



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113520381 A

(43) 申请公布日 2021.10.22

(21) 申请号 202110793361.6

(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 房国庆 魏磊 吕子寒

(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)

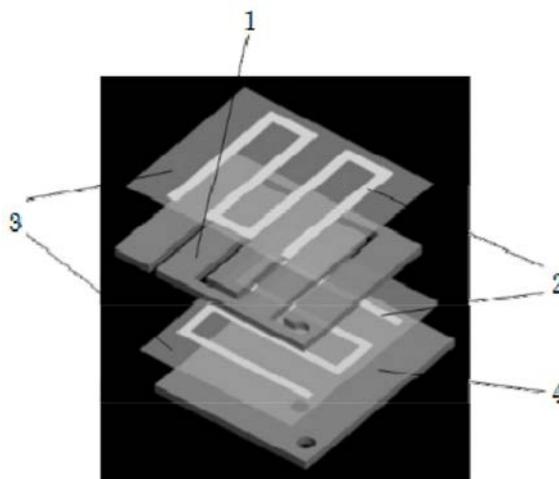
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道

(57) 摘要

本发明公开了一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,包括双面胶带层和两个电极,其中双面胶带层由激光切割双面胶带而成,电极由铜胶带和PET膜组成,其中电极先由激光切割铜胶带而制备,然后再通过转印技术转移至PET膜上,两层所述电极因为分别布置于微通道的上下两面因为彼此绝缘,电极形状为条状,且上下电极条相互垂直,因而会在两垂直电极条的交叉处产生了一个潜在的电导纳测量点,当汗液到达该点时会把布置于微通道上下两面的电极接通,两个电极之间的导纳值发生变化,根据汗液前端到达的位置和发生导纳突变时的时间信息即可计算出出汗率。本发明能够通过两电极间导纳差分信号检测出汗率,具有抗干扰性好,稳定性高的优点。



1. 一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:包括一层双面胶带层和两层电极,两层所述电极分别位于所述双面胶带层的上下两面,所述电极由铜电极粘附于PET膜并通过激光切割而制成,所述双面胶带层由激光切出微通道,其中一个所述电极的电极宽度较所述微通道略宽,另一个所述电极的电极宽度与所述微通道等宽,所述双面胶带层一面与较宽的所述电极呈平行贴合,所述双面胶带层另一面与等宽的所述电极呈垂直贴合。

2. 根据权利要求1所述的一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:所述双面胶带层由激光切割双面胶带制备。

3. 根据权利要求1所述的一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:所述铜电极由激光切割铜胶带制成,切割时所述铜胶带具有粘性的一面向上,所述铜电极含胶一侧与所述PET薄膜贴合,采用转印法转印至所述PET膜上。

4. 根据权利要求1所述的一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:两层所述铜电极均是不含胶一侧与所述双面胶带层粘合,从而使得所述铜电极与汗液接触处具备良好的导电性。

5. 根据权利要求1所述的一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:两层所述电极间存在若干个空气柱。

6. 根据权利要求1所述的一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:两个所述电极与所述双面胶带层的下侧设有一层用于和皮肤贴合的双面胶带底层。

7. 根据权利要求1所述的一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:所述双面胶带层以及贴合于所述微通道上下两面的所述PET薄膜均有集汗孔。

一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道

技术领域

[0001] 本发明属于微流控汗液检测领域,特别是一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道。

背景技术

[0002] 在体力活动和热应激过程中由于流汗而积累的体液和电解质不足会增加心血管紧张,进而可能导致身体和认知能力的损害,即脱水。轻度或中度脱水时可能会出现口渴、口干、排尿频率降低、尿液颜色深、皮肤干燥、发凉、头痛和肌肉痉挛的症状。重度脱水时可能会出现心跳加速、呼吸急促、无尿、眼睛凹陷嗜睡、缺乏活力、意识混乱或易怒甚至昏厥的症状。为了定量的衡量/评估身体水分的损失,出汗率在实时监测人体脱水方面无疑是一个重要的测量参数。

[0003] 运动员在热环境中通常不充分补充液体损失的汗水,导致高渗的血容量减少,这反过来会导致运动表现受损,由于出汗率的个体差异较大(0.5-4升/小时),应该根据运动员汗液排除状况制定个性化的液体补充策略。适当的水合作用是很重要的:因为饮水不足会导致水分不足,而过度饮水会导致低钠血症(低血钠浓度)和其他并发症,因此出汗率测试是运动员训练研究中的一个重要测量参数。另外,汗液中含有丰富的生物标志物(如电解质、蛋白质和皮质醇),这些生物标志物从周围的毛细血管和间质液中渗出到汗腺导管中。对分析物的持续监测中,排汗速率是监测生物标志物时一个关键参数,因为从多模态检测的角度出发,排汗速率的变化可能会影响汗液中某些生物标志物的浓度。如氯离子浓度测试是运动员训练研究中的一个重要测量参数,因为氯离子浓度是影响人体肌肉功能的重要因素。

[0004] 微流控技术由于其试剂消耗少,反应时间快,检测通量高,系统集成性强等特点,广泛应用于生物、化学、医学、流体、电子、材料、机械等很多领域。基于微流控的传感器也已经普遍应用。

[0005] 由于微流控技术对精度要求较高,导致目前微流控的制作方法较为复杂且成本较高。此外,对于测量出汗率的传感器,当前主要是通过吸汗垫片实现的,该方法存在精度低、自动化程度较差、无法实时监测的缺陷。

[0006] 目前可穿戴出汗率传感器主要通过测量两电极间的导纳,通过在微流控通道中布设两条平行金属导线,然后测定汗液进入微流控通道的长度,再根据测量得到的时间信息得到出汗速率。这种方法测得的导纳容易受到汗液电解质强度、微通道尺寸的影响,而且采用光刻法制备金电极,成本高,并且需要嵌入至微通道内,操作较困难。另外一种方法是采用比色法监测运动员运动过程中的排汗速率和氯离子浓度的变化。需要不断用配有图像处理软件的设备进行比对分析,可能会影响运动的进行,且会受到环境因素(光线强弱等)的影响,不利于自动化检测的实现。

发明内容

[0007] 本发明主要解决的技术问题是：提供一种通过测量两电极之间的导纳变化的差值（下文称为“导纳脉冲”）实现测量出汗率的目的，大幅简化制作流程并降低制作成本。

[0008] 为解决上述技术问题，本发明采用的技术方案是：

[0009] 一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道，包括双面胶带层、两个铜胶带和两个PET薄膜，所述双面胶带层由激光切出微通道，所述铜胶带由激光切出与所述微通道形状类似的电极，其中一个所述电极宽度较所述微通道略宽，另一个所述电极宽度与所述微通道等宽，所述微通道的其中一面与较宽的所述电极呈平行贴合，所述微通道另一面与等宽的所述电极呈垂直贴合，所述PET薄膜贴合在所述电极相背的一侧，两个所述电极与所述双面胶带层的下侧设有一层用于和皮肤贴合的双面胶带底层，所述双面胶带层以及贴合于所述微通道上下两面的所述PET薄膜均有集汗孔。

[0010] 作为优选，所述微通道和所述电极均由激光切割形成。

[0011] 作为优选，所述电极通过所述PET薄膜转移。

[0012] 作为优选，所述电极含胶一侧与所述PET薄膜贴合。

[0013] 作为优选，两层所述电极均是不含胶一侧贴合双面胶带。

[0014] 作为优选，两层所述电极间存在若干个空气柱。

[0015] 作为优选，两层所述电极并不等宽，其中一个较所述微通道略宽，另一个与所述微通道等宽。

[0016] 与现有技术相比，本发明的优点在于：

[0017] 1. 采用激光切割铜胶带制作电极，用铜电极代替金电极，用激光切割技术代替传统光刻法制备传感电极，降低了成本；

[0018] 2. 利用PET薄膜转印电极，采用了简化流程的转印技术，提高了制造效率；

[0019] 3. 微流控通道采用激光切割双面胶带的方法制作，代替传统光刻法，降低成本，提高效率；

[0020] 4. 采用了差分导纳式出汗率测量方法，将电化学问题转为电学问题，消除了汗液电解质浓度变化的影响。

附图说明

[0021] 图1是本发明中一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道的结构示意图；

[0022] 图2是本发明中双面胶带微通道在两个相互垂直的铜胶带电极之间形成的空气柱的示意图；

[0023] 图3是本发明的实物图；

[0024] 图4是本发明的原理图；

[0025] 图5是本发明中在不同注射速度下脉冲导纳变化情况的测试数据图；

[0026] 图6是本发明中在不同电解质浓度下脉冲导纳变化情况的测试数据图；

[0027] 图7是本发明中两电极交叉的示意图；

[0028] 图8是本发明中在不同交叉指数脉冲导纳变化情况的测试数据图。

[0029] 附图标号

[0030] 双面胶带层1、电极2、PET薄膜3、双面胶带底层4、空气柱5、第一端头6、第二端头7。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图对本发明的较佳实施例进行详细阐述,以使本发明的优点和特征能更易于被本领域技术人员理解,从而对本发明的保护范围做出更为清楚明确的界定,为叙述方便,现对下文所说的方位规定如下:下文所说的上下左右前后方向与图1本身投影关系的上下左右前后方向一致。

[0032] 如图1-8所示,一种差分导纳式测量出汗率的微流控通道,包括双面胶带层1,两层铜胶带,两层PET薄膜3,一层用于和皮肤贴合的双面胶带底层4。

[0033] 进一步地,通过激光切割机在双面胶带层上切割出微通道,然后将铜胶带不含胶的一面用低粘性胶带固定,然后用激光切割出两个电极2,其中一个电极2与微通道平行布置,电极2宽度比微通道略宽,另一个电极2与微通道等宽,在激光切割后,再利用转印技术将两个铜箔电极转印至PET薄膜3上。

[0034] 进一步地,通过PET薄膜3转印铜胶带电极2粘贴到双面胶带两侧,较宽的电极2与微通道平行贴合,另一个电极2与微通道呈垂直贴合。

[0035] 进一步地,双面胶带层1以及贴合于微通道上下两面的PET薄膜3均有集汗孔,以方便收集汗液。

[0036] 进一步地,双面胶带层1两侧的电极2并不能直接接触,并且在交叉点的位置由于微通道的存在,在上下两电极2之间形成空气柱5。

[0037] 进一步地,当汗液通过微通道流入时,每到达一个空气柱5就会填满该空气柱5,于是上下两个电极2就会导通,这时这个被汗液填满的位置(原来空气柱5的位置)就可以被视为一个电阻,由于两电极2间存在若干个空气柱5,于是随着汗液的不断流入,就会有电阻不断被并联到两个电极2之间,于是两个电极2间的导纳就会发生变化。

[0038] 进一步地,通过控制注射泵的不同注射速度,然后测量图3中第一端头6与第二端头7间的导纳变化,当液体每流经一个交叉点时,上下两个电极就会被导通,电路就会捕捉到一次导纳变化,图5(a1)表示注射速度为 $0.5\mu\text{l}/\text{min}$ 时图3中第一端头6与第二端头7间的导纳变化,图5(b1)表示注射速度为 $0.5\mu\text{l}/\text{min}$ 时捕捉到的导纳脉冲,图5(a2)表示注射速度为 $1\mu\text{l}/\text{min}$ 时图3中第一端头6与第二端头7间的导纳变化,图5(b2)表示注射速度为 $1\mu\text{l}/\text{min}$ 时捕捉到的导纳脉冲,图5(a3)表示注射速度为 $2\mu\text{l}/\text{min}$ 时图3中第一端头6与第二端头7间的导纳变化,图5(b3)表示注射速度为 $2\mu\text{l}/\text{min}$ 时捕捉到的导纳脉冲,图5(a4)表示注射速度为 $3\mu\text{l}/\text{min}$ 时图3中第一端头6与第二端头7间的导纳变化,图5(b4)表示注射速度为 $3\mu\text{l}/\text{min}$ 时捕捉到的导纳脉冲,图5(a5)表示注射速度为 $4\mu\text{l}/\text{min}$ 时图3中第一端头6与第二端头7间的导纳变化,图5(b5)表示注射速度为 $4\mu\text{l}/\text{min}$ 时捕捉到的导纳脉冲,图5(a6)表示注射速度为 $5\mu\text{l}/\text{min}$ 时图3中第一端头6与第二端头7间的导纳变化,图5(b6)表示注射速度为 $5\mu\text{l}/\text{min}$ 时捕捉到的导纳脉冲,可以发现注射速率越快,捕捉完全部导纳脉冲的时间就越短,因此可以得出出汗速率可通过采样时间长短判定。

[0039] 进一步地,通过调整微流控溶液的电解质浓度,电解质浓度分别为 $10\text{mmol}/\text{L}$ 、 $25\text{mmol}/\text{L}$ 、 $50\text{mmol}/\text{L}$ 、 $75\text{mmol}/\text{L}$ 时测完全部导纳脉冲的时间相同且导纳脉冲的个数也相同,可以得出电解质浓度虽会影响导纳的峰值,且电解质浓度越大导纳增长速度越快,但并不影响导纳脉冲的数量。

[0040] 进一步地,图7表示纵向电极分别为1指、2指、3指、4指时的交叉电极的示意图,分

别用图7中的电极测量导纳脉冲,可以看到纵向电极指数越多,导纳增长速度就越快,且导纳脉冲的数量也就越多。

[0041] 进一步地,我们只需记录相邻两次导纳变化发生的时间,并测量相邻两个交叉点间微通道的距离,就可以算出汗液的流速。因此只需测量两电极间的导纳脉冲的时间间隔,就可以推算出汗率,而整个过程并不会受汗液中化学成分浓度的影响,即不需要关心每次导纳脉冲峰值的大小,且避开了使用钠离子传感器测量出汗率等复杂方法。

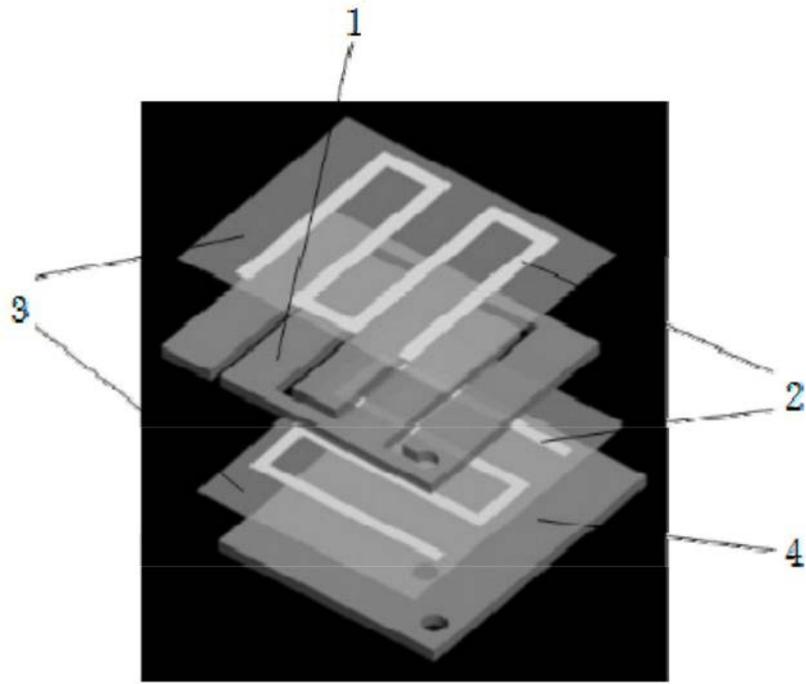


图1

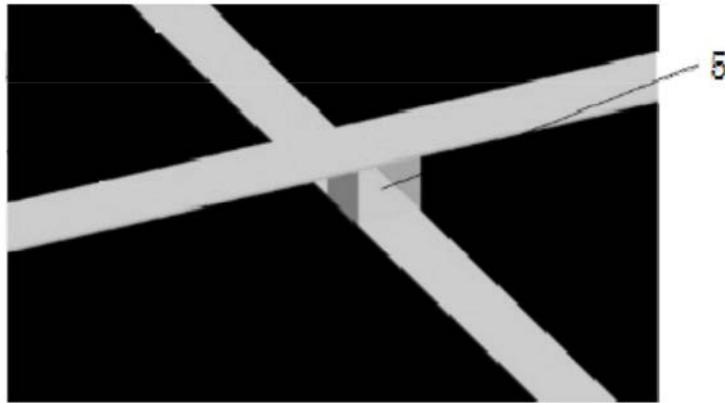


图2

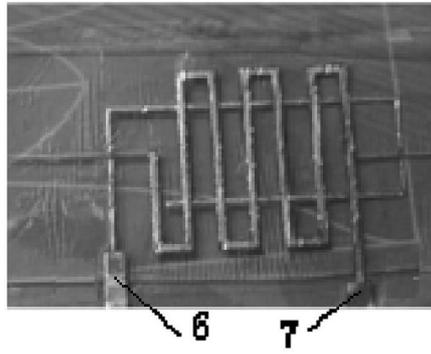


图3

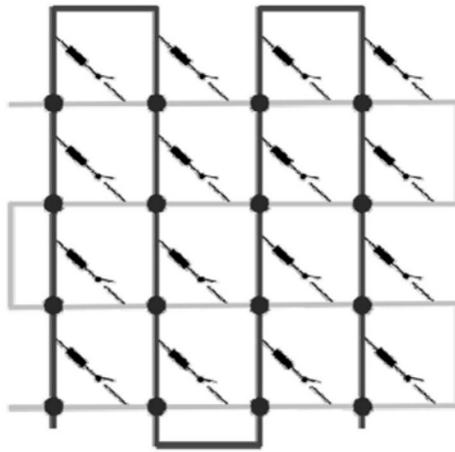


图4

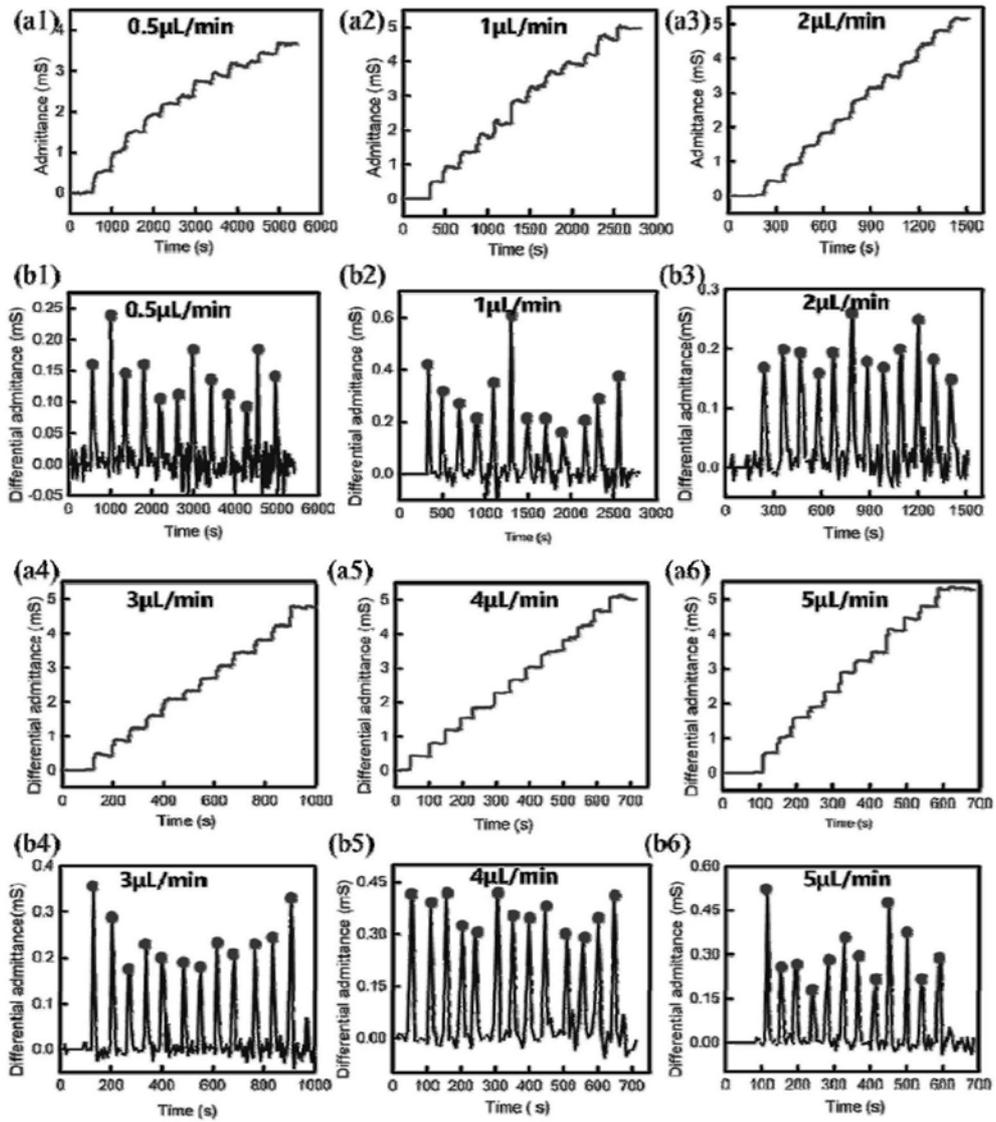


图5

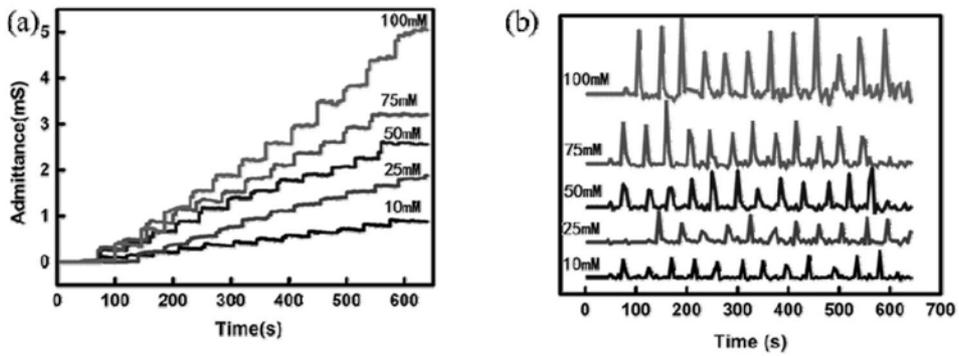


图6

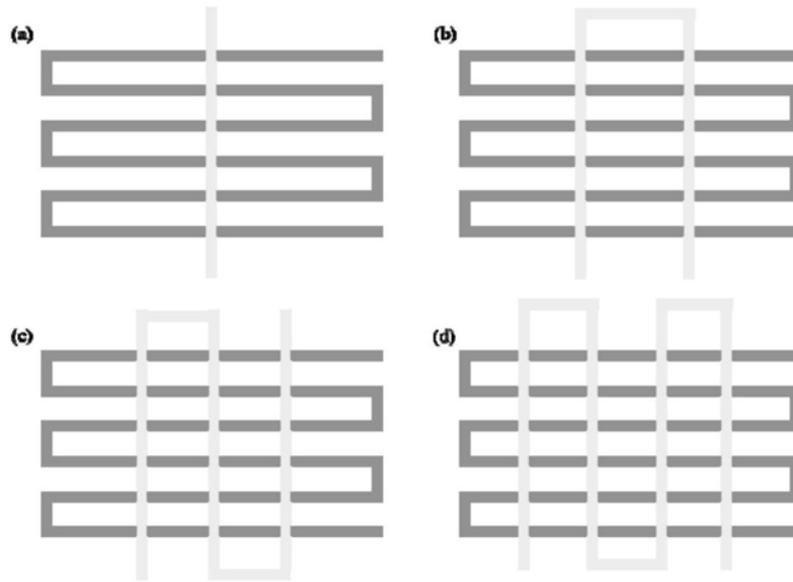


图7

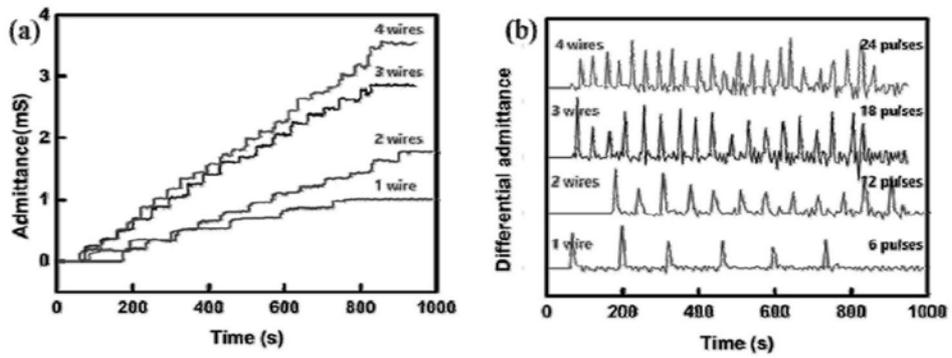


图8