



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112690785 A

(43) 申请公布日 2021.04.23

(21) 申请号 202011454328.2

(22) 申请日 2020.12.10

(71) 申请人 大连医科大学

地址 116044 辽宁省大连市旅顺口区旅顺  
南路西段9号

申请人 钱塘科技创新中心

浙江清华柔性电子技术研究院  
清华大学

(72) 发明人 董岩 董爱玲 冯雪 陈颖

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事  
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int.Cl.

A61B 5/145 (2006.01)

A61M 31/00 (2006.01)

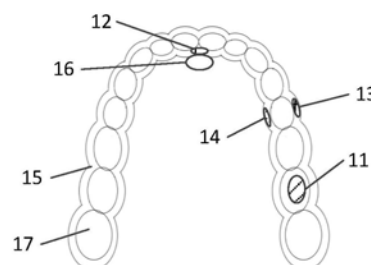
权利要求书2页 说明书13页 附图3页

(54) 发明名称

口腔原位柔性检测装置及其制造方法

(57) 摘要

本公开涉及一种口腔原位柔性检测装置及其制造方法。通过将第一检测模块、第二检测模块、处理模块、药物储存模块的有机结合,将检测到的生物体的上下颌牙列之间的压力信号转化为第一电信号,在确定第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块释放所存储的药物,以及对生物体的唾液中的目标离子进行检测,得到第二电信号,根据第二电信号得到目标离子的浓度。该口腔原位柔性检测装置利用一体成型的工艺,能够与生物体的牙列紧密贴合,实现通过监测唾液中的目标离子对身体状况及时预警的同时,能够在紧急情况下,实现药物的释放,快速精准给药,解决现有技术中存在的由于给药时间延迟导致的病情恶化、猝死等技术问题。



1. 一种口腔原位柔性检测装置,其特征在于,所述装置包括:

柔性基底,所述柔性基底的形状与生物体的牙列的形状相匹配,以使所述装置佩戴在生物体的牙列上,

第一检测模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列的面对应的第一区域,用于检测所述生物体的上下颌牙列之间的压力信号,将所述压力信号转化为第一电信号,并将所述第一电信号发送至处理模块;

第二检测模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的唾液腺相对的第二区域,用于对所述生物体的唾液中的目标离子进行检测,得到第二电信号,并将所述第二电信号发送至处理模块;

处理模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列相对应的第三区域,通过连接导线与所述第一检测模块、所述第二检测模块连接,用于在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块释放所存储的药物,以及根据所述第二电信号得到所述目标离子的浓度;

电源模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列相对应的第四区域,通过连接导线与所述第二检测模块、所述处理模块连接,用于为所述装置供电;

封装层,所述封装层的形状与所述生物体的牙列的形状相匹配,用于封装所述柔性基底、所述连接导线、所述第一检测模块、所述第二检测模块、所述处理模块、所述电源模块;

药物储存模块,通过连接导线与所述处理模块连接,位于所述封装层上与所述生物体的口腔给药位置相对应的区域,用于在所述处理模块的控制下,释放所存储的药物。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述装置还包括与所述电源模块通过连接导线连接的加热模块,所述处理模块包括控制子模块,所述封装层还用于封装所述加热模块,

所述控制子模块,在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下,启动所述加热模块;

所述加热模块,用于在启动后对所述药物储存模块的保险丝进行加热;

所述药物储存模块包括壳体、保险丝、弹性连接件,所述壳体包括上壳体、下壳体,所述上壳体、所述下壳体通过所述保险丝、所述弹性连接件连接在一起形成所述壳体,并在所述壳体内部形成用于储存所述药物的腔体,在所述保险丝被所述加热模块加热熔断时,在所述弹性连接件的作用下所述上壳体和所述下壳体部分断开连接,释放所述腔体中的药物。

3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述加热模块包括电阻丝,

所述下壳体内部设置有通道,所述上壳体上与所述通道的开口处对应的第一位置设置有连接部,所述保险丝安装于所述通道中且所述保险丝的一端固定在所述通道中、所述保险丝的另一端固定在所述连接部上,所述电阻丝缠绕在所述保险丝上;

所述弹性连接件,设置在所述上壳体和所述下壳体上与所述连接部相对的第二位置,将所述上壳体和所述下壳体在所述第二位置固定连接在一起。

4. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述第二检测模块至少包括:工作电极、参比电极、对电极,所述工作电极、参比电极、对电极平铺设置在所述柔性基底上,

所述工作电极与所述参比电极形成测量回路,用于测量所述目标离子在所述工作电极上进行电化学反应过程中所产生的第二电信号,

所述工作电极与所述对电极形成极化回路,用于稳定所述测量回路对所述第二电信号的测量过程。

5. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述第二检测模块与生物体的唾液相接触的表面设置有第一选择透过性膜,所述第一选择性透过膜用于防止所述工作电极、参比电极、对电极的材料进入所述生物体的唾液中。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述工作电极包括导电聚合物层,所述导电聚合物层用于与所述目标离子发生电化学反应,产生所述第二电信号。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述工作电极还包括在所述第一选择透过性膜与所述导电聚合物层之间设置的第二选择透过性膜,所述第二选择透过性膜用于通过所述生物体的唾液中的目标离子,以供所述工作电极对所述目标离子进行检测。

8. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述工作电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状包括圆形,所述参比电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状包括圆形,所述对电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状包括半环形,所述工作电极位于所述参比电极和所述对电极中间,所述对电极围绕在所述工作电极周围。

9. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述装置还包括无线传输模块,通过连接导线与所述处理模块、所述电源模块连接,用于将所述目标离子的浓度发送至终端。

10. 一种口腔原位柔性检测装置的制造方法,其特征在于,用于制造权利要求1-9中任意一项所述的装置,所述方法包括:

根据生物体的牙弓曲线,制作与所述牙弓曲线的形状相匹配的柔性基底,在所述柔性基底上沉积第一金属层;

按照预设图案对所述第一金属层进行刻蚀处理,形成所述装置的连接导线,

在所述柔性基底的第一区域安装第一检测模块,所述第一检测模块用于检测所述生物体的上下颌牙列之间的压力信号,将所述压力信号转化为第一电信号并发送至处理模块;

在所述柔性基底的第二区域制造第二检测模块,所述第二检测模块用于对所述生物体的唾液中的目标离子进行检测,得到第二电信号并发送至处理模块;

在所述柔性基底的第三区域安装处理模块,所述处理模块根据所述第二电信号得到所述目标离子的浓度,以及在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块释放所存储的药物;

在柔性基底的第四区域安装电源模块,得到待封装装置,其中,所述电源模块与所述第二检测模块、所述处理模块通过连接导线连接,用于为所述装置供电;

对所述待封装装置进行封装形成封装层,得到待成型装置;

将所述待成型装置贴合在根据所述生物体的牙列制作的石膏模型上,进行成型处理后得到与所述生物体的牙列贴合的柔性集成器件;

在所述封装层上与所述生物体的口腔给药位置相对应的区域安装药物储存模块,得到所述口腔原位柔性检测装置,所述药物储存模块用于在所述处理模块的控制下,释放所存储的药物。

## 口腔原位柔性检测装置及其制造方法

### 技术领域

[0001] 本公开涉及柔性电子技术与生物医学工程交叉研究领域,尤其涉及一种口腔原位柔性检测装置及其制造方法。

### 背景技术

[0002] 目前所采用的体外唾液离子检测方式需获取和保存唾液,会使参考测量值与实际值会存在差异。且由于体外唾液离子检测方式主要采用电化学原理,但是唾液样品的采集及保存且需要测量多个时间点的唾液离子浓度值,费时费力。

[0003] 且由于口腔环境的复杂性,空间有限;口腔内的潮湿环境;咀嚼和说话引起的唇颊舌的运动;生物体产生的唾液会被吞咽、吸收到体内等因素增加了将生物传感器集成到口腔中的难度,并且集成到口腔中的生物传感器的生物相容性需要有更高的要求,因此,给实时原位检测唾液中离子等生物标志物的浓度带来非常大的挑战。相关技术中,仅将口内生物传感器与口腔器件简单的组装在一起,通过将口内生物传感器的电极通过电线或感应线圈等与外部设备相连后,对检测得到的信号作进一步处理、转换,在此过程中,检测得到的信号容易存在失真问题。而且部分口腔器件(如牙托)体积大,与口腔内组织贴合度不好,佩戴不适;口内传感器需要大型设备支持,使用不方便。另一方面,口内生物传感器与口腔器件的简单组装也无法满足用户的多样化需求。

### 发明内容

[0004] 有鉴于此,本公开提出了一种口腔原位柔性检测装置及其制造方法。

[0005] 根据本公开的一方面,提供了一种口腔原位柔性检测装置,所述装置包括:

[0006] 柔性基底,所述柔性基底的形状与生物体的牙列的形状相匹配,以使所述装置佩戴在生物体的牙列上,

[0007] 第一检测模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列的面对应的第一区域,用于检测所述生物体的上下颌牙列之间的压力信号,将所述压力信号转化为第一电信号,并将所述第一电信号发送至处理模块;

[0008] 第二检测模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的唾液腺相对的第二区域,用于对所述生物体的唾液中的目标离子进行检测,得到第二电信号,并将所述第二电信号发送至处理模块;

[0009] 处理模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列相对应的第三区域,通过连接导线与所述第一检测模块、所述第二检测模块连接,用于在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块释放所存储的药物,以及根据所述第二电信号得到所述目标离子的浓度,监测身体状况,实现及时预警,以及在紧急情况下快速精准给药;

[0010] 电源模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列相对应的第四区域,通过连接导线与所述第二检测模块、所述处理模块连接,用于为所述装置供电;

[0011] 封装层,所述封装层的形状与所述生物体的牙列的形状相匹配,用于封装所述柔性基底、所述连接导线、所述第一检测模块、所述第二检测模块、所述处理模块、所述电源模块;

[0012] 药物储存模块,通过连接导线与所述处理模块连接,位于所述封装层上与所述生物体的口腔给药位置相对应的区域,用于在所述处理模块的控制下,释放所存储的药物。

[0013] 在一种可能的实施方式中,所述装置还包括与所述电源模块通过连接导线连接的加热模块,所述处理模块包括控制子模块,所述封装层还用于封装所述加热模块,

[0014] 所述控制子模块,在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下,启动所述加热模块;

[0015] 所述加热模块,用于在启动后对所述药物储存模块的保险丝进行加热;

[0016] 所述药物储存模块包括壳体、保险丝、弹性连接件,所述壳体包括上壳体、下壳体,所述上壳体、所述下壳体通过所述保险丝、所述弹性连接件连接在一起形成所述壳体,并在所述壳体内部形成用于储存所述药物的腔体,在所述保险丝被所述加热模块加热熔断时,在所述弹性连接件的作用下所述上壳体和所述下壳体部分断开连接,释放所述腔体中的药物。

[0017] 在一种可能的实施方式中,所述加热模块包括电阻丝,

[0018] 所述下壳体内部设置有通道,所述上壳体上与所述通道的开口处对应的第一位置设置有连接部,所述保险丝安装于所述通道中且所述保险丝的一端固定在所述通道中、所述保险丝的另一端固定在所述连接部上,所述电阻丝缠绕在所述保险丝上;

[0019] 所述弹性连接件,设置在所述上壳体和所述下壳体上与所述连接部相对的第二位置,将所述上壳体和所述下壳体在所述第二位置固定连接在一起。

[0020] 在一种可能的实施方式中,所述第二检测模块至少包括:工作电极、参比电极、对电极,所述工作电极、参比电极、对电极平铺设置在所述柔性基底上,

[0021] 所述工作电极与所述参比电极形成测量回路,用于测量所述目标离子在所述工作电极上进行电化学反应过程中所产生的第二电信号,

[0022] 所述工作电极与所述对电极形成极化回路,用于稳定所述测量回路对所述第二电信号的测量过程。

[0023] 在一种可能的实施方式中,所述第二检测模块与生物体的唾液相接触的表面设置有第一选择透过性膜,所述第一选择性透过膜用于防止所述工作电极、参比电极、对电极的材料进入所述生物体的唾液中。

[0024] 在一种可能的实施方式中,所述工作电极包括导电聚合物层,所述导电聚合物层用于与所述目标离子发生电化学反应,产生所述第二电信号。

[0025] 在一种可能的实施方式中,所述工作电极还包括在所述第一选择透过性膜与所述导电聚合物层之间设置的第二选择透过性膜,所述第二选择透过性膜用于通过所述生物体的唾液中的目标离子,以供所述工作电极对所述目标离子进行检测。

[0026] 在一种可能的实施方式中,所述工作电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状包括圆形,所述参比电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状包括圆形,所述对电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状包括半环形,所述工作电极位于所述参比电极和所述对电极中间,所述对电极围绕在所述工作电极周围。

[0027] 在一种可能的实施方式中,所述装置还包括无线传输模块,通过连接导线与所述处理模块、所述电源模块连接,用于将所述目标离子的浓度发送至终端。

[0028] 根据本公开的另一方面,提供了一种口腔原位柔性检测装置的制造方法,用于制造上述装置,所述方法包括:

[0029] 根据生物体的牙弓曲线,制作与所述牙弓曲线的形状相匹配的柔性基底,在所述柔性基底上沉积第一金属层;

[0030] 按照预设图案对所述第一金属层进行刻蚀处理,形成所述装置的连接导线,

[0031] 在所述柔性基底的第一区域安装第一检测模块,所述第一检测模块用于检测所述生物体的上下颌牙列之间的压力信号,将所述压力信号转化为第一电信号并发送至处理模块;

[0032] 在所述柔性基底的第二区域制造第二检测模块,所述第二检测模块用于对所述生物体的唾液中的目标离子进行检测,得到第二电信号并发送至处理模块;

[0033] 在所述柔性基底的第三区域安装处理模块,所述处理模块根据所述第二电信号得到所述目标离子的浓度,以及在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块释放所存储的药物;

[0034] 在柔性基底的第四区域安装电源模块,得到待封装装置,其中,所述电源模块与所述第二检测模块、所述处理模块通过连接导线连接,用于为所述装置供电;

[0035] 对所述待封装装置进行封装形成封装层,得到待成型装置;

[0036] 将所述待成型装置贴合在根据所述生物体的牙列制作的石膏模型上,进行成型处理后得到与所述生物体的牙列贴合的柔性集成器件;

[0037] 在所述封装层上与所述生物体的口腔给药位置相对应的区域安装药物储存模块,得到所述口腔原位柔性检测装置,所述药物储存模块用于在所述处理模块的控制下,释放所存储的药物。

[0038] 根据本公开实施例提供的口腔原位柔性检测装置及其制造方法,通过设置柔性基底、第一检测模块、第二检测模块、处理模块、电源模块、封装层、药物储存模块,能够使口腔原位柔性检测装置与生物体的牙列紧密贴合,实现对唾液中的目标离子的监测,以及在紧急情况下,实现药物的释放,从而实现快速精准给药,解决现有技术中存在的由于给药时间延迟导致的病情恶化、猝死等技术问题。

[0039] 根据下面参考附图对示例性实施例的详细说明,本公开的其它特征及方面将变得清楚。

## 附图说明

[0040] 包含在说明书中并且构成说明书的一部分的附图与说明书一起示出了本公开的示例性实施例、特征和方面,并且用于解释本公开的原理。

[0041] 图1示出根据本公开实施例的一种口腔原位柔性检测装置的结构示意图。

[0042] 图2示出根据本公开实施例的连接导线的结构示意图。

[0043] 图3示出根据本公开实施例的第二检测模块的结构示意图。

[0044] 图4示出根据本公开实施例的药物储存模块的结构示意图。

[0045] 图5示出根据本公开实施例的一种口腔原位柔性检测装置的制造方法的流程示意

图。

[0046] 附图标记列表

[0047] 11第一检测模块;12第二检测模块;13处理模块;14电源模块;15封装层;16药物储存模块;17生物体的牙列;21连接导线;31钾离子工作电极;32钠离子工作电极;33钾离子对电极;34钠离子对电极;35钾钠离子公用参比电极;401上壳体;402下壳体;403弹性连接件;404连接部;405保险丝;406电阻丝;407腔体;408通道;409开口处;410保险丝的一端;411保险丝的另一端。

### 具体实施方式

[0048] 以下将参考附图详细说明本公开的各种示例性实施例、特征和方面。附图中相同的附图标记表示功能相同或相似的元件。尽管在附图中示出了实施例的各种方面,但是除非特别指出,不必按比例绘制附图。

[0049] 在这里专用的词“示例性”意为“用作例子、实施例或说明性”。这里作为“示例性”所说明的任何实施例不必解释为优于或好于其它实施例。

[0050] 另外,为了更好的说明本公开,在下文的具体实施方式中给出了众多的具体细节。本领域技术人员应当理解,没有某些具体细节,本公开同样可以实施。在一些实例中,对于本领域技术人员熟知的方法、手段、元件和电路未作详细描述,以便于凸显本公开的主旨。

[0051] 随着我国经济建设日益发展,人民生活水平不断提高,城市和农村的疾病谱正在变化,传染病已减少,人均寿命在延长,心血管疾病特别是高血压、脑卒中及冠心病的发病和死亡率较30年前有明显升高。且在心血管疾病急性发作时,会由于给药方式不正确、给药时间的延迟等因素使得患者无法及时得到治疗,影响病情。如何在实现口腔原位唾液中离子等生物标志物的浓度的检测的同时,实现针对性给药,是亟待解决的技术问题。

[0052] 图1示出根据本公开实施例的一种口腔原位柔性检测装置的结构示意图。图2示出根据本公开实施例的连接导线的结构示意图。如图1、图2所示,该口腔原位柔性检测装置包括:

[0053] 柔性基底(由于柔性基底与封装层15的结构相同,故图1未示出),所述柔性基底的形状与生物体的牙列17的形状相匹配,以使所述装置佩戴在生物体的牙列17上。

[0054] 第一检测模块11,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列17的面对应的第一区域,用于检测所述生物体的上下颌牙列之间的压力信号,将所述压力信号转化为第一电信号,并将所述第一电信号发送至处理模块13。

[0055] 第二检测模块12,位于所述柔性基底上与所述生物体的唾液腺相对的第二区域,用于对所述生物体的唾液中的目标离子进行检测,得到第二电信号,并将所述第二电信号发送至处理模块13。

[0056] 处理模块13,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列17相对应的第三区域,通过连接导线21与所述第一检测模块11、所述第二检测模块12连接,用于在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块16释放所存储的药物,以及根据所述第二电信号得到所述目标离子的浓度,监测身体状况,实现及时预警,以及在紧急情况下快速精准给药。

[0057] 电源模块14,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列17相对应的第四区域,通

过连接导线21与所述第二检测模块12、所述处理模块13连接,用于为所述装置供电。

[0058] 封装层15,所述封装层15的形状与所述生物体的牙列17的形状相匹配,用于封装所述柔性基底、所述连接导线21、所述第一检测模块11、所述第二检测模块12、所述处理模块13、所述电源模块14。

[0059] 药物储存模块16,通过连接导线21与所述处理模块13连接,位于被所述封装层15上与所述生物体的口腔给药位置相对应的区域,用于在所述处理模块13的控制下,释放所存储的药物。

[0060] 在一种可能的实施方式中,该装置可以仅为与生物体下颌牙列的形状相匹配的装置,也可以仅为与生物体的上颌牙列的形状相匹配的装置,也可以为与生物体的上、下颌牙列的形状分别匹配的装置。

[0061] 其中,在该装置为与生物体的上、下颌牙列的形状分别匹配的装置的情况下,该装置可以包括与生物体的上颌牙列形状匹配的第一装置以及与生物体的下颌牙列形状匹配的第二装置,并且第一装置和第二装置可以作为正畸矫正器。其中,第一检测模块11、药物储存模块16必须同时设置在与生物体的上颌牙列形状匹配的第一装置中或者与生物体的下颌牙列形状匹配的第二装置中,第二检测模块12可以单独设置在与生物体的上颌牙列形状匹配的第一装置中或者与生物体的下颌牙列形状匹配的第二装置中。可以根据第一检测模块11、第二检测模块12、药物储存模块16的设置位置(设置在第一装置还是第二装置中)确定处理模块和电源模块的设置位置,以及确定设置在第一装置和/或第二装置中的处理模块的作用。例如,在第一检测模块11、药物储存模块16设置于第一装置中、第二检测模块12设置于第二装置中的情况下,则第一装置和第二装置需要分别设置电源模块和处理模块。其中,第一装置中的电源模块,用于为第一装置中的、用于在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块释放所存储的药物的处理模块供电;第二装置中的电源模块,用于为第二装置中的、用于根据所述第二电信号得到所述目标离子的浓度的处理模块和第二检测模块供电。

[0062] 在一种可能的实施方式中,柔性基底的材料可以为柔性材料,如聚二甲基硅氧烷(polydimethylsiloxane,简称PDMS)、有机硅胶、共聚酯(属于PBAT,PBAT属于热塑性生物降解塑料,是己二酸丁二醇酯和对苯二甲酸丁二醇酯的共聚物,如ecoflex)、聚酰亚胺(Polyimide,简称PI)等。本领域技术人员可以根据实际需要设置对柔性材料进行设置,本公开对此不作限制。

[0063] 在一种可能的实施方式中,第一检测模块11可以为薄膜压力传感器,用于将所检测到的生物体的上下颌牙列之间的压力信号转化为第一电信号,并将所述第一电信号发送至处理模块13。例如,该薄膜压力传感器可以包括DF9-40压力传感器、WPE-103-50压力传感器等,本领域技术人员可以根据实际需要设置对薄膜压力传感器进行设置,本公开对此不作限制。

[0064] 其中,第一检测模块11在柔性基底上与所述生物体的牙列17的面对应的第一区域可以是以下任意一个区域:柔性基底上与生物体的磨牙区牙列的面对应的区域、柔性基底上与生物体的前磨牙区牙列的面对应的区域、柔性基底上与生物体的门牙区牙列的面对应的区域,例如,第一检测模块11可以位于柔性基底上与生物体的磨牙区牙列中的其中一颗牙齿的面对应的区域,第一检测模块11也可以位于柔性基底上与生物体的前磨牙区牙列中



的其中一颗牙齿的面对应的区域,第一检测模块11也可以位于柔性基底上与生物体的门牙区牙列中的其中一颗牙齿的面对应的区域,第一检测模块11可以位于柔性基底上与生物体的下颌右侧第二磨牙的面对应的区域。本领域技术人员可以根据实际需要为柔性基底上的第一区域进行设置,本公开对此不作限制。

[0065] 在一种可能的实现方式中,如图2所示,连接导线21的形状可以为蛇形图案。其中,连接导线21的形状还可以为分形图案等,本公开对此不作限制。

[0066] 其中,处理模块13在柔性基底上与生物体的牙列17相对应的第三区域可以是位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列17相对应的除所述第一检测模块11、所述第二检测模块12外的任意区域。例如,处理模块13可以位于与生物体的下颌右侧第二前磨牙颊侧区域相对应的区域,本领域技术人员可以根据实际需要为柔性基底上的第三区域进行设置,本公开对此不作限制。

[0067] 在一种可能的实现方式中,处理模块13可以包括与第一检测模块11相对应的第一处理子模块,以及与第二检测模块12相对应的第二处理子模块。其中,第一处理子模块用于在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块16释放所存储的药物,第二处理子模块用于根据所述第二电信号得到所述目标离子的浓度。其中,第一检测模块11、药物储存模块16、第一处理子模块必须同时设置在与生物体的上颌牙列形状匹配的第一装置中或者与生物体的下颌牙列形状匹配的第二装置中,第二检测模块12、第二处理子模块必须同时设置在与生物体的上颌牙列形状匹配的第一装置中或者与生物体的下颌牙列形状匹配的第二装置中。可以根据第一检测模块11、第二检测模块12、药物储存模块16的设置位置(设置在第一装置还是第二装置中)确定第一处理子模块和第二处理子模块的设置位置,以及确定设置第一处理子模块和第二处理子模块的作用。

[0068] 在一种可能的实施方式中,在第一检测模块11位于柔性基底上与生物体的下颌左侧第二磨牙的面对应的区域,且该装置用于成人佩戴的情况下,该电压阈值可以设置为300牛的咬合力对应的电信号的电压值。但由于不同的压力传感器第一电信号与咬合力的对应关系不同,不同年龄的生物体的上下颌牙列之间的咬合力也不同,本领域技术人员可以根据不同生物体的实际情况对第一电信号的电压阈值进行设置,本公开对此不作限制。

[0069] 其中,第二检测模块12在柔性基底上与生物体的唾液腺相对的第二区域,可以是以下任意一个区域:柔性基底上与生物体的腮腺相对的区域、柔性基底上与生物体的下颌下腺和舌下腺相对的区域。例如,第二检测模块12可以位于生物体的上颌左侧第二磨牙颊侧对应的区域,用于对生物体的腮腺产生的唾液中的目标离子进行检测。第二检测模块12也可以位于生物体的下颌左侧中切牙舌侧和生物体的下颌右侧中切牙舌侧的中间区域,用于对生物体的下颌下腺和舌下腺产生的唾液中的目标离子进行检测。本领域技术人员可以根据实际需要为柔性基底上的第二区域进行设置,本公开对此不作限制。

[0070] 在一种可能的实施方式中,第二检测模块12至少可以包括:工作电极、参比电极、对电极,所述工作电极、参比电极、对电极平铺设置在所述柔性基底上。

[0071] 所述工作电极与所述参比电极形成测量回路,用于测量所述目标离子在所述工作电极上进行电化学反应过程中所产生的第二电信号。

[0072] 所述工作电极与所述对电极形成极化回路,用于稳定所述测量回路对所述第二电信号的测量过程。

[0073] 其中,第二检测模块12可以包括多个工作电极、与每个工作电极分别对应的多个参比电极、与每个工作电极分别对应的多个对电极,每一个工作电极用于实现不同的目标离子的检测。其中,第二检测模块12也可以包括多个工作电极、一个参比电极、与每个工作电极分别对应的多个对电极,每一个工作电极用于实现不同的目标离子的检测,其中,该参比电极可以为多种目标离子的公用参比电极。需要说明的是,本领域技术人员可以根据实际所要检测的目标离子对工作电极以及对电极进行设置,本公开对此不作限制。

[0074] 在一种可能的实施方式中,所述工作电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状可以包括圆形,所述参比电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状包括圆形,所述对电极在所述柔性基底所在的平面上的投影形状包括半环形,所述工作电极位于所述参比电极和所述对电极中间,所述对电极围绕在所述工作电极周围。

[0075] 图3示出根据本公开实施例的第二检测模块的结构示意图。如图3所示,当所要检测的目标离子为钾离子( $K^+$ )和钠离子( $Na^+$ )时,第二检测模块12可以包括钾离子工作电极31、钠离子工作电极32、钾离子对电极33、钠离子对电极34、钾钠离子公用参比电极35。其中,钾离子工作电极31位于钾钠离子公用参比电极35和钾离子对电极33中间,钠离子工作电极32位于钾钠离子公用参比电极35和钠离子对电极34中间。在柔性基底所在的平面上的投影形状中,钾离子工作电极31为圆形,钾离子对电极33为与钾离子工作电极31的圆心相同的半环形,钾离子对电极33围绕在钾离子工作电极31周围;钠离子工作电极32为圆形,钠离子对电极34为与钠离子工作电极32的圆心相同的半环形,钠离子对电极34围绕在钠离子工作电极32周围。

[0076] 通过实时检测唾液中钠、钾离子浓度,能够使佩戴该装置的生物体可以及时根据唾液中钠、钾离子浓度实时监测身体状况,评估发生心血管疾病的风险,起到及时预警的作用。

[0077] 根据所要检测的目标离子,设置与所要检测的目标离子对应的工作电极、参比电极和对电极,能够精确测量所要检测的不同的目标离子。

[0078] 在一种可能的实施方式中,工作电极与参比电极可以设置为半径小于或等于1毫米、高度小于或等于1微米的圆柱体,对电极可以设置为围绕在工作电极、与所述工作电极为同一圆心的内半径小于或等于1.2毫米、外半径小于或等于2.5毫米、高度小于或等于1微米的半环体,其中,可以将工作电极与对电极之间的距离为大于0.2毫米,且小于1毫米。

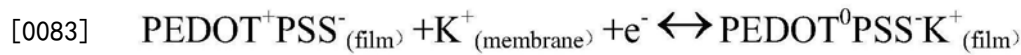
[0079] 在一种可能的实施方式中,所述第二检测模块12与生物体的唾液相接触的表面设置有第一选择透过性膜,所述第一选择性透过膜用于防止所述工作电极、参比电极、对电极的材料进入所述生物体的唾液中。其中,第一选择透过性膜可以为医用生物相容性膜。其中,医用生物相容性膜可以是铜氨纤维素膜、皂化纤维素膜、聚丙烯腈膜、聚甲基丙烯酸甲酯膜、聚砜膜等,该医用生物相容性膜生物相容性较好、安全性高。本领域技术人员可以根据实际需要设置医用生物相容性膜,本公开对此不作限制。

[0080] 通过设置第一选择透过性膜,由于第一选择透过性膜为生物相容性的高分子膜,不会对生物体造成伤害,并且该第一选择透过性膜还能够防止工作电极、参比电极、对电极中的有害物质进入到生物体的唾液中,还可以避免工作电极、参比电极、对电极中的有害物质对生物体造成伤害。

[0081] 在一种可能的实施方式中,所述工作电极包括导电聚合物层,所述导电聚合物层

用于与所述目标离子发生电化学反应,产生所述第二电信号。其中,导电聚合物层是根据导电聚合物溶液中的溶剂挥发之后形成的,导电聚合物溶液中的溶质可以包括聚噻吩、聚吡咯、聚苯胺等,本领域技术人员可以根据实际所要检测的目标离子设置对导电聚合物溶液中的溶质进行设置,本公开对此不作限制。

[0082] 在一种可能的实施方式中,当所要检测的目标离子为钾离子时,工作电极为钾离子工作电极,参比电极为钾离子参比电极,导电聚合物层为聚3,4-乙撑二氧噻吩溶液中的溶剂挥发之后形成的,其中,目标离子与导电聚合物层通过以下化学反应式发生电化学反应,



[0084] 其中, $\text{PEDOT}^+\text{PSS}^-(\text{film})$ 表示导电聚合物层中的聚(3,4-亚乙二氧基噻吩)-聚(苯乙烯磺酸)离子, $\text{K}^+(\text{membrane})$ 表示生物体的唾液中的钾离子, $\text{PEDOT}^0\text{PSS}^-\text{K}^+(\text{film})$ 表示聚(3,4-亚乙二氧基噻吩)-聚(苯乙烯磺酸)钾, $e^-$ 表示目标离子与导电聚合物层发生电化学反应的过程中所需要的电荷,即第二电信号。

[0085] 在一种可能的实施方式中,处理模块13将第二电信号转化为对应的电势,并通过以下公式(1)得到目标离子的浓度:

$$[0086] \quad a = e^{\frac{E_{\text{meas}} - E_0}{RT} z_a F} \quad \text{公式 (1)}$$

[0087] 其中, $a$ 表示目标离子的浓度, $z_a$ 表示目标离子的价态, $R$ 表示气体常数, $T$ 表示温度, $F$ 表示法拉第常数, $E_{\text{meas}}$ 表示生物体的唾液中的所有离子产生的电势, $E_0$ 表示所述生物体的唾液中除目标离子外其他离子产生的电势。其中,在只有目标离子进入工作电极与工作电极中的导电聚合物层发生电化学反应的情况下, $E_0$ 为0。

[0088] 通过设置第一检测模块11以及处理模块13,可以检测到生物体的唾液中的目标离子的浓度,为口腔疾病预防和治疗提供基础数值,为临床疾病鉴别诊断提供参考。

[0089] 在一种可能的实施方式中,所述工作电极还可以包括在所述第一选择透过性膜与所述导电聚合物层之间设置的第二选择透过性膜,所述第二选择透过性膜用于通过所述生物体的唾液中的目标离子,以供所述工作电极对所述目标离子进行检测。其中,第二选择透过性膜可以根据需要检测的目标离子确定。例如,当所要检测的目标离子为钠离子时,第二选择透过性膜可以包括钠离子载体, $\text{Na}^+\text{-TFPB}$ (四[3,5-双(三氟甲基)苯基]硼酸钠), $\text{PVC}$ (Polyvinyl chloride,聚氯乙烯)和 $\text{DOS}$ (双(2-乙基己基)癸二酸酯)、四氢呋喃等。当所要检测的目标离子为钾离子时,第二选择透过性膜可以包括缬霉素(即钾离子载体), $\text{K}^+\text{TPB}$ (四[3,5-双(三氟甲基)苯基]硼酸钾)、 $\text{PVC}$ 和 $\text{DOS}$ 、环己酮等。本领域技术人员可以根据所要检测的目标离子设置第二选择透过性膜,本公开对此不作限制。

[0090] 通过设置第二选择透过性膜,可以选择性的通过需要检测的目标离子,而不允许其他离子通过,以使工作电极对目标离子进行检测,能够有效避免其他离子在工作电极对目标离子进行检测的过程中对第二电信号产生干扰,影响工作电极对目标离子检测的精确性。

[0091] 在一种可能的实施方式中,处理模块13可以包括电压缓冲器、差分放大器、低通滤波器、跨阻放大器、模数转换器,用于对接收到的第一电信号和第二电信号进行预处理,在对第一电信号和第二电信号进行预处理之后,确定第一电信号的电压值超过电压阈值的情

况下控制药物储存模块16释放所存储的药物,以及根据第二电信号得到目标离子的浓度。

[0092] 在一种可能的实施方式中,电源模块14在柔性基底上与生物体的牙列17相对应的第四区域可以是位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列17相对应的除所述第一检测模块11、所述第二检测模块12、处理模块13外的任意区域。例如,电源模块14可以位于柔性基底上与生物体的下颌右侧第二前磨牙舌侧对应的区域,用于为所述装置供电。其中,电源模块14可以选用直径小于或等于4.8毫米,厚度小于或等于1.5毫米的微型电池,例如SR416纽扣电池,本领域技术人员可以根据实际需要设置电源模块14,本公开对此不作限制。

[0093] 在一种可能的实施方式中,封装层15可以为透明的牙科压膜片。其中,牙科压膜片可以由树脂做成,安全无毒,加热可软化重塑,其软化重塑温度在140摄氏度至160摄氏度之间,并不会对该装置中的其他模块造成不良影响。其中,封装层15的厚度小于或等于1.5毫米,本公开对此不作限制。

[0094] 在一种可能的实施方式中,药物储存模块16在封装层15上与生物体的口腔给药位置相对应的区域可以根据实际给药的位置确定,本公开对此不作限制。例如,当佩戴该装置的生物体为心脏病患者时,需要舌下含服硝酸甘油片,则可以预先将硝酸甘油片放置在药物储存模块16中,将防止有药物的药物储存模块16设置在封装层15上与生物体的下颌左侧中切牙舌侧与下颌右侧中切牙舌侧之间的区域,在心脏病急性发作时,可以通过紧咬牙齿使第一检测模块11将感测到的压力信号转化为第一电信号,并在该第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下,控制药物储存模块16释放所储存的硝酸甘油片,从而实现快速精准给药,解决现有技术中存在的由于给药时间延迟导致病情恶化、猝死等技术问题。

[0095] 在一种可能的实施方式中,处理模块13还可以用于在根据第二电信号得到所述目标离子的浓度之后,在所述目标离子的浓度超过浓度阈值的情况下控制药物储存模块16释放所储存的药物。例如,假定生物体的唾液中的特定蛋白的浓度与急性冠脉综合征 (Acute Coronary Syndrome, ACS) 有关,可以预先将用于治疗急性冠脉综合征的药物放置在药物储存模块16中,当急性冠脉综合征患者佩戴该装置时,在处理模块13根据第二电信号确定该特定蛋白的浓度超过浓度阈值的情况下,控制药物储存模块16释放所储存的用于治疗急性冠脉综合征的药物,从而能够实现快速精准给药,解决现有技术中存在的由于给药时间延迟导致病情恶化、猝死等技术问题。

[0096] 根据本公开提供的口腔原位柔性检测装置,通过将第一检测模块、第二检测模块、处理模块、药物储存模块的有机结合,能够在实现对唾液中的目标离子的监测的同时,释放预先存储的药物,从而能够使佩戴该装置的生物体可以及时根据唾液中钠、钾离子浓度实时监测身体状况,评估发生心血管疾病的风险,起到及时预警的作用,以及,在紧急情况下,可以实现预先存储的药物的释放,从而实现快速精准给药,解决现有技术中存在的由于给药时间延迟导致病情恶化、猝死等技术问题。

[0097] 图4示出根据本公开实施例的药物储存模块的结构示意图。如图4所示,该装置还包括与所述电源模块14通过连接导线21连接的加热模块,所述处理模块13可以包括控制子模块(图中未示出),所述封装层15还用于封装所述加热模块。

[0098] 所述控制子模块,在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下,启动所述加热模块。其中,所述控制子模块还用于在确定所述第一电信号的电压值小于或等于电压阈值的情况下,关闭加热模块。或者,所述控制子模块还用于在确定加热模块被启动的

时长超过时长阈值时,关闭加热模块。

[0099] 所述加热模块,用于在启动后对所述药物储存模块16的保险丝405进行加热。

[0100] 所述药物储存模块16包括壳体、保险丝405、弹性连接件403,所述壳体包括上壳体401、下壳体402,所述上壳体401、所述下壳体402通过所述保险丝405、所述弹性连接件403连接在一起形成所述壳体,并在所述壳体内部形成用于储存所述药物的腔体407,在所述保险丝405被所述加热模块加热熔断时,在所述弹性连接件403的作用下所述上壳体401和所述下壳体402部分断开连接,释放所述腔体407中的药物。

[0101] 其中,由于生物体的口腔是湿润环境,能够起到隔热冷却作用,当药物释放后,患者停止紧咬牙齿,第一检测模块11感测到的第一电信号的电压值会小于电压阈值,控制子模块关闭加热模块,因此,由于加热模块的工作时间短且口腔环境对生物体有保护作用,使得该加热模块对口腔的影响较小,且耗能低。

[0102] 在一种可能的实施方式中,保险丝405可以由柔性材料制成,断裂强力大于100牛,且熔点小于170摄氏度。其中,用于制作保险丝405的柔性材料与用于制作柔性基底的柔性材料不同,且用于制作保险丝405的柔性材料的熔点小于用于制作柔性基底的柔性材料的熔点,以保证在该保险丝405被熔断的情况下不会对该装置中的其他模块产生影响。本领域技术人员可以根据实际需要对柔性材料进行设置,本公开对此不作限制。

[0103] 其中,如图4所示,药物储存模块16的上壳体401可以由柔性材料制成的上半椭球型壳体,下壳体402可以由金属材料制成的下半椭球型壳体,上壳体401与下壳体402形成一个完整的椭球状型腔体407。还可以将药物储存模块16的立体形状、腔体形状设置为其他形状,本公开对此不作限制。

[0104] 其中,弹性连接件403可以为卡扣、弹簧等,本公开对此不作限制。连接部404可以为圆孔,通过将保险丝405固定连接在该圆孔中,实现将上壳体401与下壳体402连接在一起。

[0105] 通过将上壳体、下壳体通过保险丝、弹性连接件连接在一起形成壳体,在保险丝被电阻丝熔断的情况下,上壳体和下壳体在弹性连接件的作用下部分断开连接,不仅可以实现释放药物储存模块中的药物,还可以保持上壳体和下壳体的部分连接关系,避免由于上壳体与下壳体脱离,对佩戴该装置的生物体造成伤害的情况发生。

[0106] 在一种可能的实施方式中,如图4所示,所述加热模块可以包括电阻丝406。

[0107] 所述下壳体402内部设置有通道408,所述上壳体401上与所述通道408的开口处409对应的第一位置设置有连接部404,所述保险丝405安装于所述通道408中且所述保险丝405的一端410固定在所述通道408中、所述保险丝405的另一端411固定在所述连接部404上,所述电阻丝406缠绕在所述保险丝405上;

[0108] 所述弹性连接件403,设置在所述上壳体401和所述下壳体402上与所述连接部404相对的第二位置,将所述上壳体401和所述下壳体402在所述第二位置固定连接在一起。

[0109] 通过将电阻丝缠绕在保险丝上,可以增大电阻丝与保险丝的接触面积,在电阻丝被加热的情况下,能够迅速熔断保险丝。

[0110] 在一种可能的实施方式中,通道408可以设置在下壳体402中,也可以设置在下壳体402的内壁上,本公开对此不作限制。

[0111] 在一种可能的实现方式中,保险丝405的一端410还可以固定在弹性连接件403上。

其中,通道408贯穿整个下壳体402,以使保险丝405的一端410固定在弹性连接件403上。

[0112] 在一种可能的实施方式中,所述控制子模块还可以包括过热关闭开关和所述断路开关。所述过热关闭开关用于当所述第一电信号的电压值小于电压阈值的情况下,关闭所述加热模块。所述断路开关用于在所述药物储存模块16释放所存储的药物的时间超过时间阈值的情况下,关闭所述加热模块。例如,当药物释放后患者停止紧咬牙齿时,使得第一检测模块11感测到的电信号的电压值小于电压阈值,停止控制加热模块加热,进而停止释放药物。

[0113] 在一种可能的实施方式中,该装置还可以包括无线传输模块,位于所述柔性基底上与所述生物体的牙列17相对应的第五区域,通过连接导线21与所述处理模块13、电源模块14连接,用于将所述目标离子的浓度发送至终端。其中,该无线传输模块在柔性基底上与生物体的牙列17相对应的第五区域可以是位于柔性基底上与生物体的牙列17相对应的除第一检测模块11、所述第二检测模块12、处理模块13、电源模块14外的任意区域。例如,无线传输模块可以位于柔性基底上与生物体的下颌右侧第一前磨牙舌侧对应的区域。该终端可以包括显示面板,可以通过该显示面板实时显示目标离子的浓度,以便在目标离子的浓度出现异常的情况下,发出提醒。其中,该终端可以包括佩戴该装置的生物体的手机、电脑等。显示面板可以包括LCD(liquid crystal display)显示器、CRT(cathode ray tube)显示器,本公开对此不作限制。

[0114] 图5示出根据本公开实施例的一种口腔原位柔性检测装置的制造方法的流程示意图,该方法用于制造上述装置,该方法包括步骤S501至步骤S509。

[0115] 在步骤S501中,根据生物体的牙弓曲线,制作与所述牙弓曲线的形状相匹配的柔性基底,在所述柔性基底上沉积第一金属层。

[0116] 在步骤S502中,按照预设图案对所述第一金属层进行刻蚀处理,形成所述装置的连接导线。

[0117] 其中,通过按照预设图案利用光刻法、电子束蒸发法、丙酮剥离法等对第一金属层进行刻蚀处理形成连接导线,其中,该第一金属层的材料可以为Au(金),还可以为康铜、镍铬合金、镍铬铝合金、铁铬铝合金、铂钨合金等,本公开对此不作限制。其中,连接导线的形状可以为蛇形图案、分形图案等,本公开对此不作限制。

[0118] 在步骤S503中,在所述柔性基底的第一区域安装第一检测模块,所述第一检测模块用于检测所述生物体的上下颌牙列之间的压力信号,将所述压力信号转化为第一电信号并发送至处理模块。

[0119] 其中,可以通过金丝球焊等焊接的方式将第一检测模块与连接导线连接到一起;也可以通过导电凝胶将第一检测模块粘贴在第一区域,与连接导线连接到一起,本公开对安装第一检测模块的方式不作限制。

[0120] 在步骤S504中,在所述柔性基底的第二区域制造第二检测模块,所述第二检测模块用于对所述生物体的唾液中的目标离子进行检测,得到第二电信号并发送至处理模块。

[0121] 其中,在该第二区域的参比电极区域沉积第二金属层,在该第二区域的对电极区域沉积第三金属层,在第二区域涂脱模剂,沉积绝缘层。其中,第二金属层可以为Ag(银)层等,第三金属层可以为Pt(铂)层等,绝缘层可以为聚对二苯等,本公开对此不做限制。

[0122] 在步骤S505中,在所述柔性基底的第三区域安装处理模块,所述处理模块根据所

述第二电信号得到所述目标离子的浓度,以及在确定所述第一电信号的电压值超过电压阈值的情况下控制药物储存模块释放所存储的药物。

[0123] 其中,可以通过金丝球焊等焊接的方式将处理模块与连接导线连接到一起,也可以通过导电凝胶将处理模块粘贴在第三区域,本公开对安装处理模块的方式不作限制。

[0124] 在步骤S506中,在柔性基底的第四区域安装电源模块,得到待封装装置,其中,所述电源模块与所述第二检测模块、所述处理模块通过连接导线连接,用于为所述装置供电。

[0125] 其中,可以通过金丝球焊等焊接的方式将电源模块与连接导线连接到一起,也可以通过导电凝胶将电源模块粘贴在第四区域,本公开对安装电源模块的方式不作限制。

[0126] 在一种可能的实现方式中,该方法还可以包括在柔性基底的第五区域焊接无线传输模块,其中,可以通过金丝球焊等焊接的方式将无线传输模块与连接导线连接到一起,也可以通过导电凝胶将无线传输模块粘贴在第五区域,本公开对安装无线传输模块的方式不作限制。

[0127] 在步骤S507中,对所述待封装装置进行封装形成封装层,得到待成型装置。

[0128] 其中,可以利用透明的牙科压膜片对待封装装置进行封装,形成封装层,并在该待封装装置的背面贴附一层石膏隔离薄膜,得到待成型装置。

[0129] 在步骤S508中,将所述待成型装置贴合在根据生物体的牙列制作的石膏模型上,进行成型处理后得到与所述生物体的牙列贴合的柔性集成器件。

[0130] 将根据生物体的牙列制作的石膏模型放到真空成型机的真空吸盘上,将待成型装置贴合在根据生物体的牙列制作的石膏模型上。使用真空成型机先对封装层进行加热使其软化变形,将该封装层的下方抽真空,利用该封装层上下的压力差,使该待成型装置成型。其中,在对封装层进行加热使其软化变形的过程中,待封装装置也会随之变形。其中,在将待成型装置贴合在根据在石膏模型的过程中,待成型装置的石膏隔离薄膜与该石膏模型相接触,可以根据待成型装置上的第二区域调整待成型装置与石膏模型的贴合位置,以使得待成型装置与石膏模型相对应。

[0131] 对该待成型装置进行加热成型之后,去除所述石膏隔离薄膜,并对成型后的装置进行抛光,得到与所述生物体的牙列贴合的柔性集成器件。

[0132] 通过利用一体成型的技术实现“待成型装置→柔性集成器件”,能够使得柔性基底、第一检测模块、第二检测模块、处理模块、电源模块、封装层的一体成型,使得成型后的柔性集成器件与生物体的牙列紧密贴合,美观度高,异物感小。

[0133] 在步骤S509中,在所述封装层上与所述生物体的口腔给药位置相对应的区域安装药物储存模块,得到所述口腔原位柔性检测装置,所述药物储存模块用于在所述处理模块的控制下,释放所存储的药物。

[0134] 其中,可以通过直接粘接、卡接的方式固定药物储存模块,本公开对此不作限制。其中,还可以通过添加金属丝网的方式固定药物储存模块,以使药物储存模块更加牢固。

[0135] 在一种可能的实施方式中,在加热模块为电阻丝的情况下,可以将电阻丝与药物储存模块中的保险丝缠绕连接在药物储存模块的下壳体的通道中。

[0136] 其中,在步骤S508之后,还包括:

[0137] 对柔性集成器件上与第二检测模块区域对应的区域进行开窗处理,取出第二区域上的绝缘层以及脱模剂,并清理第二区域的污渍,在第二区域的工作电极区域滴涂与目标

离子对应的导电聚合物溶液,在与目标离子对应的导电聚合物溶液中的溶剂挥发之后,形成导电聚合物层,将预调制的第二选择透过性膜溶液滴涂到导线聚合物层上,在第二选择透过性膜溶液中的溶剂挥发后,形成第二选择透过性膜,得到工作电极。其中,导线聚合物溶液可以为PEDOT:PSS溶液,第二选择透过性膜溶液可以为 $\text{Na}^+$ 选择透过性膜溶液、 $\text{K}^+$ 选择透过性膜溶液等,可以根据需要检测的目标离子确定,本公开对此不作限制。

[0138] 对参比电极区域的第二金属层进行氯化处理之后,在经过氯化处理之后的第二金属层上滴涂预调制的参比液,在该参比液中的溶剂挥发之后,形成参比电极。其中,可以通过采取在第二金属层上滴涂 $0.1\text{mol/L}$ (摩尔每升)氯化铁溶液,并在1小时后冲洗干净的方法对第二金属层进行氯化处理等,本公开对第二金属层进行氯化处理的方式不做限制。

[0139] 在第二区域与生物体的唾液相接触的表面滴涂预调制的第一选择透过性膜溶液,在第一选择透过性膜溶液中的溶剂挥发之后,形成第一选择透过性膜,得到第二检测模块。

[0140] 以上已经描述了本公开的各实施例,上述说明是示例性的,并非穷尽性的,并且也不限于所披露的各实施例。在不偏离所说明的各实施例的范围和精神的情况下,对于本技术领域的普通技术人员来说许多修改和变更都是显而易见的。本文中所用术语的选择,旨在最好地解释各实施例的原理、实际应用或对市场中的技术的技术改进,或者使本技术领域的其它普通技术人员能理解本文披露的各实施例。



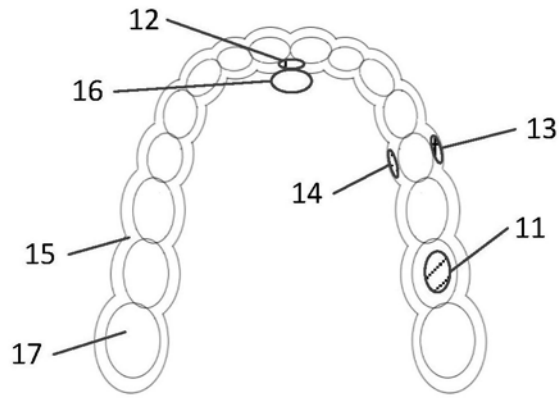


图1

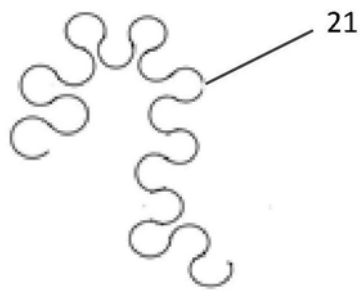


图2

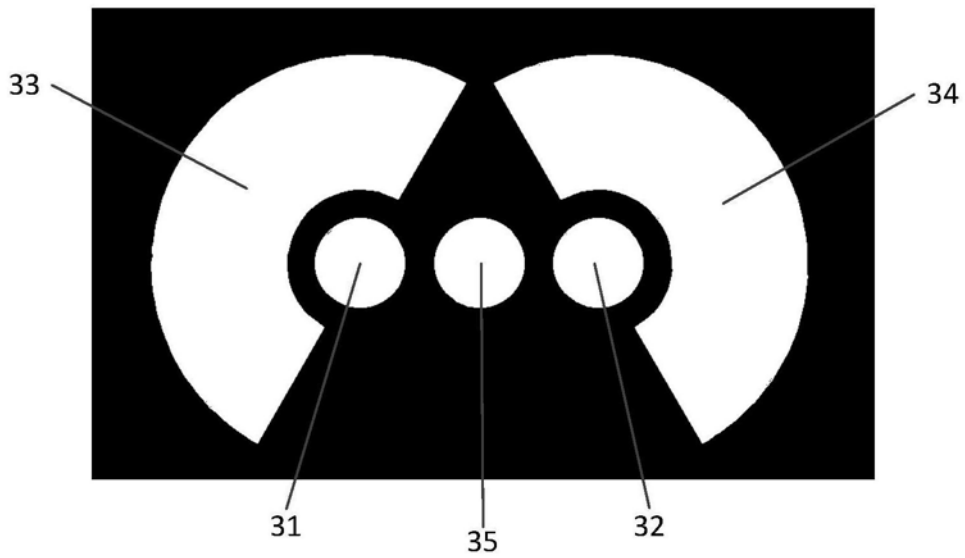


图3

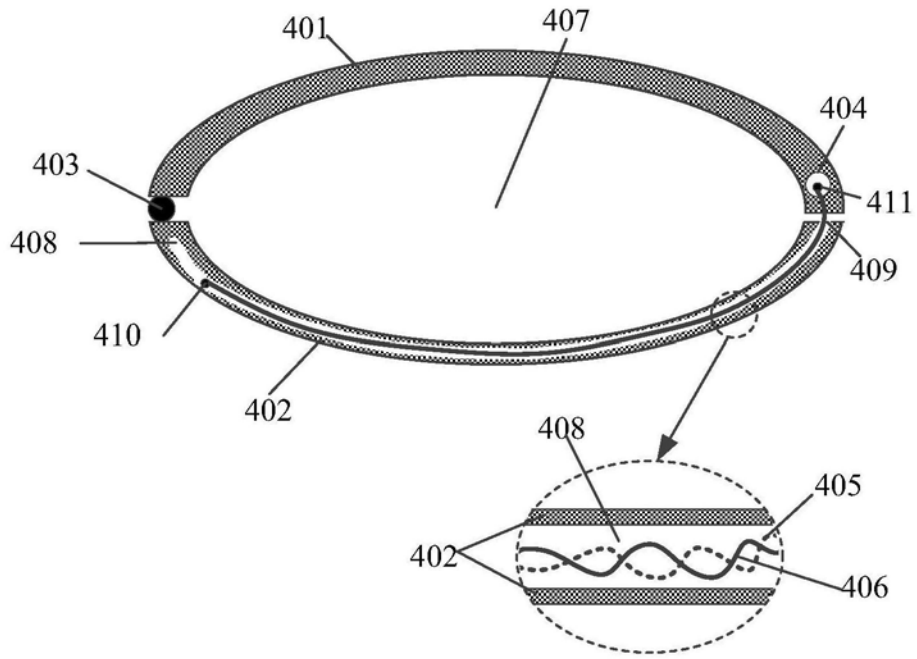


图4

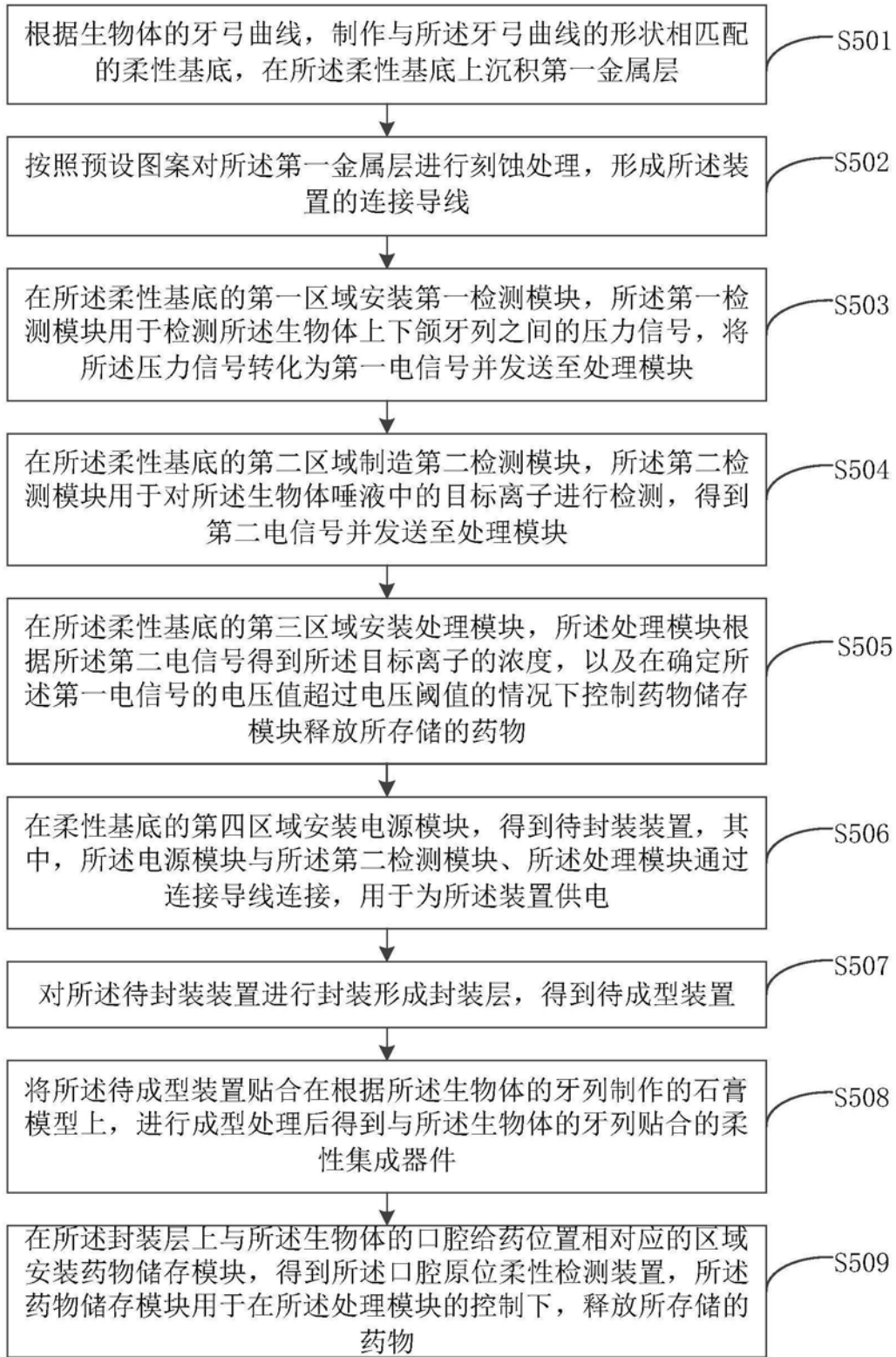


图5