



人造“皮肤”体外均匀出汗模拟装置的制备研究

郑慧^{1,2}, 刘梦愿², 杨显青², 曹云¹, 聂伟荣^{1*}, 王书琪^{2*}, 张珽^{2,3*}

1. 南京理工大学机械工程学院, 南京 210094;

2. 中国科学院苏州纳米技术与纳米仿生研究所, 苏州 215123;

3. 材料科学姑苏实验室, 苏州 215123

* E-mail: niewrhappy@163.com; sqwang2016@sinano.ac.cn; tzhang2009@sinano.ac.cn

收稿日期: 2022-03-27; 接受日期: 2022-04-26; 网络版发表日期: 2022-11-04

国家重点研发计划(编号: 2018YFB1304700)、国家自然科学基金(批准号: 62071463, 61801473)和国家杰出青年科学基金(批准号: 62125112)资助项目

摘要 面向可穿戴汗液传感器、表皮电子器件等在出汗皮肤表面测试的需求, 研究开发了一种制备简单、重复性好且性能稳定的出汗模拟装置, 提出了基于双层膜结构设计的人造微流体“皮肤”层的设计原理和制备方法. 人造微流体“皮肤”层的上层选用不锈钢等刚性材料保持其结构稳定, 模拟皮肤表面的汗孔密度和亲水性; 下层选用聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)径迹蚀刻膜, 提供足够的驱动力; 上下层界面通过聚二甲基硅氧烷(PDMS)薄膜黏合, 具有高稳定性且易去除和更换. 该出汗模拟装置通过注射泵控制流速, 实现了稳定均匀宽范围的出汗速率模拟, 单位面积模拟速率范围为 $0.21 \sim 211.53 \mu\text{L min}^{-1} \text{cm}^{-2}$, 有效覆盖人体皮肤生理出汗范围. 本研究为可穿戴汗液传感器测试及微流控设备研究发挥重要作用.

关键词 出汗模拟, 出汗速率, 可穿戴传感器, 汗液传感器, 径迹蚀刻膜

1 引言

皮肤是人体最大的器官, 除了具有保护、感知、吸收和新陈代谢等功能, 还可以通过控制排汗来调节体温^[1,2]. 汗液主要是由遍布体表的数百万个汗腺产生, 汗腺由分泌线圈和真皮导管组成, 分泌线圈产生汗液后, 真皮导管将汗液输送到皮肤表面^[3]. 人们对汗液的研究越来越感兴趣, 它与许多研究领域密切相关. 例如, 纺织品、服装和个人护理产品的设计^[4,5], 特别是在高排汗率的情况下使用的产品^[6], 化妆品和一些外用产品的生物活性和毛孔堵塞^[7-9], 药物测试^[10], 部

分疾病和生物标志物的来源分析^[11-13]; 可穿戴汗液传感器^[14-23]和表皮电子器件的研发等^[24,25]. 然而, 开发这些应用的体上测试需要大量的时间和成本, 并且在这些测试中, 出汗速率($0.1 \sim 10 \mu\text{L min}^{-1} \text{cm}^{-2}$)和汗液的化学成分在不同测试批次间均存在很大差异^[26]. 目前, 有很多体外的人工设备可用于血液、唾液等其他体液的测试^[27], 但对能够精确模拟人体出汗设备的研究很少^[28,29].

当前关于模拟出汗装置的研究大致可分为两种, 一种是用于织物的热湿传递性能测试^[30,31], 装置一般采用具有微孔结构的材料模仿人体皮肤, 将其置于水

引用格式: 郑慧, 刘梦愿, 杨显青, 等. 人造“皮肤”体外均匀出汗模拟装置的制备研究. 中国科学: 技术科学, 2022, 52: 1769–1776

Zheng H, Liu M Y, Yang X Q, et al. Preparation of the artificial “skin” uniform sweating simulation device (in Chinese). Sci Sin Tech, 2022, 52: 1769–1776, doi: [10.1360/SST-2022-0114](https://doi.org/10.1360/SST-2022-0114)

槽表面, 下方设有加热层, 通过注水以及水的受热蒸发完成出汗的模拟, 这类装置主要用于大面积的出汗模拟, 不要求出汗的均匀性. 另一种是用于可穿戴汗液传感器的体上测试, 这类装置聚焦于小面积均匀出汗, 模拟真实的人体出汗状况. 模拟人体皮肤的人造“皮肤”膜的制造采用下层小孔、上层大孔的结构设计, 采用MEMS技术, 依次通过物理和化学方法对多层材料进行加工处理, 制造方法比较复杂. 制作完成后密封到水槽上, 通过对装置注水实现出汗模拟. 但制造出的柔性薄膜在经过多次使用时易发生变形, 甚至出现破裂. 且该膜直接封装在装置上, 若想更换新的膜, 需更换整个装置^[32].

因此, 本文设计了一种耐用的刚性出汗模拟装置, 如图1所示, 能够持续稳定地实现宽范围人体出汗速率模拟. 该装置采用了双层膜结构的设计, 如图1(b)所示, 下层膜提供了足够大的驱动力, 使上层产生稳定的均匀“汗液”, 而上层膜模拟了皮肤表面汗腺密度和皮肤的接触角. 该出汗模拟装置采用刚度大、不易变形的材料制造, 可反复使用, 并且可根据所需条件便捷地更换不同孔隙密度的人造微流体“皮肤”层.

2 理论分析和结构设计

本研究的关键设计要求包括模拟真实人体汗腺密度和皮肤表面的接触角, 以及确保在人体生理出汗速率范围内, 装置所有孔的“出汗”是均匀的. 首先讨论如何满足均匀出汗的要求. 如图2(a)所示, 给单层不锈

钢板装置匀速($10 \mu\text{L min}^{-1}$)注水时, 实验发现水会从单个或几个孔流出. 根据Young-Laplace方程^[33], 压力差(压降)为

$$\Delta P = 4\gamma\cos(\theta)/D, \quad (1)$$

其中, γ 为液体的表面张力, 与物质本性、温度、压力、相界面性质有关, 在本实验条件下为常数; θ 为孔内液体的接触角, 与物质本性和表面张力相关, 在本实验条件下为常数; D 为孔的直径.

由式(1)可知, 不同直径的孔会产生不同大小的压降, 即孔径越大, 产生的压降越小. 在相同的低流速下, 由注射泵提供的液体驱动力 F 相同, 则液体更容易从大孔流出, 而直径小的孔隙内的液体由于大的压降影响而很难流出. 如图2(a)所示, 液体一旦从一个或几个大孔流出, 将不再会从其他小孔流出. 当给单层孔以高流速注水(如 10 mL min^{-1})时, 液体的驱动力 F 足够大, 以至于可以忽略压降的影响, 这时所有孔会被激活, 可实现均匀出汗. 但这与模拟出汗所需的低流速无关. 上述的低流速和高流速条件下的实验现象都是在单层孔设计下观察到的. 由于加工误差, 无法使所有的孔大小完全相同, 不能实现在低流速下均匀出汗. 若想消除压降的影响, 可选择超浸润的膜, 但这不能模仿皮肤表面的润湿性. 所以不能一味地将压降消除, 只能设法减小其影响.

本研究采用双层膜设计, 如图2(b)所示. 双层膜实现均匀“出汗”的原理是^[32]: 下层膜中大量小孔产生的压降(ΔP_a)远远大于上层大孔单独产生的压降(ΔP_b), 即

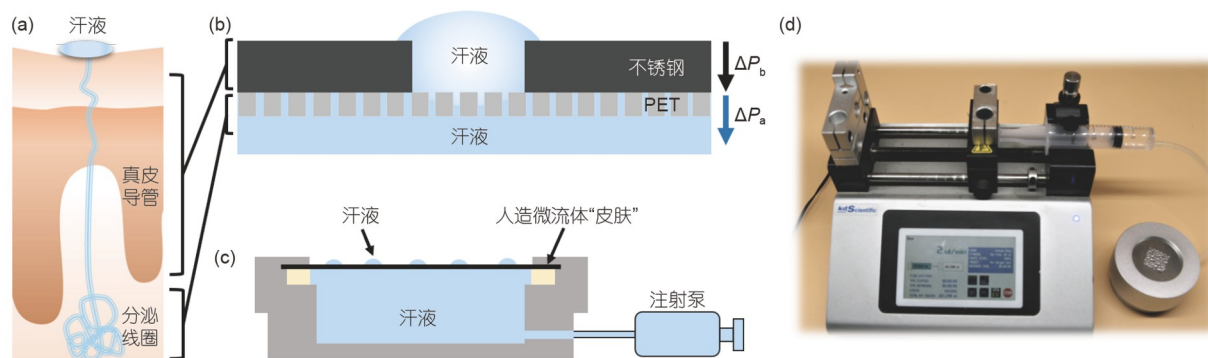


图1 (网络版彩图)出汗模拟装置示意图. (a) 皮肤汗腺图; (b) 双层人造微流体“皮肤”结构示意图; (c) 出汗模拟实验装置图; (d) 正在运行的模拟出汗装置照片

Figure 1 (Color online) Schematic diagram of the sweat simulation device. (a) Diagram of skin sweat glands; (b) diagram of the structure of the double-layer artificial microfluidic “skin”; (c) diagram of the sweating simulation experimental device; (d) photo of the running simulation sweating device.

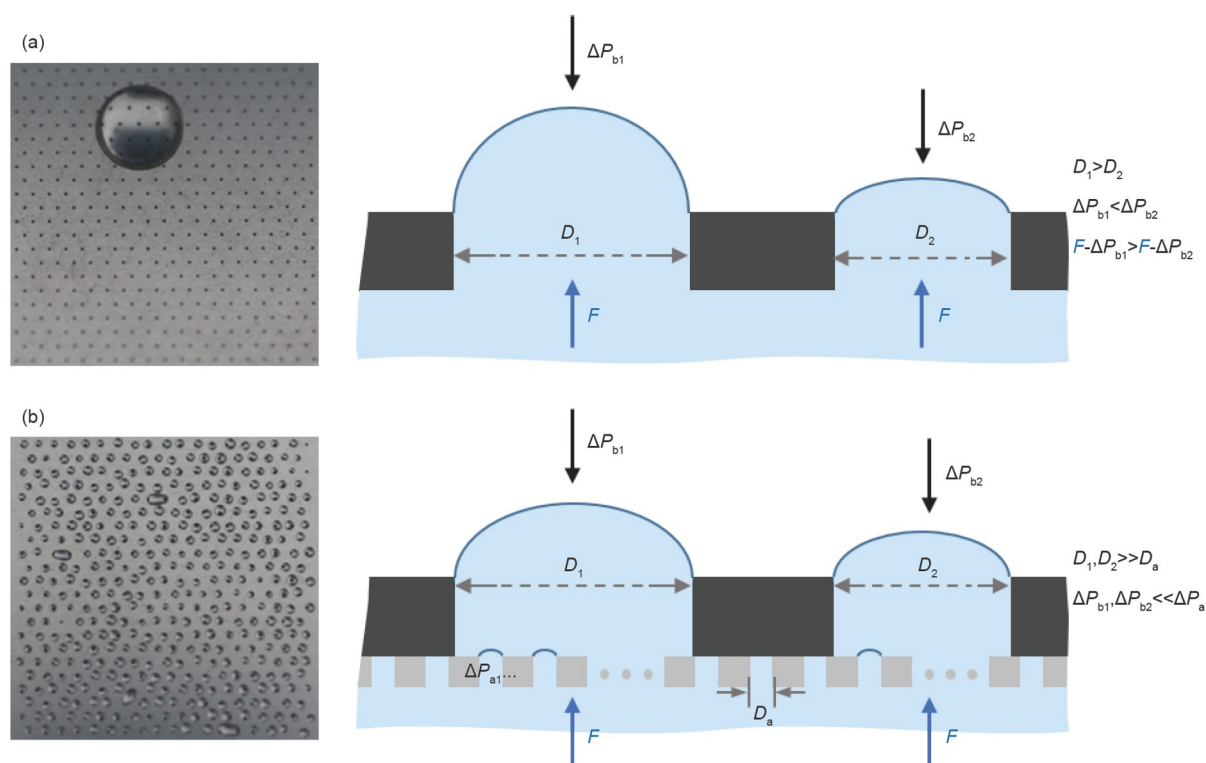


图2 (网络版彩图)单层膜与双层膜的出汗效果图及原理图。(a) 单层, 不锈钢层, 出汗不均匀; (b) 双层, 上层不锈钢和下层PET膜, 出汗均匀

Figure 2 (Color online) Photographs and schematic diagram of sweating effect of single-layer film and double-layer film. (a) Single layer, stainless steel layer, sweating unevenly; (b) double layer, top layer stainless steel layer and bottom layer PET film, sweating uniformly.

ΔP_a 主导双层膜中孔的总压降($\Delta P = \Delta P_a + \Delta P_b \approx \Delta P_a$); 此时, 双层膜中大孔的压降 ΔP_b 影响不大, 所以能均匀出汗。因此, 下层膜必须满足以下几个条件, 第一, 下层膜的孔径应该足够小, 使其流动引起的压降比上层大孔引起的压降大得多(至少一个数量级)。第二, 下层膜的小孔的密度要足够大, 使上层膜上的每一个大孔对应的小孔的平均数量接近相等。第三, 下层膜应为亲水膜, 使液体能够在低压下通过, 并在下层膜顶部聚集, 合并通过对应上层膜孔。市面上可用的径迹蚀刻膜满足以上要求, 其孔隙尺寸范围为 $0.01 \sim 20 \mu\text{m}$, 远小于上层膜孔径。将其作为下层膜黏附在上层不锈钢片上, 可以达到低流速下均匀出汗的效果, 如图2(b)所示。

出汗模拟装置的整体装置结构设计如图3(a), 装置的底座和顶盖采用梯形螺纹连接。结构简单、连接可靠、方便拆装是螺纹连接的优点, 其中梯形螺纹工艺性好, 牙根强度高, 使用寿命长, 气密性好, 装置选用铝合金材料制造, 成本较低。人造微流体“皮肤”层通过硅胶垫片与外壳密封组装, 底座设有一个注水口, 通

过橡胶管连接注射泵, 如图1(d)所示。注射泵匀速运行, 提供恒定的流速, 并且可以维持稳定的低流速, 模拟人体出汗速率。

3 双层人造微流体“皮肤”的制备

双层人造微流体“皮肤”的特点是, 上层模拟皮肤表面的接触角和汗腺密度, 下层控制压降。上下层膜的制备易于实现, 但是如何在破坏下层膜功能的情况下将两层膜黏合在一起, 成为最具挑战的问题。

首先, 采用激光打孔对厚度为 0.25 mm 的不锈钢板进行加工(本装置选用不锈钢, 也可以根据不同需求使用其他材料, 包括硬质塑料、有机玻璃等)。根据人体不同部位汗腺密度(后背 $80 \text{ 个}/\text{cm}^2$ 、前额 $175 \text{ 个}/\text{cm}^2$ 、手掌 $370 \text{ 个}/\text{cm}^2$)的分布差异, 按照 100 , 200 , $300 \text{ 个}/\text{cm}^2$ 三种孔密度分别制作出汗面积为 1 和 4 cm^2 的不锈钢板。为保证孔分布的均匀性, 采用密排六边形的方式使每个孔之间的距离相等, 但这种方式无法保

证孔的数目正好取整, 最终设计密度为105, 216, 314 个/ cm^2 . 不锈钢层的加工孔径为160 μm , 如图4(a)所示, 在该孔径下能保证表面平整和通畅(孔径尺寸较小时, 对加工精度要求更高, 且加工误差随之增大, 表面因激光加工的热效应产生毛刺, 凹凸不平, 孔径分布不均匀).

将上层不锈钢板和下层聚对苯二甲酸乙二醇酯蚀迹刻膜(PET)紧密黏合且保证双层膜孔不被堵塞是制备人造微流体“皮肤”层的关键. 聚二甲基硅氧烷(PDMS)具有很好的黏合性和流动性, 能很好地黏附在任何形状的表面. 双层膜制备过程如图3(b)所示, 将PDMS与固化剂以10:1的比例调配, 搅拌并除去气泡后旋涂在预先激光打孔的不锈钢板上, 设定转速为9000 r min^{-1} , 时间为30 s, 测量旋涂前后不锈钢板的厚度, 得到PDMS层的厚度约为13 μm . 为防止PDMS堵塞部分孔, 通过抽滤的方法, 将附着在不锈钢板孔内表面的PDMS去除. 当抽滤时间过长时, 会将孔外围的

PDMS抽走, 在孔周围形成碗状凹坑结构, 使其表面不平整; 若抽滤时间太短, 无法将孔表面的PDMS完全去除, 经过多次实验优化, 确定最佳抽滤时长为15 s. 然后置于75 $^{\circ}\text{C}$ 烘箱中30 min, PDMS膜固化成型后立即将PET膜紧密贴附在其表面.

在满足低流速的驱动力能使液体通过底层膜的前提下, 下层膜孔径越小, 能给上层提供的驱动力越大, 因此应选择更小的孔径. 然而, 实验表明膜的孔径小到0.1 μm 时, 由于液体流动阻力增大导致无法在低流速下透过. 因此, 本实验选择孔径为0.2 μm 的PET膜作为下层膜(SEM测量孔径为170 $\pm$ 10 nm, 如图4(b)). 最后制成的人造微流体“皮肤”层, 平均上层孔径直径为160 $\pm$ 3 μm , 密度为105, 216, 314 个/ cm^2 . 人造微流体“皮肤”制作完成后, 将其装配到铝合金装置中, 完成整个出汗模拟装置的组装. 将配置好的人工汗液通过注射泵匀速送入装置中, 通过调节注射泵的运行速度, 可以模拟实验所需的不同出汗速率.

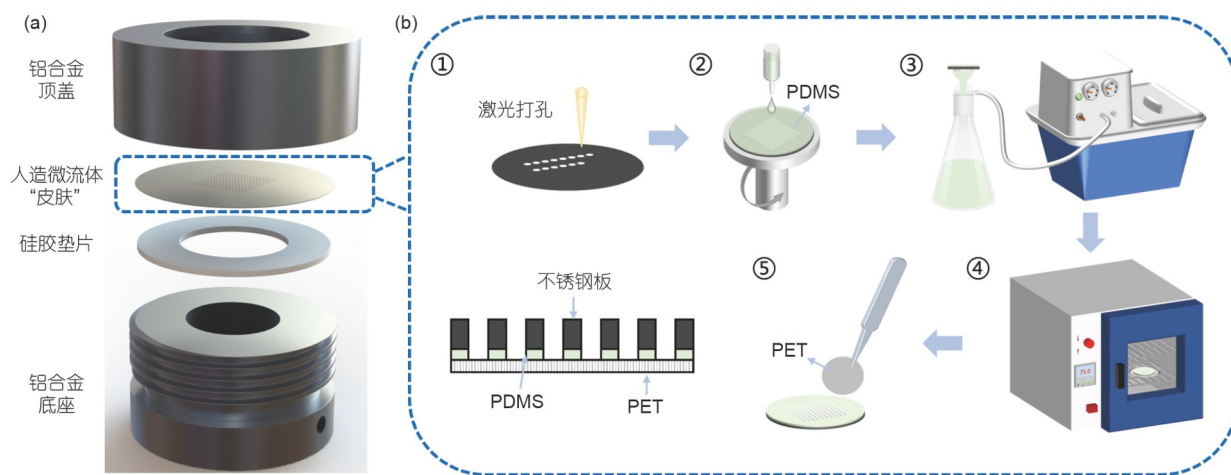


图3 (网络版彩图)模拟出汗装置结构图. (a) 分层结构; (b) 人造微流体“皮肤”层结构及工艺流程图

Figure 3 (Color online) Structural diagram of the simulated sweating device. (a) Layered structure; (b) artificial microfluidic “skin” layer structure and process flow chart.

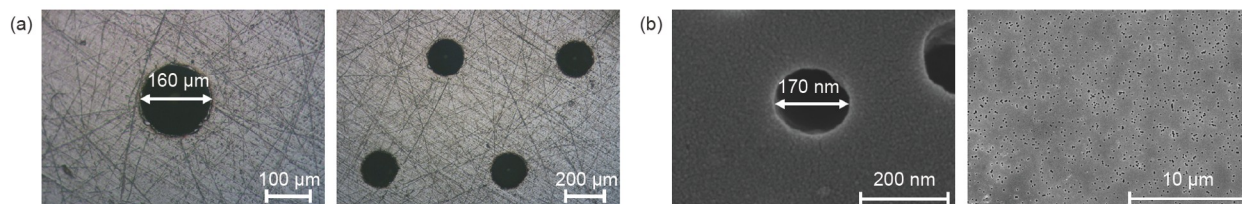


图4 (网络版彩图)孔径的表征. (a) 上层不锈钢孔径; (b) 下层PET膜孔径

Figure 4 (Color online) Characterization of pore size. (a) Pore size of upper stainless steel; (b) pore size of lower PET membrane.

4 结果与讨论

首先, 对人造微流体“皮肤”的亲水性进行了探索, 发现其可以模拟人体皮肤的亲水性. 如图5所示, 未清洗人体皮肤表面接触角为 $86^\circ \pm 1^\circ$, 人造微流体“皮肤”表面接触角为 $65^\circ \pm 1^\circ$, 两者表面均具有亲水性. 人体表面分泌油脂后, 接触角会变大, 清洗后的皮肤表面接触角会变小($73^\circ \pm 1^\circ$), 与人造皮肤表面接触角更接近. 不同人体在皮肤油脂分泌、粗糙程度和干燥程度等方面具有差异性, 可以根据所需模拟的应用场景对人造

皮肤进行表面润湿性处理, 以增强或降低其亲水性.

将注射泵速度设置为 $6 \mu\text{L min}^{-1}$, 如图6(a)所示, 对人造“皮肤”层选用孔密度为 $314 \text{个}/\text{cm}^2$ 、出汗面积为 4cm^2 的出汗模拟装置进行测试. 在图6(b)中可以看到几乎所有汗孔均“出汗”, 图6(c)是0~4.5 min过程中液滴大小的变化, 液滴从产生到逐渐变大, 最终汇聚成大液滴, 这一过程与人体汗液的形成过程相同. 该模拟条件下“出汗”速率即可计算为: $6 \mu\text{L min}^{-1}/4 \text{cm}^2 = 1.5 \mu\text{L min}^{-1} \text{cm}^{-2}$.

此外, 为了验证本装置在不同出汗速率下的均匀

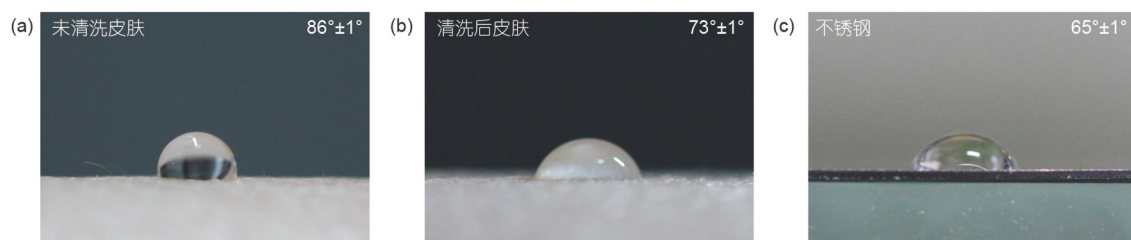


图5 (网络版彩图)人造微流体“皮肤”与人体皮肤的亲水性对比. (a) 未清洗人体皮肤表面接触角; (b) 清洗后人体皮肤表面接触角; (c) 人造微流体“皮肤”表面接触角 ($4 \mu\text{L}$ 水)

Figure 5 (Color online) Comparison of hydrophilicity between artificial microfluidic and human skin. (a) Surface contact angle of uncleaned human skin; (b) surface contact angle of cleaned human skin; (c) surface contact angle of artificial microfluidic “skin” ($4 \mu\text{L}$ water).

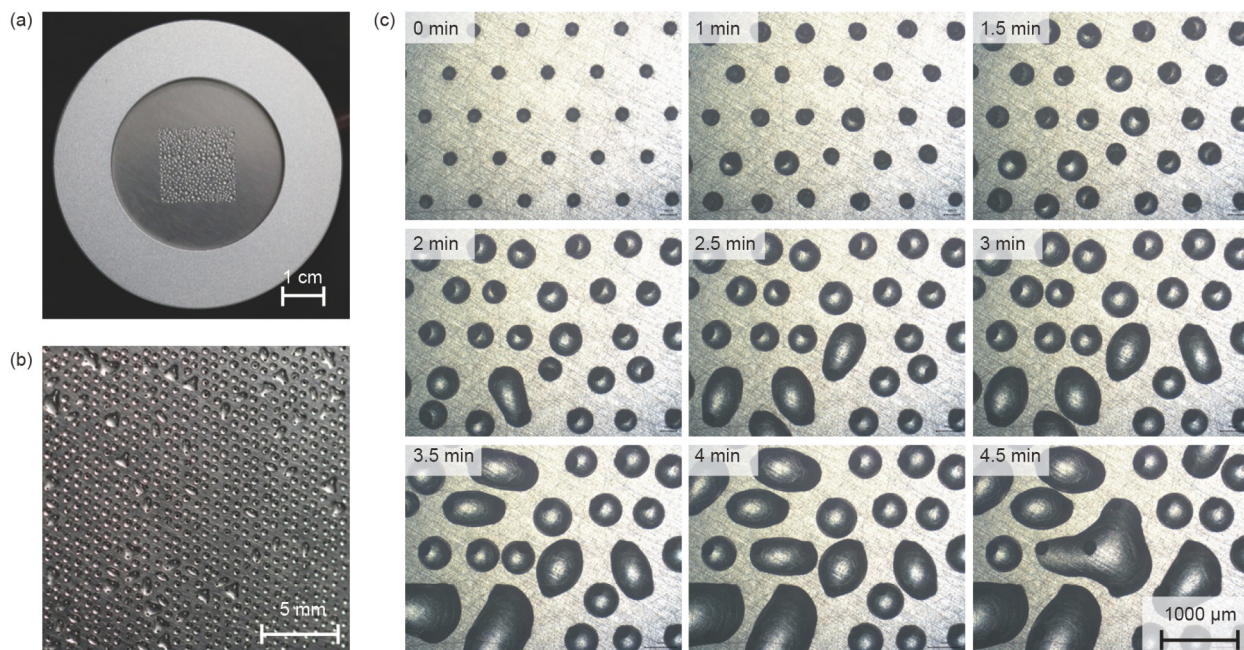


图6 (网络版彩图)装置均匀“出汗”照片. (a) 整体出汗效果; (b) 出汗区域效果; (c) “出汗”速率为 $1.5 \mu\text{L min}^{-1} \text{cm}^{-2}$, 时长4.5 min下的液滴大小变化

Figure 6 (Color online) Photographs of the uniform “sweating” of the device. (a) The overall sweating image; (b) the effect of the sweating area; (c) the change of droplet size at a “sweating” rate of $1.5 \mu\text{L min}^{-1} \text{cm}^{-2}$ and a duration of 4.5 min.

性和稳定性, 并且可以通过改变注射泵的速度进行出汗速率调节, 本研究设计了如下测试方法: 在注射泵设置为不同流速的情况下, 每间隔相同时长用滤纸吸收装置表面的液体, 并记录滤纸吸收液体前后的重量变化. 同时, 在模拟低出汗速率时, 需要经过一段时间累积滤纸吸收液体前后的重量才能出现较为明显的变化, 此时出汗区域暴露在环境中, 会有部分水分蒸发, 导致测量的数据误差较大. 因此, 将滤纸的一面用胶带密封(如图7(a)), 将其覆盖在出汗区域上, 并用塑料盖罩住, 减少水分的蒸发. 本实验测量了泵速为 $2\sim 20\ \mu\text{L min}^{-1}$ 时, 装置的单位面积出汗速率, 发现设定泵速与测量的出汗速率呈优异的线性相关性($R^2 > 0.9999$) (如图7(c)), 且每个测量点的误差很小. 将水换成盐溶液, 装置仍然能均匀出汗, 且满足线性相关性. 装置在较快的模拟出汗速率下长时间运行后, 依然保持稳定, 出汗均匀, 误差不超过0.7%. 这些结果证实了出汗模拟装置可以均匀稳定地模拟人体出汗水平.

继续降低注射泵速度, 测量装置的出汗速率, 发现当泵速为 $1\ \mu\text{L min}^{-1}$ (单位面积“出汗”速率为 $0.21\ \mu\text{L min}^{-1}\text{cm}^{-2}$) 时, 测量的出汗速率仍然满足上述线性关系, 当泵速设置为 $0.5\ \mu\text{L min}^{-1}$ 时, 单位面积“出汗”速率为 $0.05\ \mu\text{L min}^{-1}\text{cm}^{-2}$, 不满足上述线性关系. 增大泵速, 当泵速设置为 $1000\ \mu\text{L min}^{-1}$ (单位面积“出汗”速率为 $211.53\ \mu\text{L min}^{-1}\text{cm}^{-2}$) 时, 装置运行1.5 min

后, 进水管被撑开. 因此该装置的使用范围至少为 $0.21\sim 211.53\ \mu\text{L min}^{-1}\text{cm}^{-2}$. 该装置不仅能有效覆盖人体正常出汗速率范围 $0.21\sim 5\ \mu\text{L min}^{-1}\text{cm}^{-2}$ ^[34-39], 并且能以更快的速度运行, 对于某些研究这可能会缩短所需的测试时间, 或提供新的实验见解. 若想模拟更大范围的出汗速率, 还需进一步优化此装置, 由Young-Laplace方程可知, 孔径越小, 压力越大, 因此减小上层孔径可以实现更低流速的模拟, 但是同时需要更高的加工精度以及满足孔不被堵塞等条件; 如果将管道与装置连接得更加牢固, 装置可以承受更高流速下的压力.

5 结论

本文研制了一种模拟人体皮肤排汗的装置, 采用的制造工艺简单, 通过激光打孔、旋涂烘干等物理方法完成人造微流体“皮肤”膜的制造. 该装置能够实现稳定的均匀出汗效果, 模拟“出汗”速率可与人体出汗速率相似. 装置采用金属材料制造, 不易变形, 使用寿命长, 且可以灵活拆卸, 根据需求方便地更换不同孔隙密度和出汗面积的人造微流体“皮肤”层. 该出汗模拟装置可应用于可穿戴汗液传感器、表皮电子器件和智能织物透汗除湿以及微流控器件的性能测试研究. 未来的工作将集中在减小孔径, 优化装置结构设计, 实现更低出汗速率的模拟.

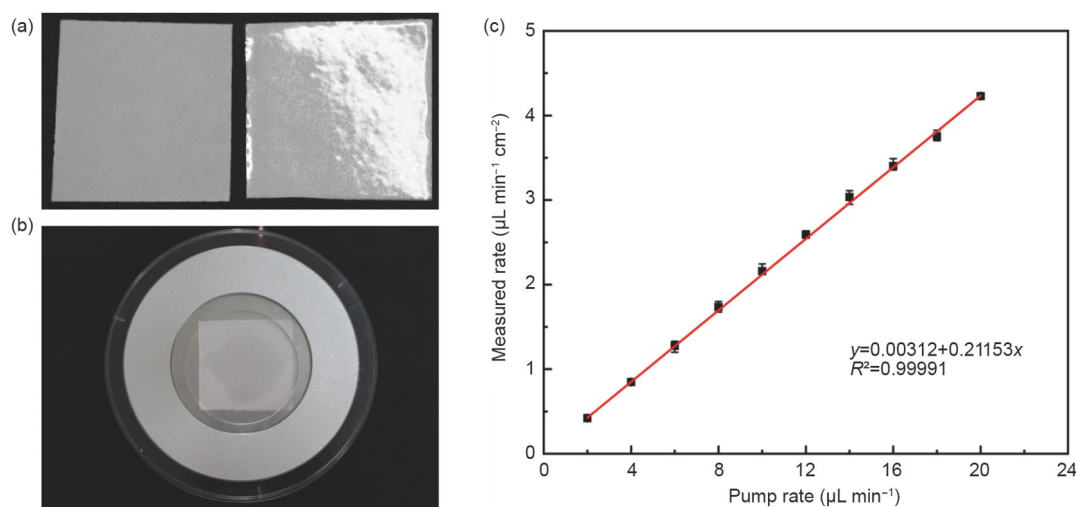


图7 (网络版彩图)测量“出汗”装置流速. (a) 吸水滤纸一面贴上胶带; (b) 滤纸覆盖出汗区域, 并罩住, 记录滤纸吸水前后重量变化; (c) 注射泵流速与测得的“出汗”速率关系图

Figure 7 (Color online) Measuring the flow rate of the “sweating” device. (a) Tape on one side of the water-absorbing filter paper; (b) the filter paper covers the sweating area, and then the weight change before and after the filter paper absorbs water are recorded; (c) plot of syringe pump flow rate vs. measured “sweating” rate.

参考文献

- 1 Sonner Z, Wilder E, Heikenfeld J, et al. The microfluidics of the eccrine sweat gland, including biomarker partitioning, transport, and biosensing implications. *Biomicrofluidics*, 2015, 9: 031301
- 2 Wilke K, Martin A, Terstegen L, et al. A short history of sweat gland biology. *Int J Cosmet Sci*, 2007, 29: 169–179
- 3 Bariya M, Nyein H Y Y, Javey A. Wearable sweat sensors. *Nat Electron*, 2018, 1: 160–171
- 4 Chen Y, Zhang C, Lu L, et al. Dynamic of upper body sweat distribution in young males wearing fully encapsulated chemical protective ensembles. *Sci Rep*, 2022, 12: 990
- 5 Qu Q Q, Liu J H, Liang Z, et al. Effect of temperature and clothing thermal resistance on human sweat at low activity levels. *Building Environ*, 2020, 183: 107117
- 6 Li J, Barker R L, Deaton A S. Evaluating the effects of material component and design feature on heat transfer in firefighter turnout clothing by a sweating manikin. *Textile Res J*, 2007, 77: 59–66
- 7 Jackson E M. Assessing the bioactivity of cosmetic products and ingredients. *Skin Pharmacol Physiol*, 1999, 12: 125–131
- 8 Ou-Yang H, Meyer K, Houser T, et al. Sunscreen formulations do not interfere with sweat cooling during exercise. *Int J Cosmet Sci*, 2018, 40: 87–92
- 9 Welzel J, Grödl S, Welss T, et al. Quantitative ion determination in eccrine sweat gland cells correlates to sweat reduction of antiperspirant actives. *Int J Cosmet Sci*, 2021, 43: 181–190
- 10 Gambelunghe C, Fucci N, Aroni K, et al. Cannabis use surveillance by sweat analysis. *Therapeutic Drug Monitoring*, 2016, 38: 634–639
- 11 Jadoon S, Karim S, Akram M R, et al. Recent developments in sweat analysis and its applications. *Int J Anal Chem*, 2015, 2015: 1–7
- 12 Katchman B A, Zhu M, Christen J B, et al. Eccrine sweat as a biofluid for profiling immune biomarkers. *Prot Clin Appl*, 2018, 12: 1800010
- 13 Ray P, Steckl A J. Label-free optical detection of multiple biomarkers in sweat, plasma, urine, and saliva. *ACS Sens*, 2019, 4: 1346–1357
- 14 Choi J, Chen S, Deng Y, et al. Skin-interfaced microfluidic systems that combine hard and soft materials for demanding applications in sweat capture and analysis. *Adv Healthcare Mater*, 2021, 10: 2000722
- 15 Gao W, Emaminejad S, Nyein H Y Y, et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed *in situ* perspiration analysis. *Nature*, 2016, 529: 509–514
- 16 Karpova E V, Karyakina E E, Karyakin A A. Wearable non-invasive monitors of diabetes and hypoxia through continuous analysis of sweat. *Talanta*, 2020, 215: 120922
- 17 Nyein H Y Y, Bariya M, Tran B, et al. A wearable patch for continuous analysis of thermoregulatory sweat at rest. *Nat Commun*, 2021, 12: 1823
- 18 Wang S, Wu Y, Gu Y, et al. Wearable sweatband sensor platform based on gold nanodendrite array as efficient solid contact of ion-selective electrode. *Anal Chem*, 2017, 89: 10224–10231
- 19 Wang S, Bai Y, Yang X, et al. Highly stretchable potentiometric ion sensor based on surface strain redistributed fiber for sweat monitoring. *Talanta*, 2020, 214: 120869
- 20 Liu C, Xu T, Wang D, et al. The role of sampling in wearable sweat sensors. *Talanta*, 2020, 212: 120801
- 21 He X, Yang S, Pei Q, et al. Integrated smart janus textile bands for self-pumping sweat sampling and analysis. *ACS Sens*, 2020, 5: 1548–1554
- 22 Wang L, Xu T, He X, et al. Flexible, self-healable, adhesive and wearable hydrogel patch for colorimetric sweat detection. *J Mater Chem C*, 2021, 9: 14938–14945
- 23 He X, Xu T, Gu Z, et al. Flexible and superwetttable bands as a platform toward sweat sampling and sensing. *Anal Chem*, 2019, 91: 4296–4300
- 24 Yang X, Wang S, Liu M, et al. All-nanofiber-based Janus epidermal electrode with directional sweat permeability for artifact-free biopotential monitoring. *Small*, 2022, 18: 2106477
- 25 Qu C, Wang S, Liu L, et al. Bioinspired flexible volatile organic compounds sensor based on dynamic surface wrinkling with dual-signal response. *Small*, 2019, 15: 1900216
- 26 Henkin S D, Sehl P L, Meyer F. Sweat rate and electrolyte concentration in swimmers, runners, and nonathletes. *Int J Sports Physiol Perform*, 2010, 5: 359–366
- 27 Venkataraman J, Freer B. Feasibility of non-invasive blood glucose monitoring: In-vitro measurements and phantom models. In: Proceedings of IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI). Spokane, 2011. 603–606
- 28 Klaka P, Grödl S, Banowski B, et al. A novel organotypic 3D sweat gland model with physiological functionality. *PLoS ONE*, 2017, 12:

e0182752

- 29 Peng Y, Li W, Liu B, et al. Integrated cooling (i-Cool) textile of heat conduction and sweat transportation for personal perspiration management. *Nat Commun*, 2021, 12: 6122
- 30 Fan J, Qian X. New functions and applications of Walter, the sweating fabric manikin. *Eur J Appl Physiol*, 2004, 92: 641–644
- 31 Koelblen B, Psikuta A, Bogdan A, et al. Comparison of fabric skins for the simulation of sweating on thermal manikins. *Int J Biometeorol*, 2017, 61: 1519–1529
- 32 Hou L, Hagen J, Wang X, et al. Artificial microfluidic skin for *in vitro* perspiration simulation and testing. *Lab Chip*, 2013, 13: 1868
- 33 Gao S Q, Liu H P. Capillary Mechanics (in Chinese). Beijing: Science Press, 2010 [高世桥, 刘海鹏. 毛细力学. 北京: 科学出版社, 2010]
- 34 Baker L B, Wolfe A S. Physiological mechanisms determining eccrine sweat composition. *Eur J Appl Physiol*, 2020, 120: 719–752
- 35 Barnes K A, Anderson M L, Stofan J R, et al. Normative data for sweating rate, sweat sodium concentration, and sweat sodium loss in athletes: An update and analysis by sport. *J Sports Sci*, 2019, 37: 2356–2366
- 36 Heikenfeld J, Jajack A, Feldman B, et al. Accessing analytes in biofluids for peripheral biochemical monitoring. *Nat Biotechnol*, 2019, 37: 407–419
- 37 Smith C J, Havenith G. Body mapping of sweating patterns in male athletes in mild exercise-induced hyperthermia. *Eur J Appl Physiol*, 2011, 111: 1391–1404
- 38 Taylor N A, Machado-Moreira C A. Regional variations in transepidermal water loss, eccrine sweat gland density, sweat secretion rates and electrolyte composition in resting and exercising humans. *Extrem Physiol Med*, 2013, 2: 4
- 39 Zhong B, Jiang K, Wang L, et al. Wearable sweat loss measuring devices: From the role of sweat loss to advanced mechanisms and designs. *Adv Sci*, 2022, 9: 2103257

Preparation of the artificial “skin” uniform sweating simulation device

ZHENG Hui^{1,2}, LIU MengYuan², YANG XianQing², CAO Yun¹, NIE WeiRong¹,
WANG ShuQi² & ZHANG Ting^{2,3}

¹ School of Mechanical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China;

² Suzhou Institute of Nano-Tech and Nano-Bionics, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215123, China;

³ Gusu Laboratory of Materials, Suzhou 215123, China

To meet the needs of testing wearable sweat sensors and epidermal electronic devices on the skin surface during sweating, a sweat simulation device with facile preparation, good repeatability, and stable performance was developed. Fabrication methods and design principles used in artificial microfluidic “skin” layers were proposed. The top layer of the artificial microfluidic “skin” layer is composed of rigid materials such as stainless steel to keep its structure stable, which simulate the sweat pore density and hydrophilicity of the skin surface; the bottom layer is composed of polyethylene terephthalate track etching film to provide sufficient driving force; the interface between the top and bottom layers is bonded by a thin polydimethylsiloxane film, which possesses the characteristics of high stability and easy removal and replacement. The sweat simulation device controls the flow rate through a syringe pump and realizes a stable, uniform, and wide-range sweat rate simulation. The simulative flow rate per unit area is $0.21\text{--}211.53\ \mu\text{L}\ \text{min}^{-1}\ \text{cm}^{-2}$, which effectively covers the physiological sweating range of human skin. This study plays an important role in understanding wearable sweat sensor testing and microfluidic devices.

sweat simulation, sweat rate, wearable sensors, sweat sensors, track-etched film

doi: [10.1360/SST-2022-0114](https://doi.org/10.1360/SST-2022-0114)