



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104519931 B

(45)授权公告日 2017. 10. 20

(21)申请号 201380042318.X

(22)申请日 2013.08.07

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104519931 A

(43)申请公布日 2015.04.15

(30)优先权数据

12179988.6 2012.08.10 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.02.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2013/066543 2013.08.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/023763 EN 2014.02.13

(73)专利权人 赛诺菲-安万特德国有限公司

地址 德国法兰克福

(72)发明人 M·沙巴赫 B·库恩

(74)专利代理机构 北京市嘉元知识产权代理事务
所(特殊普通合伙) 11484

代理人 张永新

(51)Int.Cl.

A61M 5/24(2006.01)

A61M 5/315(2006.01)

A61M 5/31(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

G06F 19/00(2011.01)

(56)对比文件

EP 2182456 A1,2010.05.05,

W0 2010128493 A2,2010.11.11,

US 2012072236 A1,2012.03.22,

US 2011009812 A1,2011.01.13,

W0 2010098927 A1,2010.09.02,

W0 2006045523 A1,2006.05.04,

W0 03009461 A1,2003.01.30,

US 2009318865 A1,2009.12.24,

审查员 熊茜

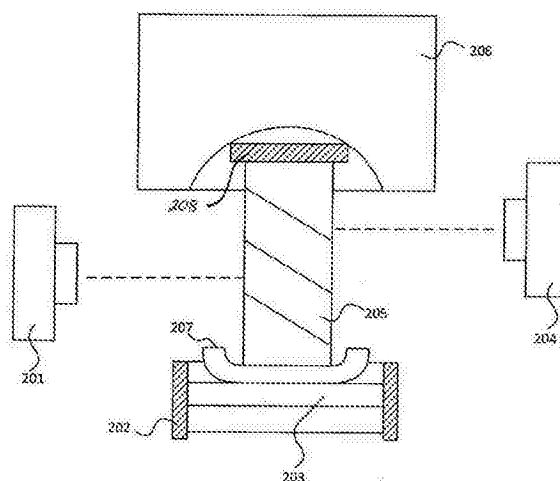
权利要求书1页 说明书21页 附图13页

(54)发明名称

包括注射装置和附加装置的系统

(57)摘要

描述了笔型药物注射装置和用于监视剂量设定和给药并记录日志的电子附加监视模块。所述模块包括处理器;传感器(光学的或电磁的),用于确定已经输送的药品的数量,其中传感器(201、204)布置成检测药品输送期间注射装置的驱动螺杆(205)的运动。



1. 一种包括注射装置(1)和附加装置(2)的系统,
注射装置包括在药品输送期间移动的驱动螺杆(205),其中,驱动螺杆(205)具有形成在其外表面上的标记,并且
该附加装置包括:
壳体(20),壳体(20)具有构造成使附加装置附接到注射装置的配合单元;
处理器设备(24);和
数量确定器(25,24),其用于确定已经输送的药品的数量,其中所述数量确定器包括传感器(201,204,301,401),该传感器布置成检测药品输送期间驱动螺杆的旋转和线性前进两者,
其中,处理器设备(24)布置成通过确定标记的运动来确定驱动螺杆(205)的位置。
2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述系统还包括显示器(21),其中所述处理器设备构造成控制所述显示器以指示已输送的药品的数量。
3. 如权利要求1或2所述的系统,其中,所述数量确定器包括摄像头,并且其中所述处理器设备构造成解释所述摄像头提供的信号以确定已输送的药品的数量。
4. 如权利要求1或2所述的系统,其中,所述数量确定器包括两个或更多个摄像头(201,204),并且其中所述处理器设备构造成解释所述摄像头提供的信号以确定已输送的药品的数量。
5. 如权利要求1或2所述的系统,其中,所述数量确定器包括光源(302)和光电传感器(301),并且其中所述处理器设备构造成解释所述光电传感器提供的信号以确定已输送的药品的数量。
6. 如权利要求3-5中任何一个所述的系统,其中,所述注射装置的驱动螺杆在其表面上包括螺旋标记。
7. 如权利要求3-6中任何一个所述的系统,其中,所述注射装置的驱动螺杆在其表面上包括圆周标记。
8. 如权利要求3-7中任何一个所述的系统,其中,所述注射装置的药筒保持器包括光学透明窗,以允许通过附加装置查看到驱动螺杆。
9. 如权利要求3-8中任何一个所述的系统,其中,所述注射装置的壳体包括光学透明窗,以允许通过附加装置查看到驱动螺杆。
10. 如权利要求1或2所述的系统,其中,所述注射装置的驱动螺杆在其表面上包括磁性标记。
11. 如权利要求1或2所述的系统,其中,所述数量确定器包括感应传感器,并且其中所述处理器设备构造成解释所述感应传感器提供的信号以确定已输送的药品的数量。
12. 如前述任一权利要求所述的系统,附加装置还包括:
剂量拨选检测器,其操作用于检测拨选到附接的注射装置中的药品的剂量;和
剂量输送确定器,其用于确定已输送的药品的剂量。

包括注射装置和附加装置的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于附接到注射装置的附加装置。

背景技术

[0002] 存在多种需要通过注射药品来进行常规治疗的疾病。这样的注射可以通过使用由医务人员或患者本人应用的注射装置来执行。作为例子,1型和2型糖尿病可由患者自己通过胰岛素剂量的注射进行治疗,例如每天一次或若干次。例如,预填充的一次性胰岛素笔可用作注射装置。可替代地,可以使用可重复使用的笔。可重复使用的笔允许用新药筒更换空药筒。任一种笔均可带有每次使用之前加以替换的一组一次使用针。然后,通过转动剂量旋钮并且从胰岛素笔的剂量窗或显示屏观察实际剂量,可以在胰岛素笔例如手动选择待注射的胰岛素剂量。然后,通过将针插入适合的皮肤部位并按压胰岛素笔的注射按钮来注射剂量。为了能够监视胰岛素注射以例如防止胰岛素笔的误处理或跟踪已施加的剂量,期望测量有关注射装置的状况和/或使用的信息,例如有关注射的胰岛素的类型和剂量的信息。在此方面,W02009/024562公开了一种带有数值传感器的医疗装置。射频识别(RFID)单元包括数值传感器(例如压力传感器)并且与液体药品容器集成在一起,以使得能够监控无线压力或其它与药品相关的参数值。该液体药品容器与医疗装置的第一壳体部分联接,该第一壳体部分可例如构成预填充的一次性注射装置。RFID单元与容纳在医疗装置的可拆卸地附接到第一壳体部分的第二壳体部分中的控制电路进行无线通信。该控制电路适于处理由RFID单元测量的值,将其与预定义值相比较并在测量值落入正常操作状态以外的情况下向用户提供警报,并将与测量值有关的数据传递给外部装置,用于进一步的数据处理。

[0003] 从而,W02009/024562中描述的医疗装置的控制电路可以与一系列的预填充一次性注射装置一起使用,但将具有数值传感器的RFID单元容纳在预填充一次性注射装置的药品容器中的这一要求显著增加了预填充一次性注射装置的成本。

[0004] 例如已经在W02011/117212中描述了提供附加装置,所述附加装置包括可释放地将该装置附接到注射装置的配合单元。所述装置包括摄像头,并构造成对通过注射笔的剂量窗可见的捕获图像进行光学字符识别(OCR),由此确定已拨选到注射装置的药品的剂量。

[0005] EP2182456公开了一种药物输送装置,其包括药物输送模块,连接到药物输送装置的电子模块,所述电子模块包括:传感器元件、控制元件以及存储元件,使用传感器元件检测响应药物输送模块的可测量操作所产生的信号,使用控制元件通过处理来自于检测到的信号的信息而生成电子数据,所述电子数据包括关于药物输送模块的至少一个可测量操作的药物输送特点的信息,以及在存储元件中存储电子数据。

[0006] W02010128493公开了药物注射监控装置。其它这样的设备在US2012072236, US2011009812和W02010098927中公开。

发明内容

[0007] 根据本发明,提供如权利要求所述的系统。

[0008] 现在仅以示例方式参照附图描述本发明的实施例。

附图说明

[0009] 附图示出：

[0010] 图1A是注射装置的分解图；

[0011] 图1b示出图1的注射装置的一些细节的透视图；

[0012] 图2a是根据本发明一实施例的要可释放地附接到图1的注射装置的附加装置的示意性图示；

[0013] 图2b是根据本发明各种实施例的要可释放地附接到图1的注射装置的附加装置的透视图；

[0014] 图2c是根据本发明另一些实施例的要可释放地附接到图1的注射装置的附加装置的透视图；

[0015] 图3a和3b是与注射装置一起使用附加装置(例如图2a、2b和2c的附加装置)时各装置之间的功能的可能分布；

[0016] 图4是图2a的附加装置在其附接到图1的注射装置的状态下的示意性视图；

[0017] 图5a是各种实施例中使用的方法的流程图；

[0018] 图5b是各种实施例中使用的另一方法的流程图；

[0019] 图5c是各种实施例中使用的又一方法的流程图；

[0020] 图6是有形存储介质60的示意性图示；

[0021] 图7是图示各种装置之间的信息流的信息时序图；

[0022] 图8是图示图2b的装置的操作的状态图和流程图；以及

[0023] 图9至11是根据本发明一些方面的可替代的输送剂量确定设备的示意图。

具体实施方式

[0024] 以下参照胰岛素注射装置描述本发明的实施例。但本发明不限于这种应用，而是可以同样地配置有排出其他药品的注射装置或其它类型的医疗装置。

[0025] 图1是注射装置1的分解图，所述注射装置1可例如代表赛诺菲的Solostar (R) 胰岛素注射笔。

[0026] 图1的注射装置1是预填充的一次性注射笔，其包括壳体10并容纳针15可附接到的胰岛素容器14。针是受内针帽16和外针盖17保护，外针盖17又可以由盖18覆盖。要从注射装置1排出的胰岛素剂量可通过转动剂量旋钮12来选择，然后所选择的剂量通过剂量窗13以例如所谓的国际单位(IU)的倍数加以显示，其中，一个IU是约45.5微克(1/22毫克)的纯结晶胰岛素的生物当量。剂量窗13显示的所选剂量的例子例如可以是30个国际单位，如图1中所示。应当注意，所选剂量同样可以通过例如电子显示器以不同方式显示。

[0027] 转动剂量旋钮12产生机械点击声以提供声反馈给用户。剂量窗13中显示的数字印在壳体10中所容纳的套筒上，并与胰岛素容器14中的活塞以机械方式相互作用。当针15刺入患者的皮肤部分然后推动注射按钮11时，显示窗13中显示的胰岛素剂量会从注射装置1排出。当注射装置1的针15在推动注射按钮11后而保持在皮肤部分中一定时间时，较高百分比的剂量被实际注射到患者体内。胰岛素剂量的排出也产生机械点击声，然而这与使用剂

量旋钮12时产生的声音不同。

[0028] 注射装置1可以用于若干个注射过程,直到胰岛素容器14是空的或到达注射装置1的有效日期(例如,第一次使用后的28天)为止。

[0029] 此外,在第一次使用注射装置1前,可能需要例如通过在保持具有针15的注射装置1向上的同时选择2个单位的胰岛素并按压注射按钮11来执行所谓的“准备注射(prime shot)”,以从胰岛素容器14和针15中去除空气。

[0030] 不假定排出剂量基本上对应于注射剂量,使得例如当做出关于待下次注射的剂量的建议时,这一剂量等于必须通过注射装置排出的剂量。代之,检测注射剂量或输送剂量。下面参照图9-11描述用于确定已经输送的药品数量的数量确定器。

[0031] 图2a是要可释放地附接到图1的注射装置1的附加装置2的一实施例的示意性图示。附加装置2包括壳体20,其具有构造成包围图1的注射装置1的壳体10的配合单元,以使附加装置2牢固坐放于注射装置1的壳体10上,但是例如当注射装置1是空的且必须更换时,附加装置2仍然可从注射装置1移除。图2a是高度示意性的,下面参照图2b描述物理布置的细节。

[0032] 附加装置2容纳光学和声学传感器,用于从注射装置1收集信息。信息通过附加装置2的显示单元21显示。注射装置1的剂量窗13在附接到注射装置1时被附加装置2挡住。

[0033] 附加装置2还包括三个用户输入换能器,其示意性地示出为按钮22。这些输入换能器22允许用户打开/关闭附加装置2以触发动作(例如,以促使建立与另一装置的连接或与另一装置的配对,和/或触发从附加装置2发送信息到另一装置)或确认某事。

[0034] 图2b是要可释放地附接到图1的注射装置1的附加装置2的第二实施例的示意图示。附加装置2包括壳体20,其具有构造成包围图1的注射装置1的壳体10的配合单元,以使附加装置2牢固坐放于注射装置1的壳体10上,但是附加装置2仍然可从注射装置1移除。信息通过附加装置2的显示单元21显示。注射装置1的剂量窗13在附接到注射装置1时被附加装置2挡住。

[0035] 附加装置2还包括三个用户输入按钮或开关。第一按钮22是电源开/关按钮,经由该按钮22,该附加装置2例如可以打开和关闭。第二按钮33是通信按钮。第三按钮34是确认或OK按钮。按钮22,33,34可以是任何合适形式的机械开关。这些输入按钮22允许用户打开/关闭附加装置2以触发动作(例如,以促使建立与另一装置的连接或与另一装置的配对,和/或触发从附加装置2发送信息到另一装置),或确认某事。

[0036] 图2c是要可释放地附接到图1的注射装置1的附加装置2的第三实施例的示意图示。附加装置2包括壳体20,其具有构造成包围图1的注射装置1的壳体10的配合单元,以使附加装置2牢固坐放于注射装置1的壳体10上,但是附加装置2仍然可从注射装置1移除。信息通过附加装置2的显示单元21显示。注射装置1的剂量窗13在附接到注射装置1时被附加装置2挡住。

[0037] 附加装置2还包括触摸敏感型输入换能器35。它也包括单个用户输入按钮或开关22。按钮22是电源开/关按钮,经由该按钮22,该附加装置2例如可以打开和关闭。触摸敏感型输入换能器35可用于触发动作(例如以促使建立与另一装置的连接或与另一装置的配对,和/或触发从附加装置2发送信息到另一装置),或确认某事。

[0038] 图3A和3b示出与注射装置一起使用附加装置(例如图2a和2b的附加装置)时各装

置之间的功能的可能分布。

[0039] 在图3a的布局4中,附加装置41(例如图2a和2b的附加装置)确定来自注射装置40的信息,并将该信息(例如,待注射的药物的类型和/或剂量)提供到血糖监测系统42(例如,经由有线或无线连接)。

[0040] 血糖监测系统42(其可例如实现为台式电脑、个人数字助理、移动电话、平板电脑、笔记本电脑、上网本或超极本)保留病人目前为止已接收到的注射的记录(其基于检测到的排出的剂量,或通过基于排出剂量确定注射剂量,例如在假定排出剂量的预定百分比没有被患者完全接收到的情况下)。血糖监测系统42例如可以建议胰岛素的类型和/或剂量,用于这名患者的下一次注射。此建议可以基于有关患者接收到的一个或多个过去的注射的信息,以及基于血糖仪43测量并(例如经由有线或无线连接)提供到血糖监测系统42的当前血糖值水平。其中,血糖仪43可以体现为被构造用于接收患者的(例如载体材料上的)小的血液探头并基于该血液探头确定患者的血糖值的分立装置。但是,血糖仪43也可以是被至少暂时地植入到患者中(例如病人的眼睛中或皮肤下)的装置。

[0041] 图3b是修改的布局4',其中图3a的血糖仪43已被包括到图3a的血糖监测系统42中,因此获得图3b的修改后的血糖监测系统42'。图3a的注射装置40和附加装置41的功能不受此修改方案的影响。此外,除了血糖监测系统42和血糖计43两者均包括在相同的装置中使得不再需要这些装置之间的外部有线或无线通信这一事实之外,组合成血糖监测系统42'的血糖监测系统42和血糖计43的功能基本不变。但是,血糖监测系统42和血糖仪43之间的通信在系统42'内发生。

[0042] 图4示出图2a的附加装置2在其附接到图1的注射装置1的状态下的示意性视图。

[0043] 对于附加装置2的壳体20,包括了多个部件。这些部件由处理器24(可以例如是微处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)等)控制。处理器24运行存储在程序存储器240的程序代码(例如软件或固件),并且使用主存储器241以例如存储中间结果。主存储器241还可以用于存储与执行的排出/注射相关的日志。程序存储器240可以例如是只读存储器(ROM),主存储器可以例如是随机存取存储器(RAM)。

[0044] 在诸如图2b中所示的那些实施方案之类的实施方案中,处理器24与经由其例如可以打开和关闭附加装置2的第一按钮22相互作用。第二按钮33是通信按钮。第二按钮可以用于触发与另一装置的连接的建立,或触发信息到另一装置的传输。第三按钮34是确认或OK按钮。第三按钮34可被用来确认向附加装置2的用户呈现的信息。

[0045] 在诸如图2c所示的那些实施方案之类的实施方案中,两个按钮33、34可被省略。代替地,提供一个或多个容性传感器或其它触摸传感器。

[0046] 处理器24控制显示单元21,其当前体现为液晶显示器(LCD)。显示单元21用于给附加装置2的用户显示信息,例如关于注射装置1的当前设置,或关于要给出的下一注射。显示单元21也可以体现为触摸屏显示器,例如以接收用户输入。

[0047] 处理器24还控制能够捕获剂量窗13的图像的光学传感器25,其体现为光学字符识别(OCR)读取器,其中(通过印在注射装置1中容纳的套筒19上的数字(这些数字通过剂量窗13是可见的)),当前选择的剂量被显示。OCR读取器25还能够从捕获的图像中识别字符(例如数字),并提供该信息给处理器24。或者,附加装置2中的单元25可以仅是光学传感器,例如摄像头,用于捕获图像并将有关所捕获的图像的信息提供给处理器24。然后,处理器24负

责对所捕获的图像执行OCR。

[0048] 处理器24还控制光源(如发光二极管(LED) 29)以照亮其中显示当前所择剂量的剂量窗13。漫射片可以在光源的前面使用,漫射片例如由亚克力玻璃制成。此外,光学传感器可以包括引起一放大率(例如超过3:1的放大率)的透镜(例如,非球面透镜)。

[0049] 处理器24还控制光度计26,其被构造为确定注射装置1的壳体10的光学特性,例如颜色或底纹。光学特性可能只呈现于壳体10的特定部分,例如套筒19或包括在注射装置1内的胰岛素容器的颜色或颜色编码,所述颜色或颜色编码可以例如通过在壳体10中(和/或套筒19中)的另一窗可见。然后,有关颜色的信息提供给处理器24,所述处理器24接着可确定注射装置1的类型或容纳在注射装置1中的胰岛素的类型(例如紫色的SoloStar Lantus和蓝色的SoloStar Apidra)。或者,可以用摄像单元而非光度计26,并且壳体、套筒或胰岛素容器的图像可接着提供给处理器24以通过图像处理方式确定所述壳体、套筒或胰岛素容器的颜色。此外,可以提供一个或多个光源以改善光度计26的读取。该光源可以提供特定波长或光谱的光,以改善光度计26的颜色检测。所述光源可以布置为使得避免或减少不想要的反射,例如通过剂量窗13的反射。在示例实施例中,代替光度计26或除光度计26以外,可部署摄像单元以检测与注射装置和/或容纳在其中的药品相关的码(例如条形码,其可以例如是一维或二维条形码)。这种码可以例如位于壳体10或容纳在注射装置1的药品容器上,这仅是一些示例。这种码可以例如指示注射装置和/或药品的类型,和/或进一些性质(例如到期日)。

[0050] 处理器24还控制声传感器27(和/或从声传感器27接收信号),所述声传感器27构造感测由注射装置1产生的声音。例如当通过转动剂量旋钮12拨选剂量时和/或当通过按下注射按钮11排出/注射剂量时,和/或当执行准备注射时,可以出现这样的声音。这些动作就机械方面而言是相似的,但是不过声音不同(对于指示这些动作的电子声音而言也是这样的情况)。声传感器27和/或处理器24均可以被构造区分这些不同的声音,例如以能够安全地认识到注射已经进行(而不是仅准备注射)。

[0051] 处理器24还控制声信号发生器23,其构造为产生可以例如作为给用户的反馈的、例如与注射装置1的操作状态有关的声信号。例如,声信号可以通过声信号发生器23发出,作为针对待注射的下一剂量的提醒或作为例如误用情况下的警告信号。声信号发生器可以例如体现为蜂鸣器或扬声器。除了声信号发生器23以外或作为声信号发生器23的替代方案,也可以使用触觉信号发生器(未示出),以例如通过振动方式提供触觉反馈。

[0052] 处理器24控制无线单元28,所述无线单元28构造成以无线方式将信息发送到另一装置和/或从另一装置接收信息。这样的传输例如可以基于无线电传输或光学传输。在一些实施例中,无线单元28是蓝牙收发器。可替代地,无线单元28可以用有线单元取代或补充,所述有线单元构造成经由例如线缆或光纤连接以绕线方式将信息发送到另一装置和/或从另一装置接收信息。当发送数据时,传送的数据(值)的单位可以明确地或隐含地限定。例如,在胰岛素剂量的情况下,总是可以使用国际单位(IU),否则,可以例如以编码形式明确地传送所使用的单位。

[0053] 处理器24接收来自笔式检测开关30的输入,所述笔式检测开关30可操作用于检测笔1是否在场,即,检测附加装置2是否耦接到注射装置1。

[0054] 电池32通过电源31对处理器24和其它部件供电。

[0055] 图4的附加装置2由此能够确定与注射装置1的状况和/或使用有关的信息。此信息显示在显示器21上以供该装置的用户使用。该信息可以由附加装置2自身处理,或者可以至少部分地提供给另一装置(例如,血糖监测系统)。

[0056] 处理器24构成处理设备。OCR读取器25构成可操作用于检测拨选的药品剂量的剂量拨选检测器。OCR读取器25可以还构成剂量输送确定器,用于确定已输送的药品剂量。下面参照图9-11描述用于确定已经输送的药品(剂量)的数量确定器。处理器24提供被构造确定当前时间的时钟的功能。

[0057] 图5a-5c是根据本发明方法的实施例的流程图。这些方法例如可通过附加装置2的处理器24(参照图2b和4)执行,而且还可以通过图2b的附加装置3的处理器执行,并且可以例如存储在附加装置2的程序存储器240中,所述程序存储器240可以例如采取图6的有形存储介质60的形状。

[0058] 图5a示出在图3a和3b所示的情景中执行的方法步骤,其中附加装置41从注射装置40读取的信息提供到血糖监测系统42或42',而不接收从血糖监测系统42或42'返回的信息。

[0059] 例如当附加装置被打开或否则启动时,流程图500开始。在步骤501中,如上面已经描述的,例如基于颜色识别或基于印在注射装置或其部件上的码的识别,确定由注射装置提供的药品的类型(例如胰岛素)。如果患者始终采用相同类型的药品并且对于这种单一类型的药品仅使用注射装置,则药品的类型的检测可能不是必要的。此外,可以以另外的方式确保药品的类型的确定(例如,通过图4所示的键-凹部对,附加装置仅可以与一个特定的注射装置一起使用,该注射装置接着可仅提供这种单一类型的药品)。

[0060] 在步骤502中,例如通过如上述那样通过注射装置的剂量窗上显示的信息的OCR,确定当前选择的剂量。此信息然后在步骤503中显示给注射装置的用户。

[0061] 在步骤504中,例如通过如上述的声音识别,检查是否排出已经发生。其中,基于注射装置产生的各自不同的声音和/或基于所排出的剂量(例如,小的剂量(例如小于预定的单位量,例如4或3个单位)可被认为属于准备注射,而较大的剂量被认为是属于实际注射),可以将准备注射与实际注射(进入生物体内)区分开。

[0062] 以下面参照图9-11描述的方式确定已经输送的药品的数量。

[0063] 如果排出已经发生,所输送的剂量和(如果适用)药品类型(如胰岛素),被存储在主存储器241中,其稍后可以从所述主存储器241发送到另一装置,例如血糖监测系统。如果已做出有关排出的性质的区分,例如,如果作为准备注射或作为实际注射执行排出,则该信息也可以存储在主存储器241中,并且可能随后被发送。在已经执行注射的情况下,在步骤505中,剂量显示在显示器21上。还显示的是自最后一次注射起的时间,其在紧接着注射后为0或1分钟。自最后一次剂量起的时间可以间歇地显示。例如,其可以与被注射的药品(例如Apidra或Lantus)的名称或其他标识交替地显示。

[0064] 如果没有在步骤504执行排出,则重复步骤502和503。

[0065] 在显示输送剂量和时间数据后,流程图500结束。

[0066] 图5b更详细地示出在仅基于光学传感器的使用来确定所选剂量时所执行的示例性方法步骤。例如,这些步骤可以在图5a的步骤502中执行。

[0067] 在步骤901中,由光学传感器(例如附加装置2的光学传感器25)捕获子图像。所捕

获的子图像例如是注射装置1的剂量窗13的至少一部分的图像,其中(通过印在经由剂量窗13可见的注射装置1的套筒19上的数字和/或刻度)显示出当前选择的剂量。例如,所捕获的子图像可能具有低的分辨率和/或仅示出套筒19的通过剂量窗13可见的部分的一部分。例如,所捕获的子图像示出印在注射装置1的套筒19的通过剂量窗13可见的一部分上的数字或刻度。在捕获图像之后,其例如进一步按照如下那样加以处理:

[0068] 与先前捕获的背景图像分开;

[0069] 将图像像素合并,以减少用于进一步评价的像素的数量;

[0070] 对图像进行归一化,以减少照度的强度变化;

[0071] 剪切图像;和/或

[0072] 通过与固定阈值比较对图像进行二值化。

[0073] 例如如果使用足够大的光学传感器(例如,具有足够大的像素的传感器),则在适用的情况下,这些步骤中的若干或所有可予以省略。

[0074] 在步骤902中,确定捕获的子图像中是否存在变化。例如,可以将当前捕获的子图像与先前捕获的(一个或多个)子图像比较,以确定是否有变化。其中,与先前捕获的子图像的比较可以被限制为:正好在当前子图像被捕获之前捕获的先前捕获的子图像中的子图像,和/或在当前子图像被捕获之前的指定时间段(如0.1秒)内捕获的先前捕获的子图像中的子图像。该比较可以基于对当前捕获的子图像以及对先前捕获的子图像执行图案识别之类的图像分析技术。例如,可以分析通过剂量窗13可见并显示在当前捕获的子图像中和先前捕获的子图像中的刻度和/或数字的图案是否有变化。例如,可以在图像中搜索具有一定尺寸和/或纵横比的图案,并且可以将这些图案与先前保存的图案进行比较。步骤901和902可以对应于检测所捕获的图像的变化。

[0075] 如果在步骤902中确定子图像中存在变化,则重复步骤901。否则,在步骤903中,由光学传感器(例如附加装置2的光学传感器25)捕获图像。所捕获的子图像例如是注射装置1的剂量窗13的图像,其中(通过印在经由剂量窗13可见的注射装置1的套筒19上的数字和/或刻度)显示出当前选择的剂量。例如,所捕获的图像可具有比所捕获的子图像的分辨率更高的分辨率。所捕获的图像至少示出通过剂量窗13可见的印在注射装置1的套筒19上的数字。

[0076] 在步骤904中,对步骤903中捕获的图像执行光学字符识别(OCR),以便识别印在注射装置1的套筒19上并且透过剂量窗13可见的数字,这是因为这些数字对应于(当前)选择的剂量。根据所识别的数字,例如通过把代表所选剂量的数值设定为所识别的数字,确定所选择的剂量。

[0077] 在步骤905中,确定所确定的所选剂量是否存在变化,并且可选地,所确定的所选剂量是否不等于零。例如,可以将当前确定的所选剂量与先前确定的所选剂量进行比较,以便确定是否有变化。其中,与先前确定的所选剂量的比较可限制为:当前选择的剂量被确定前的指定时间段(例如,3秒)内所确定的先前确定的所选剂量。如果所确定的所选剂量没有变化以及可选地所确定的所选剂量不等于零,则将当前确定的所选剂量返回/转发(例如,到处理器24),用于进一步处理。

[0078] 因此,如果剂量旋钮12的最后一次转动是超过3秒前,则确定所选剂量。如果剂量旋钮12在3秒之内或之后被转动,并且新位置保持不变多余3秒,则将该值当作所确定的所

选剂量。

[0079] 图5c更详细地示出在基于声学 and 光学传感器的使用来确定选择的剂量时所执行的方法步骤。例如,这些步骤可以在图5a的步骤502中执行。

[0080] 在步骤1001中,由声传感器(例如附加装置2的声学传感器27)获取声音。

[0081] 在步骤1002中,确定所捕获的声音是否是点击声。所捕获的声音可以例如是当通过转动注射装置1的剂量旋钮12拨选剂量时和/或当通过按下注射按钮11排出/注射剂量时和/或当执行准备注射时所发生的点击声。如果捕获的声音不是点击声,则重复步骤1001。否则,在步骤1003中,由光学传感器(例如附加装置2的光学传感器25)捕获图像。步骤1003对应于流程图900的步骤903。

[0082] 在步骤1004中,对步骤1003中捕获的图像执行OCR。步骤1004对应于流程图900的步骤904。

[0083] 在步骤1005中,确定是否所确定的所选剂量发生变化,并且可选地,所确定的所选剂量是否不等于零。步骤1005对应于流程图900的步骤905。

[0084] 当涉及到附加装置的功耗时,图5c中所示的声学方法可能略有优势,这是因为相比收听声学传感器(例如麦克风),如图5b所示的永久性地捕获图像或子图像通常有着更多的功率消耗。

[0085] 图6是包括具有程序代码62的计算机程序61的有形存储介质60(计算机程序产品)的示意性图示。该程序代码可以例如由容纳在附加装置中的处理器(例如图2a和4的附加装置2的处理器24)运行。例如,存储介质60可以代表图4的附加装置2的程序存储器240。存储介质60可以是固定的存储器,或是可拆卸的存储器,例如存储棒或卡。

[0086] 最后,图7是根据本发明一实施例的示出各种装置(例如图3a或3b所描绘的场景中图4的注射装置1和附加装置2)之间信息的流的信息时序图7。注射装置1的状况和/或使用影响其剂量窗的外观、注射装置1产生的声音和壳体的颜色。所述信息由附加装置2的传感器25、26、27、30分别变换成OCR信号、声学传感器信号和光度计信号,其又通过附加装置2的处理器24分别变换成关于所拨的剂量、关于注射/拨选操作以及关于胰岛素的类型的信息。然后,此信息通过附加装置2提供给血糖监测系统42。此信息的一些或所有经由显示器21显示给用户。

[0087] 如上述详细描述,本发明的实施例允许以有用且富有成效的方式将标准注射装置(具体为胰岛素装置)与血糖监测系统连接。

[0088] 通过假定血糖监测系统具有无线或其它通信能力,本发明的实施例引入附加装置以允许这种连接。

[0089] 血糖监测和胰岛素注射装置之间连接的好处在于:注射装置的用户造成错误的减少和处理步骤的减少—不再需要将注射的胰岛素单元手动传输到血糖监测,尤其是具有基于注射的最后一次剂量和最近一次血糖值提供下一剂量的指导的功能的血液葡萄糖监测系统。

[0090] 如参照以上示例性实施例所描述的,当用户/患者获得新的胰岛素笔时,用户将附加装置附接到笔。附加装置读出注射的剂量。其也可以将其传递到具有胰岛素滴定能力的血糖监测系统。对于服用多种胰岛素的患者,附加装置识别出对于胰岛素类型的装置结构,并且还可以发送这条信息给血糖监测系统。

[0091] 在示例实施例中,例如通过处理器24使用声学信号发生器23执行文本到语音功能,显示器(例如图2a和4的LCD显示器21)上示出的信息也可通过扬声器转换为向用户播放的声音信号。因此,视觉受损的用户访问附加装置2的信息(例如所拨选的剂量、推荐的剂量、推荐的给药时间等)得到改善。

[0092] 当使用本发明的实施例中,用户尤其具有以下优点:

[0093] 用户可以使用最方便的一次性胰岛素注射器。

[0094] 附加装置可附接和可拆卸(可重复使用)。

[0095] 注射剂量信息可自动地传递到血糖监测系统(不再有传递错误)。由此可获得改进的剂量指导,这是因为血糖监测系统计算待采用的剂量。

[0096] 可不再需要手册数据日志的保存。

[0097] 此外,当部署本发明推荐的附加装置时,例如在已经注入药品(例如胰岛素或肝素)的第一剂量后的适当时间后,也可以通过接收报警信号向患者提醒注入它们的下一剂量。

[0098] 注射剂量信息可以传递到任何计算机化的系统,例如作为任何剂量计算或任何其他适用的治疗指导计算的输入,或用于形成报警信号,例如以提醒用户采用下一剂量。

[0099] 这里使用的术语“药物”或“药品”意指含有至少一种药学活性化合物的药物配制剂,

[0100] 其中在一个实施方案中,所述药学活性化合物具有多至1500Da的分子量并且/或者是肽、蛋白质、多糖、疫苗、DNA、RNA、酶、抗体或其片段、激素或寡核苷酸,或是上述药学活性化合物的混合物,

[0101] 其中在又一个实施方案中,所述药学活性化合物对于治疗和/或预防糖尿病或与糖尿病有关的并发症,诸如糖尿病性视网膜病(diabeticretinopathy)、血栓栓塞病症(thromboembolismdisorders)诸如深静脉或肺血栓栓塞、急性冠状动脉综合征(acutecoronarysyndrome,ACS)、心绞痛、心肌梗死、癌症、黄斑变性(maculardegeneration)、炎症、枯草热、动脉粥样硬化和/或类风湿关节炎是有用的,

[0102] 其中在又一个实施方案中,所述药学活性化合物包括至少一种用于治疗和/或预防糖尿病或与糖尿病有关的并发症(诸如糖尿病性视网膜病)的肽,

[0103] 其中在又一个实施方案中,所述药学活性化合物包括至少一种人胰岛素或人胰岛素类似物或衍生物、胰高血糖素样肽(glucagon-likepeptide,GLP-1)或其类似物或衍生物、或毒蜥外泌肽-3(exedin-3)或毒蜥外泌肽-4(exedin-4)或毒蜥外泌肽-3或毒蜥外泌肽-4的类似物或衍生物。

[0104] 胰岛素类似物例如Gly(A21)、Arg(B31)、Arg(B32)人胰岛素;Lys(B3)、Glu(B29)人胰岛素;Lys(B28)、Pro(B29)人胰岛素;Asp(B28)人胰岛素;人胰岛素,其中B28位的脯氨酸被替换为Asp、Lys、Leu、Val或Ala且其中B29位的赖氨酸可以替换为Pro;Ala(B26)人胰岛素;Des(B28-B30)人胰岛素;Des(B27)人胰岛素;和Des(B30)人胰岛素。

[0105] 胰岛素衍生物例如B29-N-肉豆蔻酰-des(B30)人胰岛素;B29-N-棕榈酰-des(B30)人胰岛素;B29-N-肉豆蔻酰人胰岛素;B29-N-棕榈酰人胰岛素;B28-N-肉豆蔻酰LysB28ProB29人胰岛素;B28-N-棕榈酰-LysB28ProB29人胰岛素;B30-N-肉豆蔻酰-ThrB29LysB30人胰岛素;B30-N-棕榈酰-ThrB29LysB30人胰岛素;B29-N-(N-棕榈酰- γ -谷

氨酰)-des (B30) 人胰岛素;B29-N-(N-石胆酰- γ -谷氨酰)-des (B30) 人胰岛素;B29-N-(ω -羧基十七酰)-des (B30) 人胰岛素和B29-N-(ω -羧基十七酰) 人胰岛素。

[0106] 毒蜥外泌肽-4意指例如毒蜥外泌肽-4 (1-39), 其是具有下述序列的肽: HHis-Gly-Glu-Gly-Thr-Phe-Thr-Ser-Asp-Leu-Ser-Lys-Gln-Met-Glu-Glu-Glu-Ala-Val-Arg-Leu-Phe-Ile-Glu-Trp-Leu-Lys-Asn-Gly-Gly-Pro-Ser-Ser-Gly-Ala-Pro-Pro-Pro-Ser-NH₂。

[0107] 毒蜥外泌肽-4衍生物例如选自下述化合物列表:

[0108] H-(Lys) 4-desPro36,desPro37毒蜥外泌肽-4 (1-39) -NH₂,

[0109] H-(Lys) 5-desPro36,desPro37毒蜥外泌肽-4 (1-39) -NH₂,

[0110] desPro36[Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0111] desPro36[IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0112] desPro36[Met (0) 14,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0113] desPro36[Met (0) 14,IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0114] desPro36[Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0115] desPro36[Trp (02) 25,IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0116] desPro36[Met (0) 14Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0117] desPro36[Met (0) 14Trp (02) 25,IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ;或

[0118] desPro36[Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0119] desPro36[IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0120] desPro36[Met (0) 14,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0121] desPro36[Met (0) 14,IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0122] desPro36[Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0123] desPro36[Trp (02) 25,IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0124] desPro36[Met (0) 14Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0125] desPro36[Met (0) 14Trp (02) 25,IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,

[0126] 其中-Lys6-NH₂基团可以结合于毒蜥外泌肽-4衍生物的C端;

[0127] 或下述序列的毒蜥外泌肽-4衍生物:

[0128] H-(Lys) 6-desPro36[Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -Lys6-NH₂,

[0129] desAsp28Pro36,Pro37,Pro38毒蜥外泌肽-4 (1-39) -NH₂,

[0130] H-(Lys) 6-desPro36,Pro38[Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -NH₂,

[0131] H-Asn-(Glu) 5desPro36,Pro37,Pro38[Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -NH₂,

[0132] desPro36,Pro37,Pro38[Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -(Lys) 6-NH₂,

[0133] H-(Lys) 6-desPro36,Pro37,Pro38[Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -(Lys) 6-NH₂,

[0134] H-Asn-(Glu) 5-desPro36,Pro37,Pro38[Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -(Lys) 6-NH₂,

[0135] H-(Lys) 6-desPro36[Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -Lys6-NH₂,

[0136] H-desAsp28Pro36,Pro37,Pro38[Trp (02) 25]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -NH₂,

[0137] H-(Lys) 6-desPro36,Pro37,Pro38[Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -NH₂,

[0138] H-Asn-(Glu) 5-desPro36,Pro37,Pro38[Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4 (1-39) -NH₂,

- [0139] desPro36,Pro37,Pro38[Trp(02)25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys)6-NH₂,
- [0140] H-(Lys)6-desPro36,Pro37,Pro38[Trp(02)25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys)6-NH₂,
- [0141] H-Asn-(Glu)5-desPro36,Pro37,Pro38[Trp(02)25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys)6-NH₂,
- [0142] H-(Lys)6-desPro36[Met(0)14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-Lys6-NH₂,
- [0143] desMet(0)14Asp28Pro36,Pro37,Pro38毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH₂,
- [0144] H-(Lys)6-desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH₂,
- [0145] H-Asn-(Glu)5-desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH₂,
- [0146] desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys)6-NH₂,
- [0147] H-(Lys)6-desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys)6-NH₂,
- [0148] H-Asn-(Glu)5desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys)6-NH₂,
- [0149] H-Lys6-desPro36[Met(0)14,Trp(02)25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-Lys6-NH₂,
- [0150] H-desAsp28Pro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Trp(02)25]毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH₂,
- [0151] H-(Lys)6-desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH₂,
- [0152] H-Asn-(Glu)5-desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Trp(02)25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH₂,
- [0153] desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Trp(02)25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys)6-NH₂,
- [0154] H-(Lys)6-desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Trp(02)25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(S1-39)-(Lys)6-NH₂,
- [0155] H-Asn-(Glu)5-desPro36,Pro37,Pro38[Met(0)14,Trp(02)25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys)6-NH₂;
- [0156] 或前述任一种毒蜥外泌肽-4衍生物的药学可接受盐或溶剂合物。
- [0157] 激素例如在RoteListe,ed.2008,第50章中列出的垂体激素(hypophysishormones)或下丘脑激素(hypothalamushormones)或调节性活性肽(regulatoryactivepeptides)和它们的拮抗剂,诸如促性腺激素(促滤泡素(Follitropin)、促黄体激素(Lutropin)、绒毛膜促性腺激素(Choriongonadotropin)、绝经促性素(Menotropin))、Somatropine(生长激素(Somatropin))、去氨加压素(Desmopressin)、特利加压素(Terlipressin)、戈那瑞林(Gonadorelin)、曲普瑞林(Triptorelin)、亮丙瑞林(Leuprorelin)、布舍瑞林(Buserelin)、那法瑞林(Nafarelin)、戈舍瑞林(Goserelin)。
- [0158] 多糖例如葡糖胺聚糖(glucosaminoglycane)、透明质酸(hyaluronicacid)、肝素、低分子量肝素或超低分子量肝素或其衍生物,或前述多糖的硫酸化,例如多硫酸化的形式,和/或其药学可接受的盐。多硫酸化低分子量肝素的药学可接受盐的一个实例是依诺肝素

钠(enoxaparinsodium)。

[0159] 抗体是球状血浆蛋白质(~150kDa),也称为免疫球蛋白,其共有一种基础结构。因为它们具有添加至氨基酸残基的糖链,所以它们是糖蛋白。每个抗体的基础功能单元是免疫球蛋白(Ig)单体(仅含有一个Ig单元);分泌的抗体也可以是具有两个Ig单元的二聚体如IgA、具有四个Ig单元的四聚体如硬骨鱼(teleostfish)的IgM、或具有五个Ig单元的五聚体如哺乳动物的IgM。

[0160] Ig单体是“Y”形分子,其由四条多肽链组成;两条相同的重链和两条相同的轻链,它们通过半胱氨酸残基之间的二硫键连接。每条重链长约440个氨基酸;每条轻链长约220个氨基酸。每条重链和轻链均含有链内二硫键,链内二硫键稳定它们的折叠。每条链都由称为Ig域的结构域构成。这些域含有约70-110个氨基酸,并根据它们的大小和功能分类被归入不同的范畴(例如,可变或V、恒定或C)。它们具有特征性的免疫球蛋白折叠,其中两个 β 片层创建一种“三明治”形状,该形状由保守的半胱氨酸和其它带电荷的氨基酸之间的相互作用而保持在一起。

[0161] 哺乳动物Ig重链有五种类型,表示为 α 、 δ 、 ϵ 、 γ 、和 μ 。存在的重链的类型决定抗体的同种型;这些链分别可以在IgA、IgD、IgE、IgG、和IgM抗体中找到。

[0162] 不同的重链的大小和组成是不同的; α 和 γ 含有大约450个氨基酸, δ 含有大约500个氨基酸,而 μ 和 ϵ 具有大约550个氨基酸。每条重链具有两个区,即恒定区(CH)和可变区(VH)。在一个物种中,恒定区在同一同种型的所有抗体中是基本上相同的,但是在不同同种型的抗体中是不同的。重链 γ 、 α 和 δ 具有包含三个串联Ig域的恒定区,和用于增加柔性的铰链区;重链 μ 和 ϵ 具有包含四个免疫球蛋白域的恒定区。重链的可变区在由不同B细胞生成的抗体中是不同的,但其对于由单个B细胞或单个B细胞克隆生成的所有抗体而言是相同的。每条重链的可变区为大约110氨基酸长并包含单个Ig域。

[0163] 在哺乳动物中,有两种类型的免疫球蛋白轻链,表示为 λ 和 κ 。轻链具有两个连续的域:一个恒定域(CL)和一个可变域(VL)。轻链长大约211到217个氨基酸。每个抗体含有两条轻链,它们总是相同的;在哺乳动物中每个抗体仅存在一种类型的轻链,或是 κ 或是 λ 。

[0164] 如上文详述的,虽然所有抗体的大体结构非常相似,但是给定抗体的独特性质是由可变(V)区决定的。更具体地说,可变环——其在轻链(VL)上和重链(VH)上各有三个——负责结合抗原,即抗原特异性。这些环被称为互补决定区(Complementarity Determining Regions,CDRs)。因为来自VH和VL域的CDR都对抗原结合位点有贡献,所以是重链和轻链的组合,而不是其中单独一个,决定最终的抗原特异性。

[0165] “抗体片段”含有如上定义的至少一个抗原结合片段,并呈现与衍生抗体片段的完整抗体基本上相同的功能和特异性。以木瓜蛋白酶(papain)限制性的蛋白水解消化将Ig原型裂解为三个片段。两个相同的氨基末端片段是抗原结合片段(Fab),每个片段含有一个完整L链和大约一半H链。第三个片段是可结晶片段(Fc),其大小相似但包含的是两条重链的羧基末端的那一半,并具备链间二硫键。Fc含有糖、补体结合位点、和FcR结合位点。限制性的胃蛋白酶(pepsin)消化产生含有两条Fab和铰链区的单一F(ab')₂片段,其包括H-H链间二硫键。F(ab')₂对于抗原结合而言是二价的。F(ab')₂的二硫键可以裂解以获得Fab'。此外,可将重链和轻链的可变区融合到一起以形成单链可变片段(scFv)。

[0166] 药学可接受盐例如酸加成盐和碱性盐。酸加成盐例如HCl或HBr盐。碱性盐例如具

有选自碱或碱土的阳离子,例如 Na^+ 、或 K^+ 、或 Ca^{2+} ,或铵离子 N^+ (R1) (R2) (R3) (R4) 的盐,其中R1至R4彼此独立地为:氢、任选取代的C1-C6烷基、任选取代的C2-C6烯基、任选取代的C6-C10芳基、或任选取代的C6-C10杂芳基。药学可接受盐的更多实例在“Remington's Pharmaceutical Sciences”17.ed.Alfonso R. Gennaro (Ed.), Mark Publishing Company, Easton, Pa., U.S.A., 1985中及Encyclopedia of Pharmaceutical Technology中描述。

[0167] 药学可接受溶剂合物例如水合物。

[0168] 图8是现在用来说明附加装置2的操作的图。图8是部分流程图及部分状态图。

[0169] 在下文中,用户输入用以“1”开始的附图标记表示,显示器或状态用以“D”开始的附图标记表示,图中的其它要素(例如附加装置进行的检查、和说明信息)用以“E”开始的附图标记表示。

[0170] 在下文中,显示器21称为LCD 21,从而避免硬件显示器21与所显示的可以被命名为显像的图像之间的混淆。然而,LCD 21可以是任何适当形式的显示硬件。

[0171] 最初,该附加装置被断电。这提供了D1中所示的显像。D1也进行到显示附加装置的用户界面特征的一般布置。具体地,附加装置2的最上表面示出为提供有LCD 21和确认/OK按钮34。在这个例子中,确定/OK按钮34位于LCD 21的左侧,但其在其他实施例中也可以具有可替换的位置。电源开/关按钮22和通信按钮33位于附加装置2的一侧。如这里所示,该通信按钮34和电源开/关按钮22位于附加装置2的同一侧,但是在其他实施例中,所述按键位于不同位置。例如,在一些实施例中,电源开/关按钮22位于LCD 21对于通信按钮33的相对侧。在一些其它实施例中,通信按钮33和/或电源开/关按钮22位于附加装置2的顶部表面上。

[0172] 在输入I1处,用户按下电源开/关按钮22。由附加装置2检测到输入I1。具体地,处理器24检测到电源开/关按钮22已被按压相对短的时段。由附加装置以相似的方式检测其他的用户输入,并且在以下说明中偶尔提供简略说明。在下文中,“模式”和“状态”可以互换地用于表示相同的事情;如果附加装置2处于模式X,则其与它处于状态X含义相同。

[0173] 如果当附加装置2处于D1所示的状态时,附加装置2接收对电源开/关按钮22的长按(其表示在图8中的输入I2处),则附加装置2转变到D2处所示出的状态或显像。在这里,电源进度条显示在LCD 21上。这个进度条包括表示电源或电池的符号,还包括关于电池的电力水平的指示符。如图8所示,在本例中,电池电力约为整个电池的三分之一。附加装置2保持在D2指示的状态下达到预定时间,例如2或3秒。在D2所指示的状态后,附加装置2转换到四种可能状态之一。

[0174] 如果附加装置没有安装在注射装置1上,如附加装置通过检查检测开关30的状态的处理器24所检测到的,附加装置2转换到图8中D3指示的状态。这里,附加装置在LCD 21上提供指示没有笔存在的图形。这可以是完全图形化的、完全纹理化的、或是图形和文本的组合。

[0175] 如果当附加装置2处于由D2表示的状态时,附加装置2检测到附加装置2和注射笔1之间没有正确对齐,则附加装置前进到图8中D4指示的状态。通过检查OCR模块25和/或光度计26接收到的符号,可以由附加装置检测附加装置2和注射装置1之间的未正确对齐。

[0176] 第三,如果处于D2指示的状态时的附加装置检测到电池32已经几乎是空的,则附加装置转换到图8中D5指示的低电量状态。这里,提供电量警告图形。这可以采取任何合适的形式。

[0177] 如果附加装置2没有转换到图8中D3、D4和D5指示的三种状态的任一者,则其转换到D6指示的状态。这称作默认状态。在默认状态下,附加装置指示最后一次注射的细节。换句话说,在默认状态下,附加装置2显示与注射笔1的最后一次使用相关的信息。

[0178] 继D3指示的未安装状态、D4指示的未正确对齐状态或D5指示的低电量状态之后,也到达默认状态D6。在转换到D6所示的默认状态之前,附加装置2可保持在这些前述状态中任何一个达到预定时间,例如3秒、5秒或10秒。

[0179] 在D3指示的未安装状态的情况下,附加装置2可代之避免转换到D6指示的默认状态,直到附加装置2检测到附加装置2和注射笔1之间的正确对齐为止。可替代地,在附加装置已转换通过D3所指示的未安装状态之后,附加装置可以保持在D6指示的默认状态,直到附加装置通过检查检测开关30的状态而检测到附加装置2安装在注射装置1上为止。

[0180] 对于图8中显像D4所指示的未对齐状态,附加装置2可以保持在未对齐状态,直到附加装置2检测到附加装置2和注射装置1之间的正确对齐为止。可替代地,附加装置2可以从D4指示的未对齐状态转换到D6指示的默认状态,但是避免从默认状态前进,直到附加装置2检测到附加装置2和注射装置1之间存在正确对齐为止。

[0181] 如果在到达图8中D6指示的默认状态之前,附加装置已转换通过D5指示的低电量状态,则附加装置2周期性地指示存在低电量状态。这是通过依据默认状态D6而定的检查步骤E1实现的。检查步骤E1涉及附加装置2确定电池32是否几乎是空的,如果是,则动作步骤E2涉及定期提供显示屏D5中所示的警告。

[0182] 即使附加装置2在抵达D6指示的默认状态之前没有转换通过D5指示的低电量状态,也要定期执行检查步骤E1。因此,当附加装置2处于图8中D6指示的默认状态并且电量水平下降使得在检查步骤E1确定电池几乎为空时,动作步骤E2涉及促使附加装置2转换到D5指示的低电量状态。

[0183] 一旦已经转换通过低电量状态D5,周期性提供D5指示的低电量显像,直到电池32被更换或补充为止。在一些实施例中,仅在附加装置2处于默认状态时提供D5中指示的低电量显像。这防止在装置与药品剂量输送关联使用时和/或附加装置2正在尝试与另一装置通信时给用户提供低电量警报。

[0184] 虽然在图8中未示出,但如果当附加装置2处于图中D6指示的默认状态时,附加装置2接收对电源开/关按钮22的长按,则附加装置断电。此后,该装置处于图8中D1指示的关闭状态。附加装置2可以响应于电源开/关按钮22的长按以从任何状态断电。

[0185] 响应于检测到用户已经转动剂量旋钮12,附加装置2可以转换离开D6指示的默认状态。这表示在附图中的I3处。作为响应,附加装置2进入图8中D7处指示的剂量拨选状态。这里,附加装置2在LCD 21上显示当前拨选到注射笔1中的剂量药品。这通过OCR读取器25从注射装置读取数字19而由附加装置2获知。在这种状态下,附加装置2还显示注射装置1内出现的药品的指示。在显像D7中,通过药品的名称(在这种情况下为Apidra)的文本的显像来指示药品。

[0186] 以任何合适的方式在D7中所示的显像的剂量拨选状态中,指示当前设定剂量。有利地,以LCD 21所能容纳的最大字符来指示剂量。具体地,字母的高度可以等于LCD 21的高度,或至少具有LCD 21的高度的80或90%或更多的高度。附加装置可以提供显像D7以使得向用户表明LCD 21上显示的剂量值涉及当前以任何合适方式拨选到注射笔内的剂量。例

如,围绕显示的剂量值提供的图形元素可以闪烁或闪光。可替代地,剂量值的字符本身可闪烁或闪光。可替代地,背景可闪烁或闪光。

[0187] 当附加装置2检测到在预定时段(例如0.5秒或1秒)内尚没有转动剂量拨盘12时,这在输入I3a处接收到(尽管其实际上不存在输入),并且附加装置2转换到图8中拨选剂量显像D7a所指示的剂量拨选状态。在剂量拨选状态下,附加装置2使LCD 21提供两种不同的显像,其中装置2周期性地从一个显像转换到另一显像并且再次返回。在D7a指示的剂量拨选状态下,两个显像均包括所拨选的剂量,并且这提供在相同位置中。所拨选的剂量可以按相同的方式显示在两个显像中。一个显像指示注射装置1中出现的药品。在这个例子中,这是通过对药品命名的文本(在这种情况下为Apidra)加以指示的。另一显像包括可以输送药品的剂量的指示。在这个例子中,这是通过带确认/OK按钮的手的图形而提供的。

[0188] 如果在D7a所示的剂量拨选状态的同时,附加装置2接收到关于进一步转动剂量旋钮12的输入(由图8中的输入I3指示),则附加装置再次进入到图中D7指示的剂量拨选状态。

[0189] 如果附加装置2检测到当装置处于D7指示的剂量拨状态或D7a指示的剂量拨选状态时,用户已经操作确认/OK按钮34,则此输入I4促使转换到注射当前状态,其由图8中D8指示。在注射当前状态下,提供向用户指示可进行注射的图形。

[0190] 在此阶段,用户有两种选择。他们可改变剂量。这是通过用户选择确认/OK按钮34然后转动剂量拨选器12来实现的。这通过附加装置检测为输入I5。在检测输入I5时,附加装置2回到图8中D7指示的剂量拨选状态。

[0191] 或者,用户可以注射药品。这通过附加装置2检测为输入I6。输入I6导致转换到被指示为图8中D9的剂量输送状态。这里,拨选到注射装置1中的剩余剂量显示在LCD 21上。随着剂量的输送,剩余剂量变少。如此,剩余剂量值从拨选剂量朝向零倒计时。下面参照图9-11描述确定已经输送的药品的数量。

[0192] 如果用户没有输送全部剂量,则这通过附加装置在输入I7处检测确认/OK按钮34的按压或检测用户已经转回剂量拨选器12而检测到。输入I7造成转变到十秒倒计时状态,其指示在图中显像D10处。在十秒钟已过之后,附加装置2转换到部分剂量输送状态,其由图8中显像D11指示。这里,附加装置2显示通过注射笔1输送给用户的剂量。在这种状态下,还显示被输送的药品。在本例中,输送的剂量被指示为比图8中D7和D7a指示的任一状态所提供的字符更小的字符。相对于输送剂量垂直布置的是输送的药品的指示。在转换到该状态或从该状态转换离开时,附加装置内的计时器(未示出)被复位。计时器允许附加装置2计算自最后一次剂量输送后经过的时间。自显像D11指示的状态的转换是要到图8中D7所指示的状态。

[0193] 可替代地,通过检测指示注射已经完成的输入I8,附加装置2可以退出D9指示的剂量输送状态。在这种情况下,附加装置转换到图8中的显像D12所指示的倒计时状态。这里,LCD 21提供有与图中D10指示的倒计时状态的显像中提供的图标相同的图标。

[0194] 在已经经过十秒后,附加装置2转变到移除针指令的状态,其指示在图8中显像D13处。这里,附加装置2提供向用户指示该注射装置1的针应更换的图形。预定时间之后,或在声学传感器27存在的情况下检测到针已经更换时,附加装置2转换到图8中显像D14所指示的复位状态。在此,输送剂量的值存储在附加装置2中,并且计时器(未示出)启动。计时器提供指示自最后一次剂量后经过的时间的值。在复位状态之后,附加装置2转换到默认状态,

其由图8中D6指示。

[0195] 如果在附加装置2处于D6所指示的默认状态时,其检测到指示用户已经按下通信按钮33的输入I9,则其从默认状态转换离开。这里,附加装置2确定装置是否可访问。这里的装置例如是血糖值测量单元42。如果步骤S3的确定指示装置是可访问的并且在E4确定该装置是未知的,则附加装置2进入配对处理状态,其由图中D15指示。在这种状态下,附加装置2启动与检测到的装置的配对。在无线单元28为蓝牙收发器的情况下,这涉及到根据蓝牙标准发起配对。在D15指示的配对处理状态下,蓝牙PIN号码显示在LCD 21上。这伴随着请求用户确认该PIN号码与显示在未知装置上的一个号码相匹配的图标。如果附加装置2在E5确定该配对已经失败,则附加装置2转换到蓝牙错误消息状态,其由附图中D16表示。如果在E8确定没有装置是可访问的,则这种状态也转变到接下来的输入I9。在D16指示的蓝牙错误消息状态中,在LCD 21显示指示通信是不可能的图标。在蓝牙错误消息状态之后,例如在预定时间后,附加装置2转换到D6指示的默认状态。

[0196] 如果在配对状态下,附加装置在E6确定配对已经完成,则它转换到短传输状态,其由D17表示。如果附加装置在E3确定装置可访问并且在E7确定它是已知的装置,则附加装置在输入I9之后还从D6指示的默认状态转换到D17指示的短传输状态。

[0197] 在D17指示的短传输状态,指示通信正在进行中的图标或图形显示在LCD 21上。一旦通信完成,则附加装置2转换到传输完成阶段,其由D18表示。这里,附加装置2提供指示传输已经完成的图形。在传输完成状态之后,附加装置2转换到默认状态,其由D6指示。

[0198] 当处于D6指示的默认状态时,操作如下。附加装置2预期大多数时间处于其被通电的默认状态。这样,处于默认状态时的显像D6为很可能大部分被附加装置的用户看到的显像。

[0199] 当处于默认状态时,附加装置被构造成向用户指示最后一次输送剂量的细节。所述细节包括剂量的量和自最后一次剂量输送后经过的时间。这些细节还包括药品的身份。

[0200] 在这些实施方案中,这是通过默认状态下两个不同显像之间的转换来实现的。第一显像示出在图8中显像D6的最上部。这里,将会看到的是,存在LCD 21的两个区域。左侧区域占据大约三分之二的显示区域。该区域在下文被称为最后一次剂量区域。在LCD 21的右侧,在最后一次剂量区域的右边是另一区域。本实施例中的另一区域显示拨选到注射笔1内的剂量。在LCD 21右侧显示的信息是来自注射笔1的拨选值。这不会受LCD 21左侧显示的信息的干扰。

[0201] 图8的D6中最上面所示的第一显像中的最后一次给药区域分成两个区块。这里,它们是上下区块。在第一区块(这里为下区块)中,显示最后一次输送剂量。这是以IU指示剂量的数字的形式。

[0202] 在第二区块中时,显示自上次剂量输送后经过的时间。这里,这显示为时间,所述时间被表示为数字并且具有以罗马字符表示的时间单位。时间单元的显示允许用户在自最后一次剂量起时间的显示和剂量的量之间进行区分。第二区块还包括指示计时器或时钟的图形,其对此消息进行补充。

[0203] 在图8的D6中最下面所示的第二显像中,第一区块是不变的。因此第一区块显示最后一次剂量的量。第二区块没有示出自最后一次剂量起经过的时间。而是,它示出了最后一次剂量的药品。这里,这通过拼写出药品名称的文本(在此情况下为Apidra)来指示。在第二

区块中再次显示时钟或计时器图标。

[0204] 在默认状态下,附加装置2使显像周期性地在最上面和最下面分别示出的第一和第二显像之间转换。例如可每两秒钟发生转换。如在图8中可以看出,剂量显示区域的第一区块21B比第二区块大。因此,用于指示剂量的量的字符的高度比用于指示自最后一次剂量起经过的时间或药品身份的字符更大。这样,用户能够快速且容易地(也许仅仅是扫视)确定最后一次剂量的量。

[0205] 此外,用户能够相对容易地确定自最后一次给药后经过的时间。对于用以治疗糖尿病的药品的用户而言,自最后一次剂量起经过的时间和剂量的量是最感兴趣的参数。当确定药品的下一剂量时,在其应当被输送的时间方面和可能需要的药品的量的方面,这些参数对于用户而言是最感兴趣的。

[0206] 这样,提供默认状态和那种状态下由附加装置2提供的显像可允许用户更好地治疗该药品被规定适用的疾病。换句话说,处于默认状态时的附加装置的特征可以允许用户更容易地治疗他们的疾病,潜在地提供对于用户而言更好的治疗。

[0207] 现在参照图2c简要描述可替代的实施例。如图2c中可以看出的,附加装置2提供有LCD 21和电源开/关按钮22。LCD 21是触摸敏感型显示器,通过触摸敏感型显示器,用户可以向附加装置提供输入。因此,触摸敏感型LCD 21还提供图8和图2b的实施例中通信按钮33和确认/OK按钮34所提供的功能。

[0208] 根据本实施例的附加装置的操作非常类似于图2b的装置的操作,如参照图8所描述的。这里只提到图2c的实施例和图2b的实施例的操作之间的差异。对于图2c的装置的特征和操作(其与图2b和图8的装置的特征和操作相同),下面不进行讨论。

[0209] 显示器的第一区域是显示区域。该显示器的第二区域是输入区域。输入区域也是有效显示区域。但是,输入区域是可以接收用户输入的区域。输入区域包括适当次的虚拟按钮的显像,尤其是当附加装置2处于特定状态时。本实施例中的输入区域总是位于LCD 21上的相同位置。这简化了用户体验。在其它实施例中,输入区域可根据附加装置的状态而改变位置。输入区域是图2c中所示的触摸敏感型输入35。

[0210] 以与图2b中按键处的输入产生响应相同的方式,输入区域处的用户输入附加装置2提供响应。所述响应取决于输入时附加装置的状态。该状态由显示区域中显示的信息加以指示。当LCD 21在区域中为空白时,没有东西显示在该区域中。当输入区域空白时,可显示虚拟按钮的轮廓,虽然没有东西显示在虚拟按钮内。

[0211] 在D2所示的电源关闭进度状态下,输入区域保留为空白,即没有东西显示在输入区域中。在这种状态下,显示区域提供有指示电池32的剩余电量的指示符。这个指示符与图8的D2所示的指示符相同,只是尺寸更小。

[0212] 在装置未安装状态D3,输入区域是空白的,并且在显示区域示出指示笔未连接的图形。在D4所示的摄像头调整问题状态下,输入区域保留为空白,并且显示区域指示附加装置2和注射装置1之间没有对齐。在显像D5指示的电池电量低状态中,输入区域保留为空白,并且显示区域包括指示电池几乎为空的图标。

[0213] 在默认状态下,输入区域提供有与通信选项相关的图标。在这个例子中,输入区域提供有指示蓝牙通信选项的图标。附加装置2构造成在处于默认状态时响应于包括在输入区域接触LCD 21的用户输入I9,以继续通过检查E3和E8,如上参考图8所述。

[0214] 当处于默认模式时,显像的显示区域提供有如上所述的与图8的默认状态中的显像的第一区域有关的显像。

[0215] 如果附加装置2在装置处于D6所示的默认状态时检测出电池几乎为空时,检查E1可引起动作E2,其导致装置转换到电池几乎为空的状态,周期性地提供D5所示的显像。可替代地,附加装置2可构造成包括显示区域内的低电量图标。

[0216] 当处于显像D7指示的当前设定值状态时,当前拨选剂量显示在显示区域中。输入区域提供有在此情况下为词语“OK”的图形。当处于这种模式时,附加装置2响应于在LCD 21的输入区域检测到用户输入(由图9中输入I4表示)而转换到注射当前状态。在注射当前状态中,输入区域提供有拨选剂量的指示。显示区域提供有与图8的D8所示的图标相同的图标。在注射输入I8之后,输入区域中显示的数字倒计时,反映了剩余的拨选剂量。

[0217] 附加装置2响应于在LCD 21的输入区域检测到用户输入而转换到图中D10指示的倒计时状态。紧接着之后,在图9中的显像D11指示的显像中,连同输送的药品指示一起显示输送剂量。

[0218] 在倒计时状态中,LCD 21的输入区域保留空白。同样对于所提供的移除针状态指令,也是这样的情况。在这些状态下,没有从用户输入发生转换,因此LCD 21的输入区域保持空白是适合的。

[0219] D16指示的通信错误消息状态类似于图8的对应显像。然而,LCD 21的输入区域包括文本“OK”。附加装置2构造成在预定时间之后或当在LCD 21的输入区域检测到用户输入时,从通信错误消息状态转换到默认状态。

[0220] 同样在处于配对状态时,文本“OK”提供在LCD 21的输入区域处。附加装置2构造成响应于在LCD 21的输入区域检测到用户输入而根据是否已经实现配对转换到通信错误消息状态或短传输状态。可替代地,可以例如响应于检测到超时而自动地发生转变。

[0221] 从以上描述可以理解,图2c的附加装置的操作非常类似于图2b的装置的操作。然而,待显示在LCD 21的输入区域中的文本或图形控制的动态调整简化了用户的使用过程。具体地,除了电源开/关按钮22,总是只有一个需要由用户进行操作的输入按钮/区域。而且,用户操作输入的结果应更加明显。

[0222] 此外,图2c的附加装置2的布置使得除了装置处于D6指示的默认状态时以外,用户都不能操作通信按钮。这防止用户认为在除了处于D6所示的默认状态时,附加装置2可能引起通信按钮33的启动。

[0223] 贯穿图9至11,相同的附图标记指代相同的元件。这些图示出了注射装置1的某些特征和附加装置2的某些特征。图9至11之间存在一些差异,现在将描述这些图的共同之处。

[0224] 如图9中可以看到,驱动螺杆205延伸到注射装置1的本体206中。驱动螺杆205在其远端具有端板207。在药筒定位在注射装置1中时,此端板207邻接药筒202的活塞203。当端板207施加力以排出容纳在药筒中的药品时,活塞203能够在药筒202内移动。为清楚起见,图中仅示出驱动螺杆205、药筒202和注射装置1的主体206的一部分。

[0225] 驱动螺杆205通常是圆柱形的。驱动螺杆在其外表面上可具有螺旋形螺纹,其由图9-11中螺旋线示出。驱动螺杆205穿过支承在壳体内的主体206的远端附近的驱动螺母208。驱动螺母208相对于所述注射装置206的主体206是固定的。驱动螺母208可具有相应的螺旋螺纹或部分螺纹,与驱动螺杆205的螺旋螺纹接合。这样,如果驱动螺杆205旋转,则其也受

到驱动螺母208的约束而轴向前进。

[0226] 剂量拨选旋钮12可以与剂量拨选套筒19(在图9-11中不可见)是一体的。剂量拨选套筒19可以具有与主体206的一部分的螺纹连接,使得随着剂量由用户拨选到注射笔,旋钮12和剂量拨选套筒19轴向移出主体206。在此过程中,驱动螺杆205保持静止。通过在相反方向转动旋钮12,所拨选的剂量可以被校正,即减少。这将使得套筒19移动回到壳体中。驱动螺杆205保持静止,使得没有药品从药筒202中排出。

[0227] 用户按下注射按钮11,以分配所拨选的剂量。施加到注射按钮11的轴向力使得在远侧方向上力施加到驱动螺杆205。因此,驱动螺杆205在远侧方向上前进并且端板207迫使药筒202的活塞203在药筒内轴向移动。由于驱动螺杆205和驱动螺母208之间的螺纹连接,因此驱动螺杆也旋转。在一些替代实施例中,驱动螺杆205可以不转动。例如,该驱动螺杆205可具有纵向突起部,其与驱动螺母208上的相应特征接合,而不是螺旋螺纹。由于其与主体206的螺纹连接,剂量拨选套筒19随着剂量被分配而旋转回到其起始位置。注射按钮11不随着剂量输送而旋转。

[0228] 当驱动螺杆205前进时,药品从药筒202排出针(未示出)的外面并进入用户。排出(输送)的药品的量与驱动螺杆205的平移的量成比例。

[0229] 现在将参照图9描述用于检测输送剂量的第一布置。

[0230] 第一摄像头201和第二摄像头204可支撑在附加装置2内。注射装置1的外壳10可提供有一个或多个透明窗,驱动螺杆205通过所述透明窗是可见的。除了窗13,还提供这些透明窗,通过其可以看出剂量数字。例如,透明窗可提供为靠近注射装置1的壳体10的药筒端。可替代地,透明窗可以提供在注射装置1的药筒保持部。

[0231] 当附加装置2适当附接到注射装置1时,摄像头201、204与窗(一个或多个)对准。在一些实施例中,附加装置2可以仅具有摄像头201、204和相关的部件,并且可以不具有OCR系统。因此,这些实施例的附加装置仅用于确定(和可选地显示)所分配的剂量。用户还可以通过窗13观察剂量拨选套筒19来查看拨选的剂量。在一些其他实施例中,所述附加装置2是拉长的,使得位于装置的一端附近的OCR系统定位在窗13上,以便查看拨选套筒19上的数字,而位于该装置的另一端附近的摄像头201、204定位在(一个或多个)透明窗上,用于查看驱动螺杆205。

[0232] 在驱动螺杆205引导摄像头201、204两者。摄像头201、205连接到处理器24。处理器24可操作用于处理由摄像头201、204提供的图像数据,以检测驱动螺杆205的运动。

[0233] 驱动螺杆205具有形成在其外表面上的标记。这些标记可包括数字字符,其以通常的方式指示剂量。在图9的例子中,标记由驱动螺杆205的螺旋螺纹形成。相对于驱动螺杆205的大部分表面,螺旋螺纹可具有不同的光学特性。优选地,螺旋螺纹与驱动螺杆205的大部分表面形成强烈对比。例如,螺旋螺纹可由连续底部或连续顶部形成。螺纹的底部或顶部可以是黑色的,而驱动螺杆205的其余部分是白色的,或者反之亦然。驱动螺杆205可以具有不同颜色的顶部和底部。这种类型的传动螺杆可通过双组分注塑模制过程来制造。

[0234] 在可替代的实施例中,驱动螺杆205包括与驱动螺杆205的大部分表面形成强烈对比的螺旋线。螺旋的螺距可以是与螺杆的螺距相同的。螺旋线可以在例如白色的材料制成的驱动螺杆205上印成例如黑色。

[0235] 驱动螺杆205的位置由处理器24基于摄像头201、204捕获的图像来确定。这可以以

任何合适的方式来执行。

[0236] 举例来说,处理器24可构造成在标记出现在视摄像头视野中的情况下处理摄像头201、205提供的图像数据以跟踪该部分的运动。由于摄像头201、204相对于主体206保持静止,因此驱动螺杆205在正输送剂量时相对于摄像头201、204移动。可以以任何合适的方式检测剂量的拨选,包括上面讨论的那些,例如通过使用OCR系统。处理器24构造成通过检测横跨摄像头201、204的视场的标记的运动程度,确定驱动螺杆205的移动程度,并由此确定输送的剂量的数量。

[0237] 处理器24通过处理摄像头201、204提供的图像数据来确定标记运动和标记位置。该驱动螺杆205例如实现一次完整旋转的运动促使在相对于主体206的给定角度位置,螺旋的一圈移动等于相邻圈之间的节距的量。这样,处理器24可以通过确定剂量输送的起点和终点之间给定角度位置处(例如摄像头201、204的视场中心)的线的行进距离,计算剂量输送的起点和终点之间的驱动螺杆205的角转动。角转动由处理器24计算为,在给定角度位置处螺旋的相邻部分之间的节距分开的一个螺旋标记的明显线性运动的程度。换句话说,角转动由处理器24计算为穿过视场中给定点的螺旋的圈数加上螺旋标记不穿过给定点情况下行进的节距的部分。这可以通过处理器24将给定点设定为摄像头视场中出现螺旋的点而进行计算,或者其可以通过处理器24将给定点设定为摄像头视场中出现螺旋的假想线上的各点之间的点而进行计算。

[0238] 一旦已经从摄像头201、204提供的图像数据的处理确定出角转动,处理器24将角转动乘以适当的乘数来确定输送的剂量。

[0239] 处理器24对于来自两个摄像头201、204的图像数据的处理提供了高度精确和可靠的输送剂量检测。然而,还可以使用仅仅来自一个摄像头201的图像数据来实现足够精确和可靠的输送剂量检测。在第二布置中,只有一个摄像头201出现在附加装置2中。

[0240] 现在将参考图10描述第三布置。这里,发光部分302和光检测器301提供在附加装置2中。此外,提供障碍物304。障碍物304可以是附加装置2或注射装置1的一部分,但优选的是附加装置2的一部分。

[0241] 驱动螺杆205包括与上面参照图9描述的相同的螺旋螺纹。驱动螺杆20上还提供有多条线(306),这些线沿着驱动螺杆205的长度处于驱动螺杆205周向的不同位置。圆周线(306)最好均等地彼此间隔开。圆周线之间的间距最好与螺旋线的相邻圈之间的间距相同。相对驱动螺杆205的外表面,圆周线具有高的对比度。例如,所述线(306)可以是黑色的,而驱动螺杆205的其余部分是白色的。螺旋螺纹也可具有高的对比度,如上参考图9所讨论。

[0242] 障碍物304包括位于发光部分302和驱动螺杆205的外表面之间的第一孔。所述第一孔构造成使得从发光部分302发出的光只提供到驱动螺杆205的外表面的特定区域内。该区域可具有比所述螺旋螺纹的相邻圈之间的节距小但比该节距的一半大的高度。该区域的宽度优选地与高度大约相同。

[0243] 障碍物304包括位于光检测器301和驱动螺杆205的外表面的区域之间的第二孔。第二孔构造成允许光仅从驱动螺杆螺钉205的外表面的特定区域到达光检测器301。

[0244] 驱动螺杆205的位置由处理器24基于光检测器301提供的信号确定。这可以以任何合适的方式来执行。

[0245] 举例来说,处理器24可构造成处理光电检测器301提供的光强度数据以推断随着

输送剂量时的圆周线(306)的运动。由于光检测器301相对于主体206保持静止,因此驱动螺杆205在正输送剂量时相对于光检测器301移动。可以以任何合适的方式来检测剂量的拨选,包括上面讨论的那些,例如通过使用OCR系统。处理器24构造成通过检测光检测器301检测的光的强度的变化,确定驱动螺杆205的移动的程度,并由此确定输送的剂量的数量。

[0246] 处理器24通过处理光检测器30提供的强光信息来确定线运动和线位置。该驱动螺杆205例如实现一次完整旋转的运动促使在相对于主体206的给定角度位置,螺旋的一圈移动等于相邻圈之间的节距的量。圆周线(306)随着传动螺杆205轴向移动而轴向移动,其随着它旋转而如此。这样,光电检测器301监视的由任一螺旋螺纹或圆周线所占据的特定区域的面积的比例作为驱动螺杆205的轴向延伸的函数而变化。因为线(306)和可选的螺旋螺纹与外表面的其余部分形成对比,所以线占据的区域的比例由光检测器301检测为反射光的特定强度。随着驱动螺杆205移动等于螺旋线的相邻圈之间的节距的距离,入射在光电检测器301上的反射光的强度从最小到最大增大,然后再次降低到最小,所述节距与邻接的圆周线(306)之间的间距相同。

[0247] 这样,处理器24可以通过在剂量输送的起点和终点之间确定强度周期数,计算剂量输送的起点和终点之间驱动螺杆205的角转动。周期数可以不是整数,并且在大多数情况下将不会是整数。一旦根据光检测器301提供的强度信息的处理而确定出角转动,则处理器24将角转动乘以适当的乘数以确定输送的剂量。

[0248] 对于上述第一至第三布置,驱动螺杆205可以具有相对地着色的突起和凹口。另外,线(306)可以是黑色的。所述线(306)可以是突起部(凸起的)。表面的其余部分可以是白色的。表面的其余部分可以是特殊目的而设计的(相对于该线更低)。

[0249] 可以通过双组分注塑模制工艺在驱动螺杆205上提供突起和凹口。

[0250] 现在参考图11描述第四种布置。

[0251] 这里,驱动螺杆205上提供有磁性材料或磁性涂层的图案。此图案可以跟随驱动螺杆205的螺旋螺纹的轮廓,虽然其可以采用任何其它合适的形式。第一和第二传感器401提供在附加装置2中。传感器401可以是电感式传感器,例如霍尔传感器或者导体线圈。磁性材料或涂层经过传感器401的运动在传感器中引起电势。

[0252] 操作类似于上面参考第三布置所描述的。然而,代替检测反射光的强度,通过处理器24处理传感器401提供的信号来检测驱动螺杆205的位置。所提供的信号的图案可在随着驱动螺杆205的每一旋转而重复的周期中变化。或者,其对于驱动螺杆螺钉205上的每个位置而言可以是唯一的或者独特的,在这种情况下,处理器24可能能够在任何给定时间确定驱动螺杆205的位置,而无需知道其位置的历史。

[0253] 处理器24对于来自两个传感器401的输出的处理提供了高度精确和可靠的输送剂量检测。然而,可以也仅使用一个传感器401实现足够精确和可靠的输送剂量检测。在第五布置中,只有一个摄像头401出现在附加装置2中。

[0254] 应该理解的是,上述实施例仅仅是示例,本领域技术人员可以设想到许多替代方案,并且这些许多替代方案都在本发明的范围内。

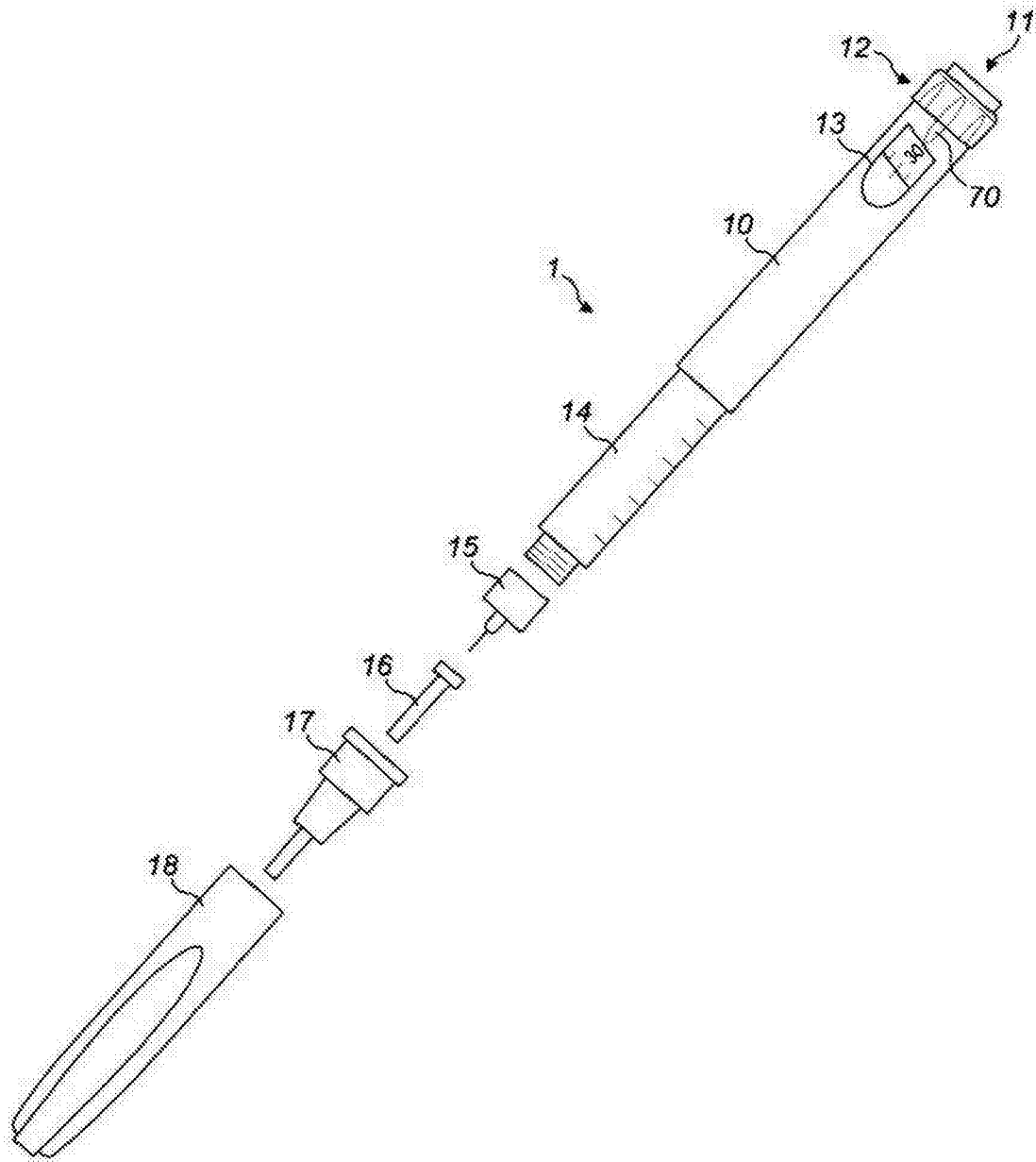


图1a

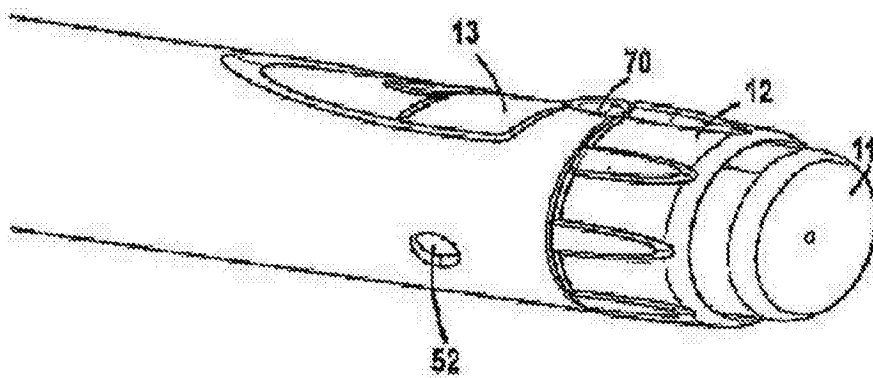


图1b

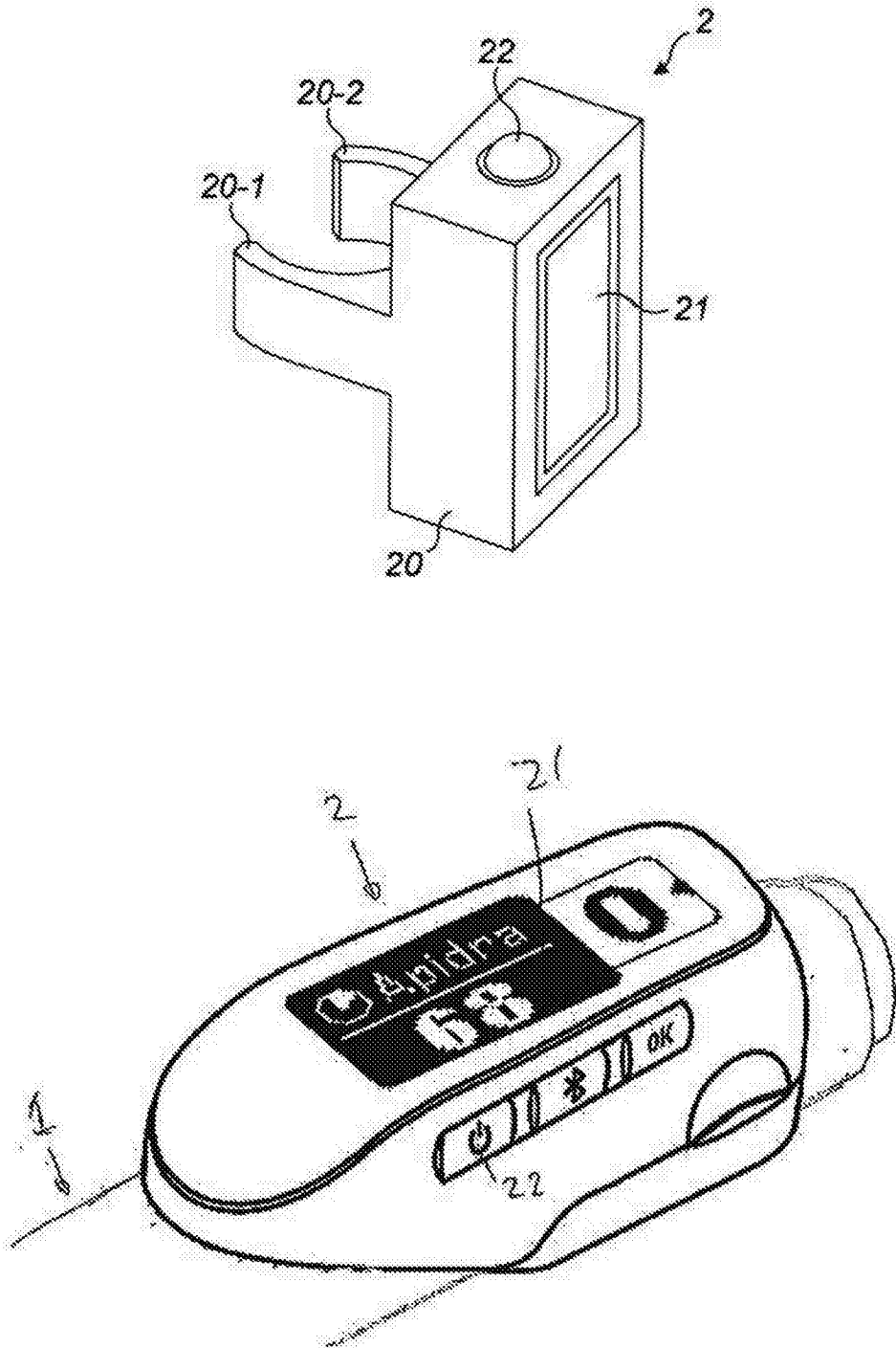


图2b

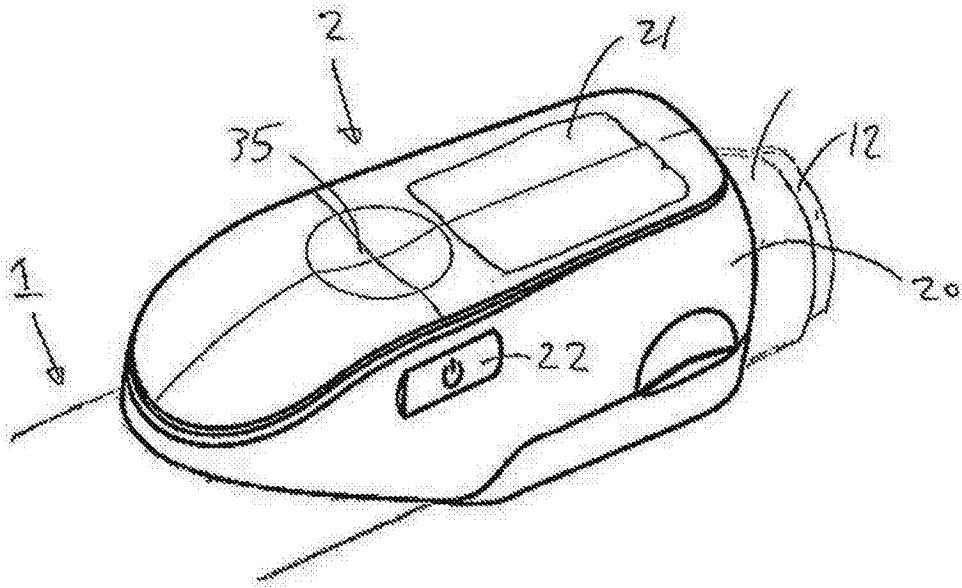


图2c

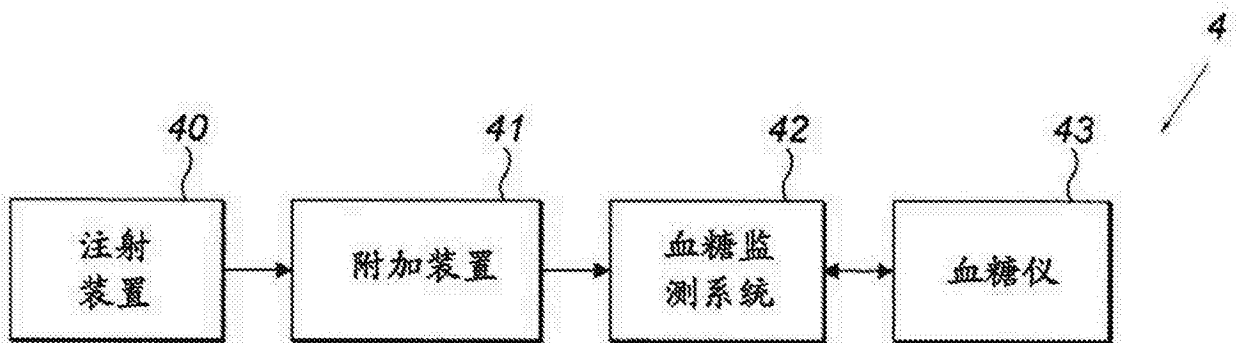


图3a

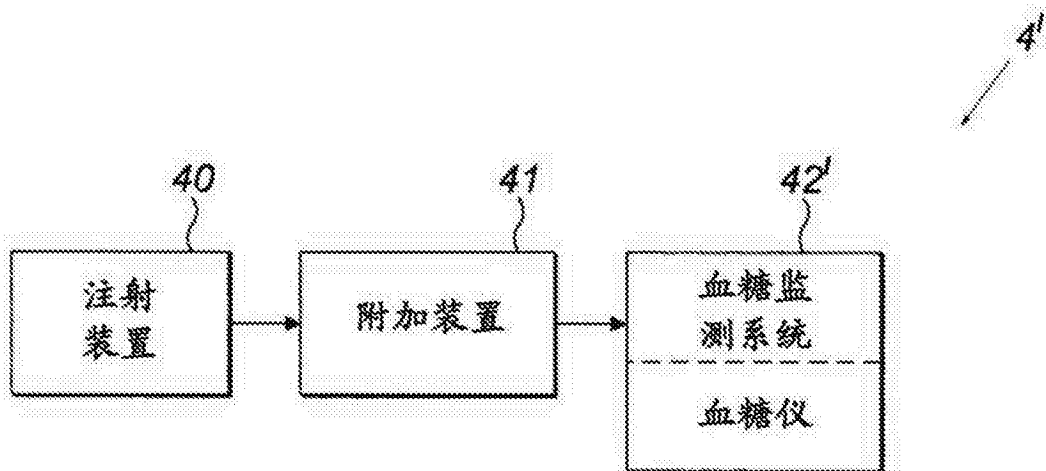


图3b

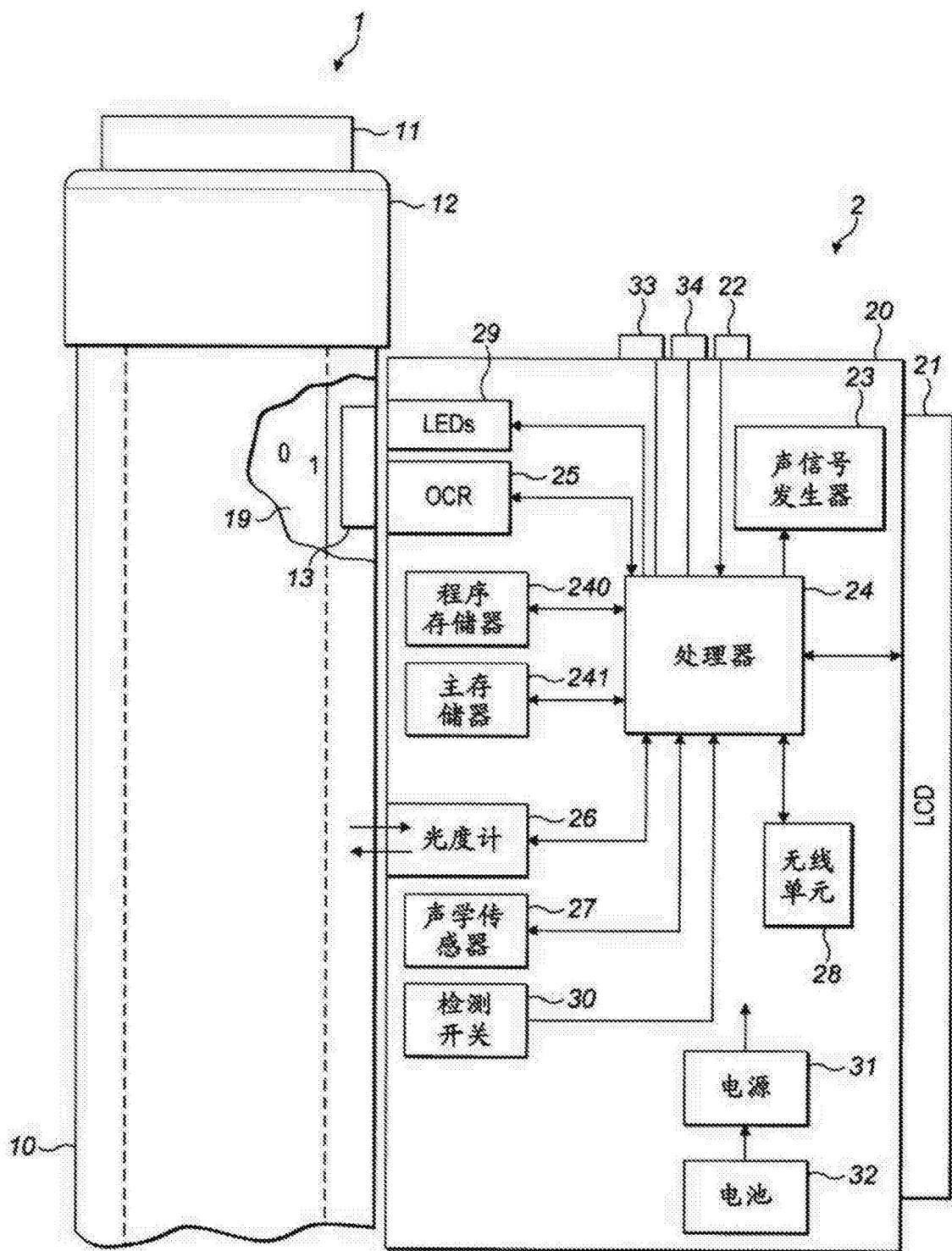


图4

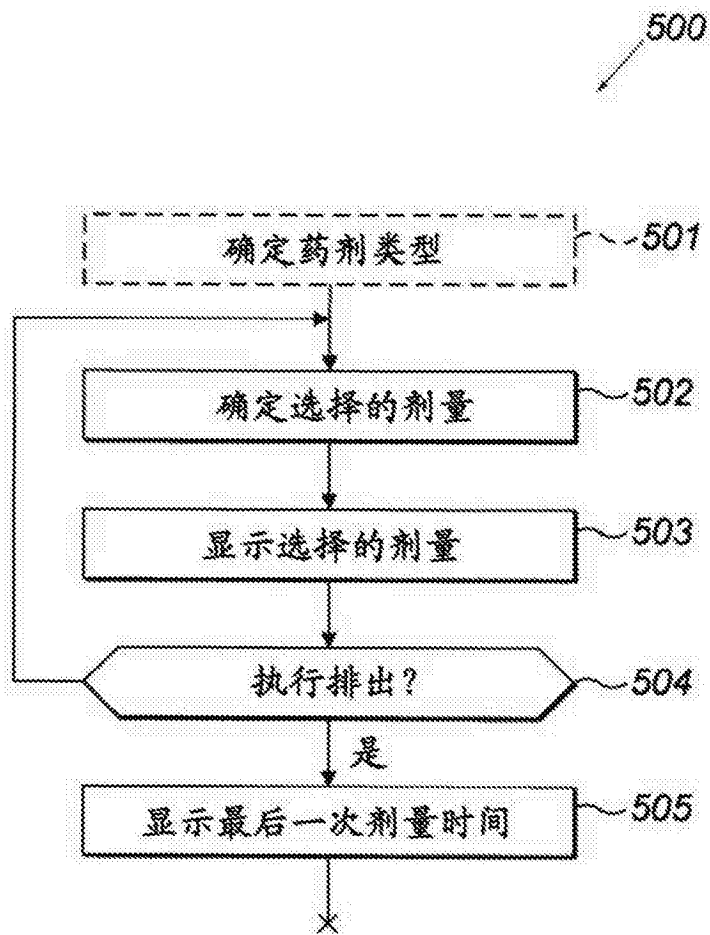


图5a

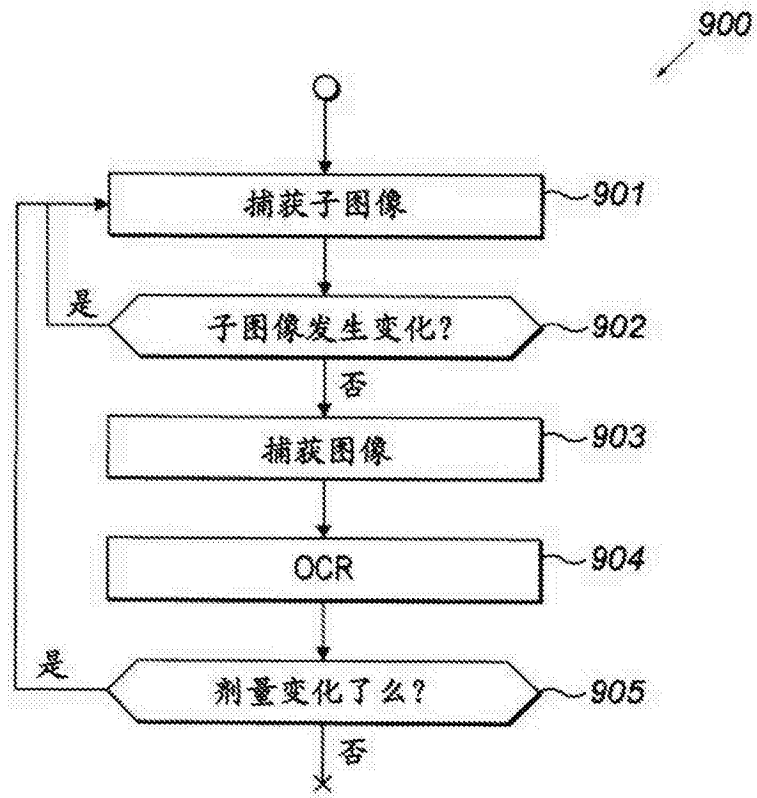


图5b

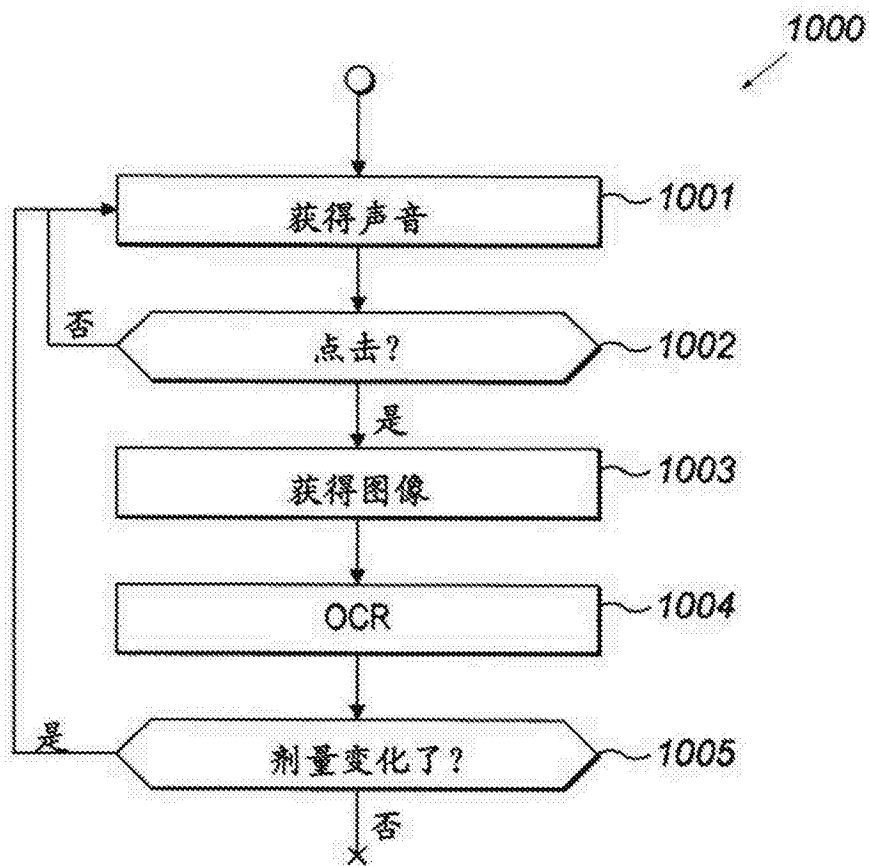


图5c

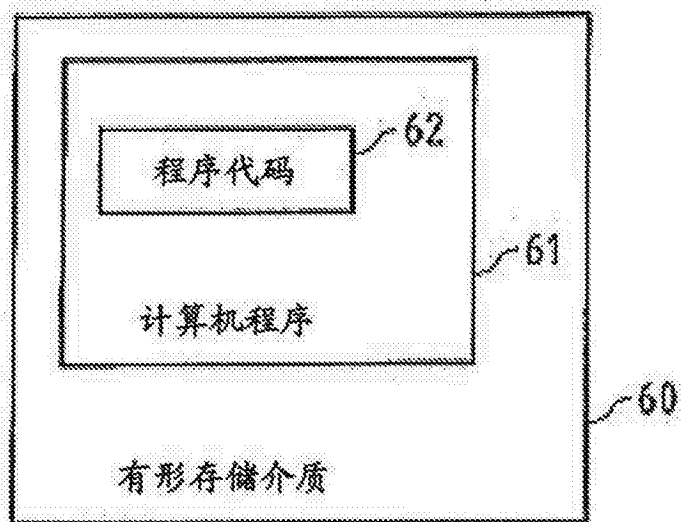


图6

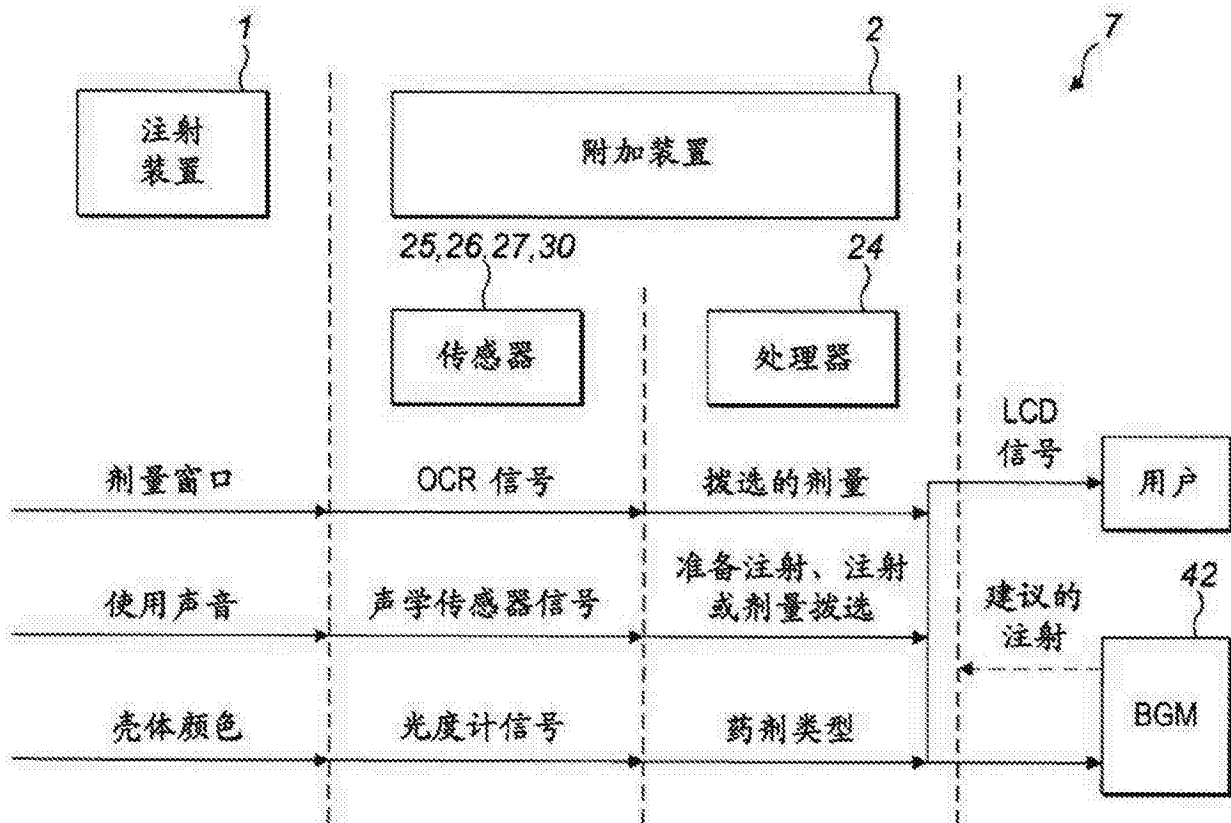


图7

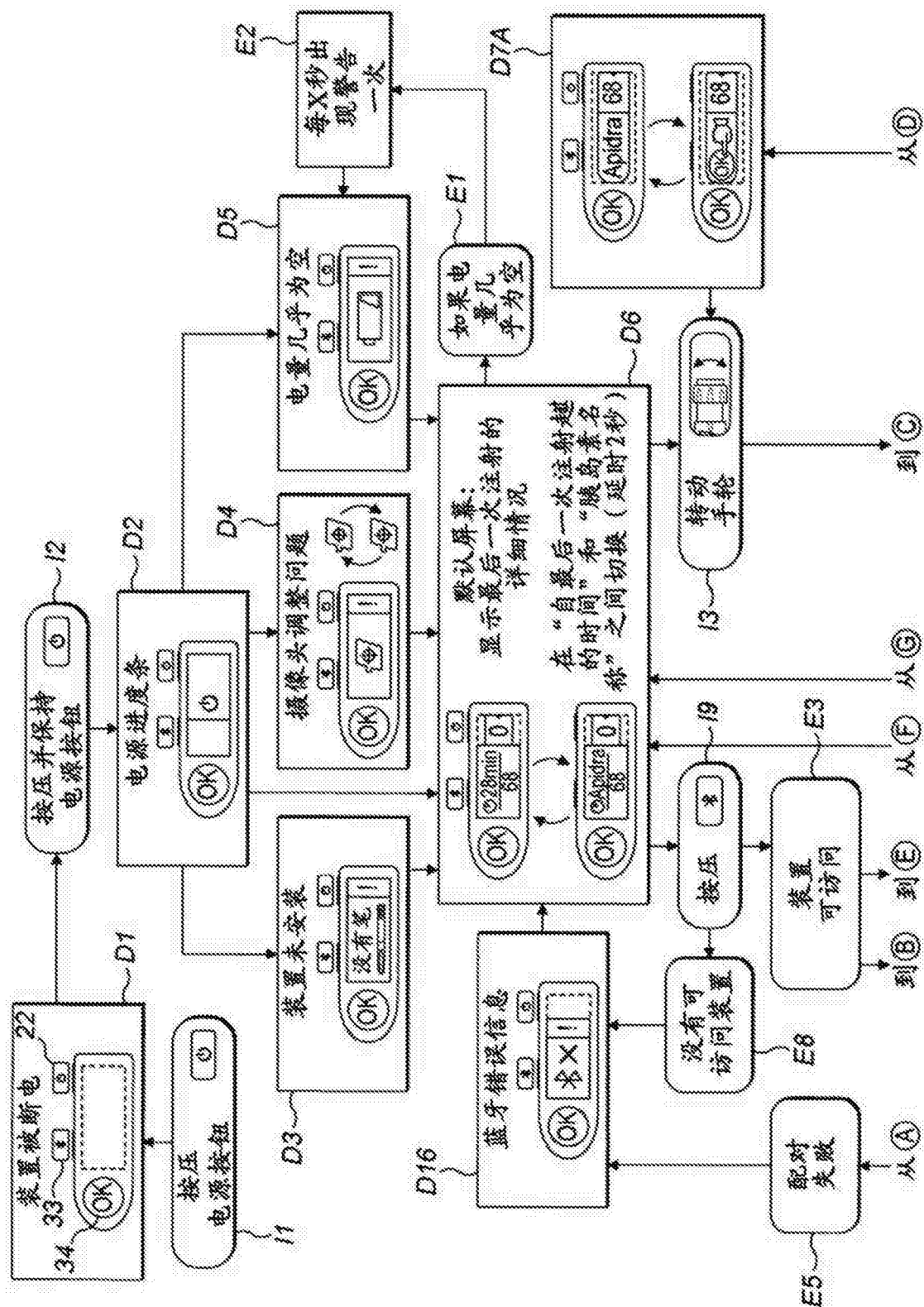


图8a

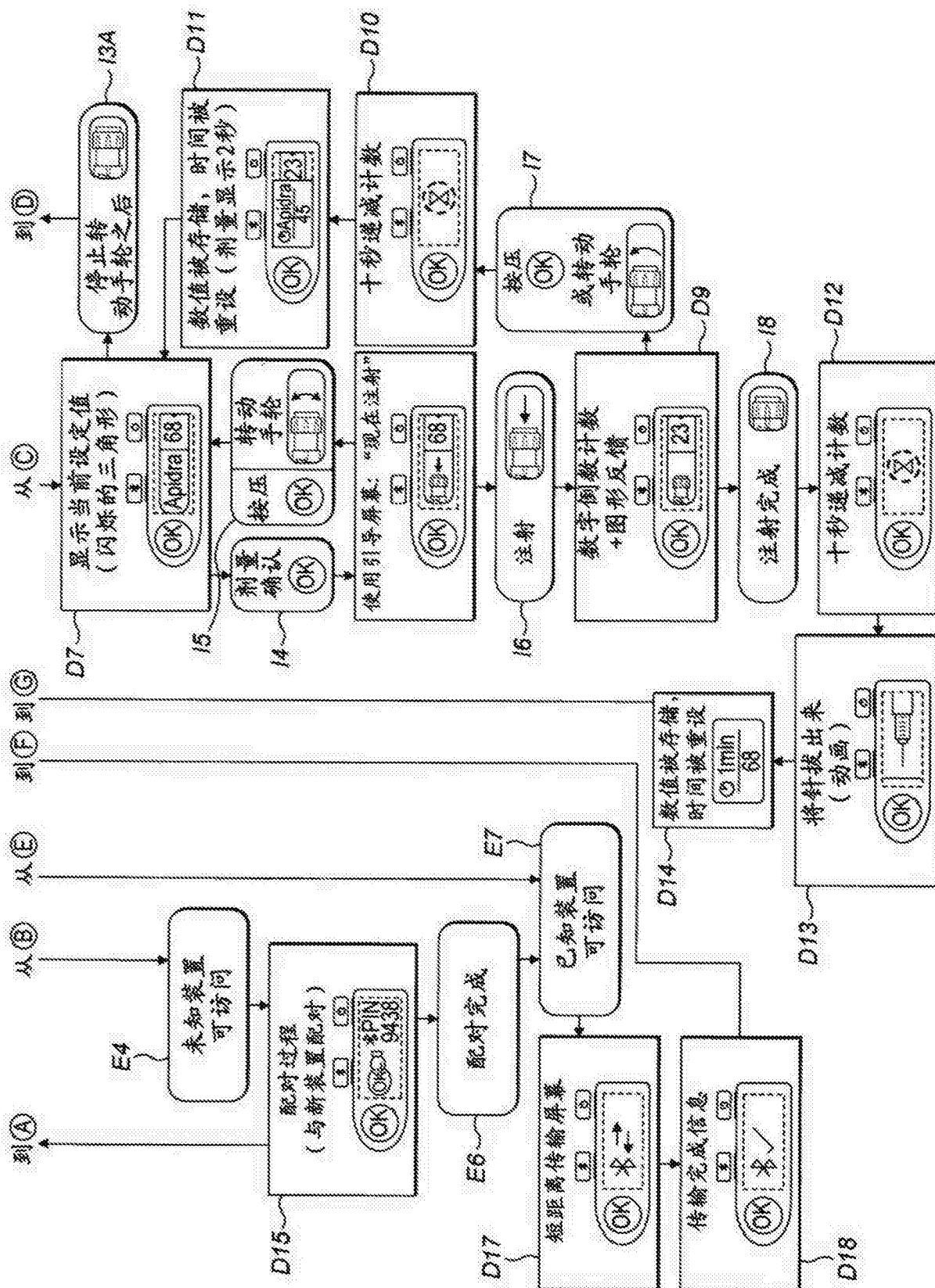


图 8b

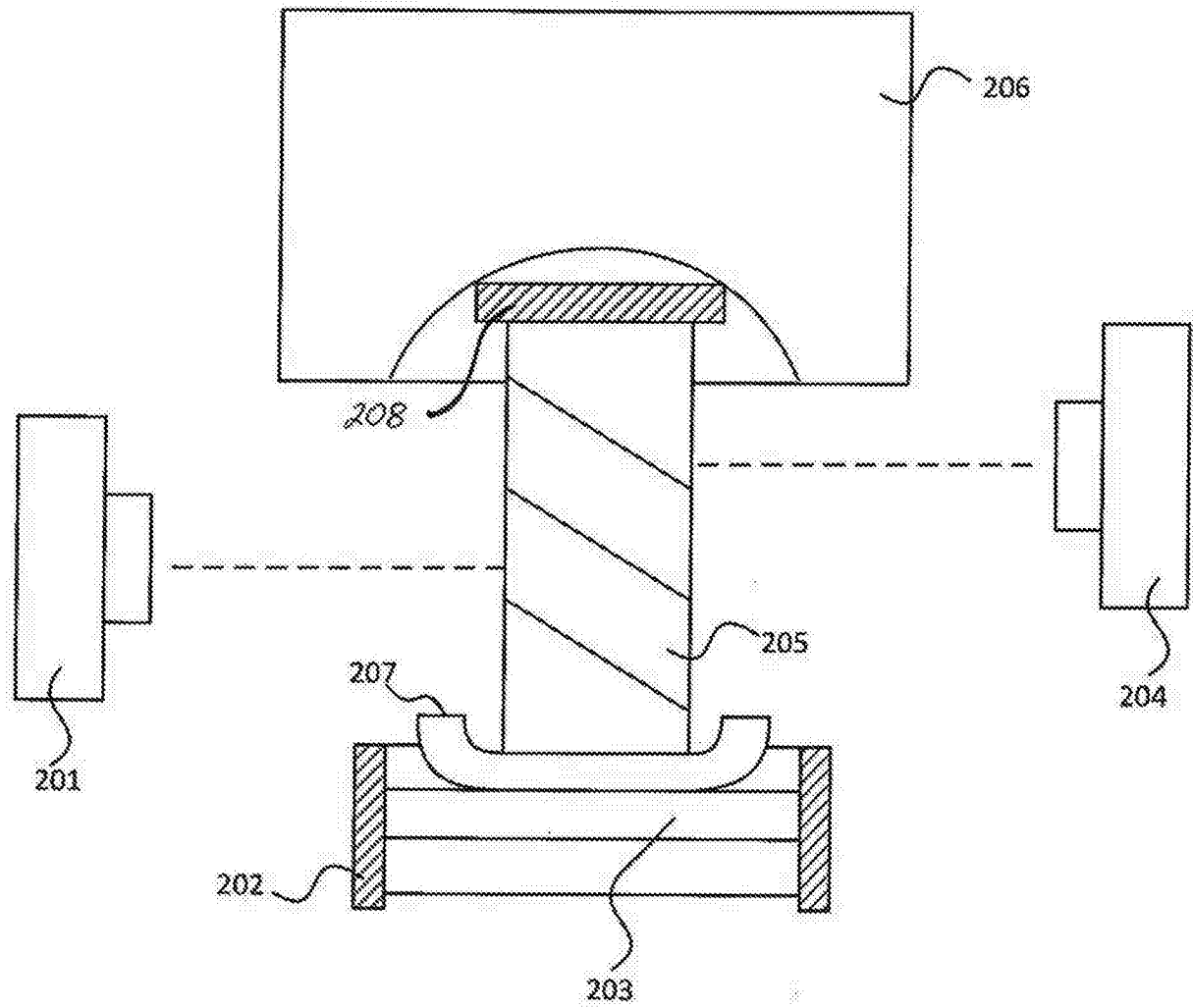


图9

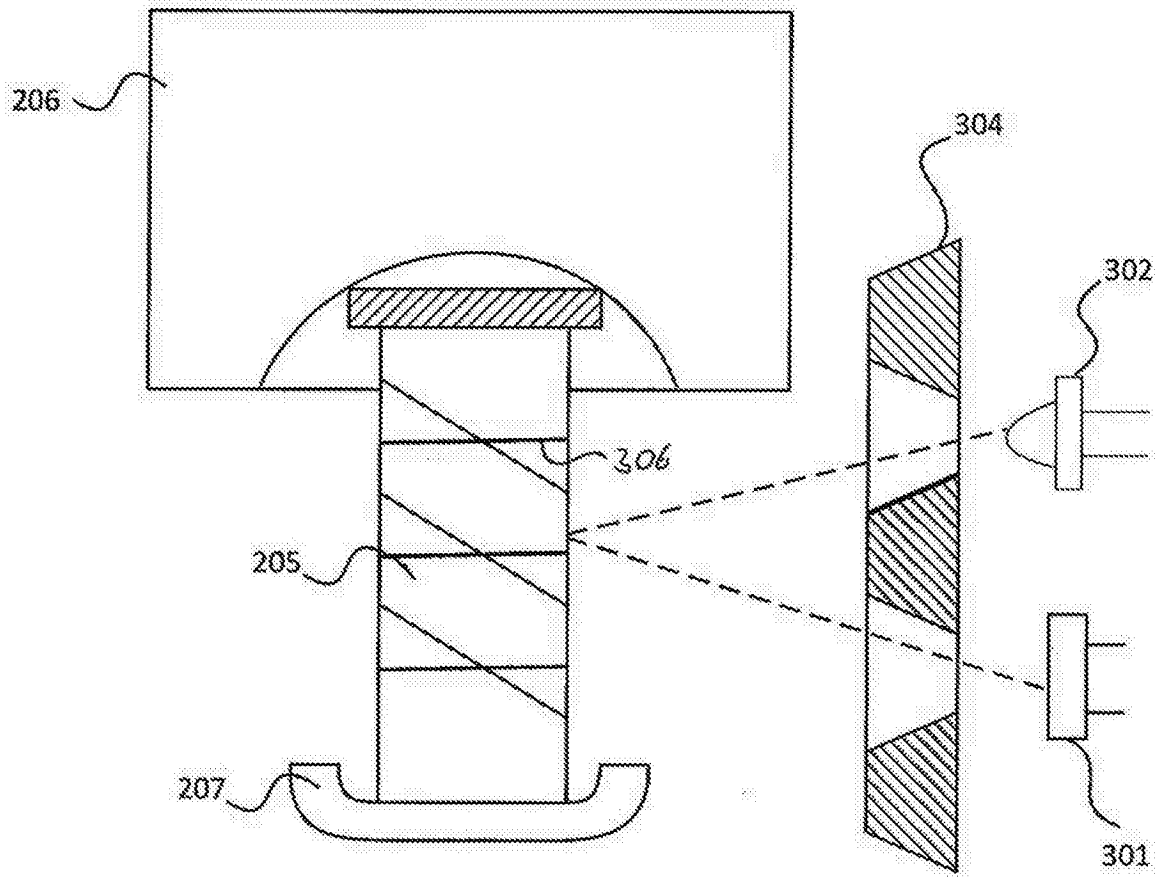


图10

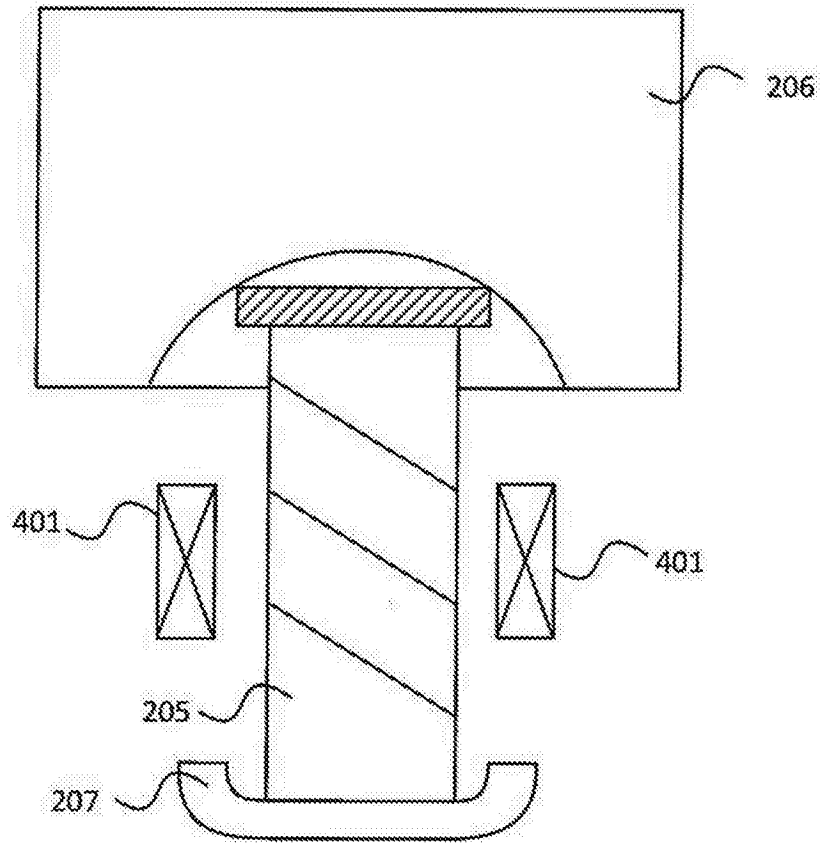


图11