



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108093659 B

(45) 授权公告日 2021.09.14

(21) 申请号 201680050872.6

(22) 申请日 2016.08.25

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108093659 A

(43) 申请公布日 2018.05.29

(30) 优先权数据
15183599.8 2015.09.03 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.03.02

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/070026 2016.08.25

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/036895 EN 2017.03.09

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·A·H·M·卡尔曼

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.
H02J 5/00 (2016.01)
H02J 50/10 (2016.01)
H02J 7/00 (2006.01)
H04B 5/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2012001751 A1, 2012.01.05
CN 201594751 U, 2010.09.29
US 2010312310 A1, 2010.12.09
CN 101904117 A, 2010.12.01
US 2014142876 A1, 2014.05.22
US 2004004460 A1, 2004.01.08
US 2009058608 A1, 2009.03.05

审查员 陈雪

权利要求书2页 说明书21页 附图23页

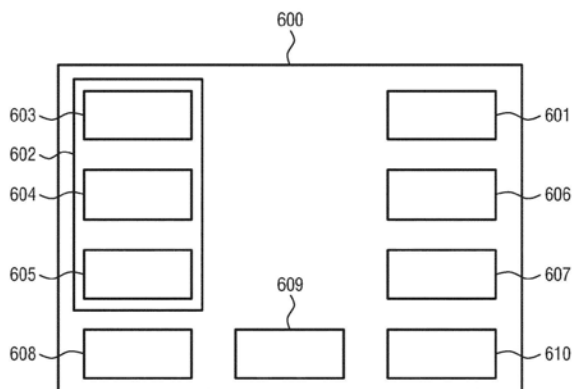
(54) 发明名称

用于数据和功率的无线传输的连接器和设备

(57) 摘要

本发明涉及一种连接器,所述连接器用于在系统、特别是患者监测系统的包括这样的连接器的独立设备之间的数据和/或功率的无线传输,所述独立设备包括这样的连接器。所述连接器包括:数据传输单元(271),所述数据传输单元被布置用于向系统的具有配对连接器的另一设备传送数据和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收数据;磁耦合单元(272),其用于通过使用电感耦合将功率传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收功率;检测单元(273),其用于检测磁耦合单元与配对连接器的磁耦合单元之间的磁耦合的强度;以及控制单元(274),其用于:在所检测到的磁耦合高于第一阈值和/或其增加量高

于第二阈值的情况下将数据传输单元切换到低功率模式和/或启用磁耦合单元,并且在所检测到的磁耦合低于第三阈值和/或其减小量高于第四阈值的情况下将数据传输单元切换到高功率模式和/或禁用磁耦合单元。



1. 一种连接器,用于在包括这样的连接器的独立设备之间的数据和功率的无线传输,所述连接器包括:

数据传输单元(271),其被布置用于向具有配对连接器的另一设备传送数据和/或从具有配对连接器的另一设备接收数据,

磁耦合单元(272),其用于通过使用电感耦合向具有配对连接器的另一设备传送功率和/或从具有配对连接器的另一设备接收功率,

检测单元(273),其用于检测所述磁耦合单元与配对连接器的磁耦合单元之间的磁耦合的强度,以及

控制单元(274),其用于:在所检测到的磁耦合高于第一阈值和/或其增加量高于第二阈值的情况下,使用近场模式通过将所述数据传输单元切换到低功率模式并启用所述磁耦合单元来将功率传送到另一设备和/或从另一设备接收功率;并且在所检测到的磁耦合低于第三阈值和/或其减小量高于第四阈值的情况下,使用远场模式通过将所述数据传输单元切换到高功率模式并禁用所述磁耦合单元。

2. 根据权利要求1所述的连接器,

其中,所述检测单元(273)被配置为检测阻抗、共振频率和/或感生的电压。

3. 根据权利要求1所述的连接器,

其中,所述数据传输单元(271)被配置用于通过使用RF传输、光学传输、电容耦合或近场通信来传送数据。

4. 根据权利要求1所述的连接器,还包括载体(202),其中,所述数据传输单元(271)包括被布置在所述载体中或者被布置在所述载体上的RF天线(204)以及用于驱动所述RF天线和/或获得由所述RF天线接收到的RF信号的RF电路(208)。

5. 根据权利要求4所述的连接器,

其中,所述RF天线(204)被形状设定为条、环、平面倒F或平面折合偶极子的形式。

6. 根据权利要求4所述的连接器,

其中,所述RF天线(204)被布置成旋转对称的。

7. 根据权利要求1所述的连接器,

其中,所述磁耦合单元(272)包括用于集中磁通量的通量集中器(203、233、251)以及围绕所述通量集中器的部分而布置的一个或多个线圈(201a、201b)。

8. 根据权利要求7所述的连接器,

其中,所述通量集中器包括形状设定为C或E形式的芯(203、233、251)。

9. 根据权利要求7所述的连接器,

其中,所述通量集中器(203、233、251)被布置成旋转对称的。

10. 根据权利要求7所述的连接器,

其中,所述通量集中器包括C形芯(203),所述C形芯具有两个支柱和连接所述支柱的轭,其中,线圈(201)是围绕所述芯的每个支柱来布置的,并且其中,所述数据传输单元包括被布置在所述芯的所述两个支柱之间的RF天线(204)。

11. 根据权利要求7所述的连接器,

其中,所述通量集中器包括旋转对称的E形芯(233),所述旋转对称的E形芯具有中央支柱(232)、围绕所述中央支柱的环(233)以及连接所述中央支柱和所述环的轭(236),其中,

线圈(201)是围绕所述芯的所述中央支柱来布置的,并且其中,所述数据传输单元包括环形RF天线(204),所述环形RF天线与所述环同心地布置并且被布置在所述中央支柱与所述环之间或者围绕所述环来布置。

12. 根据权利要求7所述的连接器,

其中,所述通量集中器包括旋转对称的C形芯(251),所述旋转对称的C形芯具有两个同心环(252、253)和连接所述环的轭(254),其中,线圈(201)被布置在所述两个环的内环与外环之间,并且其中,所述数据传输单元包括环形RF天线(204),所述环形RF天线与所述两个同心环同心地布置并且被布置在所述内环(253)内部或者围绕所述外环(252)来布置。

13. 根据权利要求12所述的连接器,

其中,所述RF天线(204)被形成为彼此连接的两个开放环的形式的平面折合偶极子。

14. 根据权利要求4或7所述的连接器,

还包括被布置在所述一个或多个线圈与所述RF天线之间的所述载体(202)的表面上地平面(206)。

15. 一种用于无线传输的设备,其用于对所述设备与另一设备之间的数据和功率进行无线传输,所述设备包括:

数据单元(207、234),其用于生成数据和/或接收数据,

功率单元(37、91、309),其用于供应功率和/或消耗功率,

根据权利要求1所述的连接器(200、230、240、250、260),其用于向另一设备传送由所述数据单元生成和/或接收到的数据,用于从另一设备接收数据,用于向另一设备传送由所述功率单元供应的功率,和/或用于接收由另一设备供应的功率。

用于数据和功率的无线传输的连接器和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种连接器,其用于在系统、特别是患者监测系统的包括这样的连接器的独立设备之间的数据和功率的无线传输,所述独立设备包括这样的连接器。此外,本发明涉及一种设备,其用于在所述设备与另一设备之间的数据和功率的无线传输。

背景技术

[0002] 一般而言,设备的无线充电或供电是对用户而言方便的既有技术。无线供电也能够被用在恶劣环境中,在恶劣环境中,当使用电流接触件时,腐蚀或潮湿可能危害功能性或安全性。存在针对无线功率的若干标准,诸如Qi、PMA、Rezense和WiPower,并且市场正在快速增长。这些技术主要用于对电池供电的设备(例如,移动电话、平板电脑等)进行充电。对多个设备的充电是可能的。然而,例如在许多较小线圈可用的Qi标准的功率板中,设备需要被精确地定位为邻近于彼此(在水平平面中)。

[0003] 高端患者监测正在从其在重症护理领域(ICU、OR)中的常规应用扩展到较低敏感度的设施,诸如普通病房、医院到家庭、连线的初级护理等。现有高端产品的成功是由于测量的质量、其模块化、整体系统连通性、用户接口以及其跨总产品线的一致性(向后兼容)。与此同时,价值分割市场正在快速地扩展以应对低成本是主要问题的新兴国家和较低敏感度的设施。在这些市场中,可能在模块化、连通性和(有时)测量质量上进行折中。

[0004] 在生活方式和体育领域中,也越来越多地使用生理测量结果(诸如心率、呼吸速率、SpO₂)。

[0005] 在所述新应用空间的可佩带(无绳)传感器中,小型化和低功率是必要的。跨所有这些分段的基本要求是相同的,亦即,与非折中的电气患者安全性相比的极好的测量质量。后者在IEC 60601标准中被严格管控,并且在最坏的情况情形(到心脏的直接连接)中规定了10 μ A的最小泄漏电流、朝向地的4kV的隔离以及在各测量中的每个测量之间的1.5kV的隔离。另外,患者监测器必须能够承受由除颤器所引入的高的差分电压,以及来自手术刀的大大的RF电压。

[0006] 常规隔离和保护概念基于电感功率耦合器(变压器)以及用于数据传输的光学数据耦合器,接近维持PCB与连接器引脚之间的足够的延伸和间隙。

[0007] US 6819013 B2公开了一种针对连接患者的设备的电隔离的组的功率和信号耦合器。对接站以及能够与对接站对接的便携设备均包括功率耦合器和电气隔离的数据变换器。相应的功率耦合器包括磁渗透元件,所述磁渗透元件包括中央极和外围极以及印刷电路板,所述印刷电路板具有中央极通过其突起的开口。印刷电路板包括围绕中央极开口的绕组,所述绕组包括对接站中的初级绕组以及便携设备中的次级绕组。当便携设备与对接站被对接时,便携设备中的磁渗透元件和对接站中的磁渗透元件被布置为形成磁回路,并且便携设备中的数据变换器和对接站中的数据变换器被布置为交换数据。

[0008] 能够在US 2012/001751 A1、US 2013/102253 A1和US 2004/004460 A1中找到另外的现有技术。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种用于独立设备之间的数据和功率的无线传输的可靠并且低成本连接器和设备。

[0010] 在本发明的第一方面中,提出了一种连接器,用于数据和功率的无线传输,所述连接器包括:

[0011] -数据传输单元,其被布置用于将数据传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收数据,

[0012] -磁耦合单元,其用于通过使用电感耦合将功率传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收功率,

[0013] -检测单元,其用于检测所述磁耦合单元与配对连接器的磁耦合单元之间的磁耦合的强度,以及

[0014] -控制单元,其用于:在所检测到的磁耦合高于第一阈值和/或其增加量高于第二阈值的情况下,将所述数据传输单元切换到低功率模式和/或启用所述磁耦合单元;并且在所检测到的磁耦合低于第三阈值和/或其减小量高于第四阈值的情况下,将所述数据传输单元切换到高功率模式和/或禁用所述磁耦合单元。

[0015] 在本发明的另外的方面中,提出了一种设备,用于所述设备与另一设备之间的数据和功率的无线传输,所述设备包括:

[0016] -数据单元,其用于生成数据和/或接收数据,

[0017] -功率单元,其用于供应功率和/或消耗功率,

[0018] -如在本文中所公开的连接器的,其用于将由所述数据单元所生成和/或接收到数据传送到另一设备,用于从另一设备接收数据,用于将由所述功率单元所供应的功率传送到另一设备,和/或用于接收由另一设备所供应的功率。

[0019] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,所主张的设备与所主张并且在从属权利要求中所限定的连接器具有相似和/或相同的优选实施例。

[0020] 本发明基于以下想法:利用能够以两种模式、亦即近场模式和远场模式来操作的连接器技术。当连接器被机械地连接到配对连接器时,使用近场模式,在近场模式中,无线电装置(即,数据传输单元)切换到低功率模式,磁功率转移被启用,并且RF辐射和磁场与测量电子器件和外界相屏蔽。当未被连接时,使用远场模式,在远场模式中,无线电装置切换到高功率模式以启用短程无线电通信,并且磁功率转移被禁用。

[0021] 为了实现这种切换,所提出的连接器优选包括单个RF天线而没有RF切换器件,单个磁耦合单元以及每节点的RF功率传输器,其能基于在接收器处所接收到的RF信号以及与配对连接器的磁耦合水平来调节。备选地,在经由另一源(例如,线缆或电池)供应功率的情况下,优选不启用实际连接器的功率传输。

[0022] 为了控制在两种模式之间的切换,在检测器与潜在配对连接器之间检测磁耦合和/或其增加量或减小量。然后,使用针对磁耦合和/或其增加量/减小量的预定阈值来决定在不同模式之间的切换。

[0023] 因此,本发明解决了例如在临床设施中使用无线数据通信的至少一些缺点。这些缺点包括:无线电谱的容量有限,并且任何带宽的破坏(spoiling)都会危及邻域中的质量和患者安全性。此外,当针对每种模式使用专用天线时,在近场无线电模式与短程无线电模

式之间切换是麻烦且昂贵的。更进一步地,源自磁供电的杂散通量干扰灵敏的测量电子器件和无线电装置。

[0024] 因此,本发明的优点包括不需要天线切换器件,但是可以在连接状态与非连接状态之间进行无缝切换。需要较少的RF带宽占用,并且在测量、供电和无线电之间出现最小的串扰。因此,仅在给出高效率耦合的情况下启用磁供电。最后,当连接器被机械地连接到配对连接器时,实现了无线电传输的节能。

[0025] 备选地,能够通过使用光学部件、电容耦合、近场通信(13.56MHz)和RF来传送数据和/或功率。灵敏的电子线路(测量、无线电)可能由高渗透性材料或导电屏蔽层进行磁屏蔽,或者位于杂散通量最小的位置上,例如在C形、E形或环形芯的顶部上。

[0026] 在实施例中,所述检测单元被配置为检测阻抗、共振频率和/或感生的电压。能够基于其来可靠地确定磁耦合的强度(常常被称为磁耦合因子 k ($0 \leq k \leq 1$))。

[0027] 在部件已经被连接的情况下,根据功率和强RF信号的可用性,这是清楚的。可以通过使用轮询机制检查磁耦合(以及任选地,用于数据传输的RF信号)的增加来检测新部件的附接。可以通过逆过程来执行对断开连接部件的检测:轮询机制通过使用例如阻抗、共振频率和/或感生的电压(以及任选地,RF信号)来测量磁耦合的强度的减小。任选地,可以额外地测量RF信号强度。

[0028] 在另一实施例中,所述数据传输单元被配置用于通过使用RF传输、光学传输、电容耦合或近场通信来传送数据。

[0029] 优选地,使用利用RF天线的RF传输。因此,在优选实施例中,所述连接器包括载体,其中,所述数据传输单元包括被布置在载体中或者被布置在载体上的RF天线以及用于驱动RF天线和/或获得由所述RF天线所接收到的RF信号的RF电路。所述载体例如可以是PCB。

[0030] RF天线的各种设计一般都是可能的。优选的天线设计包括:RF天线被形状设定为条、环、平面倒F或平面折合偶极子的形式。此外,RF天线优选被布置为旋转对称的,这避免了在连接所述连接器与所述配对连接器时对所述连接器相对于所述配对连接器的预定旋转定位的需要。在示范性实施方式中,可以使用四分之一波长平面倒F形天线。

[0031] 所述磁耦合单元优选包括用于集中磁通量的通量集中器以及围绕所述通量集中器的部分布置的一个或多个线圈。因此,如在变压器中的电感耦合优选被用于功率的传输。

[0032] 所述通量集中器可以包括被形状设定为C或E的形式的芯和/或可以布置为旋转对称的形式,这也支持避免在连接所述连接器与所述配对连接器时对所述连接器相对于所述配对连接器的预定旋转定位的需要。

[0033] 根据应用的种类、尺寸、成本等,根据本发明,所述通量集中器的各种设计,以及线圈和(一个或多个)RF天线的各种数量、设计和位置一般都是可能的。

[0034] 在一个示范性实施方式中,所述通量集中器包括C形芯,所述C形芯具有两个支柱和连接所述支柱的轭(yoke),其中,线圈是围绕所述芯的每个支柱来布置的,并且其中,所述数据传输单元包括布置在芯的两个支柱之间的RF天线。

[0035] 在另一示范性实施方式中,所述通量集中器包括旋转对称的E形芯,所述旋转对称的E形芯具有中央支柱、围绕中央支柱的环以及连接所述中央支柱和所述环的轭,其中,线圈是围绕所述芯的中央支柱来布置的,并且其中,所述数据传输单元包括环形RF天线,所述环形RF天线与环同心地布置并且被布置在中央支柱与环之间或者围绕所述环来布置。

[0036] 在又一示范性实施方式中,所述通量集中器包括旋转对称的C形芯,所述旋转对称的C形芯具有两个同心环以及连接所述环的轭,其中,线圈被布置在两个环的内环与外环之间,并且其中,所述数据传输单元包括环形RF天线,所述环形RF天线与两个同心环同心地布置并且被布置在内环内部或者围绕外环来布置。

[0037] RF天线优选被形成为彼此连接的两个开放环的形式的平面折合偶极子。因此,RF天线包括两个端部端子,并且内环中的电流方向与外环中的电流方向相反。这实现了由通过RF天线的电流所生成的磁场相互抵消。

[0038] 更进一步地,在实施例中,所述连接器包括被布置在一个或多个线圈与RF天线之间的载体表面上的地平面,特别是用于屏蔽和天线阻抗匹配。

附图说明

[0039] 根据下文所描述的(一个或多个)实施例并参考其加以阐述,本发明的这些和其他方面将变得显而易见。在以下附图中:

[0040] 图1示出了包括多个设备的已知系统的示意图,

[0041] 图2示出了根据本发明的包括多个设备的系统的第一实施例的示意图,

[0042] 图3示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第一实施例,

[0043] 图4示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第二实施例,

[0044] 图5示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第三实施例,

[0045] 图6示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第四实施例,

[0046] 图7示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第五实施例,

[0047] 图8示出了根据本发明的系统的第二实施例的示意图,

[0048] 图9示出了根据本发明的系统的第三实施例的示意图,

[0049] 图10A和图10B分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第六实施例的截面视图和顶视图,

[0050] 图10C示意性示出了用于在耦合到配对连接器的处在连接状态中的根据本发明的系统中使用的连接器的第六实施例,

[0051] 图11示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第七实施例,

[0052] 图12A和图12B分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第八实施例的截面视图和顶视图,

[0053] 图13A和图13B分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第九实施例的截面视图和顶视图,

[0054] 图14A和图14B分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器的第十实施例的截面视图和顶视图,

[0055] 图15示意性示出了用于在根据本发明的系统中的连接器的第十一实施例,

[0056] 图16示意性示出了具有在各模式之间的自动切换的连接器的布局,

[0057] 图17A、17B、17C和17D分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的可堆叠连接器的第一实施例的截面视图、顶视图以及第一和第二透视视图,

[0058] 图18A、18B和18C分别示意性示出了用于在根据第一实施例的两个连接器的堆叠的截面视图以及第一和第二透视视图,

- [0059] 图19示意性示出了根据第一实施例的三个连接器的堆叠，
- [0060] 图20A、20B和20C示意性示出了菊花链形式的若干设备的布置，每个设备包括根据本发明的连接器中的一个或多个，
- [0061] 图21A和图21B分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的可堆叠连接器的第二实施例的截面视图和顶视图，
- [0062] 图22A和图22B分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的可堆叠连接器的第三实施例的截面视图和顶视图，
- [0063] 图23A、23B和23C分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的可堆叠连接器的第四实施例的截面视图、顶视图以及简化截面视图，
- [0064] 图24示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的可堆叠连接器的第五实施例，
- [0065] 图25A和图25B分别示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的可堆叠连接器的第六实施例的截面视图和顶视图，
- [0066] 图26A和图26B分别示意性示出了用于在具有横向几何结构的根据本发明的系统中使用的连接器的实施例的截面视图和顶视图，
- [0067] 图27A和图27B分别示意性示出了使用如在图26A和图26B中所示出的连接器的菊花链的截面视图和顶视图，
- [0068] 图28A和图28B分别示意性示出了使用如在图26A和图26B中所示出的连接器的身体佩戴式传感器布置的截面视图和顶视图，
- [0069] 图29示意性示出了使用如在图26A和图26B中所示出的连接器将不同模块和单元耦合到患者监测器，
- [0070] 图30示出了包括电池模块的根据本发明的系统的第四实施例的示意图，
- [0071] 图31示出了根据本发明的线缆单元的一般布局，
- [0072] 图32图示了在高灵敏度设施中的线缆单元的使用，
- [0073] 图33图示了在低灵敏度设施中的线缆单元的使用，
- [0074] 图34示出了包括存储模块的根据本发明的系统的第五实施例的示意图，
- [0075] 图35示出了根据本发明的电池模块的实施例的示意图，
- [0076] 图36示出了根据本发明的线缆单元的实施例的示意图，并且
- [0077] 图37示出了应用配对方法的根据本发明的设备的另一实施例的示意图。

具体实施方式

- [0078] 图1示出了包括多个设备2、3、4、5的已知系统1的示意图，所述多个设备被配置为在其之间传输功率和数据。常规而言，使用模块化方法，根据所述模块化方法，测量模块3、4（表示一种类型的设备）经由昂贵的镀金主板连接器（即，经由电流连接）8被连接到中央处理单元2（表示另一类型的设备），例如患者监测器的主板的中央处理器。此外，主板上的隔离的测量模块5（表示另一类型的设备）可以以相同的方式被连接到主处理单元2。
- [0079] 一些测量可以直接在主板自身上实施。例如通过使用用于数据传输的光耦合器6和用于功率传输的变压器7将各测量彼此隔离。所有金属部分共享相同（保护性）接地连接；所述测量自身与地隔离。每个测量模块3、4、5一般可以经由线缆被连接到一个或多个传感

器(未示出),例如,被放置在患者的身体上的脉搏血氧计传感器、加速度计、ECG电极。

[0080] 在这样的系统中,电隔离涉及测量成本中的大的部分(至少30%)。此外,主板连接器是昂贵并且机械复杂的,并且清洁是具有挑战性的。降低成本是价值分割和较低敏锐度设施中的强的需求。模块化是高端市场中的强的需求,而在较低敏锐度和价值分割市场中稍微较小。可佩带(无绳)传感器和低功率针对较低敏锐度护理设施而言是重要的。此外,跨公司的产品范围对准测量概念降低了成本并且针对所有市场分割维持了相同的质量。

[0081] 因此,存在针对低成本、低功率、灵活和模块化架构的强的需求,其普遍能应用于所有患者监测设施,或者更一般地,能应用于包括多个(不同和/或相同的)设备的所有系统,其中,需要在以上约束中的一些约束或全部约束下传输功率和/或数据。

[0082] 图2示出了根据本发明的包括多个设备20、30、40、50的系统10的第一实施例的示意图,根据实施例,设备30、40、50(例如,表示测量模块30、40、50)均以无线方式被连接到中央处理单元20,例如患者监测器。例如在患者监测系统测量模块通过个体磁性耦合的功率转移和近场无接触的数据转移而被连接到中央处理单元20(由此,也可以存在仅提供用于磁性耦合的功率转移或近场无接触的数据转移的模块的设备)。该灵活的架构符合生理测定测量的以下应用:定位在主板(即,中央处理单元10)上的测量模块、模块化‘插件’测量模块、定位在被连接到中央处理单元10的移动测量服务器中的测量模块、以及无绳测量模块。一般而言,这样的测量模块彼此电绝缘。测量模块也可以被组合在一个单个机械外壳中,并且其可以经由其自己的线圈完全地电绝缘。

[0083] 磁功率耦合例如可以被集成在(主板)PCB的轨线中,或者被实施为用于连接两个设备的连接器的两个不同部分的每个部分中的磁性线圈。

[0084] 两个设备之间的无接触数据转移优选经由近场通信模块来实现,例如,蓝牙4.0(低能量)、Wi-Fi、ZigBee、电容(例如,经由磁耦合的寄生电容)或光学,其中,无线电转移是优选选项。优选地,使用(例如,标准化的)无线电协议以符合所提及的全部四个应用,例如BLE,其已经被集成在许多商用现货(COTS)部件中。基本上,在辐射场被限制在特定体积内(例如,在监测器的壳体内)的情况下,能够使用任何非管控的无线电协议。

[0085] 一般而言,能够以无绳方式传送数据和功率的每个设备包括:壳体;被布置在壳体内部的磁耦合单元,其用于通过使用电感耦合将功率传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收功率;以及数据传输单元,其被布置用于尤其是通过使用RF传输、光学传输、电容耦合或近场通信来将数据传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收数据。

[0086] 测量模块30、40均包括:壳体31、41;磁耦合单元32、42;以及数据传输单元33、43。此外,它们中的每个包括患者侧连接单元(PSC)34、44,其用于(一般以电流方式)将相应测量模块30、40连接到传感器或电极(未示出),以便从传感器或电极接收数据信号和/或将控制信号传送到传感器或电极。任选地,可以提供用于模拟处理和/或数字处理的另外的模块,并且测量模块可以包含小的能量缓冲器(例如,电池或超电容器),以在有线-无线情形之间以及在电池置换之间桥接过渡时间。

[0087] 隔离的测量模块50,即被集成在患者监测设备的主板上的测量模块,包括壳体51、磁耦合单元52和数据传输单元53。此外,其也包括患者侧连接单元(PSC)54。

[0088] 中央处理单元20包括:壳体21;若干磁耦合单元22、22a、22c;以及若干数据传输单

元23、23a、23b,所述若干数据传输单元也可以组合为单个数据传输单元,其中,磁耦合单元和数据耦合单元形成连接模块以用于将一个(外部)设备连接到中央处理单元20。此外,其包括电源端子24,所述电源端子包括隔离屏障以用于将中央处理单元20耦合到外部电源60。此外,中央处理单元20一般包含针对以下操作所需的所有硬件:功率和电压生成、控制、输入/输出、显示以及对来自测量的数据的中央处理和警报生成。

[0089] 在系统10的两个设备之间传送数据和功率的能力通过框61、62、63来指示。应当注意,系统10也可以包括以下设备,所述设备不被配置用于传送和接收数据和功率,而是被配置为仅传送数据和/或功率或者其被配置为仅接收数据和/或功率。

[0090] 在图3的顶视图中示意性示出了用于在包括这样的连接器的独立设备之间的数据和/或功率的无线传输的连接器的第一实施例。这些连接器100(例如,中央处理单元的)和110(例如,测量模块的)表示低成本解决方案,并且能够在板上实施。PCB 102、112的轨线可以被用作在水平方向和/或垂直方向上分离的变压器绕组(即,线圈)101(例如,表示初级线圈)、111(例如,表示次级线圈)。磁耦合可以通过添加通量集中器103来增强,例如铁磁芯,所述铁磁芯具有两个支柱(每个承载线圈101、111中的一个)以及连接两个支柱以形成环(其不必是圆形的,而是也可以具有其他形状,诸如矩形、椭圆形等)的两个轭。RF天线104、114也被集成在PCB 102、112上。连接器100、110之间的间隙105提供了隔离屏障。主板处理器106可以被提供在中央处理单元中,并且测量单元116可以被提供在测量模块上。

[0091] 图4示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器120、130的第二实施例的截面视图,其在中央处理单元的主板上提供隔离的测量。线圈101、111被定位在相应PCB 102、112的不同表面上并且经由通量集中器103被磁性地耦合。

[0092] 明显地,该方法上的许多变型是可行的。图5示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器140、150的第三实施例的截面视图。在该实施例中,提供了第三中间层107,所述第三中间层107在垂直方向上被布置在PCB之内,处在线圈101与线圈111之间的高度水平处。第三中间层107被连接到地以减小线圈101、111之间的杂散电容耦合。出于EMC的原因,可以添加另外的层,诸如另一接地层108,如在图6中所示的,图6描绘了用于在根据本发明的系统中使用的连接器160、170的第四实施例。

[0093] 图7示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器180、190的第五实施例的截面视图。在该实施例中,测量PCB 112被定位在主板PCB 102的顶部上,在其间具有绝缘箔109并且经由通量集中器103来磁性耦合。

[0094] 在上文所描述的实施例中的一个实施例的又一变型中,次级线圈可以被集成在管芯上或者在ASIC的封装中,ASIC包括测量的电子电路。

[0095] 优选地,所述中央处理单元上的主微处理器控制或驱动变压器的初级线圈。次级线圈的AC电压被整流和稳定以对测量模块进行供电。该方法利用无线充电的Qi标准(或其他标准),并且部件的布置和构造一般能够被制使得满足这些标准中的一个或多个标准的要求(例如,线圈应当靠近表面)。

[0096] 对于数据通信而言,所述中央处理单元可以包括近场无线电堆,其经由例如蓝牙低能量、ZigBee或者以任何其他适合的方式与隔离的测量进行通信。在辐射被限制到限制的壳体的情况下允许每个非标准的协议。

[0097] RF传输可以经由分离的天线、经由电容耦合垫或者甚至经由变压器线圈的寄生电

容来实现。所述寄生电容应当被保持为非常小以符合IEC 60601-2-49标准隔离要求,但是该约束例如能利用在2.4GHz或更高的UHF无线电频带中的传输来实现。

[0098] 图8示出了根据本发明的包括多个设备20、30、40的系统11的第二实施例的示意图,在该实施例中,一个或多个测量模块30、40例如被安装在测量支架20'中并且通过磁连接器25、35(用于模块30)和26、46(用于模块40)被耦合到中央处理单元20,其包括中央处理单元20的紧密靠近于次级线圈111的初级线圈101以及模块30、40的RF天线114。对于数据传输而言,天线104可以被提供在中央处理单元20中,并且对应RF天线114可以被提供在测量模块30、50中,例如在近场模式中使用的用于桥接小距离的天线,诸如BT、ZigBee等。

[0099] 由于没有管脚,容易进行清洁。因此,这些连接器25、35、26、46替换了昂贵和笨重的可清洁电流连接器,如常规所使用并且如在图1中所示出的。此外,PSC单元34、44可以被提供用于连接到相应的传感器,例如,温度传感器或SpO2传感器。

[0100] 这些系统还可以包括被耦合到中央处理单元20的用户接口70,所述用户接口例如包括一个或多个显示器、按钮、开关等。此外,主功率变压器71可以被提供用于连接到主电源60。

[0101] 测量可以靠近于患者被定位在也被称为测量服务器的可拆卸小盒(为示出)内部,其经由包括如在本文中所公开的连接器的线缆或者经由无线链接被连接到患者监测器,使得其能够以混合模式(例如,以有线方式或无线方式)来操作。在这样的测量服务器之内,每个测量的电池将在正常使用期间充电。每当患者需要移动时,针对患者监测器的链接会丢失特定量的时间;然而,个体测量将继续测量、记录和处理所有生命体征。因此,没有丢失关于患者的健康状态的重要数据。再次,在患者监测器附近,数据可以再次与中央服务器同步。

[0102] 通过将额外的可再充电电池37、47置于测量模块30、40中(如在图9中所示的,图9示出了根据本发明的系统12的另一实施例),所述测量模块的自动操作是可能的。当被重新安装到测量支架中时,电池经由磁耦合来充电。电池管理在测量模块处,并且可以(任选地,但不是优选地)根据用于无线充电的Qi标准来完成。

[0103] 数据转移优选符合现有连接标准。例如,当使用蓝牙LE 4.0无线电时,患者监测器变得直接可应用于康体佳健康联盟(Continua Health Alliance),康体佳健康联盟是健康护理和技术公司的非盈利性开放产业组织,其联合在一起以致力于改善个人健康护理的质量。康体佳健康联盟致力于利用以下认识来建立可互操作的连接个人的健康解决方案的系统:将这些解决方案延伸到家庭促进了独立授权个体并且提供了用于真实个性化的健康和保健管理的机会。由本发明支持这些目标。

[0104] 图10至图15示出了根据本发明的连接器的另外的实施例。

[0105] 图10示意性示出了处在未连接状态中的用于在根据本发明的系统中使用的连接器200的第六实施例的截面视图(图10A)和顶视图(图10B)。连接器200包括PCB 202,PCB 202包括作为被集成在轨线290中的数据传输单元的一部分的四分之一波长平面倒F天线(PIFA) 204。RF天线204由RF信号线205和地平面206形成。磁场由缠绕在C形(也被称为U形)通量集中器203周围的线圈生成,C形通量集中器203由具有针对感兴趣频率的高磁渗透性的材料制成。可以添加额外的导电薄片材料(作为覆盖物),以通过涡电流来缩短电子器件中的剩余杂散场。芯203的额外覆层可以帮助屏蔽RF信号,所述RF信号是近程无线电场209。

当没有其他连接器被附接(即,在未连接状态下)时,RF天线204在远场模式中操作,其中,其方向性被指向外部世界,如在图10A中所指示的。

[0106] 功率单元207被耦合到线圈201以用于对线圈201的功率供应和/或来自线圈201的功率接收。RF单元208被耦合到RF天线204以用于对RF天线204的数据供应和/或来自RF天线204的数据接收。

[0107] 在连接状态下,如在图10C中所示的,图10C示出了被耦合到配对连接器210的连接器200,C形通量集中器203、213和天线204、214两者的极点被几乎完美地对准,使得RF和磁场被最佳地耦合并且与外部世界屏蔽开。

[0108] 连接诱发了两个效应:

[0109] i) 首先,磁耦合动态地增加,例如,从 $k=0.5$ 到 $k>0.95$,这可以直接地(例如,经由感生的电压)或者间接地(例如,使用接近度检测)检测。经由轮询机制,该效应通过磁供电电子器件(例如,Qi、PowerMat或定制)经由变化的线圈阻抗、共振频率或感生的电压来识别。在未连接状态下,磁供电被禁用,因此,没有干扰被引入到无线电通道或测量中。在连接状态下,通量被非常好地限制到通量集中器203、213中,所述通量集中器也防止干扰。可以通过轮询相反的效应来检测(通过短暂地关闭线圈并且观测所得到的效应)断开连接。

[0110] ii) 第二,由于两个天线204、214之间的非常短的距离,所接收到的RF信号的幅度和SNR显著增加。无线电发射器现在能够通过降低其输出功率同时维持一致的数据通信而无伤地切换到近场模式。结果,在近邻中的所辐射的RF功率显著降低,这帮助释放无线电谱。此外,由于有效的RF耦合,无线电的功率消耗被降低。

[0111] 应当注意,在近场模式(其中,距离是波长的分数)中的RF耦合相比于远场EM波由于电容耦合而更多。这两种效应经由轮询机制规律地偏置,或者通过额外的接近度检测(光学、磁性)或者通过简单的机械开关或簧片开关来触发。

[0112] 为了避免杂散通量,线圈优选被不完全地(连续地)供电,而没有反芯存在。然而,轮询机制可以每秒针对短时间(例如,10ms)生成功率,以测量磁耦合。

[0113] 经由磁耦合(例如,在Qi标准中所实施的)或光学耦合的RF通信和/或数据转移被用于在决定开始额定功率转移之前更新和转让ID、需要的功率、信号质量、充电状态等。

[0114] 下文将更详细地描述实际连接/断开连接连接过程如何触发患者网络中的相关联以及如何实施安全性。

[0115] 电隔离由PCB层材料和C芯来保证。备选地,能够添加PCB 202、212的顶部的的外部隔离层和C芯203、213的极顶端。PCB的未占用区域可以被用于测量电子器件和PSC。铁氧体芯能够是良好的导体,但是也存在可用的高电阻性(复合)铁氧体。

[0116] 备选的天线配置是可能的,例如,如在图11中所示的环形天线,图11描绘了用于在根据本发明的系统中使用的连接器220的第七实施例的顶视图。

[0117] 在图10和图11中所示的实施例中,连接器200、210、220的磁对准被限制到两个旋转方向,其中,天线和C芯被对准。当在身体佩戴式测量和菊花链配置中使用线缆时,这是严重的缺点。该问题由如在图12中所示的旋转对称连接器230来解决,图12示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器230的第八实施例的截面视图(图12A)和顶视图(图12B)。

[0118] E芯231(即,具有形成E的截面的芯)的内部支柱232承载用于磁供电的线圈绕组201。RF天线204被布置在内部支柱232与外部支柱233(实际上是如在图12B中所示的单个

环)之间的PCB 201中。支柱232、233通过轭236相连接。芯231的内壁或外壁也可以利用导电材料来包覆,以进一步降低干扰。当这样的连接器中的两个连接器被连接时,两个半部形成壶形芯,其中,磁场和无线电信号因此被非常良好地耦合和屏蔽。另外,可以提供测量单元234和PCS单元235。

[0119] 备选地,RF天线204被定位在磁芯231的外部,即,围绕外部支柱233,其可以有助于RF与磁信号之间的甚至更少的串扰和干扰。这在图13中进行了图示,图13示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器240的第九实施例的截面视图(图13A)和顶视图(图13B)。

[0120] 图14示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器250的第十实施例的截面视图(图14A)和顶视图(图14B),其包括形成环的旋转对称C芯251,所述环具有由通过轭254连接的两个支柱252、253形成的C形截面。由线圈201所生成的磁通量由箭头255来指示。RF天线204被布置在C芯251的内部支柱252之间。

[0121] 图15示出了用于在根据本发明的系统中使用的连接器260的第十一实施例的截面视图,其类似于在图14中所示的第十实施例,但是其中,RF天线204是围绕C芯251的外部支柱252来布置的。

[0122] 在图10至图15中所示的连接器提供了以下优点:其是旋转对称的并且-在连接状态下-在连接器与其配对连接器之间存在非常小的间隙。

[0123] 图16示意性描绘了用于包括这样的连接器的独立设备之间的数据和/或功率的无线传输的连接器270(诸如在图10至15中所示的连接器)的布局。连接器270包括数据传输单元271(例如,包括RF天线204),其被布置用于优选通过使用RF传输来将数据传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收数据。所述连接器还包括磁耦合单元272(例如,包括线圈201和芯203),其用于通过使用电感耦合来将功率传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收功率。检测单元273(例如,包括功率单元207)被提供用于检测磁耦合单元272与配对连接器的磁耦合单元之间的磁耦合的强度。如果所检测到的磁耦合高于第一阈值和/或其增加量高于第二阈值,则控制单元274将数据传输单元201切换到低功率模式中和/或启用磁耦合单元272。如果所检测到的磁耦合低于第三阈值和/或其减小量高于第四阈值,则控制单元274将数据传输单元271切换到高功率模式中和/或禁用磁耦合单元272。所述阈值可以是预定的,例如,根据模拟或根据测量结果而导出的。该实施例实现了具体地使功耗、串扰和RF带宽的使用最小化的连接器的正确模式的自动设置。

[0124] 应当注意,在图16中所公开的检测单元273和控制单元274一般可以在本文公开的所有其他连接器中使用。

[0125] 图17至图28示出了根据本发明的可堆叠连接器的多个实施例,以用于解释这样的可堆叠连接器的细节。

[0126] 图17示意性示出了用于在根据本发明的系统中使用的单个可堆叠连接器300的第一实施例,其中,图17A示出了截面视图,图17B示出了顶视图,图17C示出了第一透视视图,并且图17D示出了第二透视视图。图18示意性示出了堆叠在彼此上的如在图17中所示的类型的两个可堆叠连接器300、300a,其中,图18A示出了截面视图,图18B示出了第一透视视图,并且图18C示出了第二透视视图。连接器300包括壳体301以及布置在壳体301内的磁耦合单元302,所述磁耦合单元302用于通过使用电感耦合将功率传送到系统的具有配对连接

器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收功率。所述磁耦合单元302包括通量集中器303 (优选是旋转对称的,例如环形的,并且由高渗透性材料制成),其至少部分具有U形(或C形)截面,形成U的支柱之间的凹槽304。第一线圈305被布置在通量集中器303的凹槽304之内。第二线圈306被布置在第一线圈305对侧并且被布置在第一线圈305被布置的凹槽304的外部。通量集中器303可以是不同可能形式中的一个,诸如环形形式、圆形对称形式、正方形、三角形、矩形形式等。

[0127] 此外,环形RF天线307(作为数据传输单元的部分)被布置在通量集中器的内部,RF单元308(包括无线电电子器件)、功率单元309(诸如磁供电电子器件)和测量单元310可以被提供在PCB 312中或者被提供在PCB 312上。在第二连接器300a中提供了电池311,而不是测量单元310。此外,在连接器中可以提供PSC单元313,如在图18C中所示的,以用于与传感器耦合。壳体的外表面优选完全由隔离材料(例如,塑料材料)覆盖,以用于电隔离、水密封和机械稳定性。

[0128] 壳体301被布置为允许这样的连接器300、300a中的两个或多个在彼此上的堆叠,如例如在图18中所示的,使得连接器300的第二线圈306和堆叠在连接器300上的第二连接器300a的第一线圈305a(或者反之亦然,取决于连接器300、300a彼此堆叠的顺序)一起形成第一变压器以用于在其之间的电感功率传输。

[0129] 在连接器的顶部表面上形成的圆形突起314、314a适配到下一连接器的底部上的圆形凹槽304、304a中。连接器300的上部线圈306以及连接器300a的下部线圈305a因此由通量集中器303、303a的高渗透性磁性材料包围。结果,所述线圈现在紧密耦合,这实现了有效的功率转移。箭头315示出了当所述线圈如指示地被致动时的磁通量线。以这种方式,杂散通量被最小化,这避免了对测量和无线电信号的串扰/来自测量和无线电信号的串扰。如果需要的话,能够添加导电薄片材料以将任何其余的通量部件短路。

[0130] 包括测量单元、电池、线缆连接器(PSC单元)的连接器300、300a的所有部件优选安装到表示壳体的圆形密封盒301、301a中。由于旋转对称设计,不需要两个连接器在径向方向上的特定定位来进行堆叠,而是以这种方式,连接器能够被容易地堆叠在彼此的顶部上。除了圆形形状之外的其他形状是可能的,例如具有减小的旋转角度、正方形形状、具有在四个方向上的延伸的形状等。

[0131] 优选地,倒U形芯的极顶端未被(厚)塑料覆盖,因为这将不利地影响效率,并且引入杂散通量。能够通过减小塑料厚度来保证隔离,例如,减小到数十毫米。备选地,但是能够保证电隔离,因为(复合)铁氧体材料可能具有高的固有电阻率,并且在内部能够隔离线圈和芯。

[0132] 在检测线圈与RF之间的大的耦合之前,优选不开始磁功率的转移,如上文关于图10至图16所解释的。在图18中所示的范例中,仅使用下部线圈305a和上部线圈306,其他线圈根本没有被致动。

[0133] 出于有效的功率转移和高无线电SNR的原因,耦合面积应当足够大。因此,优选地,线圈305、306、305a、305b和RF天线307、307a被定位于相应连接器300、300a的外部区域上。

[0134] 用于将一个或多个传感器连接到包括测量单元310的连接器300的PSC单元313优选被定位于连接器300的侧面,以便获得完全自由的堆叠。但是,当限制到始终具有在堆叠的顶部上的包括测量单元310的连接器300时,PSC单元313也可以例如被定位在连接器300

的上部部分上。

[0135] 图19示出了被堆叠在彼此上的三个连接器300、300a、300b,其中,连接器300、300b是相同的,并且如在图17中所示地被配置,并且每个包括测量单元310、310a,而连接器300a如在图18中所示地被配置,并且包括电池311。测量单元310、310b因此由连接器300a的相同电池311馈送(由此,电池311也可以被定位在不同的位置处,例如被定位在底部或顶部位置处)。在这种情况下,连接器300a的这两个线圈305a、306a被用于为测量单元310、310b供应能量。该方案的许多变型是可能的,例如,经由线圈从一个连接器接收功率,并且同时经由另一线圈向另一连接器供应功率。

[0136] 本发明能适用于虚拟包括在系统中(如,例如在图2中所示的,例如在患者监测系统中)所使用的任何种类的设备的堆叠连接器的任何组合。因此,一个或多个测量模块、电池单元、线缆单元和处理单元可以被容易地耦合用于功率和/或数据的无绳转移。其甚至实现了将设备彼此链接。菊花链例如在身体佩戴感测中是有价值的,以通过经由一个单个连接或线缆(包括根据本发明的连接器)将设备(例如,测量模块)连接到患者监测器、电源设备或集线器来避免线缆杂乱。在图20中图示了该概念,图20示出了菊花链形式的若干设备的布置,每个设备包括根据本发明的连接器中的一个或多个。

[0137] 图20A示出了串联耦合并且被耦合到中央处理单元20(例如,如在图2中所示的种类的)的三测量模块30、40、80(如图2所示的种类)的串联耦合。图20B示出了如在图17中所示的种类的三连接器381、352、361的堆叠320的截面视图,其中,连接器381是测量模块80的部分,连接器351是第一线缆单元350的部分,并且连接器361是第二线缆单元360的部分。第一线缆单元350在其端部中的每端部个处包括连接器351、352,并将测量模块80与具有相同种类的连接器的测量模块40相连接。第二线缆单元360在其端部中的每端部个处包括连接器361、362,并且将测量模块80与具有相同种类的连接器的中央处理单元20相连接。第三线缆单元370在其端部中的每端部个处包括连接器371、372,并且将测量模块40与具有相同种类的连接器的测量模块30相连接。

[0138] 因此,在该范例中,测量模块80被连接到两个线缆单元350、360。线缆单元360因此能够将用于三个测量模块30、40、80的复合的功率和数据输送到中央处理单元20和/或从中央处理单元20输送。数据和功率可以在堆叠连接器之间中继、转移和/或交换。功率转移可以通过使用额外的整流器和传输电子器件(例如,DC/AC转换)来执行,或者通过简单地共享线圈之间的AC电流来执行,这在硬件方面是最有效的选择。

[0139] 应当注意,在图20A中所示的连接器、例如连接器321和362或者连接器341、351和372的其他堆叠的布置与在图20B中所示的堆叠320的布置相似和/或相同。

[0140] 根据相同的原理,替代在图20A中所示的串行配置,星形配置是可能的,如在图20C中所示的。

[0141] 应当注意,经由相同线缆的组的功率和/或数据输送是优选的,但是备选地,短程无线电缆和本地电池的任何组合也是可能的。

[0142] 图21至图23还示出了与在图17中所示的连接器几何结构相比较具有备选连接器几何结构的可堆叠连接器的另外的实施例。图21A示出了圆形连接器390的截面视图,其中,通量生成器303的外部的区域由测量电子器件310和/或电池占据。图21B示出了所述连接器390的顶视图。图22A示出了截面视图,并且图22B示出了矩形连接器391的顶视图。图23在截

面视图(图23A)、顶视图(图23B)和简化的截面视图(图23C)中示出了智能卡尺寸的连接器392,其能够被夹置在患者监测器插槽27的壁之间。经由耦合单元321、393,中央处理单元20和连接器392被耦合。

[0143] 在实施例中,根据本发明的连接器的上部表面和/或下部表面是完全平坦的。这使得例如清洁更容易。在图24和图25中示出了连接器400、410的对应实施例。存在可能具有其他对准结构或特征的另外的实施例,以确保当被堆叠在一起时不同连接器的通量集中器之间的精确定位和紧密对准(优选 $<1\text{mm}$)。例如,在所述通量集中器(具有高 μ ;包括壳体的塑料绝缘)之间的间隙(具有低 μ)在具体应用中应当为 $<0.5\text{mm}+/-0.1\text{mm}$ 。横向位移应当与极点的几何结构(例如, $<0.5\text{mm}$)相比是小的。

[0144] 图24示出了具有带平坦主表面408、409、408a、409a的壳体407、407a的连接器400(包括测量模块310)、400a(包括电池311)的截面视图,所述连接器使用具有H形式的截面的通量集中器401、401a。每个通量集中器401、401a包括:第一(下部)凹槽402、402a,在其中布置第一(下部)线圈305、305a;以及第二(上部)凹槽403、403a,在其中布置第二(上部)线圈306、306a。连接器400a的下部线圈305a和连接器300的上部线圈306以及通量集中器401a的下部部分和通量集中器401的上部部分形成变压器,如由箭头404所指示的。

[0145] 图25A示出了具有平坦表面的连接器410(包括测量单元310)的截面视图。在图25B中示出了连接器的顶视图。连接器410包括两个通量集中器411、421,每个具有U形截面并且每个形成凹槽412和422,其中,每个凹槽被形成在相应的U的两个相邻支柱414、415和424、425之间,即,相应的外部环414、424与相应的内部环415、425(这在该实施例中是中央指状物)之间。第一线圈417被布置在第一通量集中器411的凹槽412之内,并且第二线圈427被布置在第二通量集中器421的凹槽422之内。

[0146] 两个通量集中器411、421也可以被视为常见的H形通量集中器,其中,H形通量集中器421的两个支柱414、415、424、425被布置为邻近于彼此或整体地形成,并且其中,在H的支柱之间的横向关节被分裂成两个关节元件419、429,屏蔽418被布置在其之间,并且垂直于H的支柱414、415、424、425。

[0147] 堆叠的概念也能够被转换为横向几何结构。这有利于降低建筑高度。在图26A中示出了具有横向几何结构的连接器430的实施例的截面视图,并且在图26B中示出了连接器430的顶视图。连接器430分别在其左侧和其右侧包括线圈431、441,线圈431、441被布置在相应通量集中器432、442的凹槽437、447中(每个具有U形截面,如在图25A中示出的通量集中器411、421)。围绕通量集中器432、442来布置环形RF天线433、443。此外,提供了两个功率单元434、444;两个RF单元435、445;两个PSC单元436、446;以及测量单元310。通量集中器432、442因此被布置为相对于彼此被横向地位移,使得第一通量集中器432和第二通量集中器442被布置在相对区域处并且邻近于壳体的相同表面。壳体439优选为平坦的或者具有平坦表面。

[0148] 图27示出了通过使用包括如在图26中所示的连接器430c、430d的线缆单元450而在测量模块30、40(每个包括如图26所示的连接器430a、430b)之间形成的菊花链440。图27A示出了菊花链的截面视图,图27B示出了顶视图。这样的线缆单元450包括这样的连接器中的两个或更多个连接器,优选地,在每个端部处一个连接器,但是任选在端部之间有额外的连接器。

[0149] 图28以截面视图(图28A)和顶视图(图28B)示出了身体佩戴式传感器布置460。身体佩戴式传感器布置460包括承载与在图27中所示的线缆单元450相似或相同的线缆单元451的可堆叠支撑层461,其包括连接器452、453,如连接器430c、430d,或者具有如在图28A中所示的仅单个耦合单元。可以在所述线缆单元上布置一个或多个测量模块30和/或电池模块90(包括电池),每个包括连接器430a、430b。

[0150] 测量模块30、40、80,电池模块90和线缆单元450也能够使用与在图29中示意性示出的相同的横向几何结构概念而被连接到例如患者监测器或中央处理单元20。此外,利用如由本发明所提出的连接器,垂直堆叠和横向连接的任何组合通常都是可能的。例如,测量模块可以具有垂直堆叠单元和横向堆叠单元两者。

[0151] 在下文中,将更详细地描述包括根据本发明的连接器的电池模块。

[0152] 如上文所描述的,插件测量模块经由所提出的连接器使用磁供电和RF数据通信被耦合到中央处理单元。另外,经由RF通道,电池(或者任何其他能量存储元件)可以制成网络(例如,患者网络)的一部分,并且可以以相同的方式被耦合到其他设备,诸如测量模块和中央处理单元。这在图30中被示意性图示,图30示出了根据本发明的系统13的另一实施例的示意图,系统13包括测量模块30、中央处理单元20和电池模块90。

[0153] 在无线测量情形下,双向电池模块90可以被按扣到测量模块30上,以经由所提出的连接器来磁性地供应能量。任选地,测量模块30自身可以包括小的缓冲器电池73(或者任何其他能量存储元件),以用于临时地桥接有线和无线情形之间的过渡时间。

[0154] 电池模块90优选包括电池91(也被称为电池单元)和用于在电池模块与其他设备之间的磁功率传输的耦合单元92,例如以在电池模块90被耦合到中央处理单元20时加载电池,并且在电池模块被耦合到测量模块30时加载测量模块30的电池37。任选地,用于数据传输的模块也可以被提供在电池模块90中。

[0155] 在图35中示出了用于系统、特别是电池模块被耦合到的患者监测系统的电池模块与另一设备之间的数据和功率的无线交换的电池模块90'的更详细的示意图。所述电池模块90'包括密封壳体93、用于存储电能的电池单元91、用于存储数据的数据存储单元94以及连接器95。所述连接器包括:数据传输单元96,其用于将数据传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收数据;以及磁耦合单元92,其用于通过使用电感耦合将功率传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收功率。

[0156] 任选地,还提供了第二连接器97,其用于同时向系统的两个其他设备传送数据和/或从系统的两个其他设备接收数据,和/或用于同时向系统的两个其他设备传送功率和/或从系统的两个其他设备接收功率。

[0157] 连接器及其元件可以如上文相对于其他设备和其他实施例所解释地进行配置。这尤其适用于磁耦合单元92并且适用于数据传输单元96,其可以如在本文中公开地进行配置,例如,如在图10至图15或者图17至图28中的任一个中所示的。

[0158] 电池91例如可以是可再充电电池、一次性电池或者超电容器,并且可以被安装到平滑密封塑料盒中,针对机械损坏和流体被良好保护。其能被物理地附接(即,紧密接触)到具有所提出的连接器的另一设备(例如,测量模块、线缆单元或患者监测器),例如,经由一个易于使用的按扣或滑动机构。永磁体或对准结构可以被用于将其位置对准或固定,以用

于最优的功率和无线电转移。当电池91为空时,电池模块90能够被附接(任选经由线缆)到具有兼容的连接器的系统中的并且能够充电的任何设备,例如,患者监测器、集线器或者专用电池充电器。优选地,贯穿整个架构使用相同的电感/数据连接器拓扑结构,以将所有元件彼此耦合。这使得所述电池能够在任何地方被充电,从而提供电池管理上的巨大改进。

[0159] 可再充电电池的寿命几乎总是由制造商和测试者定义为多个完全的充电-放电循环。除了循环之外,锂离子电池的退化的速率是强烈温度相关的;如果在较高的温度下存储或使用(例如,当被应用于人体时),则其会快得多地退化。

[0160] 因此,电池的健康和充电状况可以根据温度传感器、通过使用(一个或多个)电压和/或电流传感器(通常由图35中的传感器单元所表示的)的绝对时间以及充电和放电曲线图来恒定地确定。基于该信息和历史数据,可以执行自诊断,其在患者网络中通信以指示对再充电、置换的需要或者任何其他错误状况。历史数据可以被存储在本地(例如,在电池模块中)以及在网络中共享。许多情形出于该目的是可能的。

[0161] 电池模块90'还可以包括处理单元99,以用于对所接收到的数据的数据处理、时间保持、自诊断和安全性。所述处理单元还可以被配置为计算当被应用于测量模块30时的预期操作时间。

[0162] 更进一步地,电池模块90'如在图16中所图示的可以包括:检测单元273,其用于检测磁耦合单元与另一设备的磁耦合单元之间的磁耦合的强度;以及控制单元274,其用于在所检测到的磁耦合高于第一阈值和/或其增加量高于第二阈值的情况下将数据传输单元切换为低功率模式和/或启用磁耦合单元,并且用于在所检测到的磁耦合低于第三阈值和/或其减小量高于第四阈值的情况下将数据传输单元切换为高功率模式和/或禁用磁耦合单元。

[0163] 无线功率转移中的主要标准是Qi标准和功率问题技术(PowerMat)标准。其主要应用是在无线充电的领域中。Qi也包括用于设备、低功率待机模式和功率控制的基本定位和识别机制。

[0164] 使用簧片接触和永磁体(例如,存在为点击固定机构的部分的一个)的额外的通-断开关可以被用作额外的安全层和电池泄漏预防,但是也可以存在用于堆叠检测的其他模块,例如光学、电容或超声模块。

[0165] 锂离子和锂聚合物电池是热门候选,因为其每单位质量的高能量密度以及其在消费者领域中的大规模使用。其具有适当的电子模块以监视其电荷状况并且保护防止过度加热。Qi标准也已经具有一些适当的基本模块,以识别可用负载。这些可以根据本发明来使用。这些基本保护和监测模块可以根据本发明通过将磁和RF耦合组合为通信模块、本地智能安全监测并且通过连接到患者网络而被集成为完整的架构。例如,缺少有效识别器和/或存在故障状况可能是放弃或不开始磁功率转移的原因。

[0166] 充电状态可以被用于确定电池可以被应用于特定测量多长时间。这能够在例如患者监测器显示器上示出。任选地,当被附接到测量模块时,电池自身上的视觉或音响指示器例如可以在替换之前的可用测量时间少于1小时或者应当进行充电时进行指示。

[0167] 在如上文所描述的医学设施中集成电池具有关于安全、使用情况和 workflows 的严重结果。约束包括绝对安全性、可能形状、较少重量和尺寸、通过护士的容易替换/交换、容易清洁、大的容量以及在佩戴期间的充电率。电池模块可以是封闭盒、被完全无线连接以用

于这两者的充电从而供应能量。所提出的架构提供可容易清洁的机械连接。此外,其能够在数秒内被替换,同时测量设备保持在位。

[0168] 在下文中,将更详细地描述包括用于连接网络/系统的其他设备的根据本发明的连接器的线缆单元。

[0169] 在图31中示出了线缆单元500的总体布局。线缆单元500包括线缆510以及在线缆510的每个端部处的连接器520、530。每个连接器520、530包括磁耦合单元521、531以及数据传输单元522、532。线缆510包括连接磁耦合单元521、531的第一接线对511(例如,绞合线)以及连接数据传输单元522、532的第二接线对512(例如,绞合线)。

[0170] 图32图示了在高敏锐度设施中的线缆单元500的使用,在该范例中用于连接测量模块30和中央处理单元20。这样的线缆单元500可以被用在OR(手术室)或ICU(重症监护病房)设置中以保证针对测量的数据完整性和功率一致性。两个接线对511、512优选为细的并且为柔性的,如在导管技术中所使用的。可以添加外部导电屏蔽或铁氧体常见模式线圈以获得额外的鲁棒性和性能。该方法保证针对无线电信号的足够高的信噪比,这是由于其低的RF衰减以及屏蔽性质。由于针对无接触供电(100~200kHz)和无线电的频率之间的大的比率,内部串扰是可管理的。

[0171] 许多选择能用于实施该线缆单元500的主要功能,以形成用于无线电和功率信号的受保护的管道。

[0172] 一个选择是包括两个接线对(如在图31、图32中所示的)的完全无源的线缆单元。基本上,RF数据和功率能够跨线缆单元在两个方向转移。可以使用用于功率的绞合线以及用于RF数据的同轴或平衡传输线。另外,无源部件可以被添加到连接器,以通过例如滤波和阻抗匹配来进一步改善RF传输,通过例如通量集中器来改善(功率)转移或者用于无源识别(光学标签)。

[0173] 任选地,功率和无线电信号可以被组合在一个单个接线对(或同轴线缆)中。将完全无源的线缆的仅一个连接器附接到例如测量模块将不增加磁耦合也不增加RF耦合。直到发起配对才进行这两个连接。

[0174] 另一选择是有源线缆。存在有源线缆(在一个或者这两者连接器中),以在跨线缆传送磁功率信号之前将所述磁功率信号转换为干净/稳定的DC或正弦AC。这限制了从功率信号到无线电通道的串扰和干扰。所述部件的最合乎逻辑的位置处在(一个或多个)连接器中,但是其也能够跨线缆单元(的部分)分布,例如在被集成在线缆套筒中的柔性箔上。

[0175] 数据无线电信号可以被放大、重新调制(应答器)、缓冲或(主动)阻抗转换以匹配RF线缆性质。备选地,到另一频带或基带的转换甚至可以更多地增强信号完整性,例如通过转换成串联总线格式,如,例如USB、RS232或TCP/IP。磁功率的部分被用于对所述有源部件进行供电。

[0176] 每个连接器可以被布置并且以其自身作为节点来动作,并且是患者网络的部分,包括独有的标识符、用于配对以及磁供电的无线电和网络堆叠。可以添加额外的无线电装置以中继无线电信号(例如,在菊花链中)或者实施用于患者管理的单独的通道。有源线缆可以在仅一个方向上输送数据或功率;因此,可能需要每线缆或多条线缆的多个接线以在这两者方向上进行输送。

[0177] 根据另一选择,可以提供RF信号到光学域的转换,其在数据完整性中提供极限水

平,并且潜在地也允许更细的线缆。

[0178] 明显地,线缆单元可以仅包括功率通道或数据通道。

[0179] 识别标签 (RFID) 或无线电单元可以被添加到线缆单元或连接器以用于识别和数据管理。

[0180] 优选地,从用户角度,所述线缆单元应当能够在两个方向上输送RF数据和功率。这可能需要使用更多接线对,例如在当应用有源部件时的情况下。

[0181] 图33图示了较低敏锐度设施中的线缆单元500,在该范例中,用于仅当需要用于改善RF性能(例如,在拥堵区中)或者用于供电或充电原因(即,节省电池容量以用于移动使用时)连接测量模块30(或者电池模块90)和中央处理单元20。测量模块可以连接在链中以避免线缆杂乱。

[0182] 在图36中示意性示出了用于连接系统(尤其是患者监测系统)中的设备以实现所述设备之间的数据和/或功率的无线交换的线缆单元500'的更详细的示意图。如上文所描述的,线缆单元500'包括被布置在所述线缆的每个端部处的线缆510和连接器520、530。所述连接器中的每个包括:数据传输单元522、532,其用于将数据传送到具有配对连接器的设备和/或从具有配对连接器的设备接收数据;以及磁耦合单元521、531,其用于通过使用电感耦合将功率传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收功率。

[0183] 线缆单元500'还包括被布置在线缆510的每个端部处的(密封)壳体523、533,在所述中布置被布置在所述线缆的相应端部处的一个或多个连接器520、530。所述密封壳体优选如在本文中所公开的在其他设备的背景下进行配置以允许线缆单元500'到具有配对连接器的其他设备的堆叠。

[0184] 所述连接器以及其元件可以如上文相对于其他设备和其他实施例所解释地进行配置。这尤其适用于磁耦合单元521、531并且适用于数据传输单元522、532,其可以如在本文所公开地进行配置,例如,如在图10至图15或者图17至图28中的任一个中所示的。

[0185] 线缆500'还可以包括用于对所接收到的数据的数据处理、转换和/或存储的电子电路501。

[0186] 此外,线缆单元500',特别是每个连接器520、530,如在图16中所图示的,可以包括:检测单元524、534,其用于检测(相应连接器的)磁耦合单元与另一设备的磁耦合单元之间的磁耦合的强度;以及控制单元525、535,其用于在检测到的磁耦合高于第一阈值和/或其增加量高于第二阈值的情况下将(相应连接器的)数据传输单元切换为低功率模式和/或启用(相应连接器的)磁耦合单元,并且用于在检测到的磁耦合低于第三阈值和/或其减小量高于第四阈值的情况下将(相应连接器的)数据传输单元切换为高功率模式和/或禁用(相应连接器的)磁耦合单元。

[0187] 作为备选选择,线缆单元500',尤其是每个连接器520、530,可以包括:接近度检测器526、536,其用于检测另一设备的线缆单元的接近度(即,用于检测在其之间是否存在仅小的间隙);以及控制单元527、537,其用于在检测到设备接近所述线缆单元的情况下将(相应连接器的)相应的数据传输单元切换为低功率模式和/或启用(相应连接器的)磁耦合单元,并且用于在没有检测到设备接近所述线缆单元的情况下将(相应连接器的)数据传输单元切换为高功率模式和/或禁用(相应连接器的)磁耦合单元。这样的接近度检测器和控制

单元也可以被用在连接器的其他实施例中,并且也可以被用在本文中所公开的其他设备中。

[0188] 可以使用接近度检测的各种方法,例如,所接收的信号强度指示(RSSI)方法,诸如标准蓝牙、蓝牙低能量(BTLE)和Wi-Fi。接近度检测的其他范例方法包括差分方法,诸如超宽带(UWB)、在例如红外(IR)波长超声下使用的光学方法以及NFC。接近度检测方法,诸如IRDA、UWB和NFC,通常使用这两者标准和专有数据输送机构。在范例中,接近度检测可以在两个设备例如在彼此的0.5mm+/-0.1mm的范围内,由可以使用此其他距离。

[0189] 通常,可以使用用于检测设备到另一设备的接近度的直接或间接模块。能够被检测为“接近”的两个设备之间的实际距离取决于例如磁设计;一个标准可以是:是否磁耦合大于90%,或者优选大于95%,或者最终大于99%。在示范性设计中,使用~0.5mm+100 μ m的磁距离(由于2*0.25nm塑料壳体),其可以被理解为“紧密接近”。然而,替代地可以使用其他距离,这取决于特定设计和/或应用。

[0190] 最终,在每个壳体523、533内,第二连接器540、550可以被布置用于同时向两个设备传送数据和/或从两个设备接收数据,和/或用于同时向两个设备传送功率和/或从两个设备接收功率。所述第二连接器540、550通常以与第一连接器520、530相同的方式被配置。

[0191] 所提出的线缆单元可以被用于相互连接测量模块和监测设备。菊花链以及星形配置是可能的,如在图20A和20C中所示的。线缆单元可以横向或纵向地耦合在彼此的顶部上或者在其之间具有第三部件。备选地,分布线缆单元可以具有多个分支以物理地连接各部件。

[0192] 在下文中,将解释设备的配对,如由本发明所提出的。

[0193] 配对的第一选择是例如在将测量模块附接到个人的身体期间手动地执行配对。通过将设备物理地引入到与另一设备紧密接近,交换标识符,这有效地意味着所述设备被添加到设备的网络中,例如被添加到患者网络中。这在测量模块的第一次附接期间以及针对移动患者是容易实现的。

[0194] 连接的顺序通常不是重要的;网络的每个成员能够传输和更新网络状态,例如,经由采取特定标准的主设备,如蓝牙-LE。关于设备的视觉或音响信息可以指示其连接状态。其例如可以指示哪些设备被配对到患者网络中,并且其可以指示针对医院网络或者例如移动患者的患者监测器的RF连接的丢失。在这样的情况下,患者网络需要(自动地或手动地)重新连接到另一无线电链接。

[0195] 关联机构在以下两个条件被满足时开始:

[0196] 1、增加的磁耦合水平,其能够根据次级线圈中的感生的电压以及初级线圈中的电流或组件的共振频率来检测。当该条件被满足时,RF无线电开始与彼此的通信(能够经由主设备)。

[0197] 2、当所接收到的RF信号的强度高于预定水平时,关联开始。备选地,偏离发射器天线阻抗(电压驻波比、反射波)能够被包括为额外的检查,指示传送的信号RF吸收。

[0198] 重复该机制切换患者网络的从属关系,即,主设备知晓特定患者的网络中的全部设备;其在连接与离开之间切换。网络从属关系可以通过视觉、触觉或音响致动器(例如,LED、显示器、蜂鸣器、呼叫器、振动器等)来示出。此外,机械开关或键盘代码可以被用于迫使离开网络。

[0199] 患者可以具有作为额外的识别-和定位模块的包括患者-网络功能的贴片,以增强测量(或传感器)被附接在正确患者上的正确位置上。

[0200] 配对的第二选择是通过使用如在图31中所示的线缆单元500将固定的(OR或ICU)患者连接到患者网络。通过连接测量模块与监测设备之间的线缆单元短的时间,磁耦合和RF幅度将增加高于特定水平,这触发配对机制。

[0201] 配对的第三选择是使用无接触存储模块,所述无接触存储模块可以被用作中间存储容器以在患者网络的各部件之间转移标识符。这在图34中被图示,图34示出了包括存储模块95的根据本发明的系统14的第五实施例的示意图。通过将无接触存储模块95引入到与具有配对连接器的另一部件20或30紧密接近,标识符被内部交换并且被用于更新患者网络。额外的机械推动按钮或接近度检测器可以被用于触发交换。优选地,仅一个标识符能够被存储并转移以避免不明确性。

[0202] 无接触存储模块95能够具有铅笔、智能卡或小型盒(例如,测量模块)的形式因子。如包括根据本发明的连接器的其他设备,除了存储元件98,其包括磁耦合单元96和数据传输单元97(例如,无线电硬件),以耦合到具有配对连接器的其他设备。

[0203] 配对的第四选择是使用额外的触发模块。可以添加推动按钮或接近度检测器(例如,使用光学、磁性、超声技术),作为发始配对过程的条件。额外的触发模块有益地作为额外一层的鲁棒性以省略用于检测耦合的水平部件(例如,没有RF或磁耦合测量)。此外,在铅笔状设备的情况下,RF天线和线圈可以被定位在顶端中;最大耦合可以低于用于触发关联过程的预定阈值。

[0204] 在图37中示出了设备600的更详细的示意图,所述设备用于所述设备与系统、特别是患者监测系统的另一设备之间的数据和/或功率的无线传输。所述设备600被配置为将上文所描述的方法应用于配对并且包括用于存储设备的独有的标识符的识别单元601和连接器602。所述连接器602包括:数据传输单元603,其被布置用于将数据传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收数据;磁耦合单元604,其用于通过使用电感耦合将功率传送到系统的具有配对连接器的另一设备和/或从系统的具有配对连接器的另一设备接收功率;以及检测单元605,其用于检测磁耦合单元与另一设备的配对连接器的磁耦合单元之间的磁耦合的强度,并且用于检测由数据传输单元从其他设备的数据传输单元所接收到的数据的强度。

[0205] 设备600还包括控制单元606,控制单元606用于控制数据传输单元603在以下情况下将设备的独有的标识符传送到其他设备和/或接收所述其他设备的独有的标识符:a)所接收到的数据的所检测到的强度高于数据强度阈值和/或其增加量高于数据强度增加量阈值;以及b)所检测到的磁耦合高于磁耦合阈值和/或其增加量高于磁耦合增加量阈值。

[0206] 设备600还可以包括用于存储由数据传输单元所接收到的其他设备的独有的标识符的存储单元607。

[0207] 控制单元606可以被配置为控制数据传输单元在以下情况下额外地传送在存储单元中所存储的其他设备的独有的标识符和/或接收其他设备的独有的标识符:a)所接收到的数据的所检测到的强度高于数据强度阈值和/或其增加量高于数据强度增加量阈值;以及b)所检测到的磁耦合高于磁耦合阈值和/或其增加量高于磁耦合增加量阈值。

[0208] 检测单元605可以被配置为:检测阻抗、共振频率和/或感生的电压,以检测磁耦合

的强度；和/或检测数据传输单元的天线的信号强度和/或天线阻抗，以检测所接收到的数据的强度。磁耦合的强度常常称为磁耦合因子 k ($0 < k < 1$)。

[0209] 在部件已经被连接的情况下，根据功率和强RF信号的可用性，这是清楚的。可以通过使用轮询机制检测新部件的附接来检查磁耦合（以及，任选地，用于数据传输的RF信号）的增加。可以通过逆过程来执行对断开连接部件的检测：轮询机制通过使用例如阻抗、共振频率和/或感生的电压（以及任选地，RF信号）来测量磁耦合的强度的减小。任选地，可以额外地测量RF信号强度。

[0210] 一般而言，对独有的标识符的第一传输被解读为将设备与系统相耦合的请求，并且对独有的标识符的第二传输被解读为将设备与系统去耦合的请求。

[0211] 所述设备还可以包括指示器608，特别是视觉、触觉或音响指示器，以用于指示设备与系统的耦合的耦合状态。

[0212] 更进一步地，所述设备可以包括用于使得用户能够发起对独有的标识符的传输或者耦合或去耦合的请求消息的用户接口609。

[0213] 更进一步地，所述设备可以包括用于检测设备与其他设备的接近度的接近度检测器，其中，所述控制单元控制数据传输单元在检测到设备与其他设备的额外的接近度的情况下将设备的独有的标识符传送到其他设备和/或接收其他设备的独有的标识符。接近度检测器可以如上文相对于其他实施例所解释地进行配置。

[0214] 连接器602及其元件可以如上文相对于其他设备和其他实施例所解释地进行配置。这尤其适用于磁耦合单元604并且适用于数据传输单元603，其可以如在本文中所公开地进行配置，例如，如在图10至图15或者图17至图28中的任一个中所示的。

[0215] 最终，设备600还可以包括：用于生成数据和/或接收数据的数据单元611；和/或用于供应功率和/或消耗功率的功率单元612。

[0216] 本发明的一个主要优点在于：提供了一种通用方法，所述方法一般可以服务所有的患者监测应用，其是实现努力降低成本的关键因子。另外的优点是模块化以及对用于无线测量的现有连接标准的直接顺应。

[0217] 本发明的应用不限于患者监测，而是能够延伸以在例如汽车或畜牧业（连接到多个牛的中央产奶机器）中将连接到公共实体的模块（传感器、致动器）相互隔离。此外，本发明不限于天线或线圈的明确公开的类型、形式和数量，其仅应当被理解为范例。在所公开的实施例中所使用的部件也可以被配置为顺应Q标准或其他无线功率标准，并且如果从技术观点可能的话，顺应Qi标准的标准部件还可以用于根据本发明的单个部件。此外，设备可以包括用于垂直和水平堆叠的模块，并且包括用于在相应的方向上耦合的对应耦合模块，即，设备可以例如包括如在图25A和图26A中所示的连接器的组合。

[0218] 尽管在附图和前述描述中详细示例和描述了本发明，但是该示例和描述应当被视为示例性或示范性的，而非限制性的；本发明并不限于所公开的实施例。通过研究附图、公开以及权利要求书，本领域技术人员在实践所请求保护的本发明时，可以理解和实现对所公开实施例的其他的变型。

[0219] 在权利要求中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。单一要素或其他单元可以满足权利要求中列举的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中列举了特定措施，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0220] 权利要求书中的任何附图标记不应当被解读为对范围的限制。

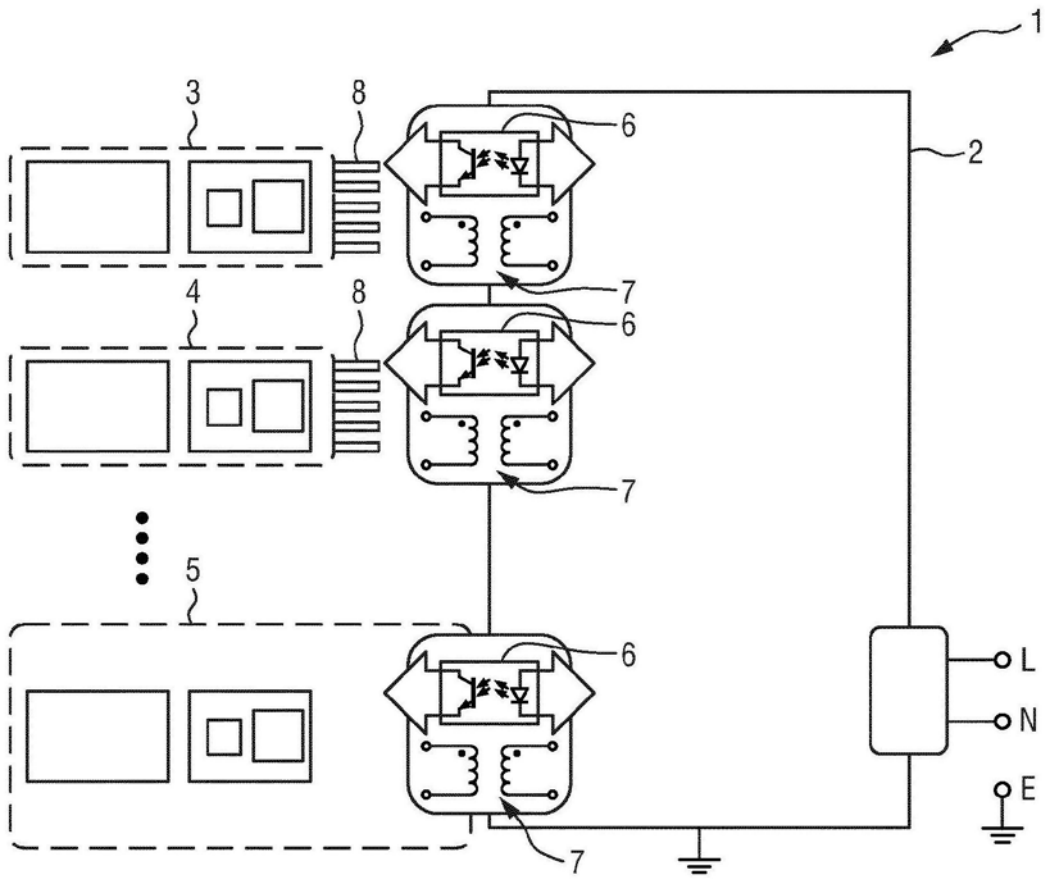


图1

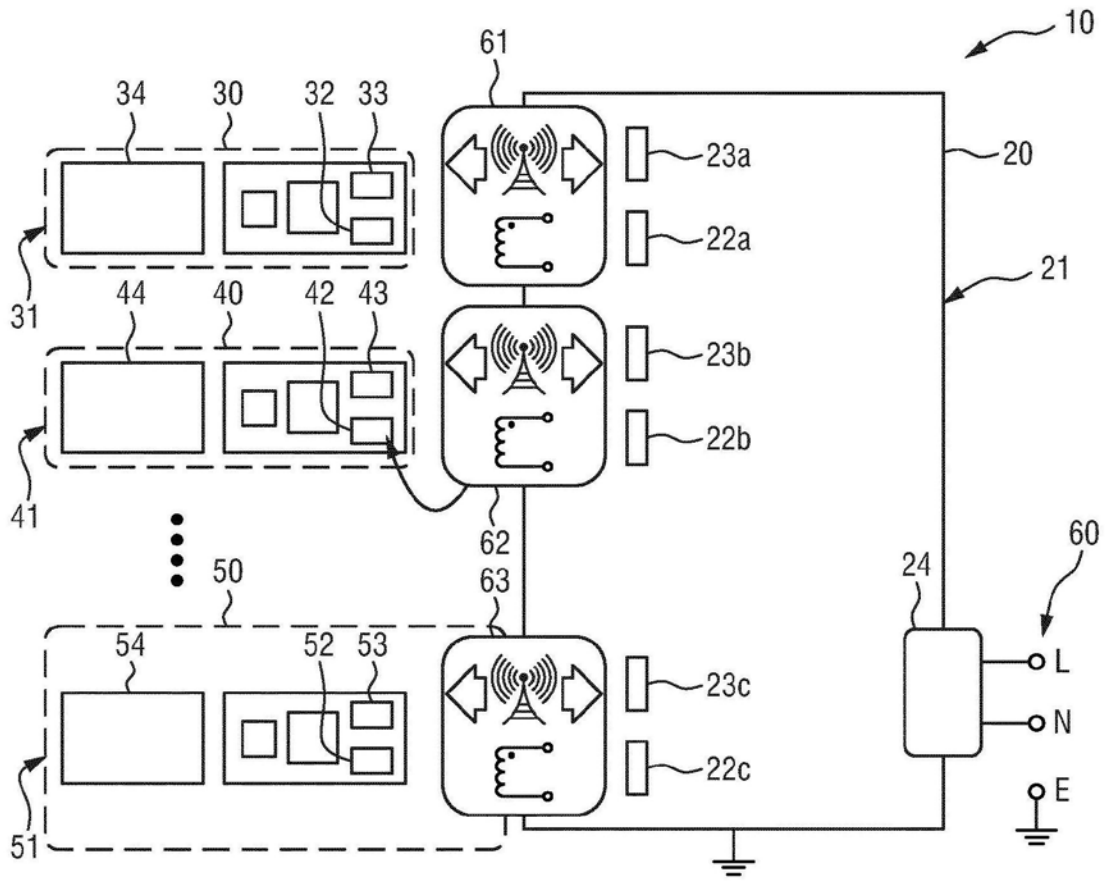


图2

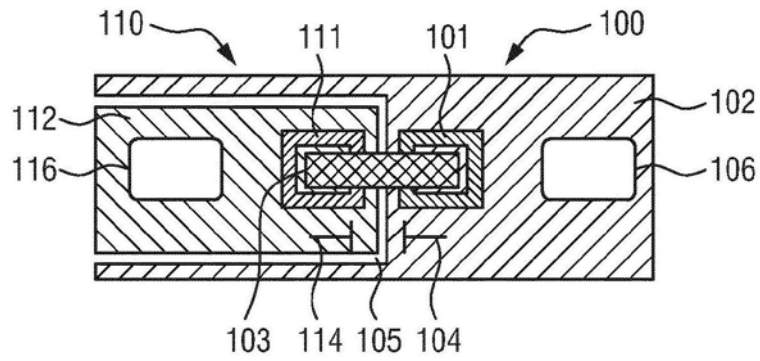


图3

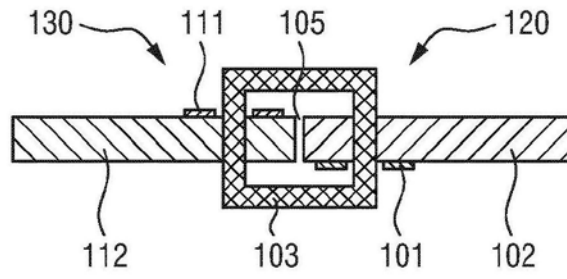


图4

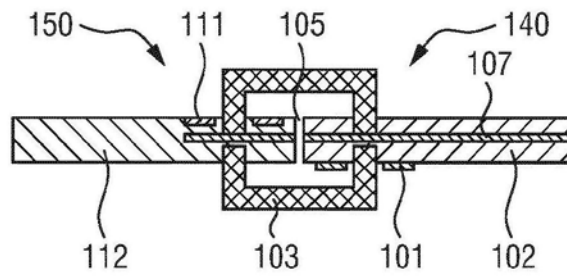


图5

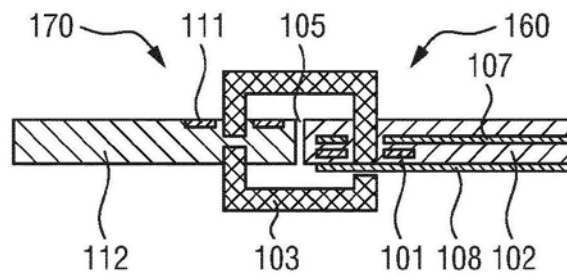


图6

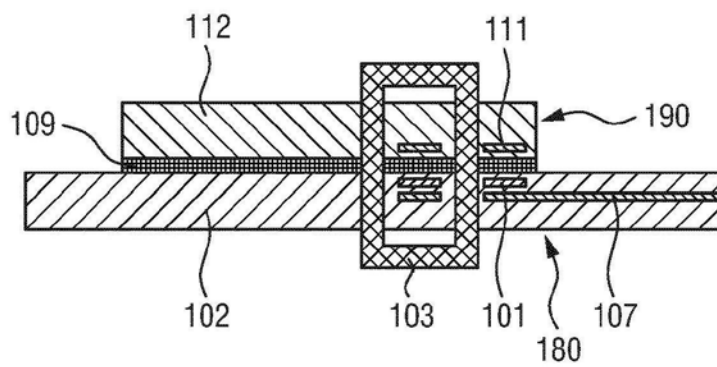


图7

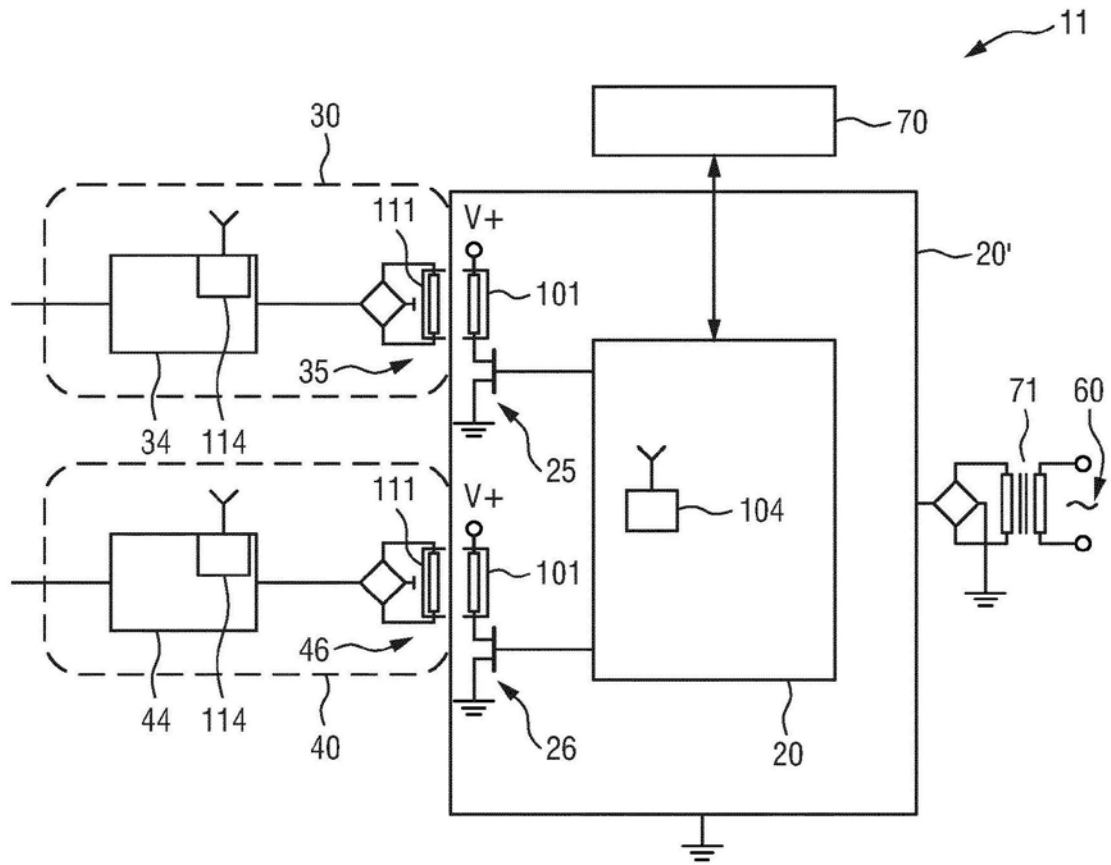


图8

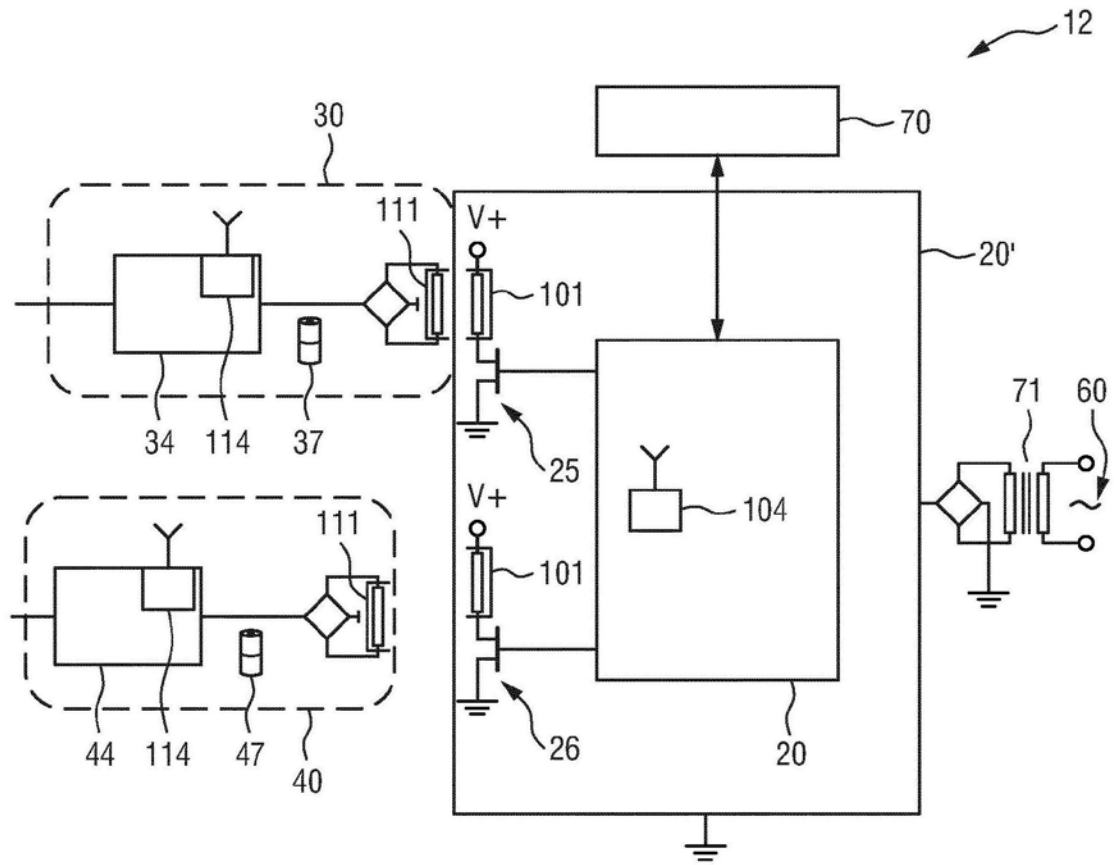


图9

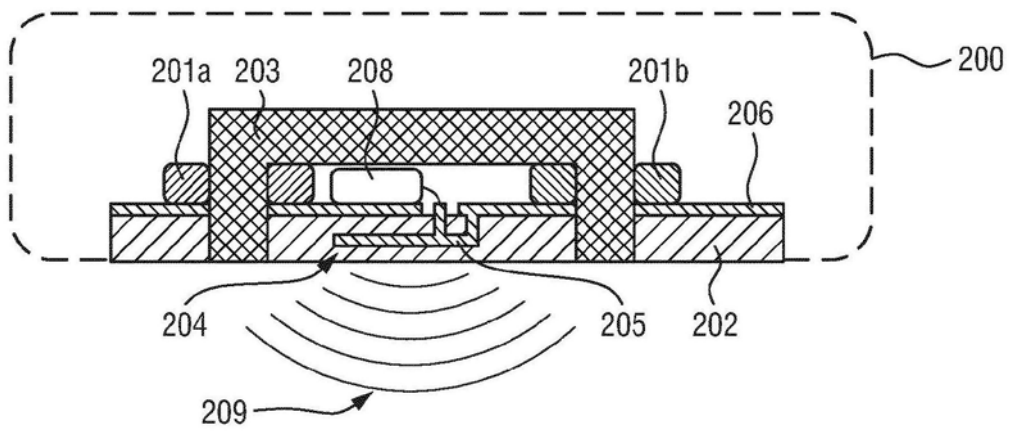


图10A

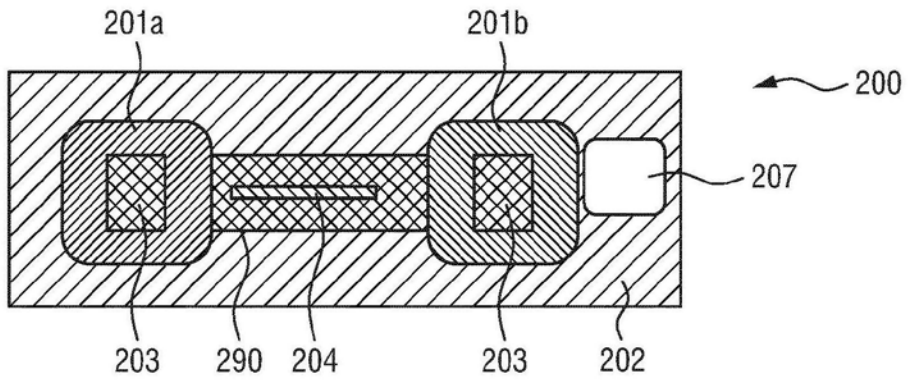


图10B

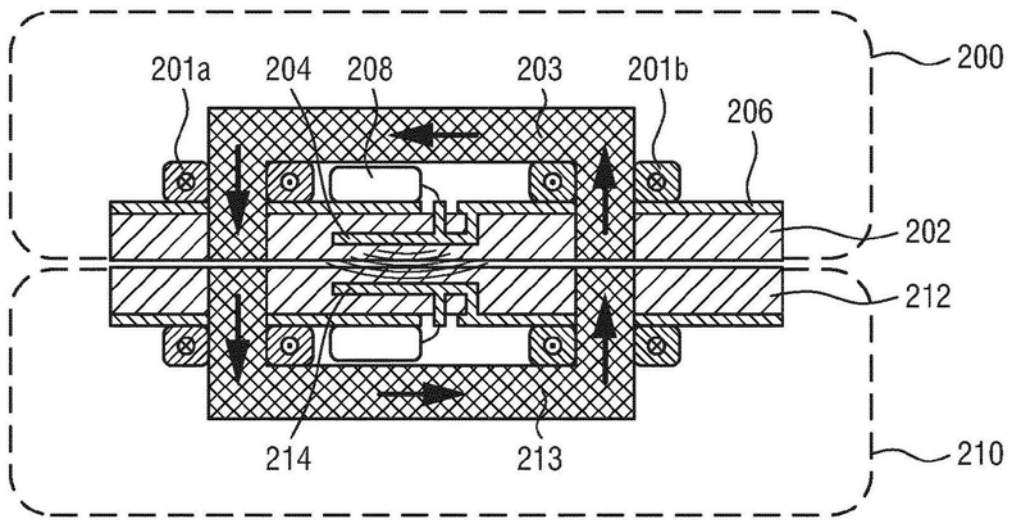


图10C

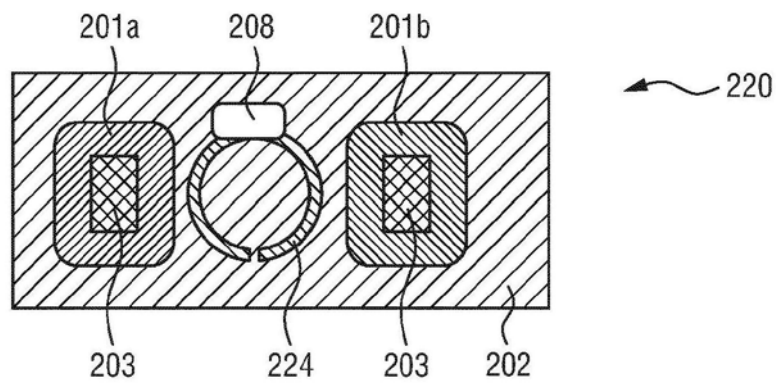


图11

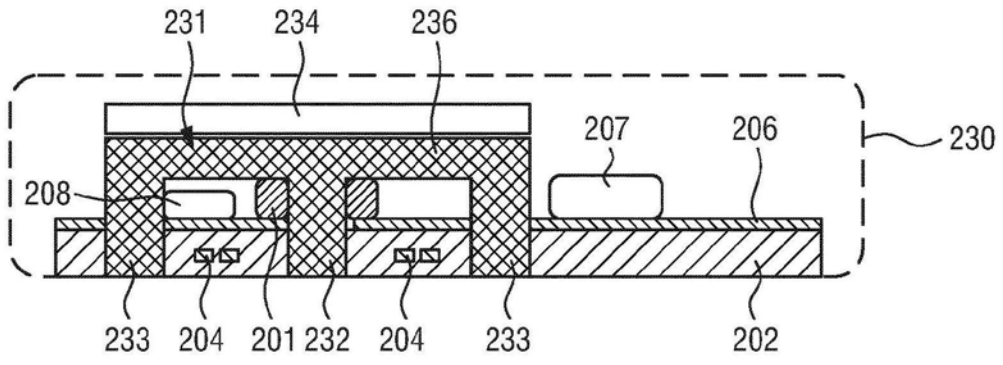


图12A

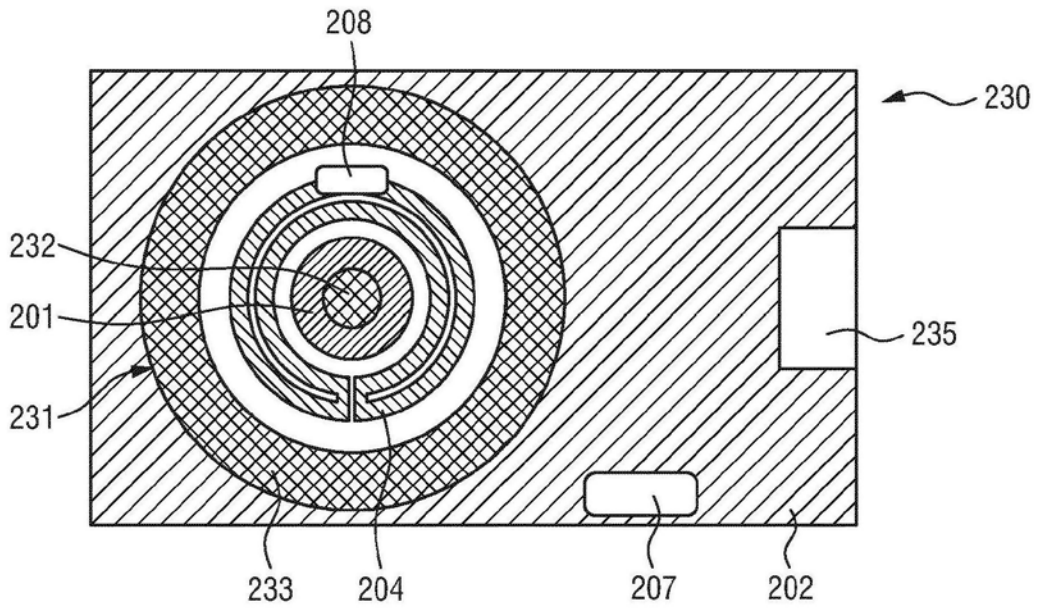


图12B

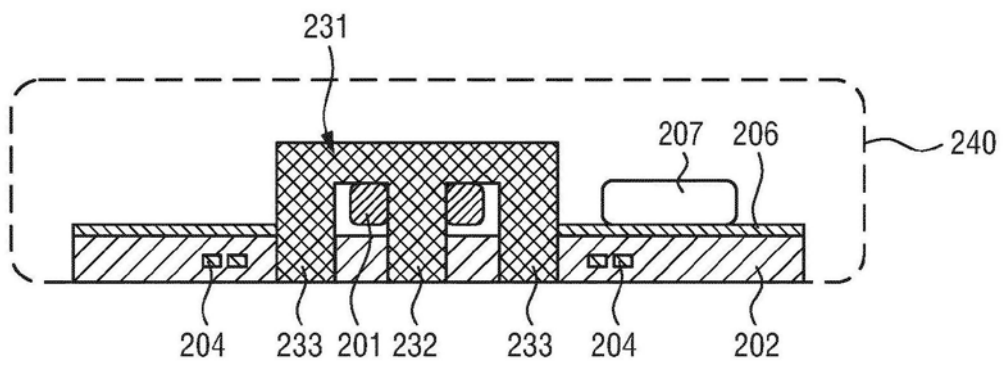


图13A

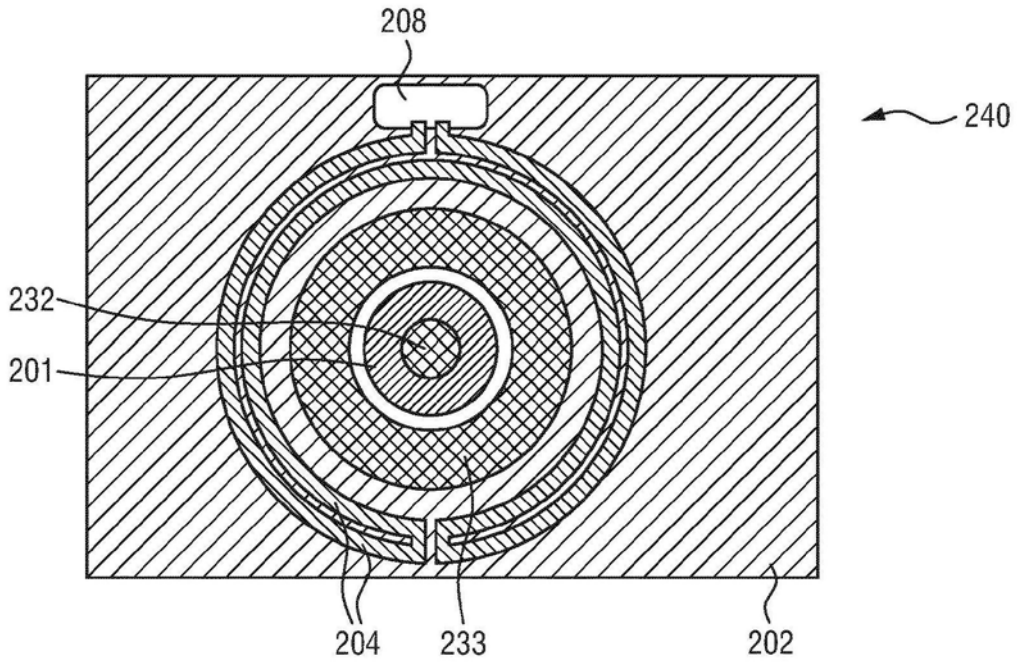


图13B

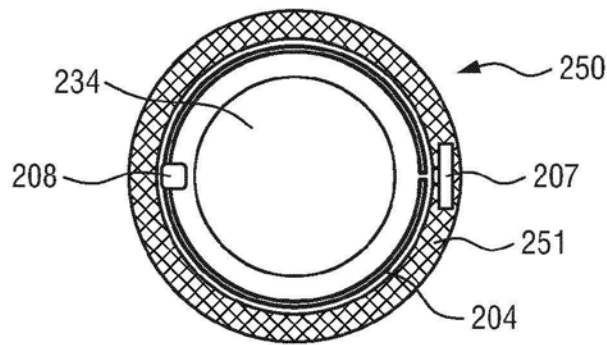
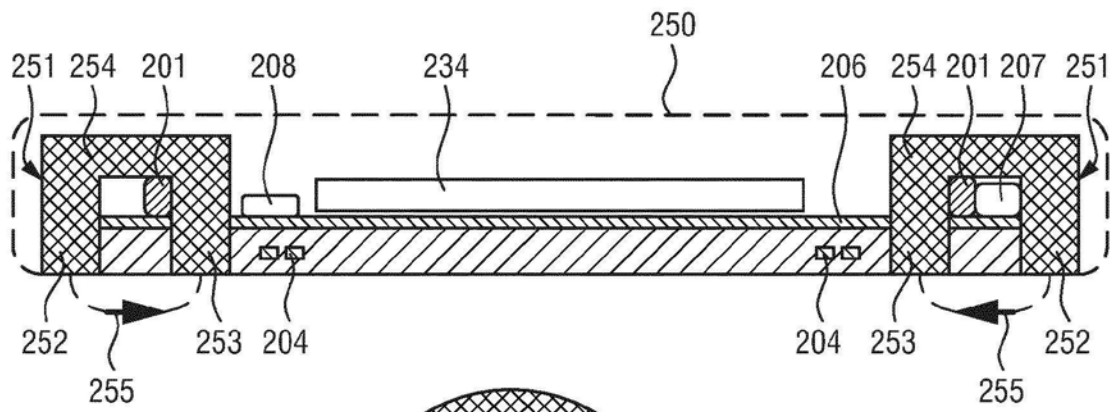


图14A

图14B

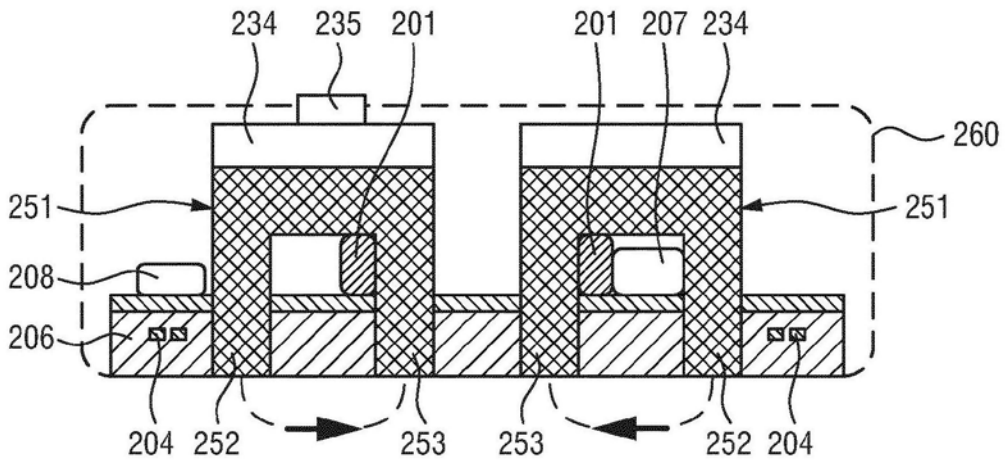


图15

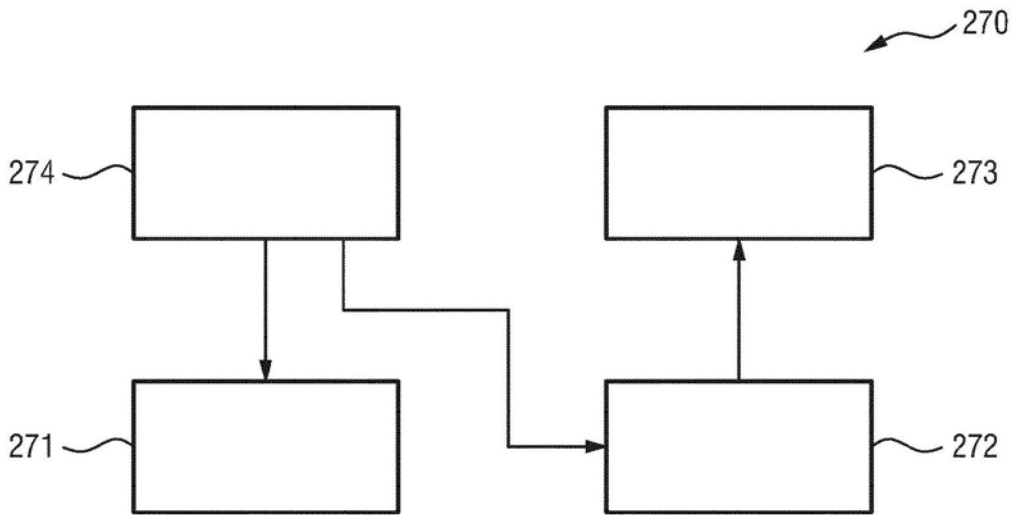


图16

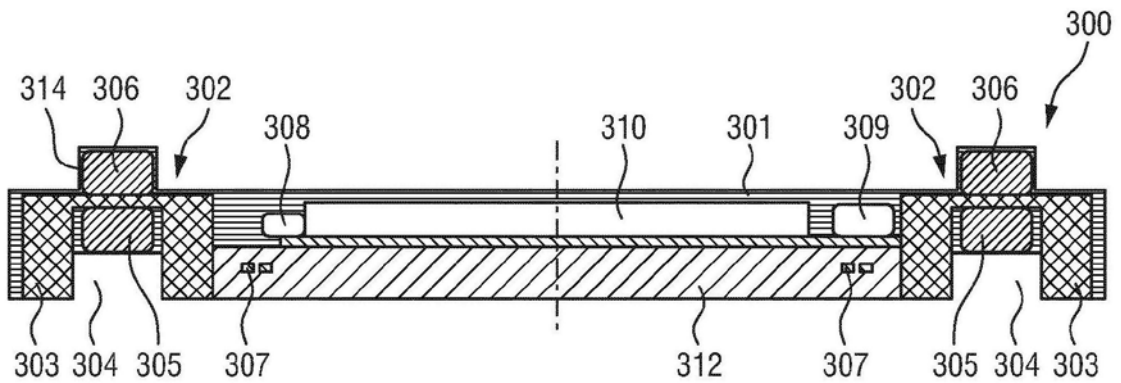


图17A

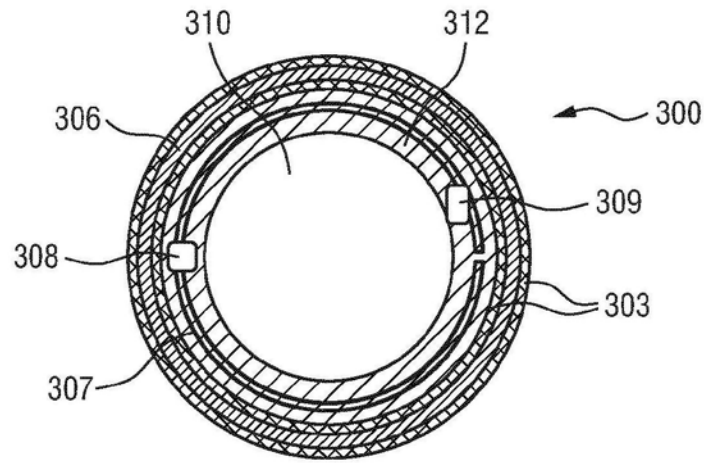


图17B

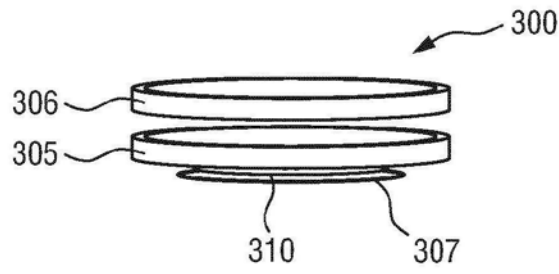


图17C

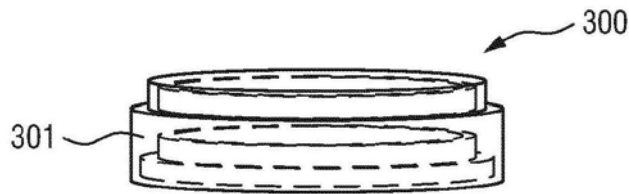


图17D

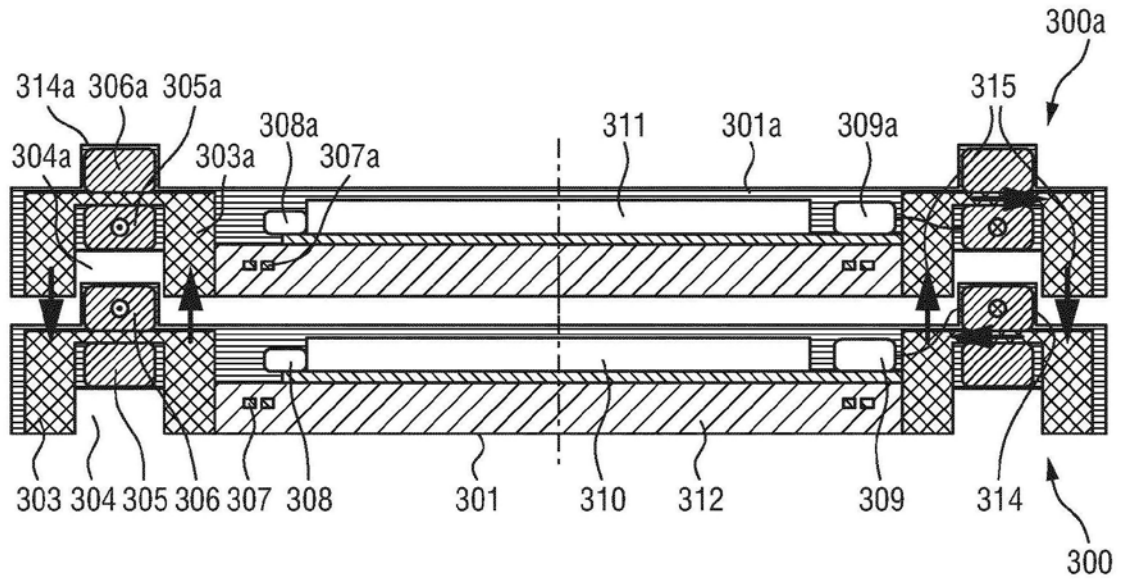


图18A

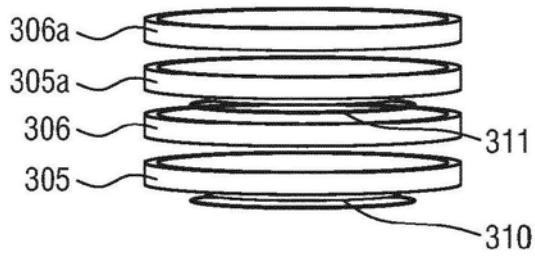


图18B

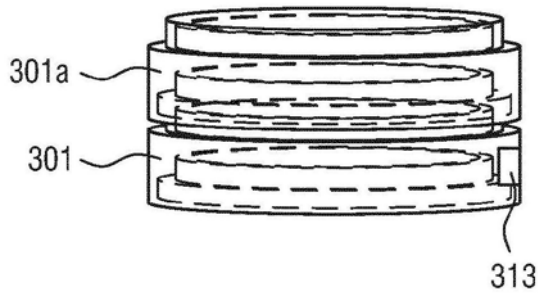


图18C

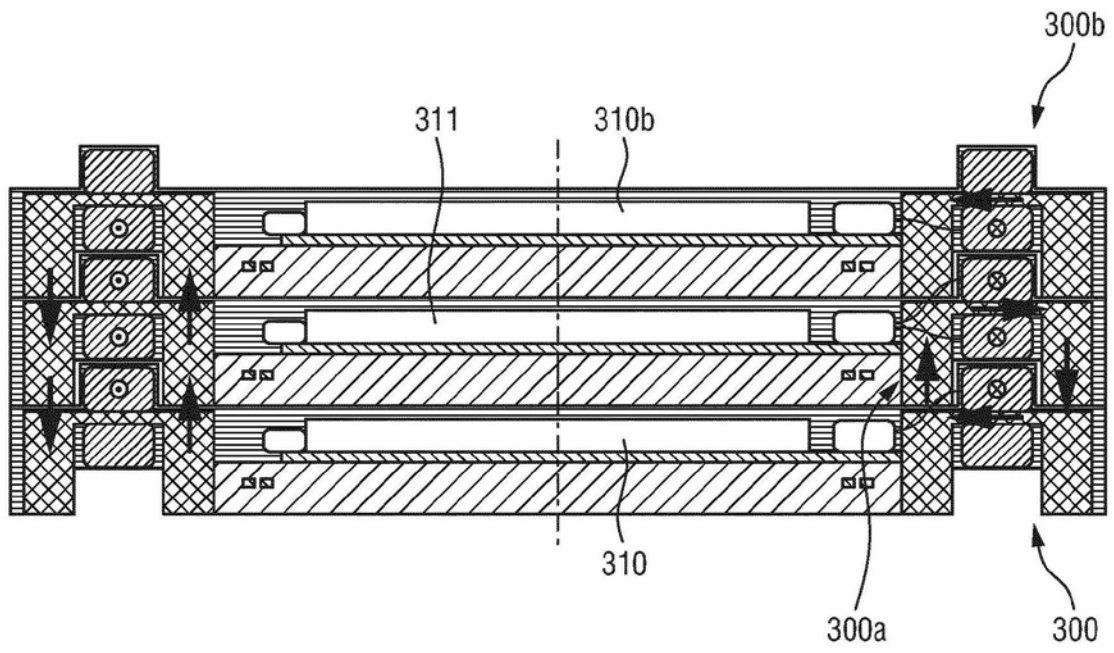


图19

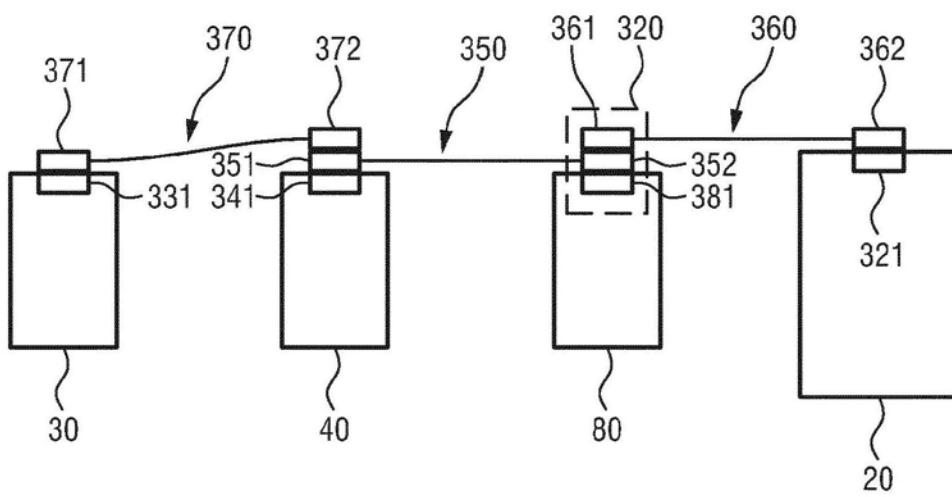


图20A

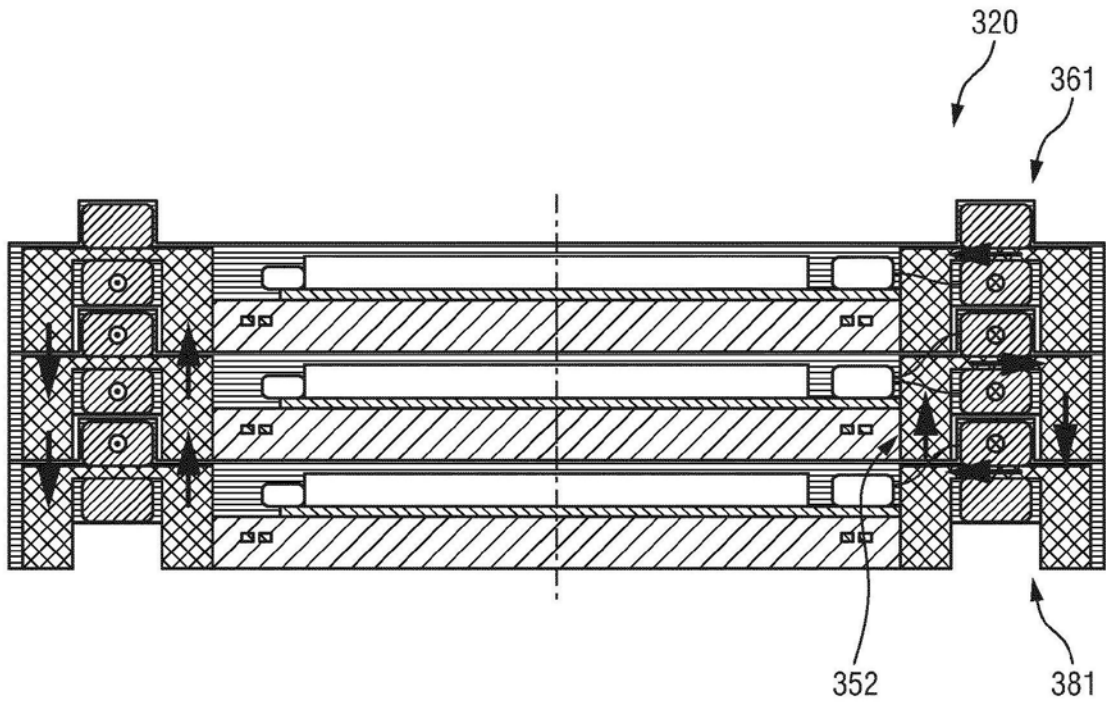


图20B

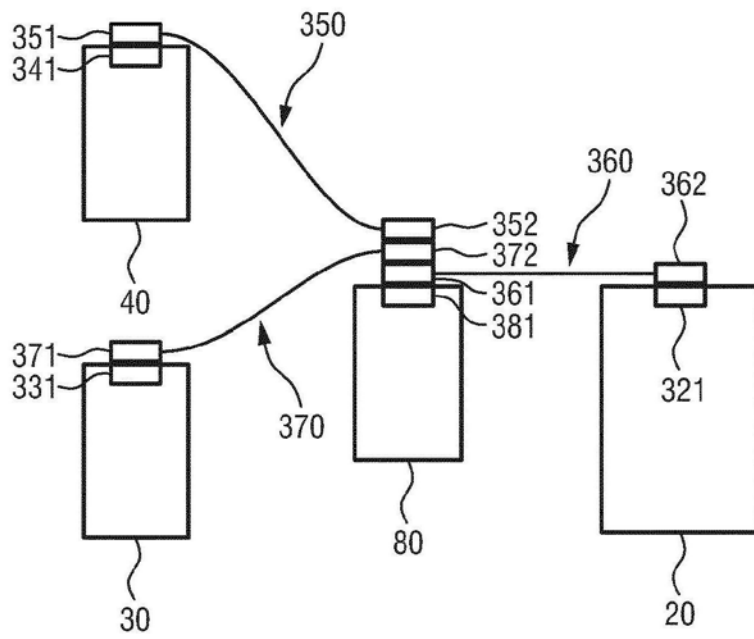


图20C

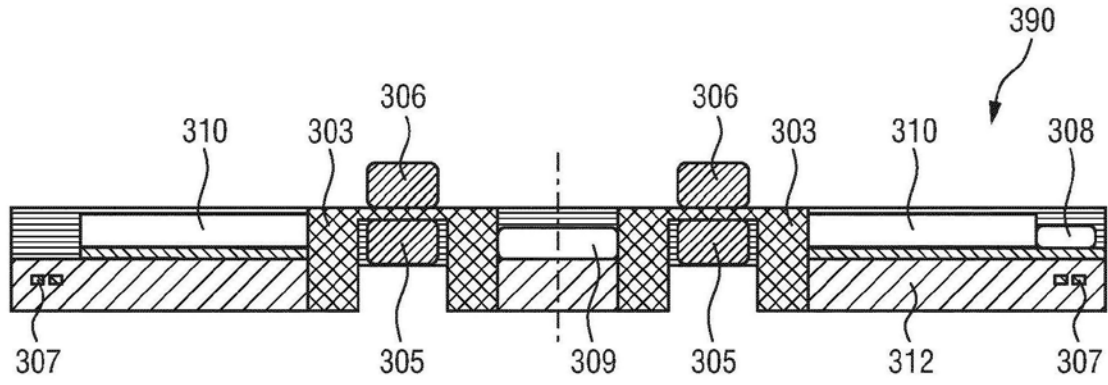


图21A

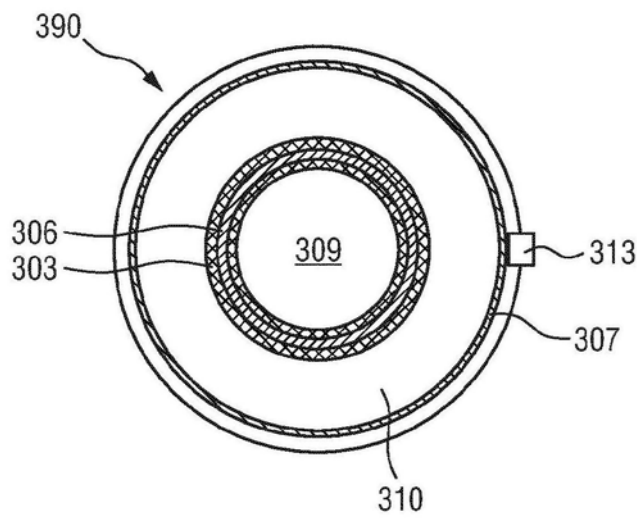


图21B

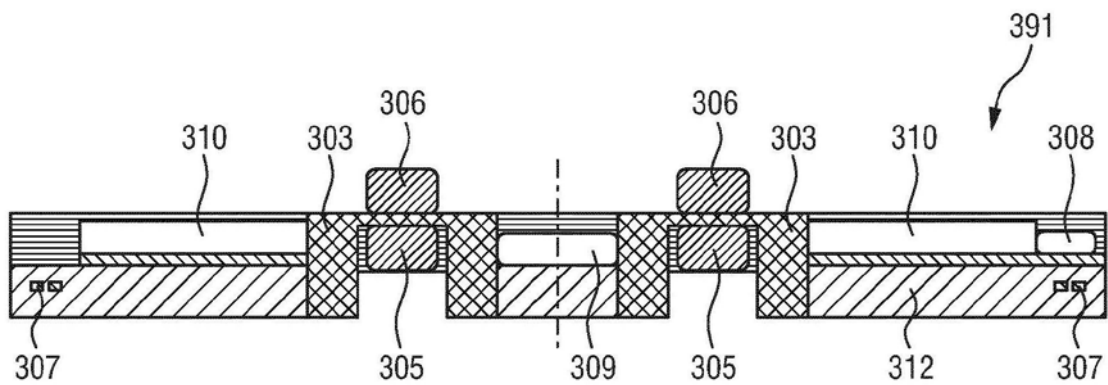


图22A

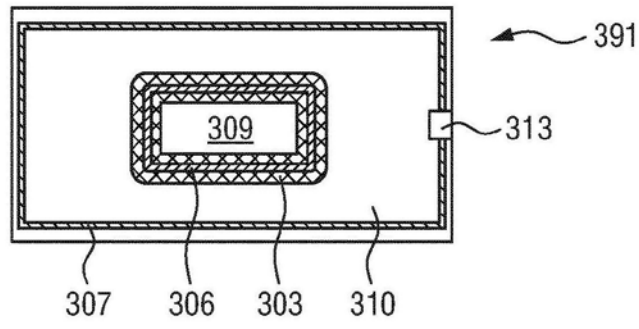


图22B

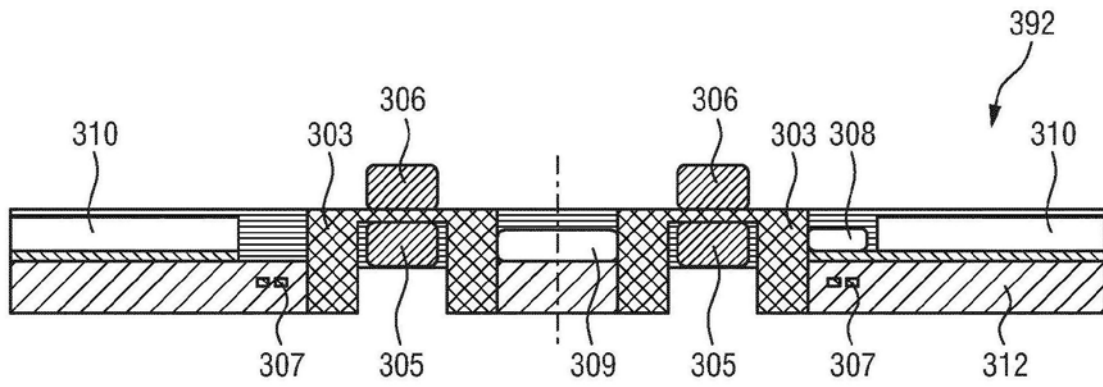


图23A

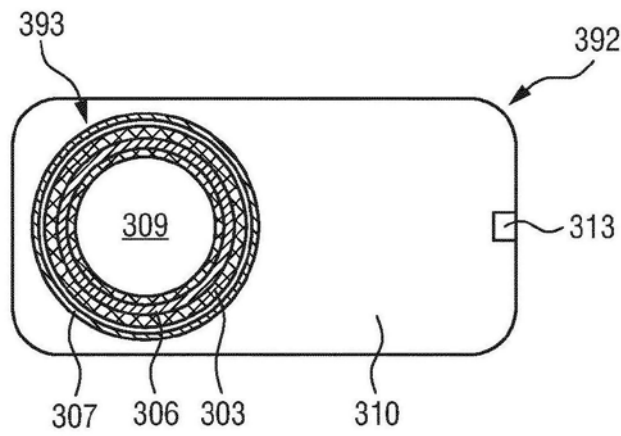


图23B

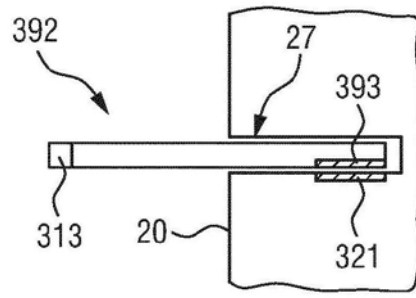


图23C

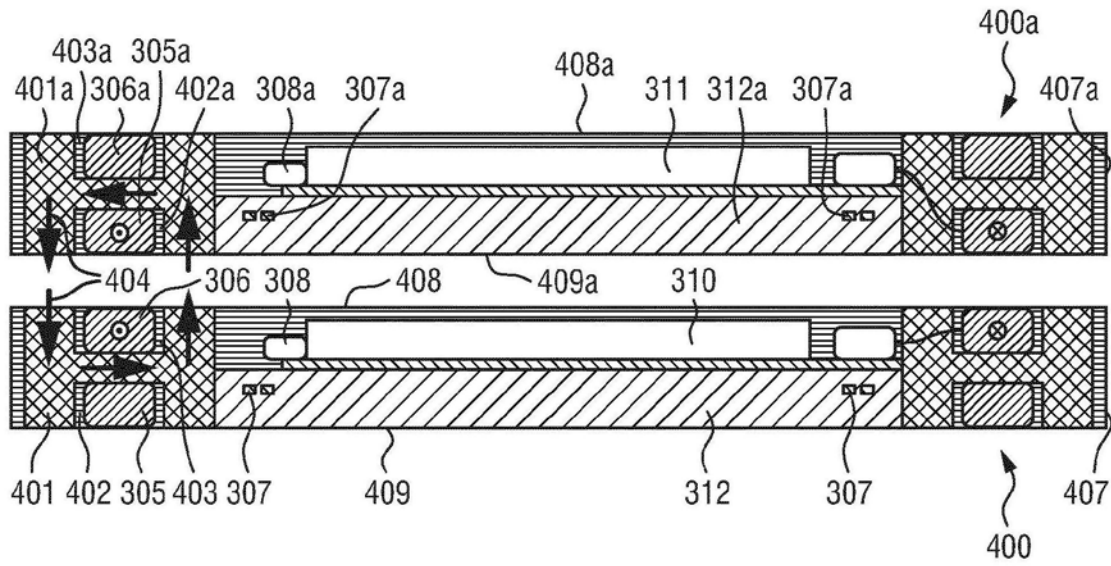


图24

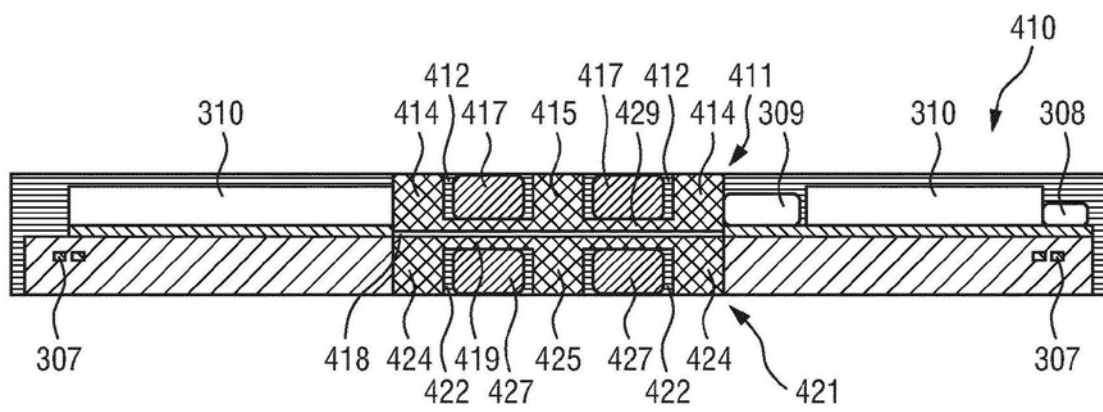


图25A

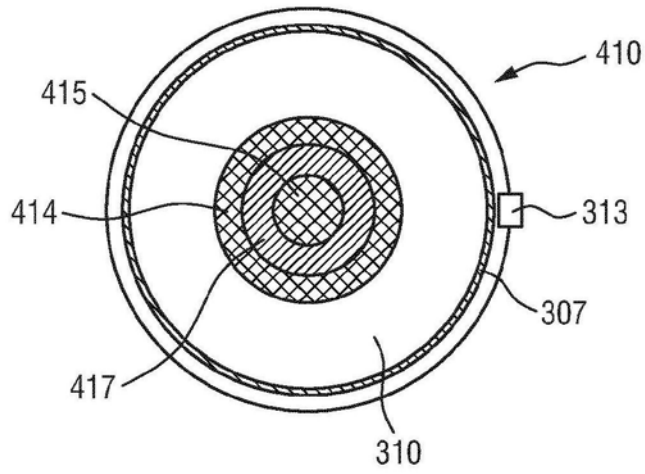


图25B

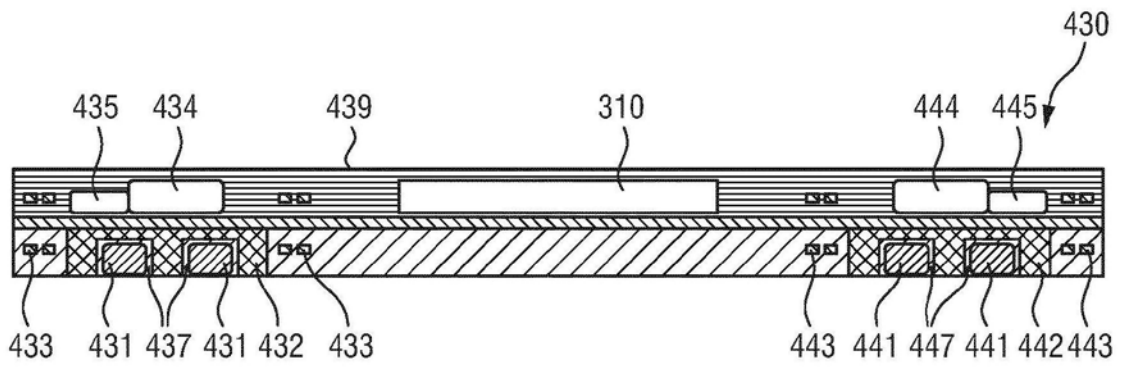


图26A

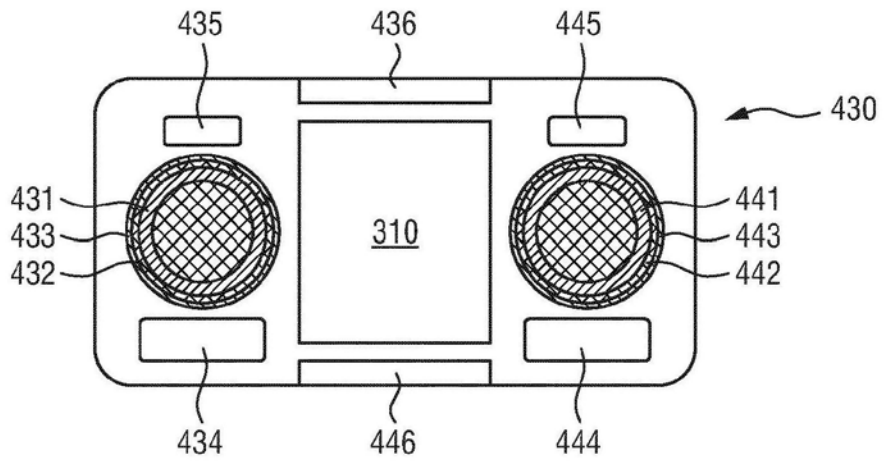


图26B

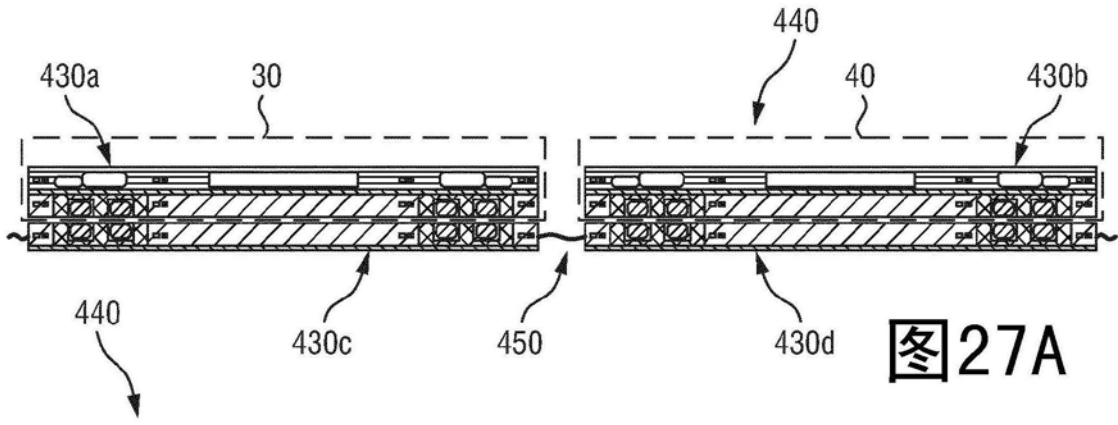


图27A

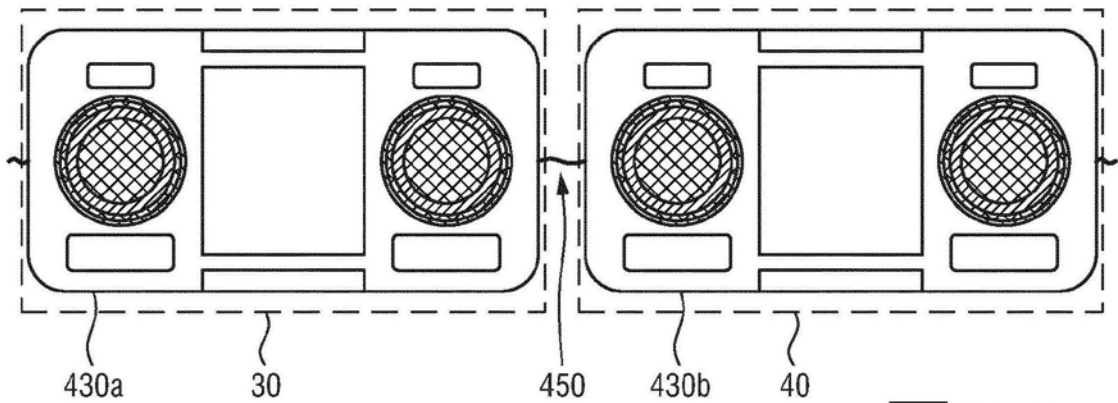


图27B

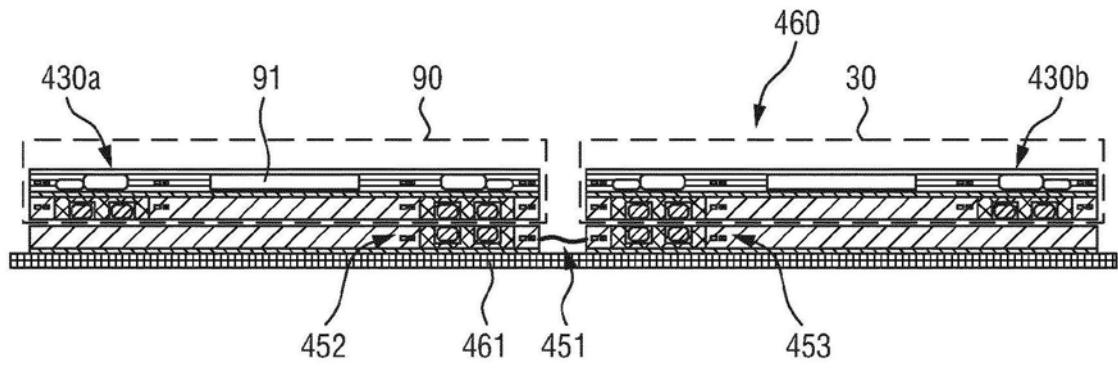


图28A

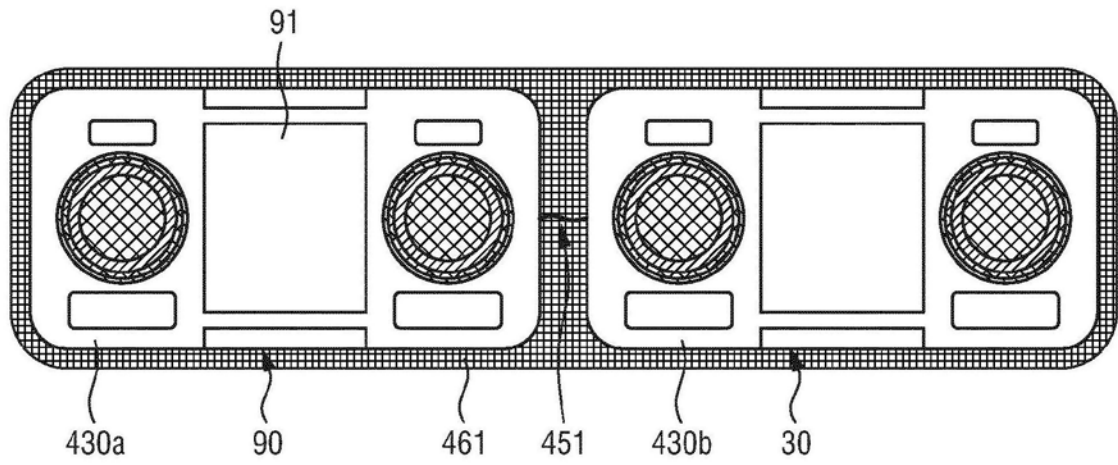


图28B

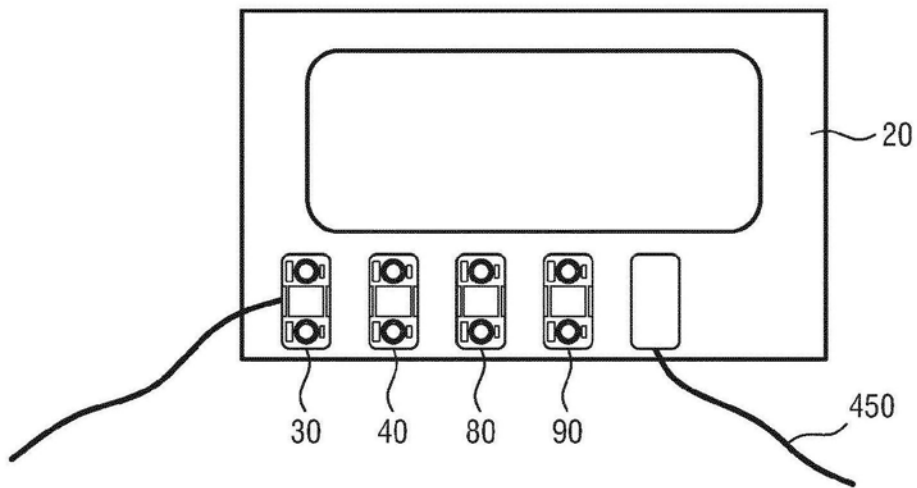


图29

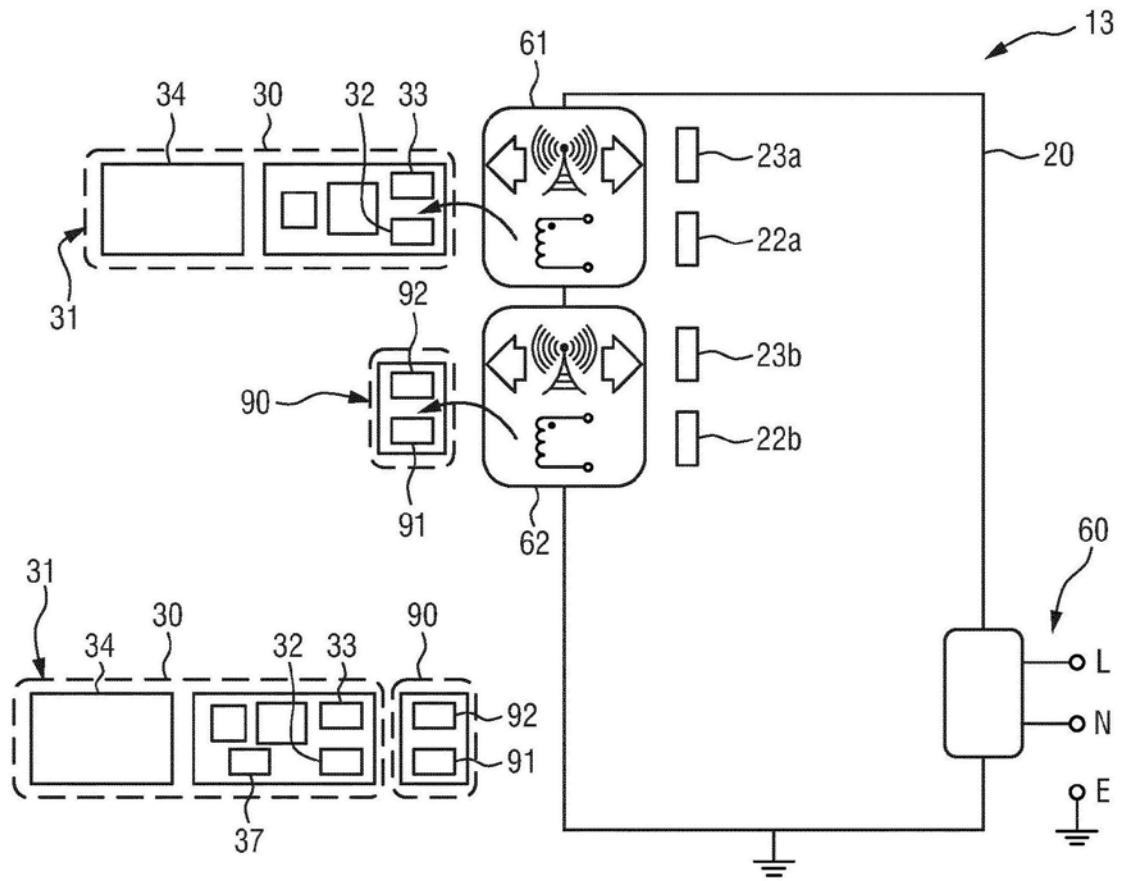


图30

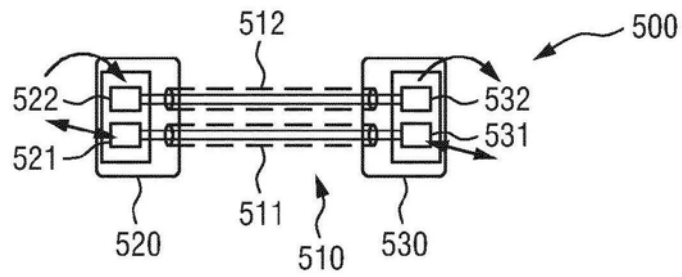


图31

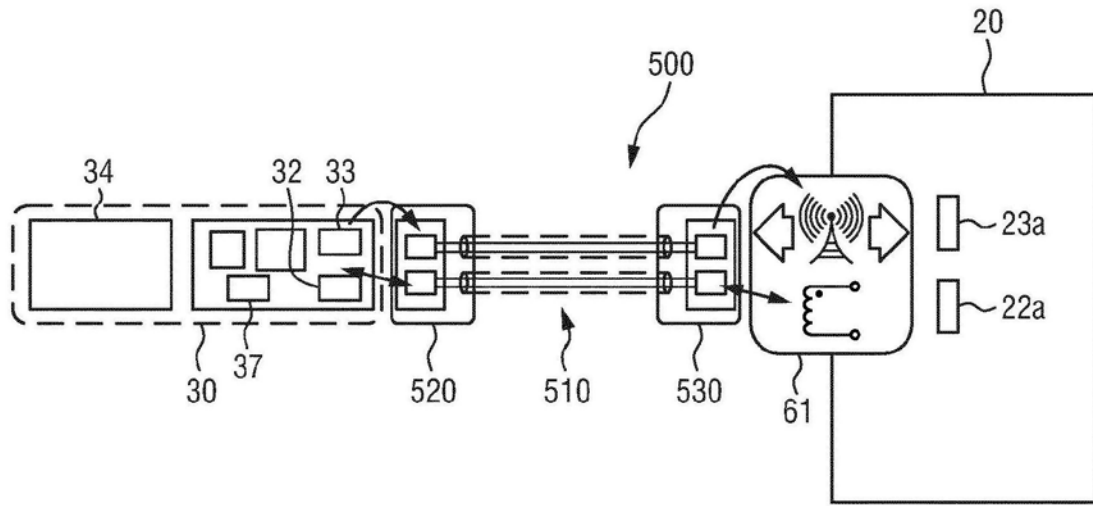


图32

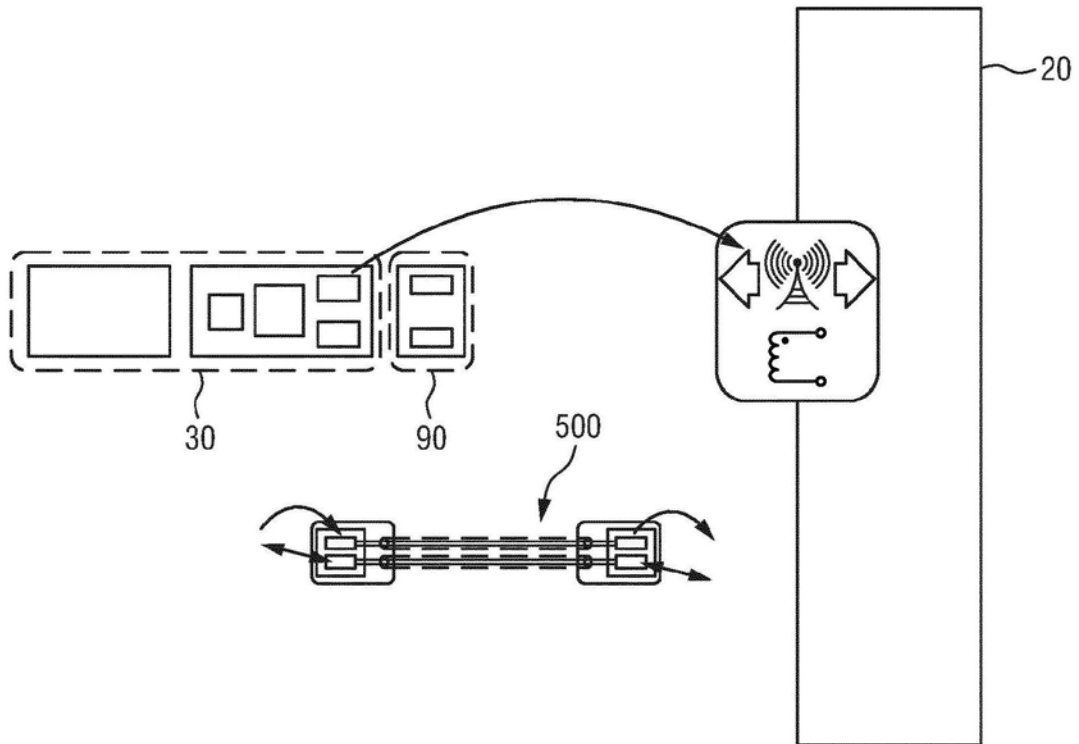


图33

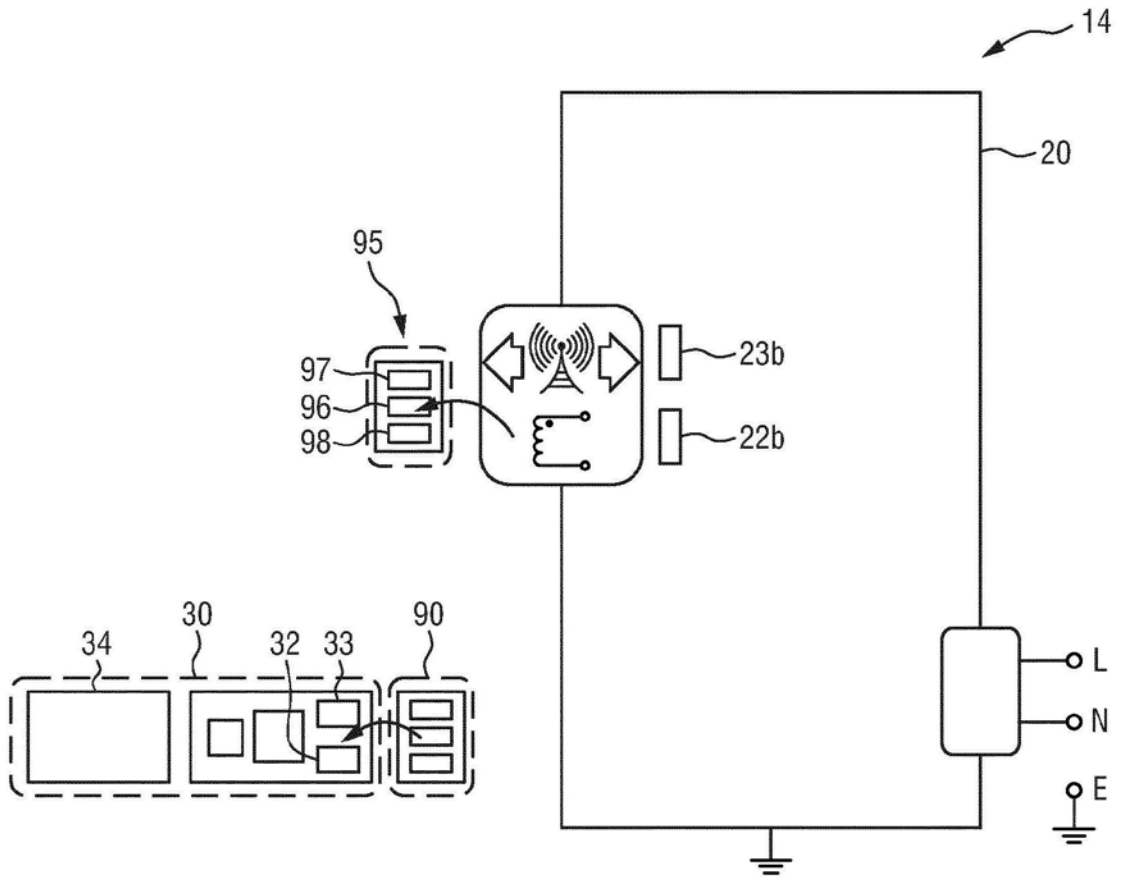


图34

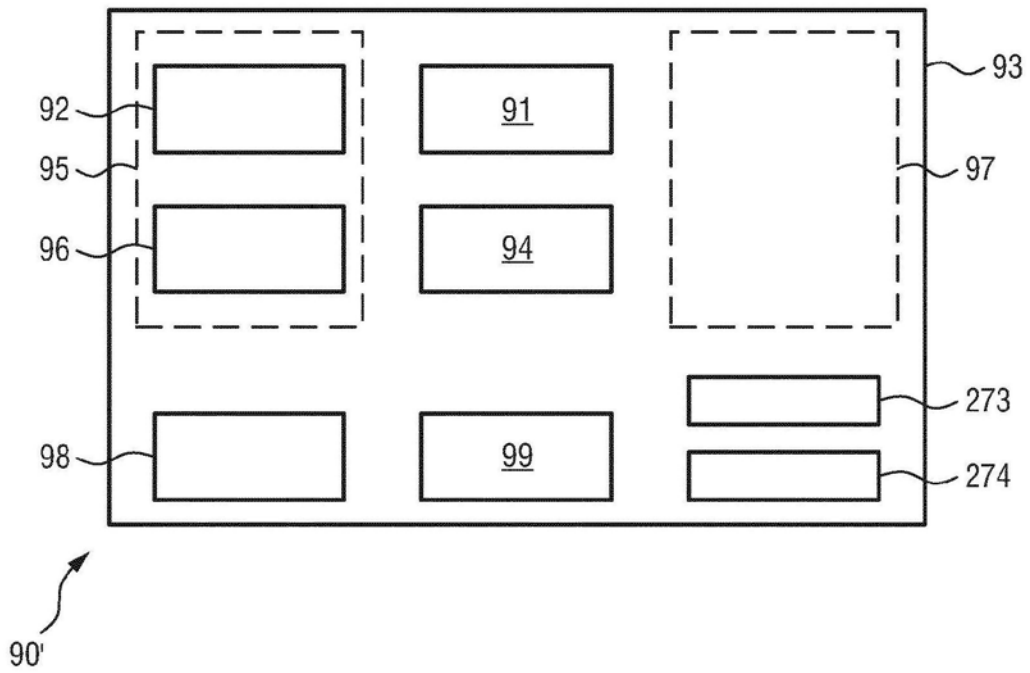


图35

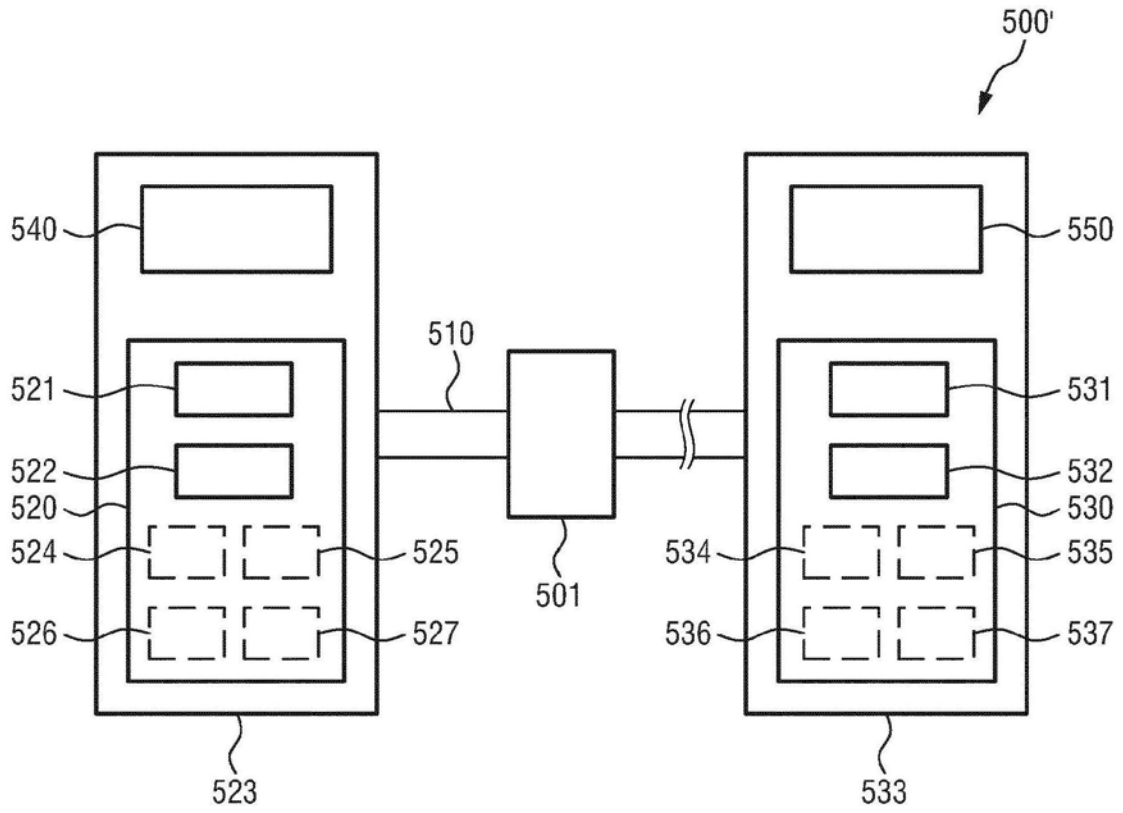


图36

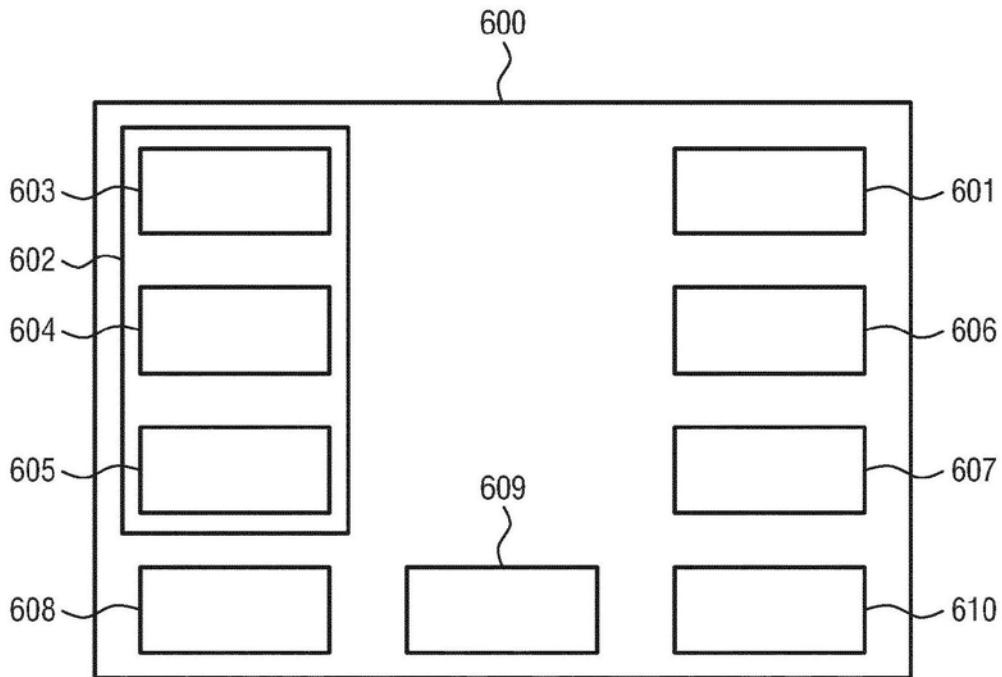


图37