



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104395714 B

(45)授权公告日 2017.12.19

(21)申请号 201380026720.9

(22)申请日 2013.03.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104395714 A

(43)申请公布日 2015.03.04

(30)优先权数据

A358/2012 2012.03.22 AT

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.11.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/AT2013/050060 2013.03.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/138830 DE 2013.09.26

(73)专利权人 奥地利科技研究所有限责任公司

地址 奥地利维也纳

专利权人 塞伯斯多夫劳动有限责任公司

(72)发明人 M.巴梅 G.施米特

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 朱君 刘春元

(51)Int.Cl.

G01F 23/26(2006.01)

A61M 5/31(2006.01)

H04B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

WO 2009/024562 A1, 2009.02.26,

WO 2006/021295 A1, 2006.02.03,

CN 101484783 A, 2009.07.15,

CN 101631586 A, 2010.01.20,

CN 102935251 A, 2013.02.20,

审查员 武正阳

权利要求书3页 说明书6页 附图4页

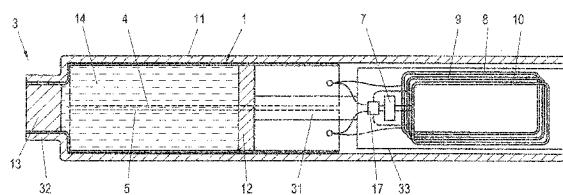
(54)发明名称

用于胰岛素笔的、基于电容NFC的液位传感器

(57)摘要

本发明涉及一种用于确定两个电极(4,5)之间的电容的装置,所述装置包括:在电极(4,5)下游的测量电路(6),其用于确定两个电极(4,5)之间的电容;在测量电路(6)下游的通信单元(7);以及连接到通信单元(7)的第一天线(8),其具有线圈形状的结构且具有至少一个绕组,其中,通信单元(7)构造用于将提供给它的测量值传送给外部数据通信单元(40)。按照本发明,该装置包括第二天线(9),其具有线圈形状的结构且具有至少一个绕组,所述至少一个绕组连接到测量电路(6),其中,第二天线(9)的连接端直接或间接地连接到电极(4,5),使得当采用电磁交变场来激励天线(9)时,电极(4,5)上存在交变电压。按照本发明,还规定:测量电路(6)构造用于对电极(4,5)上存在的交变电压或者流经电极(4,5)的交变电流进行直接或间接测量,并且测量电路的

输出端直接或间接地输送给通信单元(7)。



1. 一种用于确定两个电极(4,5)之间的电容的装置,所述装置包括:

- 液体容器(1),在所述液体容器(1)内表面或外表面上,相对并且相互无接触地设置了所述两个电极(4,5),

- 在所述电极(4,5)下游的第一测量电路(6),其用于确定所述两个电极(4,5)之间的电容,

- 在所述第一测量电路(6)下游的通信单元(7),以及

- 连接到所述通信单元(7)的第一天线(8),其具有线圈形状的结构并且具有至少一个绕组,其中,所述通信单元(7)被构造用于将提供给它的测量值传送给外部数据通信单元(40),以及

- 第二天线(9),其具有线圈形状的结构并且具有至少一个绕组,其连接到所述第一测量电路(6),其中所述第二天线(9)的连接端直接或间接地连接到电极(4,5),使得当采用电磁交变场来激励所述第二天线(9)时,所述电极(4,5)上存在交变电压,

- 其中,所述第一测量电路(6)被构造用于对所述电极(4,5)上存在的交变电压或者流经所述电极(4,5)的交变电流进行直接或间接测量,以及

- 其中,所述第一测量电路的输出端直接或间接地输送给所述通信单元(7),其特征在于

- 第三天线(10),其具有线圈形状的结构并且具有至少一个绕组,其围绕与所述第二天线(9)相同的面,

- 参考电容器(11a),其具有预定电容,其中所述第三天线(10)的连接端直接或间接地连接到所述参考电容器(11a)的电极,使得当采用电磁交变场来激励所述第三天线(10)时,所述参考电容器(11a)的所述电极上存在交变电压,

- 第二测量电路(16),其用于对所述参考电容器(11a)上存在的交变电压或者流经所述参考电容器(11a)的交变电流进行直接或间接测量,以及

- 在所述通信单元(7)上游的电容和/或测量值确定单元(15),其确定通过所述第一和第二测量电路(6,16)所获得的测量值的比率、和/或将所述比率转换成从所述两个电极(4、5)之间的电容中推导的测量值,并且在其输出端将其进行输出,其中所述通信单元(7)被构造用于将所述比率作为所述液体容器(1)中剩余的液体(14)量的相应测量值来传送。

2. 如权利要求1所述的装置,其特征在于

- 所述第二天线(9)的每个连接端分别与所述两个电极(4,5)中的相应电极连接,

- 所述第一测量电路(6)被构造用于确定所述两个电极(4,5)之间的电压幅度,并且在其输出端上保持对应于所述幅度的测量值可用。

3. 如权利要求1所述的装置,其特征在于

- 所述第三天线(10)的所述至少一个绕组具有与所述第二天线(9)相同数量的绕组,- 所述电容和/或测量值确定单元(15)将所述比率经过校准功能的作用和/或将所述比率转换成从所述两个电极(4、5)之间的电容中推导的测量值,并且在其输出端将其进行输出。

4. 如权利要求1所述的装置,其特征在于,所述第三天线(10)的每个连接端分别与所述参考电容器(11a)的所述两个电极(4,5)中的相应电极相连接,以及所述第二测量电路(16)被布置在所述参考电容器(11a)下游并且被构造成用于确定所述参考电容器(11a)的连接端之间的电压幅度,其中所述通信单元(7)具有另一个与所述第二测量电路(16)的输出端

连接的输入端。

5. 如权利要求1所述的装置,其特征在于,所述第二天线(9)和所述第三天线(10)以及所述第一天线(8)围绕所述相同的面。

6. 如权利要求1所述的装置,其特征在于,所述两个电极(4,5)之间的电容取决于所述液体容器(1)中存在的液体(14)的量,并且其中,由所述第一测量电路(6)所提供的测量值对应于所述液体容器(1)中存在的液体(14)的量。

7. 如权利要求1所述的装置,其特征在于,所述液体容器(1)与注射装置(3)以液体方式连接,所述注射装置(3)被构造用于向活体有机体注入所述液体(14)。

8. 如权利要求7所述的装置,其特征在于,所述注射装置(3)由控制单元来控制,向所述控制单元输送所述液体容器(1)的液位测量值,其中所述控制单元激活所述注射装置,直到所述液体容器(1)的液位降低了预定量。

9. 具有如以上权利要求1-8中的任一项所述的装置以及数据通信单元(40)的设备,其中所述数据通信单元(40)被构造用于将电磁波提供给所述第一天线(8)、所述第二天线(9)以及所述第三天线(10)。

10. 如权利要求9所述的设备,其特征在于,所述数据通信单元(40)具有用于接收由所述装置所提供的测量值的接收单元以及用于存储所述测量值的存储器。

11. 如权利要求10所述的设备,其特征在于,所述数据通信单元(40)具有另外的控制单元,其以预定时间间隔来接收所述液体容器液位的测量值,确定所述液位与其存储器中存储的液位之间的差,并且在所述差超过预定阈值时发送信号。

12. 一种用于采用用于数据通信的第一天线(8)以及具有线圈形状的结构并且具有至少一个绕组的第二天线(9)来确定两个电极(4,5)之间的电容的方法,所述至少一个绕组直接或间接地连接到所述两个电极(4,5),使得当采用电磁交变场来激励所述第二天线(9)时,所述电极(4,5)上存在交变电压,并且利用第三天线(10)以及利用具有预定电容的参考电容器(11a),其中所述第三天线(10)的连接端直接或间接地连接到所述参考电容器(11a)的电极,使得当采用电磁交变场来激励所述第三天线(10)时,在所述参考电容器(11a)的所述电极上存在交变电压,

其特征在于

- 所述第二天线(9)由数据通信设备(40)采用电磁交变场来激励,因而将交变电压施加到所述电极(4,5),

- 借助于所述交变电压,确定所述两个电极(4,5)之间的电容,以及所述电容或者从中所推导的值经由所述第一天线(8)传送给所述数据通信设备(40),

- 所述第三天线(10)连同所述第二天线(9)一起由所述数据通信设备(40)采用电磁交变场来激励,因而在所述参考电容器(11a)上施加交变电压,以及

- 借助于所述交变电压确定所述参考电容器(11a)的电容,并且将所述两个电极(4,5)之间的电容与所述参考电容器(11a)的电容之间的比率传送给所述数据通信设备(40)。

13. 如权利要求12所述的方法,使得所述第三天线(10)围绕与所述第二天线相同的面。

14. 如权利要求12所述的方法,其利用液体容器(1),在所述液体容器(1)内表面或外表面相对并且相互无接触地设置两个电极(4,5),其特征在于,所述两个电极(4,5)之间的电容或者所述两个电极(4,5)之间的电容与所述参考电容器(11a)的电容之间的比率视作液

位的量度,并且转换成液位。

15. 如权利要求14所述的方法,其特征在于,借助于校准表来执行转换成液位。

16. 如权利要求14或15所述的方法,其特征在于,将所述液体容器(1)的液位传送给所述数据通信单元(40),以及所传送的液位存储在所述数据通信单元(40)或者与其连接的另一个数据通信设备中,并且能够在以后的时间点再次调用。

17. 如权利要求16所述的方法,其特征在于,将所述液体容器(1)的液位传送给所述数据通信单元(40);然后排空所述液体容器(1),其中持续地确定所述液体容器的液位,并且将所述液位传送给所述数据通信单元(40);确定所述排空过程开始之前的所述液位与最后传递的液位之间的差,并且所述数据通信单元(40)在所述差超过预定阈值时发送信号,并且所述液体容器(1)的所述排空在所述信号被发送之后中断。

18. 如权利要求17所述的方法,其特征在于,持续地以预定时间间隔确定所述液体容器的液位。

用于胰岛素笔的、基于电容NFC的液位传感器

[0001] 本发明涉及一种如独立权利要求1的前序所述、用于确定两个电极之间的电容的装置以及如独立权利要求12的前序所述、用于确定电容的方法。

[0002] 由现有技术已知用于注射液体的许多装置。这类装置主要用在向人或动物注射药物的领域。尤其是，向糖尿病患者注射胰岛素或者其中药物、激素、生物制品等的剂量是重要因素的应用是按照本发明的装置的优选应用领域。

[0003] 用于向糖尿病患者提供采取液体形式的胰岛素、称作‘胰岛素笔’的注射装置是从现有技术已知的。通过这类装置，能够将采取液体形式的所需量胰岛素简单且安全地向相应患者注射；患者能够自行控制注射。基本上，注射装置各具有含相应气体形式药物或液体药物（在这里为胰岛素）的安瓿。这些安瓿常常称为药筒。这些药筒插入注射装置，由此注入机构从相应药筒中取出药物，并且将它提供给患者。

[0004] 注入机构还设有给药机构，其向患者提供一定量的相应药物。在这里，存在如下问题：如果相应药筒或安瓿中不存在必要量的药物，则给药时常不是正确起作用。虽然对于市场上存在的大多数产品而言药筒或安瓿的相应液位能够经由观察窗来读取，但是这仅允许大致确定药筒或安瓿中的剩余胰岛素含量或剩余液体含量。在大多数情况下，通过观察窗的读取仅提供很粗略的测量值。视觉功能受限的患者仅能够困难地或者完全不可靠地确定剩余胰岛素含量或剩余液体含量。在许多应用中产生的另一个问题是记住上一次液位和/或上一次注入的注射量。这不仅涉及健忘的人，并且能够导致给药不足或者给药过量。

[0005] 为了根除第一问题，电容液位测量的原理是从现有技术已知的。为此，至少两个电极安置在安瓿或药筒本身或者安置到安瓿的区域中的下笔杆内侧。这些电极的安置可例如通过气相喷镀或粘合来实现；其中，在粘合或气相喷镀在笔杆内侧的情况下，插入笔中的安瓿应当与笔杆内侧紧密贴合。由于液体、特别是胰岛素的介电性质以及液体周围的非金属材料的介电性质的显著不同，由两个电极所测量的电容 C_m 取决于安瓿中的液位。安瓿或药筒在本发明的上下文中称作液体容器。

[0006] 图1-3中详细示出确定液体容器1中的剩余液体量 L 所基于的原理。图1示出采取安瓿形式的液体容器1（在其外壁粘合或气相喷镀了金属电极4、5）的侧视图。图2示出液体容器1的顶视图。金属电极4、5处于圆筒容器1的外护罩的沿圆周分离的区段上，并且没有相互接触。图3对于不同的液位并且对于不同的电极4、5的尺寸示出取决于液体容器1的液位的金属电极之间可测量电容之间的关系。通过测量液体容器1的两个电极4、5之间的电容，只要液体14的电容率与空气或者否则代替液体14灌入液体容器1中的液体的电容率充分不同，就能够易于推断液体容器1中相应液体14、例如药物的液位 L 。在这种情况下，两个电容率的比率大致为1:80。

[0007] 对于图1-3中所示用于电容液位确定的方法而言，问题在于，这个实施方式需要相应交变电压源以便确定电容，这尤其是对于要与具有NFC能力的移动电话或者配备有NFC接口的另一个数据通信设备相结合、完全无源驱动的构件造成问题。尤其是，集成电池以产生用于确定电容的交变电压是极其昂贵的。

[0008] 因此，本发明的任务是提供一种装置，其允许测量尤其是NFC兼容的无源构件中的

电容器的电容,而无需单独电源。

[0009] 本发明在开头所提及类型的装置中通过如权利要求1所述的区分特征来完成该任务。根据本发明,在用于确定两个电极之间的电容的装置中,包括:

[0010] - 电极下游的测量电路,用于确定这两个电极之间的电容,

[0011] - 测量电路下游的通信单元,以及

[0012] - 连接到通信单元的第一天线,其具有线圈形式的结构并且具有至少一个绕组,其中,通信单元设置成用于将提供给它的测量值传送给外部数据通信单元;

[0013] - 第二天线,其具有线圈形状的结构并且具有连接到测量电路的至少一个绕组,其中,第二天线的连接端直接或间接地连接到电极,使得当采用电磁交变场来激励天线时,电极上存在交变电压,

[0014] - 其中,测量电路构造用于对存在于电极上的交变电压或者流经电极的交变电流进行直接或间接测量,以及

[0015] - 其中,测量电路的输出直接或间接地输送给通信单元。

[0016] 在按照本发明的方法中,主要优点在于,在没有单独交变电压发生器并且没有电池或蓄电池的情况下,对电容的测量是可能的,以及按照本发明的装置完全无源地工作。这还具有如下优点:在安瓿中实际上不引起液体的可测量到的加热,这对于许多对温度敏感的注入剂而言可能是重要的。

[0017] 对电容的特别简单的测量规定:第二天线的每个连接端分别与这两个电极中相应的电极相连接,测量电路构造用于确定两个电极之间的电压幅度,以及在其输出端保持与这个幅度对应的测量值可用。

[0018] 为了与通信设备的相应位置和取向无关地确定测量参量和电容,有利地提供:第三天线,其具有线圈形状的结构且具有至少一个绕组,所述第三天线围绕与第二天线相同的面,并且尤其是具有与第二天线相同的绕组数量;参考电容器,其具有预定电容,其中第三天线的连接端直接或间接地连接到参考电容器的电极,使得当采用电磁交变场来激励第三天线时,参考电容器的电极上存在交变电压;第二测量电路,其用于对存在于参考电容器上或者流经参考电容器的交变电流进行直接或间接测量;以及通信单元上游的电容和/或测量值确定单元,其确定由测量电路所确定的测量值的比率,尤其是经过校准功能的作用和/或将它转换成从电容中导出的测量值,并在其输出端输出,其中,通信单元构造用于将这个比率作为液体容器中剩余的液体量的相应测量值来传送。

[0019] 参考电容器的特别简单的测量规定:第三天线的每个连接端分别与参考电容器的两个电极中的相应电极相连接,以及第二测量电路,其构造用于确定参考电容器的连接端之间的电压幅度并且在参考电容器下游,其中通信单元具有另一个与第二测量电路的输出端相连接的输入端。

[0020] 本发明的简单构造、健壮且允许可靠确定的扩展方案提供:第二天线和第三天线,必要时这些天线还围绕相同的面。

[0021] 本发明的一有利扩展方案能够用来确定液体容器中的液体含量。在这里,提供一种液体容器,在其表面、尤其是内表面或外表面,相对并且相互无接触地设置了两个电极,其中,这两个电极之间的电容优选地取决于液体容器中存在的液体量,并且其中,由测量电路所提供的测量值对应于液体容器中存在的液体量。

[0022] 为了向活体有机体注射液体,可规定:液体容器与注射装置(其优选地构造用于向活体有机体注入该液体)以液体方式连接。

[0023] 为了待注射液体的正确给药,可规定:注射装置由控制单元(液体容器的液位测量值被输送给该控制单元)来控制,其中,该控制单元激活注射装置,直到液体容器的液位降低了预定量。

[0024] 另外,本发明涉及一种具有按照本发明的装置和数据通信单元的设备,其中,数据通信单元构造用于向第一天线、第二天线以及必要时向第三天线提供电磁波。有利地,数据通信单元由移动电话实现。通过该设备,能够有利地且在无需设置在该装置中的能量源的情况下确定电容。

[0025] 为了有利地记录和处理所测量数据,可规定:数据通信单元具有用于接收由该装置所提供的测量值的接收单元以及用于存储这些测量值的存储器。

[0026] 为了控制对液体的提供,可规定:数据通信单元具有另外的控制单元,其以预定时间间隔来接收液体容器的液位的测量值、确定该液位与其存储器中存储的液位之间的差,并且在这个差超过预定阈值时发送信号。

[0027] 另外,本发明涉及一种用于采用用于数据通信的第一天线以及具有线圈形状的结构且具有至少一个绕组(其直接或间接地连接到两个电极,使得当采用电磁交变场来激励该天线时,电极上存在交变电压)的第二天线来确定两个电极之间的电容的方法。按照本发明规定:第二天线由数据通信设备采用电磁交变场来激励并且因而交变电压施加到这些电极,以及两个电极之间的电容借助于交变电压来确定,以及电容或者从中导出的值经由第一天线传送给数据通信设备。

[0028] 在按照本发明的方法中,优点在于,在没有单独交变电压发生器并且没有电池或蓄电池的情况下,电容的测量是可能的,以及按照本发明的装置完全无源地工作。这还具有如下优点:安瓿中实际上不引起液体的可测量到的加热,这对于许多对温度敏感的注入剂而言可能是重要的。

[0029] 为了与通信设备的相应位置和取向无关地确定测量参量和电容,有利地提供尤其是围绕与第二天线相同的面的第三天线以及具有预定电容的参考电容器,其中,第三天线的连接端直接或间接地连接到参考电容器的电极,使得当采用电磁交变场来激励第三天线时,参考电容器的电极上存在交变电压,其中,第三天线连同第二天线一起由数据通信设备采用电磁交变场来激励,因而在参考电容器上存在交变电压,以及,参考电容器的电容借助于交变电压来确定,以及两个电极的电容与参考电容器的电容之间的比率传送给数据通信设备。

[0030] 本发明的一有利扩展方案能够用来确定液体容器中的液体含量。在这里,提供一种液体容器,在其表面、尤其是内表面或外表面相对并且相互无接触地设置了两个电极,其特征在于,两个电极之间的电容用作液位的量度,或者两个电极之间的电容与参考电容器的电容之间的比率用作液位的量度,并且尤其按照校准表来转换成液位。

[0031] 为了能够查询和监测各次给药,可以规定,将液体容器的液位传送给数据通信单元,以及所传送的液位存储在数据通信单元或者与其连接的另一个数据通信设备中,并且能够在以后的时间点再次调用。

[0032] 为了对待注射液体进行正确给药,可规定:将液体容器的液位传送给数据通信单

元;随后排空液体容器,其中液体容器的液位持续地、尤其以预定时间间隔来确定并且传送给数据通信单元;确定排空过程开始之前的液位与最后传递的液位之间的差;以及数据通信单元。

[0033] 图1示出液体容器的第一表示的侧视图。图2示出图1所示液体容器的顶视图。图3对于不同电极尺寸示出两个电极之间的电容与液体容器的液位之间的关系。将参照以下附图更详细地论述本发明的一实施例。图4示出按照本发明、采取胰岛素笔形式的装置的剖面图。图5示意性示出确定电容所需的各个组件的电气互连。

[0034] 图4中更详细示出用于确定电容的本发明的一有利实施方式。图4所示的装置包括圆柱形壳体11,其中插入也是圆柱形的液体容器1(图1、图2)。液体容器1可从壳体11中取出并且由相同类型的液体容器1来替换。在液体容器1的外护罩,设置电极4、5,它们沿液体容器1延伸。在这个优选实施例中,两个电极4、5沿圆周方向彼此间隔开(图2),并且在液体容器1的整个长度之上延伸。液体容器1还包括端壁12,其设置于圆柱形液体容器1的一面。在圆柱形液体容器1的、与端壁12相对的正面设置凹口13。在液体容器1内部,存在将要向人注射的液体14。该液体14可通过凹口13从液体容器1逸出和/或移开。通过相对于圆柱形液体容器1的护罩移动端壁12,液体14从液体容器1中压出,并且液体容器1的、填充有液体14的容积减小。

[0035] 另外,图4所示的装置具有注射装置3或提供单元,利用其能够从液体容器1向患者注射液体14。尤其是,注入针用作注射装置3。在本发明的这个优选实施方式中,注射装置3包括馈送部31,其将圆柱形液体容器1的、与该液体容器1的轴向垂直的端壁12压入液体容器1中,并且因而通过凹口13将与这个端壁12相对的端部处的液体14推送到注射装置3的注入部件32。注入部件32和液体容器1彼此直接以液体方式连接。注射装置3还包括用于馈送部31的驱动器33,其将馈送部31压靠在液体容器1的端壁12上,并且因而向相应患者注射液体容器1中存在的液体14。

[0036] 端壁12与相对端壁12的凹口13之间的区域完全填充有液体14;液体容器1的其余区域为空,并且在这种情况下填充有空气。通过排空液体容器1,电容率在 $40\ \epsilon_0$ 与 $80\ \epsilon_0$ 之间的液体14由电容率大约为 ϵ_0 的空气接连替换。通过电极4、5之间的中间空间的电容率的所述降低,液体容器1的护罩处的电极4、5之间的电容也减小。通过排空所引起的两个电极4、5之间的电容减小在图3中更详细示出。

[0037] 所示实施方式允许液位借助电容测量来确定。但是,本发明原则上并不局限于这里所示的液位测量;而是能够完全一般性地用来测量每个任意电容和/或其变化由电容变化来反映的每个测量参量。因此,不一定将本发明用来确定液位。本发明而是允许每种任意的电容确定。下面示出在无需附加交变电压源且无需电池或蓄电池的情况下进行的电容确定。

[0038] 在本发明的这个实施例中,两个电极4、5之间的电容利用图5所示的电路来确定。该电路包括与通信单元7连接的天线8。天线8是例如NFC应用中使用的线圈天线。一方面,天线8用于通信单元7与外部数据通信设备40、例如移动电话之间的通信,另一方面,该天线8也允许测量和通信所需的能量从数据通信设备40传送给按照本发明的、用于电容确定的单元。

[0039] 在一特殊实施方式中,通信单元7可具有小缓冲存储器,以用于对在测量以及与数

据通信设备40的通信期间操作通信单元7所需的那些电能量进行中间存储。但是,缓冲存储器无需将尺寸确定为使其能量含量足以产生用于确定两个电极4、5之间的电容的交变电压信号。

[0040] 基本上,对两个电极之间的电容的测量和参考电容器11a的电容可直接测量;该测量所需的具体能量可由数据通信设备直接提供。

[0041] 这个示例在此所示的本发明优选实施方式具有第二天线9和第三天线10。第二天线9的两个连接端连接到两个电极4、5。两个电极4、5之间分别存在其幅度分别取决于相应电容器的电容的电压。第三天线10的连接端连接到参考电容器11a的相应电极。

[0042] 在这种情况下,第二天线9和第三天线10具有相同的绕组数量。但是,这并不是一定必需的。备选地,例如,通过对绕组数量的不同选择,能够有意地产生校准偏移,这在需要的情况下简化参考电容的尺寸确定。

[0043] 由外部数据通信设备40所引入的电场能量以及由外部数据通信设备40所产生的场的频率根据外部数据通信设备40的类型而不同。为了避免由外部数据通信设备40的类型所引起的不同测量值,设置第三天线10,其围绕与第二天线9相同的面。第三天线10的两个连接端连接到参考电容器11的两个电极。通过将两个电极4、5之间存在的电压与参考电容器11上存在的电压进行比较,能够得到与相应外部数据通信设备40无关的电容测量值。

[0044] 第二天线和第三天线9、10围绕相同的面。图4和图5中分散的图示只是用于简洁且概括的图示。因为第二和第三天线9、10围绕相同的面,所以外部数据通信设备40与天线9、10之间的相应相对位置对参考电容器11a的输出端上的电压与两个电极4、5之间的电压之间的比率没有影响。

[0045] 本发明的主要优点在于,为了确定两个电极4、5之间的电容以及必要时确定参考电容器11a的电容,不要求附加电压发生器或附加蓄电池;而是能够从由数据通信设备40所产生的电磁场中直接取得确定相应电容所需的能量。

[0046] 这个在该示例中所示的本发明优选实施方式具有两个测量电路6、16,它们连接到通信单元7,并且向通信单元7传送由它们所测量的全部值。在这种情况下,两个测量电路6、16分别具有整流器、整流器下游的平滑电路以及平滑电路下游的ADC电路。将相应ADC电路的结果输送给通信单元7。

[0047] 提供一种电容和测量值确定单元或比较单元15,其分别确定参考电容器11的输出端上的电压与两个电极4、5间的电压之间的比率,并且在其输出端上保持这个结果可用,并且将它转发给通信单元7。在任何情况下,都可进行这个比率到电容的转换或者到从中推导出的测量参量的转换,其中,相应比率分别与先前对于预定电容值所确定的、通过校准所确定的参考比率进行比较。因此,例如,所确定的电容值 C_m 能够按照图3所示的简图转换为液体容器1中液体14的相应液位量 L 。通信单元7根据请求向外部数据通信设备40传送这个比率或相应转换的测量参量。

[0048] 在这个实施例中,电容和测量值确定单元15、测量电路6、16以及参考电容器11a设置在共同的芯片17上。在本发明的备选扩展方案中,通信单元7也可额外放置在芯片17中。

[0049] 在本发明的这个实施例中,注射装置3由未示出的控制单元来控制,向该控制单元输送在比较单元15的输出端上存在的、液体容器1的液位测量值。控制单元激活注射装置3,直到液体容器1的液位降低了预定量。在任何情况下,如果馈送部已经到达挡块,则该过程

也可停止。在这种情况下,可提供错误消息,其表明相应液体容器1为空,并且没有注射过要注射的液体量。

[0050] 为了同时确定注射过哪个液体量,在注射之前和之后分别确定相应的液位L,如之前所述的那样。因此,注射之前的第一液位L1和注射之后的第二液位L2可供使用。如果形成第一液位与第二液位之间的差DL,则得到相应注射过的那个液体量。

[0051] 在注射液体期间,为了施用相应液体,能够存储注射之前的第一液位L1,并且能够持续确定第二液位。如果第一液位与第二液位之间的差DL达到阈值,则中断注射。为此目的,停用相应注射装置3;例如停用用于馈送部31的驱动器33,并且停止馈送部31。不再进一步注射或提供液体14。

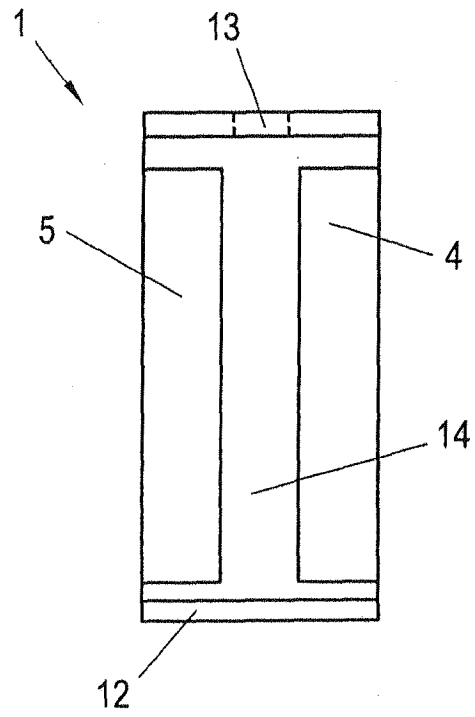


图 1

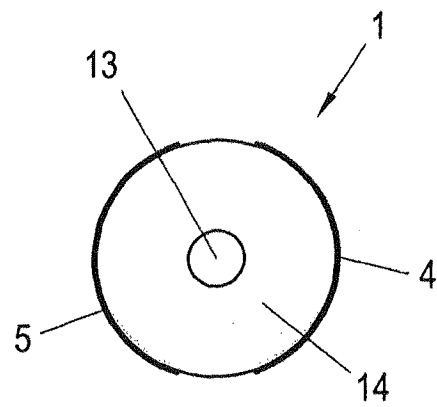


图 2

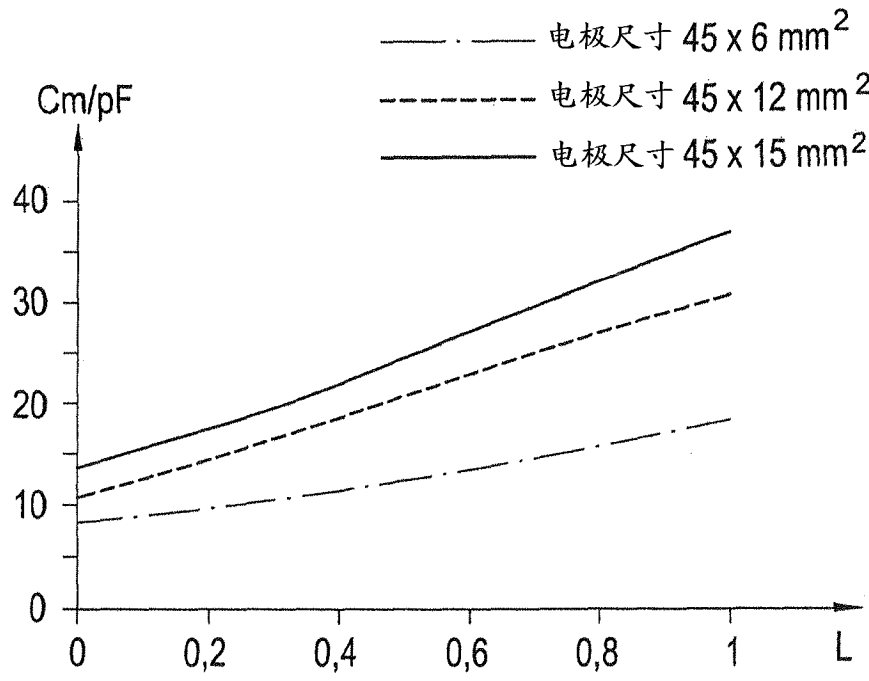


图 3

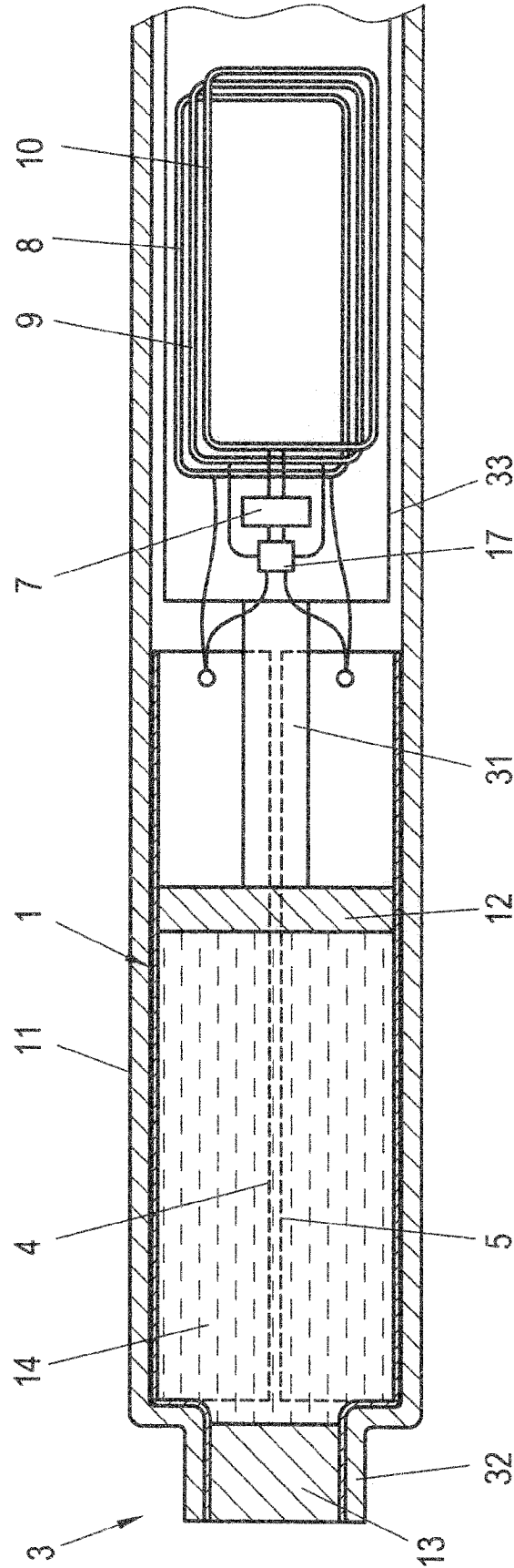


图 4

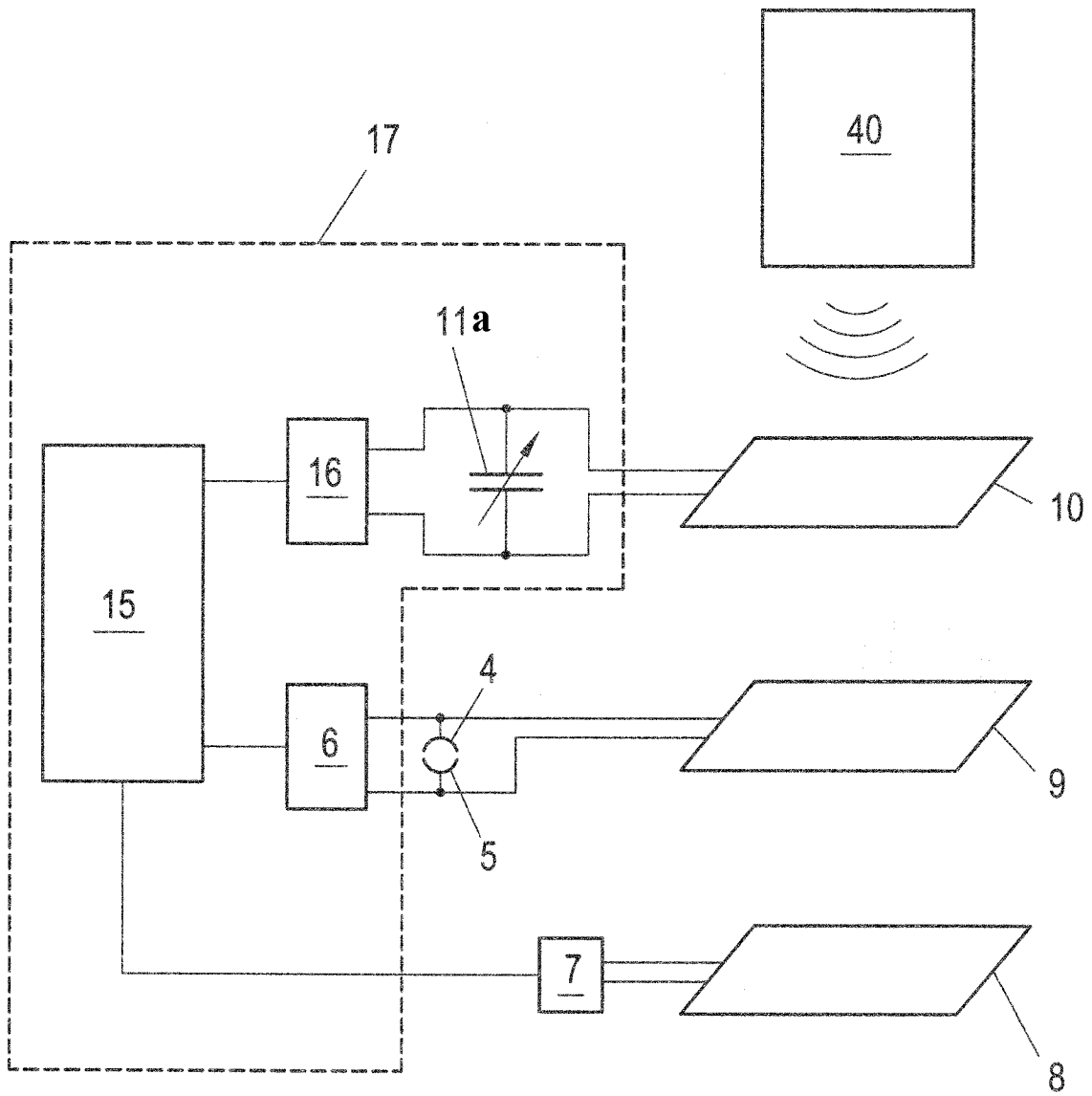


图 5