



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113520382 A

(43) 申请公布日 2021.10.22

(21) 申请号 202110800249.0

(22) 申请日 2021.07.14

(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 何雨昕 魏磊 程琳

(74) 专利代理机构 杭州敦和专利代理事务所
(普通合伙) 33296

代理人 姜术丹

(51) Int. Cl.

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

B01L 3/00 (2006.01)

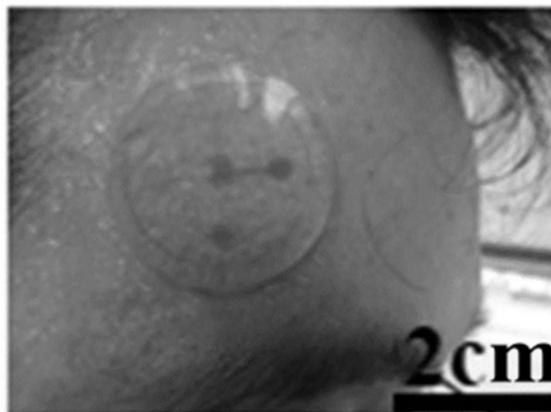
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称

一种汗液传感器的封装方法

(57) 摘要

本发明揭示了一种汗液传感器的封装方法,包括:采用未固化的PDMS将微流控通道层封装在传感器器件层,其中,微流控通道层包括位于中央并沿轴向延伸的PDMS基的微通道,PDMS基的微通道向上延伸至微流控通道层的上表面,向下延伸至设置于微流控通道层下表面的微通道孔,PDMS基的微通道及微通道孔的周围为储液池。采用本发明中的方法对汗液传感器进行封装,能够摆脱对大型工业化设备的依赖,快速实现汗液传感器的封装,从而方便用户在科研实验室环境下快速、便捷地实现汗液体征分析。



1. 一种汗液传感器的封装方法,其特征在于,包括:采用未固化的PDMS将微流控通道层封装在传感器器件层,其中,所述微流控通道层包括位于中央并沿轴向延伸的PDMS基的微通道,所述PDMS基的微通道向上延伸至所述微流控通道层的上表面,向下延伸至设置于所述微流控通道层下表面的微通道孔,所述PDMS基的微通道及所述微通道孔的周围为储液池。

2. 根据权利要求1所述的一种汗液传感器的封装方法,其特征在于,所述采用未固化的PDMS将微流控通道层封装在传感器器件层的步骤包括:

将未固化的PDMS涂抹在所述微流控通道层的上表面,以使其与微通道封装层相黏合;

通过激光切割双面胶带,以在双面胶带的中央形成与所述微通道孔相对应的胶带孔;

将未固化的PDMS涂抹在带有胶带孔的所述双面胶带的其中一面上,以使所述双面胶带的该面与所述微流控通道层的下表面相黏合;

由所述双面胶带的另一面黏合所述传感器器件层,所述传感器器件层包括汗液传感器和PET膜,通过所述PET膜将所述汗液传感器封装入所述微通道孔,以使所述汗液传感器能够接触到所述储液池收集的汗液。

3. 根据权利要求2所述的一种汗液传感器的封装方法,其特征在于,所述将未固化的PDMS涂抹在所述微流控通道层的上表面,以使其与微通道封装层相黏合的步骤包括:

将未固化的PDMS旋涂在所述微流控通道层的上表面,其中旋涂转速为7000r/min,旋涂时间为40s。

4. 根据权利要求3所述的一种汗液传感器的封装方法,其特征在于,所述微通道孔为通过冲头冲击所述微流控通道层的底部而形成的,所述微通道孔的孔径大于所述PDMS基的微通道的通道直径。

5. 根据权利要求3所述的一种汗液传感器的封装方法,其特征在于,将未固化的PDMS涂抹在所述微流控通道层的上表面,以使其与微通道封装层相黏合的步骤还包括:

通过烘箱加热的方式使所述微流控通道层上表面上未固化的PDMS加速固化,其中,加热时长为1h。

6. 根据权利要求3所述的一种汗液传感器的封装方法,其特征在于,将未固化的PDMS涂抹在带有胶带孔的所述双面胶带的其中一面上,以使所述双面胶带的该面与所述微流控通道层的下表面相黏合的步骤包括:

将未固化的PDMS旋涂于微流控通道层的下表面,其中旋涂转速为7000r/min,旋涂时间为40s。

7. 根据权利要求3所述的一种汗液传感器的封装方法,其特征在于,将未固化的PDMS涂抹在带有胶带孔的所述双面胶带的其中一面上,以使所述双面胶带的该面与所述微流控通道层的下表面相黏合的步骤还包括:

通过烘箱加热的方式使所述微流控通道层下表面上未固化的PDMS加速固化,其中,加热时长为1h。

一种汗液传感器的封装方法

技术领域

[0001] 本发明属于可穿戴传感器领域,具体涉及一种汗液传感器的封装方法。

背景技术

[0002] 在实时监测各种不同体液的时候,汗液检测是最容易实现的,因为它很容易被获得,并且可以使用离子导入或化学刺激的方法进行无创收集。此外,汗液中含有丰富的生理和代谢生物标志物,它们是人体健康和工作表现的指标,与血浆水平密切相关,因此可以作为理想的替代诊断液。由此,汗液传感器应运而生。汗液传感器可以收集汗液中不同物质来监测人体的健康状况,例如,汗液中的钠可以指示身体的水合状态和电解质不平衡,乳酸浓度可以作为肌肉疲劳的指标,氯离子水平已用于诊断囊性纤维化,皮质醇(一种应激激素)可用于评估情绪压力以及代谢和免疫功能。

[0003] 可穿戴技术主要探索和创造能直接穿在身上、或是整合进用户的衣服或配件的设备的科学技术。利用该技术可以把多媒体、传感器和无线通信等技术嵌入人们的衣着中,可支持手势和眼动操作等多种交互方式。其中健康领域才是可穿戴设备应该优先发展、最有前途的领域,可穿戴健康设备本质是对于人体健康的干预和改善。将可穿戴技术应用于汗液监测领域,可以极大提高汗液收集的效率,提升汗液监测的实时性。

[0004] 微流控指的是使用微管道处理或操纵微小流体的系统所涉及的科学和技术,是一门涉及化学、流体物理、微电子、新材料、生物学和生物医学工程的新兴交叉学科。微流控的早期概念可以追溯到19世纪70年代采用光刻技术在硅片上制作的气相色谱仪,而后又发展为微流控毛细管电泳仪和微反应器等微流控的重要特征之一是微尺度环境下具有独特的流体性质,如层流和液滴等。借助这些独特的流体现象,微流控可以实现一系列常规方法所难以完成的微加工和微操作。将微流控技术应用于汗液监测中,具有防止汗液蒸发,规避传感器与皮肤之间产生的摩擦,及时更新所收集汗液等重要意义。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种汗液传感器的封装方法,该方法包括,采用未固化的PDMS(聚二甲基硅氧烷)将微流控通道层封装在传感器器件层上,以实现汗液传感器的封装。通过本发明所提供的汗液传感器的封装方法,能够低成本地实现汗液传感器的封装,所获得的汗液传感器器件能够以可穿戴的形式采集用户汗液,并进行相关的生理分析,该汗液传感器器件产品具有广阔的应用前景。

[0006] 本发明实现上述目的的技术方案为:一种汗液传感器的封装方法,包括:采用未固化的PDMS将微流控通道层封装在传感器器件层,其中,所述微流控通道层包括位于中央并沿轴向延伸的PDMS基的微通道,所述PDMS基的微通道向上延伸至所述微流控通道层的上表面,向下延伸至设置于所述微流控通道层下表面的微通道孔,所述PDMS基的微通道及所述微通道孔的周围为储液池。

[0007] 进一步地,所述采用未固化的PDMS将微流控通道层封装在传感器器件层的步骤包

括：

[0008] 将未固化的PDMS涂抹在所述微流控通道层的上表面，以使其与微通道封装层相黏合；

[0009] 通过激光切割双面胶带，以在双面胶带的中央形成与所述微通道孔相对应的胶带孔；

[0010] 将未固化的PDMS涂抹在带有胶带孔的所述双面胶带的其中一面上，以使所述双面胶带的该面与所述微流控通道层的下表面相黏合；

[0011] 由所述双面胶带的另一面黏合所述传感器器件层，所述传感器器件层包括汗液传感器和PET膜，通过所述PET膜将所述汗液传感器封装入所述微通道孔，以使所述汗液传感器能够接触到所述储液池收集的汗液。

[0012] 进一步地，所述将未固化的PDMS涂抹在所述微流控通道层的上表面，以使其与微通道封装层相黏合的步骤包括：

[0013] 将未固化的PDMS旋涂在所述微流控通道层的上表面，其中旋涂转速为7000r/min，旋涂时间为40s。

[0014] 进一步地，所述微通道孔为通过冲头冲击所述微流控通道层的底部而形成的，所述微通道孔的孔径大于所述PDMS基的微通道的通道直径。

[0015] 进一步地，将未固化的PDMS涂抹在所述微流控通道层的上表面，以使其与微通道封装层相黏合的步骤还包括：

[0016] 通过烘箱加热的方式使所述微流控通道层上表面上未固化的PDMS加速固化，其中，加热时长为1h。

[0017] 进一步地，将未固化的PDMS涂抹在带有胶带孔的所述双面胶带的其中一面上，以使所述双面胶带的该面与所述微流控通道层的下表面相黏合的步骤包括：

[0018] 将未固化的PDMS旋涂于微流控通道层的下表面，其中旋涂转速为7000r/min，旋涂时间为40s。

[0019] 进一步地，将未固化的PDMS涂抹在带有胶带孔的所述双面胶带的其中一面上，以使所述双面胶带的该面与所述微流控通道层的下表面相黏合的步骤还包括：

[0020] 通过烘箱加热的方式使所述微流控通道层下表面上未固化的PDMS加速固化，其中，加热时长为1h。

[0021] 相对于现有技术，本发明揭示了一种汗液传感器的封装方法，采用本发明实施例中所揭示的方法，能够封装获得汗液传感器器件产品，相较于传统的封装方法中先通过等离子蚀刻方式处理封装表面，而后再进行键合的方法而言，本发明实施例中的技术方案不依赖于大型工业化设备（如等离子蚀刻机），具备成本优势，特别适合于科研工作中或实验室场景下的汗液体征分析。另外，采用本发明实施例中的方式获得的汗液传感器器件产品，相较于市面上的商用传感器，具有更好的可靠性和测量准确性，且封装方式简单，因而具有广阔的市场前景。

附图说明

[0022] 图1a-图1g为按照本发明所述的一种汗液传感器的封装方法进行封装后，相应汗液传感器器件产品的形态变化图；

[0023] 图2a-图2b为采用未固化的PDMS对两个已固化PDMS进行键合后再撕开,所获得的撕开后的界面与键合前的界面的扫描电镜图;

[0024] 图3a-图3b为采用本发明所述的一种汗液传感器的封装方法进行封装后,对相应汗液传感器器件产品进行拉伸测试的示意图;

[0025] 图4为采用本发明所述的一种汗液传感器的封装方法进行封装后,利用相应汗液传感器器件产品进行汗液采集的示意图;

[0026] 图5为采用相应汗液传感器器件产品在不同时长范围内进行汗液收集的示意图;

[0027] 图6为采用本发明所述的一种汗液传感器的封装方法进行封装,所获得的汗液传感器器件产品的实物示意图;

[0028] 图7为将图6中所述的汗液传感器器件产品贴至人体额头上进行汗液pH值测量分析的示意图;

[0029] 图8为图7中所述的汗液pH值测量分析中本发明所封装获得的汗液传感器器件产品与现有商业化pH计之间的测量效果对比图;

具体实施方式

[0030] 为了使本发明的目的、技术方案和有益技术效果更加清晰,下面结合附图和具体实施方式,对本发明所揭示的一种汗液传感器的封装方法及其对应的有益效果进行详细阐述。应当理解的是,本说明书中描述的实施例仅仅是为了解释本发明,并非为了限定本发明,实施例的参数、比例等可因地制宜做出选择而对结果并无实质性影响。

[0031] 本发明的目的是提供一种汗液传感器的封装方法,包括:采用未固化的PDMS(聚二甲基硅氧烷)将微流控通道层封装在传感器器件层,其中,所述微流控通道层包括位于中央并沿轴向延伸的PDMS基的微通道,所述PDMS基的微通道向上延伸至所述微流控通道层的上表面,向下延伸至设置于所述微流控通道层下表面的微通道孔,所述PDMS基的微通道及所述微通道孔的周围为储液池。

[0032] 在本发明的其中一实施例中,所述采用未固化的PDMS将微流控通道层封装在传感器器件层的步骤包括:

[0033] 步骤一:将未固化的PDMS涂抹在所述微流控通道层的上表面,以使其与微通道封装层相黏合;

[0034] 步骤二:通过激光切割双面胶带,以在双面胶带的中央形成与所述微通道孔相对应的胶带孔;

[0035] 步骤三:将未固化的PDMS涂抹在带有胶带孔的所述双面胶带的其中一面上,以使所述双面胶带的该面与所述微流控通道层的下表面相黏合;

[0036] 步骤四:由所述双面胶带的另一面黏合所述传感器器件层,所述传感器器件层包括汗液传感器和PET膜,通过所述PET膜将所述汗液传感器封装入所述微通道孔,以使所述汗液传感器能够接触到所述储液池收集的汗液。

[0037] 采用本发明实施例中所揭示的方法,能够封装获得汗液传感器器件产品,相较于传统的封装方法中先通过等离子蚀刻方式处理封装表面,而后再进行键合的方法而言,本发明实施例中的技术方案不依赖于大型工业化设备(如等离子蚀刻机),具备成本优势,特别适合于科研工作中或实验室场景下的汗液体征分析。另外,采用本发明实施例中的方式

获得的汗液传感器器件产品,相较于市面上的商用传感器,具有更好的可靠性和测量准确性,且封装方式简单,因而具有广阔的市场前景。

[0038] 在本发明其中一实施例中提供一种汗液传感器的封装方法中,其加工步骤如下:

[0039] 如图1(a),把未固化的PDMS(1)旋涂在微流控通道层上,旋涂转速7000r/min,旋涂时间40s;

[0040] 图1(b)中的微流控通道层包括以下物质结构:(3)为PDMS基的微通道,(4)为用于容纳汗液传感器的(8)储液池,(5)为微流控通道层下表面的微通道孔,微通道孔(5)是通过冲头冲孔得到;

[0041] 把微通道封装层(2)盖在涂抹有PDMS(1)的微流控通道层上,保证未固化PDMS(1)在下,如图1(c),而后通过在60度的烘箱中放置1小时使得未固化的PDMS层固化,从而完成微通道封装层(2)与微流控通道层之间的封装;

[0042] 通过激光切割双面胶带(6),得到对应于微通道孔(5)的胶带孔,如图1(d)所示的,该胶带孔与图1(b)中的微通道孔(5)的孔径一致。

[0043] 在双面胶带(6)上旋涂未固化PDMS(1),如图1(e),旋涂速度7000r/min,旋涂时间40s。

[0044] 如图1(f),把双面胶带贴在微流控通道层的下表面,确保未固化PDMS与微流控通道层贴合,而后放入60度烘箱中1小时。

[0045] 把PET膜(7)及其上的汗液传感器(8)封装入微流控通道层,具体而言,将汗液传感器(8)与微通道孔(5)对齐,把PET膜(7)粘贴在双面胶带(6)上。该汗液传感器(8)带有电极引脚。

[0046] 上述汗液传感器的封装步骤中,使用未固化的PDMS实现了用微通道封装层(2)对微流控通道层中的PDMS基的微通道(3)的封装,并且实现了用未固化的PDMS把微流控通道层与双面胶带实现可靠的粘合,而双面胶带又作为中间媒介把PET膜上的汗液传感器穿过微通道孔封装入储液池内,当汗液充满储液池时,可以实现对分析的定量分析。

[0047] 上述封装方法相比于传统的采用等离子蚀刻处理封装表面,而后再进行键合的方法而言,具有不依赖等离子蚀刻机这种大型设备,并有效降低成本的优势。

[0048] 本发明中提出的一种汗液传感器的封装方法,具有加工速度快、周期短、封装稳定可靠的优点。本方法特别适合于科研实验室或者微流控芯片产品的快速开发工作,具有重要的科学和实用意义。

[0049] 在本发明所述方法的其中一实施例中,采用未固化的PDMS键合两个已固化的PDMS界面,待未固化的PDMS固化后,再在键合界面处将其撕开,撕开后的界面如图2(a)所示,而键合前的PDMS界面如图2(b)所示,由于2(a)界面有明显的撕裂痕迹,说明键合后原来的两块固化的PDMS已经成为一个整体。

[0050] 采用本发明所述的封装方法,制备一个汗液传感器器件产品,在其中通入染色液体,而后实施了拉伸幅度为30%的拉伸,拉伸次数100次,拉伸100次的过程中,微通道保持并未破坏,如图3(a),图3(b)为拉伸100次的过程中拉伸的循环测试的示意图,这说明上述微通道的封装方法非常可靠。

[0051] 采用本发明所述的封装方法制造了如图4所示的可以进行汗液收集的汗液传感器

器件产品,其微通道封装层(2)采用吸汗或透汗材料,并在其中预先置入染色剂,将其粘贴在额头,让用户进行运动使人体出汗,可见该汗液传感器器件产品可以进行可靠的汗液收集,PDMS基的微通道(3)内的汗液收集量与时间的关系如图5所示。

[0052] 采用本发明所述的封装方法,制备了如图6所示的用于汗液pH检测的汗液传感器器件产品。将汗液传感器器件产品贴于额头处检测汗液pH值,如图7所示,得到的汗液pH检测结果如图8所示,与商用pH计相比较,我们制备的汗液传感器器件产品测量地更加准确,且测量结果在时间维度上更具连续性,能够精确反映不同时刻的PDMS基微通道(3)中的汗液收集量。



图 1a

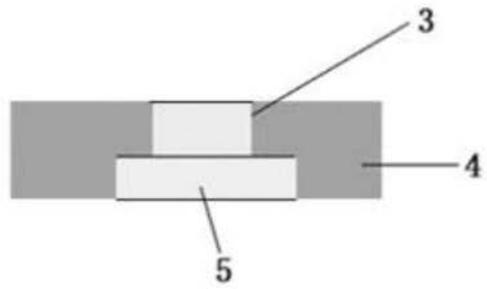


图 1b

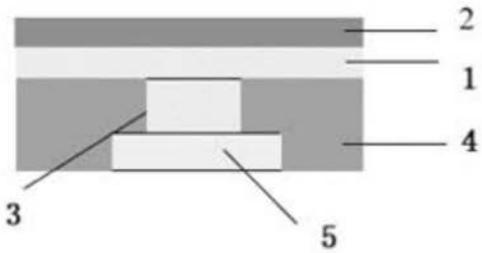


图 1c

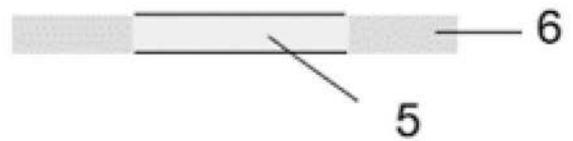


图 1d

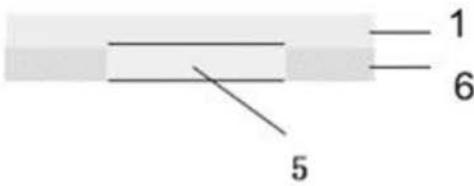


图 1e

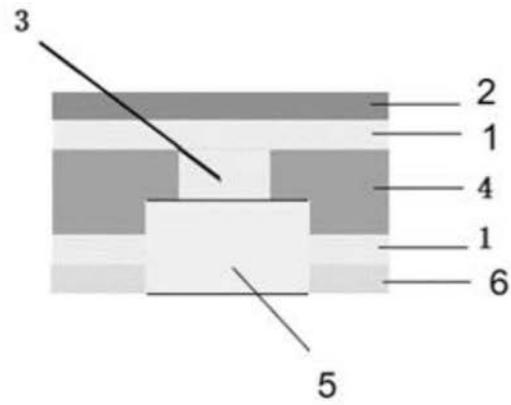


图 1f

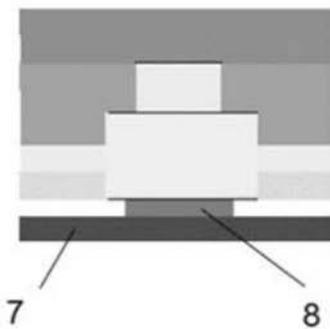


图 1g

图1

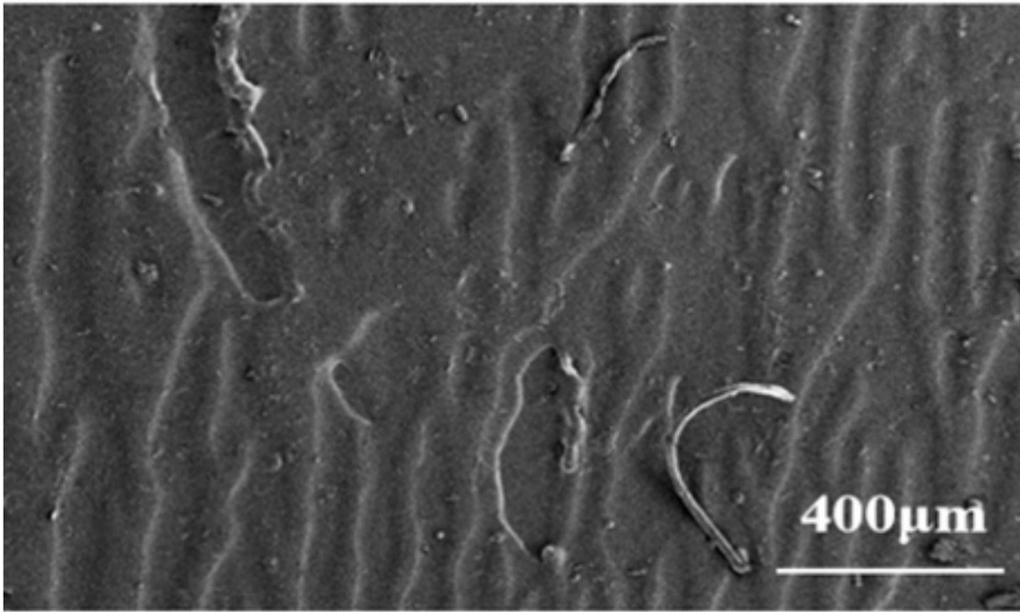


图 2a

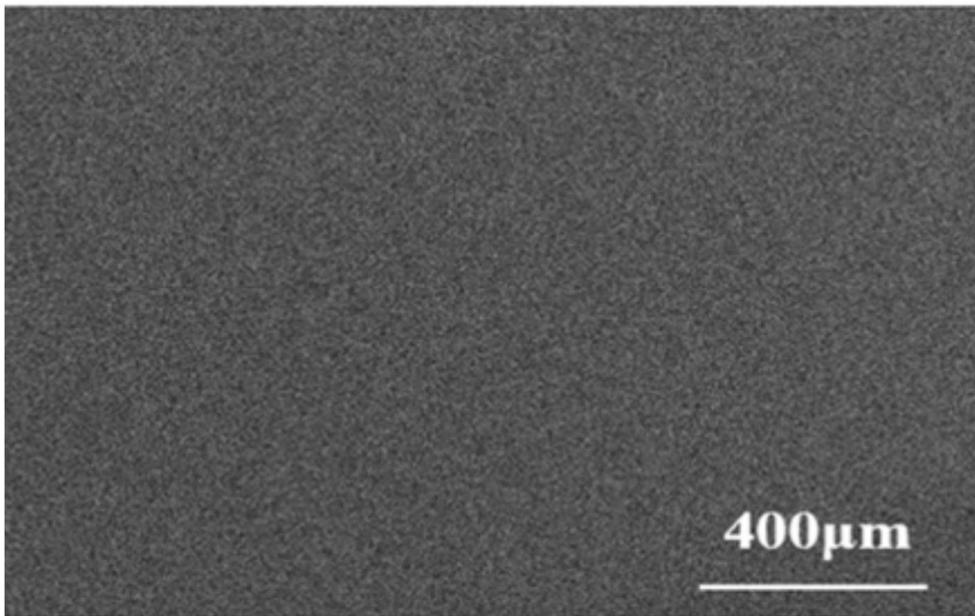


图 2b

图2

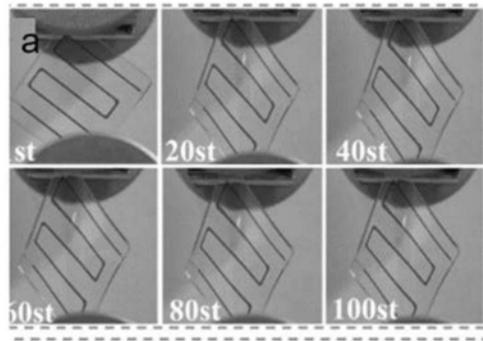


图 3a

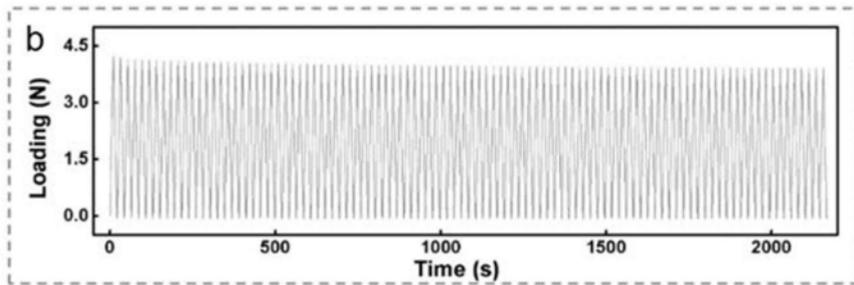


图 3b

图3

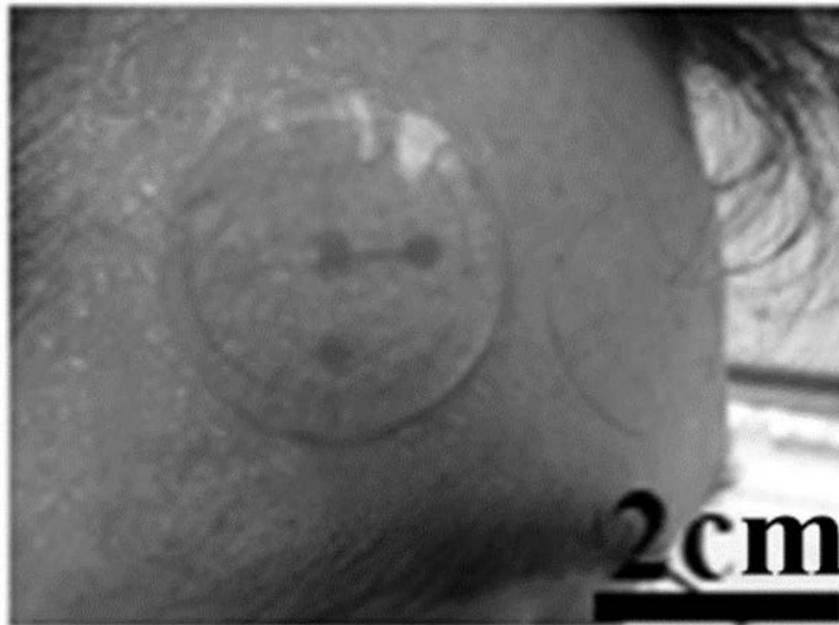


图4

图 5a

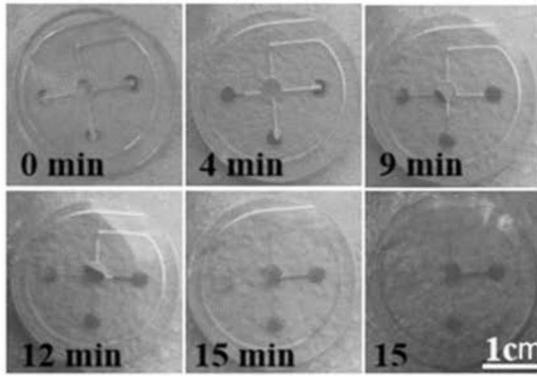


图 5b

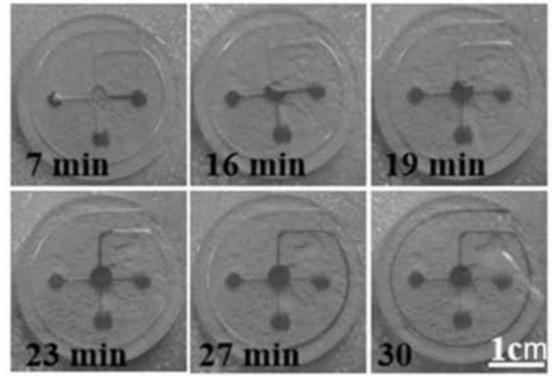


图5

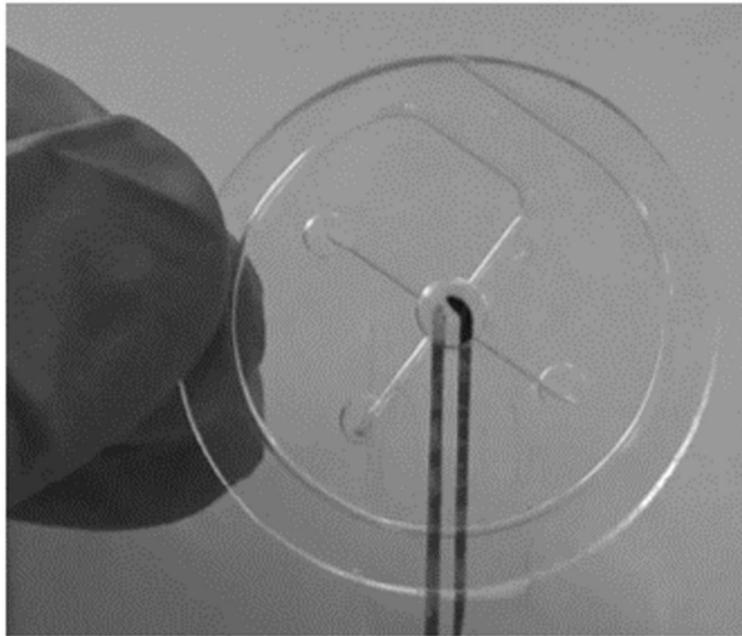


图6

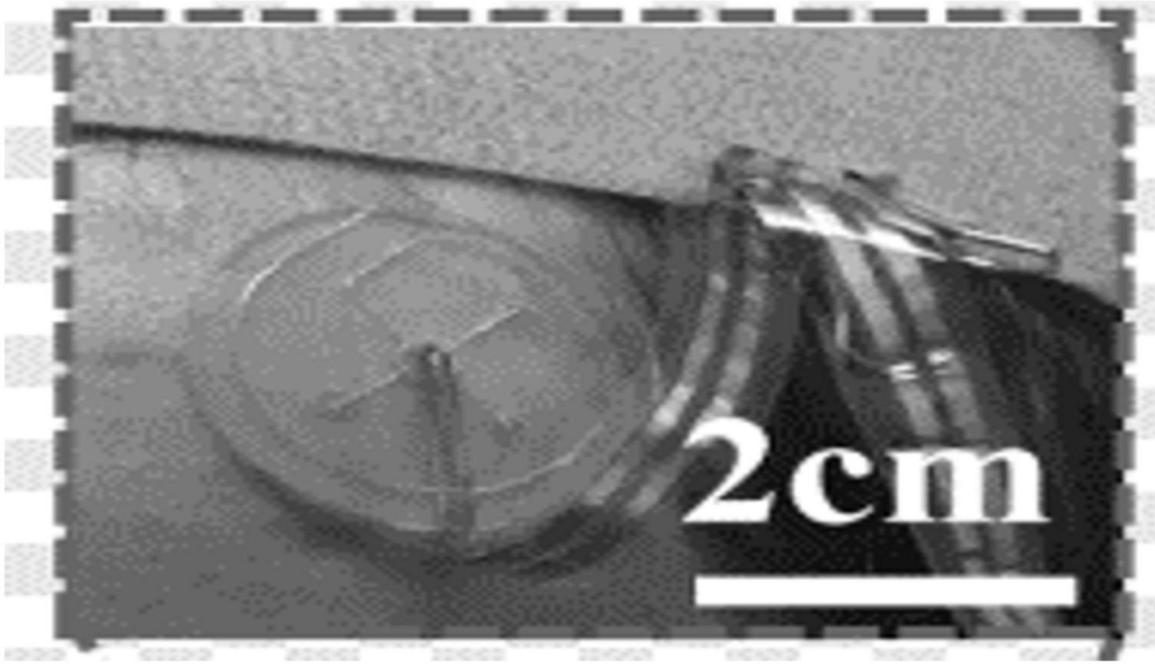


图7

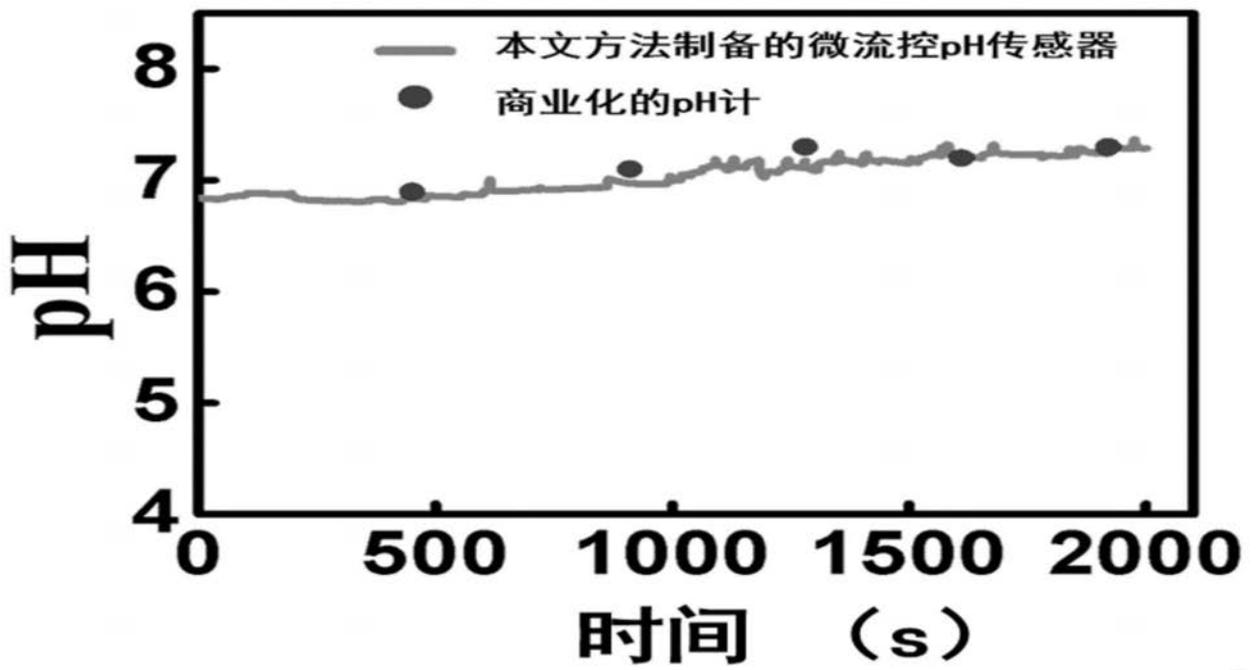


图8