



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110168941 B

(45) 授权公告日 2021.10.08

(21) 申请号 201780082282.6

(22) 申请日 2017.12.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110168941 A

(43) 申请公布日 2019.08.23

(30) 优先权数据
17150246.1 2017.01.04 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.07.04

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/084572 2017.12.24

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/127440 EN 2018.07.12

(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 P·H·武尔莱

J·A·H·M·卡尔曼 N·兰贝特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄

(51) Int.Cl.
H04B 5/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2007254726 A1, 2007.11.01
WO 2015196164 A2, 2015.12.23
CN 104272601 A, 2015.01.07
CN 105306110 A, 2016.02.03
CN 106097496 A, 2016.11.09
US 2016196106 A1, 2016.07.07

审查员 何丹霞

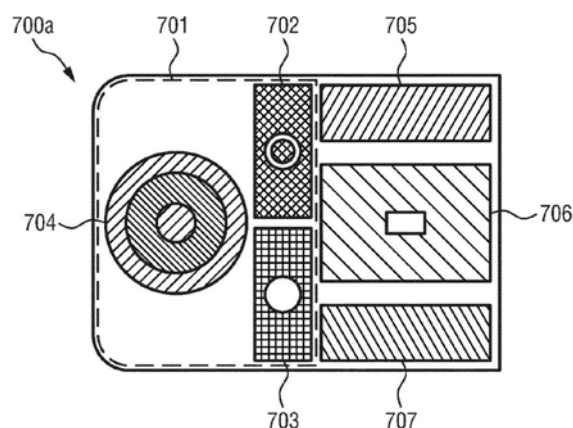
权利要求书2页 说明书25页 附图30页

(54) 发明名称

用于数据和/或功率的无线传输的设备

(57) 摘要

本发明涉及一种设备(700a、700b、700c),用于在设备与系统、尤其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。为了以低复杂度满足严格的相对时间误差,所述设备包括连接器(701),所述连接器包括数据传输单元(703)和用于传送功率和/或接收功率的磁耦合单元(702、704)。检测单元(705)检测系统的另一设备的配对连接器与所述连接器(701)的耦合。控制单元(707)使用对系统的另一设备的配对连接器已经与所述连接器(701)耦合的检测作为触发器,以使用以下项来确定和/或重置由所述设备使用的时钟信号与其他设备的时钟信号之间的相对时间差:i)所述磁耦合单元(702、704)的高功率信号和所述配对连接器的磁耦合单元的高功率信号;和/或ii)用于确定和/或重置所述相对时间差的接收到的时间校准信号。



1. 一种设备 (700a、700b、700c), 用于所述设备与系统的另一设备之间的数据和/或功率的无线传输, 所述系统具体地是患者监测系统, 所述设备包括:

- 连接器 (701), 其包括: 数据传输单元 (703), 其被布置用于向所述系统的具有配对连接器 (701、801) 的另一设备 (700a、700b、700c、800) 传送数据和/或从所述系统的具有配对连接器 (701、801) 的另一设备 (700a、700b、700c、800) 接收数据; 以及磁耦合单元 (702、704), 其用于通过对使用高频功率信号的电感耦合的使用来向所述系统的具有配对连接器 (701、801) 的另一设备 (700a、700b、700c、800) 传送功率和/或从所述系统的具有配对连接器 (701、801) 的另一设备 (700a、700b、700c、800) 接收功率,

- 检测单元 (705), 其用于检测所述系统的另一设备的配对连接器与所述连接器 (701) 的耦合,

- 控制单元 (707), 其用于使用对所述系统的另一设备的配对连接器已经与所述连接器 (701) 耦合的检测作为触发器, 以使用以下项来确定和/或重置由所述设备使用的时钟信号与其他设备的时钟信号之间的相对时间差: i) 所述磁耦合单元 (702、704) 的所述高频功率信号和所述配对连接器的磁耦合单元的所述高频功率信号; 和/或 ii) 用于确定和/或重置所述相对时间差的接收到的时间校准信号; 以及

存储单元 (711), 其用于将对所述系统的另一设备的配对连接器已经与所述连接器 (702) 耦合的检测的时刻存储为时间戳。

2. 如权利要求1所述的设备,

其中, 所述检测单元 (705) 被配置为以磁性、电学或者光学方式来检测配对连接器的耦合。

3. 如权利要求1所述的设备,

其中, 所述检测单元 (705) 被配置为通过以下操作来检测配对连接器的耦合: 检测所述磁耦合单元与所述配对连接器的磁耦合单元之间的磁耦合强度是否超过磁耦合阈值, 具体地通过检测阻抗、谐振频率和/或感应电压来检测所述磁耦合强度; 和/或检测由所述数据传输单元从所述其他设备的数据传输单元接收到的数据强度是否超过强度阈值, 具体地通过检测所述数据传输单元的天线的信号强度和/或天线阻抗来检测所述接收到的数据强度。

4. 如权利要求1所述的设备,

其中, 所述数据传输单元 (703) 被配置为将所述时间戳和/或由所述设备使用的所述时钟信号与所述其他设备的所述时钟信号之间的所确定的相对差传送到所述其他设备, 以用于存储在所述系统的主设备中。

5. 如权利要求1所述的设备,

其中, 所述其他设备 (700a) 包括电池 (706), 并且其中, 用于从所述电池向所述设备传送功率的所述高频功率信号被用于确定和/或重置所述相对时间差。

6. 如权利要求5所述的设备,

还包括电池 (706), 其中, 所述控制单元 (707) 被配置为关闭所述电池或者生成控制信号, 所述控制信号用于传送到所述其他设备以用于关闭所述其他设备的所述电池。

7. 如权利要求1所述的设备,

其中, 所述数据传输单元 (703) 被配置为从所述其他设备 (700a、700b、700c、800) 接收

主时钟信号或者向所述其他设备 (700a、700b、700c、800) 传送主时钟信号。

8. 如权利要求1所述的设备，

还包括电流连接单元 (709)，所述电流连接单元用于所述设备与具有配对电流连接单元 (821) 的第三设备 (820) 的电流耦合，并且用于从所述第三设备 (820) 接收主时钟信号，以用于校准由所述设备使用的所述时钟信号。

9. 如权利要求1所述的设备，

还包括患者侧连接单元 (708)，所述患者侧连接单元用于将所述设备连接到一个或多个传感器 (810)，以接收一个或多个生理传感器信号，

其中，所述设备被配置为基于接收到的生理信号的周期性来校准由所述设备使用的所述时钟信号。

10. 如权利要求1所述的设备，

还包括时钟单元 (712)，所述时钟单元用于生成由所述设备使用的所述时钟信号。

11. 如权利要求1所述的设备，

还包括计数器 (713)，所述计数器用于对所述高频功率信号的脉冲的数量进行计数，其中，所计数的数量被用于校准由所述设备使用的所述时钟信号。

12. 如权利要求11所述的设备，

其中，所述计数器 (713) 被配置为当所述设备被耦合到另一设备或从另一设备解耦时或者当所述电感耦合被中断时或者当检测到外部同步事件时重置为零。

13. 如权利要求1所述的设备，

其中，所控制单元 (707) 被配置为决定是否将接收到的或所生成的高频功率信号传送到所述其他设备，或者是否重新生成具有不同频率和/或相位的新的高频功率信号。

14. 如权利要求1所述的设备，

其中，所述数据传输单元 (703) 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。

用于数据和/或功率的无线传输的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种设备,用于所述设备与系统(尤其是患者监测系统)的另一设备之间的数据和/或功率的无线传输。

背景技术

[0002] 设备的无线充电或供电总体上是对用户而言方便的既定技术。无线供电也能够能够在恶劣环境中使用,其中,当使用电流接触时,腐蚀或潮湿可能会危及功能或安全。存在用于无线供电的若干标准,例如Qi、PMA、Rezense和WiPower,并且市场正快速增长。这些技术主要用于对电池供电设备(例如移动电话、平板计算机等)进行充电。对多个设备进行充电是可能的。例如,在Qi标准中,具有许多较小线圈的功率板是可用的,然而设备需要精确地定位为彼此邻近(在水平平面中)。

[0003] 高端患者监测正在从其在重症护理舞台(ICU、OR)中的常规应用扩展到较低急迫度(acuity)设施,例如普通病房、医院到家、连接的初级护理等。现有高端产品的成功是由于测量的质量、它们的模块化、整体系统连通性、用户接口及其跨总产品线的一致性(向后兼容性)。同时,价值分割市场正在快速扩张,以应对低成本是首要问题的新兴国家和较低急迫度设施。在这些市场中,可能在模块化、连通性和(有时)测量质量上做出折中。

[0004] 在生活方式和体育舞台中,生理测量结果也越来越多地被使用(例如心率、呼吸率、SpO2)。

[0005] 在所述新的应用空间中,可穿戴(无绳)传感器、小型化和低功率是必要的。跨所有这些分割的基本要求是相同的,即与不折中的电学患者安全性相比的出色的测量质量。后者在IEC 60601标准中被严格管控,并且在最坏情况情形下(直接连接到心脏)规定了10 μ A的最大漏电流、4kV的对地隔离,测量中的每个之间的1.5kV的隔离。此外,患者监测器必须能够承受由除颤器引入的高差分电压和来自手术刀的大RF电压。

[0006] 常规隔离和保护概念基于感应式功率耦合器(变压器)和用于数据传送的光学数据耦合器,其紧接在PCB和连接器引脚之间保持足够的蠕变和间隙。

[0007] 计算机网络和传感器系统中的时钟同步是公知的问题,并且解决方案对集中式和分布式系统两者都可用。在要求严格的情况下,患者监测中的生命体征波形的同步是主要的挑战。重要的是,例如显示器上示出的波逐拍(beat by beat)进行对应。此外,从信号到信号(例如ECG到有创血压(IBP))的延迟同样重要,因为其能够包含重要的临床信息。最近,已经基于脉冲到达时间(PAT)或脉冲传导时间(PTT)提出了连续无创血压测量。对于这些方法,传感器之间的定时误差必须小于1ms。总体而言,监测应用要求亚毫秒的定时准确度。

[0008] 当前解决方案常常在经由线缆网络连接的设备中使用一个主时钟和多个从时钟。消息经由网络发送,以同步时钟。在无线传感器系统中应用这样的技术不是直接的,如可穿戴患者监测设备中使用的。有时主时钟信号被传送,但定时准确度通常为几ms到100ms,这取决于无线电标准。尽管更好得多的定时同步对于无线电原则上是可能的(如Wi-Fi或蓝牙(BT)微秒时间戳同步),但是这样的准确性仅能够利用专用的低水平实施方式来实现,而不

是在常规无线电协议实施方式之上。此外，模块通常均具有带有其自己的漂移的独立模块时钟。这要求以规律的间隔进行校准。

[0009] 其他方法依赖于公共时间戳信号的发射，并且然后基于它们自己的本地晶体振荡器在设备中本地导出定时信号。然而，许多标准无线电协议实施方式不允许以亚毫秒准确度进行同步，并且在实际的可穿戴应用中，无线电链路可能并不总是可用的，而医学应用仍然要求连续本地信号同步。

[0010] 因此，需要一种满足严格相对时间误差的解决方案，其例如用于仅具有一个电源的包括介电隔离节点的传感器系统。此外，需要一种解决方案，其要求复杂性的仅很小的增加以实现在几小时或几天的时段内的所要求的规格（即，小于1ms的漂移）。

[0011] US 2007/0254726 A1公开了一种装置，其包括：无线发射器，其通过传输数据来调制载波并且无线地传递信号；无线接收器，其混合无线发射器信号和载波并且接收传输数据；被提供在无线发射器和接收器之一上的功率载波时钟生成器，其生成功率载波时钟；非接触式功率发射器，其通过来自功率载波时钟的电磁感应在无线发射器和接收器之间传送功率；载波生成器，其安装在无线发射器或接收器之一上并且基于功率载波时钟生成载波；以及载波再现器，其安装在无线发射器或接收器中的另一个上并且基于与功率载波时钟具有相同的频率的时钟再现与所述载波具有相同频率的载波。

发明内容

[0012] 本发明的一个目的是提供一种用于数据和/或功率的无线传输的设备，其以低复杂度满足严格的相对时间误差。

[0013] 在本发明的第一方面中，提供了一种设备，用于设备与系统、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，所述设备包括：

[0014] -连接器，其包括：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/或从其接收数据的数据传送单元、以及通过对使用高频功率信号的电感耦合的使用向系统的具有配对连接器的另一设备传送功率和/或从其接收功率的磁耦合单元，

[0015] -检测单元，其用于检测系统的另一设备的配对连接器与所述连接器的耦合，

[0016] -控制单元，其用于使用对系统的另一设备的配对连接器已经与连接器耦合的检测作为触发器，以使用以下项来确定和/或重置由设备使用的时钟信号与其他设备的时钟信号之间的相对时间差：i) 所述磁耦合单元和所述配对连接器的磁耦合单元的所述高频功率信号；和/或ii) 用于确定和/或重置所述相对时间差的接收到的时间校准信号，以及

[0017] 存储单元，其用于将对所述系统的另一设备的配对连接器已经与所述连接器耦合的检测的时刻存储为时间戳。

[0018] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。

[0019] 本发明的一个要素包括当例如传感器节点被添加到系统时的自动检测的使用。能够例如在所有节点中以亚ms精度相当准确地检测该时刻，从而在每个节点中提供高度精确的（亚ms）公共时间戳。本发明的另一个要素是利用用于将功率传递到不同节点的到节点的公共高频信号（例如，在100kHz的范围内）。对于不紧密接近的节点，介电隔离的线缆可以用于功率和无线数据传递。此外，来自系统主机的无线消息能够用于针对所有节点的时间戳。

[0020] 因此，本发明提供一种解决方案，其能够满足仅具有一个电源的包括介电隔离节

点的传感器系统的严格的相对时间误差。此外,需要复杂性的仅很小的增加,以实现在几小时或几天的时段内的期望的规格(即,小于1ms的漂移)。

[0021] 此外,本发明的实施例至少解决了例如在临床设施中使用无线数据通信的缺点中的一些。具体地,在使用无线设备的系统中,实施和维持在设备之间的明确耦合是主要问题。例如,在使用无线监测模块的患者监测系统中,确保用于患者与设备(诸如测量模块和患者监测设备)的耦合的鲁棒耦合机制是重要的。这样的耦合机制一般称为“配对”或“关联”,并且对于在具有许多不同种类的设备的拥挤区域(诸如医院)中实施一般是至关重要的。此外,护理设施之间的过渡(例如,从OR到ICU或恢复)应当是无缝和明确的,而没有对临床工作流程的干扰。此外,患者重新定位或移动患者(在病房中或者在家)是要解决的另一挑战。

[0022] 在实施例中,检测单元被配置为以磁性、电学或光学方式检测配对连接器的耦合。检测耦合的方式不是实质性的,而是能够根据情况和应用来选择。这些不同的检测方式包括作为有用选择的NFC和蓝牙。

[0023] 检测单元可以被配置为通过以下操作来检测配对连接器的耦合: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强度(常常被称为磁耦合因子 k ($0 \leq k \leq 1$))是否超过磁耦合阈值,具体地通过检测阻抗、谐振频率和/或感应电压以用于检测磁耦合的强度;和/或检测数据传输单元从其他设备的数据传送单元接收的数据的强度是否超过强度阈值,具体地通过检测数据传送单元的天线的信号强度和/或天线阻抗以用于检测接收到的数据的强度。

[0024] 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/或感应电压(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。

[0025] 设备包括存储单元,以用于将对系统的另一设备的配对连接器已经与连接器耦合的检测的时刻存储为时间戳。数据传输单元然后可以被配置为将时间戳和/或由设备使用的时钟信号与其他设备的时钟信号之间的所确定的相对差传送到其他设备,以用于存储在系统的主设备中。

[0026] 在另一实施例中,其他设备包括电池,其中,用于将功率从电池传送到设备的高频功率信号被用于确定和/或重置相对时间差。此外,设备还可以包括电池,其中,控制单元被配置为关闭所述电池或生成用于传输到其他设备以关闭其他设备的电池的控制信号。

[0027] 本发明还使得设备中的一个不能够充当主机,即数据传输单元可以被配置为从其他设备接收主时钟信号或者将主时钟信号传送到其他设备。

[0028] 设备还可以包括电流连接单元,以用于将设备电流耦合到具有配对电流连接单元的第三设备,并且用于接收用于校准由设备使用的时钟信号的来自第三设备的主时钟信号。

[0029] 设备还可以包括患者侧连接单元,以用于将设备连接到一个或多个传感器,以接收一个或多个生理传感器信号,其中,设备被配置为基于接收到的生理信号的周期性来校准由设备使用的时钟信号。

[0030] 在各种其他实施例中,设备可以包括用于生成由设备使用的时钟信号的时钟单元和/或用于对高频功率信号的脉冲的数量进行计数的计数器,其中,所计数的数量用于校准由设备使用的时钟信号。计数器可以由此被配置为当设备耦合到另一设备或从另一设备解耦时或者当电感耦合被中断时或者当检测到外部同步事件时重置为零。

[0031] 控制单元还可以被配置为决定是否将接收到的或生成的高频功率信号传送到其他设备,或者是否重新生成具有不同频率和/或相位的新的低频功率信号。而且在该背景下,可以使用Qi标准。

[0032] 此外,数据传送单元可以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。用于数据传输的技术可以例如根据环境或应用来选择。

[0033] 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所述载体中或者被布置在所述载体上的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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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/或可以被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。

[0037] 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。

[0038] 根据另一实施例,所述设备还可以包括:数据单元,其用于生成数据和/或接收数据;和/或功率单元,其用于供应功率和/或消耗功率。这例如实现了在设备自身中对所接收到的数据的处理。

[0039] 据本发明的设备可以与有效形成患者网络的中央监测设备或集线器(其在本发明的意义上也可以被认为是设备)相耦合。许多网络拓扑结构一般是公知的并且一般能够根据本发明来使用。这样的拓扑结构例如包括微微网以及在蓝牙标准中所描述的分散网,而无论是否与定位跟踪和主/从配置相组合。

[0040] 根据本发明的设备可以包括不同类别的网络部件,特别是:

[0041] -测量模块、电池模块、线缆单元;

[0042] -监测设备和集线器,其被连接到医院IT系统、云、雾或DHP;

[0043] -存储设备(例如,作为临时ID存储介质的无线记忆棒);

[0044] -可佩戴设备,诸如由患者例如在特定位置处佩戴的用于识别的腕带或贴片。

附图说明

[0045] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并得

到阐述。在以下附图中，

[0046] 图1示出了包括多个设备的已知系统的示意图，

[0047] 图2示出了包括多个设备的系统的第一实施例的示意图，

[0048] 图3示意性示出了用于系统中的连接器的第一实施例，

[0049] 图4示意性示出了用于系统中的连接器的第二实施例，

[0050] 图5示意性示出了用于系统中的连接器的第三实施例，

[0051] 图6示意性示出了用于系统中的连接器的第四实施例，

[0052] 图7示意性示出了用于系统中的连接器的第五实施例，

[0053] 图8示出了系统的第二实施例的示意图，

[0054] 图9示出了系统的第三实施例的示意图，

[0055] 图10A和10B分别示意性示出了用于系统中的连接器的第六实施例的截面视图和顶视图，

[0056] 图10C示意性示出了耦合到配对连接器的在连接状态下的用于系统中的连接器的第六实施例，

[0057] 图11示意性示出了用于系统中的连接器的第七实施例，

[0058] 图12A和12B分别示意性示出了用于系统中的连接器的第八实施例的截面视图和顶视图，

[0059] 图13A和13B分别示意性示出了用于系统中的连接器的第九实施例的截面视图和顶视图，

[0060] 图14A和14B分别示意性示出了用于系统中的连接器的第十实施例的截面视图和顶视图，

[0061] 图15示意性示出了用于系统中的连接器的第十一实施例，

[0062] 图16示意性示出了具有在模式之间的自动切换的连接器的布局，

[0063] 图17A、17B、17C和17D分别示意性示出了用于系统中的可堆叠连接器的第一实施例的截面视图、顶视图及第一和第二透视图，

[0064] 图18A、18B和18C分别示意性示出了根据第一实施例的两个连接器的堆叠的截面视图及第一和第二透视图，

[0065] 图19示意性示出了根据第一实施例的三个连接器的堆叠，

[0066] 图20A、20B和20C示意性示出了根据本发明的菊花链(daisy chain)形式的若干设备的布置，每个设备包括连接器中的一个或多个，

[0067] 图21A和21B分别示意性示出了用于系统中的可堆叠连接器的第二实施例的截面视图和顶视图，

[0068] 图22A和22B分别示意性示出了用于系统中的可堆叠连接器的第三实施例的截面视图和顶视图，

[0069] 图23A、23B和23C分别示意性示出了用于系统中的可堆叠连接器的第四实施例的截面视图、顶视图和简化截面视图，

[0070] 图24示意性示出了用于系统中的可堆叠连接器的第五实施例，

[0071] 图25A和25B分别示意性示出了用于系统中的可堆叠连接器的第六实施例的截面视图和顶视图，

[0072] 图26A和26B分别示意性示出了具有横向几何结构的用于系统中的连接器的实施例的截面视图和顶视图，

[0073] 图27A和27B分别示意性示出了使用如图26A和26B所示的连接器的菊花链的截面视图和顶视图，

[0074] 图28A和28B分别示意性示出了使用如图26A和26B所示的连接器的身体穿戴传感器装置的截面视图和顶视图，

[0075] 图29示意性示出了使用如图26A和26B所示的连接器将不同模块和单元耦合到患者监测器，

[0076] 图30示出了包括电池模块的系统的第四实施例的示意图，

[0077] 图31示出了线缆单元的总体布局，

[0078] 图32图示了在高急迫度设置中的线缆单元的使用，

[0079] 图33图示了在较低急迫度设置中的线缆单元的使用，

[0080] 图34示出了包括存储模块的系统的第五实施例的示意图，

[0081] 图35示出了电池模块的实施例的示意图，

[0082] 图36示出了线缆单元的实施例的示意图，

[0083] 图37示出了应用配对方法的设备的另一实施例的示意图，

[0084] 图38A和38B示出了根据本发明的设备的第一实施例的不同视图，

[0085] 图39A和39B示出了根据本发明的设备的第二实施例的不同视图，

[0086] 图40A和40B示出了根据本发明的设备的第三实施例的不同视图，

[0087] 图41示出了根据本发明的包括不同设备的系统的第一实施例的示意图，

[0088] 图42示出了根据本发明的包括不同设备的系统的第二实施例的示意图，

[0089] 图43示出了根据本发明的包括不同设备的系统的第三实施例的示意图，

[0090] 图44A和44B示出了根据本发明的设备的第四实施例的不同视图，

[0091] 图45示出了根据本发明的包括不同设备的系统的第四实施例的示意图，并且

[0092] 图46示出了根据本发明的包括不同设备的系统的第五实施例的示意图。

具体实施方式

[0093] 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送功率和数据。通常，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。

[0094] 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通常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。

[0095] 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急迫度设施中的强的需求。模块化是高端市场中的强的需求，而在较低急迫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急迫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。

[0096] 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,其普遍可应用于所有患者监测设施,或者更一般地,可应用于包括多个(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送功率和/或数据。

[0097] 图2示出了包括多个设备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。

[0098] 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。

[0099] 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、NFC、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。

[0100] 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。

[0101] 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。

[0102] 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。

[0103] 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。

[0104] 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。

[0105] 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(leg)(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。

[0106] 图4示意性示出了用于系统中的连接器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。

[0107] 明显地,该方法上的许多变型是可行的。图5示意性示出了用于系统中的连接器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描绘了用于系统中的连接器160、170的第四实施例。

[0108] 图7示意性示出了用于系统中的连接器180、190的第五实施例的截面视图。在该实施例中,测量PCB 112被定位在主板上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。

[0109] 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。

[0110] 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作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)。然而,也可以使用备选方法,并且例如AC电压可以递送给测量模块。

[0111] 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。

[0112] 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。

[0113] 图8示出了包括多个设备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、NFC等。

[0114] 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。

[0115] 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。

[0116] 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。

[0117] 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。

[0118] 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。

[0119] 图10至图15示出了连接器的另外的实施例。

[0120] 图10示意性示出了处在未连接状态中的用于系统中的连接器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。

[0121] 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。

[0122] 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。

[0123] 连接诱发了两个效应:

[0124] 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,经由感应的电压)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、共振频率或感应的电压来识别。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中,测量中或紧密附近的金属部分中。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。

[0125] 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。

[0126] 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。

[0127] 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。

[0128] 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。

[0129] 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。

[0130] 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。

[0131] 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描绘了用于系统中的连接器220的第七实施例的顶视图。

[0132] 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示出了用于系统中的连接器230的第八实施例的截面视图(图12A)和顶视图(图12B)。

[0133] 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(其实际上是如在图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。

[0134] 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示出了用于系统中的连接器240的第九实施例的截面视图(图13A)和顶视图(图13B)。

[0135] 图14示出了用于系统中的连接器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。

[0136] 图15示出了用于系统中的连接器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。

[0137] 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。

[0138] 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。

[0139] 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。

[0140] 图17至图28示出了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。

[0141] 图17示意性示出了用于系统中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形的支柱之间的凹部304。第一线圈305被布置在通量集中器303的凹部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被布置的凹部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。

[0142] 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。

[0143] 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。

[0144] 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部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。

[0145] 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。

[0146] 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。

[0147] 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。

[0148] 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。

[0149] 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栈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。

[0150] 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。

[0151] 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,每个设备包括连接器中的一个或多个。

[0152] 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中所示的类型的)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中所示的类型的三连接器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。

[0153] 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。

[0154] 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。

[0155] 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。

[0156] 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。

[0157] 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。

[0158] 在实施例中,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<1mm)。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<0.5mm+/-0.1mm。横向位移应当与极点的几何结构(例如,<0.5mm)相比是小的。

[0159] 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)凹部402、402a,在其中布置第一(下部)线圈305、305a;以及第二(上部)凹部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。

[0160] 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部412和422,其中,每个凹部被形成在相应的U形的两个相邻支柱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的凹部412之内,并且第二线圈427被布置在第二通量集中器421的凹部422之内。

[0161] 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。

[0162] 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的凹部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。

[0163] 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。

[0164] 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。

[0165] 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。

[0166] 在下文中,将更详细地描述包括连接器的电池模块。

[0167] 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。

[0168] 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向测量模块30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。

[0169] 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。

[0170] 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。

[0171] 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。

[0172] 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92并且适用于数据传输单元96,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。

[0173] 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。

[0174] 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。

[0175] 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。

[0176] 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。

[0177] 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。

[0178] 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。

[0179] 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。

[0180] 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。这些可以用来使用。这些基本保护和监测模块可以通过将磁和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。

[0181] 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听觉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。

[0182] 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。

[0183] 在下文中,将更详细地描述包括用于连接网络/系统的其他设备的连接器的线缆单元。

[0184] 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)。

[0185] 图32图示了在高急迫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。

[0186] 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。

[0187] 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)。

[0188] 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。将完全无缘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。

[0189] 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。

[0190] 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。

[0191] 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。

[0192] 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。

[0193] 明显地,线缆单元可以仅包括功率通道或数据通道。

[0194] 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。

[0195] 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。

[0196] 图33图示了较低紧迫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。

[0197] 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。

[0198] 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。

[0199] 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。

[0200] 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。

[0201] 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。

[0202] 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。

[0203] 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 $0.5\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ 的范围内,由可以使用此其他距离。

[0204] 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 $\sim 0.5\text{mm} + 100\mu\text{m}$ 的磁距离(由于 $2 \times 0.25\text{nm}$ 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。

[0205] 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。

[0206] 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。

[0207] 在下文中,将解释设备的配对。

[0208] 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。

[0209] 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。关于设备的视觉或听觉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。

[0210] 关联机构在以下两个条件被满足时开始:

[0211] 1、增加的磁耦合水平,其能够根据次级线圈中的感应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)。

[0212] 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。

[0213] 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、触觉或听觉致动器(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。

[0214] 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。

[0215] 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。

[0216] 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。

[0217] 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。

[0218] 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。

[0219] 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。

[0220] 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。

[0221] 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。

[0222] 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。

[0223] 检测单元605可以被配置为:检测阻抗、共振频率和/或感应的电压,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 ($0 < k < 1$)。

[0224] 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/或感应的电压(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。

[0225] 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。

[0226] 所述设备还可以包括指示器608,特别是视觉、触觉或听觉指示器,以用于指示设备与系统的耦合的耦合状态。

[0227] 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。

[0228] 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。

[0229] 连接器602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。

[0230] 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。

[0231] 在所公开的架构中,预见到将AC功率从电源(电池/线缆)传递到堆叠模块而没有任何其他处理(没有重新调制)。所述功率信号的频率因此总是在所有模块中可用,并且可以用作主时钟以在本地导出定时速度。此外,模块(测量模块、线缆模块、电池模块)被堆叠时的时刻是一次性触发,以(重新)设置模块之间的相对时间。显然,无线电通道也可以用于生成一次性触发信号。下文中将进一步描述该概念。

[0232] 图38A和B示出了根据本发明的设备的第一实施例的不同视图,具体地电池模块700a的顶视图(图38A)和侧视图(图38B)。图39A和B示出了根据本发明的设备的第二实施例的不同视图,具体地测量模块700b的顶视图(图39A)和侧视图(图39B)。图40A和B示出了根据本发明的设备的第三实施例的不同视图,具体地线缆模块700c的顶视图(图40A)和侧视图(图40B)。

[0233] 图38、39和40中所示的不同模块700a、700b、700c均包括连接器701。连接器701包括被布置用于向具有配对连接器的系统的另一设备700a、700b、700c传送数据和/或从其接收数据的数据传输单元703,以及用于通过对使用高频功率信号的电感耦合的使用向具有配对连接器的系统的另一设备700a、700b、700c传送功率和/或从其接收功率的磁耦合单元702、704。检测单元705被提供用于检测系统的另一设备的配对连接器与连接器701的耦合。控制单元707使用系统的另一设备的配对连接器已经与连接器701耦合的检测作为触发器,以使用磁耦合单元702、704和配对连接器的磁耦合单元的高频功率信号,和/或使用用于确定和/或重置相对时间差的接收到的时间校准信号来确定和/或重置由设备使用的时钟信号与其他设备的时钟信号之间的时间差。

[0234] 在实施方式中,模块700a、700b、700c均包括线圈704(用于感应功率传递)、用于(一个或多个)稳定电压和功率生成的整流部分和转换器以及至少一个无线电(BT4、BLE、Wi-Fi、ZigBee等)。电池模块700a的电池706能够以非接触方式充电和放电。首先将描述当设备紧密接近时耦合的设备的实施例。

[0235] 当电池模块700a无线连接到患者监测器(通过无线电或NFC或通过模块检测)时,监测器的患者ID和时间戳被分配给电池模块700a。接下来,测量模块700b(例如,用于ECG)被添加到电池模块700a,使得模块700a、700b中的线圈704对准并且紧密接近(对准准确度取决于线圈使用的类型,对于空气线圈,要求被放松(例如在mm到cm的范围内),对于具有高磁导率的线圈,对准在亚mm范围内)。现在能够在模块700a、700b之间传递功率,并且由第一模块检测第二模块的存在。

[0236] 该检测能够通过磁性、电或光学模块进行。模块的检测时间能够用作时间戳,并且能够存储在无线系统的主设备中(在该范例中,电池模块700a)。对于功率传递,可以使用具有100kHz量级的频率的AC信号。由于该功率信号对于模块700a和700b是相同的,因此其能够用作通过例如使用简单的计数器的相对时间测量。该频率中的漂移对于绝对时间非常重要,但对于相对时间而言则不是,其在一个周期内针对模块是相同的(<10 μ s误差)。

[0237] 添加第二测量模块能够以与第一测量模块类似的方法完成,例如,通过将该模块堆叠在电池模块或第一测量模块700b的顶部。能够采用相同的堆叠检测机制来检测第二测量模块,并且这能够用作第二测量模块的第三时间戳。再次,该时间戳数3能够存储在主设备(此处是电池模块700a)中。

[0238] 数据从(一个或多个)测量模块无线发送到电池模块,并经由电池模块到监测器(也能够直接到监测器)。数据框包含测量类型的信息、通道信息、关于测量环境的信息(信号处理延迟)、时间戳和第一测量字节的(相对时间)计数器值。能够例如在四个框中提交数据,每个框包含部分由ID和信息以及测量数据和参数(如心率、SpO2值等)组成的20个字节。数据在监测器中被接收,其中,数据被进一步处理,可以提取更复杂的参数并且可以在显示器上绘制波形和参数。

[0239] 如图39A和B所示,测量模块700b还包括电流连接单元709,以用于将测量模块700b电流耦合到具有配对电流连接单元811的第三设备810,例如,传感器。此外,可以提供患者侧连接单元708,其用于将设备连接到一个或多个传感器810,以接收一个或多个生理传感器信号。传感器810可以例如是ECG传感器,所述ECG传感器包括经由导联812连接到配对电流连接单元811(也称为传感器连接器)的传感器元件813(例如ECG电极)。

[0240] 线缆模块700c还包括线缆710,线缆710可以在它的其他的端部处(未示出)提供有另一连接器(如连接器701),以用于将线缆模块700c与其他模块或与监测器耦合。

[0241] 在另一优选实施例中,一个电池模块为身体上的不同位置中的测量模块的至少两个堆叠供电。再次,一个公共功率信号指示定时速度,而堆叠检测或无线电消息用于相对时间差的一次性触发(重新)设置。图41示出了根据本发明的包括不同设备的系统的第一实施例的示意图。在该实施例中,系统中仅有一个电池模块700a。两个测量模块700b1、700b2(每个连接到相应的传感器810a、810b)的第二测量模块700b2由连接到电池模块700a和测量模块700b2的组的数据/功率线缆模块700c(在每个端部处具有连接器701)供电。

[0242] 电池模块700a和第一测量模块700b2以与上面参考图38至40描述的相同方式与监

测器配对和彼此配对。第二测量模块700b1经由屏蔽的线缆模块700c连接到电池模块700a，屏蔽的线缆模块700c能够具有无线电信号和功率的双向传递。在位点1和位点2处的线缆模块700c的检测能够以与上面给定时间戳2描述的相同的方式完成。主机中的无线电能够用于针对绝对时间校准向两个设备发送消息(这也可以代替根据堆叠检测获得的时间戳)。再次，功率信号对于测量模块和电池模块两者是相同的，使得获得测量数据的准确相对时间。

[0243] 在另一优选实施例中，至少两个电池模块700a1、700a2被连接到身体上的不同位置中的通过线缆模块700c连接的测量模块700b1、700b2的至少两个堆叠。在图42中图示了这样的实施例，图42示出了根据本发明的包括不同设备的系统的第二实施例的示意图。

[0244] 有两个选择：仅一个电池模块被启用以向测量模块的所有堆叠供电，并指示定时速度，或者每个堆叠由其自己的电池模块供电，并且线缆模块从一个堆叠向另一个堆叠分配功率信号(而不是功率)，以指示定时速度。

[0245] 该实施例与图41所示的实施例不同，因为系统中存在多于一个的电池模块。这使系统复杂化，因为现在存在两种不同的功率信号，其在相位和频率中不同。由于温度变化等，两者都能够以不同的方式变化。线缆能够应用于两个设备，给定新的通用时间戳。两个电池模块700a1、700a2中的一个被关闭(即能够是具有最大剩余能量的一个)，因此在系统中仅有一个电池模块有源。相对时间测量然后类似于以上两个实施例。当电池能量低于预定水平(即30%)时，能够关闭该电池模块，并且另一个电池模块接管。这是一个新的时间戳，现在第二电池模块的功率时钟信号用于相对时间。

[0246] 图43示出了根据本发明的包括不同设备的系统的第三实施例的示意图。在该实施例中，存在多个节点，每个节点由独立的电池模块700a1、700a2供电。出于实际原因，如图42所示的实施例中的模块之间的线缆的连续使用是不可能的(即移动患者)。线缆能够短时间使用以生成时间戳。电池模块700a1、700a2均将具有略微不同且可变的频率，因此不能满足紧密的相对时间要求。

[0247] 可能的方法将是使用主时钟信号(能够是无线电、光学声音)，使得每个模块根据该主时钟确定其时间。这将需要额外的硬件，其将使成本增加。另一方法将是使用无线电之一作为主机，并且让主机向从设备发出公共短消息以生成时间戳。在每个模块中接收的消息的时间将具有相同的延迟，并且该时间能够用作时间戳。由于典型的功率时钟稳定性大约为100ppm并且假设能够在几秒的时间内发生100ppm的漂移，该时间戳将每秒重复，以用于小于0.1ms的误差。这将需要频繁的无线电接触，其会降低数据速率并增加功率消耗。下面描述优选的方法。

[0248] 对于与心跳有关的信号(ECG、IBP、SpO2)，需要最高时间同步。心率是患者特异性参数，其能够用作独立时钟，以将每个测量的内部时钟校准到系统中的一个主时钟。注意，心率在特定时间间隔(例如几分钟)内是可变的并且特定的。生理信号及其变化能够通过例如比较几分钟时段上的平均心率或通过比较逐拍模式(自相关)来用于准确的时钟校准。

[0249] 在另一个实施例中，提供一种床边容器模块，其具有若干测量模块和到监测器的一条线缆。这是包含若干测量模块的一个模块。每个测量模块的功率时钟是相同的。在测量的插入处，其自动被检测并在检测时间处生成时间戳。由于模块经由线缆连接到监测器，因此来自监测器设备的系统时间能够用于绝对时间。

[0250] 在另一个实施例中，心率可以用作指示速度的公共时钟。实际上，所有测量(SpO2、

ECG、NIBP、侵入性温度等)也确定患者的局部心跳,其能够用作全局时钟信号来指示测量之间的相对定时的速度。定时噪声能够例如在每次测量中通过本地PLL或FLL功能来平滑。

[0251] 又一个实施例使用局部校正。在该实施例中,每个模块具有用于确定定时的其自身的晶体时钟。通过首先连接模块(如先前实施例中描述的),能够计算每个晶体相对于分布式主时钟的偏差。接下来,模块被断开连接,并且所述偏差被用于相应地校正定时。这假设晶体时钟的温度漂移对于所有这些是相等的,并且漂移率变化很小。

[0252] 根据另一个实施例,通过偶尔采样功率脉冲计数器来实现同步。在该实施例中,每个模块简单地连续计数输入/输出功率变压器(其每个)上的功率脉冲的数量。当模块供电时和/或当其对应的功率信号被中断时和/或在另一个外部生成的同步事件上时,每个计数器重置为零。这种机制确保由两个堆叠模块形成的变压器两侧上的计数器值总是相同的,即使在一些情况下,单个模块中的两个计数器可以具有不同的值(将在下一实施例中讨论)。模块现在偶尔将计数器值及其内部时间戳记录在一起。该信息非常类似于具有分组数据链路的两个单元之间的同步交换。计数器不需要具有非常大的范围。在Plomp等人的“Considerations for Synchronization in Body Area Networks for Human Activity Monitoring”(Int J Wireless Info Networks,18(2011):280-294)第4.3节中描述的同步算法能够用非常低的资源来实施-或者在模块本身中或者在收集信息的中央接收单元中-并且足以精确重建功率信号和模块内部时钟之间的相位和频率关系。

[0253] 在另一个实施例中,本地同步在链中进行链接。在该实施例中,不需要穿过多个模块的来自单个电源的单个功率节拍信号。每个模块能够决定将输入功率信号传递给下一个邻居,或阻止它(因为邻居已经供电并试图从另一侧供应模块),或者重新生成具有不同频率和相位的新的供电信号。假设系统知道哪个模块/侧与哪个邻居模块/侧共享直接功率连接,则能够以以下方式重建所有相邻模块时钟之间的相对相位和频率关系:

[0254] 1、例如以前一实施例中描述的方式重建模块内部时钟与两侧的功率信号之间的相位和频率关系。

[0255] 2、由两个堆叠模块形成的变压器两侧的供电信号总是相同的,现在也能够建立相邻模块之间的相对相位和频率关系。

[0256] 图44A和B示出了根据本发明的设备的第四实施例的不同视图,具体地是模块700d的顶视图(图44A)和侧视图(图44B)。模块包括存储单元711,以用于将系统的另一设备的配对连接器已经与连接器702耦合的检测的时刻存储为时间戳。数据传输单元703然后可以将时间戳和/或由设备使用的时钟信号与其他设备的时钟信号之间的所确定的相对差传送到其他设备,以存储在系统的主设备中。

[0257] 此外,在该实施例中,模块700d还包括时钟单元712,以用于生成由模块使用的时钟信号。此外,可以提供计数器713,以用于计数高频功率信号的脉冲数量,其中,计数的数量用于校准由模块使用的时钟信号。当设备耦合到另一设备或从另一设备解耦时,或者当电感耦合被中断时或当检测到外部同步事件时,计数器可以重置为零。

[0258] 图45示出了根据本发明的包括不同设备的系统的另一实施例的示意图。具体地,示出了可以无线耦合的电池模块700a和监测器800。监测器800包括与连接器701兼容的连接器,连接器701包括数据传输单元803和磁耦合单元802、804。

[0259] 图46示出了根据本发明的包括不同设备的系统的又一实施例的示意图。具体地,

提供被电流耦合的测量模块700b和包括配对电流连接单元821的第三设备820,例如以从第三设备820接收主时钟信号,以用于校准由测量模块700b使用的时钟信号。

[0260] 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。

[0261] 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。

[0262] 本发明能够应用于介电隔离的可穿戴生命体征无线传感器设备,其中,信号之间的时间同步需要满足严格的限制。潜在的应用在于患者监测、低急迫度监测、可穿戴物、持续血压等。

[0263] 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。

[0264] 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。

[0265] 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。

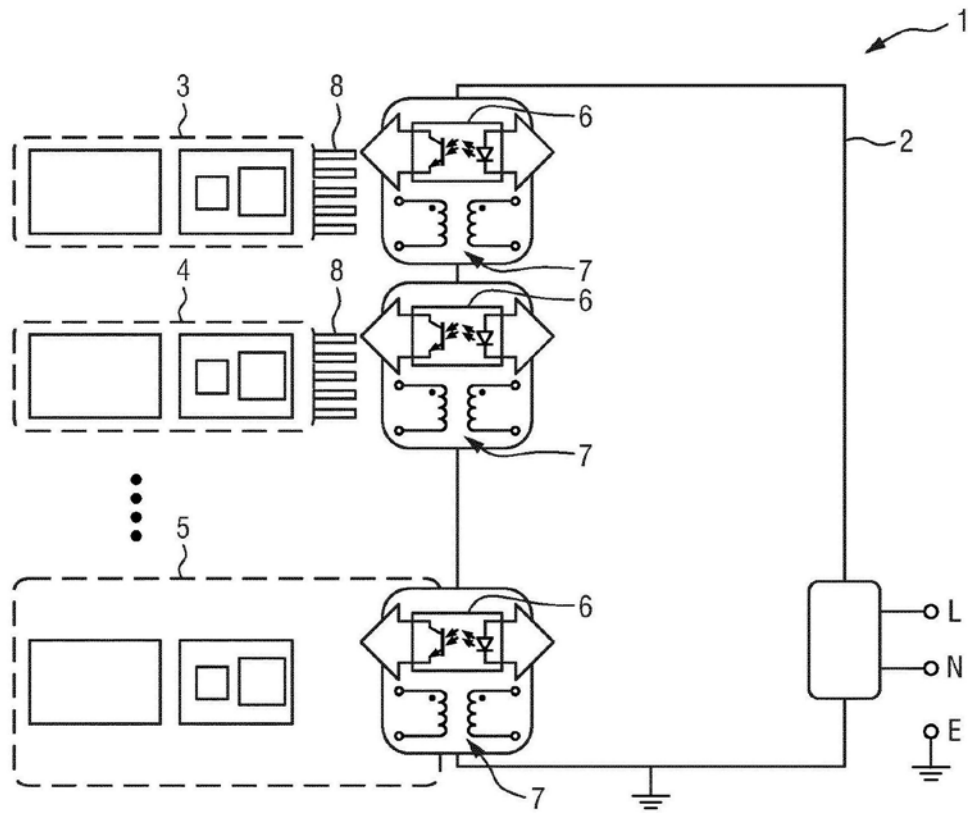


图1

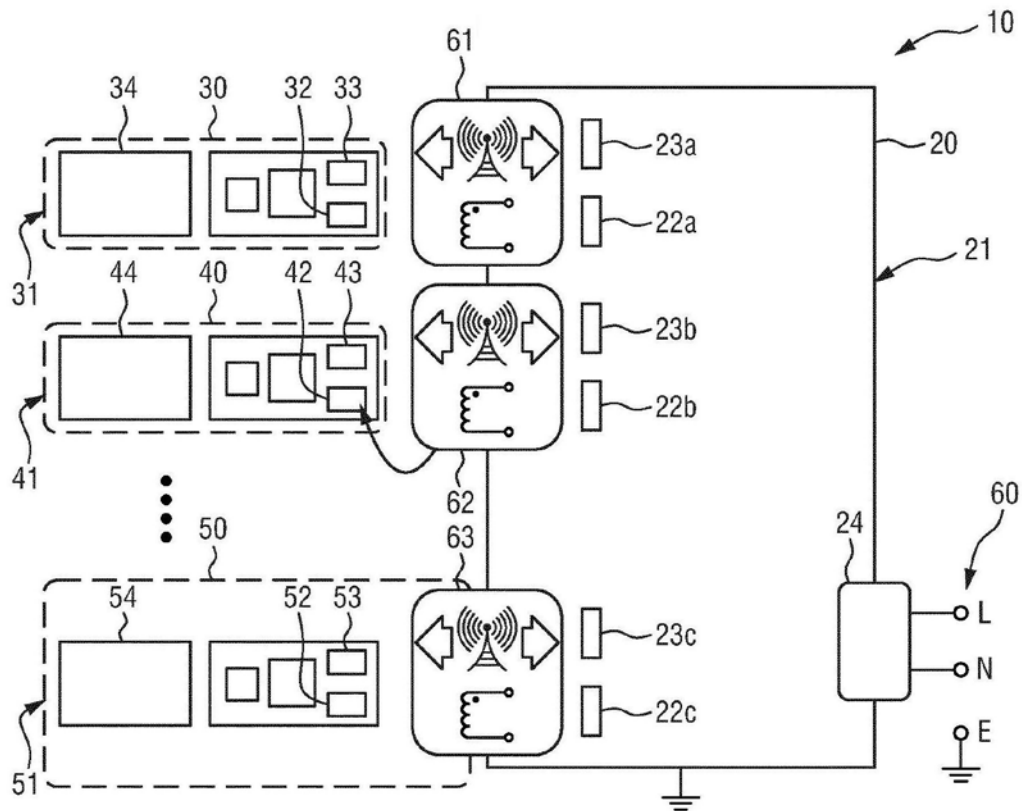


图2

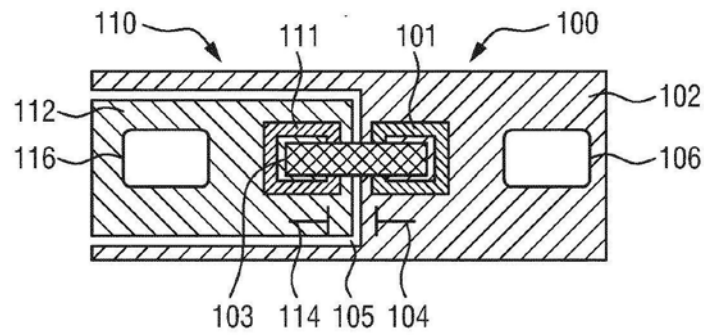


图3

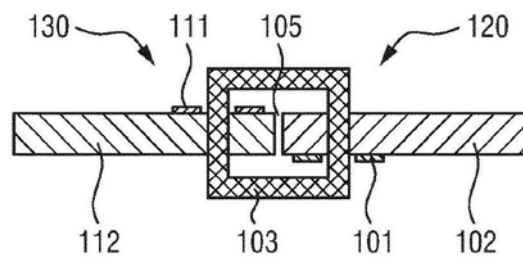


图4

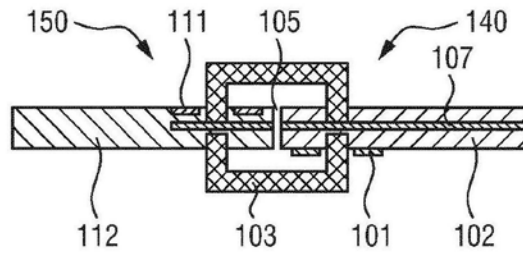


图5

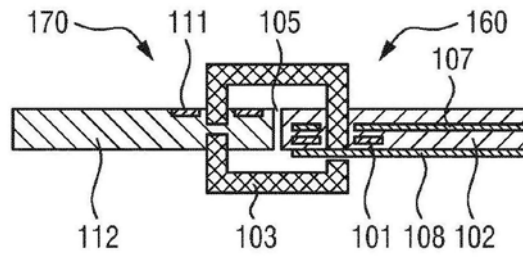


图6

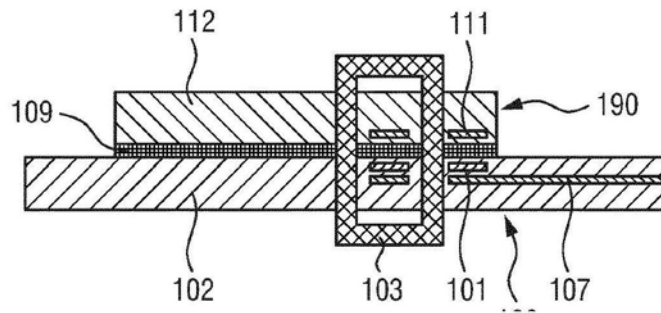


图7

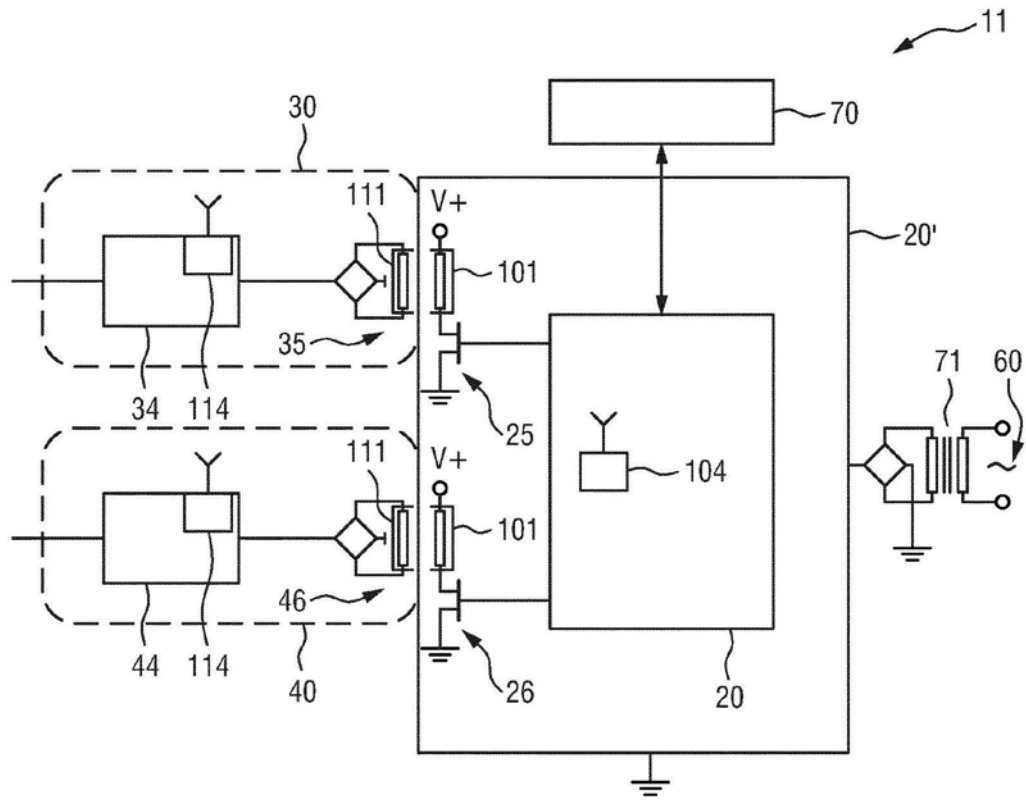


图8

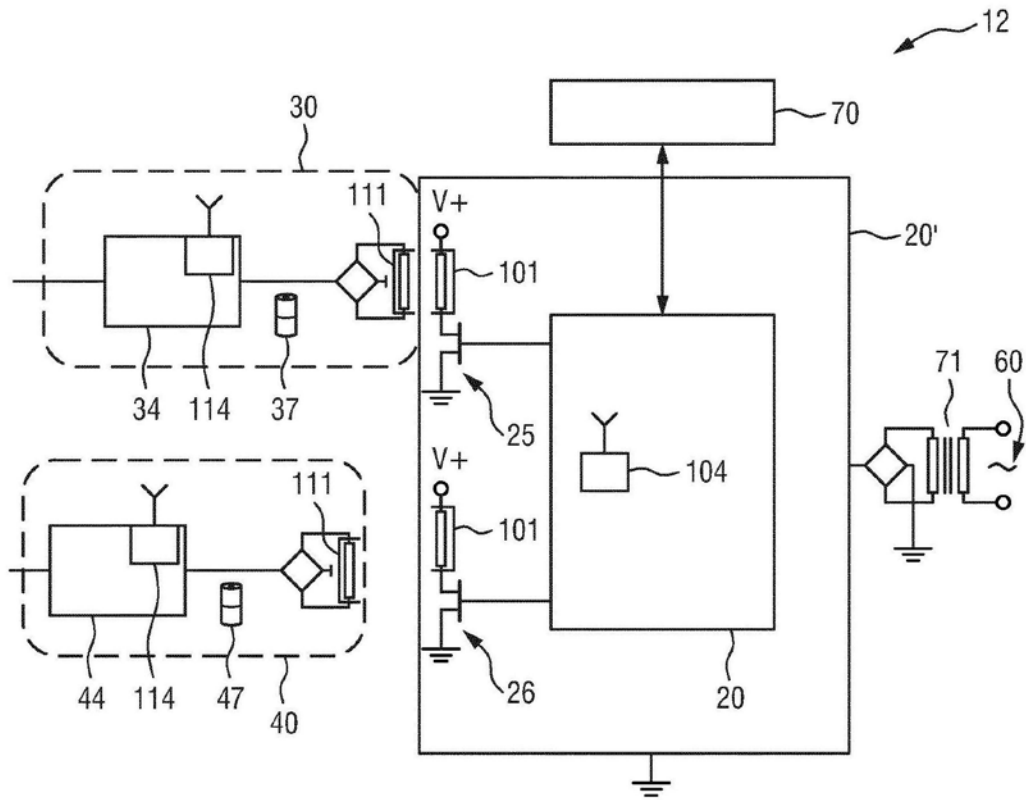


图9

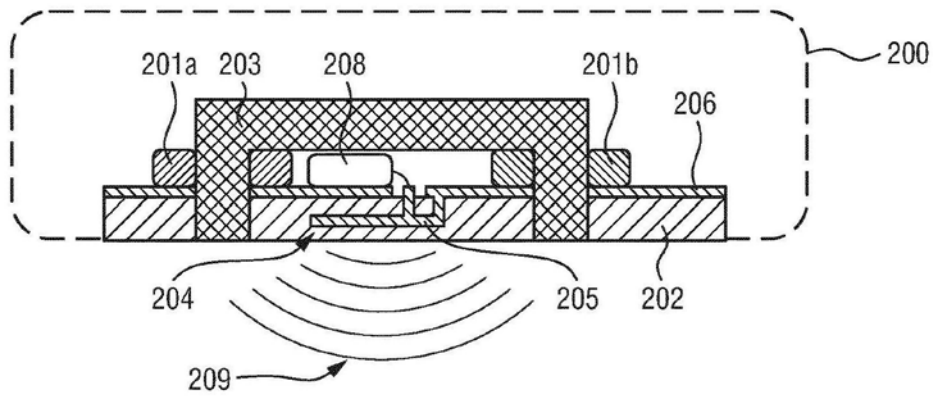


图10A

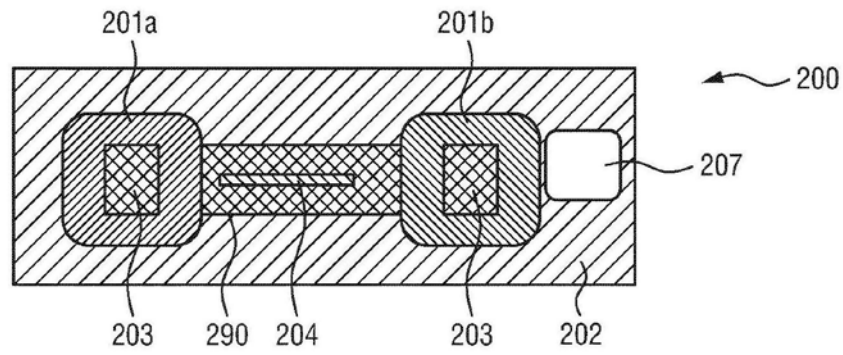


图10B

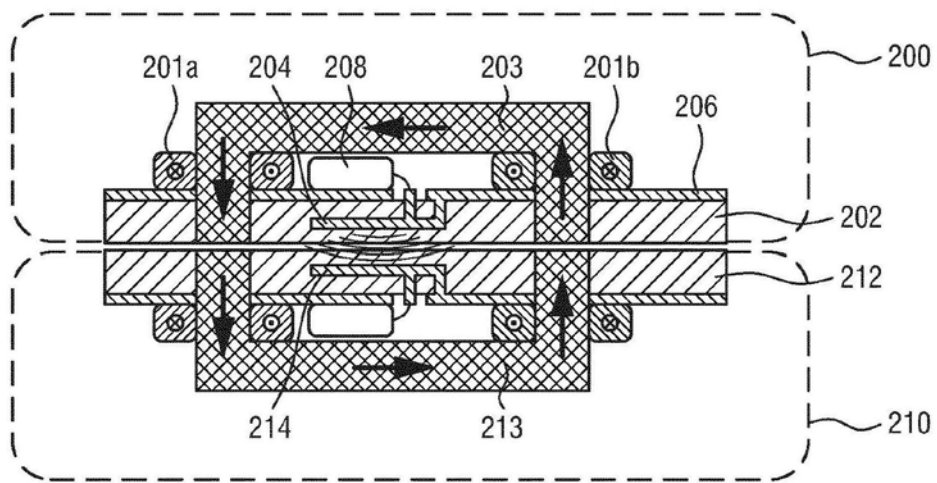


图10C

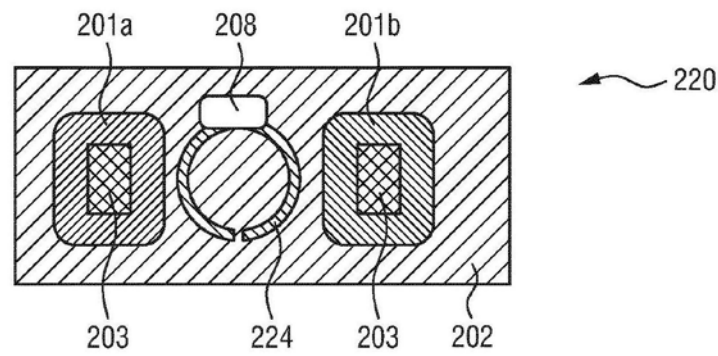


图11

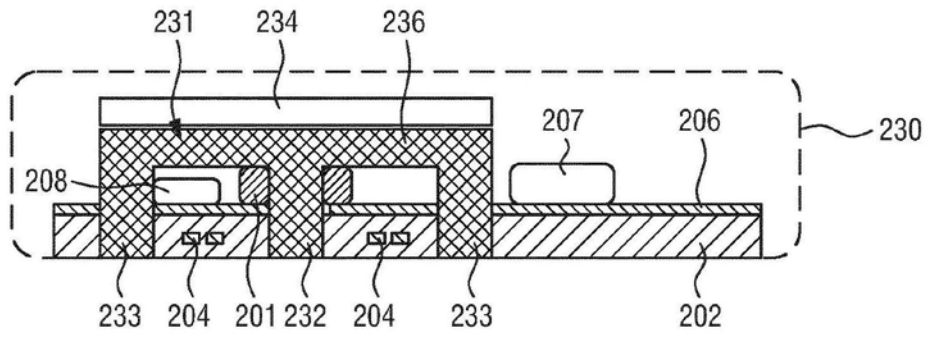


图12A

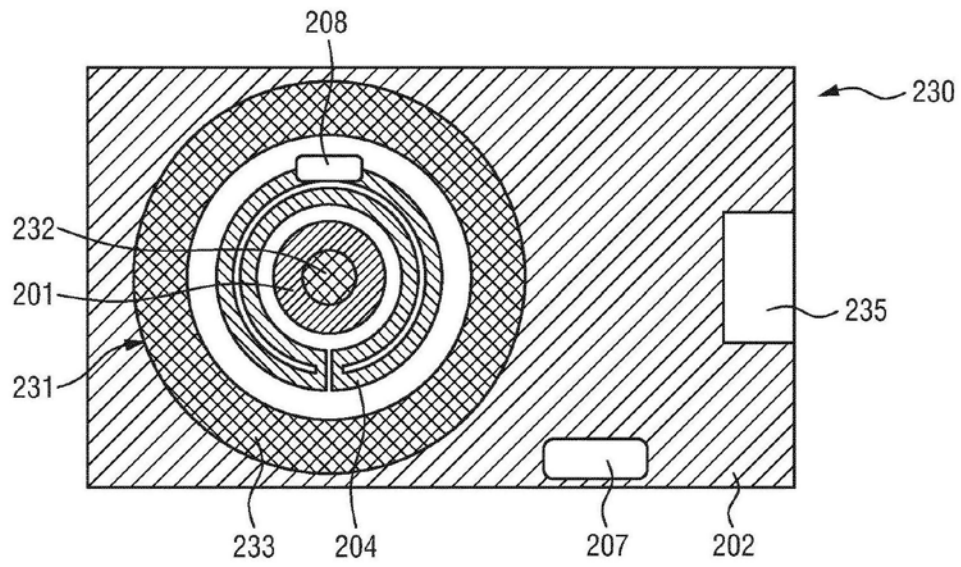


图12B

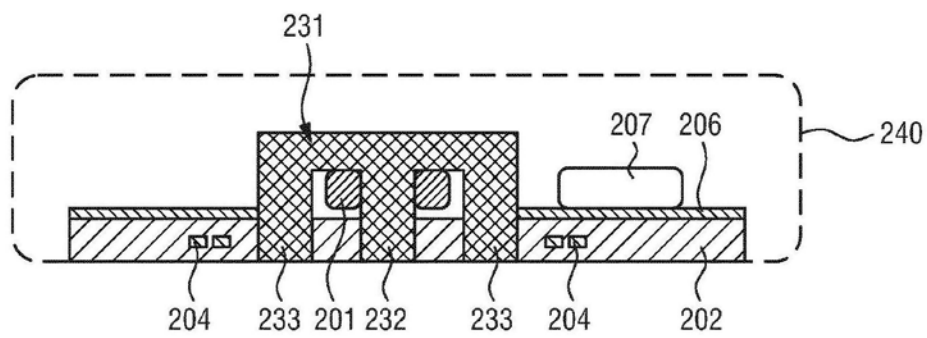


图13A

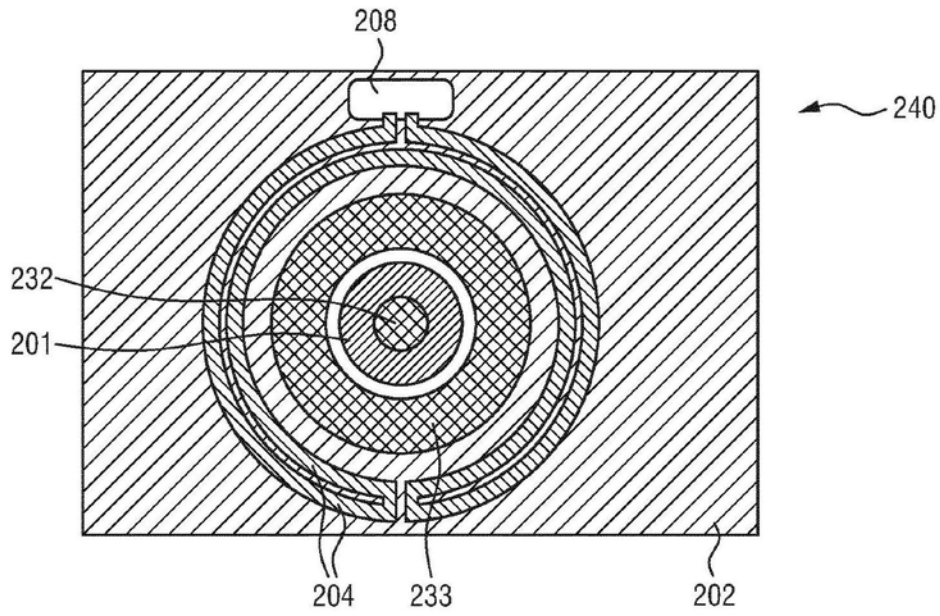


图13B

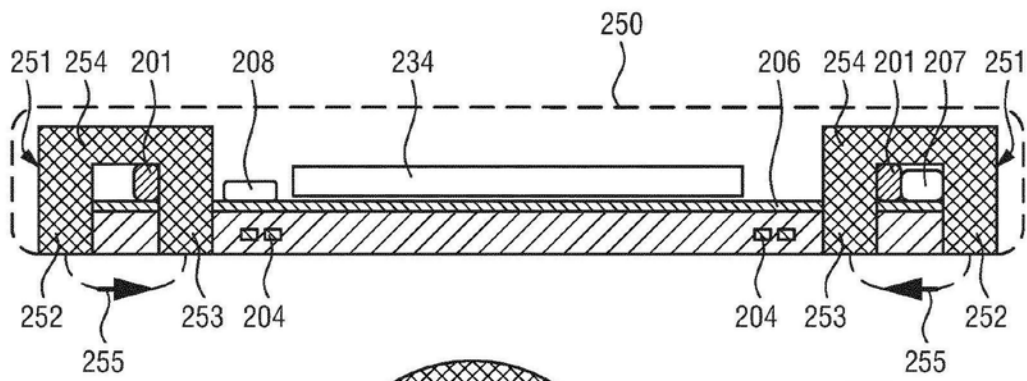


图14A

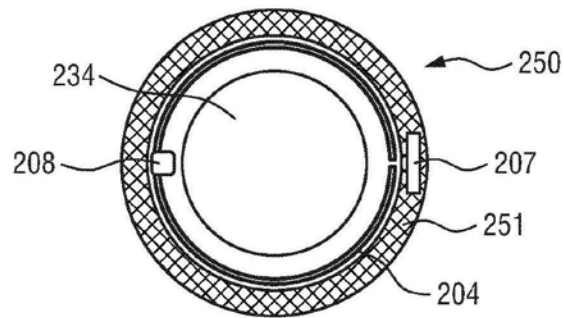


图14B

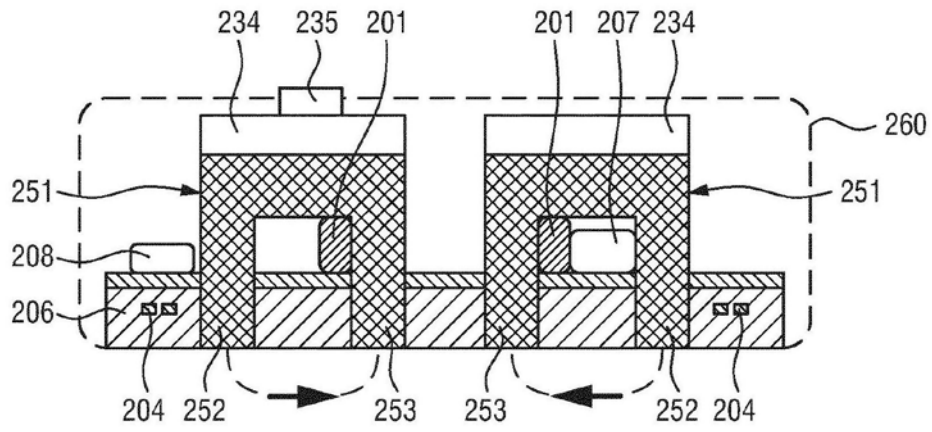


图15

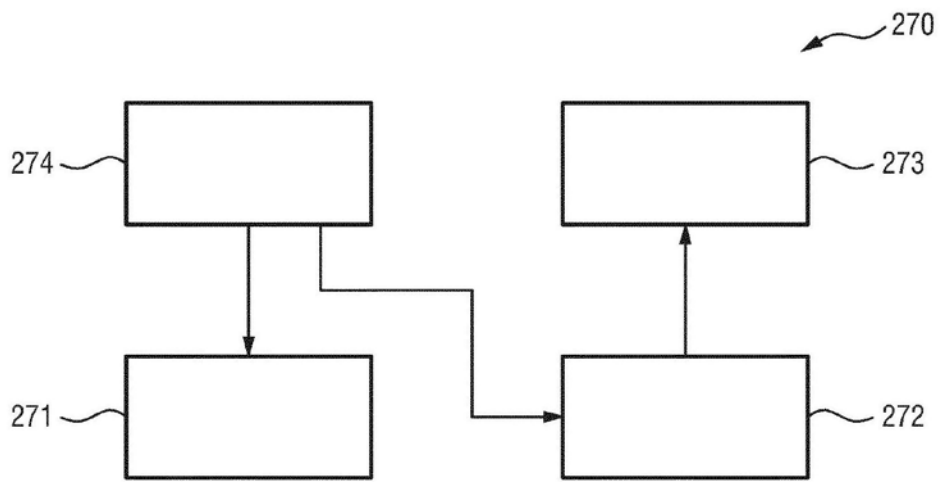


图16

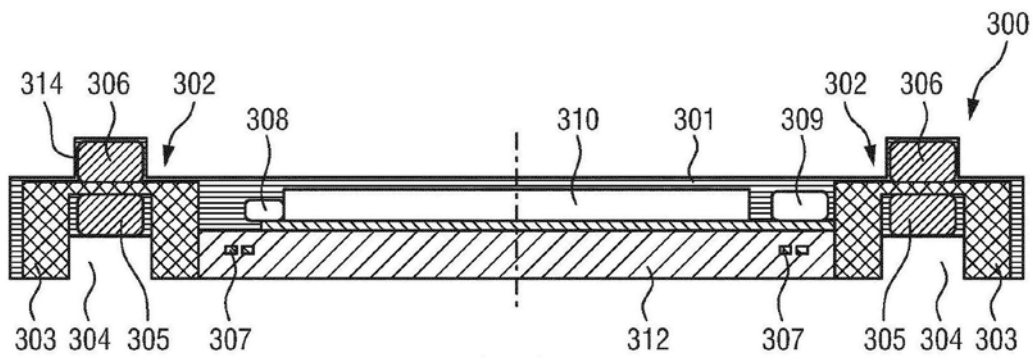


图17A

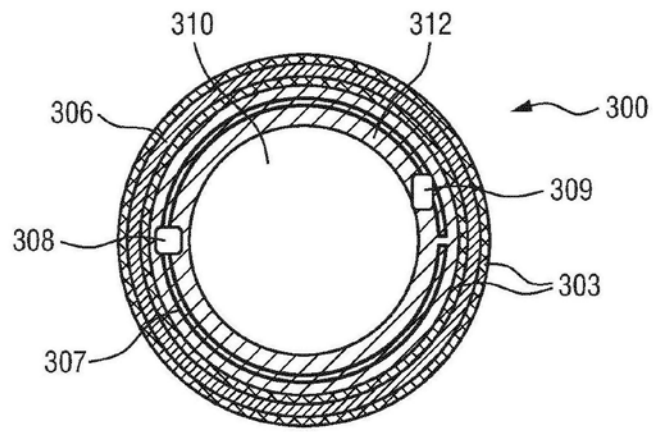


图17B

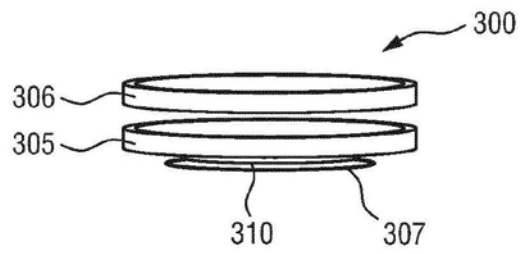


图17C



图17D

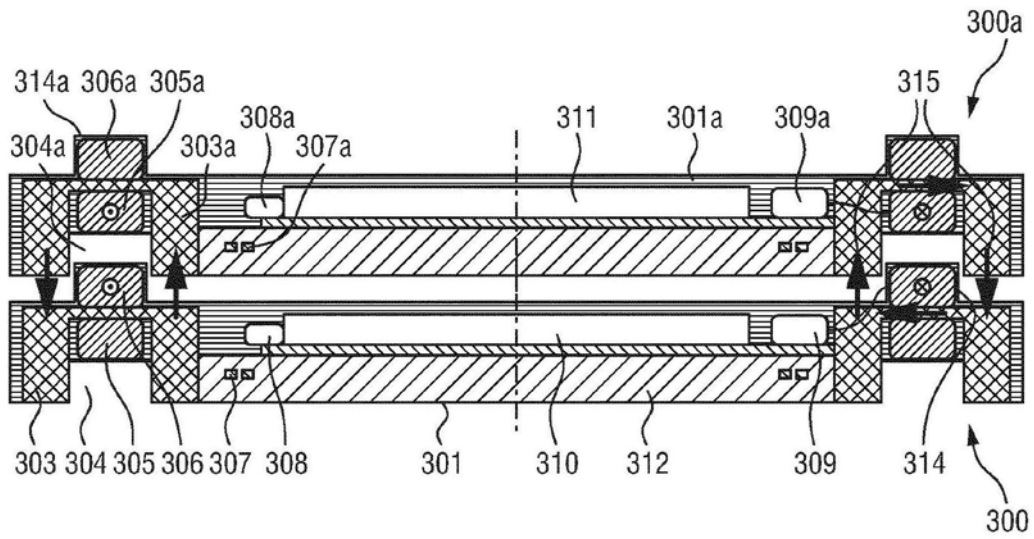


图18A

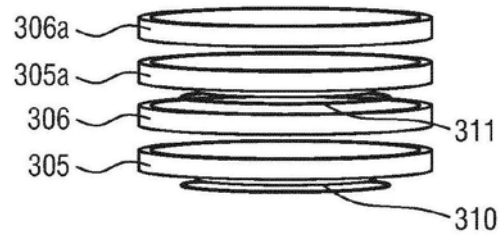


图18B

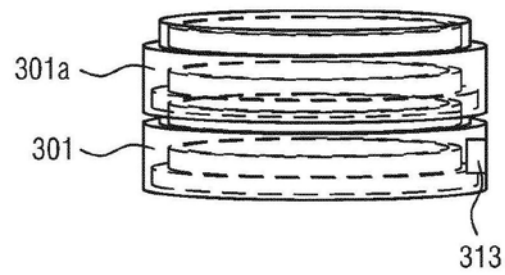


图18C

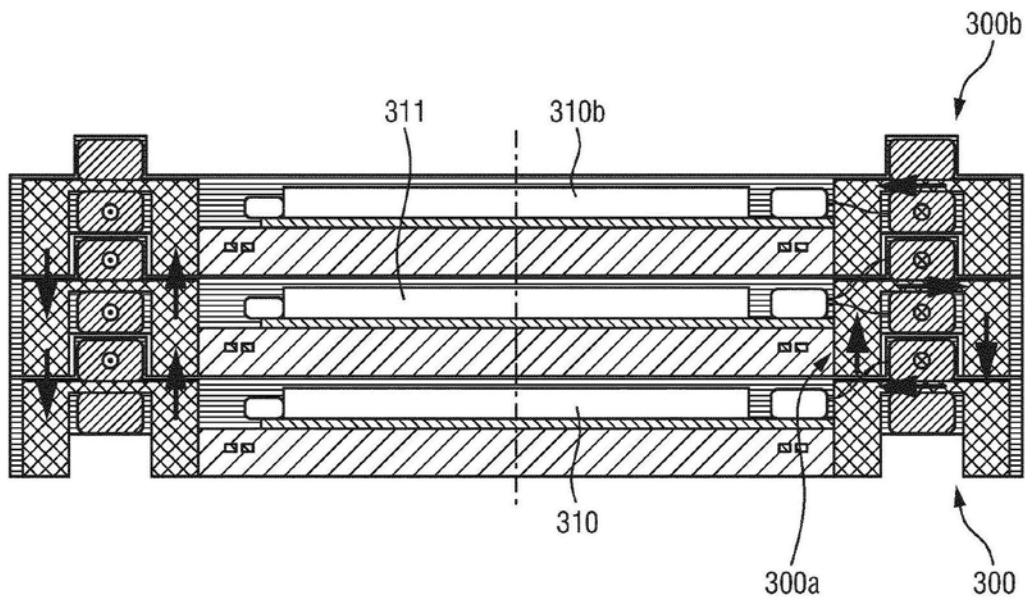


图19

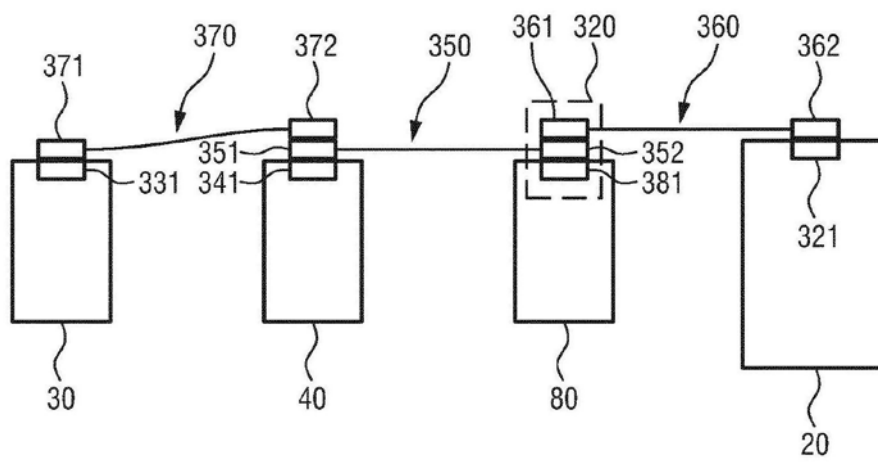


图20A

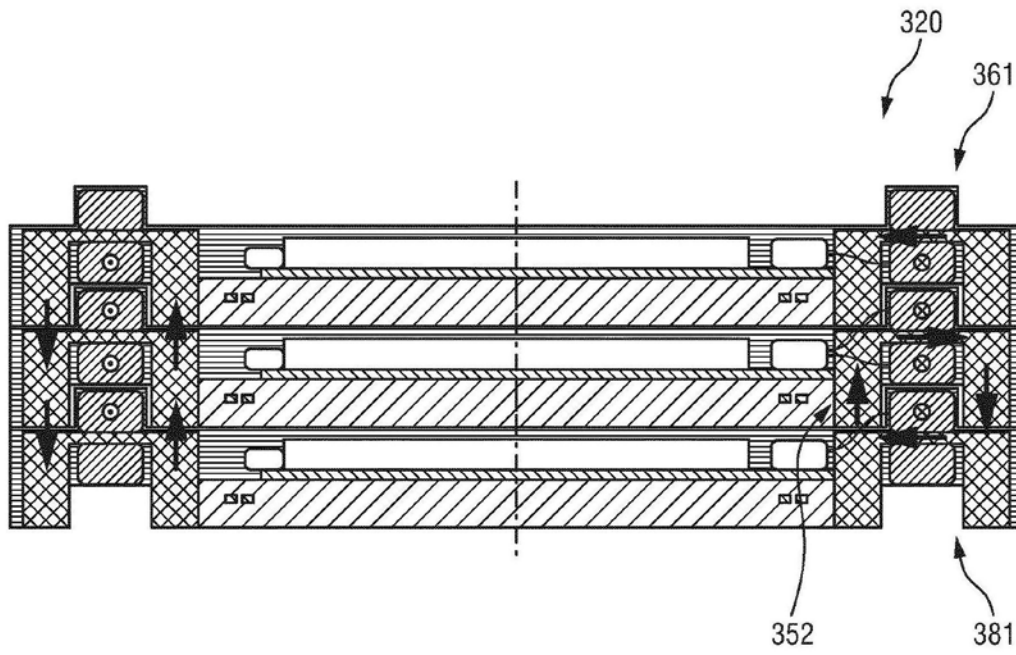


图20B

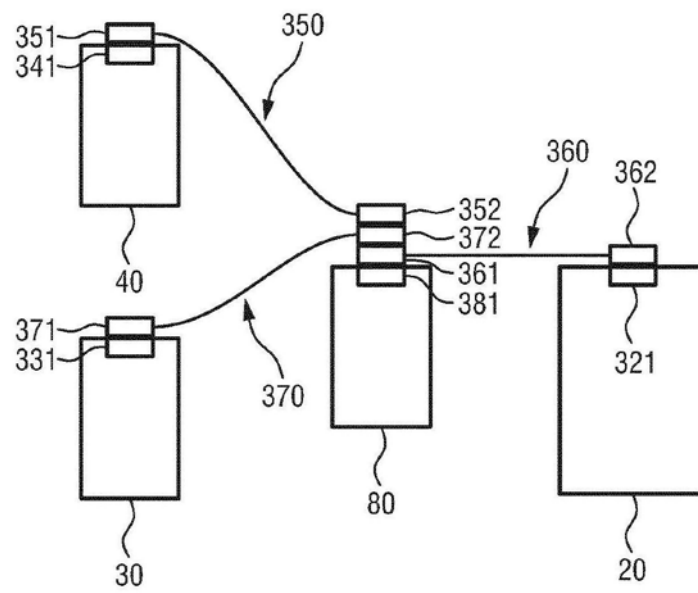


图20C

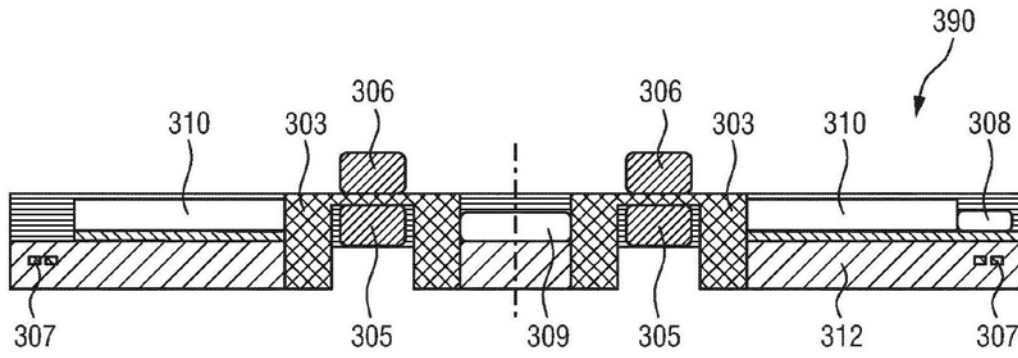


图21A

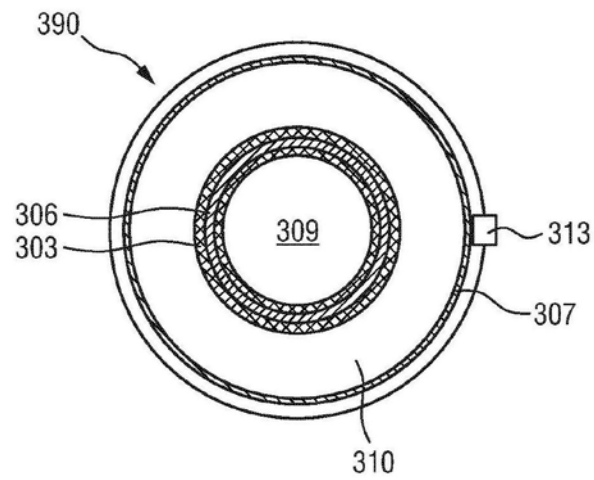


图21B

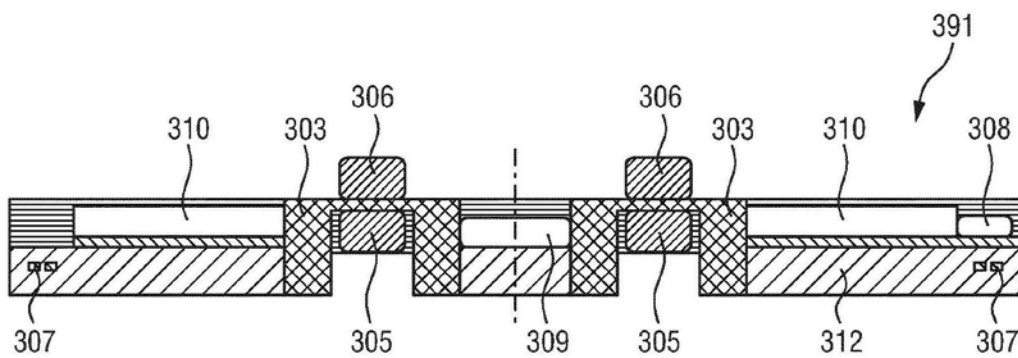


图22A

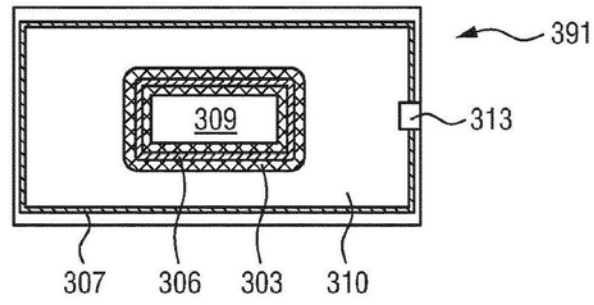


图22B

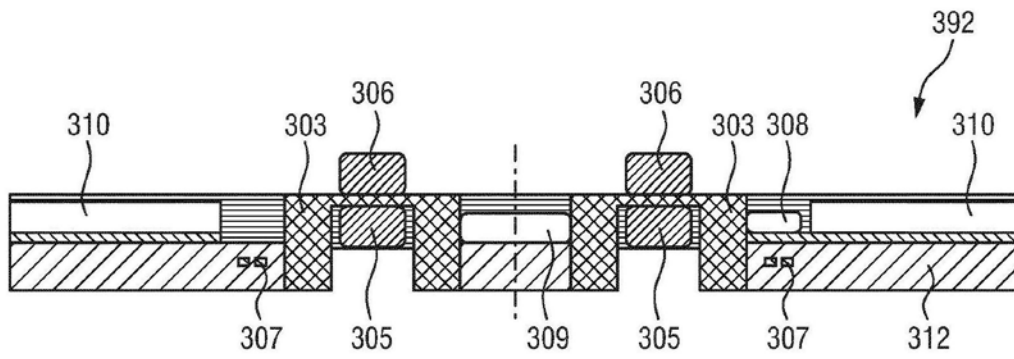


图23A

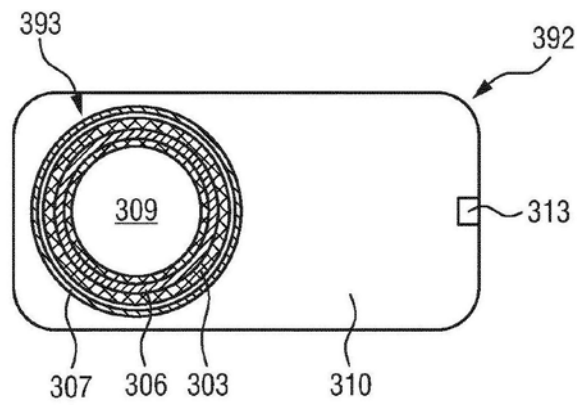


图23B

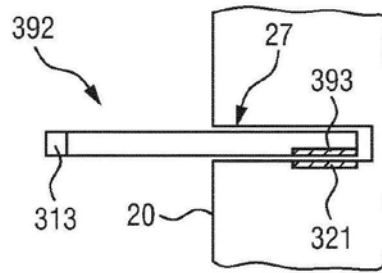


图23C

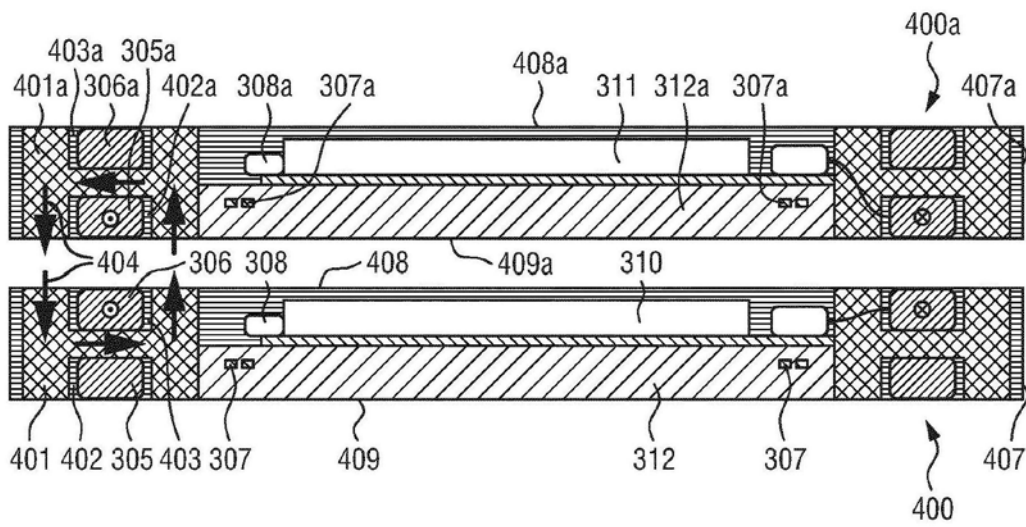


图24

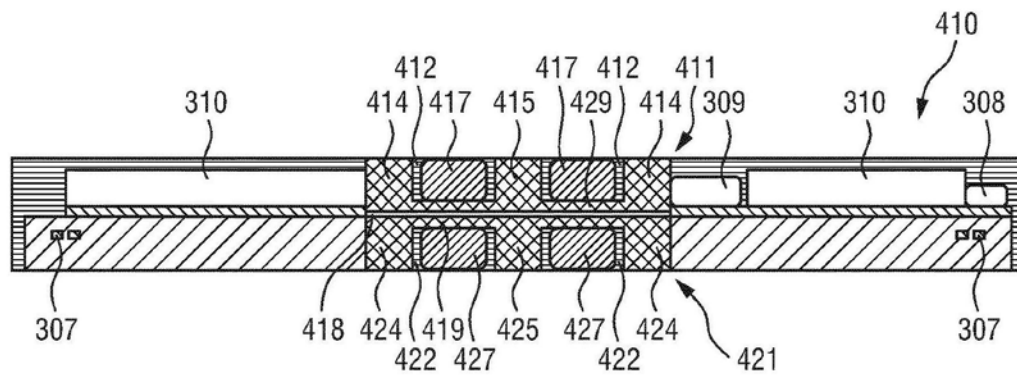


图25A

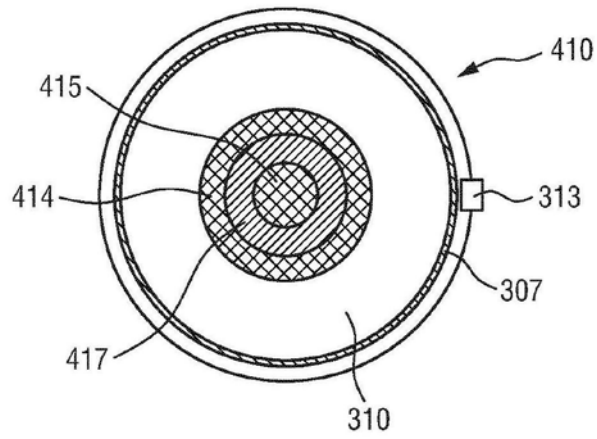


图25B

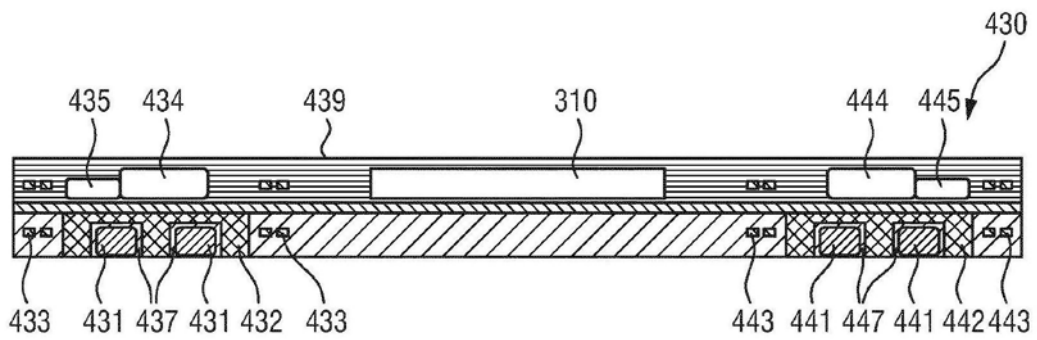


图26A

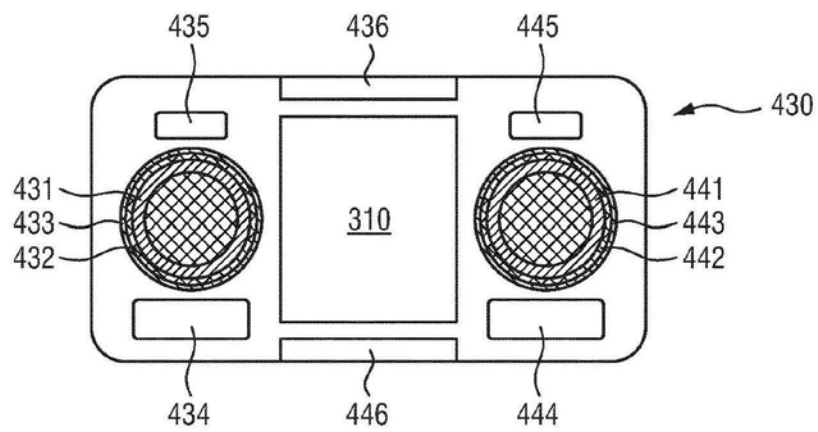
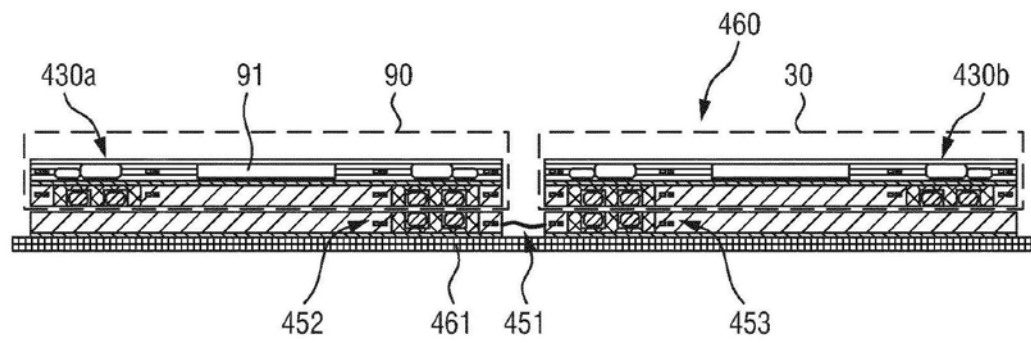
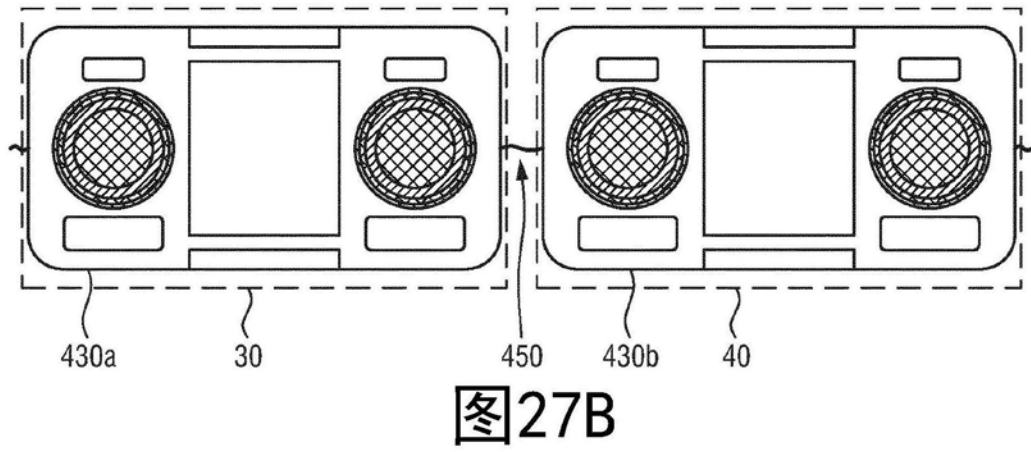
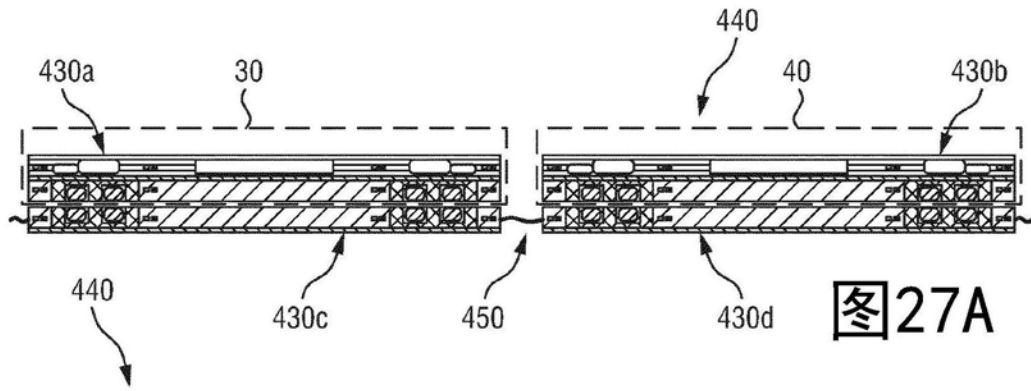


图26B



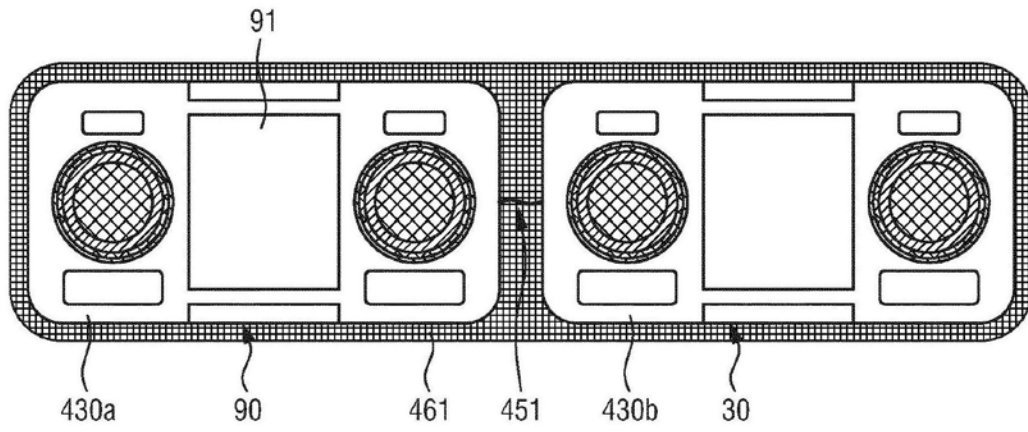


图28B

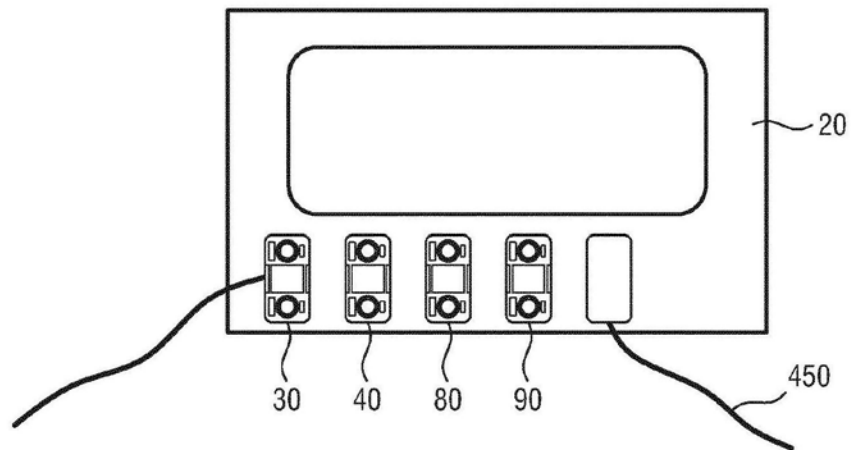


图29

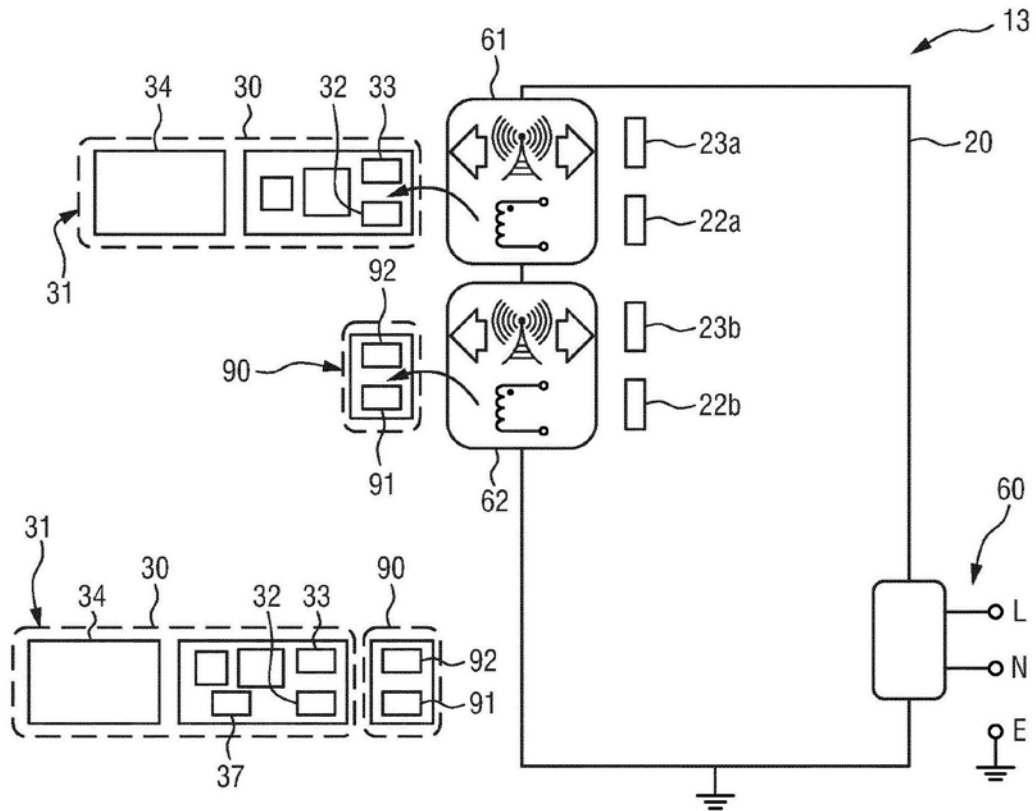


图30

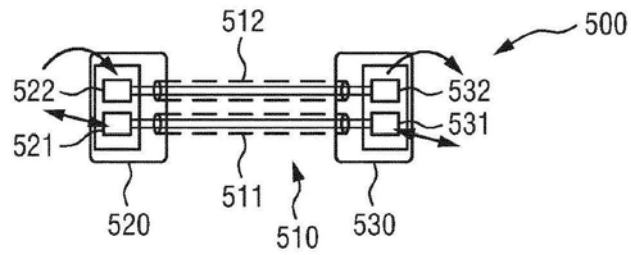


图31

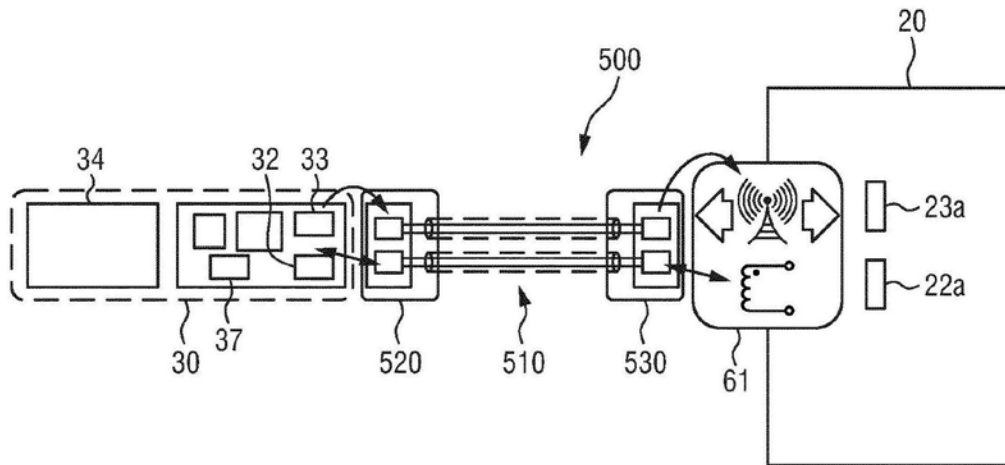


图32

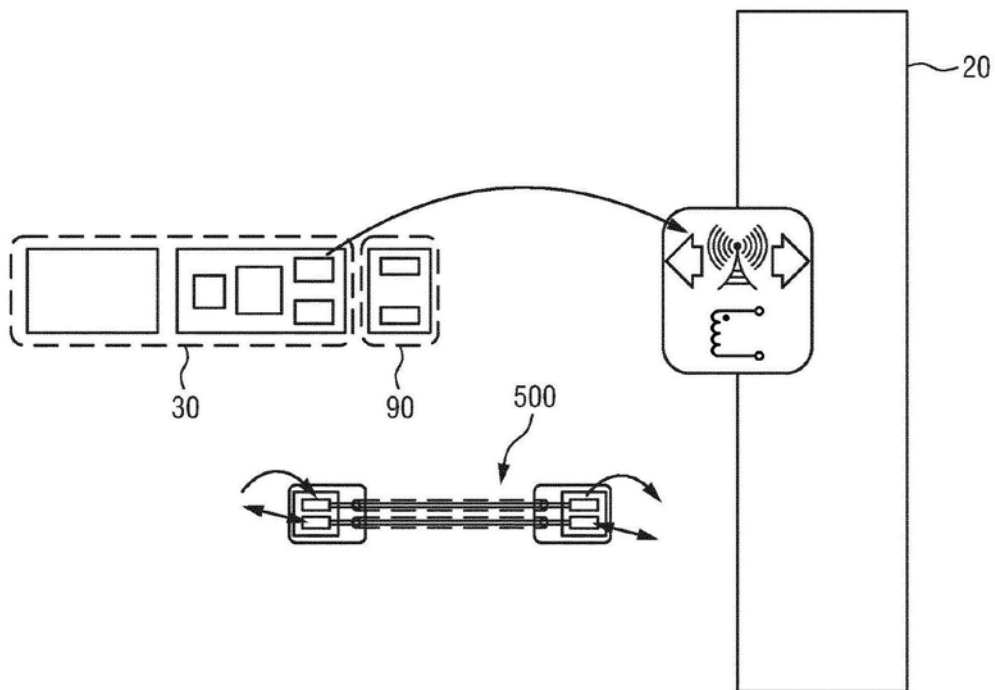


图33

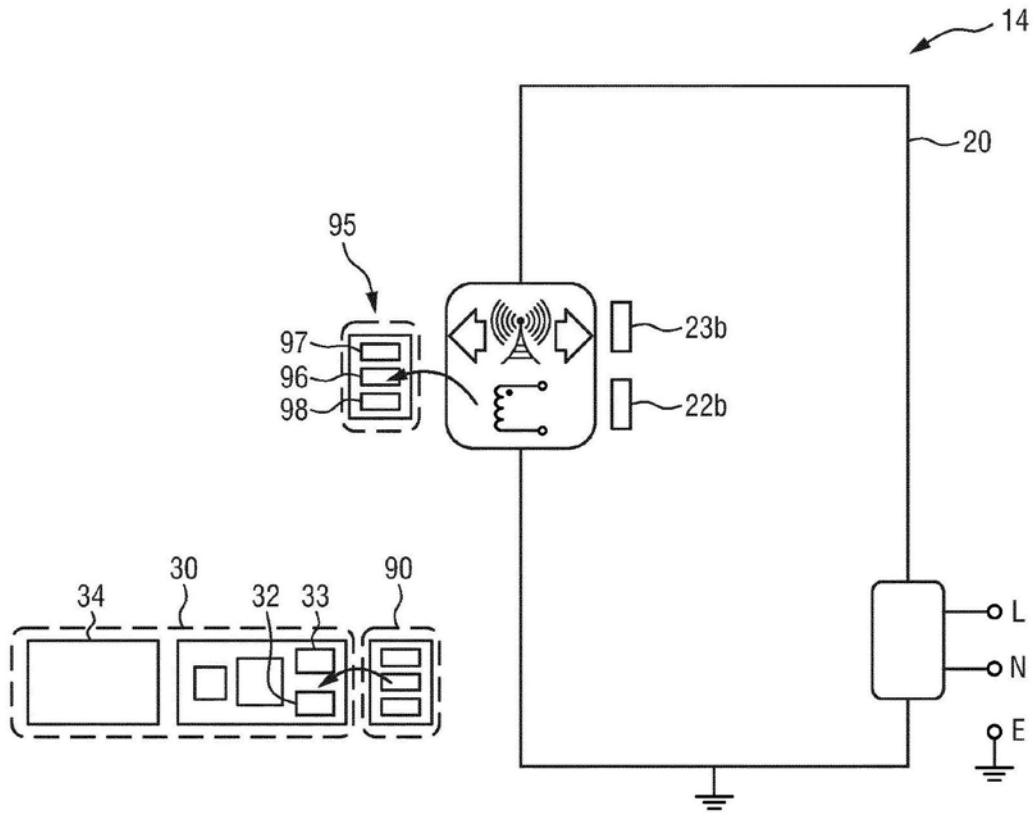


图34

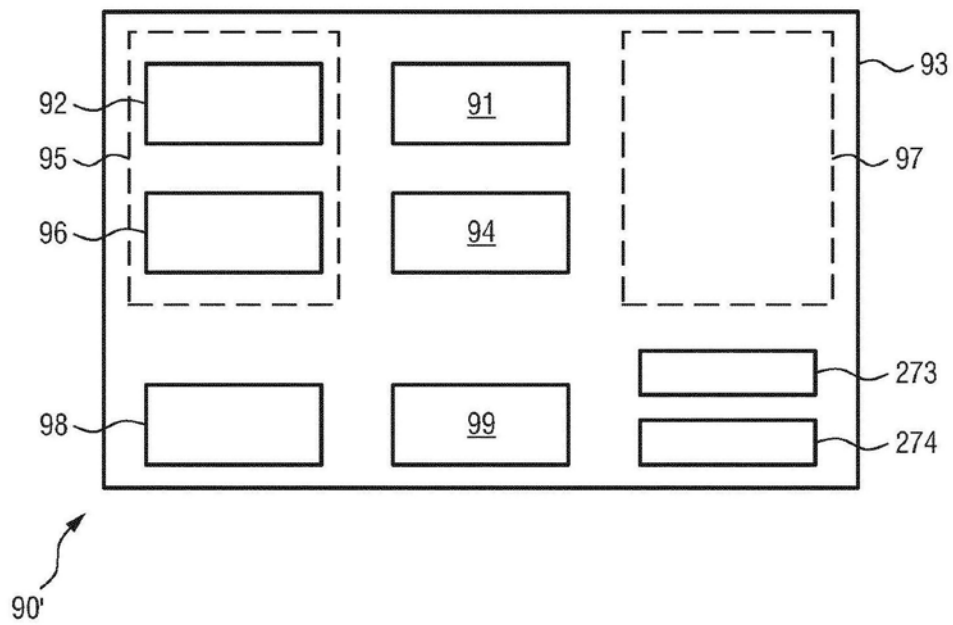


图35

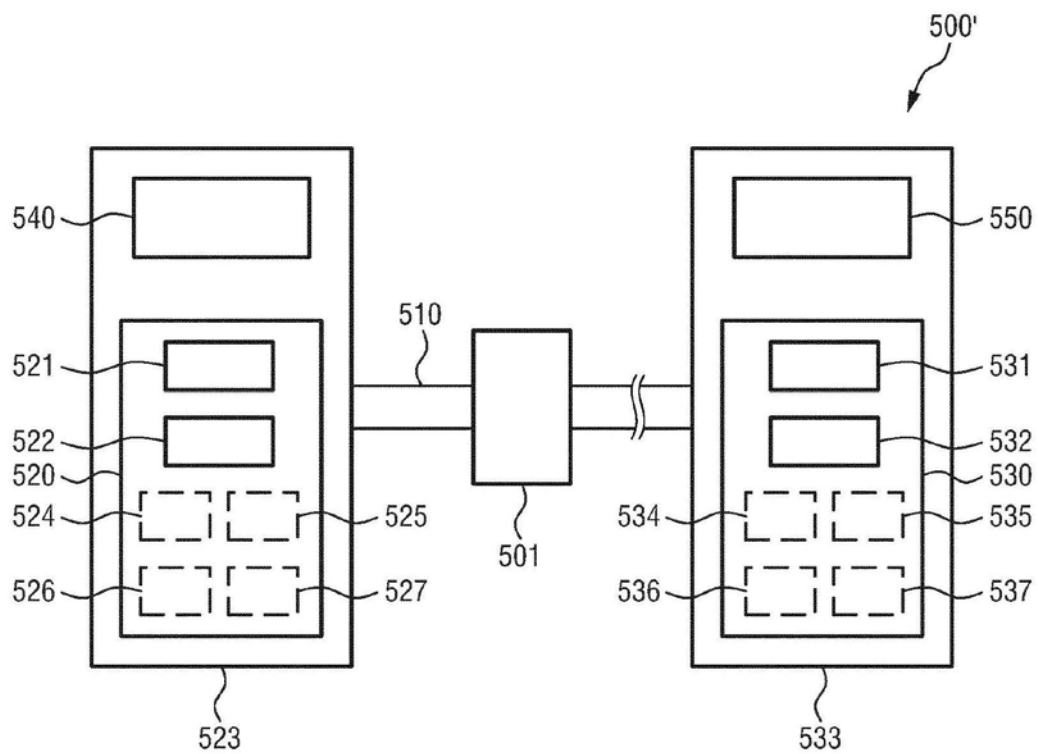


图36

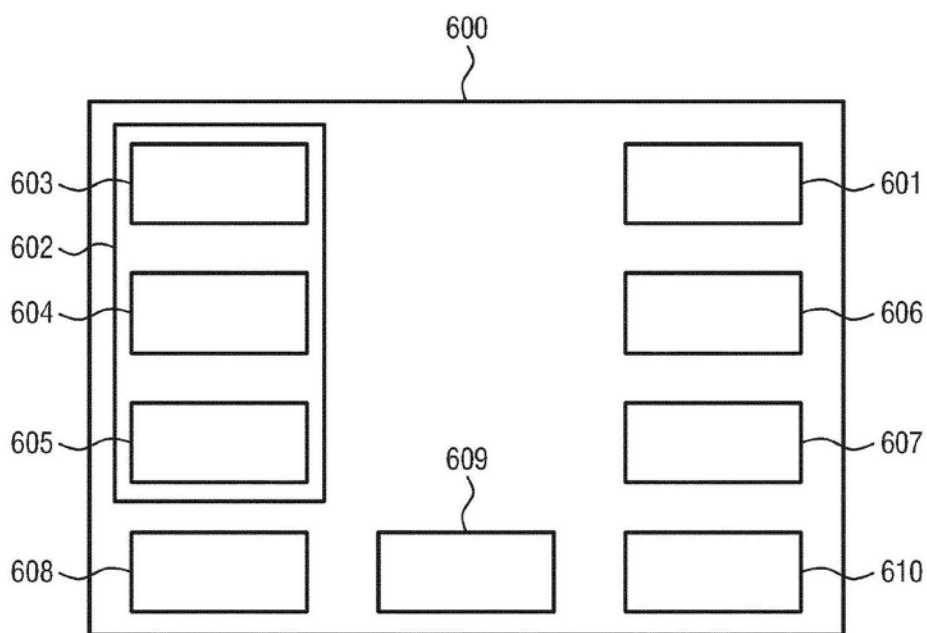


图37

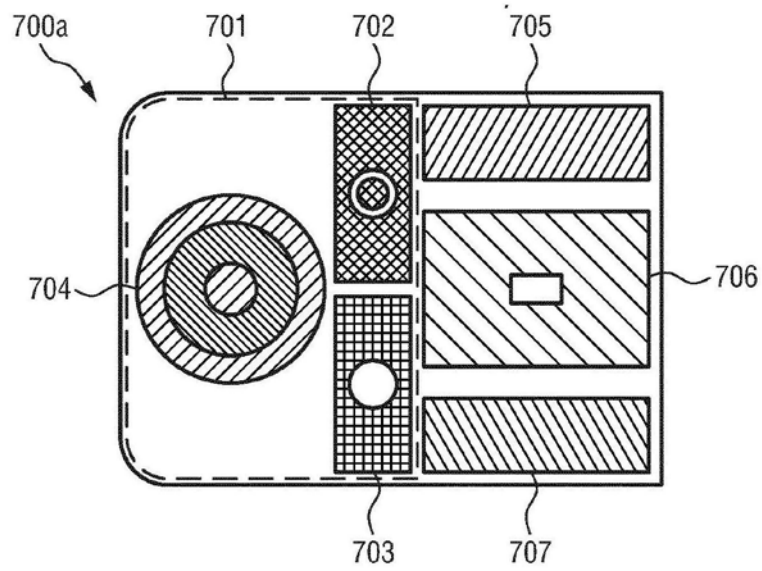


图38A

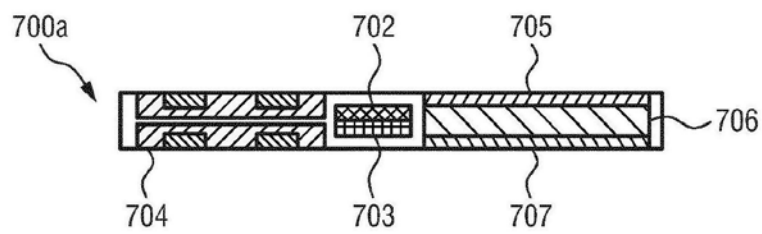


图38B

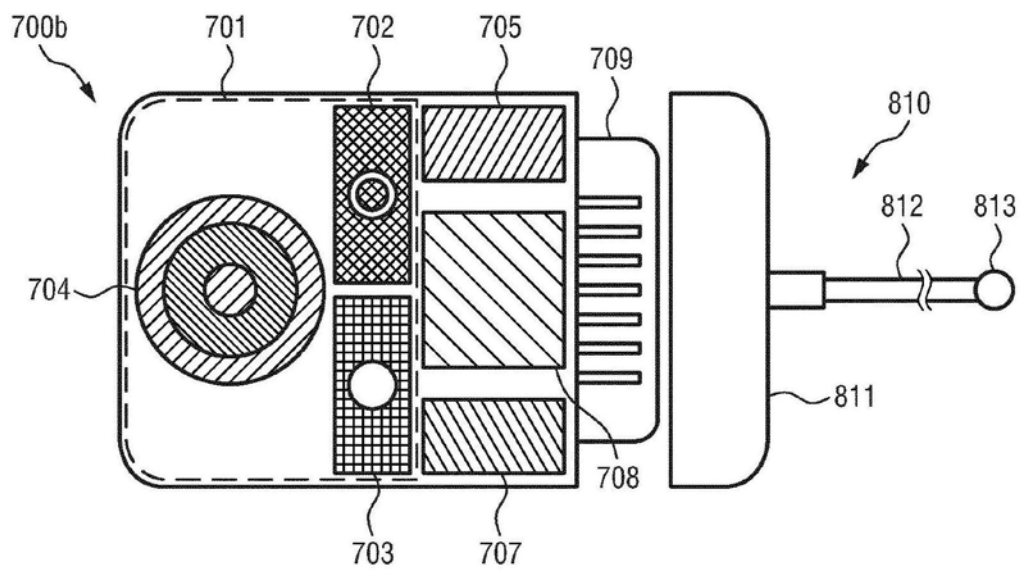


图39A

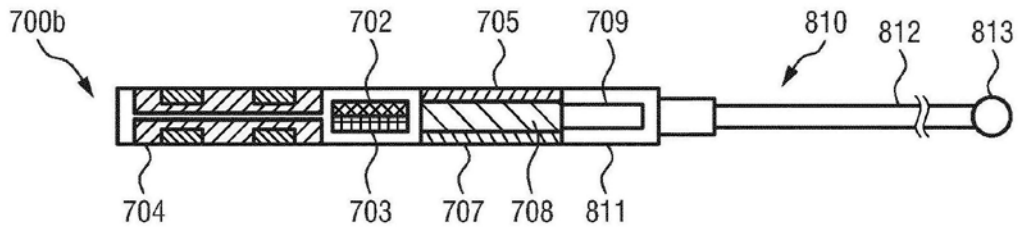


图39B

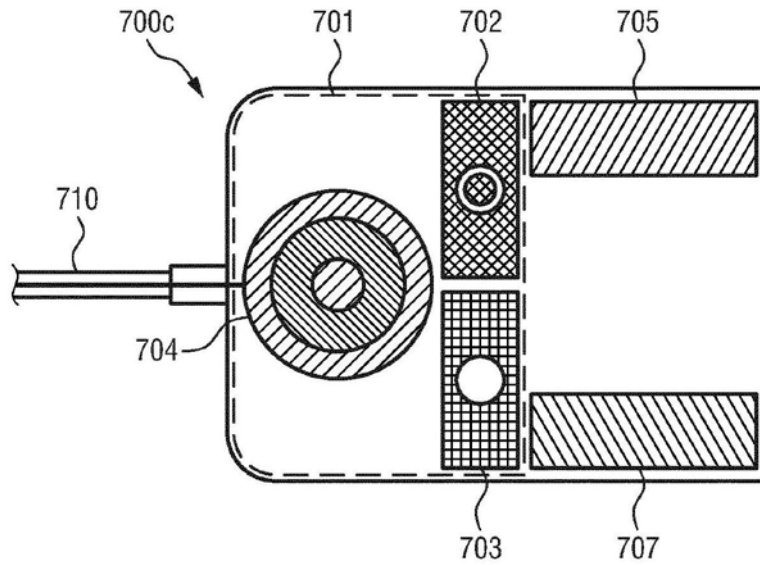


图40A

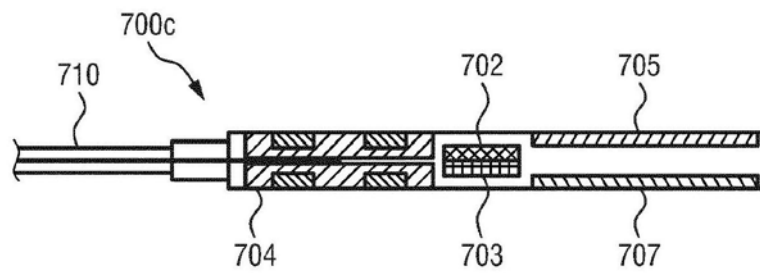


图40B

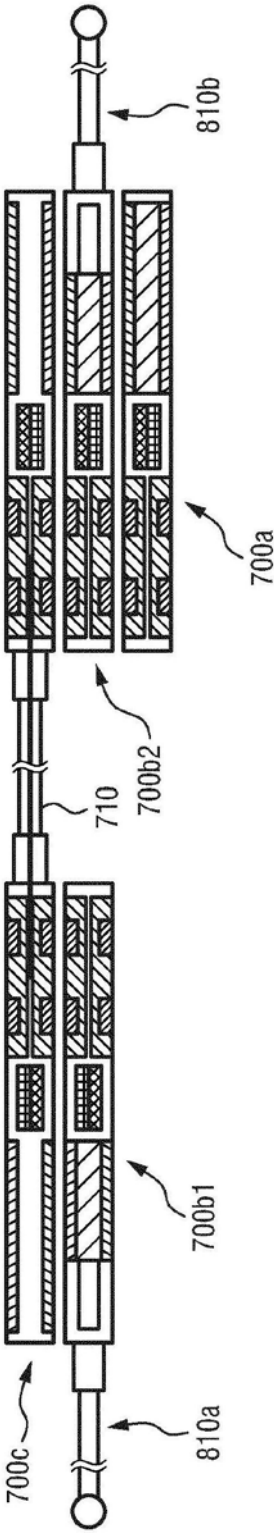


图41

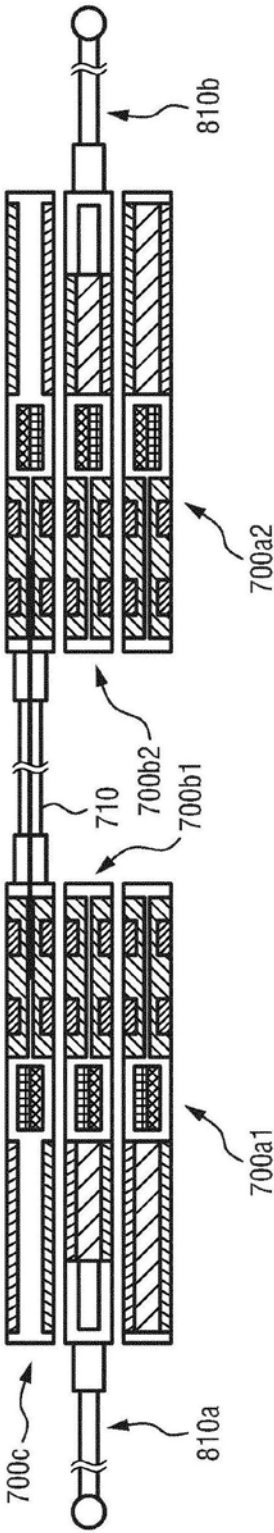


图42

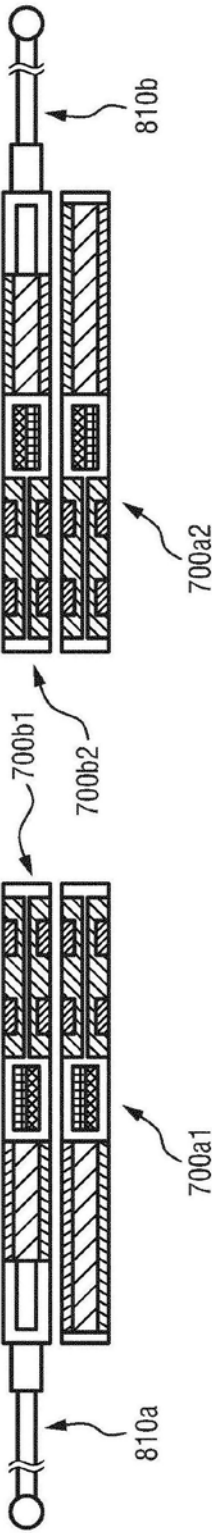


图43

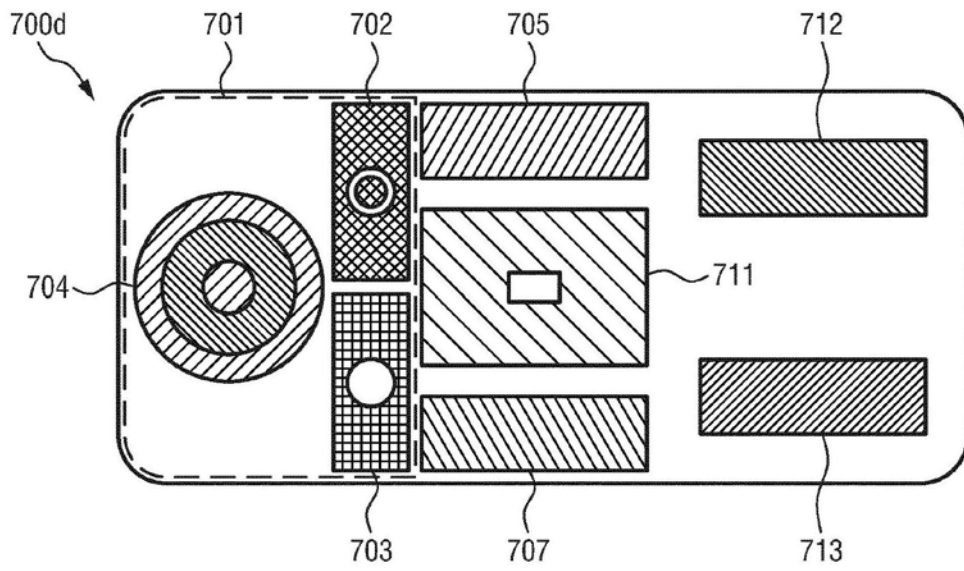


图44A

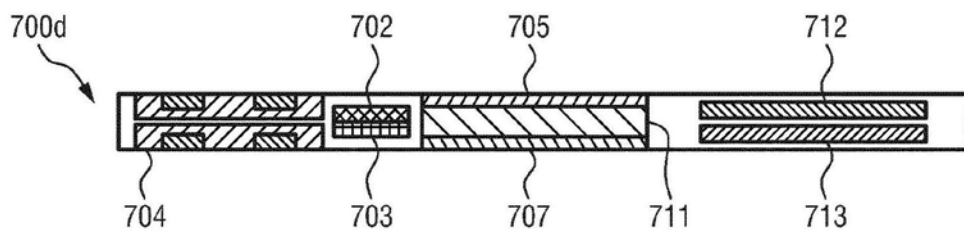


图44B

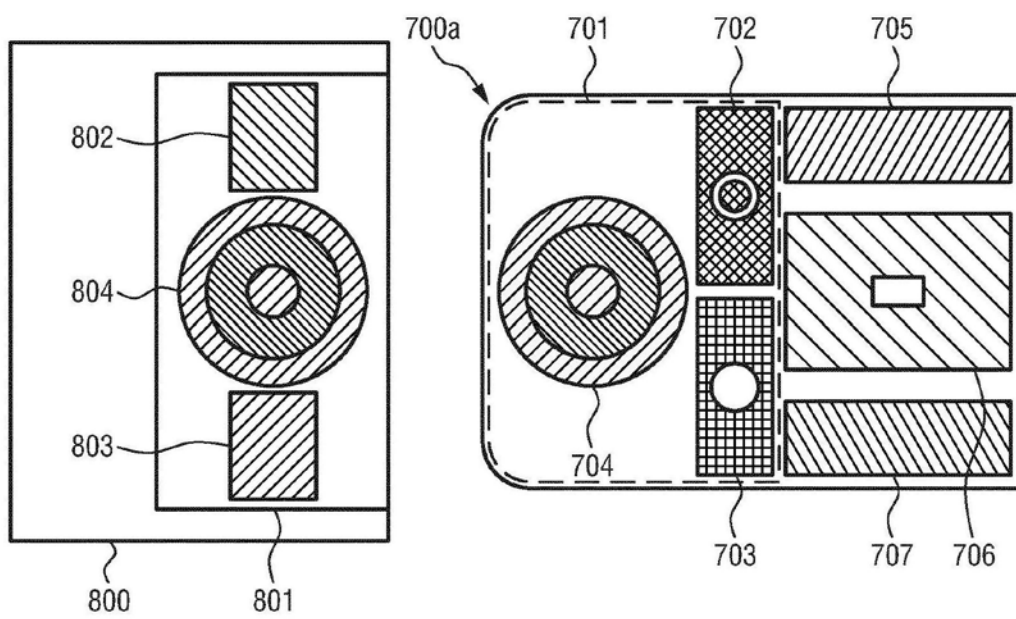


图45

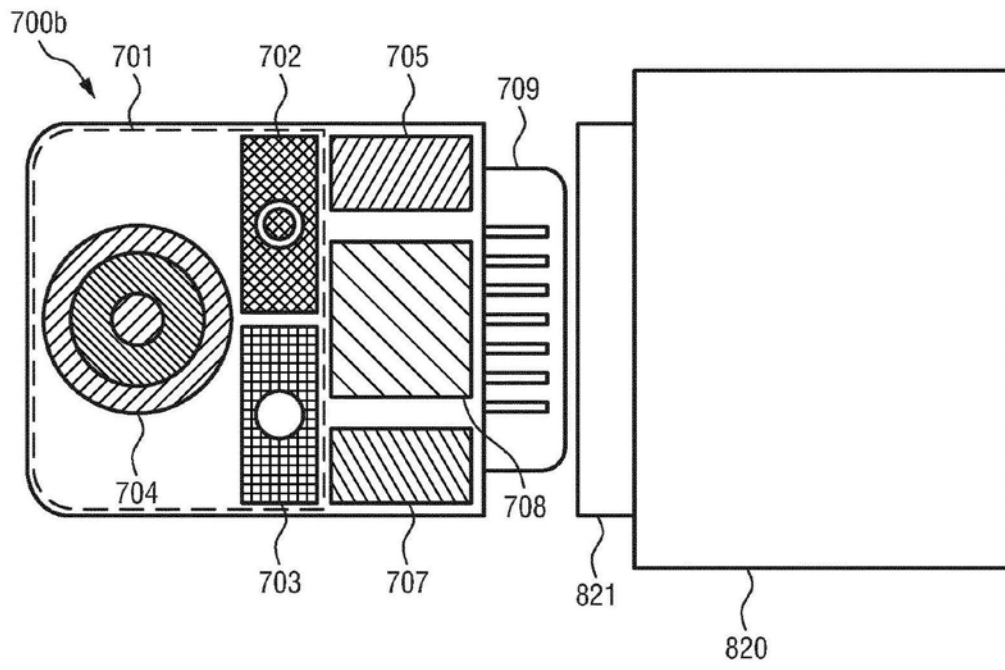


图46