



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107589161 B

(45)授权公告日 2020.05.15

(21)申请号 201710816263.3

(22)申请日 2014.01.08

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107589161 A

(43)申请公布日 2018.01.16

(30)优先权数据
13/750,493 2013.01.25 US

(62)分案原申请数据
201480017572.9 2014.01.08

(73)专利权人 威里利生命科学有限责任公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 N.普莱彻 B.奥蒂斯

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

代理人 邵亚丽

(51)Int.Cl.
G01N 27/30(2006.01)
G01N 27/26(2006.01)
G01N 27/416(2006.01)
G08C 17/02(2006.01)

审查员 张楠喆

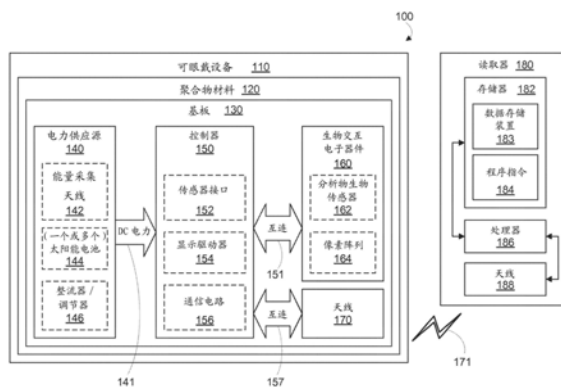
权利要求书3页 说明书25页 附图17页

(54)发明名称

安培电流测量方法及生物传感器设备

(57)摘要

本发明提供了一种安培电流测量方法及生物传感器设备。其中,生物传感器设备包括嵌入在被配置用于安装到眼睛的表面的聚合物材料中的电化学传感器。该电化学传感器在工作电极和参比电极之间施加稳定化电压以允许安培电流在对测量电子器件供电之前稳定化,该测量电子器件被配置为测量安培电流并且传达测量到的安培电流。电化学传感器在施加稳定化电压时在测量期间消耗更少电力。响应于在生物传感器设备中的天线处接收到测量信号而发起测量。



1. 一种安培电流测量方法,包括:

在生物传感器中的工作电极和参比电极之间施加稳定化电压,其中所述稳定化电压足以使得分析物在所述工作电极处经历电化学反应;

当所述稳定化电压被施加时,在所述生物传感器中的天线处无线地接收测量信号;

响应于接收到所述测量信号,激活所述生物传感器中的测量电子器件以将所述测量电子器件从待机模式转变到活跃模式,其中所述测量电子器件在所述活跃模式中比在所述待机模式中消耗更多电力;以及

在所述活跃模式期间,操作所述测量电子器件来 (i) 通过所述工作电极测量安培电流,其中所述安培电流与所述分析物有关,并且 (ii) 经由所述天线无线地传达测量到的安培电流。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

在经由所述天线无线地传达测量到的安培电流之后,解除激活所述测量电子器件以将所述测量电子器件从所述活跃模式转变到所述待机模式。

3. 根据权利要求1所述的方法,还包括间歇地激活所述测量电子器件来无线地传达通过所述工作电极测量的一系列安培电流值,其中每个所述安培电流值是在稳定化时段之后测量的,在所述稳定化时段期间所述稳定化电压被施加以允许由所述稳定化电压引起的经过所述工作电极的电流在测量之前达到稳定值。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述测量电子器件被以小于10%的占空比间歇地激活。

5. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

在所述活跃模式期间,在所述工作电极和所述参比电极之间施加测量电压,其中所述测量电压生成所述安培电流。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述稳定化电压是由辅助电力供应源供应的并且所述测量电压是由主电力供应源供应的。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中所述稳定化电压和所述测量电压相等。

8. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述稳定化电压在与所述测量电压相差20%的范围内。

9. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

在所述活跃模式期间,从在所述天线处接收到的射频 (RF) 辐射采集能量来对所述测量电子器件供电。

10. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

在稳定化时段期间施加所述稳定化电压,其中所述稳定化时段具有足以允许经过所述工作电极的电流在激活所述测量电子器件之前达到稳定值的持续时间,以使得由所述测量电子器件测量到的安培电流不受瞬态变动的的影响。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,接收到的测量信号包括用于对能量采集电力供应源供电的射频辐射,并且其中所述方法还包括:

对由接收到的射频辐射引起的所述天线上的电信号进行整流,从而生成供应电压;以及

将所生成的供应电压施加到所述测量电子器件以对所述测量电子器件供电。

12. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

在接收后续测量信号之前,通过在所述活跃模式中操作所述测量电子器件以通过所述工作电极测量第二安培电流值并且经由所述天线无线地传达所述第二安培电流值来验证测量到的安培电流。

13. 一种安培电流测量方法,包括:

在稳定化时段期间,由读取器无线地发送稳定化信号到包括工作电极、稳定化电子器件、测量电子器件和天线的生物传感器,其中所述稳定化信号被配置为使得所述稳定化电子器件在所述工作电极和参比电极之间施加稳定化电压,其中所述稳定化电压足以使得分析物在所述工作电极处经历电化学反应;

在所述稳定化时段之后的测量时段期间,由所述读取器无线地发送测量信号到所述生物传感器,其中所述测量信号被配置为:(i)使得所述测量电子器件通过所述工作电极测量安培电流,其中所述安培电流与所述分析物有关,(ii)使得所述测量电子器件经由所述天线无线地传达测量到的安培电流,并且(iii)供应为所述测量电子器件供电的电力;以及

由所述读取器接收从所述生物传感器无线地传达的测量到的安培电流的指示。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

在所述测量时段之后的空闲时段期间,所述读取器中止向所述生物传感器发送无线信号。

15. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

由所述读取器通过以下操作获得从所述生物传感器无线地传达的一系列安培电流值:

向所述生物传感器发送稳定化信号以使得所述稳定化电子器件在所述工作电极和所述参比电极之间施加所述稳定化电压;

向感测平台发送测量信号以使得所述测量电子器件通过所述工作电极测量安培电流并且无线地传达测量到的安培电流;以及

接收测量到的安培电流的指示;并且

其中,所述测量信号的每次发送紧跟在所述稳定化信号的发送之后,使得所述一系列安培电流值中的每一个是在稳定化时段之后被测量的,在所述稳定化时段期间所述稳定化电压被施加在所述工作电极和所述参比电极之间以允许由所述稳定化电压引起的经过所述工作电极的电流在测量之前达到稳定值。

16. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述测量信号是以小于10%的占空比发送的。

17. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

由所述读取器接收在所述测量时段期间获得的第二测量到的安培电流的指示;

比较两个测量到的安培电流的值;以及

基于所述比较判定经过电化学传感器的工作电极的电流是否在所述测量时段之前达到了稳定值。

18. 一种生物传感器,包括:

包括安装表面的聚合物材料;

天线;

包括工作电极和参比电极的电化学传感器;

稳定化电子器件,可操作来在所述工作电极和所述参比电极之间施加稳定化电压,其

中所述稳定化电压足以使得分析物在所述工作电极处经历电化学反应；

测量电子器件,其中所述测量电子器件当被激活时被配置为:(i)在所述工作电极和所述参比电极之间施加测量电压,(ii)通过所述工作电极测量安培电流,其中所述安培电流与所述分析物有关,并且(iii)使用所述天线来传达测量到的安培电流;以及

控制器,其中所述控制器被配置为操作所述稳定化电子器件以在稳定化时段期间施加所述稳定化电压并且响应于经由所述天线接收到测量信号在测量时段期间激活所述测量电子器件。

19.根据权利要求18所述的生物传感器,其中,所述控制器还被配置为在所述稳定化时段期间解除激活所述测量电子器件。

20.根据权利要求18所述的生物传感器,还包括电力供应源,该电力供应源被配置为采集入射在所述天线上的辐射以在所述测量时段期间对所述测量电子器件供电。

21.根据权利要求20所述的生物传感器,其中,所述电力供应源包括整流器,该整流器被配置为从由入射射频辐射引起的所述天线上的电信号采集能量。

22.根据权利要求20所述的生物传感器,还包括被配置为在所述稳定化时段期间对所述稳定化电子器件供电的辅助电力供应源。

23.根据权利要求22所述的生物传感器,其中,所述辅助电力供应源包括被配置为从入射光采集能量的光伏电池。

安培电流测量方法及生物传感器设备

[0001] 本申请是申请日为2014年1月8日、申请号为201480017572.9、发明名称为“用于减少测量期间的传感器稳定化时间的电化学传感器的待机偏置”的PCT发明专利申请的分案申请。

背景技术

[0002] 除非本文另外指出，否则本部分中描述的材料并不是本申请中的权利要求的现有技术，并且并不因为被包括在本部分中就被承认为是现有技术。

[0003] 电化学安培传感器通过在传感器的工作电极处测量通过分析物的电化学氧化或还原反应生成的电流来测量分析物的浓度。还原反应发生在电子被从电极转移到分析物时，而氧化反应发生在电子被从分析物转移到电极时。电子转移的方向取决于施加到工作电极的电势。对电极和/或参比电极用于与工作电极完成电路并允许生成的电流流动。当工作电极被适当地偏置时，输出电流可与反应速率成比例，以提供工作电极周围的分析物的浓度的度量。

[0004] 在一些示例中，一种试剂被定位在工作电极附近以选择性地与期望的分析物反应。例如，葡萄糖氧化酶可被固定在工作电极附近以与葡萄糖反应并释放过氧化氢，过氧化氢随后被工作电极以电化学方式检测到以指示葡萄糖的存在。其他酶和/或试剂可用于检测其他分析物。

发明内容

[0005] 本公开的一些实施例提供了一种方法，包括在可眼戴设备 (eye-mountable device) 中在工作电极与参比电极之间施加稳定化电压。稳定化电压可足以使得分析物在工作电极处经历电化学反应。该方法可包括当稳定化电压被施加时在可眼戴设备中的天线处无线地接收测量信号。该方法可包括响应于接收到测量信号激活可眼戴设备中的测量电子器件以将测量电子器件从待机模式转变到活跃模式。测量电子器件在活跃模式中可以比待机模式中消耗更多电力。该方法可包括：在活跃模式期间，操作测量电子器件来 (i) 通过工作电极测量安培电流，其中安培电流与分析物有关，并且 (ii) 经由天线无线地传达测量到的安培电流。

[0006] 本公开的一些实施例提供了一种方法，包括在稳定化时段期间由读取器无线地发送稳定化信号。稳定化信号可被发送到包括工作电极、稳定化电子器件、测量电子器件和天线的可眼戴设备。稳定化信号可被配置为使得稳定化电子器件在工作电极和参比电极之间施加稳定化电压。稳定化电压可足以使得分析物在工作电极处经历电化学反应。该方法可包括在稳定化时段之后的测量时段期间由读取器发送测量信号。测量信号可被发送到可眼戴设备。测量信号可被配置为：(i) 使得测量电子器件通过工作电极测量安培电流，(ii) 使得测量电子器件经由天线无线地传达测量到的安培电流，并且 (iii) 供应为测量电子器件供电的电力。安培电流可与分析物有关。该方法可包括由读取器接收测量到的安培电流的指示。测量到的安培电流的指示可以从可眼戴设备无线地传达的。

[0007] 本公开的一些实施例提供了一种可眼戴设备,其包括透明聚合物材料、天线、电化学传感器、稳定化电子器件、测量电子器件和控制器。透明聚合物材料可具有凹表面和凸表面。凹表面可被配置为可移除地安装在角膜表面上并且凸表面可被配置为在凹表面被如此安装时与眼睑运动相容。电化学传感器可包括工作电极和参比电极。稳定化电子器件可操作来在工作电极和参比电极之间施加稳定化电压。稳定化电压可足以使得分析物在工作电极处经历电化学反应。测量电子器件可被配置为当被激活时:(i)在工作电极和参比电极之间施加测量电压,(ii)通过工作电极测量安培电流,以及(iii)使用天线来传达测量到的安培电流。安培电流可与分析物有关。控制器可被配置为操作稳定化电子器件以在稳定化时段期间施加稳定化电压并且响应于经由天线接收到测量信号在测量时段期间激活测量电子器件。

[0008] 本公开的一些实施例提供了一种安培电流测量方法,包括:在生物传感器中的工作电极和参比电极之间施加稳定化电压,其中所述稳定化电压足以使得分析物在所述工作电极处经历电化学反应;当所述稳定化电压被施加时,在所述生物传感器中的天线处无线地接收测量信号;响应于接收到所述测量信号,激活所述生物传感器中的测量电子器件以将所述测量电子器件从待机模式转变到活跃模式,其中所述测量电子器件在所述活跃模式中比在所述待机模式中消耗更多电力;以及在所述活跃模式期间,操作所述测量电子器件来(i)通过所述工作电极测量安培电流,其中所述安培电流与所述分析物有关,并且(ii)经由所述天线无线地传达测量到的安培电流。

[0009] 本公开的一些实施例提供了一种安培电流测量方法,包括:在稳定化时段期间,由读取器无线地发送稳定化信号到包括工作电极、稳定化电子器件、测量电子器件和天线的生物传感器,其中所述稳定化信号被配置为使得所述稳定化电子器件在所述工作电极和参比电极之间施加稳定化电压,其中所述稳定化电压足以使得分析物在所述工作电极处经历电化学反应;在所述稳定化时段之后的测量时段期间,由所述读取器无线地发送测量信号到所述生物传感器,其中所述测量信号被配置为:(i)使得所述测量电子器件通过所述工作电极测量安培电流,其中所述安培电流与所述分析物有关,(ii)使得所述测量电子器件经由所述天线无线地传达测量到的安培电流,并且(iii)供应为所述测量电子器件供电的电力;以及由所述读取器接收从所述生物传感器无线地传达的测量到的安培电流的指示。

[0010] 本公开的一些实施例提供了一种生物传感器,包括:包括安装表面的聚合物材料;天线;包括工作电极和参比电极的电化学传感器;稳定化电子器件,可操作来在所述工作电极和所述参比电极之间施加稳定化电压,其中所述稳定化电压足以使得分析物在所述工作电极处经历电化学反应;测量电子器件,其中所述测量电子器件当被激活时被配置为:(i)在所述工作电极和所述参比电极之间施加测量电压,(ii)通过所述工作电极测量安培电流,其中所述安培电流与所述分析物有关,并且(iii)使用所述天线来传达测量到的安培电流;以及控制器,其中所述控制器被配置为操作所述稳定化电子器件以在稳定化时段期间施加所述稳定化电压并且响应于经由所述天线接收到测量信号在测量时段期间激活所述测量电子器件。

[0011] 通过酌情参考附图阅读以下详细描述,本领域普通技术人员将清楚这些以及其他方面、优点和替换方案。

附图说明

- [0012] 图1是包括与外部读取器进行无线通信的可眼戴设备的示例系统的框图。
- [0013] 图2A是示例可眼戴设备的底视图。
- [0014] 图2B是图2A所示的示例可眼戴设备的侧视图。
- [0015] 图2C是图2A和2B所示的示例可眼戴设备在安装到眼睛的角膜表面时的侧截面图。
- [0016] 图2D是被增强来示出当如图2C所示安装示例可眼戴设备时围绕该示例可眼戴设备的表面的泪膜层的侧截面图。
- [0017] 图3是用于以电化学方式测量泪膜分析物浓度的示例系统的功能框图。
- [0018] 图4A是用于操作可眼戴设备中的安培传感器以测量泪膜分析物浓度的示例过程的流程图。
- [0019] 图4B是用于操作外部读取器来询问可眼戴设备中的安培传感器以测量泪膜分析物浓度的示例过程的流程图。
- [0020] 图5A是包括双模式电力供应源的示例电化学传感器系统的功能框图。
- [0021] 图5B是在获得测量之前以启动偏置模式操作图5A的示例电化学传感器的示例过程的流程图。
- [0022] 图5C是在待机模式中操作的图5A所示的示例电化学传感器的功能框图。
- [0023] 图5D是在活跃模式中操作的图5A所示的示例电化学传感器的功能框图。
- [0024] 图6A-6D图示了示例测量周期的传感器电压、传感器电流、电子器件供应电压和电力消耗。
- [0025] 图7A-7E图示了示例重复测量周期的传感器电压、传感器电流、电子器件供应电压、入射辐射和电力消耗。
- [0026] 图8A是包括测量电子器件电力供应源和待机偏置电力供应源的示例电化学传感器系统的功能框图。
- [0027] 图8B是待机偏置电力供应源包括光伏电池的示例实施例的功能框图。
- [0028] 图8C是在获得测量之前以启动偏置模式操作图8A的示例电化学传感器的示例过程的流程图。
- [0029] 图9A-9E图示了示例重复测量周期的传感器电压、传感器电流、电子器件供应电压、入射辐射和电力消耗。
- [0030] 图10A是被外部读取器操作来随着时间的流逝获得一系列安培电流测量的眼科电化学传感器系统的框图。
- [0031] 图10B是联系图10A描述的眼科电化学传感器系统的框图。
- [0032] 图10C是操作图10A所示的眼科电化学传感器系统的示例过程的流程图。
- [0033] 图11描绘了根据示例实施例配置的计算机可读介质。

具体实施方式

[0034] 在以下详细描述中,参考形成描述的一部分的附图。在附图中,相似的符号通常标识相似的组件,除非上下文另有指示。详细描述、附图和权利要求中描述的例示性实施例并不欲进行限定。可以利用其他实施例,并且可以作出其他改变,而不脱离本文给出的主题的范围。容易理解,本文概括描述并且在附图中图示的本公开的各方面可按许多不同的配

置来布置、替换、组合、分离和设计,所有这些在这里都明确地设想到了。

[0035] I. 概述

[0036] 眼科感测平台或可植入感测平台可包括传感器、控制电子器件和天线,它们全都位于嵌入在聚合物材料中的基板上。聚合物材料可被包含在眼科设备中,例如可眼戴设备或可植入医疗设备。控制电子器件可操作传感器以执行读数并且可操作天线以将读数从传感器经由天线无线地传达到外部读取器。

[0037] 在一些示例中,聚合物材料可以是圆形镜片的形式,该圆形镜片具有被配置为安装到眼睛的角膜表面的凹曲率。基板可被嵌入在聚合物材料的周界附近以避免与在更靠近角膜的中央区域处接收的入射光发生干扰。传感器可被布置在基板上面向内、朝着角膜表面,以生成来自角膜的表面附近和/或来自介于聚合物材料与角膜表面之间的泪液的临床上相关的读数。额外地或替换地,传感器可被布置在基板上面向外,远离角膜表面并且朝着暴露于大气的覆盖聚合物材料的表面的泪液层。在一些示例中,传感器被完全嵌入在聚合物材料内。例如,包括工作电极和参比电极的电化学传感器可被嵌入在聚合物材料中并且被定位成使得传感器电极与被配置为安装到角膜的聚合物表面相距小于10微米。传感器可生成指示通过镜片材料扩散到传感器电极的分析物的浓度的输出信号。

[0038] 眼科感测平台可经由在该感测平台处采集的辐射能量来供电。电力可由感测平台上包括的光供能光伏电池来提供。额外地或替换地,电力可由从天线采集的射频能量来提供。整流器和/或调节器可与控制电子器件相结合来生成稳定的DC电压以从采集的能量对感测平台供电。天线可被布置为具有连接到控制电子器件的引线的导电材料的环。在一些实施例中,这种环状天线也可通过修改环状天线的阻抗以修改来自天线的反向散射辐射来将传感器读数无线地传达到外部读取器。

[0039] 泪液包含可用于诊断健康状态的多种无机电解质(例如, Ca^{2+} 、 Mg^{2+} 、 Cl^-)、有机成分(例如,葡萄糖、乳酸盐、蛋白质、脂肪等),等等。被配置为测量这些分析物中的一个或多个的眼科感测平台从而可提供可用于诊断和/或监视健康状态的一种方便的非侵入性平台。例如,眼科感测平台可被配置为感测葡萄糖并且可被糖尿病患者个人用来测量/监视其血糖水平。

[0040] 在本公开的一些实施例中,当电压最初被施加到电化学传感器中的电极时,由于在没有施加电压的时间期间分析物在电极处的聚积,可生成大的初始安培电流。一旦初始的分析物聚积被消耗,电化学反应速率就稳定在稳态值(例如,其中分析物扩散对电化学分析物消耗进行补偿),此时反应速率与分析物浓度大致成比例。从而,当非连续地(即,间歇地)对分析物浓度采样时,每次读数可要求先经过稳定化时间,然后安培电流才稳定在稳态值。

[0041] 本公开的一些实施例因此提供了用于通过首先向电化学传感器电极施加电压以允许电流稳定化,然后读取电流,来间歇地对电化学传感器采样的系统和方法。这种间歇测量方案降低了总电力消耗,因为测量电子器件只在执行测量读数时才被供电,而在初始稳定化时段期间不被供电。在稳定化时段期间,电压被施加在电化学传感器电极上,但并不也对测量电子器件供电。在一些示例中,单个电力供应系统既可在高电力设定中操作(在测量期间),也可在低设定中操作(在稳定化期间)。在其他示例中,两个分开的电力供应源可分别在高电力设定和低电力设定中对电化学传感器供电。例如,第一电力供应源可在测量之

前的稳定化时段期间在传感器电极之间施加电压。第二电力供应源单独地或者与第一电力供应源相结合随后可在测量事件期间对测量电子器件供电以既感测稳定化的安培电流,也传达结果。

[0042] 本文描述的用于间歇地测量来自预充电的传感器电极的预稳定化的安培电流的技术相对于在传感器电流达到稳定值期间对测量电子器件供电的系统降低了电化学传感器中的总电力消耗。该技术可用在具有严格的电力预算的应用中,例如用在可植入医疗设备中或者用在可眼戴设备中包括的电化学传感器中。

[0043] 感测平台可由捕捉来自入射辐射的能量的能量采集系统供电,而不是由要求更多空间的内部能量存储设备供电。例如,电力可由感测平台上包括的光供能光伏电池来提供。电力也可由经由环状天线采集的射频(radio frequency, RF)能量提供。整流器和/或调节器可与控制电子器件相结合来生成稳定的DC电压以从采集的RF能量对感测平台供电。另外,控制电子器件可通过修改环状天线的阻抗以便以表征特性的方式修改来自天线的反向散射来将传感器读数无线地传达到外部读取器。

[0044] 除了用于对控制电子器件(即,测量和通信电路)供电的DC电压以外,能量采集系统也可生成电压来施加到电化学传感器的传感器电极,而并不也对测量电子器件供电。施加到传感器电极的电压可被称为稳定化电压并且可用于在执行安培电流测量之前对传感器电极预充电。最终的安培电流测量从而避免了以上描述的在向传感器电极施加电压之后立即发生的安培电流中的瞬态效应。

[0045] 能量采集系统因此可在待机模式中操作,其中稳定化电压被施加在传感器电极上,而并不也对控制电子器件供电。系统也可在测量模式中操作,其中DC电压被供应到控制电子器件以使得感测平台执行电流测量并传达结果。在高电力模式期间,可通过控制电子器件维持传感器电极上的电压,例如由同时在电极上施加电压并通过工作电极测量所产生的安培电流的恒电势器来维持。另外,能量采集系统可包括多个能量采集设备,其中一个专用于提供稳定化电压,另一个专用于为了测量和通信给感测平台供电。例如,天线可用于从入射射频辐射采集能量,并且光伏电池可用于从入射光采集能量。在一个示例中,光伏电池可用于在低电力模式期间提供稳定化电压,并且天线可用于在高电力模式期间对控制电子器件供电(例如,恒电势器和反向散射通信电路)。

[0046] 外部读取器可辐射射频辐射来经由能量采集系统对传感器供电。外部读取器从而可通过控制对感测平台的电力供应来控制感测平台的操作。在一些示例中,外部读取器可进行操作以通过辐射出足以对感测平台供电以获得测量并传达结果的辐射来间歇地询问感测平台提供读数。外部读取器也可存储由感测平台传达的传感器结果。这样,外部读取器可随着时间的流逝获取一系列分析物浓度测量,而不连续对感测平台供电。

[0047] 在本公开的一些实施例中,外部读取器被配置为使得感测平台根据本文描述的传感器电极预充电技术来操作。例如,外部读取器可首先向感测平台发送稳定化信号以发起低电力稳定化模式,然后向感测平台发送测量信号以发起测量。在测量之后,外部读取器可完全停止辐射,并且感测平台可进入空闲模式,直到外部读取器发送下一个稳定化信号来预充电传感器为止。

[0048] 在感测平台响应于来自外部读取器的控制信号而进入稳定化模式和测量模式的示例中,稳定化模式的持续时间可由外部读取器来控制。也就是说,传感器电极在获得测量

之前被预充电的时段可由外部读取器通过调整稳定化模式的发起和测量模式的发起之间的时间来调整。读取器从而可设定稳定化时段以允许安培电流有充分的时间达到稳定值并且可基于系统的占空比、后续测量模式之间的空闲时段的持续时间和/或经验确定的因素来确定。

[0049] 在一些示例中,感测平台可传达两个传感器读数以允许读取器判定安培电流是否处于稳定值。例如,如果两个传感器读数大致相等,则读取器可判定测量到的电流处于其稳定值,因此读数可用于估计分析物浓度水平。读取器也可断定这种稳态读数之前的稳定化时间的持续时间足以允许电流达到稳定值并且因此在类似的情况下可采用类似的持续时间。另一方面,如果两个传感器读数不是大致相等,则读取器可判定测量到的电流仍在经历瞬态变动并且尚未达到稳态水平。在这种情况下,读取器可断定稳定化时间的持续时间不足以允许电流达到稳定值。

[0050] II. 示例眼科电子器件平台

[0051] 图1是包括与外部读取器180进行无线通信的可眼戴设备110的系统100的框图。可眼戴设备110的暴露区域由被形成为接触式安装到眼睛的角膜表面的聚合物材料120构成。基板130被嵌入在聚合物材料120中以为电力供应源140、控制器150、生物交互电子器件160和通信天线170提供安装表面。生物交互电子器件160由控制器150操作。电力供应源140向控制器150和/或生物交互电子器件160供应操作电压。天线170被控制器150操作来向和/或从可眼戴设备110传达信息。天线170、控制器150、电力供应源140和生物交互电子器件160可全都位于嵌入的基板130上。因为可眼戴设备110包括电子器件并且被配置为接触式安装到眼睛,所以其在本文中也被称为眼科电子器件平台。

[0052] 为了促进接触式安装,聚合物材料120可具有被配置为粘着(“安装”)到润湿的角膜表面的凹表面(例如,通过与覆盖角膜表面的泪膜的毛细力)。额外地或替换地,可眼戴设备110可由于凹曲率而被角膜表面与聚合物材料之间的真空力粘着。在以凹表面对着眼睛的方式安装时,聚合物材料120的外向表面可具有被形成为在可眼戴设备110被安装到眼睛时不干扰眼睑运动的凸曲率。例如,聚合物材料120可以是形状类似于接触镜片的基本上透明的弯曲聚合物盘。

[0053] 聚合物材料120可包括一个或多个生物相容材料,例如在接触镜片或者涉及与角膜表面的直接接触的其他眼科应用中采用的那些材料。聚合物材料120可以可选地部分由这种生物相容材料形成或者可包括具有这种生物相容材料的外涂层。聚合物材料120可包括被配置为润湿角膜表面的材料,例如水凝胶等等。在一些实施例中,聚合物材料120可以是可变形(“非刚性”)材料以增强穿戴者舒适度。在一些实施例中,聚合物材料120可被成形为提供预定的视力矫正屈光度,例如可由接触镜片提供的那种。

[0054] 基板130包括适用于安装生物交互电子器件160、控制器150、电力供应源140和天线170的一个或多个表面。基板130可被用作基于芯片的电路的安装平台(例如,通过倒装芯片式安装到连接垫)和/或用作将导电材料(例如,金、铂、钯、钛、铜、铝、银、金属、其他导电材料、这些的组合等等)图案化以产生电极、互连、连接垫、天线等等的平台两者。在一些实施例中,基本上透明的导电材料(例如,铟锡氧化物)可被图案化在基板130上以形成电路、电极等等。例如,天线170可通过用淀积、光刻、电镀等等在基板130上形成金或另外的导电材料的图案来形成。类似地,控制器150与生物交互电子器件160之间的互连151和控制器

150与天线170之间的互连157可通过将适当图案的导电材料淀积在基板130上来形成。包括——但不限于——光阻材料、掩模、淀积技术和/或镀层技术的使用在内的微细加工技术的组合可用于在基板130上将材料图案化。基板130可以是相对刚性的材料,例如聚对苯二甲酸乙二醇酯(“PET”)或者另外的材料,其被配置为从结构上支撑聚合物材料120内的电路和/或基于芯片的电子器件。或者,可眼戴设备110可被布置有一组不连接的基板而不是单个基板。例如,控制器150和生物传感器或其他生物交互电子组件可被安装到一个基板,而天线170被安装到另一个基板并且两者可经由互连157来电连接。

[0055] 在一些实施例中,生物交互电子器件160(和基板130)可被定位为远离可眼戴设备110的中心,从而避免干扰去到眼睛的中央光敏感区域的光传输。例如,在可眼戴设备110被成形为凹曲盘的情况下,基板130可被嵌入在该盘的周界周围(例如,在外周附近)。然而,在一些实施例中,生物交互电子器件160(和基板130)可被定位在可眼戴设备110的中央区域中或中央区域附近。额外地或替换地,生物交互电子器件160和/或基板130对于进入的可见光可以是基本上透明的以减轻对去到眼睛的光传输的干扰。另外,在一些实施例中,生物交互电子器件160可包括像素阵列164,该像素阵列164根据显示指令发射和/或传输将由眼睛接收的光。从而,生物交互电子器件160可以可选地被定位在可眼戴设备的中心来例如通过在像素阵列164上显示信息(例如,字符、符号、闪烁图案等等)对可眼戴设备110的穿戴者生成可感知的视觉提示。

[0056] 基板130可被成形为一平坦环,该环具有足以为嵌入的电子器件组件提供安装平台的径向宽度尺寸。基板130可具有足够小以允许基板130在不影响可眼戴设备110的轮廓的情况下嵌入在聚合物材料120中的厚度。基板130可具有足够大以提供适用于支撑安装在其上的电子器件的结构稳定性的厚度。例如,基板130可被成形为具有约10毫米的直径、约1毫米的径向宽度(例如,外半径比内半径大1毫米)和约50微米的厚度的环。基板130可以可选地与可眼戴设备110的眼睛安装表面(例如,凸表面)的曲率匹配。例如,基板130可沿着定义内半径和外半径的两个圆弓形之间的虚锥的表面成形。在这种示例中,沿着虚锥的表面的基板130的表面定义了与眼睛安装表面在该半径处的曲率大致匹配的倾斜表面。

[0057] 电力供应源140被配置为采集环境能量来对控制器150和生物交互电子器件160供电。例如,射频能量采集天线142可从入射的无线电辐射捕捉能量。额外地或替换地,(一个或多个)太阳能电池144(“光伏电池”)可从进入的紫外、可见和/或红外辐射捕捉能量。另外,可以包括惯性电力收集系统来从环境振动捕捉能量。能量采集天线142可以可选地是也用于向外部读取器180传达信息的两用天线。也就是说,通信天线170和能量采集天线142的功能可利用相同的物理天线来实现。

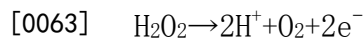
[0058] 整流器/调节器146可用于将捕捉的能量调节到稳定的DC供应电压141,该DC供应电压141被提供给控制器150。例如,能量采集天线142可接收入射的射频辐射。天线142的引线上的变化的电信号被输出到整流器/调节器146。整流器/调节器146将变化的电信号整流到DC电压并且将整流的DC电压调节到适用于操作控制器150的电平。额外地或替换地,来自(一个或多个)太阳能电池144的输出电压可被调节到适用于操作控制器150的电平。整流器/调节器146可包括一个或多个能量存储设备来缓和环境能量收集天线142和/或(一个或多个)太阳能电池144中的高频变动。例如,一个或多个能量存储设备(例如,电容器、电感器等等)可并联跨接在整流器146的输出上以对DC供应电压141进行调节并且被配置为充当低

通滤波器。

[0059] 控制器150在DC供应电压141被提供到控制器150时被开启,并且控制器150中的逻辑操作生物交互电子器件160和天线170。控制器150可包括被配置为操作生物交互电子器件160以与可眼戴设备110的生物环境交互的逻辑电路。该交互可涉及使用生物交互电子器件160中的诸如分析物生物传感器162之类的一个或多个组件来从生物环境获得输入。额外地或替换地,该交互可涉及使用诸如像素阵列164之类的一个或多个组件来向生物环境提供输出。

[0060] 在一个示例中,控制器150包括被配置为操作分析物生物传感器162的传感器接口模块152。分析物生物传感器162可例如是包括工作电极和参比电极的安培电化学传感器。可在工作电极和参比电极之间施加电压以使得分析物在工作电极处经历电化学反应(例如,还原和/或氧化反应)。电化学反应可生成可通过工作电极测量的安培电流。该安培电流可依从于分析物浓度。从而,通过工作电极测量到的安培电流的量可提供分析物浓度的指示。在一些实施例中,传感器接口模块152可以是被配置为在工作电极和参比电极之间施加电压差并同时通过工作电极测量电流的恒电势器。

[0061] 在一些情况中,也可包括试剂来使得电化学传感器对一个或多个期望的分析物敏感。例如,邻近工作电极的一层葡萄糖氧化酶(“GOD”)可以催化葡萄糖氧化来生成过氧化氢(H₂O₂)。过氧化氢随后可在工作电极处被电氧化,这将电子释放到工作电极,导致能够通过工作电极测量到的安培电流。



[0064] 还原或氧化反应生成的电流与反应速率大致成比例。另外,反应速率依从于分析物分子到达电化学传感器电极以直接地或者通过试剂催化地激起还原或氧化反应的速率。在分析物分子从采样区域扩散到电化学传感器电极的速率与额外的分析物分子从周围区域扩散到采样区域的速率大致相同的稳定状态中,反应速率与分析物分子的浓度大致成比例。通过工作电极测量到的电流从而提供了分析物浓度的指示。

[0065] 控制器150可以可选地包括用于操作像素阵列164的显示驱动器模块154。像素阵列164可以是布置成行和列的可单独编程的光传输、光反射和/或光发射像素的阵列。个体像素电路可以可选地包括液晶技术、微机电技术、发射二极管技术等等来根据来自显示驱动器模块154的信息选择性地传输、反射和/或发射光。这种像素阵列164也可以可选地包括多于一种颜色的像素(例如、红、绿和蓝像素)来以彩色渲染视觉内容。显示驱动器模块154可例如包括向像素阵列164中的单独编程的像素提供编程信息的一个或多个数据线和用于设定像素的群组以接收这种编程信息的一个或多个地址线。位于眼睛上的这种像素阵列164也可包括一个或多个镜片来将光从像素阵列指引到眼睛可感知的焦平面。

[0066] 控制器150也可包括用于经由天线170发送和/或接收信息的通信电路156。通信电路156可以可选地包括一个或多个振荡器、混频器、频率注入器等等来在载波频率上调制和/或解调信息以便由天线170发送和/或接收。在一些示例中,可眼戴设备110被配置为通过以外部读取器180可感知的方式调制天线170的阻抗来指示来自生物传感器的输出。例如,通信电路156可引起来自天线170的反向散射辐射的幅度、相位和/或频率的变动,并且

这种变动可被读取器180检测到。

[0067] 控制器150经由互连151连接到生物交互电子器件160。例如,在控制器150包括在集成电路中实现的逻辑元件以形成传感器接口模块152和/或显示驱动器模块154的情况下,图案化的导电材料(例如,金、铂、钯、钛、铜、铝、银、金属、这些的组合等等)可将芯片上的端子连接到生物交互电子器件160。类似地,控制器150经由互连157连接到天线170。

[0068] 注意,为了便于描述,图1所示的框图是联系功能模块描述的。然而,可眼戴设备110的实施例可布置有在单个芯片、集成电路和/或物理组件中实现的功能模块(“子系统”)中的一个或多个。例如,虽然整流器/调节器146是在电力供应块140中图示的,但整流器/调节器146可在也包括控制器150的逻辑元件和/或可眼戴设备110中的嵌入式电子器件的其他特征的芯片中实现。从而,从电力供应源140提供给控制器150的DC供应电压141可以是由位于芯片上的整流器和/或调节器组件提供给同一芯片上的组件的供应电压。也就是说,在图1中被示为电力供应块140和控制器块150的功能块不需要实现为物理上分离的模块。另外,图1中描述的功能模块中的一个或多个可由相互电连接的单独封装的芯片来实现。

[0069] 额外地或替换地,能量采集天线142和通信天线170可以用相同的物理天线来实现。例如,环状天线既可采集入射的辐射用于电力生成,又可经由反向散射辐射来传达信息。

[0070] 外部读取器180包括天线188(或者多于一个天线的群组)来向和从可眼戴设备110发送和接收无线信号171。外部读取器180还包括具有与存储器182通信的处理器186的计算系统。存储器182是非暂态计算机可读介质,其可包括——但不限于——磁盘、光盘、有机存储器 and/或任何其他可被处理器186读取的易失性(例如RAM)或非易失性(例如ROM)存储系统。存储器182可包括数据存储装置183来存储数据的指示,例如传感器读数(例如,来自分析物生物传感器162)、程序设定(例如,用于调整可眼戴设备110和/或外部读取器180的行为),等等。存储器182也可包括程序指令184供处理器186执行来使得外部读取器180执行指令184指定的处理。例如,程序指令184可使得外部读取器180提供用户界面,该用户界面允许取回从可眼戴设备110传达来的信息(例如,来自分析物生物传感器162的传感器输出)。外部读取器180也可包括一个或多个硬件组件来操作天线188向可眼戴设备110发送和从可眼戴设备110接收无线信号171。例如,振荡器、频率注入器、编码器、解码器、放大器、滤波器等可根据来自处理器186的指令驱动天线188。

[0071] 外部读取器180可以是智能电话、数字助理或者具有足以提供无线通信链路171的无线连通性的其他便携式计算设备。外部读取器180也可实现为天线模块,该天线模块可被插入到便携式计算设备中,例如在通信链路171在便携式计算设备中不常使用的载波频率下操作的示例中。在一些情况中,外部读取器180是一种专用设备,其被配置为被穿戴在相对靠近穿戴者的眼睛处以允许无线通信链路171以低电力预算操作。例如,外部读取器180可被集成在一件珠宝中,例如项链、耳环等等,或者集成在穿戴于头部附近的一件衣物中,例如帽子、头带等等。

[0072] 在可眼戴设备110包括分析物生物传感器162的示例中,系统100可被操作来监视眼睛的表面的泪膜中的分析物浓度。从而,可眼戴设备110可被配置为用于眼科分析物生物传感器的平台。泪膜是从泪腺分泌来覆盖眼睛的水层。泪膜与通过眼睛的结构中的毛细管的血液供给相接触并且包括在血液中发现的许多生物标记,这些生物标记被分析来表征

人的(一个或多个)健康状况。例如,泪膜包括葡萄糖、钙、钠、胆固醇、钾、其他生物标记,等等。泪膜中的生物标记浓度可与血液中的生物标记的相应浓度系统地不同,但两个浓度水平之间的关系可被确立来将泪膜生物标记浓度值映射到血液浓度水平。例如,葡萄糖的泪膜浓度可被确立(例如,经验地确定)为大约是相应的血液葡萄糖浓度的十分之一。虽然也可使用另外的比率关系和/或非比率关系。从而,与通过切割出某一体积的血液以在人体外部分析来执行的血液采样技术相比,测量泪膜分析物浓度水平提供了一种用于监视生物标记水平的非侵入性技术。另外,这里公开的眼科分析物生物传感器平台可被基本上连续地操作以实现分析物浓度的实时监控。

[0073] 为了利用被配置为泪膜分析物监视器的系统100执行读数,外部读取器180可发射射频辐射171,该射频辐射171被采集来经由电力供应源140对可眼戴设备110供电。被能量采集天线142(和/或通信天线170)捕捉的射频电信号在整流器/调节器146中被整流和/或调节并且经调节的DC供应电压147被提供给控制器150。射频辐射171从而开启了可眼戴设备110内的电子组件。一旦被开启,控制器150就操作分析物生物传感器162来测量分析物浓度水平。例如,传感器接口模块152可在分析物生物传感器162中的工作电极与参比电极之间施加电压。施加的电压可足以使得分析物在工作电极处经历电化学反应并从而生成可通过工作电极测量的安培电流。测量到的安培电流可提供指示分析物浓度的传感器读数(“结果”)。控制器150可操作天线170来将传感器读数传达回外部读取器180(例如,经由通信电路156)。可通过例如调制通信天线170的阻抗以使得阻抗中的调制被外部读取器180检测到来传达传感器读数。天线阻抗中的调制可由例如来自天线170的反向散射辐射检测到。

[0074] 在一些实施例中,系统100可进行操作来向可眼戴设备110非连续地(“间歇地”)供应能量以对控制器150和电子器件160供电。例如,可供应射频辐射171来足够长时间地对可眼戴设备110供电以执行泪膜分析物浓度测量并传达结果。例如,供应的射频辐射可提供充分的电力来在工作电极和参比电极之间施加足以引起工作电极处的电化学反应的电势,测量所产生的安培电流,并且调制天线阻抗来以指示测量到的安培电流的方式调整反向散射辐射。在这种示例中,供应的射频辐射171可被认为是从外部读取器180到可眼戴设备110的请求测量的询问信号。通过周期性地询问可眼戴设备110(例如,通过供应射频辐射171以临时开启设备)并且存储传感器结果(例如,经由数据存储装置183),外部读取器180可随着时间的流逝而累积一组分析物浓度测量,而无需连续地对可眼戴设备110供电。

[0075] 图2A是示例可眼戴电子设备210(或眼科电子器件平台)的底视图。图2B是图2A所示的示例可眼戴电子设备的侧视图。注意,图2A和2B中的相对尺寸不一定是按比例,而只是在描述示例可眼戴电子设备210的布置时为了说明而给出的。可眼戴设备210由形状为弯曲盘的聚合物材料220形成。聚合物材料220可以是基本上透明的材料以允许在可眼戴设备210被安装到眼睛时入射光被传输到眼睛。聚合物材料220可以是与在验光中用于形成视力矫正和/或美容接触镜片的那些类似的生物相容材料,例如聚对苯二甲酸乙二醇酯(“PET”)、聚甲基丙烯酸甲酯(“PMMA”)、聚羟乙基异丁烯酸酯(“polyHEMA”)、硅水凝胶、这些的组合,等等。聚合物材料220可形成为一侧具有适合安置在眼睛的角膜表面上的凹表面226。盘的相反侧可具有凸表面224,在可眼戴设备210被安装到眼睛时该凸表面224不干扰眼睑运动。圆形外侧边缘228连接凸表面224和凹表面226。

[0076] 可眼戴设备210可具有与视力矫正和/或美容接触镜片类似的尺寸,例如约1厘米

的直径,以及约0.1到约0.5毫米的厚度。然而,该直径和厚度值只是为了说明而提供的。在一些实施例中,可眼戴设备210的尺寸可根据穿戴者的眼睛的角膜表面的大小和/或形状来选择。

[0077] 聚合物材料220可以按各种方式形成为弯曲形状。例如,与用于形成视力矫正接触镜片的那些类似的技术,例如热成型、注射成型、旋铸 (spin casting) 等等,可用于形成聚合物材料220。当可眼戴设备210被安装在眼睛中时,凸表面224向外面对周围环境,而凹表面226向内,朝着角膜表面。凸表面224因此可被认为是可眼戴设备210的外部上表面,而凹表面226可被认为是内部下表面。图2A中所示的“底”视图是面对凹表面226的。从图2A中所示的底视图,靠近弯曲盘的外圆周的外周界222被弯曲为从页面向外延伸,而靠近盘的中心的中央区域221被弯曲为向页面内延伸。

[0078] 基板230被嵌入在聚合物材料220中。基板230可被嵌入为位于沿着聚合物材料220的外周界222之处,远离中央区域221。基板230不干扰视觉,因为它太靠近眼睛以至于无法对焦并且被定位为远离中央区域221,在中央区域221处入射光被传输到眼睛的眼睛感测部分。另外,基板230可由透明材料形成以进一步减轻对视觉感知的影响。

[0079] 基板230可被成形为平坦的圆环(例如,具有居中孔的盘)。基板230的平坦表面(例如,沿着径向宽度)是一个平台,用于安装诸如芯片之类的电子器件(例如,经由倒装芯片安装)并且用于将导电材料图案化(例如,经由诸如光刻、淀积、电镀等等之类的微细加工技术)以形成电极、(一个或多个)天线和/或互连。基板230和聚合物材料220可以是关于共同的中心轴大致柱对称的。基板230可具有例如约10毫米的直径、约1毫米的径向宽度(例如,外半径比内半径大1毫米)和约50微米的厚度。然而,这些尺寸只是为了示例而提供的,而绝不限制本公开。基板230可按各种不同的外形系数来实现,类似于以上联系图1对基板130的论述。

[0080] 环状天线270、控制器250和生物交互电子器件260被布置在嵌入式基板230上。控制器250可以是包括被配置为操作生物交互电子器件260和环状天线270的逻辑元件的芯片。控制器250通过也位于基板230上的互连257电连接到环状天线270。类似地,控制器250通过互连251电连接到生物交互电子器件260。互连251、257、环状天线270和任何导电电极(例如,用于电化学分析物生物传感器等等)可由通过一种工艺在基板230上图案化的导电材料形成,该工艺用于精确地将这种材料图案化,例如淀积、光刻等等。在基板230上图案化的导电材料可例如是金、铂、钯、钛、碳、铝、铜、银、氯化银、由贵金属材料形成的导体、金属、这些的组合,等等。

[0081] 如图2A所示——其是面对可眼戴设备210的凹表面226的视图,生物交互电子器件模块260被安装到基板230的面对凹表面226的一侧。例如,在生物交互电子器件模块260包括分析物生物传感器的情况下,将这种生物传感器安装在基板230上靠近凹表面226允许了生物传感器感测眼睛的表面附近的泪膜中的分析物浓度。然而,位于基板230上的电子器件、电极等等可被安装到“向内”侧(例如,位于最接近凹表面226处)或者“向外”侧(例如,位于最接近凸表面224处)。另外,在一些实施例中,一些电子组件可被安装在基板230的一侧,而其他电子组件被安装到相反侧,并且两者之间的连接可通过穿过基板230的导电材料来作出。

[0082] 环状天线270是沿着基板的平坦表面图案化以形成平坦导电环的一层导电材料。

在一些情况中,可在不形成完整环的情况下形成环状天线270。例如,天线270可具有切割处以为控制器250和生物交互电子器件260让出空间,如图2A所示。然而,环状天线270也可被布置为完全围绕基板230的平坦表面环绕一次或多次的连续的一条导电材料。例如,绕有多圈的一条导电材料可在基板230的与控制器250和生物交互电子器件260相反的那侧上图案化。随后可使得这种环绕的天线的末端(例如,天线引线)之间的互连穿过基板230到控制器250。

[0083] 图2C是示例可眼戴电子设备210在安装到眼睛10的角膜表面22时的侧截面图。图2D是被增强来示出围绕示例可眼戴设备210的暴露表面224、226的泪膜层40、42的拉近侧截面图。注意,图2C和2D中的相对尺寸不一定是按比例,而只是在描述示例可眼戴电子设备210的布置时为了说明而给出的。例如,可眼戴设备的总厚度可以是约200微米,而泪膜层40、42的厚度可各自是约10微米,虽然此比率在图中可能没有反映出来。一些方面被夸大来允许图示和促进说明。

[0084] 眼睛10包括角膜20,通过使上眼睑30和下眼睑32在眼睛10上方挨到一起而覆盖角膜20。入射光通过角膜20被眼睛10接收,其中光被光学引导至眼睛10的感光元素(例如,视杆和视锥等等)来刺激视觉感知。眼睑30、32的运动将泪膜分布在眼睛10的暴露角膜表面22上。泪膜是泪腺分泌来保护和润滑眼睛10的水溶液。当可眼戴设备210被安装在眼睛10中时,泪膜以内层40(沿着凹表面226)和外层42(沿着凸表面224)覆盖凹表面和凸表面224、226两者。泪膜层40、42的厚度可约为10微米并且一起占约10微升。

[0085] 泪膜层40、42通过眼睑30、32的运动分布在角膜表面22和/或凸表面224上。例如,眼睑30、32分别提升和降低以将少量的泪膜散布在角膜表面22和/或可眼戴设备210的凸表面224上。角膜表面22上的泪膜层40还通过凹表面226与角膜表面22之间的毛细力来促进安装可眼戴设备210。在一些实施例中,由于面对眼睛的凹表面226的凹曲率,可眼戴设备210也可部分由对着角膜表面22的真空力而被保持在眼睛上方。

[0086] 如图2C和2D中的截面图中所示,基板230可以倾斜以使得基板230的平坦安装表面与凹表面226的邻近部分大致平行。如上所述,基板230是具有向内表面232(更靠近聚合物材料220的凹表面226)和向外表面234(更靠近凸表面224)的平坦化的环。基板230可具有安装到安装表面232、234的任一者或两者的电子组件和/或图案化的导电材料。如图2D所示,生物交互电子器件260、控制器250和导电互连251被安装在向内表面232上以使得生物交互电子器件260与其被安装在向外表面234上的情况相比相对更接近角膜表面22。

[0087] III. 眼科电化学分析物传感器

[0088] 图3是用于以电化学方式测量泪膜分析物浓度的系统300的功能框图。系统300包括可眼戴设备310,可眼戴设备310具有由外部读取器340供电的嵌入式电子组件。可眼戴设备310包括用于捕捉来自外部读取器340的射频辐射341的天线312。可眼戴设备310包括整流器314、能量存储装置316和调节器318,用于生成电力供应电压330、332来操作嵌入式电子器件。可眼戴设备310包括电化学传感器320,电化学传感器320具有由传感器接口321驱动的工作电极322和参比电极323。可眼戴设备310包括硬件逻辑324,用于通过调制天线312的阻抗将来自传感器320的结果传达到外部读取器340。阻抗调制器325(在图3中象征性地示为开关)可用于根据来自硬件逻辑324的指令调制天线阻抗。与上文联系图1和图2论述的可眼戴设备110、210类似,可眼戴设备310可包括嵌入在被配置为安装到眼睛的聚合物材料

内的安装基板。

[0089] 电化学传感器320可位于邻近眼睛的表面的这种基板的安装表面上(例如,对应于基板230的向内侧232上的生物交互电子器件260)以测量介于可眼戴设备310与眼睛之间的泪膜层(例如,可眼戴设备210与角膜表面22之间的内泪膜层40)中的分析物浓度。然而,在一些实施例中,电化学传感器可位于远离眼睛的表面的这种基板的安装表面上(例如,对应于基板230的向外侧234)以测量覆盖可眼戴设备310的暴露表面的泪膜层(例如,介于聚合物材料210的凸表面224与大气和/或闭合眼睑之间的外泪膜层42)中的分析物浓度。

[0090] 参考图3,电化学传感器320通过在电极322、323之间施加电压来测量分析物浓度,该电压足以使得由试剂催化的分析物的产物在工作电极322处发生电化学反应(例如,还原和/或氧化反应)。工作电极322处的电化学反应生成可在工作电极322处测量的安培电流。传感器接口321可例如在工作电极322与参比电极323之间施加还原电压来还原来自工作电极322处的试剂催化分析物的产物。额外地或替换地,传感器接口321可在工作电极322与参比电极323之间施加氧化电压来氧化来自工作电极322处的试剂催化分析物的产物。传感器接口321测量安培电流并且向硬件逻辑324提供输出。传感器接口321可包括例如连接到两个电极322、323的恒电势器以在工作电极322与参比电极323之间同时施加电压并且通过工作电极322测量所产生的安培电流。

[0091] 整流器314、能量存储装置316和电压调节器318进行操作以从接收到的射频辐射341采集能量。射频辐射341在天线312的引线上引起射频电信号。整流器314连接到天线引线并且将射频电信号转换成DC电压。能量存储装置316(例如,电容器)跨接在整流器314的输出上以过滤掉DC电压的高频成分。调节器318接收过滤的DC电压并且既输出数字供应电压330来操作硬件逻辑324又输出模拟供应电压332来操作电化学传感器320。例如,模拟供应电压可以是传感器接口321用来在传感器电极322、323之间施加电压以生成安培电流的电压。数字供应电压330可以是适用于驱动数字逻辑电路的电压,例如约1.2伏、约3伏,等等。从外部读取器340(或者另外的源,例如环境辐射等等)接收射频辐射341使得供应电压330、332被供应到传感器320和硬件逻辑324。在被供电时,传感器320和硬件逻辑324被配置为生成并测量安培电流并且传达结果。

[0092] 传感器结果可经由反向散射辐射343被从天线312传达回到外部读取器340。硬件逻辑324从电化学传感器320接收输出电流并且根据由传感器320测量到的安培电流来调制(325)天线312的阻抗。天线阻抗和/或天线阻抗的变化被外部读取器340经由反向散射信号343检测到。外部读取器340可包括天线前端342和逻辑组件344来对反向散射信号343指示的信息解码并且向处理系统346提供数字输入。外部读取器340将反向散射信号343与传感器结果相关联(例如,经由处理系统346,根据将天线312的阻抗与来自传感器320的输出相关联的预编程的关系)。处理系统346随后可将指示的传感器结果(例如,泪膜分析物浓度值)存储在本地存储器和/或外部存储器中(例如,通过经由网络与外部存储器通信)。

[0093] 在一些实施例中,被示为分开的功能块的特征中的一个或多个可被实现(“封装”)在单个芯片上。例如,可眼戴设备310可实现为整流器314、能量存储装置316、电压调节器318、传感器接口321和硬件逻辑324一起封装在单个芯片或控制器模块中。这种控制器可具有连接到环状天线312和传感器电极322、323的互连(“引线”)。这种控制器进行操作来采集在环状天线312处接收到的能量,在电极322、323之间施加足以形成安培电流的电压,测量

安培电流,并且经由天线312指示测量到的电流(例如,通过反向散射辐射343)。

[0094] 图4A是用于操作可眼戴设备中的安培传感器以测量泪膜分析物浓度的过程400的流程图。在包括嵌入式电化学传感器的可眼戴设备中的天线处接收射频辐射(402)。由于接收到的辐射而引起的电信号被整流和调节以对电化学传感器和关联的控制器供电(404)。例如,整流器和/或调节器可连接到天线引线以输出用于对电化学传感器和/或控制器供电的DC供应电压。足以引起工作电极处的电化学反应的电压被施加在电化学传感器上的工作电极与参比电极之间(406)。通过工作电极测量安培电流(408)。例如,恒电势器可在工作电极与参比电极之间施加电压,同时通过工作电极测量所产生的安培电流。利用天线无线地指示测量到的安培电流(410)。例如,可操纵反向散射辐射来通过调制天线阻抗指示传感器结果。

[0095] 图4B是用于操作外部读取器来询问可眼戴设备中的安培传感器以测量泪膜分析物浓度的过程420的流程图。射频辐射被从外部读取器发送到安装在眼睛中的电化学传感器(422)。发送的辐射足以利用来自辐射的能量对电化学传感器供电,供电时间长到足以执行测量和传达结果(422)。例如,用于对电化学传感器供电的射频辐射可类似于上文联系图3描述的从外部读取器340发送到可眼戴设备310的辐射341。外部读取器随后接收指示电化学分析物传感器进行的测量的反向散射辐射(424)。例如,反向散射辐射可类似于上文联系图3描述的从可眼戴设备310发送到外部读取器340的反向散射信号343。随后使在外部读取器处接收到的反向散射辐射与泪膜分析物浓度相关联(426)。在一些情况中,分析物浓度值可被存储在外部读取器存储器中(例如,在处理系统346中)和/或存储在网络连接的数据存储装置中。

[0096] 例如,可通过调制反向散射天线的阻抗来将传感器结果(例如,测量到的安培电流)编码在反向散射辐射中。外部读取器可基于反向散射辐射中的频率、幅度和/或相移来检测天线阻抗和/或天线阻抗的变化。随后可通过将可眼戴设备内采用的编码例程取反通过将阻抗值与传感器结果相关联来提取传感器结果。从而,读取器可将检测到的天线阻抗值映射到安培电流值。安培电流值与泪膜分析物浓度大致成比例,其灵敏度(例如,比例因子)联系安培电流和关联的泪膜分析物浓度。该灵敏度值可部分根据例如由经验得出的校准因子来确定。

[0097] IV. 示例电化学传感器

[0098] 图5A是包括双模式电力供应源520的示例电化学传感器系统500的功能框图。电化学传感器系统500也可包括工作电极502、参比电极504、天线522以及测量和通信电子器件524。双模式电力供应源520电连接到测量和控制电子器件524以供应电力(例如,DC供应电压)。为了方便,测量和控制电子器件524在这里交替地被称为“测量电子器件”或“测量模块”。双模式电力供应源520也电连接到传感器电极502、504以在传感器电极502、504上施加偏置电压(例如,V_{bias})。从而,工作电极502可在节点510处连接到测量和通信电子器件524和双模式电力供应源520两者。类似地,参比电极504可在节点512处连接到测量和通信电子器件524和双模式电力供应源520两者。但是,要注意图5A所示的系统500的功能框图图示了分开的功能模块,它们不一定被实现为物理上区分的模块。例如,双模式电力供应源520和测量和通信电子器件524可被封装在共同的芯片中,该芯片包括连接到天线522和传感器电极502、504的端子。另外,虽然没有具体图示,但要注意在工作电极502上或工作电极502附近

可提供试剂层以使得电化学传感器对感兴趣的分析物敏感。例如,葡萄糖氧化酶可被固定在工作电极502周围(例如,通过将葡萄糖氧化酶包含在凝胶或介质中)以使得电化学传感器系统500检测葡萄糖。

[0099] 双模式电力供应源520被配置为在待机模式和活跃测量模式中都向电化学传感器系统500提供电力。例如,在活跃测量模式期间,双模式电力供应源520可向测量和通信电子器件524提供DC供应电压,从而激活测量和控制电子器件524。该DC供应电压可以例如是足以开启测量和控制电子器件524的DC电压。测量和控制电子器件524可被配置为通过工作电极502测量安培电流并且使用天线522来传达测量到的安培电流。从而,从双模式电力供应源520提供DC供应电压使得系统500进行操作来获得测量并且无线地传达结果。

[0100] 双模式电力供应源520可被配置为在待机模式和活跃测量模式中都向电化学传感器系统500提供电力。例如,在待机模式中,偏置电压可被施加在传感器电极502、504上以生成安培电流。然而,当在待机模式中时,测量和通信电子器件524可被解除供电(例如,没有从双模式电力供应源520输送DC供应电压)以便在待机模式期间消耗相对较低水平的电力。在活跃测量模式中,可通过从双模式电力供应源520提供充足的DC供应电压来开启测量和通信电子器件524。

[0101] 在一些实施例中,双模式电力供应源520可类似于联系图3描述的电压调节器和/或整流器314、318,其既向传感器接口321输出模拟电压332,又向电路逻辑324输出DC供应电压330。参考图5中的系统500,施加在传感器电极502、504上的偏置电压(例如,V_{bias})可类似于能量采集系统的模拟电压输出,而提供给测量和通信电子器件524的DC供应电压可类似于能量采集系统的数字电压输出。从而,双模式电力供应源520的一些实施例可包括整流器、低通滤波器(例如,一个或多个电容器)和/或电压调节/调整模块,它们在一些方面可类似于上文联系图3描述的整流器314、能量存储装置316和/或电压调节器/调整器318。

[0102] 测量和通信电子器件524联系图5A中被示出和描述为接收DC供应电压、获得通过工作电极测量的安培电流测量并随后操作天线522以传达测量到的电流的功能模块。然而,测量和通信电子器件可包括上文联系图3示出和描述的功能模块中的一个或多个,例如传感器接口(例如,恒电势器)、天线接口(例如,反向散射辐射调制器、一个或多个振荡器等等)和/或被配置为使得模块524具有如上所述的功能的逻辑元件。另外,虽然测量和通信电子器件被示出和描述为单个物理模块,但要注意测量和通信电子器件524可包括一个或多个模块的组合,或者可与其他模块(例如,整流器、调节器和/或其他相关电力供应模块)组合在单个物理实现中,例如集成电路或芯片。

[0103] 在一些示例中,双模式电力供应源520被配置为基于在天线522处接收的信号在待机模式与活跃测量模式之间切换。例如,天线522——其可以是与上文联系图2和图3描述的那些类似的能量采集天线——可接收低水平射频辐射(例如,从外部读取器辐射的),该辐射足以在传感器电极502、504上生成偏置电压。双模式电力供应源520可在天线522的引线上接收电压波动并且通过在天线引线上的电压波动中采集能量来生成偏置电压(例如,V_{bias})或DC供应电压中的一者或两者。例如,双模式电力供应源520可对由辐射引发的电压波动进行整流并且可对电压进行滤波(或者以其他方式进行调节/调整)以生成电压输出来供应给传感器电极502、504和/或测量和通信电子器件524。

[0104] 在一些实施例中,双模式电力供应源520被配置为检测接收到的辐射的电力并且

仅在接收到的辐射包括足以允许生成DC供应电压的电力时才生成DC供应电压(例如,发起活跃测量模式)。从而,双模式电力供应源520可自动检测在接收到的辐射中是否有充分的电力来生成DC供应电压并且仅当有足够的电力可用时才生成DC供应电压。换言之,接收到的辐射中的电力的量自己就可控制双模式电力供应源520的操作的模式。另一方面,在一些实施例中,接收到的辐射可包括嵌入在信号中的指示来发起活跃测量模式或待机偏置模式。例如,接收到的辐射可包括二值指示符,该二值指示符可被双模式电力供应源520(和/或相关的接收电子器件)解读来指示出系统500是处于待机偏置模式还是活跃测量模式中。从而,可基于接收到的辐射中嵌入的指示符来操作系统500在待机偏置模式和活跃测量模式之间切换,而不考虑接收到的辐射的电力。例如,如果外部读取器(或者其他射频辐射源)位于很近处,则接收到的辐射可达到高电力水平,但该辐射仍可指示出要在待机偏置模式中操作系统500。

[0105] 在待机偏置模式中操作系统500有益地允许了系统规避在最初在传感器电极502、504上施加偏置电压之后立即发生的安培电流稳定化的时段期间的昂贵的能量消耗。当施加偏置电压时,传感器区域501中存在的分析物在工作电极502处发生电化学反应,从而被电化学地消耗。从而,在稳态操作中,传感器区域501中的分析物浓度在工作电极502处的电化学消耗和额外的分析物从周围区域向传感器区域501中的扩散之间平衡。当扩散速率与电化学消耗大致平衡时,安培电流达到稳定值,这提供了传感器区域501处或传感器区域501附近的分析物浓度的良好估计。然而,在刚刚最初施加偏置电压之后,传感器系统500不处于稳态中,并且电化学消耗速率未被额外分析物到传感器区域501的扩散所平衡。反而,在刚刚最初施加偏置电压之后,传感器区域501被填充以相对大量的分析物,因为分析物未在工作电极502处被消耗,因此初始安培电流读数相对大于最终稳定值。一旦相对高浓度的分析物被消耗,安培电流就稳定在稳定值,其中电化学消耗与来自周围区域的分析物扩散平衡。

[0106] 结果,本公开的一些实施例提供了用于避免在传感器仍在稳定化于其稳态安培电流值期间获得的传感器测量的技术。也就是说,本文提供的技术允许了传感器仅在传感器被用允许传感器达到其稳态安培电流值的偏置电压预充电之后才获得测量。在一些实施例中,通过在长到足以稳定化安培电流的时间段期间向传感器施加偏置电压(例如,在待机偏置电压模式中)来对传感器预充电。待机偏置模式可以紧挨在获得安培电流读数(例如,在活跃测量模式中)之前。在这种示例中,在足以实现稳定化的持续时间中间歇地施加偏置电压,并且每次施加偏置电压之后紧跟着就对测量和通信电子器件524供电以获得测量并传达结果。在一些实施例中,传感器电极被基本连续地预充电以允许传感器连续地实现其稳态水平,但测量电子器件随后仅在短持续时间中被供电以间歇地获得测量并传达结果。

[0107] 在电力受限的测量方案中(例如,由采集的辐射感应式供电的眼科或可植入设备中的电化学传感器),系统可被间歇地操作。图5B是在获得测量之前以启动偏置模式操作图5A的示例电化学传感器系统500的示例过程530的流程图。双模式电力供应源520在工作电极502和参比电极504之间施加稳定化电压(例如, V_{bias}) (532)。当偏置电压正被施加时,测量和通信电子器件524可被解除供电(例如,不提供DC供应电压)或者处于低电力状态中。方框532的操作方案在本文中可被称为待机偏置电压模式。偏置电压可被施加充分长的持续时间以允许由工作电极502处的电化学反应引起的安培电流达到稳态值。该持续时间在本

文中为了方便可被称为稳定化时间(例如, t_{stab})。在一些实施例中,偏置电压的施加可通过经由天线532从外部读取器接收指示待机偏置模式的信号来发起(例如,根据接收到的辐射的电力水平和/或信号中嵌入的消息)。

[0108] 可在天线522处接收测量信号以指示活跃测量模式的发起(534)。测量信号可由在天线522处接收的信号中嵌入(例如,编码)的消息和/或由接收到的辐射的电力水平来指示。例如,射频辐射可增大以提供充分的电力来在双模式电力供应源520处收集来允许生成偏置电压和DC供应电压两者以开启测量和通信电子器件524。在方框534中接收到的测量信号从而可使得系统500激活测量和通信电子器件524以将测量和通信电子器件524从待机偏置模式转变到活跃测量模式(536)。例如,随后可通过在双模式电力供应源520中生成DC供应电压并且将供应电压提供到测量和通信电子器件524来开启测量和通信电子器件524。一旦被转变到活跃模式,测量和通信电子器件524就可通过工作电极502测量安培电流并且通过天线522来传达传感器结果(538)。虽然测量和通信电子器件524在待机偏置模式期间可被中断供电(例如,关闭)以最小化在待机偏置模式期间消耗的电力,但一些实施例可包括测量和通信电子器件524在待机偏置模式期间消耗低水平的电力。测量和通信电子器件524当在活跃测量模式中时(例如,如方框538中所述)比在待机模式中(例如,如方框532中所述)消耗更大量的能量/电力。

[0109] 图5C是在待机模式中操作的图5A所示的示例电化学传感器的功能框图。仅为了说明,以虚线图示各种模块和互连以图示被关闭(或处于低水平电力模式)的模块和非活跃(或者处于低水平电力模式)的互连。从而,在待机模式中,天线522接收辐射,该辐射生成到双模式电力供应源520的低水平电力输入540。低水平电力输入540可包括指示系统500在待机模式中操作的嵌入消息或者可包括不足以使得系统500在活跃测量模式中操作的电力量。双模式电力供应源520接收低水平输入540并且对接收到的输入进行整流和/或调节以生成被直接输出到传感器电极502、504的偏置电压(例如, V_{bias})。测量和通信电子器件524接收处于低水平或零水平的电力输入542。从而,测量和通信电子器件524被关闭或者处于待机低水平电力状态中。

[0110] 从而,在待机模式中,偏置电压被施加在传感器电极502、504上,而不对测量和通信电子器件524供电。测量和通信电子器件524因此不调制天线阻抗(544),并且天线522不经由反向散射辐射传达任何结果。为了清晰,虚线模块和互连指示非活跃和/或低水平电力模式模块和/或互连,而粗线模块和互连指示待机模式期间的活跃模块和/或互连。在待机模式中,双模式电力供应源520从天线522接收能量并且向传感器电极502、504施加偏置电压(如粗线所指示),但测量和通信电子器件524不被操作来获得安培电流的测量或者传达传感器结果(如虚线所指示)。

[0111] 图5D是在活跃测量模式中操作的图5A所示的示例电化学传感器的功能框图。与联系图5C的描述类似,图5D所示的各种模块和互连被以粗线示出以指示它们处于被激活状态中,而虚线模块和互连指示未激活的特征。在活跃测量模式中,天线522接收活跃测量模式信号,该信号生成到双模式电力供应源的活跃模式输入550。活跃模式输入550可由接收到的辐射中的嵌入的消息指示和/或由接收到的辐射的足以生成DC供应电压来对测量和通信电子器件524供电的电力水平指示。活跃模式输入550使得双模式电力供应源520生成激活测量和通信电子器件524的DC供应电压552。测量和通信电子器件524随后操作传感器电极

502、504以稳定电极502、504上的电压,同时通过工作电极502测量安培电流。测量和通信电子器件524随后调制天线阻抗(554)以使得天线522传达传感器结果(例如,根据来自天线522的反向散射辐射的调制)。

[0112] 在一些示例中,测量和通信电子器件524在传感器电极502、504上施加与待机偏置电压 V_{bias} 不同的电压。例如,测量和通信电子器件524可在传感器电极502、504上施加比双模式电力供应源520的 V_{bias} 输出更精确的电压。从而,虽然待机模式中的电极上的电压(例如, V_{bias})一般大致等于测量模式中的电极502、504上的电压(例如, V_{meas}),但可以有大约20%的差异。一般地,在待机偏置模式期间施加的电压被选择为足以允许安培电流达到稳定值,虽然不像测量和通信电子器件524在活跃测量模式期间施加的传感器电压(例如, V_{meas})那么精确。

[0113] 测量和通信电子器件524可包括例如被配置为在传感器电极502、504上施加电压并同时通过工作电极502测量安培电流的恒电势器。在图5D所示的示例中,双模式电力供应源520不用于在活跃测量模式期间提供偏置电压(例如,来自双模式电力供应源520的偏置电压输出可被断开连接或关闭),但这只是为了举例而提供的一个实施例。在一些示例中,在活跃测量模式期间测量和通信电子器件524和/或双模式电力供应源520可在传感器电极502、504上施加偏置电压。为了清晰,虚线模块和互连指示非活跃和/或低水平电力模式模块和/或互连,而粗线模块和互连指示待机模式期间的活跃模块和/或互连。在活跃测量模式中,双模式电力供应源520从天线522接收能量并且向测量和通信电子器件524提供供应电压(如粗线所指示),并且测量和通信电子器件524通过工作电极502获得安培电流测量并且通过天线522传达结果。

[0114] 图6A-6D图示了示例测量周期的传感器电压、传感器电流、电子器件供应电压和电力消耗。图6A-6D所示的示例图示了一种示例操作方案,其中测量和通信电子器件被间歇地(即,非连续地)供电以随着时间的流逝获得一系列测量,而不是连续地对系统供电。通过在传感器电极502、504上施加偏置电压(例如, V_{bias})来发起测量周期,这在图6A中指示。偏置电压被施加的持续时间为 t_{bias} ,这是整个测量周期的持续时间。由于工作电极502处的电化学反应引起的安培电流在图6B中示出,该图示出了在刚刚施加偏置电压之后传感器电流中的初始尖峰。传感器电流在时间 t_{stab} 之后稳定于标记为 i_{stab} 的值。 i_{stab} 的值是反映工作电极502处的电化学反应的分析物消耗和向传感器区域501中的分析物扩散之间的稳态平衡的安培电流值。持续时间 t_{stab} 是安培电流达到 i_{stab} 所要求的时间,并且可以是预定(例如,预编程)的值和/或可以是基于测量系统的占空比(例如,系统处于测量模式中的时间的比例)、 i_{stab} 的先前和/或预测的值、 V_{bias} 的值、刚才的待机偏置电压模式的持续时间等等动态确定的(例如,由外部读取器中的处理器动态确定)。

[0115] 提供给测量和通信电子器件524的供应电压在图6C中示出。在 t_{stab} 之后(例如,在安培电流达到稳态值之后),DC供应电压被开启(例如,被设定到 V_{on} ,这是足以开启测量和通信电子器件524的电压)。DC供应电压被开启,开启的时间长到足以对测量和控制电子器件供电来获得安培电流测量并传达结果(例如,时间段 t_{meas})。测量时段的持续时间 t_{meas} 可以是预定的(例如,预编程的)。测量模式(即,开启测量和通信电子器件524)可响应于通过天线522接收到包括活跃测量模式指示符的信号而被发起。

[0116] 图6D示出了包括待机模式和活跃测量模式两者的整个测量周期中系统500的电力

消耗。在待机模式期间(例如,当施加偏置电压并且安培电流稳定化,而没有测量或传达传感器结果时),电力消耗处于低水平,这反映出双模式电力供应源520生成偏置电压,但没有生成DC供应电压。在活跃测量模式期间(例如,当电压 V_{on} 被提供给测量和通信电子器件)时,电力消耗处于高水平。与测量和通信电子器件在包括稳定化时段在内的整个测量周期中都被供电而不只是在待机偏置电压模式之后被供电的操作方案相比,包括待机偏置电压模式的操作方案随着时间的流逝消耗的电力少得多。具体地,在测量和通信电子器件在稳定化时段的整个持续时间期间都被供电的操作方案中,系统的电力消耗在测量周期(例如,图6A所示的时段 t_{bias})的整个持续时间期间都可处于高水平(在图6D中指示为活跃模式)。

[0117] 图7A-7E图示了示例重复测量周期的传感器电压、传感器电流、电子器件供应电压、入射辐射和电力消耗。图7A示出了随着时间的流逝施加在传感器电极上的电压。图7B示出了随着时间的流逝的传感器电流。图7C示出了随着时间的流逝提供给测量和通信电子器件524的供应电压。图7D示出了通过从辐射采集能量对系统供电所需要的随着时间流逝的入射射频辐射的电力。图7E示出了当在间歇测量方案中操作时随着时间的流逝系统的电力消耗。操作方案中的各种时间点如图7E中标记,但适用于图7A-7E的所有时序图。在时刻 t_0 ,在天线522处接收足以在双模式电力供应源520中生成偏置电压 V_{bias} 的低水平辐射。双模式电力供应源520相应地生成偏置电压并且在传感器电极502、504上施加 V_{bias} 。传感器电流随着由 t_{stab} 给出的一段时间的流逝而稳定在电流 i_{stab} 。

[0118] 在由 $t_{startup}$ 给出的时间段之后,入射辐射在时刻 t_1 增大到高水平。高水平辐射包括充分的电力,使得当能量被双模式电力供应源520采集时,双模式电力供应源可向测量和通信电子器件524供应DC供应电压(例如,电压 V_{on})。高水平辐射(在图7D中示出)从而通过使得双模式电力供应源520生成给测量和通信电子器件524的DC供应电压来使得系统500转变到活跃测量模式,该DC供应电压使得测量和通信电子器件524通过工作电极502测量安培电流(即,预先稳定化的电流 i_{stab})并且通过天线522传达结果(例如,通过调制天线阻抗以按指示传感器结果的方式调整反向散射辐射)。活跃测量模式继续持续时间 t_{meas} ,直到时刻 t_2 为止,此时入射辐射变为零(如图7D中所示),并且系统500可以可选地完全关闭(例如,在传感器电极502、504上没有偏置电压并且没有给测量和通信电子器件524的供应电压)。从而,时刻 t_2 标志单次测量操作的结束,在此期间系统被置于待机模式中以在传感器电极上充以偏置电压并且允许电流水平稳定化(从时刻 t_0 到 t_1 的待机模式),然后测量和控制电子器件被供电,供电时间刚好长到足以获得测量和传达结果(从时刻 t_1 到 t_2 的活跃测量模式)。

[0119] 在时刻 t_3 ——其可发生在时刻 t_2 后的时段 t_{off} 之后,通过在天线处接收低电力水平辐射可发起新的测量操作(如图7D所示)。低水平辐射使得系统进入待机模式。从而,双模式电力供应源520在传感器电极502、504上施加偏置电压,而不对测量和通信电子器件524供电。系统可在时段 $t_{standby}$ 中经历待机模式,以允许传感器电流稳定化。然后,在时刻 t_4 ,当入射辐射返回到高电力水平时再次发起活跃测量模式,这使得双模式电力供应源520向测量和通信电子器件524提供DC供应电压。进而,测量和通信电子器件524通过工作电极502测量安培电流并且通过天线522传达传感器结果。活跃模式结束在时刻 t_5 ,并且间歇测量操作在此之后可通过依次重复关闭模式、待机模式和活跃测量模式来继续以获得安培传感器电流读数的时间系列。

[0120] 从时刻 t_0 到 t_1 的待机模式的持续时间(例如,持续时间 $t_{startup}$)可以是预编程的持续时间以在偏置电压的先前施加的时机和/或先前电流读数未知或不确定时允许电流水平稳定化。从而, $t_{startup}$ 的值可以是相对大的持续时间,其假定了实现稳定的安培电流所要求的时间的最坏情况。然而,从时刻 t_3 到 t_4 的后续待机模式的持续时间(例如,持续时间 $t_{standby}$)可基于关闭模式的持续时间(例如,时间 t_{off})和/或先前测量的安培电流的值(例如, i_{stab})来动态地确定,并且可以可选地短于 $t_{startup}$ 。在一些示例中,提供入射辐射并且接收通过天线传达回来的传感器结果的外部读取器可被配置为动态地确定 $t_{startup}$ 的持续时间(例如,经由与外部读取器相关联的计算系统确定)。例如,外部读取器可根据其向传感器系统500发射的辐射来控制系统500在待机模式、活跃测量模式和/或关闭模式之间转变。

[0121] 例如,当 t_{off} 相对于初始稳定化时间较大时,系统在下次测量操作之前可基本上返回到其初始状态并且 $t_{standby}$ 的持续时间可与 $t_{startup}$ 大致相同。然而,在 t_{off} 相对于初始稳定化时间较小的情况下,系统在下次施加 V_{bias} (例如,在时刻 t_3)之前可不完全返回到其初始状态,因此实现稳定化所要求的持续时间可相对小于最初使用的持续时间。例如,在 t_{off} 较小的情况下,传感器区域501在于时刻 t_3 发起下次测量操作之前可能不被充分地再填充以分析物,因此允许系统再次实现稳态所要求的时间相对较少。另外,额外地或替换地,先前测量的安培电流的值本身可以用于动态地调整待机模式的持续时间(例如,持续时间 $t_{standby}$)。

[0122] 整个测量周期的持续时间被示为后续测量之间的时间(例如,时刻 t_1 和 t_4 之间的时间 t_{cyc})。在一些情况中,以时间 t_{cyc} 为周期来周期性地重复整个测量周期以使得每次测量相隔时间 t_{cyc} 。然而,可以在不以规律周期性方式重复的情况下操作系统500,例如其中后续测量之间的时间间隔被动态地调整或者根据可用电力来执行测量(例如,对系统供电以生成辐射来被收集以发起测量模式的能量存储设备中的可用电力)。在一些示例中,可以按小于10%的测量模式占空比来操作系统。例如,测量模式的持续时间 t_{meas} 除以整个测量周期的持续时间 t_{cyc} 可小于10%。在一些示例中,测量模式占空比可大致为1%,或者大致为2%,或者取决于期望的系统性能是某个其他比例。

[0123] 图8A是包括测量电子器件电力供应源810和待机偏置电力供应源820的示例电化学传感器系统800的功能框图。与系统500相比,取代双模式电力供应源,系统800包括测量电力供应源810,其操作方式是从入射射频辐射采集能量并且生成DC供应电压来开启测量和通信电子器件524并从而使得系统800通过工作电极502获得安培电流测量并且通过天线522传达传感器结果。测量电力供应源810可以是专用于向测量和控制电子器件524提供电力的电力供应源。测量电力供应源810一般可类似于联系图3描述的能量采集电力供应系统并且可包括一个或多个整流器、能量存储设备和/或电压调节器/调整器,它们被配置为采集由入射辐射引起的天线522的引线上的射频信号中的能量并且输出DC供应电压来为测量和通信电子器件524供电。

[0124] 在一些实施例中,测量电力供应源810不包括用于在传感器电极502、504上施加偏置电压的输出。然而,从测量电力供应源810接收电力的测量和控制电子器件524可在获得安培电流测量的同时在传感器电极502、504上施加电压(例如,类似于恒电势器的操作)。

[0125] 待机偏置电力供应源820生成偏置电压 V_{bias} 并且在待机模式期间在传感器电极502、504上施加偏置电压以对传感器电极502、504预充电并允许安培电流在获得测量(例

如,利用测量和通信电子器件524获得)之前稳定在稳态值。在一些示例中,待机偏置电力供应源820可以是捕捉而不是存储能量来生成施加在传感器电极502、504上的偏置电压 V_{bias} 的能量采集系统。在一些示例中,待机偏置电力供应源820可从与射频能量采集天线522分离的辅助电源接收电力。例如,待机偏置电力供应源820可使用响应于接收到入射光辐射而生成电压的光伏电池。在一些实施例中,也可从另一能量采集源,例如惯性运动能量采集系统,对待机偏置电力供应源820供电。额外地或替换地,可从在天线522(或者专用于待机偏置电力供应源820的另一天线)处接收的入射辐射对待机偏置电力供应源820供电。

[0126] 在一些示例中,测量和通信电子器件524在传感器电极502、504上施加与由待机偏置电力供应源820生成的待机偏置电压 V_{bias} 不同的电压。例如,测量和通信电子器件524可在传感器电极502、504上施加比待机偏置电力供应源820的 V_{bias} 输出更精确的电压。从而,虽然待机模式中的电极上的电压(例如, V_{bias})一般大致等于测量模式中的电极502、504上的电压(例如, V_{meas}),但可以有大约20%的差异。一般地,在待机偏置模式期间施加的电压被选择为足以允许安培电流达到稳定值,虽然不像测量和通信电子器件524在活跃测量模式期间施加的传感器电压(例如, V_{meas})那么精确。

[0127] 图8B是待机偏置电力供应源820包括光伏电池822的示例实施例的功能框图。如图8B所示,光伏电池822向待机偏置电力供应源820提供电压输出。另外,光伏电池可被包括在待机偏置电力供应源820中。在一些实施例中,待机偏置电力供应源820可包括响应于入射光辐射在两个端子上输出电压 V_{bias} 的光伏电池(例如,光伏电池822)。光伏电池822的两个端子于是可连接到两个传感器电极502、504(例如,经由节点510、512)以在传感器电极上施加偏置电压并从而允许电化学传感器实现稳定。光伏电池822可例如是太阳能电池或者这种太阳能电池的组合。光伏电池可响应于接收到不同波长范围的光而被激活,例如可见光、紫外光、近红外光,等等。但是,特定的光伏电池根据需要可被配置为在选定的波长范围被激活。在电化学传感器被包括在可眼戴设备中(例如,嵌入在被配置为接触式安装到眼睛表面的透明聚合物材料中)的应用中,光伏电池822可被嵌入在可眼戴设备中并且可接收通过可眼戴设备传输的入射光辐射。

[0128] 在一些示例中,待机偏置电力供应源820可进行操作来基本上连续地向传感器电极502、504施加偏置电压 V_{bias} 并从而保持系统800在安培电流被稳定化的状态中被基本上连续地预充电。从而,待机偏置电力供应源820可以被基本上独立于在天线522处接收的入射辐射地操作。例如,每当待机偏置电力供应源820接收到电力输入(例如,入射光辐射、惯性运动等等)时,待机偏置电力供应源820就可向传感器电极502、504施加偏置电压。从而,系统800可用于通过间歇地对测量和通信电子器件524供电来获得安培电流测量的时间系列以测量安培电流并传达结果。在待机偏置电力供应源820被基本上连续地操作的情况下,系统800可以间歇地接收射频辐射(在天线处)以发起活跃测量模式。来自接收到的射频辐射的能量可被测量电力供应源810采集来生成DC供应电压以对测量和通信电子器件524供电,并且测量和通信电子器件524可通过工作电极502测量安培电流并且通过天线522传达测量结果(例如,通过调制天线阻抗以调整反向散射辐射)。

[0129] 图8C是在获得测量之前以启动偏置模式操作图8A的示例电化学传感器的示例过程830的流程图。从入射辐射采集能量以利用待机偏置电力供应源820生成稳定化电压(或偏置电压)(832)。待机偏置电力供应源820可从入射光辐射、从惯性能量采集系统等等采集

能量。稳定化电压(或偏置电压)被施加在工作电极502和参比电极504之间(834)。稳定化电压是足以使得传感器区域501中的分析物在工作电极处发生电化学反应并从而生成安培电流的电压。接收到指示出活跃测量模式的发起的测量信号(836)。例如,测量信号可以是具有充分能量的射频辐射,用以操作测量电力供应源810来通过采集接收到的辐射中的能量来生成DC供应电压。测量信号可以额外地或替换地包括嵌入在接收到的辐射中的消息,该消息指示传感器系统800(例如,经由关联的接收器电子器件)发起活跃测量模式。

[0130] 入射射频辐射被测量电力供应源810采集来生成足以开启测量和通信电子器件524的DC供应电压(838)。例如,测量电力供应源810可输出使得测量和通信电子器件524从待机模式转变到活跃测量模式的电压 V_{on} 。开启电压(例如, V_{on})被施加到测量和通信电子器件以激活测量电子器件(840)。测量和通信电子器件524随后可被操作来获得传感器读数并传达结果(842)。例如,测量和通信电子器件通过工作电极502测量安培电流并且通过天线522传达结果。在一些示例中,测量和通信电子器件524可在处于待机模式中时被关闭并且在从测量电力供应源810接收到DC供应时开启。一般地,测量和通信电子器件524在待机模式(或空闲模式)中比在活跃测量模式中消耗更少电力。从而,过程830允许了获得安培电流测量的时间系列,而不对测量和通信电子器件524连续供电。

[0131] 图9A-9E图示了使用图8A所示的示例电化学系统800的示例重复测量周期的传感器电压、传感器电流、电子器件供应电压、入射辐射和电力消耗。图9A示出了随着时间的流逝施加在传感器电极上的电压。图9B示出了随着时间的流逝的传感器电流。图9C示出了随着时间的流逝提供给测量和通信电子器件524的供应电压。图9D示出了通过从辐射采集能量对系统供电所需要的随着时间的流逝的入射射频辐射的电力。图9E示出了当在间歇测量方案中操作时随着时间的流逝系统的电力消耗。操作方案中的各种时间点图9E中标记,但适用于图9A-9E的所有时序图。

[0132] 在时刻 t_6 ,偏置电压 V_{bias} 被待机偏置电力供应源820生成(例如,通过利用光伏电池和/或惯性能量采集系统采集的能量)并被施加在传感器电极502、504上。传感器电流随着由 t_{stab} 给出的一段时间的流逝而稳定在电流 i_{stab} 。在大于 t_{stab} 的时间段 $t_{startup}$ 之后,系统800可在时刻 t_7 转变到活跃测量模式。例如,在时刻 t_7 ,在天线522处接收的射频辐射可增大到高电力水平并且可以可选地包括嵌入的消息,指示系统800转变到活跃测量模式。例如,高电力水平射频辐射可从被配置为操作电化学传感器系统800的外部读取器发射。测量模式电力供应源810可从入射的射频辐射采集能量来生成开启电压(例如,电压 V_{on})并且将开启电压施加到测量和通信电子器件524。在具有持续时间 t_{meas} 的从 t_7 到 t_8 的时段期间,测量和通信电子器件524可通过工作电极502测量安培电流并且通过天线522传达传感器结果。

[0133] 在持续时间 t_{meas} 之后,入射的射频辐射可返回到低电力水平并且测量电力供应源810可停止向测量和通信电子器件524供应DC电力供应,以使得系统返回到待机模式。在持续时间 $t_{standby}$ 之后,在时刻 t_9 再次激活活跃测量模式,并且系统800获得并传达另一安培电流测量。偏置电压 V_{bias} 可被基本上连续地施加到传感器电极以保持传感器被恒定地预充电并准备好获得并传达测量。活跃测量模式可被间歇地重复以获得测量的时间系列。在一些示例中,以周期 $t_{cyc} = t_{meas} + t_{standby}$ 来周期性地重复活跃测量模式。或者,可以按非规律的周期重复测量模式,并且可以可选地按动态调整的周期(例如,基于后续安培电流读数的变化速率来调整)来重复测量模式。在一些示例中,可以按小于10%的测量模式占空比来操作

系统。例如，测量模式的持续时间 t_{meas} 除以整个测量周期的持续时间 t_{cyc} 可小于10%。在一些示例中，测量模式占空比可大致为1%，或者大致为2%，或者取决于期望的系统性能是某个其他比例。

[0134] 在一些示例中，任一电化学传感器系统（例如，系统500和/或系统800）可被操作来验证传感器在每个活跃测量模式期间已实现了稳定化。例如，不是在每个活跃测量模式期间（例如，在时段 t_{meas} 期间）执行单个安培电流读数，系统而是可获得两个（或更多个）测量并且传达两个结果。外部读取器随后可比较两个传感器结果以判定安培电流在测量期间是否处于稳定值。例如，在两个（或更多个）安培电流读数接近相同的值的情况下，外部读取器可断定系统处于稳定电流值，并且因此电流读数是分析物浓度的可靠指示。另一方面，当两个（或更多个）安培电流读数证明了电流中的非稳定趋势的情况下（例如，逼近稳定值的向下趋势），则外部读取器可断定系统不是处于稳定电流值，并且因此电流读数不是分析物浓度的可靠指示。在这种示例中，外部读取器可以可选地通知电化学传感器立即获得额外的测量（例如，通过立即发起待机偏置模式）而不是等待后续测量之间通常会花费的预定时间段。

[0135] 图10A是具有被外部读取器1010操作来随着时间的流逝获得一系列安培电流测量的眼科电化学传感器1030的系统1000的框图。眼科电化学传感器1030被包括在可眼戴设备中，该可眼戴设备被配置为接触式安装到眼睛10的角膜表面上。眼科电化学传感器1030可被操作来响应于从外部读取器1010接收到测量信号而被转变到活跃测量模式中。

[0136] 外部读取器1010包括处理系统1012和存储器1014。处理系统1012可以是一计算系统，其执行存储器1014中存储的软件以使得系统1000如本文所述那样操作来获得测量的时间系列（例如，通过如联系图7和图9所示那样间歇地发送测量信号以使得眼科电化学传感器1030获得测量并且传达结果）。外部读取器1010也可包括天线（未示出），用于发送将被眼科电化学传感器1030采集的射频辐射1020。外部读取器1010也可接收由反向散射辐射发送回到读取器的传感器结果1022的指示。例如，眼科电化学传感器1030的天线阻抗可根据传感器结果被调制以使得反向散射辐射1022指示传感器结果。外部读取器1010也可使用存储器1014来存储由眼科电化学传感器1030传达的安培电流测量的指示。外部读取器1010从而可被操作来间歇为眼科电化学传感器1030供电以便获得安培电流测量的时间系列。

[0137] 图10B是联系图10A描述的眼科电化学传感器1030的框图。眼科电化学传感器1030可被配置为与上文联系图5-9描述的系统500和/或系统800类似地操作。从而，眼科电化学传感器1030可包括能量采集系统，用于从入射辐射（和/或其他来源）采集能量以生成偏置电压来在待机模式期间施加在传感器电极上。眼科电化学传感器也可被配置为响应于接收到指示活跃测量模式的发起的测量信号而从入射辐射生成电力以对测量和通信电子器件供电。

[0138] 眼科电化学传感器1030可包括稳定化电子器件1032、测量电子器件1034、天线1036和传感器电极1038。稳定化电子器件1032可被配置为在眼科电化学传感器1030在待机模式（或稳定化模式）中操作的同时在传感器电极1038之间施加稳定化电压（例如，偏置电压 V_{bias} ）。从而，例如，稳定化电子器件1032可包括双模式电力供应源520或者辅助电力供应源，例如以上所述的待机偏置电力供应源820。测量电子器件1034被配置为通过传感器电极1038的工作电极测量安培电流并且通过天线1036传达测量到的安培电流。测量电子器件

1034也可被配置为经由天线1036从入射射频辐射采集能量并且使用采集的能量来为安培电流的测量和传达供电。从而,测量电子器件可包括以上所述的测量和通信电子器件524、测量电力供应源810和/或双模式电力供应源520。

[0139] 图10C是操作图10A所示的眼科电化学传感器系统的示例过程1040的流程图。从外部读取器1010发送稳定化信号到眼科电化学传感器1030(1042)。稳定化信号可包括具有低电力水平的射频辐射,该低电力水平足以使得眼科电化学传感器1030中的稳定化电子器件1032在传感器电极1038之间施加稳定化电压(例如,电压 V_{bias})并从而使得感兴趣的分析物在工作电极处发生电化学反应,这些反应生成安培电流。在方框1042中发送的稳定化信号从而可使得眼科电化学传感器达到稳定安培电流值。在一些示例中,可在足以允许电化学传感器达到稳定状态(例如,以使得安培电流处于稳定值)的持续时间期间基本上连续地发送稳定化信号。

[0140] 随后从外部读取器1010向眼科电化学传感器1030无线发送测量信号(1044)。测量信号可包括具有高电力水平的射频辐射,该高电力水平足以使得眼科电化学传感器1030中的测量电子器件1034通过工作电极测量安培电流并且使用天线来传达测量到的安培电流。在一些示例中,在稳定化信号的发送结束之后立即发送测量信号以使得眼科电化学传感器立即从稳定化模式(或待机模式)转变到测量模式。在外部读取器接收回测量到的安培电流的指示(1046)。测量到的安培电流可通过调制眼科电化学传感器1030中的天线1036的阻抗以使得天线阻抗中的调制可被外部读取器1010检测到并被映射到关联的安培电流读数来指示。例如,可经由来自眼科电化学传感器的反向散射辐射1022来检测阻抗调制。

[0141] 图11描绘了根据示例实施例配置的计算机可读介质。在示例实施例中,示例系统可包括一个或多个处理器、一个或多个形式的存储器、一个或多个输入设备/接口、一个或多个输出设备/接口以及机器可读指令,这些指令在被该一个或多个处理器执行时使得该系统实现上文描述的各种功能、任务、能力等等。

[0142] 如上所述,在一些实施例中,公开的技术可由以机器可读格式编码在非暂态计算机可读存储介质上或者其他非暂态介质或制品上的计算机程序指令实现(例如,存储在系统100的外部读取器180的存储器存储装置182上的指令184)。图11是图示出根据本文给出的至少一些实施例布置的包括用于在计算设备上执行计算机过程的计算机程序的示例计算机程序产品的概念性部分视图的示意图。

[0143] 在一个实施例中,利用信号承载介质1102来提供示例计算机程序产品1100。信号承载介质1102可包括一个或多个编程指令1104,这些编程指令1104在被一个或多个处理器执行时可提供以上参考图1-10描述的功能或功能的部分。在一些示例中,信号承载介质1102可以是非暂态计算机可读介质1106,例如——但不限于——硬盘驱动器、致密盘(Compact Disc,CD)、数字视频盘(Digital Video Disk,DVD)、数字磁带、存储器,等等。在一些实现方式中,信号承载介质1102可以是计算机可记录介质1108,例如——但不限于——存储器、读/写(R/W)CD、R/W DVD,等等。在一些实现方式中,信号承载介质1102可以是通信介质1110,例如——但不限于——数字和/或模拟通信介质(例如,光缆、波导、有线通信链路、无线通信链路,等等)。从而,例如,信号承载介质1102可由无线形式的通信介质1110来传达。

[0144] 一个或多个编程指令1104可以例如是计算机可执行和/或逻辑实现的指令。在一

些示例中,例如图1的配备有处理器的外部读取器180那样的计算设备被配置为响应于由计算机可读介质1106、计算机可记录介质1108和/或通信介质1110中的一个或多个传达到计算设备的程序指令1104来提供各种操作、功能或动作。

[0145] 非暂态计算机可读介质1106也可分布在多个数据存储元件之间,这些数据存储元件的位置可彼此远离。执行存储的指令中的一些或全部的计算设备可以是外部读取器,例如图1所示的读取器180,或者另外的移动计算平台,例如智能电话、平板设备、个人计算机,等等。或者,执行存储的指令中的一些或全部的计算设备可以是位于远程的计算机系统,例如服务器。

[0146] 虽然本文已公开了各种方面和实施例,但本领域技术人员将会清楚其他方面和实施例。本文公开的各种方面和实施例是为了例示,而并不打算进行限定,真实的范围由所附权利要求指示。

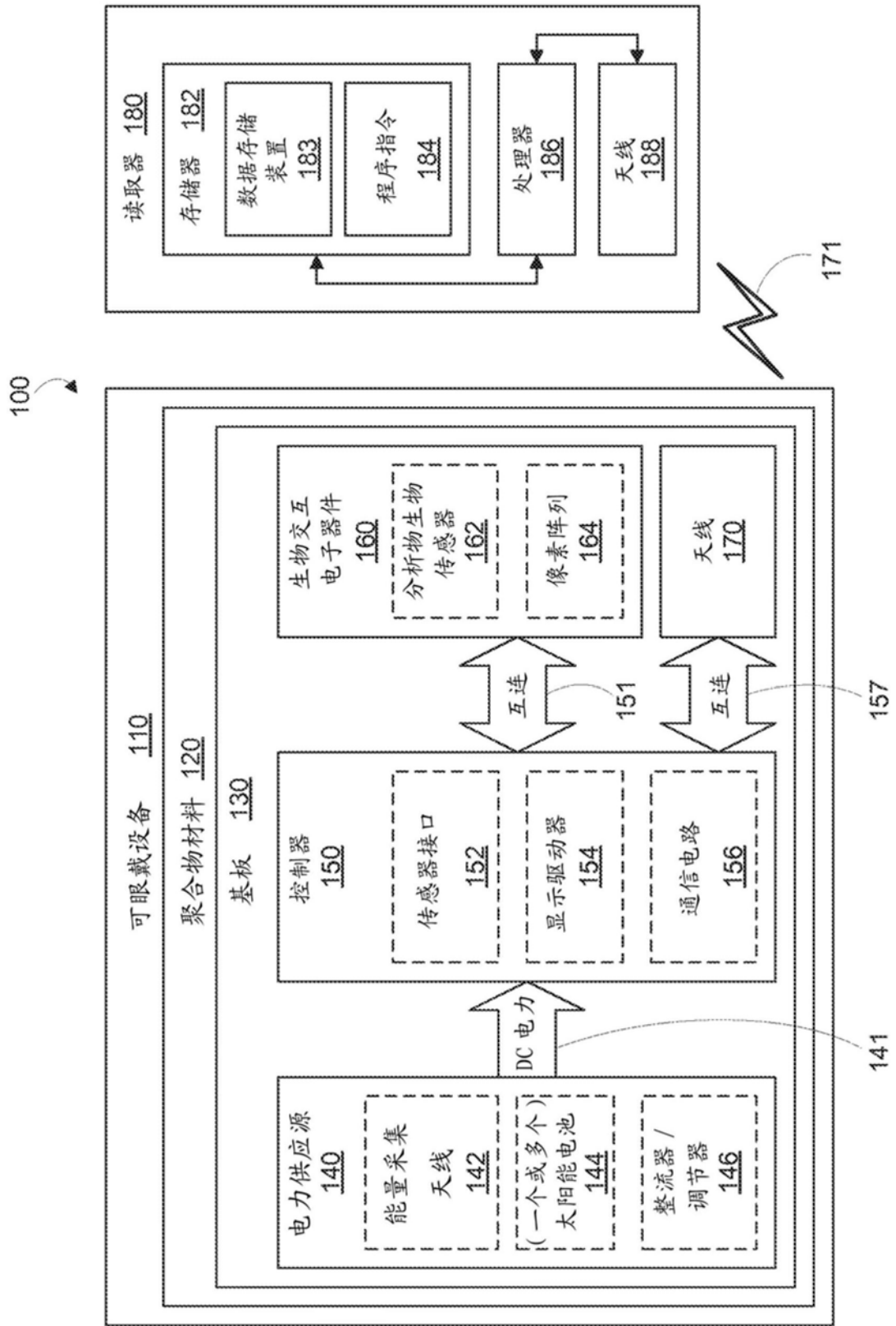


图1

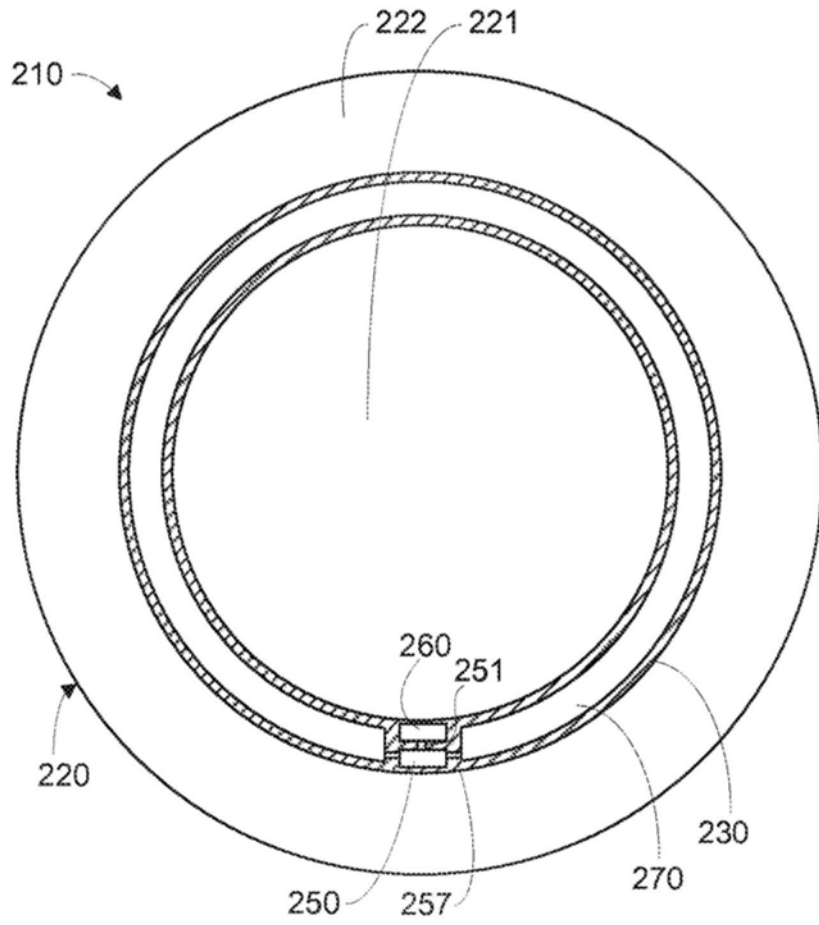


图2A

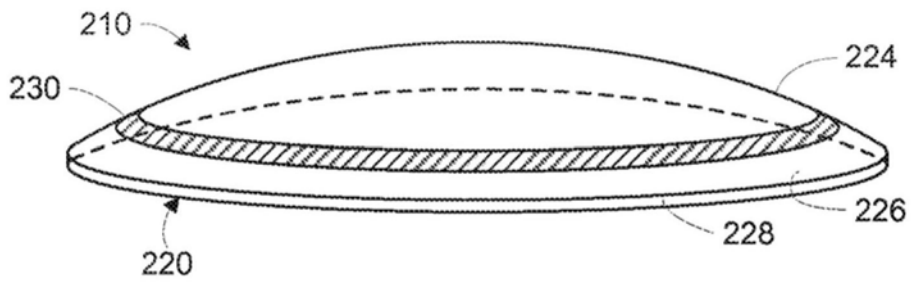


图2B

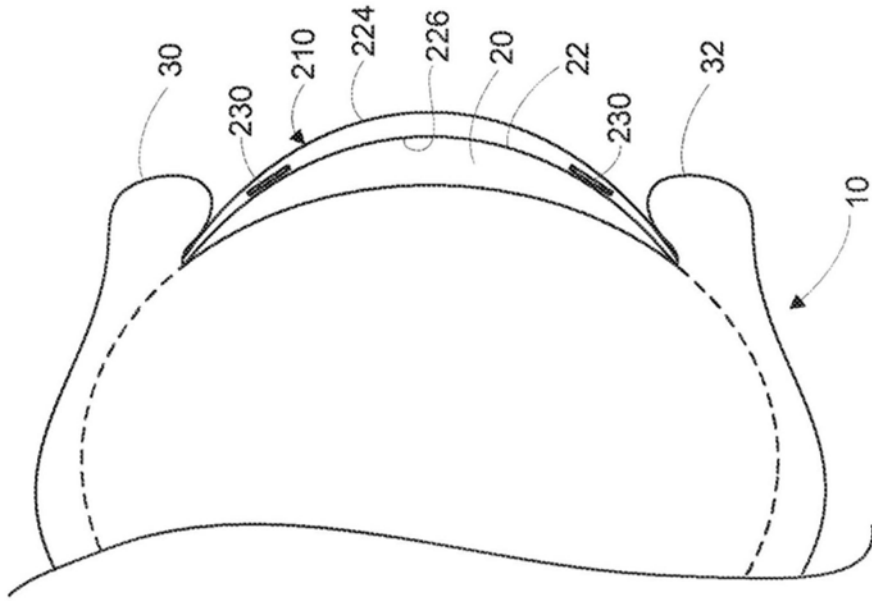


图2C

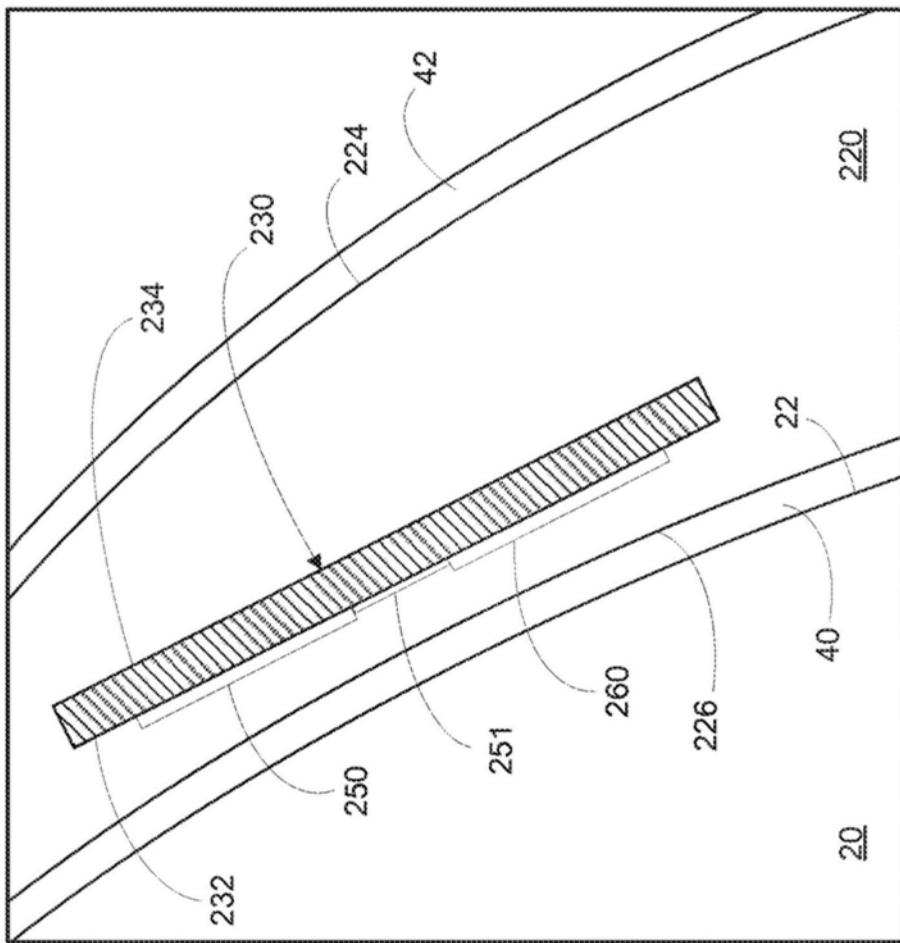


图2D

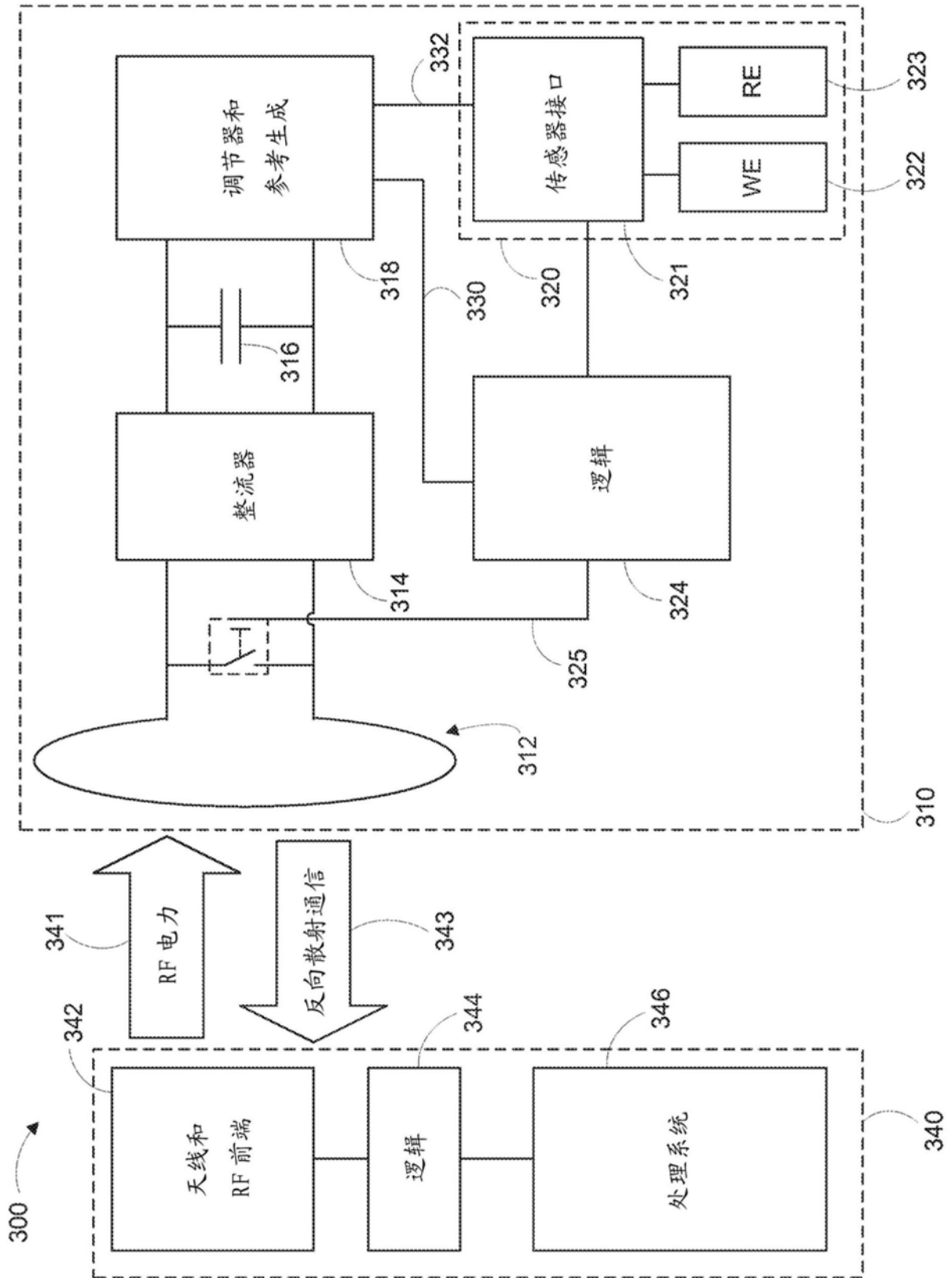


图3

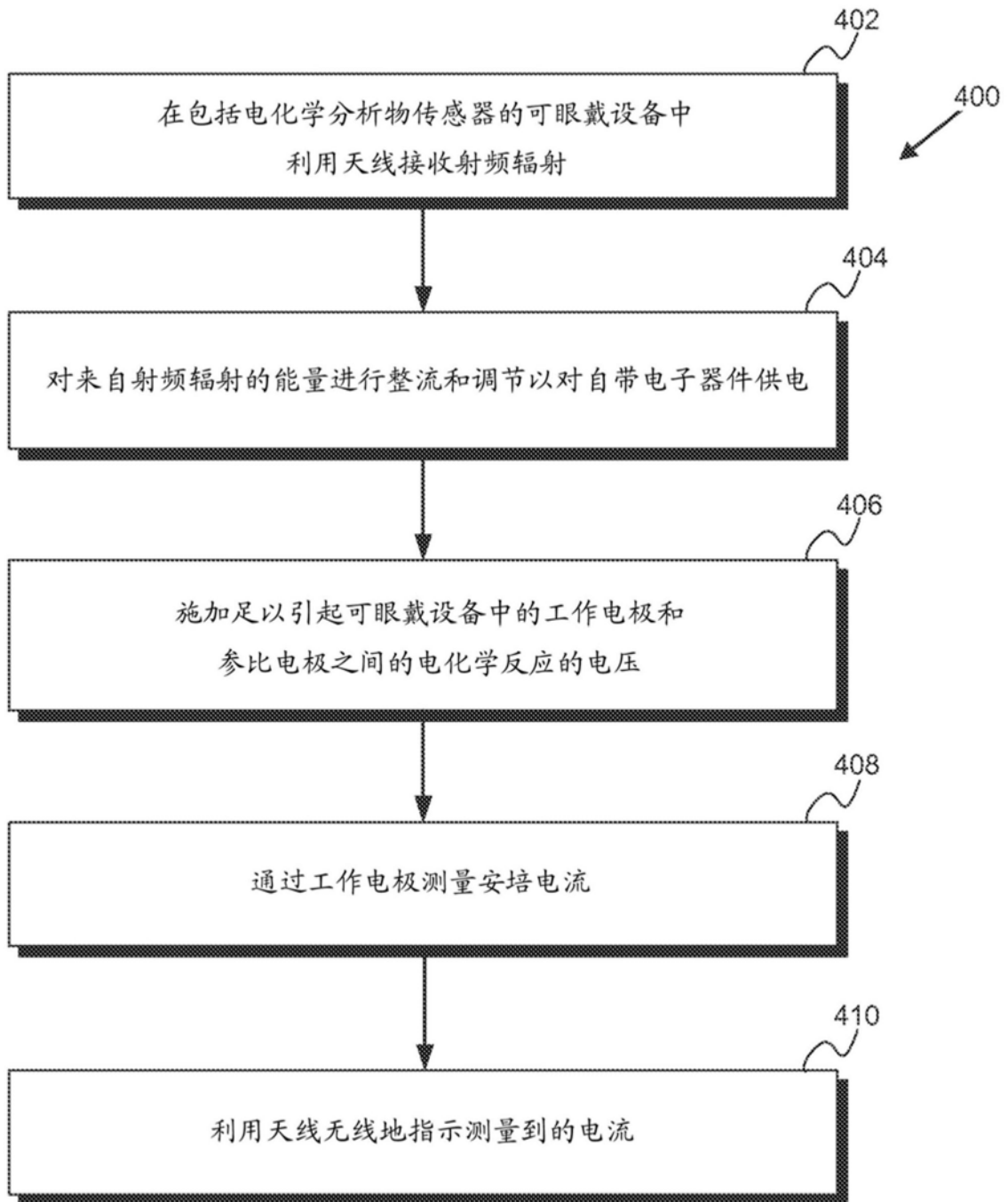


图4A

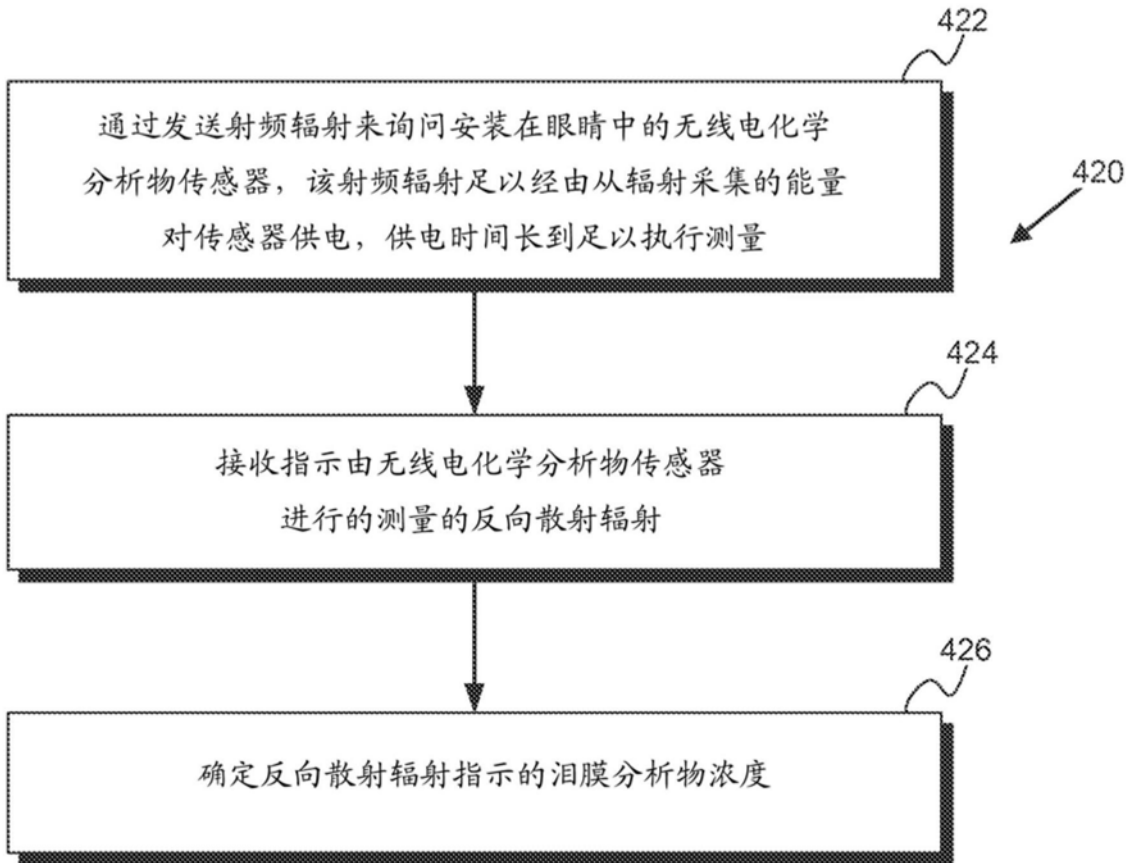


图4B

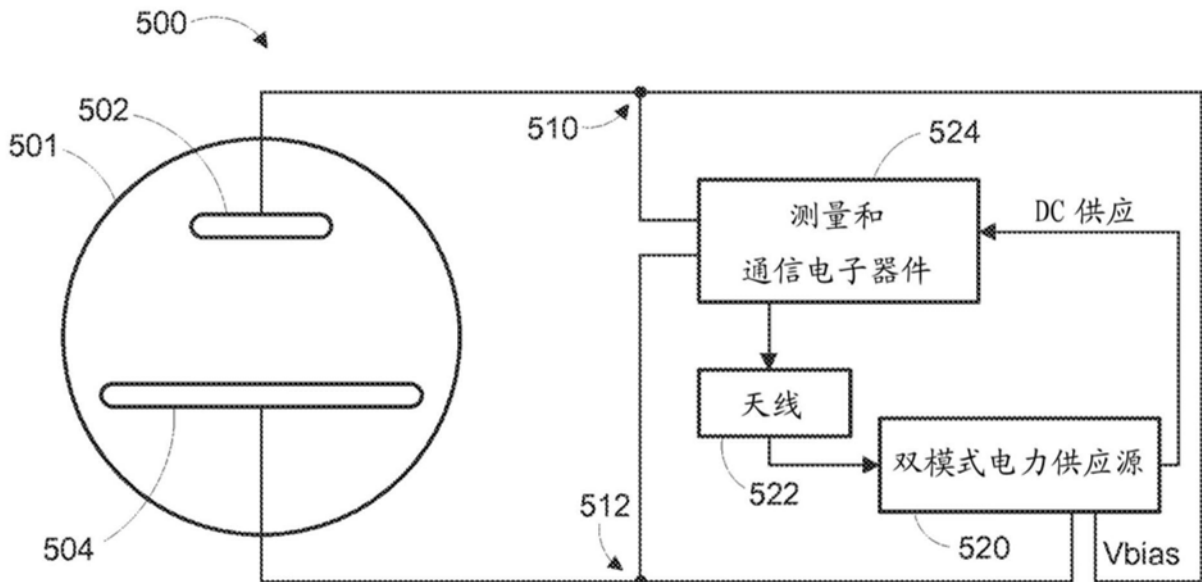


图5A

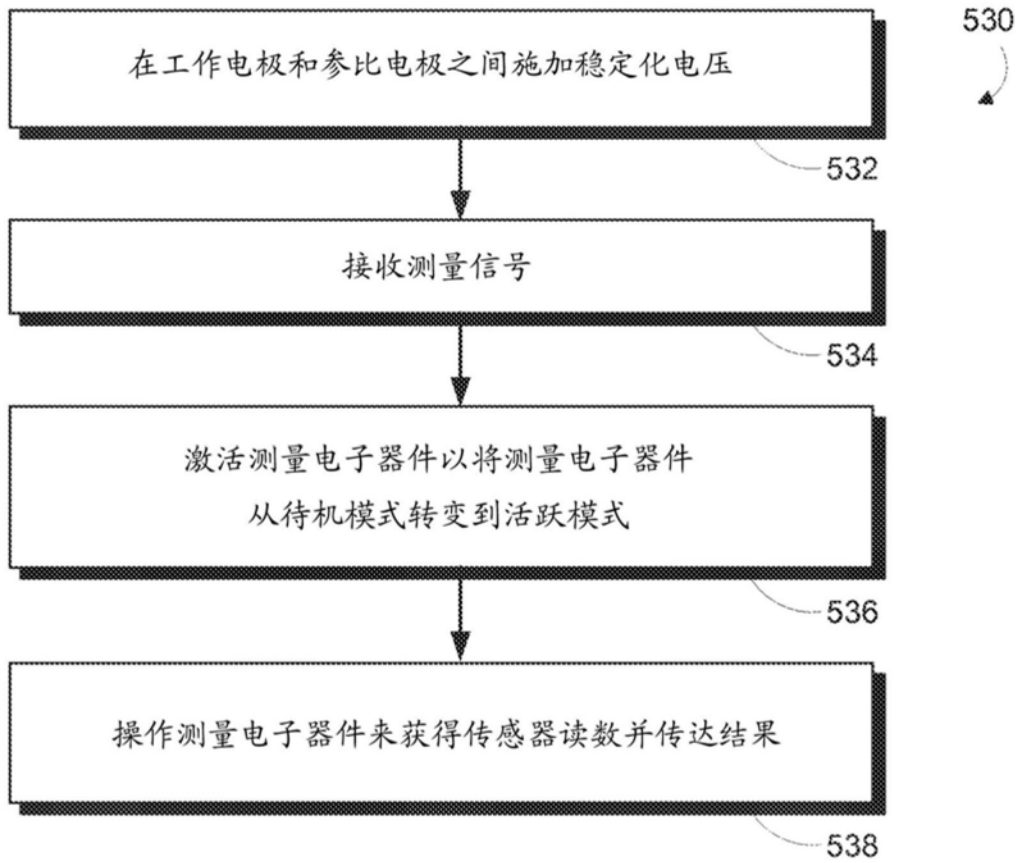


图5B

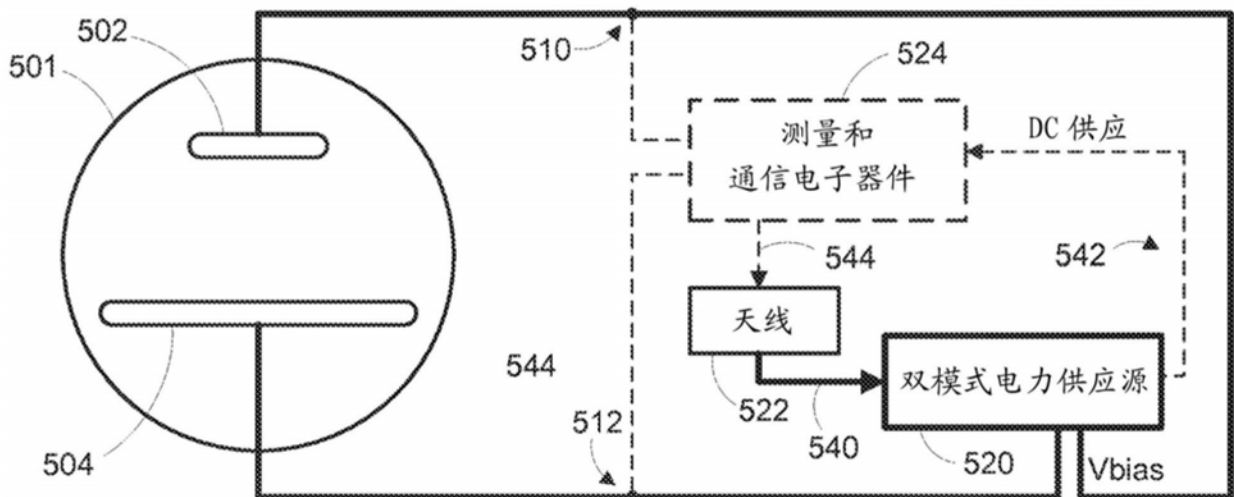


图5C

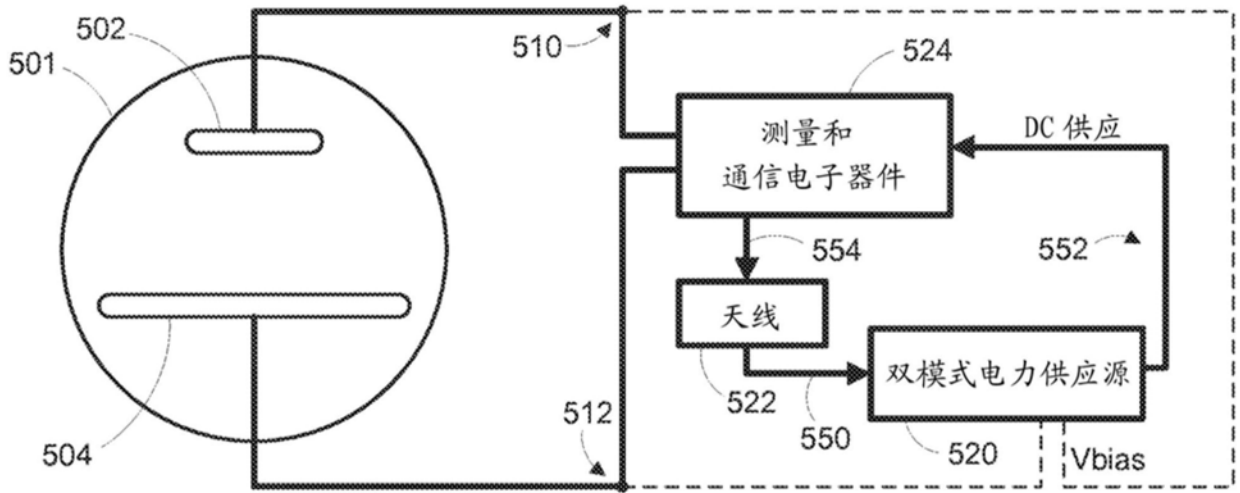


图5D

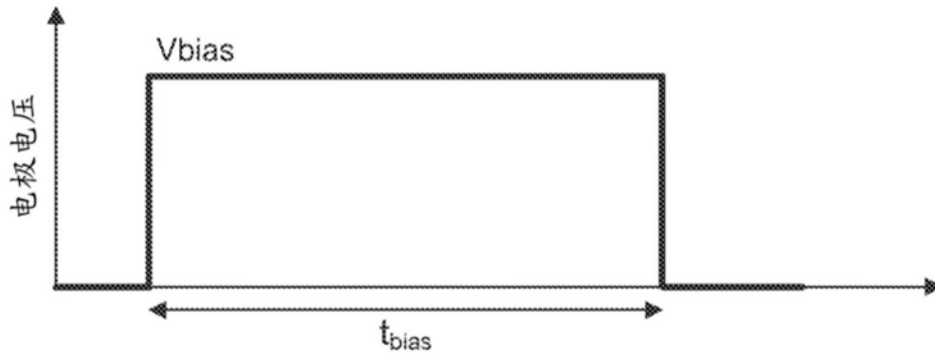


图6A

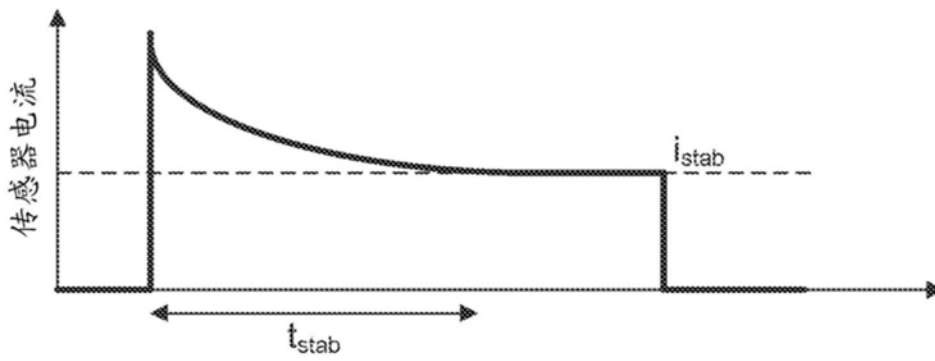


图6B

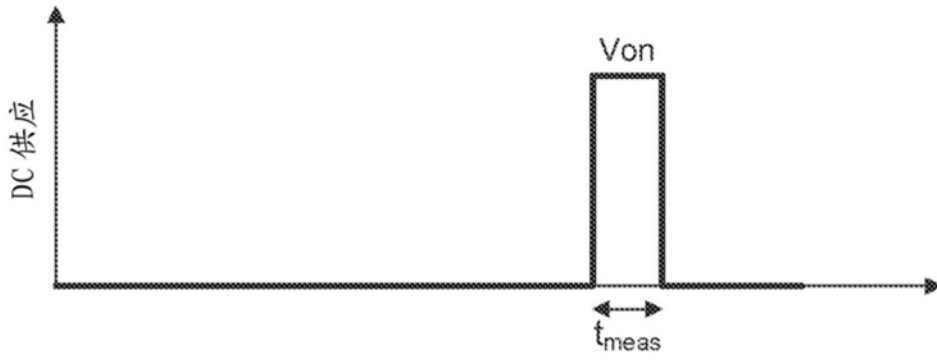


图6C

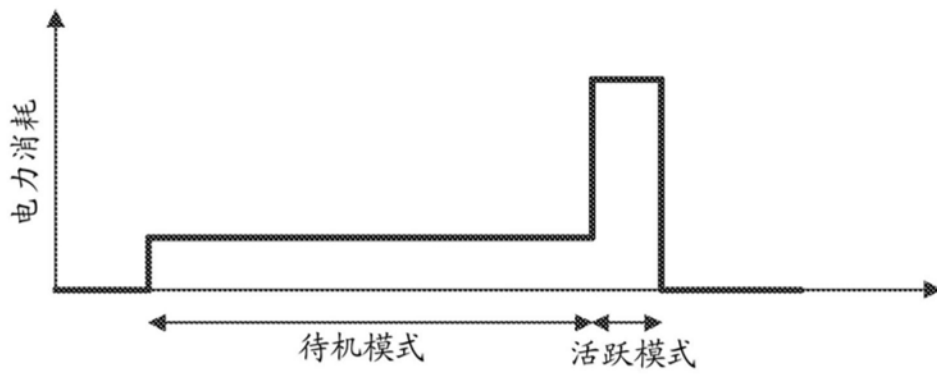


图6D

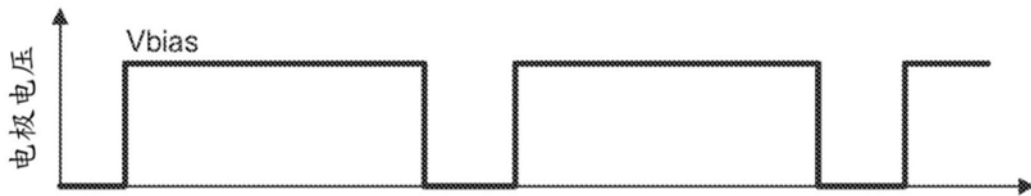


图7A

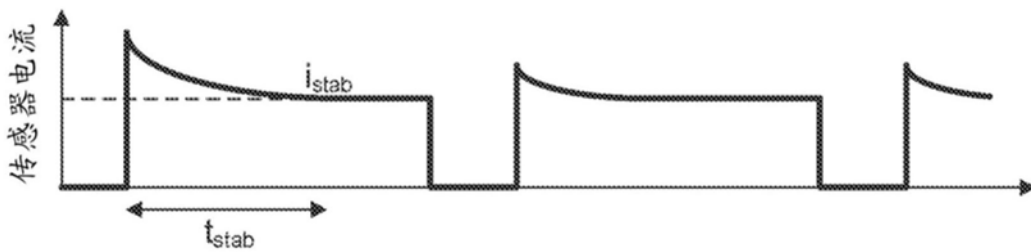


图7B

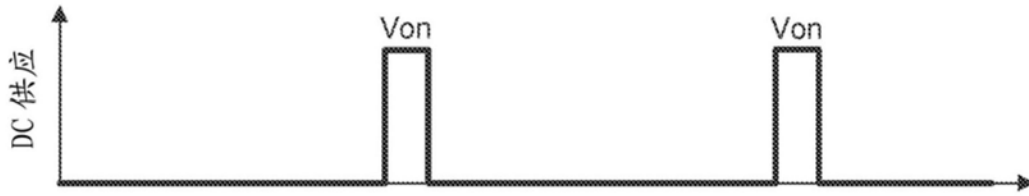


图7C

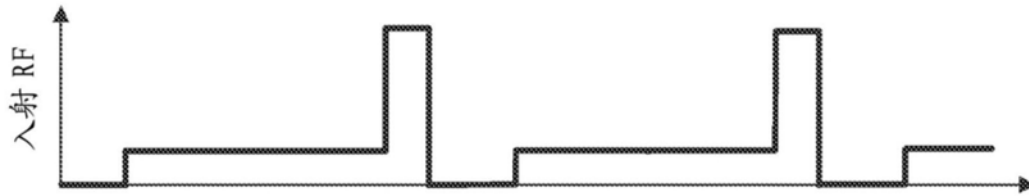


图7D

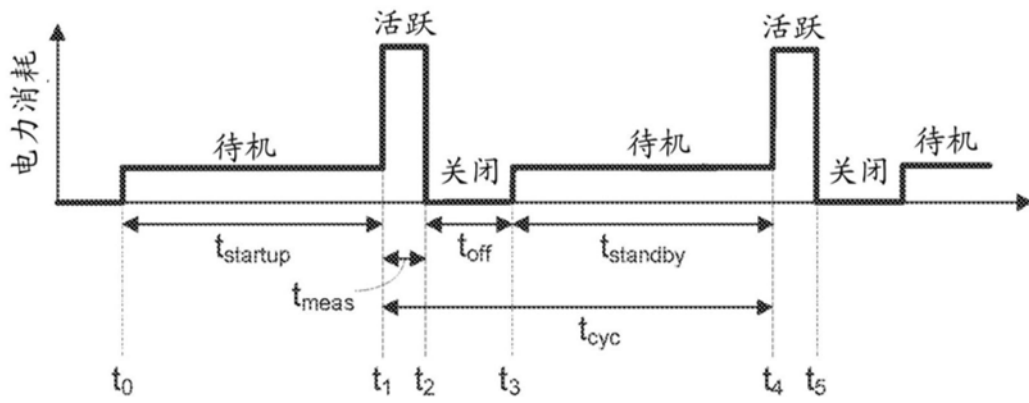


图7E

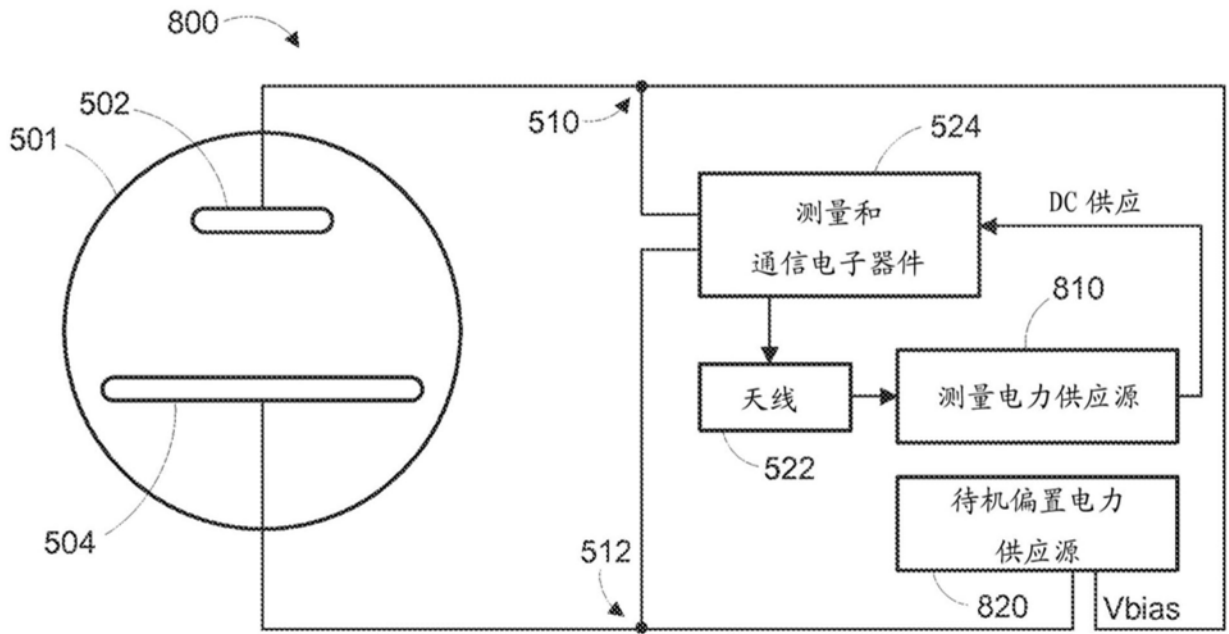


图8A

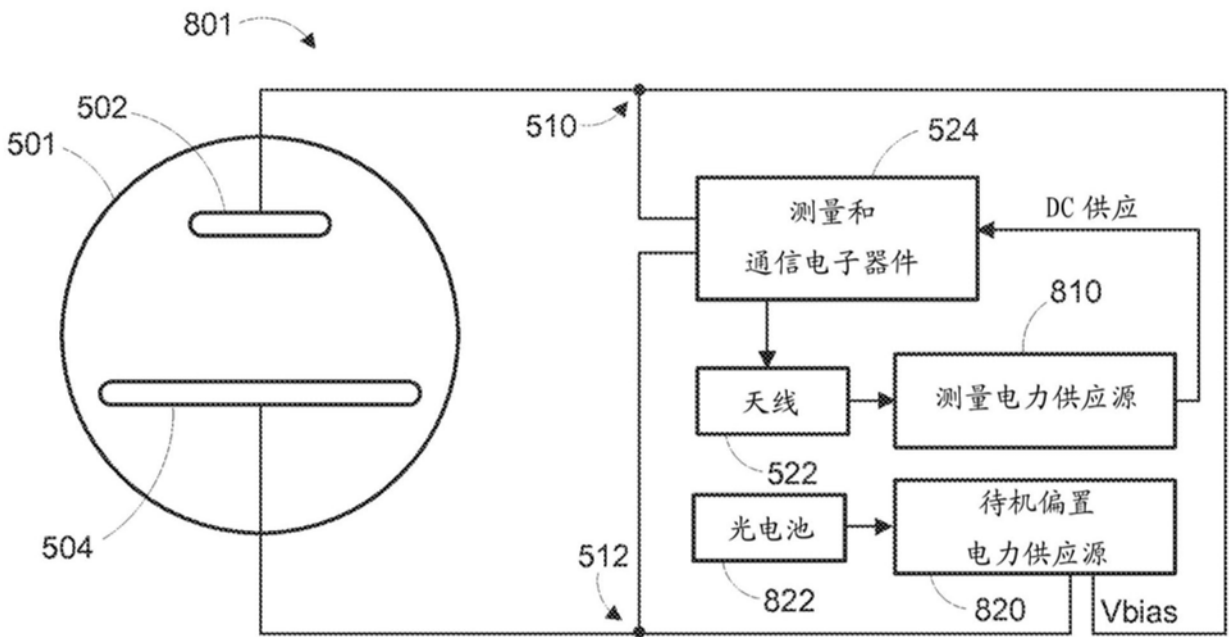


图8B

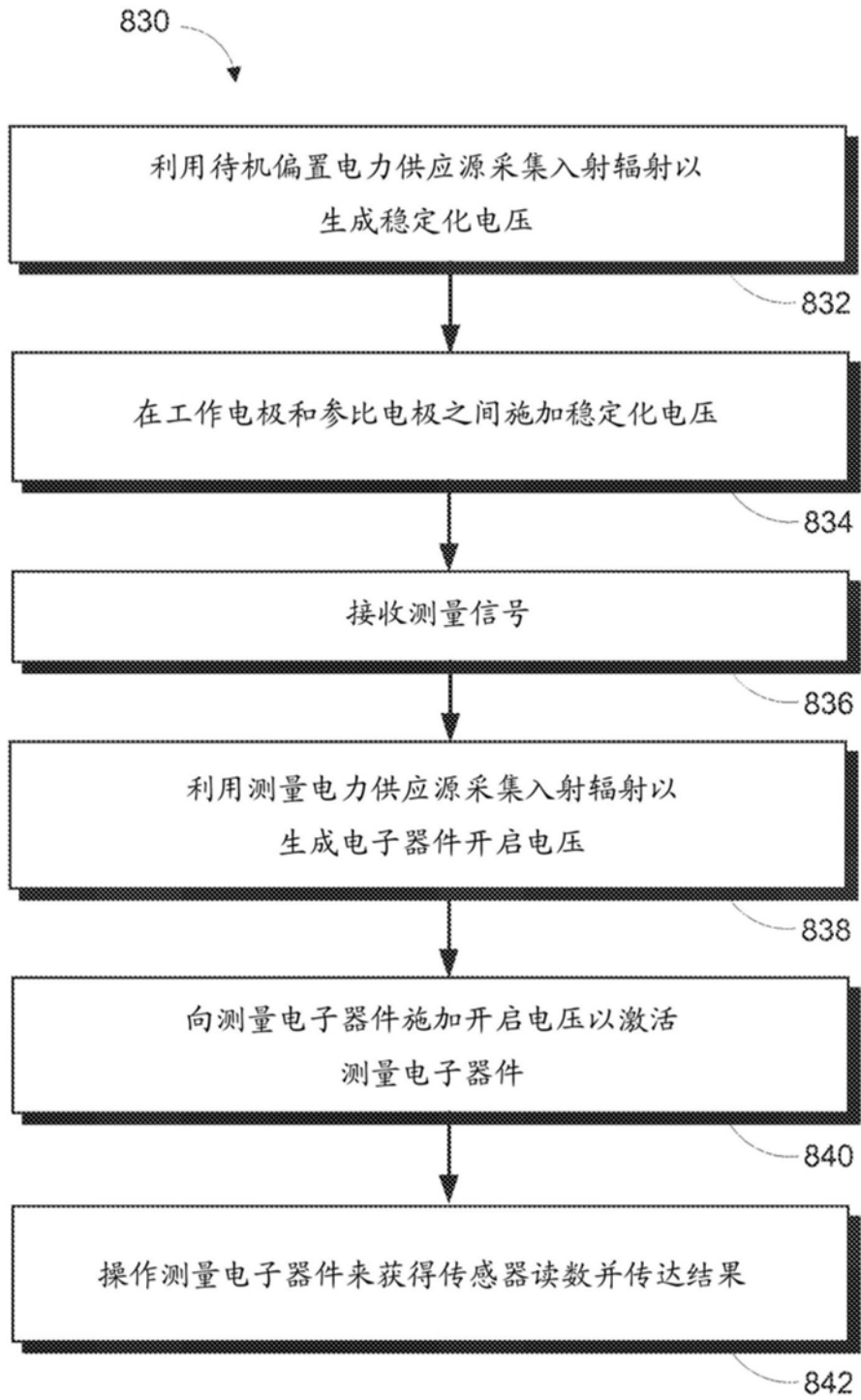


图8C

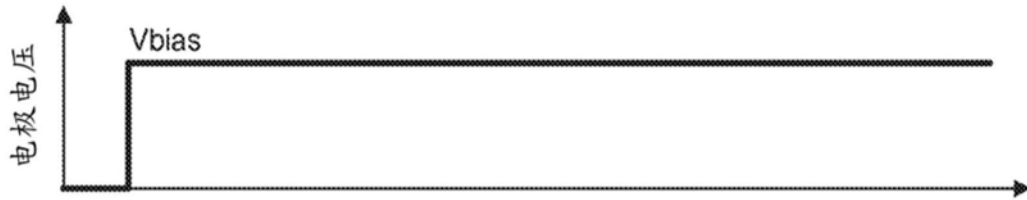


图9A

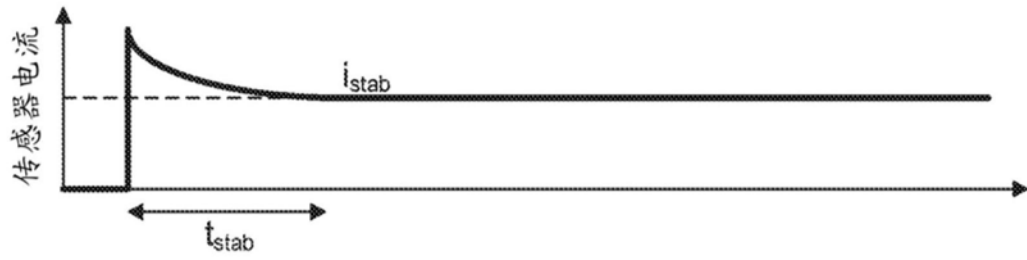


图9B

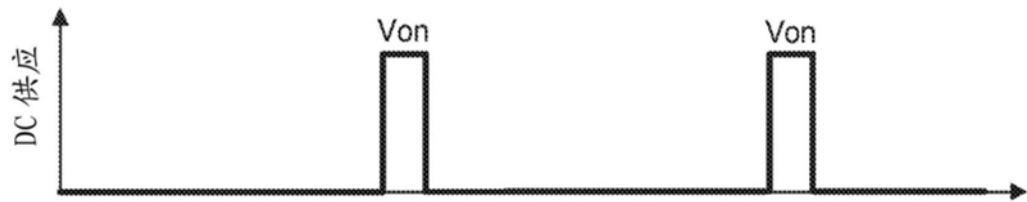


图9C

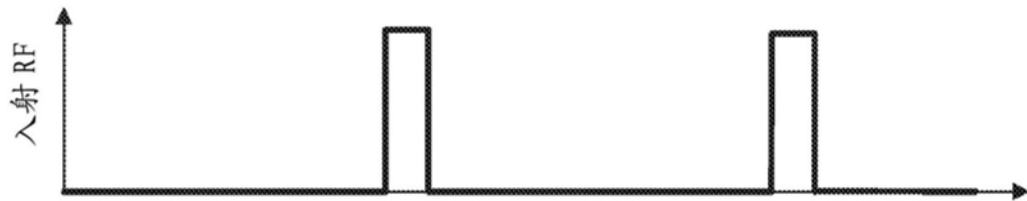


图9D

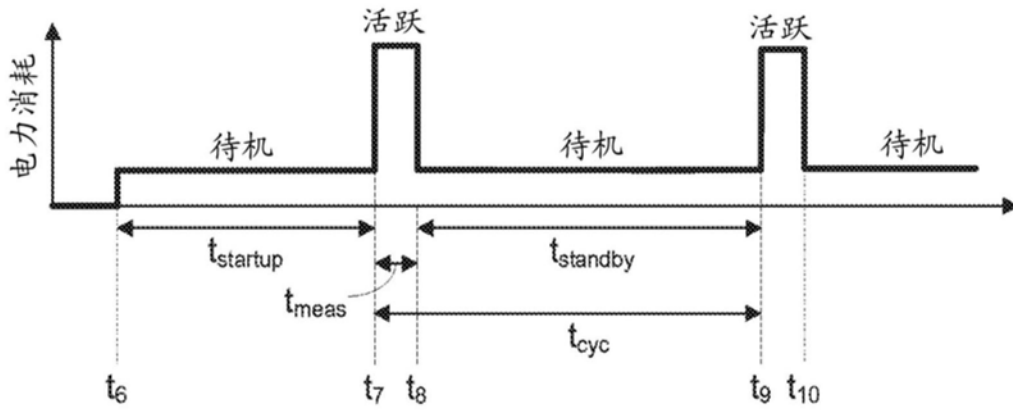


图9E

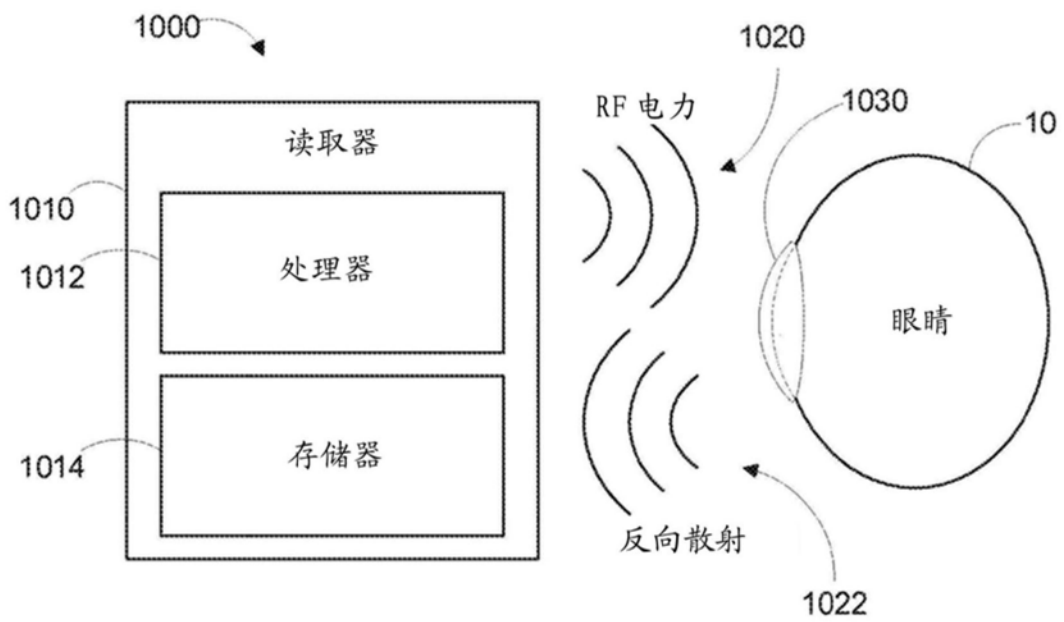


图10A

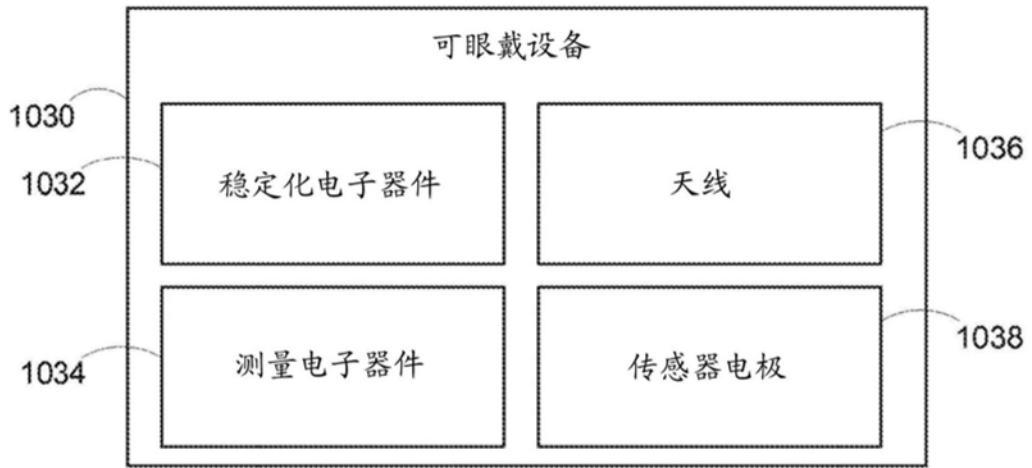


图10B

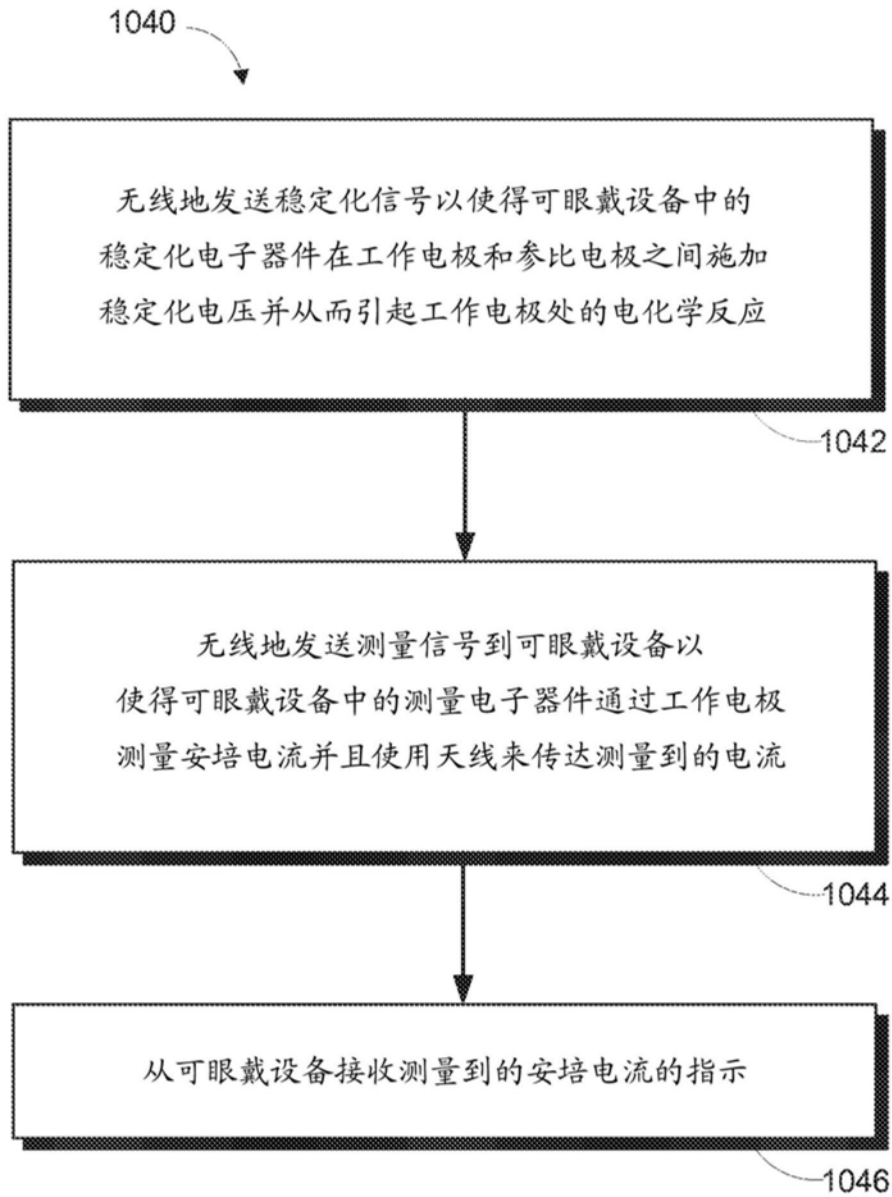


图10C

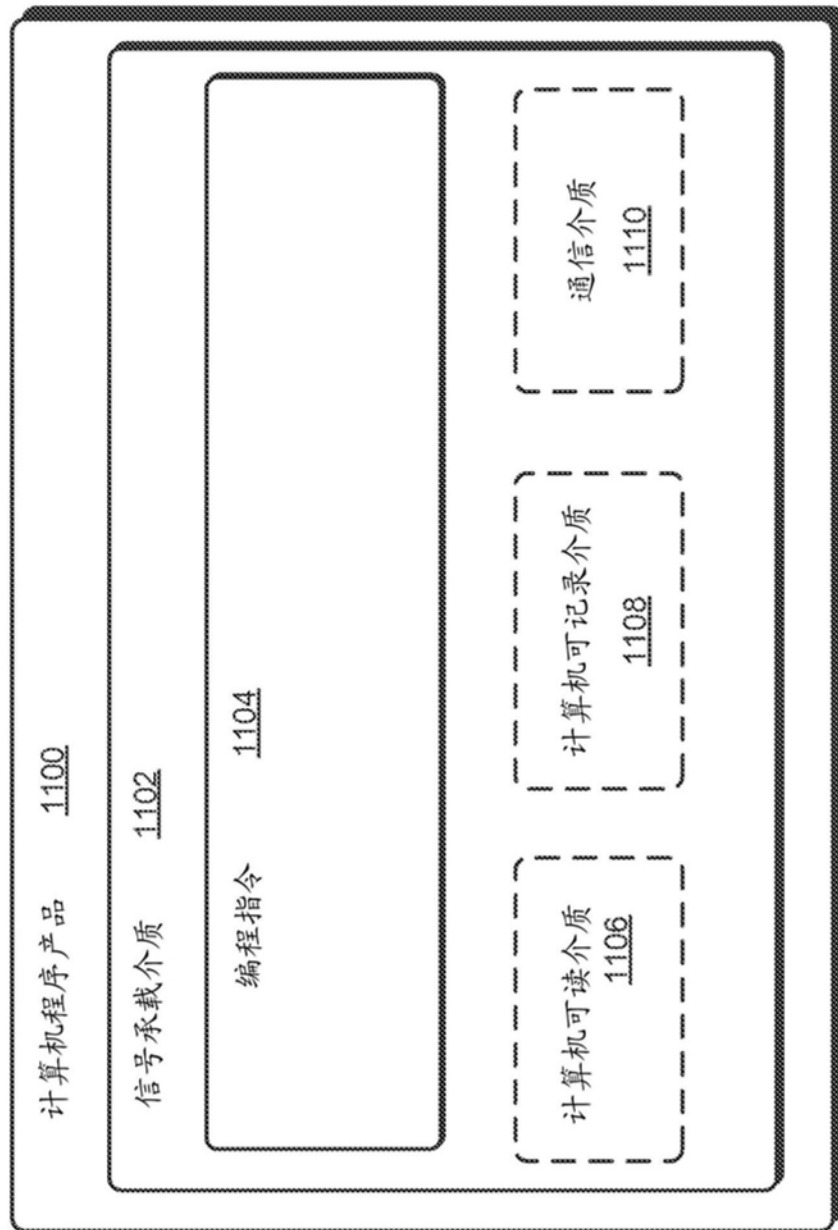


图11