连接的驱动轮740a和740b。驱动端751a和751c设置于驱动部件750一侧,并与驱动轮740a相配合运作。驱动端751b和751d设置于驱动部件750的另一侧,并与驱动轮740b相配合运作。在本发明实施例中,第一动力单元780和第二动力单元770均为形状记忆合金。在第一动力单元780和第二动力单元770的作用下,驱动部件750往复旋转。

[0116] 具体的,在本发明实施例中,在往复旋转的两个方向上,驱动部件750均能带动驱动端推动轮齿前进,进行药物输注。当驱动部件750顺时针转动时,驱动端751b或751d可以推动轮齿741b前进,驱动轮740a和740b同步转动,输注装置进行药物输注,而驱动端751a和751c在轮齿741a表面滑动,以完成复位。当驱动部件750逆时针转动时,驱动端751a或751c可以推动轮齿741a前进,使驱动轮740b和740a同步转动,输注装置进行药物输注,而驱动端751b和751d在轮齿741b表面滑动,以完成复位。

[0117] 与前文所述驱动端651a和651b的运作模式类似,在本发明实施例中,驱动端751a和751c或者驱动端751b和751d的前端不平齐,对应的两者之间距离为 r 。明显的,在本发明实施例中,只要有一个驱动端处于驱动位置,该驱动端即可推动轮齿前进,以使输注装置进行药物输注。因此,通过调节两个驱动轮轮齿的交错程度,或者调节驱动端在每个驱动过程前进的距离(另一侧驱动端复位的距离),驱动部件750具有多种旋转幅度,输注装置具备多种不同的单位输注量。

[0118] 在本发明的其他实施例中,还可以有2个或者更多个驱动端设置于驱动部件750上。当驱动端的个数为3、5等奇数时,与每个驱动轮相配合的驱动端的个数不相等,但每个

驱动轮至少与一个驱动端相配合运作。驱动部件750每一侧驱动端的运作模式、工作原理均可参考前文所述。

[0119] 图13为本发明再一个实施例第一驱动单元可线性往复运动的结构示意图。

[0120] 第一驱动单元为可以线性往复运动的棘爪850,第二驱动单元为设置有棘轮齿841的棘轮840。动力模块包括第一动力单元880和第二动力单元870。第一动力单元880为形状记忆合金,第二动力单元870为弹性件。

[0121] 第一动力单元880和第二动力单元870分别将动力 F_P 、 F_R 作用于棘爪850上,使棘爪850在L方向上线性往复运动。第一动力单元880可拉动棘爪850推动棘轮齿841前进,使棘轮840向W方向转动,实现药物输注。第二动力单元870可使棘爪850复位。与图4中驱动端151的运作方式或者运作模式类似,在第一动力单元880和第二动力单元870的配合下,棘爪850前进运动和复位运动的幅度可以发生变化,使输注装置具备多种不同单位输注量。

[0122] 在这里需要说明的是,如上文所述,第二动力单元870的种类可以有多种选择,如可以为形状记忆合金。而且本发明实施例对第一动力单元880和第二动力单元870向棘爪850施加作用力的位置和原理不作具体限制,只要满足使棘爪850线性往复运动的条件即可。

[0123] 图14为本发明再一个实施例驱动模块使用齿轮传动的结构示意图。

[0124] 如图14所示,相互配合运作的第二驱动单元950和第一驱动单元940均为齿轮。动力模块980通过销键981与第二驱动单元950固定连接,动力模块980与第二驱动单元950同步向W'方向单向运动(在这里,即第二驱动单元950单向转动),进而使第一驱动单元940向W方向转动以驱动螺杆930前进,实现药物输注。

[0125] 在本发明的其他实施例中,动力模块980还可以通过其他方式与第二驱动单元950固定连接,以实现两者同步运动,如动力模块980横截面为非圆形,不用额外部件即可实现动力模块980与第二驱动单元950同步运动等。

[0126] 动力模块980的运作模式由控制模块控制。在这里,动力模块980的运作模式包括动力模块980的连续转动的速率、或者间歇转动的幅度或频率等。

[0127] 因此,本发明实施例输注装置在工作时,控制模块控制动力模块980以多个不同且固定的速率连续转动,或者以变化的速率连续转动,输注装置将具备不同的输注速率。在本发明的另一个实施例中,动力模块980以不同的转动幅度间歇转动,使输注装置具备多种不同的单位输注量。明显的,动力模块980还可以以某个固定的幅度间歇转动,在这里并不作具体限制。

[0128] 在本发明的其他实施例中,第二驱动单元950和第一驱动单元940之间还可以设置一个或多个辅助驱动单元,如一个或多个齿轮。同样的,通过多个齿轮之间的相互传动,输注装置具有多种不同单位输注量或输注速率。

[0129] 图15为本发明再一个实施例驱动模块包括一个辅助驱动单元1000的结构示意图。

[0130] 在本发明实施例中,辅助驱动单元1000为一个齿轮。第二驱动单元1050与第一驱动单元1040不直接接触,两者通过辅助驱动单元1000互相配合运作,即,辅助驱动单元1000可将第二驱动单元1050运作模式传递给第一驱动单元1040。

[0131] 具体的,在本发明实施例中,第二动力单元1080为形状记忆合金,第一动力单元1070为弹性件,第二驱动单元1050为驱动杆,第一驱动单元1040为驱动轮。在第二动力单元

1080和第二动力单元1070的互相配合下,驱动杆可在Q方向线性往复运动,其运作模式请参考图13。辅助驱动单元1000通过齿轮轴1002与底座(未示出)活动连接。辅助驱动单元1000与第二驱动单元1040互相配合的运作模式请参考图14。因此,驱动杆的运作模式通过辅助驱动单元1000转变为第二驱动单元1040的运作模式,输注装置具有多种不同的单位输注量或输注速率。

[0132] 在本发明实施例中,辅助驱动单元还能起到调节作用,这样使得第二驱动单元的运作过程更加平稳,进而平稳控制药物输注过程。如当辅助驱动单元和第二驱动单元均为齿轮时,通过调节两齿轮的直径比(传动比),第二驱动单元可以更加平稳运作。

[0133] 当药物输注装置具备多种输注模式后,用户可以根据实际需求灵活选择输注模式,稳定体液参数水平。以胰岛素稳定血糖水平为例,某些用户或者输注位置的身体组织对胰岛素的吸收比较慢,用户可以选择单位输注量相对较小或输注速率较低的模式,既稳定了血糖水平,又提高了胰岛素的利用率,且减轻了身体组织的负担。再例如,餐后血糖飙升,用户可以先选择单位输注量相对较大或输注速率相对较高的输注模式抑制血糖快速上升,然后再选择单位输注量或输注速率中等的输注模式,最后再选择单位输注量相对较小或输注速率相对较低的输注模式将血糖缓慢稳定在合理水平。再例如,每顿餐后需要注射的胰岛素大剂量不相同,而且一天不同时段身体对胰岛素基础量需求也不相同,多种输注模式的输注装置可根据用户实际需求灵活选择(用户选择或者闭环系统自动选择)输注模式,实现精确控制血糖水平的目标。

[0134] 综上所述,本发明公开的具有多种输注模式的药物输注装置具有多种不同的单位输注量或输注速率,根据身体实际需要,用户或者闭环系统可自主选择不同的输注模式,精确控制体液水平,提高用户体验。

[0135] 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。

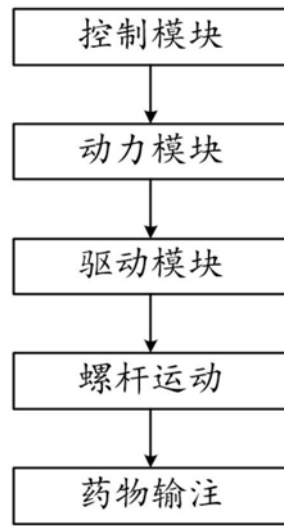


图1a

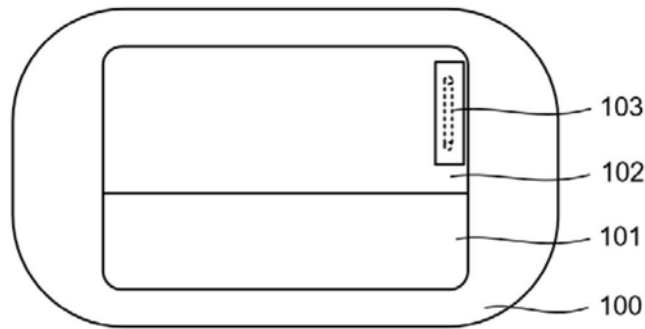


图1b

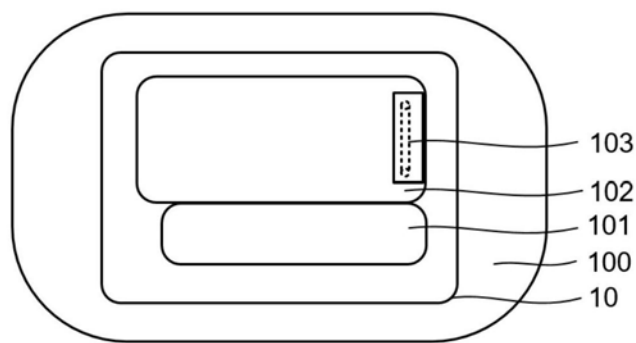


图1c

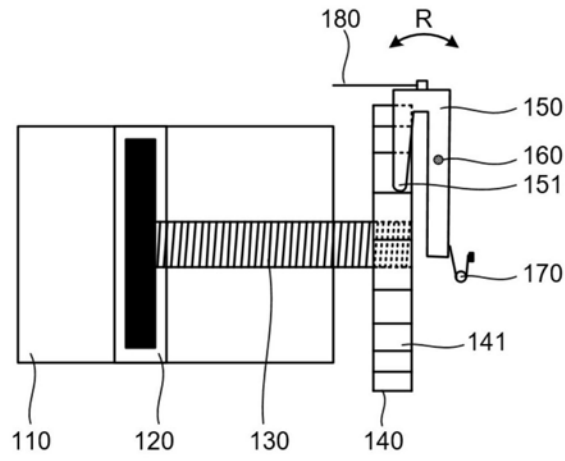


图2

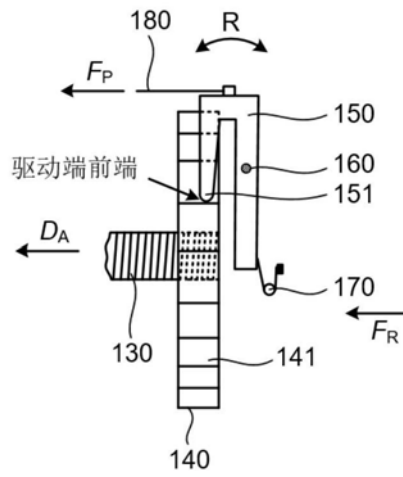


图3

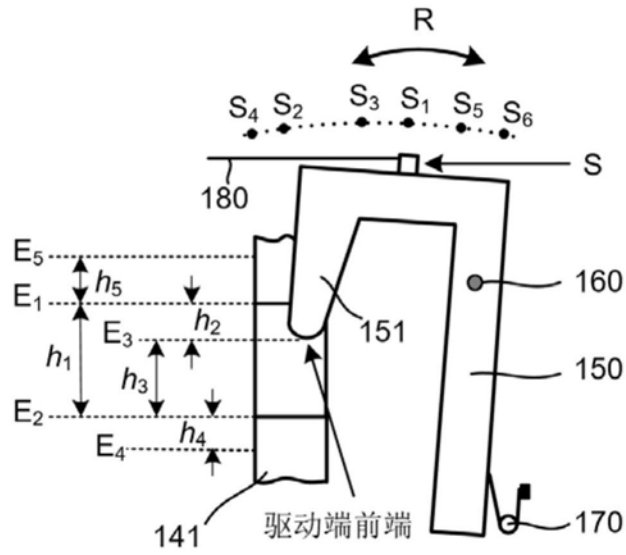


图4

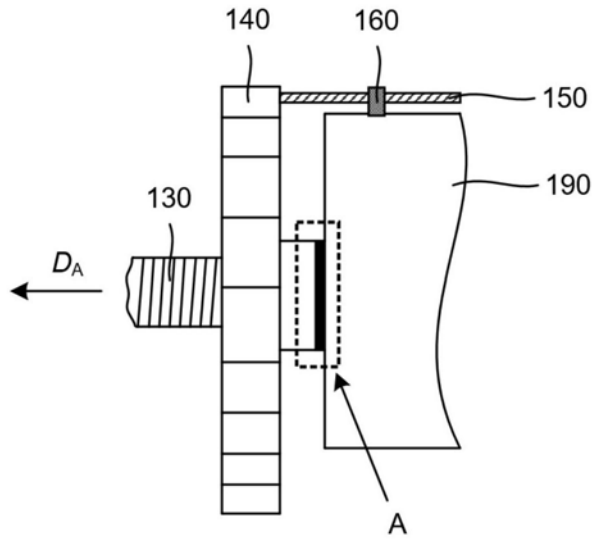


图5a

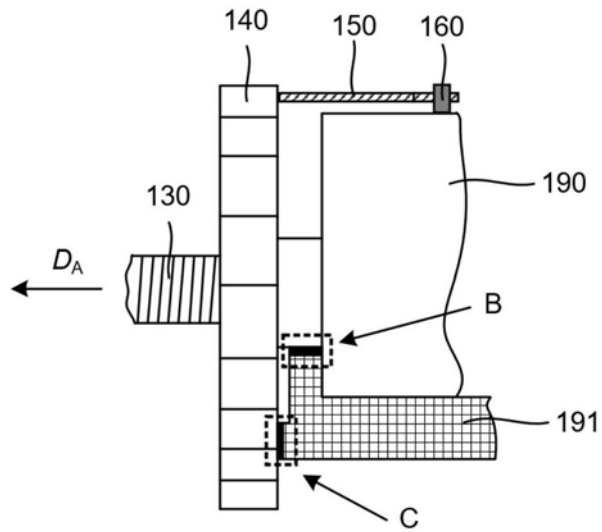


图5b

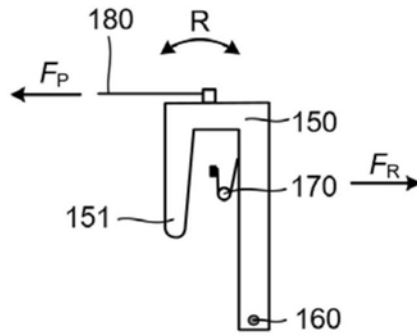


图6a

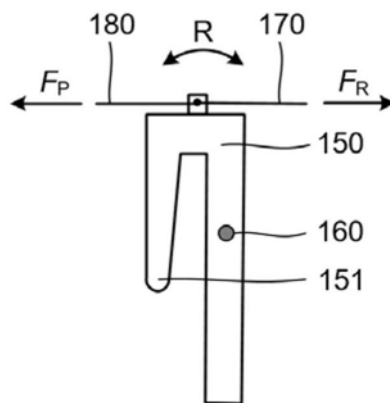


图6b

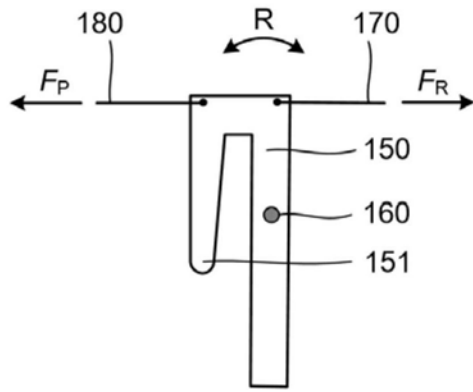


图6c

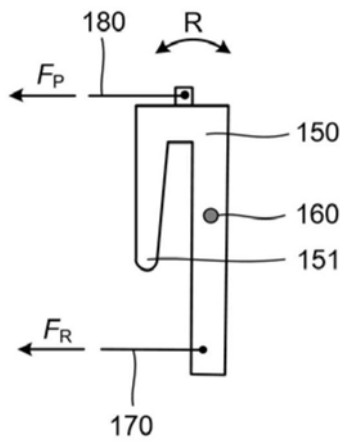


图6d

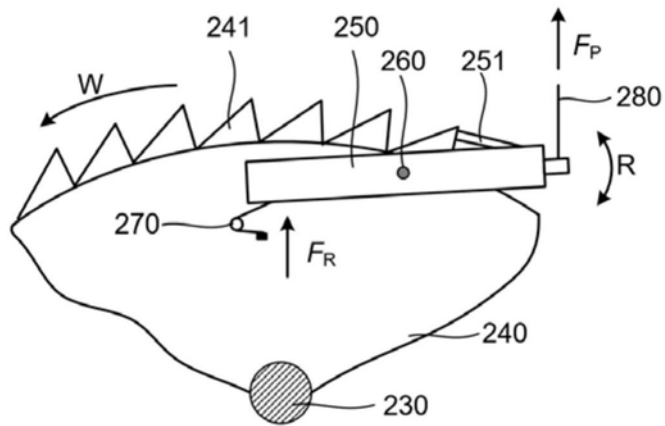


图7a

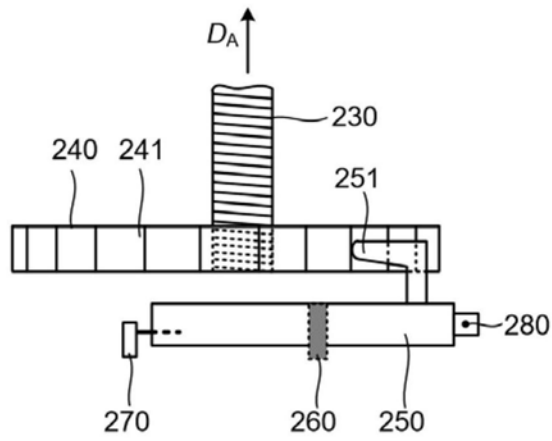


图7b

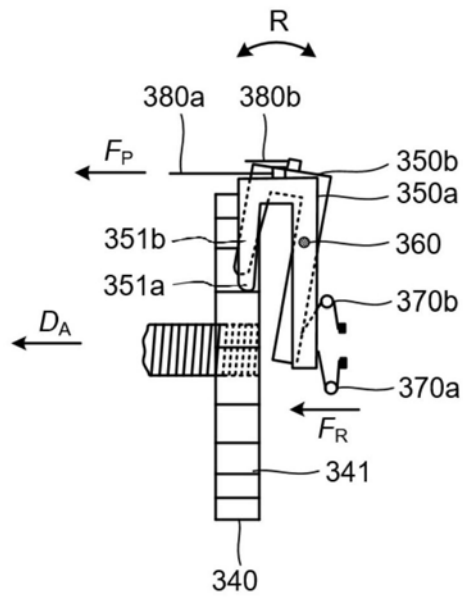


图8

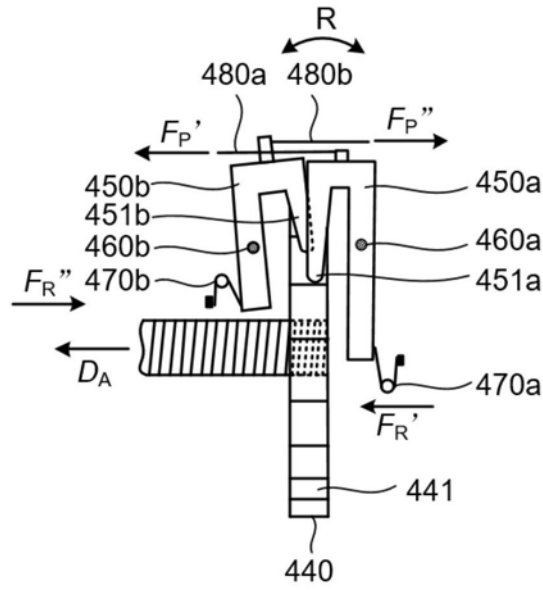


图9

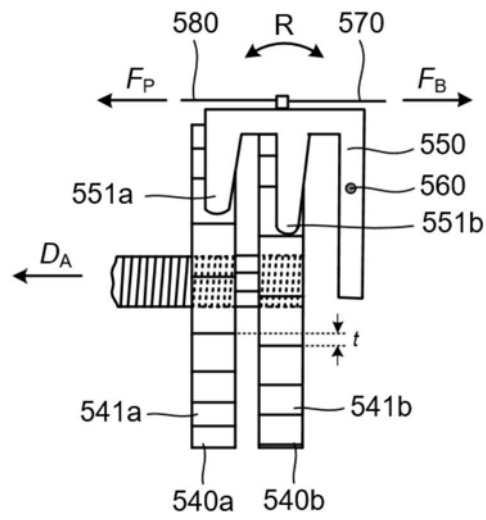


图10a

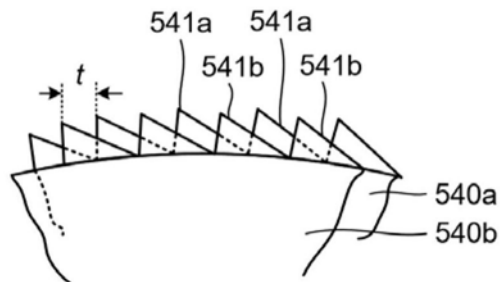


图10b

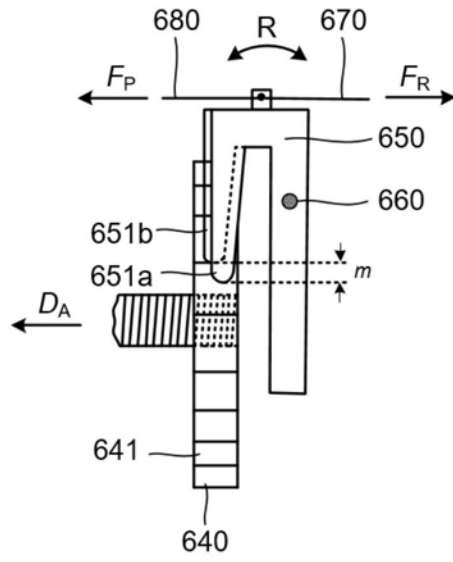


图11a

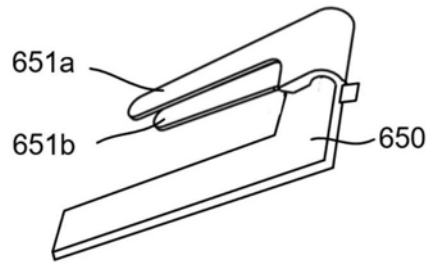


图11b

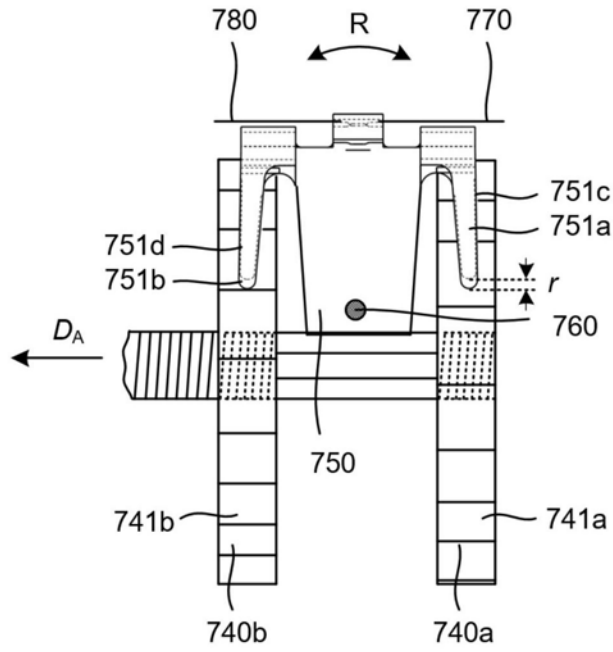


图12a

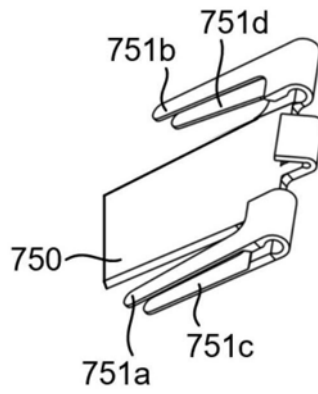


图12b

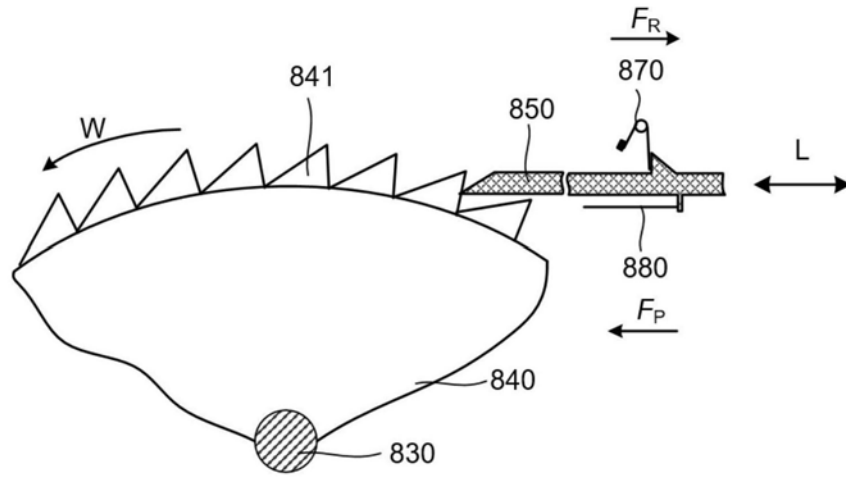


图13

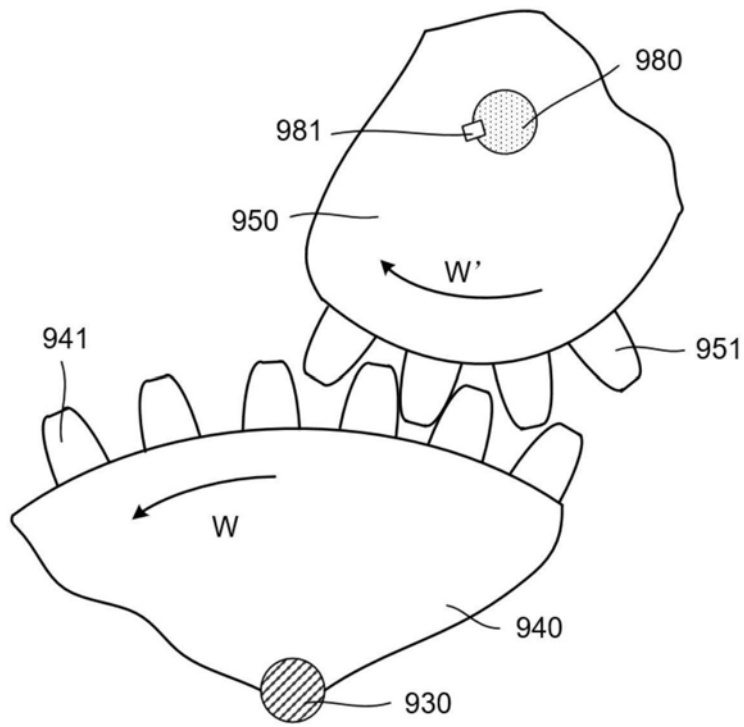


图14

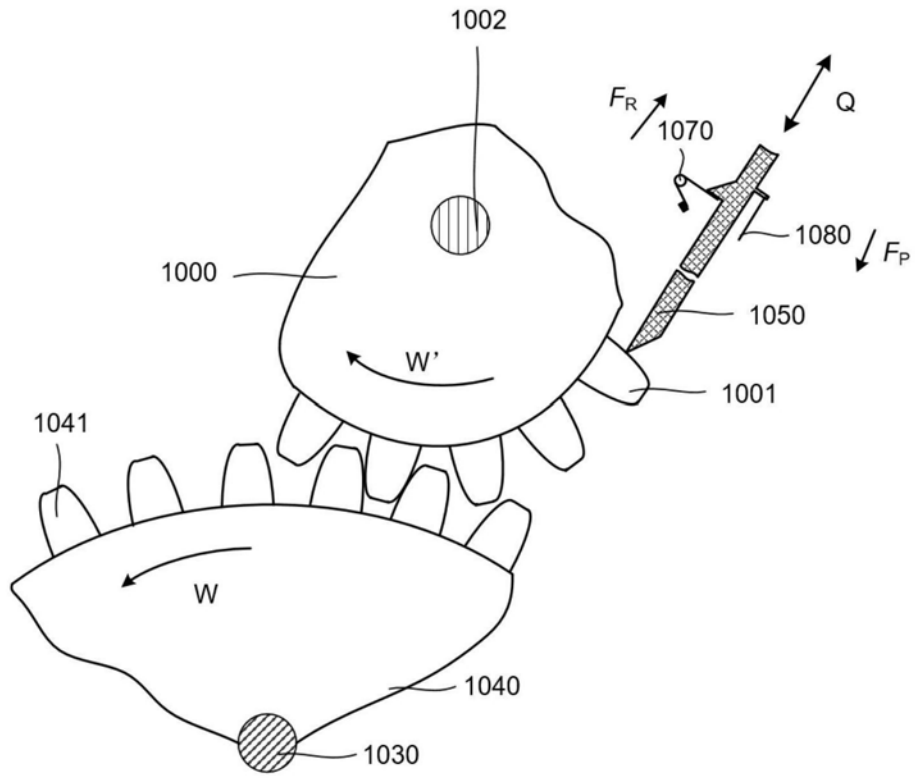


图15