



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118948264 A

(43) 申请公布日 2024. 11. 15

(21) 申请号 202411075435.2

B23K 26/38 (2014.01)

(22) 申请日 2024.08.07

(71) 申请人 浙江理工大学

地址 310000 浙江省杭州市江干区杭州经济开发区白杨街道

(72) 发明人 刘爱萍 裴子怡 程琳 陆磊
徐文杰

(74) 专利代理机构 杭州敦和专利代理事务所
(普通合伙) 33296

专利代理师 姜术丹

(51) Int. Cl.

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/1477 (2006.01)

A61B 10/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

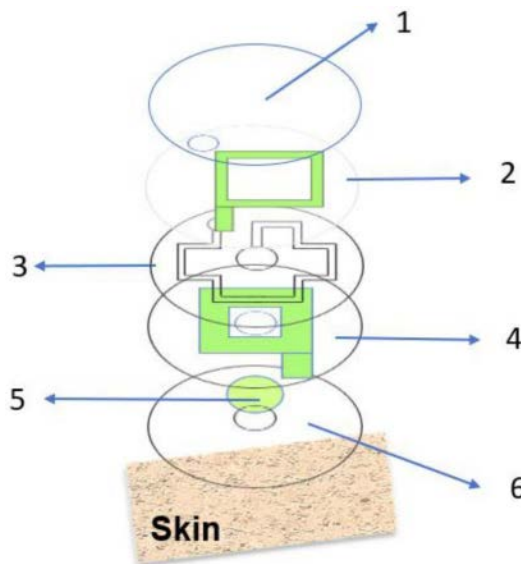
权利要求书1页 说明书6页 附图9页

(54) 发明名称

一种三明治结构微流控汗液的传感器贴片及其制备方法

(57) 摘要

本发明公开了一种三明治结构微流控汗液传感器贴片及其制备方法,该三明治结构微流控汗液传感器贴片由PET封装层、上电极、微通道层、下电极、水凝胶层以及黏贴层形成一种三明治结构的传感器贴片构成。本发明的三明治结构微流控汗液传感器贴片利用水凝胶的粘黏性,贴在皮肤上,用于汗液检测,发现掌心在静止状态下的出汗率最高,出汗率高的部位其氯离子浓度也较高。



1. 一种三明治结构微流控汗液的传感器贴片,其特征在于,所述传感器贴片从上到下依次为PET封装层、上电极、微通道层、下电极、水凝胶层和黏贴层。

2. 一种根据权利要求1所述的一种三明治结构微流控汗液的传感器贴片,其特征在于,所述上电极层或所述下电极层通过将低粘性胶带固定在紫外激光工作台上,将铜胶带粘性的一面朝上粘贴在低粘性胶带上,设置紫外激光的参数为20mm/s,标刻电极图案而后去除多余铜箔。

3. 根据权利要求1所述的一种三明治结构微流控汗液传感器贴片,其特征在于:微通道层由两层双面胶带经过紫外激光加工而成,首先将双面胶带粘性的一面朝上,用透明胶带固定在工作台的硅胶垫上,利用红光显示切割区域的轮廓,然后将其移动到红光显示的区域,标刻三次,再将通道内多余的胶带去除掉,并保持位置不变,粘贴上第二层双面胶带,同样的参数切割第二层双面胶带三次并去除多余胶带,制成微通道层。

4. 根据权利要求3所述的一种三明治结构微流控汗液传感器贴片,其特征在于:所述微通道层设置AD5933芯片和集成在AD5933芯片上的频率发生器与12位模数转换器(ADC)。

5. 根据权利要求3所述的一种三明治结构微流控汗液传感器贴片,其特征在于:所述微通道层设置微通设置12个触发点。

6. 根据权利要求1所述的三明治结构微流控汗液传感器贴片,其特征在于:所述微通道层的长度为0.05mm-1mm之间,宽度为580-610 μ m,高度为290-300 μ m。

7. 根据权利要求1所述的三明治结构微流控汗液传感器贴片,其特征在于:所述上电极宽度为0.4-0.6mm,所述下电极宽度为0.8-1mm;所述水凝胶层的直径为6-8mm,厚度290-300 μ m。

8. 一种三明治结构微流控汗液传感器贴片的制备方法,其特征在于,该制备方法包括如下步骤:

(1) 设计微通道、电极和信号传输电路;

(2) 用CAD软件设计并绘制微流控通道图和电极图;

(3) 用将双面胶带粘性的一面朝上,用透明胶带固定在工作台的硅胶垫上,利用红光显示切割区域的轮廓,然后将其移动到红光显示的区域,标刻三次,再将通道内多余的胶带去除掉,并保持位置不变,粘贴上第二层双面胶带,同样的参数切割第二层双面胶带三次并去除多余胶带,组成微通道层;

(4) 将低粘性胶带固定在紫外激光工作台上,将铜胶带粘性的一面朝上粘贴在低粘性胶带上,按照所述电极图案进行标刻,紫外激光的参数设置为扫描速率20mm/s,连续标刻三次而后去除多余铜箔,覆盖上PET作为基底并从低粘性胶带上剥离得到电极层;

(5) 步骤(3)方法提供微通道层;步骤(4)方法提供上电极层和下电极层;提供PET薄膜和水凝胶层;自上而下将PET薄膜、上电极层、微通道层、下电极层和水凝胶层进行封装并在水凝胶层下方粘上黏贴层,形成三明治结构微流控汗液传感器贴片。

9. 一种使用权利要求1-7之一所述传感器贴片来检测汗液中氯离子浓度的应用。

10. 一种根据权利要求9的应用,其特征在于,将汗液流经相邻触发点时电路等效为电荷转移阻抗和扩散阻抗与每个触发点处的电极与电解质界面形成电容串联;将每个触发点的电路等效为一个导纳,当汗液流经触发点时,导纳并联到电路中,上电极层与下电极层之间导纳值会突增,根据每个位点的导纳值计算出汗率和汗液中氯离子浓度。

一种三明治结构微流控汗液的传感器贴片及其制备方法

技术领域

[0001] 本发明涉及微流控结构设计领域,具体涉及到一种基于水凝胶界面和激光切割技术的三明治结构微流控汗液传感器贴片及其制备方法。

背景技术

[0002] 微流控源自MEMS(微机电系统)技术中的液体处理部分,旨在处理微米或纳米尺度的液体。微流控在能耗、试剂消耗和检测灵敏度方面具有明显的优势。而利用微流控技术制备的贴片可以对汗液进行有效收集并引导汗液的流向,因此广泛应用于可穿戴汗液传感器。

[0003] 目前,微流控汗液传感贴片主要用于检测汗液中的生物成分,以此判断人体健康状况。收集和分析自然状态下的汗液具有挑战性。与运动、热刺激出汗相比,接近或静止时的汗液可能更能反映身体信息。另外,低分泌率可以更好地保持汗液和血液之间生物标志物的扩散平衡,可能使静息汗液成分比其他类型的汗液更能反映血液与汗液的相关性。最后,静息汗液是持续产生的,不像运动或化学诱导的汗液是短期产生的,这使得我们可以长期监测身体状况,同时更有利于老年人等群体。

[0004] 大多数微流控贴片的制备方法采用光刻技术制备模具,然后在其表面浇筑PDMS,得到具有凹槽结构的PDMS薄片。其中嵌入的电极也大多使用金电极等价格高昂的材料。这种微流控传感贴片的制备需要苛刻的实验条件,并且成本较高。

发明内容

[0005] 为了克服上述现有技术中的缺陷,本发明提供了一种结合激光切割技术设计并制作了基于水凝胶界面的三明治结构微流控汗液传感贴片制备及其性能研究。通过紫外激光切割制备微流控通道层,每个触发点处的电极与电解质界面形成电容,每个触发点的电路可等效为一个导纳。当汗液流经触发点时,相当于导纳并联到电路中,上下两个铜电极之间导纳值会突增。根据每个位点的导纳值计算出汗率和汗液中Cl⁻浓度。对通过嵌入铜电极来检测出汗率和汗液中的氯离子浓度。通过设置经过水凝胶的和未经过水凝胶两组对比实验,来判断水凝胶对人体汗液的稀释程度。通过AD5933阻抗测量芯片集成频率发生器与12位模数转换器(ADC)进行信号转换,并结合单片机传输信号和上位机的可视化界面,实现了对人体汗液数据的实时检测。

[0006] 技术方案

[0007] 本发明一方面提供一种三明治结构微流控汗液的传感器贴片,所述传感器贴片从上到下依次为PET封装层、上电极、微通道层、下电极、水凝胶层和黏贴层。

[0008] 进一步的,所述上电极层或所述下电极层通过将低粘性胶带固定在紫外激光工作台上,将铜胶带有粘性的一面朝上粘贴在低粘性胶带上,设置紫外激光的参数为20mm/s,标刻电极图案而后去除多余铜箔。

[0009] 进一步的,微通道层由两层双面胶带经过紫外激光加工而成,首先将双面胶带有

粘性的一面朝上,用透明胶带固定在工作台的硅胶垫上,利用红光显示切割区域的轮廓,然后将其移动到红光显示的区域,标刻三次,再将通道内多余的胶带去除掉,并保持位置不变,粘贴上第二层双面胶带,同样的参数切割第二层双面胶带三次并去除多余胶带,制成微通道层。

[0010] 进一步的,所述微通道层的长度为0.05mm-1mm之间,宽度为580-610 μ m,高度为290-300 μ m。

[0011] 进一步的,所述上电极宽度为0.4-0.6mm,所述下电极宽度为0.8-1mm;所述水凝胶层的直径为6-8mm,厚度290-300 μ m。

[0012] 进一步的,将汗液流经相邻触发点时电路等效为电荷转移阻抗和扩散阻抗与每个触发点处的电极与电解质界面形成电容串联;将每个触发点的电路等效为一个导纳。当汗液流经触发点时,相当于导纳并联到电路中,上下两个铜电极之间导纳值会突增。根据每个位点的导纳值计算出汗率和汗液中Cl⁻浓度。

[0013] 进一步的,通过AD5933芯片上集成频率发生器与12位模数转换器(ADC),信号输出端口发射幅值可调的正弦激励信号,响应信号由ADC采样,然后经过片上DSP进行离散傅里叶变换(DFT)处理。

[0014] 进一步的,所述信号传输电路由前端连接微流控传感贴片,通过单片机将数据上传到上位机,采用I2C串口进行通信,它使用两条线路:串行数据线(SDA)和串行时钟线(SCL)进行双向传输。在Keil uVision5程序界面将频率设置为最高的106Hz,输出幅值为0.2V。然后通过J-LINK仿真器将程序烧录进单片机中。

[0015] 本发明还提供了一种三明治结构微流控汗液传感器贴片的制备方法,其特征在于,该制备方法包括如下步骤:

[0016] (1) 设计微通道、电极和信号传输电路;

[0017] (2) 用CAD软件设计并绘制微流控通道图和电极图;

[0018] (3) 用将双面胶带有粘性的一面朝上,用透明胶带固定在工作台的硅胶垫上,利用红光显示切割区域的轮廓,然后将其移动到红光显示的区域,标刻三次,再将通道内多余的胶带去除掉,并保持位置不变,粘贴上第二层双面胶带,同样的参数切割第二层双面胶带三次并去除多余胶带,组成微通道层;

[0019] (4) 将低粘性胶带固定在紫外激光工作台上,将铜胶带有粘性的一面朝上粘贴在低粘性胶带上,按照所述电极图案进行标刻,紫外激光的参数设置为扫描速率20mm/s,连续标刻三次而后去除多余铜箔,覆盖上PET作为基底并从低粘性胶带上剥离得到电极层;

[0020] (5) 步骤(3)方法提供微通道层;步骤(4)方法提供上电极层和下电极层;提供PET薄膜和水凝胶层;自上而下将PET薄膜、上电极层、微通道层、下电极层和水凝胶层进行封装并在水凝胶层下方粘上黏贴层,形成三明治结构微流控汗液传感器贴片。

[0021] 进一步的,通过AD5933芯片上集成频率发生器与12位模数转换器(ADC),其在信号输出端口发射幅值可调的正弦激励信号,响应信号由ADC采样,然后经过片上DSP进行离散傅里叶变换(DFT)处理;

[0022] 进一步的,AD5933芯片、12位模数转换器(ADC)、单片机设计汗液信号采集和传输电路,在上位机端通过Labview软件将检测得到的数据可视化;

[0023] 进一步的,单片机采用I2C串口进行通信,它使用两条线路:串行数据线(SDA)和串

行时钟线(SCL)进行双向传输。在Keil uVision5程序界面将频率设置为最高的106Hz,输出幅值为0.2V。然后通过J-LINK仿真器将程序烧录进单片机中。

[0024] 进一步的,将微流控传感器贴片粘在人体掌心和小腿的位置进行汗液收集与检测。

[0025] 本发明中利用激光切割技术设计制作了基于水凝胶界面的三明治结构微流控汗液传感贴片。利用水凝胶贴片自然吸汗,上下两层铜电极与流入的汗液形成三明治结构的导纳型出汗率传感器,并同时检测出汗液中氯离子浓度。探究出汗率检测原理,采用铜电极替代金电极,探究出汗率检测原理,结合AD5933阻抗测量芯片和单片机设计检测电路,并对其进行优化,消除铜电极与汗液之间的电化学反应对出汗率检测的影响的同时降低成本,适合大批量制作,有望商业化应用。

[0026] 本发明一种利用激光切割技术并制作了基于水凝胶界面的三明治结构微流控汗液传感器贴片的制备及性能研究对现有技术具体的有益效果如下:

[0027] 1.选用铜膜作为电极,可以检测出汗率和汗液中氯离子浓度,同时对实验条件要求低,降低生产成本;

[0028] 2.设计优化电路,消除铜电极与汗液之间的电化学反应对出汗率检测的影响。利用数模转换芯片,将采集信号做傅里叶变换后,使得数据更加直观,同时利用上位机软件实现信号的实时传输,使数据采集过程更加简易、方便。

[0029] 3.设计三明治结构的导纳型出汗率传感器,能够同时检测出汗液中氯离子浓度。

[0030] 4.采用紫外激光机切割形成微流控通道层,制备方法简易方便。

[0031] 5.出汗率传感器可以更加精确地了解每个时刻的具体出汗率,通过设置九个触发点位,可以精确测量一段时间内的八个出汗率数值,从而分析人体健康状况。

附图说明

[0032] 图1.三明治结构微流控汗液传感器贴片的结构示意图;

[0033] 图2.是微流控通道的流阻变化:(a)通道高度对流阻的影响;(b)通道宽度对流阻的影响;(c)通道长度对流阻的影响;

[0034] 图3.不同激光扫描速率下加工的通道内壁粗糙程度的扫描电子显微镜图像;

[0035] 图4.不同宽度通道的光学显微镜图像;

[0036] 图5.微流控通道层制备流程图;

[0037] 图6.是铜电极制作流程图;

[0038] 图7.是汗液在相邻触发点间的等效电路;

[0039] 图8.是每个触发点的导纳电路;

[0040] 图9.是汗液数据检测与收集的电路原理图,其中包含了电路原理、尺寸和上位机LabVIEW程序框架;

[0041] 图10.(a)不同注射速率下电极导纳曲线;(b)计算得到的测量速率;(c)不同NaCl浓度的电极导纳曲线;(d)电极导纳与溶液浓度的拟合曲线;

[0042] 图11.是出汗率测试界面;

[0043] 图12.(a)不同Cl⁻浓度下的电化学阻抗谱;(b)不同注射速率下的电极导纳;(c)不同阳离子类型下的电极导纳;

[0044] 图13. (a) 不同C1-浓度下有无水凝胶的电极导纳阶梯曲线; (b) 不同C1-浓度下有无水凝胶的传感器标定曲线; (c) 相同C1-浓度下不同厚度水凝胶的电极响应曲线;

[0045] 图14. (a) 不同身体部位的微流控汗液采集图像; (b) 根据光学图像得到的出汗率柱状图;

[0046] 图15. (a) 掌心出汗率变化曲线; (b) 手背出汗率变化曲线; (c) 手臂出汗率变化曲线; (d) 小腿出汗率变化曲线;

[0047] 图16. 是人体不同部位氯离子浓度的变化: (a) 掌心; (b) 手背; (c) 手臂; (d) 小腿;

[0048] 图17. 是掌心上相邻两个微流控传感贴片测得的出汗率;

[0049] 图18. 在手臂上相邻位置放置两个微流控传感贴片, 一个水平放置, 一个垂直放置所测量的出汗率;

[0050] 图19. 是双面胶带和铜胶带的界面结合力测定图;

[0051] 图20. 是微流控传感贴片随着手指的弯曲而紧密贴合。

[0052] 附图标号说明如下:

[0053] 1、PET封装层; 2、上电极; 3、微通道层; 4、下电极; 5、水凝胶层; 6、黏贴层。

具体实施方式

[0054] 为使本领域技术人员更加深入理解本发明的目的、技术方案和优点, 下面结合附图和具体实施例对发明进行清楚、完整的描述。

[0055] 如图1所示, 从上到下依次为PET封装层、上电极、微通道层、下电极、水凝胶层以及黏贴层。其中上电极宽度 $600\mu\text{m}$, 下电极宽度 1mm , 形成一种三明治结构的导纳型出汗率传感器。

[0056] 如图2所示, 通道高度小于 0.2mm 时流阻极速下降, 大于 0.2mm 时流阻变化较小, 通道宽度在小于 0.3mm 时流阻极速下降, 大于 0.3mm 时流阻的变化缓慢。通道宽度为 0.2mm 时有明显的烧蚀痕迹, 且有双面胶带粘连, 通道宽度在 0.4mm 以上时, 内壁较为平整光滑。

[0057] 如图3所示, 分别设置激光扫描速率为 10mm/s 、 30mm/s 、 40mm/s 、 50mm/s , 对两层双面胶带进行原位切割, 设置为 $600\mu\text{m}$, 并在扫描电子显微镜下观察通道内壁的粗糙程度。

[0058] 如图4所示, 为了探究激光加工的最小通道尺寸, 我们设置了加工通道宽度为 0.2mm 、 0.4mm 、 0.6mm 、 0.8mm 、 1mm , 同时保持激光切割机的预设参数不变(激光波长 355nm , 脉冲宽度 $1\mu\text{s}$, 扫描速率为 50mm/s)。对双面胶带进行原位加工, 并在光学显微镜下观察不同宽度的通道, 得到的光学照片。

[0059] 如图5所示, 首先将双面胶带粘性的一面朝上, 用透明胶带固定在工作台的硅胶垫上, 利用红光显示切割区域的轮廓, 然后将其移动到红光显示的区域, 标刻三次。再用镊子将通道内多余的胶带去除掉, 并保持位置不变, 粘贴上第二层双面胶带, 同样的参数切割第二层双面胶带三次并去除多余胶带, 组成微流控通道层。

[0060] 如图6所示, 首先将低粘性胶带固定在紫外激光工作台上, 将铜胶带粘性的一面朝上粘贴在低粘性胶带上。按照前面设计好的电极图案进行标刻, 紫外激光的参数设置为扫描速率 20mm/s , 连续标刻三次, 最后去除多余铜箔, 覆盖上PET作为基底并从低粘性胶带上剥离得到电极层。

[0061] 如图7所示, 当汗液从收集孔流进通道并到达触发点位时, 汗液会同时浸润上下两

个铜电极,由于汗液中含有大量电解质(Na^+ 和 Cl^-),会在上下电极板中间形成导电通路。每个触发点的等效电路。其中: C_d 表示触发点处的电极与电解质界面之间的双电层电容, R_{ct} 表示该处界面的电荷转移阻抗, Z_w 表示该处的Warburg扩散阻抗。

[0062] 如图8所示,每个触发点的电路可等效为一个导纳 Y ,当汗液流经触发点时,相当于导纳并联到电路中。

[0063] 如图9所示,AD5933是一款高精度的阻抗转换器,片上集成频率发生器与12位模数转换器(ADC),信号输出端口可以发射幅值可调的正弦激励信号,响应信号由ADC采样,然后经过片上DSP进行离散傅里叶变换(DFT)处理。DFT算法可在每个频率上返回一个实部(R)和虚部(I)。寄存器内容可以从串行I2C接口进行读取。测得的值通过单片机传输到上位机,并利用LabVIEW实现可视化。

[0064] 如图10所示,首先将100mM的NaCl溶液分别以 0.05 、 0.1 、 $0.2 \mu\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$ 的注射速率从汗液收集孔注射到微流控通道内,通过传感测试平台得到电极导纳数据,如图10(a);利用阶梯曲线上每个阶梯的持续时间可以计算得到每个点的出汗率如图10(b);然后以 $0.1 \mu\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$ 的注射速率分别注射10mM、30mM、70mM、100mM的NaCl溶液,得到的电极导纳曲线如图10(c);拟合曲线如图10(d)所示,大致是一个线性关系,因此可同时根据电极导纳值的大小间接测量氯离子浓度。

[0065] 如图11所示,测试过程中可视化界面的视频截图以及体外注射的实际操作图(注射速率为 $0.1 \mu\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$),可以看出溶液每经过一个触发点位,导纳会出现一个突增,并通过LabVIEW界面实时显示,导纳曲线呈现阶梯状变化,与图3.11一致。其中串口的波特率设置为9600,数据比特设置为8,与单片机的数据传输端一一对应。

[0066] 如图12所示,固定铜离子浓度为 $20 \mu\text{M}$,分别测量电极在25、50、75、100mM浓度的NaCl溶液下电极的电化学阻抗谱,得到的曲线如图13(a);13(b)是分别注射不同速率的50mM浓度的NaCl溶液,观察其电极导纳值;保证阴离子相同,对不同阳离子溶液的电极导纳进行测试。结果如图13(c), Cl^- 浓度相同的NaCl、KCl和 CaCl_2 溶液的导纳值相同,因此可知电极导纳与阳离子类型无关,只与 Cl^- 浓度相关。

[0067] 如图13所示,其中13(a)是分别对10mM、30mM、50mM、70mM、100mM的NaCl溶液测试一小时的电极导纳变化,分为经过水凝胶的和未经过水凝胶两组对比实验,发现同一浓度下电极导纳经过1小时无明显变化;图13(b)为不同浓度NaCl溶液的拟合曲线,说明电极响应与浓度近似为正比关系;分别向嵌入不同厚度水凝胶的微流控传感贴片中注射50mM的NaCl溶液。得到的传感器输出响应曲线如图13(c)。从图中可得误差在4%~7%之间,稀释影响可忽略不计。

[0068] 如图14所示,图14(a)显示了汗液贴片在身体不同部位的光学图像,可以看出掌心的自然汗液分泌率最高,在不到两小时内可以填充整个通道,小腿的出汗率最低,大概需要11个小时才能收集满。根据光学图像得到的出汗率柱状图如图14(b)所示,掌心出汗率最高约为 $0.13 \mu\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$ 。

[0069] 如图15所示,图15(a)是掌心出汗率变化曲线;图(b)是手背出汗率变化曲线;图15(c)手臂出汗率变化曲线;图15(d)小腿出汗率变化曲线。

[0070] 如图16所示,根据到达触发点的电极导纳值对照线性拟合曲线可以得到该点位的氯离子浓度,图16是测量结果,分别为受试者掌心、手背、手臂和小腿部位自然出汗时的氯

离子浓度变化。使用商用氯离子检测仪进行检测,如图中红点表示。检测结果分别为73mM、51mM、34mM和15mM。误差在10%以内,证明了我们的微流控传感贴片对氯离子检测的准确性。

[0071] 如图17所示,受试者在掌心上的两个相邻位置都贴上了传感贴片,其检测到的出汗率结果,说明出汗率变化趋势一致。并且在低出汗率时间段内曲线几乎重合,说明汗液贴片具有较好的重复性。

[0072] 如图18所示,在手臂上穿戴两个相同的微流控传感贴片。一个水平放置,一个垂直放置。测量的出汗率结果,出汗率曲线变化一致,并且所测得的出汗率大小几乎相同,由此说明微流控传感贴片不受佩戴方向的影响,稳定性良好。

[0073] 如图19所示,分别将双面胶带与双面胶带、双面胶带与PET、铜胶带与PET、低粘性胶带与铜箔固定在应力应变测试仪上,设定拉伸速度10mm/s,拉伸长度50mm。剥离力实验数据如图19所示。双面胶带与双面胶带之间的剥离力大概是双面胶带与PET之间剥离力的两倍,通道层可以更加紧密结合。低粘性胶带与铜箔之间的黏附力最小可以轻易剥离,方便去除低粘性胶带得到铜电极。PET和铜电极之间的粘合力使得电极不会轻易脱落,便于后续的传感检测。而各层之间的粘附性足以使贴片紧密贴合并且不会随着人体运动而脱落。因此本发明所制备的器件具有良好的粘附性。

[0074] 如图20所示,将贴片粘贴在食指关节处,可以看出贴片良好贴合在关节处,随着食指弯曲,传感器能较好贴合不会脱落,说明本发明的微流控传感贴片具有良好的柔韧性。

[0075] 最后应说明的是以上仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明技术方案进行了详细的说明,本领域的技术人员应当理解,其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行同等替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神与范围。

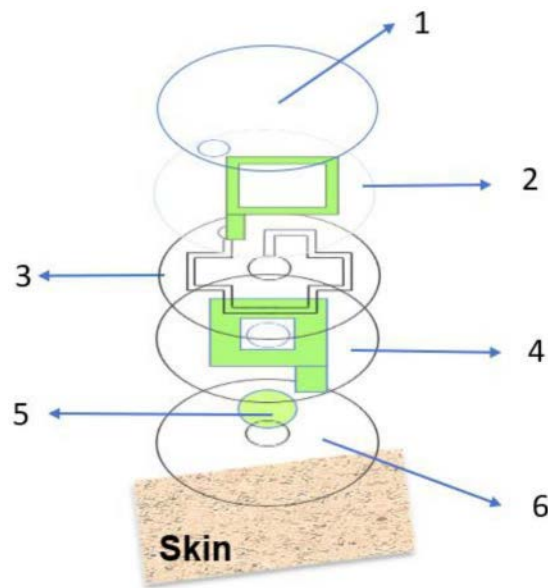


图1

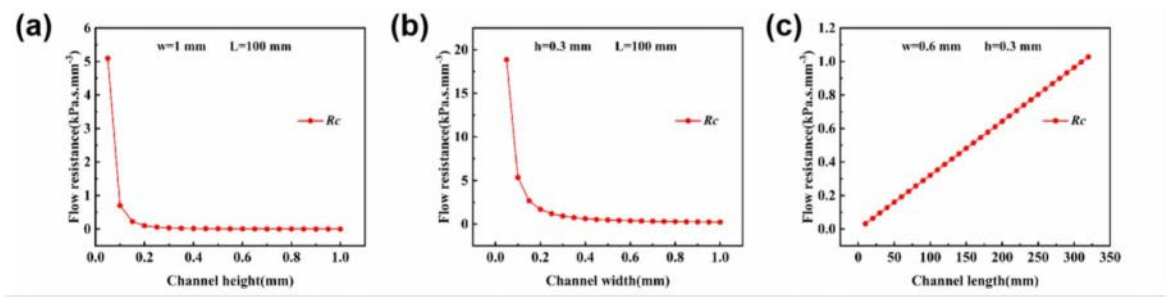


图2

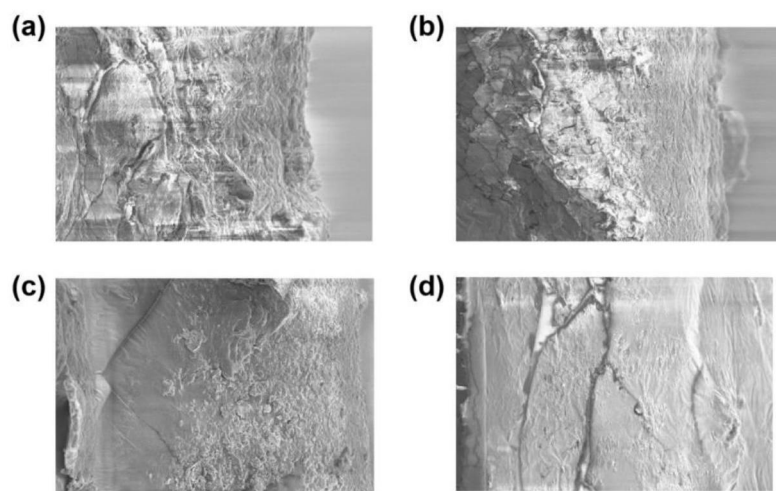


图3



图4

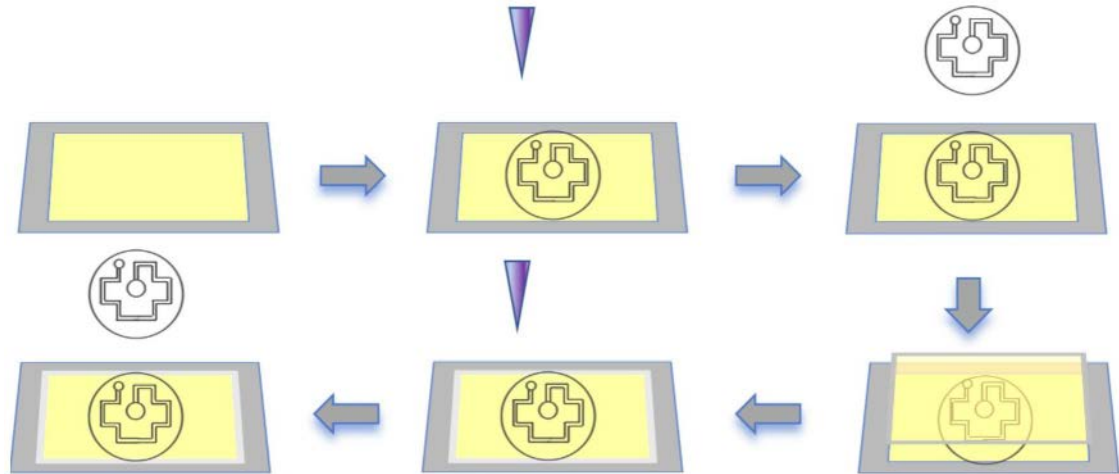


图5

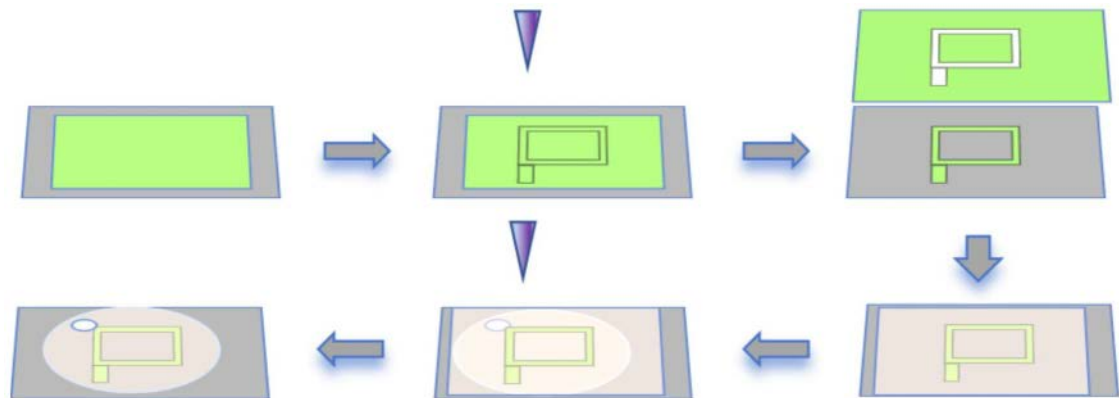


图6

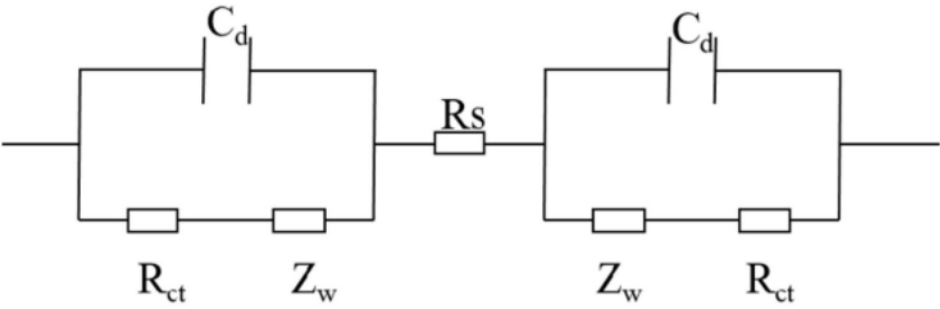


图7

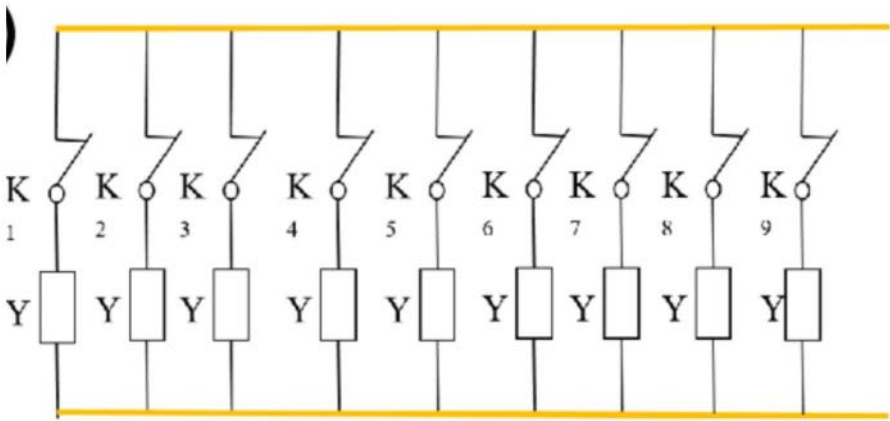


图8

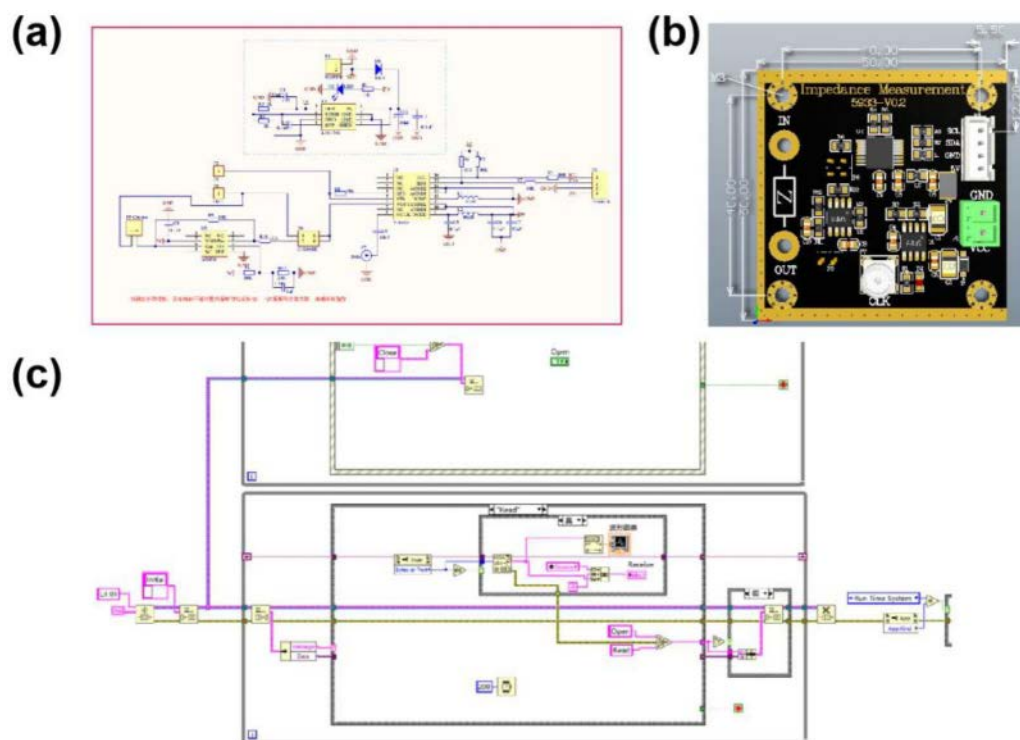


图9

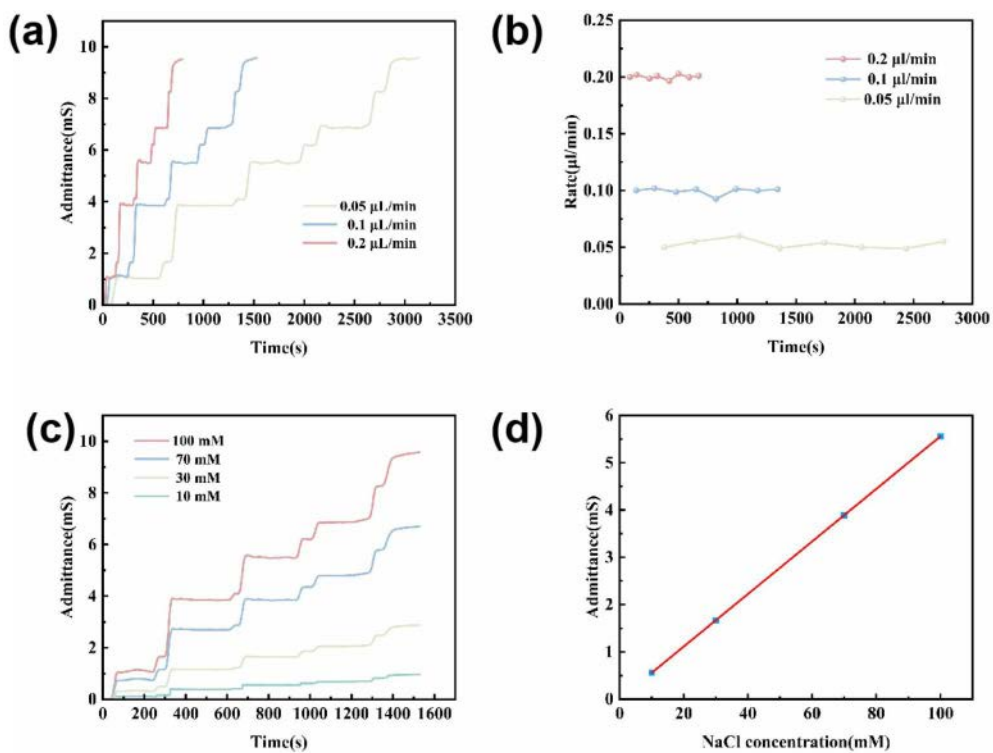


图10

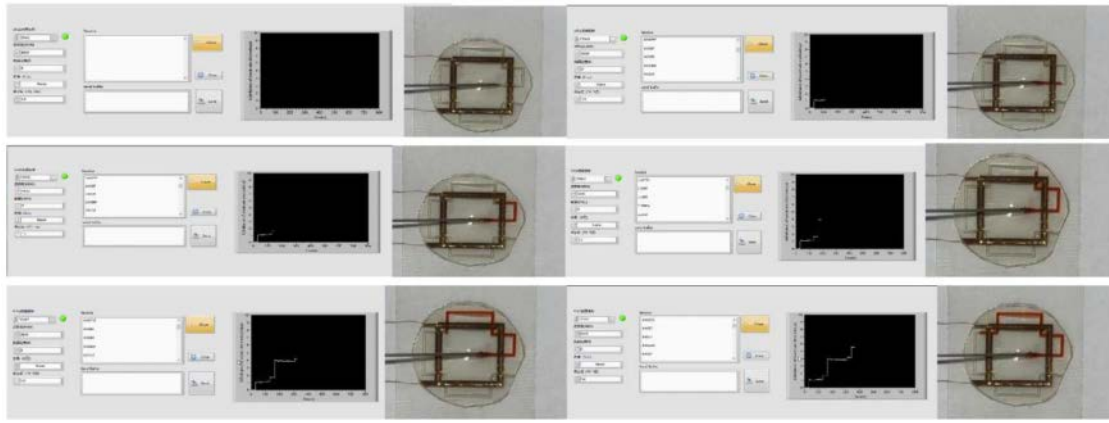


图11

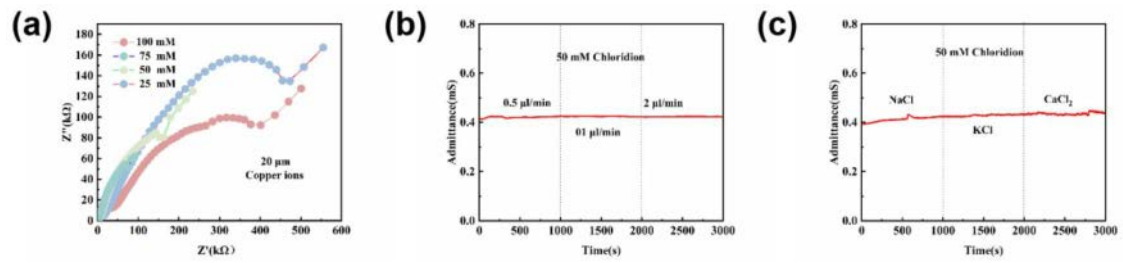


图12

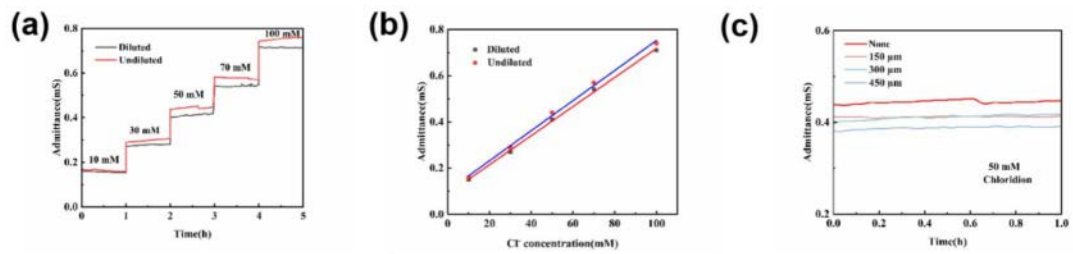


图13

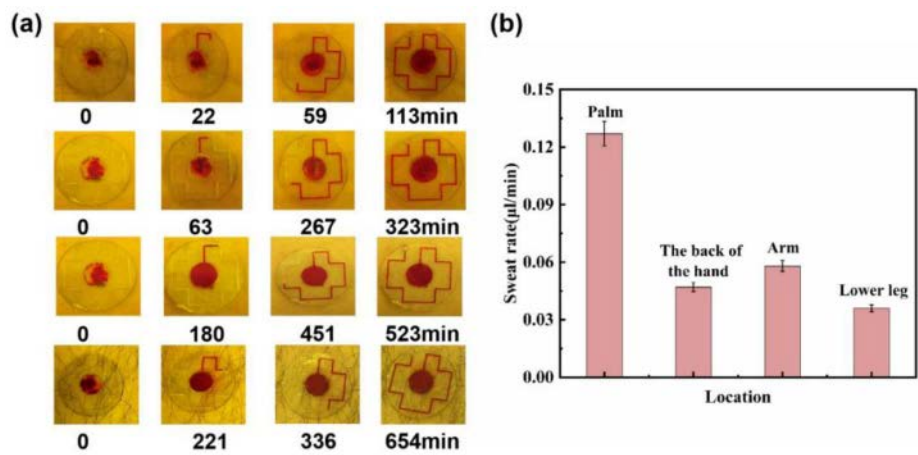


图14

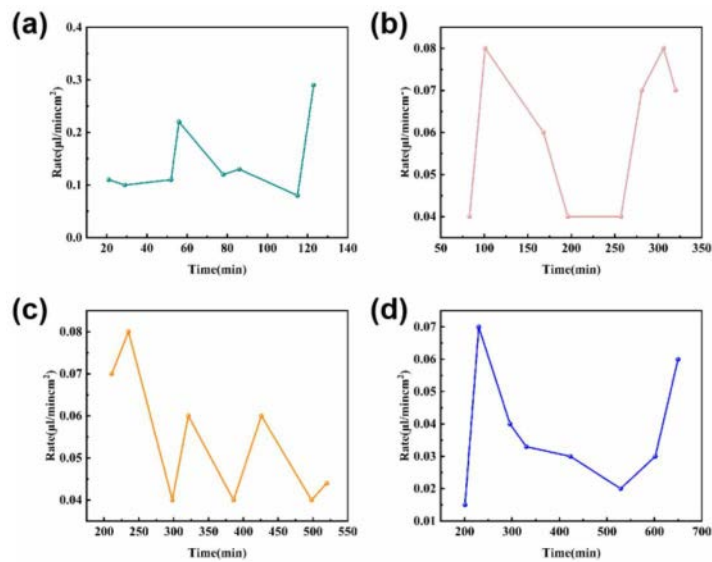


图15

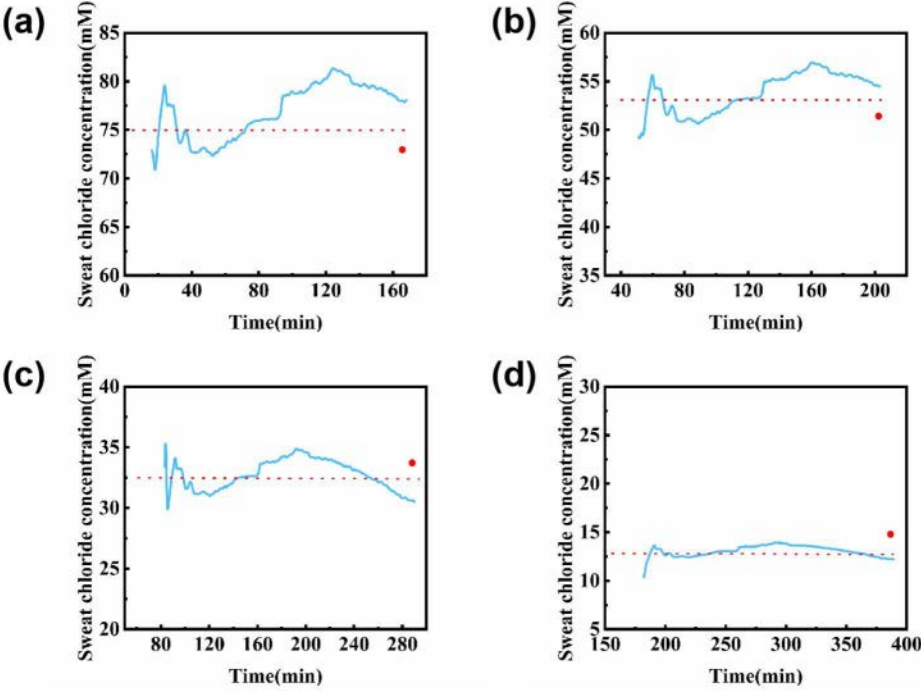


图16

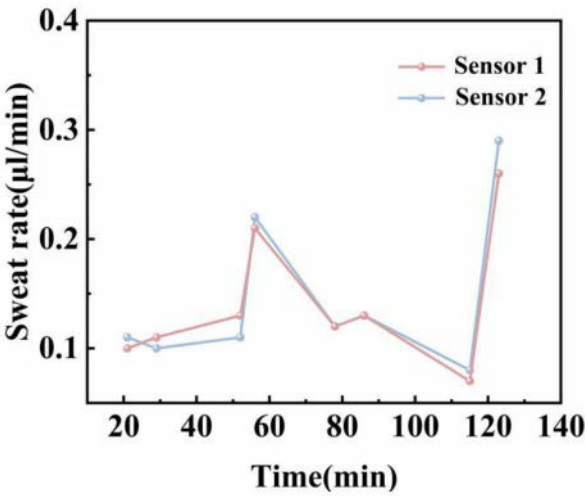


图17

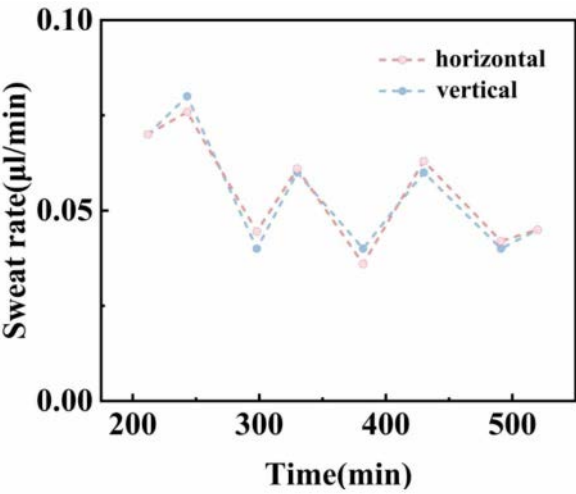


图18

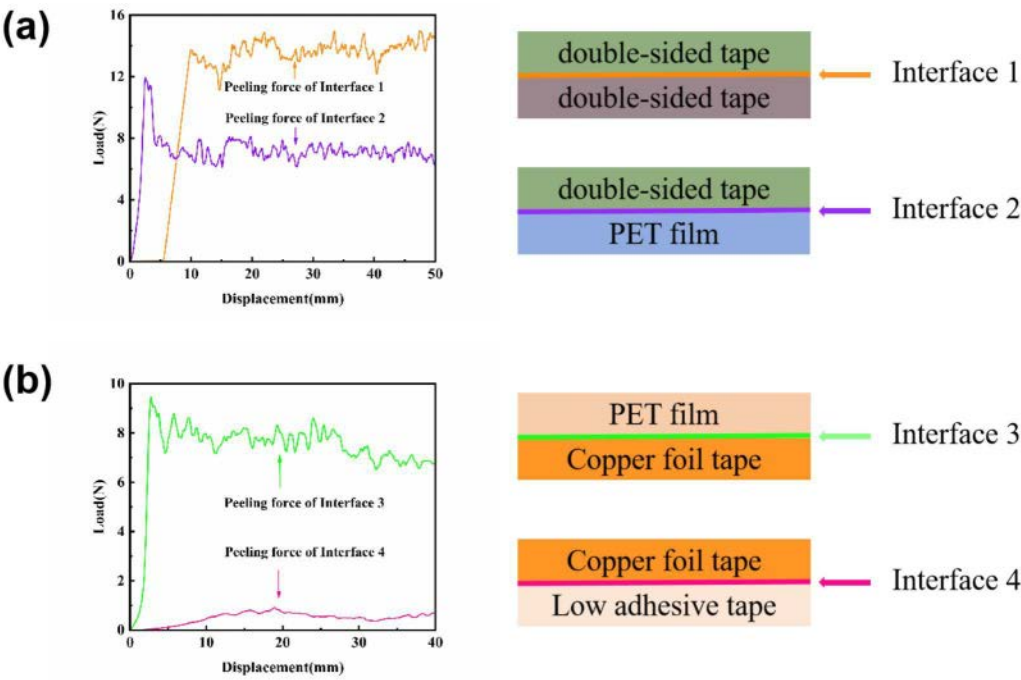


图19



图20