



(21) 申请号 202110793372.4

(22) 申请日 2021.07.14

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 113457758 A

(43) 申请公布日 2021.10.01

(73) 专利权人 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 魏磊 房国庆 吕子寒 郭道友

(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.

B01L 3/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 110035690 A, 2019.07.19

CN 111671437 A, 2020.09.18

US 2006188403 A1, 2006.08.24

US 2014190830 A1, 2014.07.10

刘莹. 基于出汗模拟装置的织物水传递性能研究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库》.2020, (04), 第1-78页.

黎洋; 丁玲; 邓素容; 杨伟; 肖文海; 李远. 在生理流动条件下分析血小板黏附聚集的简易微流控芯片技术. 军事医学. 2017, (07), 第43-50页.

审查员 周宏伟

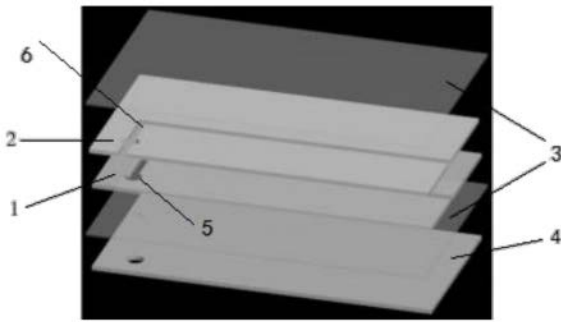
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

一种导纳式测量出汗率的微流控通道

(57) 摘要

本发明公开了一种导纳式测量出汗率的微流控通道, 包括双胶层、铜箔和两个PET薄膜, 所述双胶层由激光切出微通道, 所述铜箔贴在所述微通道一侧, 激光原位切割所述铜箔, 两个所述PET薄膜分别贴合在所述铜箔和所述微通道相背的一侧, 所述铜箔在激光切割后形成两个电极, 所述电极的间距较所述微通道宽度更小, 两个所述PET薄膜相背的一侧设有一层用于贴合皮肤与微流控芯片的贴合双胶层, 采用激光切割铜箔胶带制作电极, 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, 能够通过两电极间导纳变化的快慢监测出汗率, 整个制造过程均由激光切割而成, 具有结构简单、制造便捷、性能稳定、制造成本极低的优势。



1. 一种导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:包括双胶层、铜箔和两个PET薄膜,所述双胶层由激光切出微通道,所述铜箔贴在所述微通道一侧,激光原位切割所述铜箔,两个所述PET薄膜分别贴合在所述铜箔和所述微通道相背的一侧,所述铜箔在激光切割后形成两个电极,所述电极的间距较所述微通道宽度更小,两个所述PET薄膜相背的一侧设有一层用于贴合皮肤与微流控芯片的贴合双胶层,所述电极通过所述PET薄膜转移,所述微通道和所述电极外侧均由所述PET薄膜贴附,所述双胶层、所述PET薄膜均有集汗孔,用以收集汗液。

2. 根据权利要求1所述的一种导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:所述微通道和所述电极均由激光切割形成。

3. 根据权利要求1所述的一种导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:所述电极的间距较所述微通道宽度更小,所述电极的边缘深入所述微通道内。

4. 根据权利要求1所述的一种导纳式测量出汗率的微流控通道,其特征在于:所述电极的间距为所述微通道宽度的10%-20%。

一种导纳式测量出汗率的微流控通道

技术领域

[0001] 本发明属于微流控技术领域,特别涉及一种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,对于测量出汗率的方法现在主要是通过吸汗垫片实现,存在精度低、实时性差的缺陷,而且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,再对时间进行差分,进而得到出汗速率。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,缺乏一定的实施性。

发明内容

[0006] 本发明主要解决的技术问题是提供一种导纳式测量出汗率的微流控通道,大幅简化制作流程并降低制作成本。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:

[0008] 一种导纳式测量出汗率的微流控通道,包括双胶层、铜箔和两个PET薄膜,所述双胶层由激光切出微通道,所述铜箔贴在所述微通道一侧,激光原位切割所述铜箔,两个所述PET薄膜分别贴合在所述铜箔和所述微通道相背的一侧,所述铜箔在激光切割后形成两个电极,所述电极的间距较所述微通道宽度更小,两个所述PET薄膜相背的一侧设有一层用于贴合皮肤与微流控芯片的贴合双胶层。

[0009] 优选地,所述微通道和所述电极均由激光切割形成。

[0010] 优选地,所述电极通过所述PET薄膜转移。

[0011] 优选地,所述微通道和所述电极外侧均由所述PET薄膜贴附。

[0012] 优选地,所述电极间距较所述微通道宽度更小,所述电极边缘深入所述微通道内。

[0013] 优选地,所述双胶层1、所述PET薄膜3均有集汗孔,用以收集汗液。

[0014] 优选地,所述电极中间的通道是在所述微通道的基础上通过激光原位切割而成的,具体而言是在激光切割制备了微流控通道后,保持带有所述微通道的所述双胶层位置不变,把一整片所述铜箔贴于带有所述微通道的所述双胶层之上,然后采用激光切割的方法,把所述铜箔沿着所述微通道切开,将其切割成两个所述电极,所述电极间距为所述微通道宽度的10%-20%。

[0015] 与现有技术相比,本发明的优点在于:

[0016] 1.采用激光切割铜箔胶带制作电极,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;

[0017] 2.先切割双胶层微通道,然后再原位切割铜箔,避免了对齐操作;

[0018] 3.微流控通道采用激光切割双胶层的方法制作,代替传统光刻法,降低成本,提高效率;

[0019] 4.采用了导纳式出汗率测量方法,相比于传统的采用吸汗垫片测量出汗率的方法而言,本发明可以实现实时、原位的出汗率检测。

附图说明

[0020] 图1是本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道的结构示意图;

[0021] 图2是贴合在一起的微通道与电极的结构示意图;

[0022] 图3是本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道的实物图;

[0023] 图4是本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道的原理图;

[0024] 图5是本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道在不同注射速度下的导纳变化图表;

[0025] 图6是本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道在不同电解质浓度下的导纳变化图表;

[0026] 图7是不同铜离子浓度对本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道的导纳影响图表。

[0027] 附图标记

[0028] 双胶层1、铜箔2、PET薄膜3、贴合双胶带层4、微通道5、电极6。

具体实施方式

[0029] 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。

[0030] 如图1-7所示,一种导纳式测量出汗率的微流控通道,包括:包括双胶层1、铜箔2和两个PET薄膜3,所述双胶层1由激光切出微通道5,所述铜箔2贴在所述微通道5一侧,激光原位切割所述铜箔2,两个所述PET薄膜3分别贴合在所述铜箔2和所述微通道5相背的一侧,所述铜箔2在激光切割后形成两个电极6,所述电极6的间距较所述微通道5宽度更小,两个所述PET薄膜3相背的一侧设有一层用于贴合皮肤与微流控芯片的贴合双胶带层4。

[0031] 在本实施例中,所述电极6通过所述PET薄膜3转移。

[0032] 在本实施例中,所述微通道5和所述电极6外侧均由所述PET薄膜3贴附。

[0033] 在本实施例中,所述电极6间距较所述微通道5宽度更小,所述电极6边缘深入所述微通道5内。

[0034] 在本实施例中,通过紫外激光器在双胶层1上切割出微通道5,保持双胶层1位置不变,将铜箔2贴在切好的微通道5上,然后用激光原位切割铜箔2,将铜箔2切割开,切割缝隙位于微通道5的中央,切割缝隙宽度是微通道5的宽度的10%-20%,去除缝隙处切割掉的铜箔2,将PET薄膜3贴在切好的电极上,将其整体揭下,然后在双胶层1和铜箔2两侧贴上PET薄膜3,形成完整的测量出汗率的微流控通道。

[0035] 在本实施例中,双胶层1、PET薄膜3均有集汗孔,用以收集汗液。

[0036] 在本实施例中,铜箔2中两个电极6的间距比微通道5的宽度小得多,这样有利于可靠的切割出两个电极6,而不会因为激光切割的吃边效应使得电极在通道内的剩余量太少,而使得传感性能差,这种保持微通道5原位置不变的情况下,切割出电极6的方法避免实际操作难度极高的对齐操作(将电极缝隙与微通道5对齐)。

[0037] 在本实施例中,当汗液流入时,会顺着微通道5流动,由于汗液具有一定电导率,会导致所流到位置的两侧电极连接到一起,这可以视为在两侧电极间不断的并联电阻,随着汗液的不断流动,并联的电阻也就不断增多,于是两侧电极6间的导纳就会有一个连续的变化。

[0038] 在本实施例中,通过控制注射泵注射速率,速率分别为0.75 μ l/min,1.5 μ l/min,3 μ l/min,6 μ l/min时,可以看到随着注射速率增大,导纳增长速率也在增大,当停止注射时,导纳会保持恒定不变。

[0039] 在本实施例中,控制注射速率不变,调整电解液浓度分别为25mmol/L,50mmol/L,75mmol/L,100mmol/L时,本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道的导纳变化速率在不断增快,说明电解质浓度越大,导纳的增长率越快。

[0040] 在本实施例中,保持其他条件相同,改变铜离子浓度,可发现在不同铜离子浓度下,导纳随时间的变化曲线基本重合,说明铜离子对本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道的测量结果影响不大,也表明用铜箔做电极不会对本发明一种导纳式测量出汗率的微流控通道的测量结果产生较大影响,从而避免了使用金等昂贵材料做电极,降低了材料成本。

[0041] 因此,我们只需记录电极6间导纳变化的时间,以及汗液的电导率和微通道5的尺寸就可以得到汗液在微通道5内的流速,从而反映人体的实时出汗率。

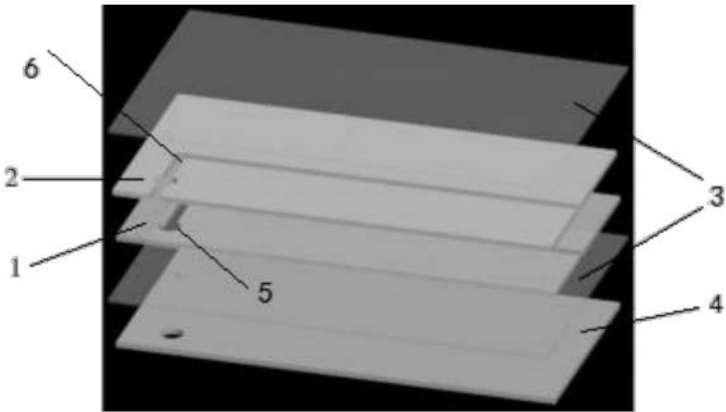


图1



图2



图3

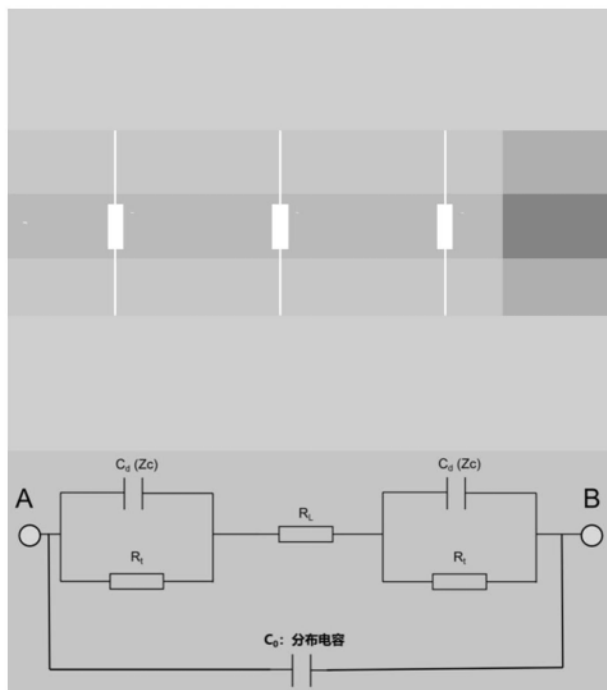


图4

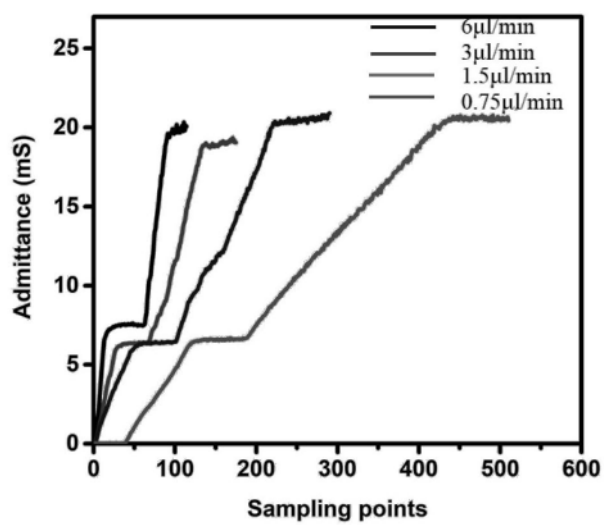


图5

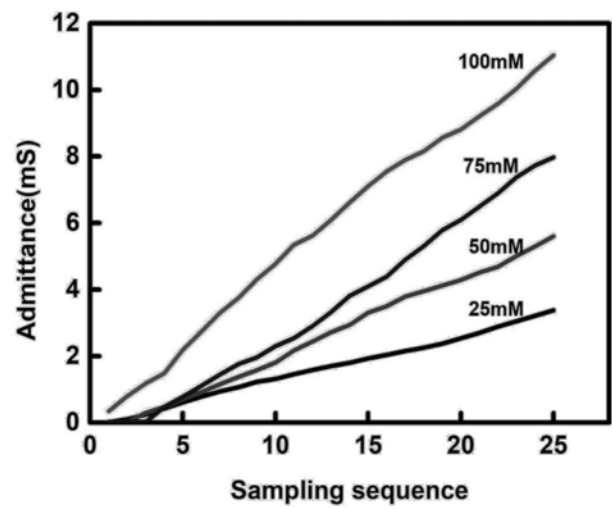


图6

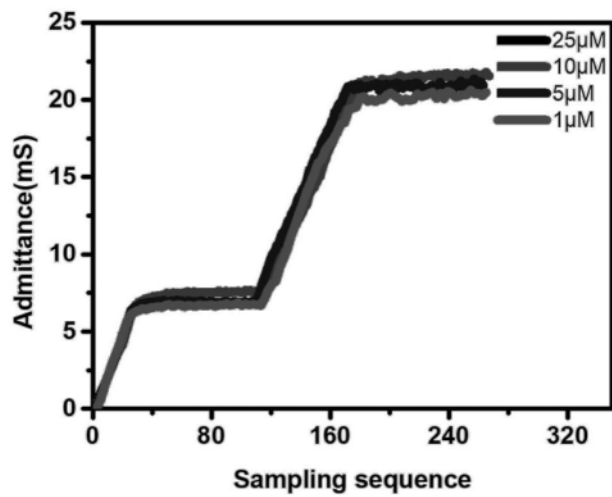


图7