http://pmse.scu.edu.cn

硅橡胶导尿管表面季铵盐抗菌涂层制备与性能

邱 雨[1], 刘欣颖[1], 梁丹玫[1], 罗恒昌[2], 向国菲[3], 李克峰[4], 李 峥[5], 林远东[5]
洪 瑞[1], 徐家壮[2], 钱惠堂[5], 李 卡[1], 李忠明[2]

(1. 四川大学 华西护理学院/四川大学华西医院 护理与材料医工交叉研究室,四川 成都 610041; 2. 四川大学 高分子科学与工程学院 先进高分子材料全国重点实验室,四川 成都 610065; 3. 四川大学 电气工程学院,四川 成都 610065; 4. 澳门理工大学 应用科学学院,澳门 999078; 5. 香港中文大学 那打素护理学院,香港 999077)

摘要:导尿管是一种通过尿道插入膀胱以引流尿液的重要医疗器械。作为医源性异物,其发挥作用的同时常导致黏膜损伤,且为细菌微生物逆行泌尿道建立了入侵途径,从而易诱发导尿管相关尿路感染(CAUTI)。通过表面功能化改性避免医用器械表面的细菌定植和繁殖,是减少 CAUTI 发生的潜在策略。针对该问题,文中首次报道了利用紫外引发表面自由基聚合技术,直接在导尿管表面修饰微米级季铵型水凝胶涂层。该涂层显著提高了导尿管表面的亲水性,降低了表面摩擦系数。涂层中的季铵基团能破坏细菌细胞膜结构,赋予导尿管表面主动杀菌性能,对大肠杆菌及金黄色葡萄球菌的杀灭率分别达到 97.7%和 99.9%。该表面功能化导尿管有望减少置管过程组织摩擦和细菌定植,对避免导尿管所致黏膜损伤及 CAUTI 的发生具有潜在应用价值。

关键词:导尿管;抗菌涂层;季铵盐;泌尿系统相关感染
中图分类号:TH77 **文献标识码**:A **文章编号**:1000-7555(2025)09-0100-09

导尿术是使用导尿管经尿道插入膀胱引出尿液的一种侵入性操作,在解除尿潴留、膀胱功能训练等方面发挥了重要作用。据统计,全球每年需要导尿术的患者数量超过 3000 万。然而,导尿管作为医源性异物,其发挥作用的同时常导致黏膜损伤,且为细菌微生物逆行泌尿道建立了入侵途径,从而易诱发导尿管相关尿路感染(Catheter-associated urinary tract infection,CAUTI)。根据美国疾病预防控制中心数据,尿路感染发生率在院内感染中排第 1 位,其中约 80%为 CAUTI[1-6]。CAUTI 的发生不仅影响患者康复质效,增加就医成本和医护治疗负担,严重时可引起菌血症、败血症甚至患者死亡[7]。尽管临床上通过严格遵循无菌操作、缩短留置时间、减少非必要置管等措施,一定程度减少了置管组织损伤与 CAUTI 风险[8]。但迄今为止,预防 CAUTI 始终是临床医护关注的一大重点问题。

细菌在导尿管表面的黏附和定植是导致 CAUTI 发生的重要原因。导尿管主要由高分子材料,如硅橡胶制备,具有良好的生物相容性、生理惰性及优良的柔韧性[9],但其表面疏水、摩擦系数高,置管过程阻力大且易蛋白、细菌黏附,是造成组织损伤和细菌感染风险的根源。国内外研究普遍聚焦于构建抗菌功能涂层,减少细菌在医用器械表面的定植和繁殖。这些抗菌涂层的功能化组分包括基于释放杀菌机制

doi: 10.16865/j.cnki.1000-7555.2025.0162
收稿日期: 2024-11-05
基金项目: 国家自然科学基金青年项目(52203046); 高分子材料工程国家重点实验室自主课题经费资助(sklpme2024-2-05): 四川大学与港澳高校合作种子基金项目(2024-19)
通讯联系人: 洪瑞, 主要从事“护理+材料”医工交叉研究, E-mail: hongrui@scu.cdu.cn;
李卡, 主要从事 ERAS 理念下的创伤康复护理理论与技术研究, E-mail: lika127@126.cm

的纳米金属(银、铜等)、抗生素(氯己定、呋喃西林、庆大霉素等),以及基于接触杀菌机制的抗菌高分子(季铵化合物等)。其中,纳米银、铜等抗菌金属对 CAUTI 致病菌具有良好杀灭效果[10,11],但对人体毒性大;抗生素作为治疗 CAUTI 的推荐药物,其长期使用易导致细菌耐药,增加治疗成本。相比之下,季铵化合物通过破坏细菌的细胞膜结构发挥杀菌作用,对不同类型的病原微生物如细菌、真菌均有效果,具有强效稳定、毒性低、不易耐药等优势[12]。在医疗器械的表面改性中,凝胶涂层常通过物理吸附或利用微/纳米结构固定在基材上[13,14]。徐福建等[15]提出了在聚氨酯基材表面一步沉积季铵化单宁酸的方法,构筑了物理吸附季铵抗菌涂层。然而,这种物理结合往往较为脆弱,存在机械解离和稳定性不足的问题,易从导管表面脱离,影响生物相容性。赵选贺等[16]提出了高分子材料表面填埋疏水性光引发剂的方法,通过在单体溶液中诱导表面自由基聚合反应构建亲水聚合物刷或水凝胶层。相比于构建物理吸附涂层,这种共价结合抗菌涂层在安全性和长效稳定性方面具有优势,对医疗器械更加适用。

本文选用具有强效稳定、毒性低、不易耐药等优势的季铵型抗菌单体,利用紫外引发表面自由基聚合技术构筑了水凝胶涂层,并对该涂层的化学物理结构开展了系统表征,对涂层改性前后导尿管表面亲水润滑及抗菌性能进行了系列评价。通过构筑微米级涂层,实现了对硅橡胶导尿管复杂表面的共形修饰,确保了季铵盐在导尿管表面稳定结合这一临床应用前提。该方法简便高效,可快速合成,适于规模化制备。所构筑涂层不仅毒性低,还能通过增加导尿管表面亲水性降低摩擦系数,同时赋予表面主动杀菌的性能。润滑性能和抗菌性能的改善有助于提高导尿管的使用安全性,有望为减轻组织损伤和 CAUTI 提供新策略。

1　实验部分

1.1　主要试剂与仪器

丙烯酰氧乙基三甲基氯化铵(Acryloyloxyethyltrimethyl ammonium chloride, DAC)、二乙二醇二丙烯酸酯(Diethylene glycol diacrylate, DEGDA)、二苯甲酮(Benzophenone, BP)、2-羟基-4-(2-羟乙氧基)-2-甲基苯丙酮(光引发剂 Photoinitiator 2959, I2959)、无水乙醇:上海泰坦科技股份有限公司;硅橡胶导尿管:6 号,长 33 cm,直径为 2 mm,河南长垣亿信医疗器械股份有限公司;碱性嫩黄类染料:河北龙泰染料有限公司;大肠杆菌(Escherichia coli, *E.coli*)、金黄色葡萄球菌(Staphylococcus aureus, *S.aureus*):商城北纳创联生物科技有限公司;小鼠成纤维细胞(L929):北京普华赛尔生物医疗科技有限公司;DEME 培养基、胎牛血清(Fetal bovine serum, FBS)、磷酸盐缓冲溶液(Phosphate buffered saline, PBS):美国 Gibco 公司。CCK-8 试剂盒:南京诺唯赞生物科技股份有限公司;

场发射扫描电子显微镜(Scanning electron microscope, SEM):Nova NanoSEM450,美国 FEI;傅里叶变换红外光谱仪(Fourier transform infrared spectrometer, FT-IR):Nicolet 6700,美国 Thermal Scientific;能量色散 X 射线谱仪(Energy dispersive spectrometer, EDS):Ultim Extreme,英国 OXFORD;全自动倒置荧光显微镜:Ti2,日本 Nikon;水接触角测试仪:DA 30, Krüss,德国 Hamburg;摩擦磨损仪:UMT-TriboLab,美国 Bruke。

1.2　硅橡胶导尿管表面 DAC 水凝胶涂层的制备

首先在硅橡胶导尿管表面填埋疏水性引发剂 BP。配置质量分数 30% BP/无水乙醇溶液,将导尿管超声清洗后置于 BP/无水乙醇溶液中避光浸泡 30 min,利用乙醇微溶胀导管亚表面并扩散引入 BP,取出导管后用无水乙醇冲洗表面,避光晾置 1 h。随后以去离子水为溶剂,配置含 DAC(相对分子质量 193.67,质量分数 25%)、DEGDA(相对分子质量 214.22,质量分数 0.4%)、光引发剂 2959(质量分数 1.25%)的水凝胶单体溶液;将表面填埋 BP 的导尿管完全浸入上述溶液,在 30 W 功率、365 nm 波长紫外下照射 1.5 h,取出导尿管后,以去离子水反复清洗去除表面未反应单体,制得 DAC 水凝胶涂层,如 Fig.1 所示。此外,采用硅橡胶板为基材,以相同流程制备了 DAC 水凝胶涂层。

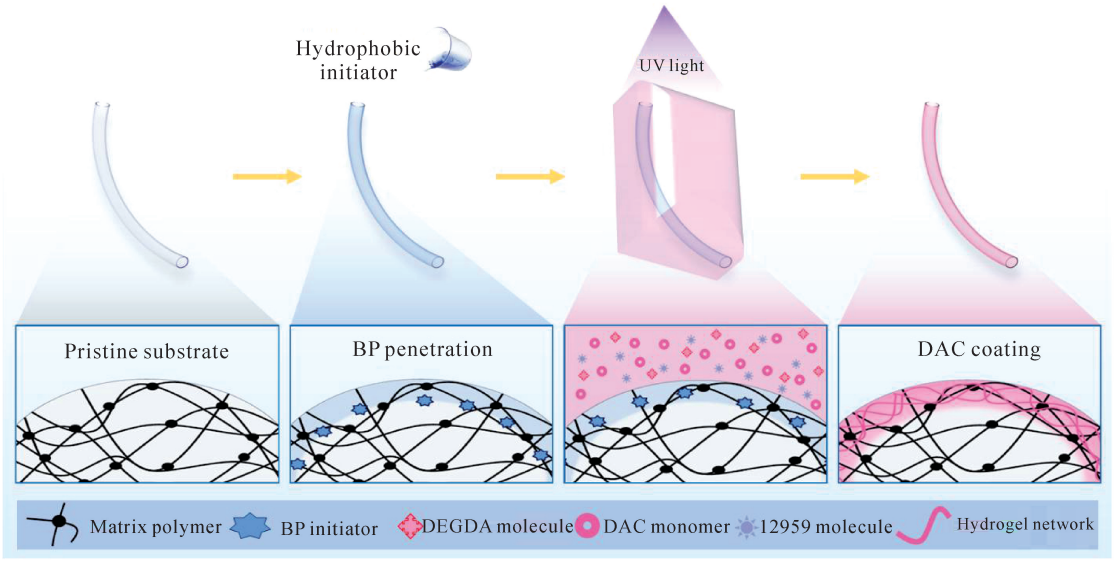


Fig. 1 Construction process of DAC coating on the surface of catheter

1.3 测试与表征

1.3.1 DAC 水凝胶涂层结构分析：采用 SEM 观察 DAC 水凝胶涂层改性前后硅橡胶板表面和截面微观形貌，将冷冻干燥硅橡胶板在液氮中脆断暴露截面，样品喷金处理后，在 5 kV 加速电压下对其表面与截面进行观察。利用 EDS 测定涂层改性前后样品表面元素组成。利用 FT-IR 反射模式对比涂层改性前后样品表面官能团变化，扫描波数范围为 650~4000 cm^{-1}，光谱分辨率为 4 cm^{-1}，扫描频率 16 次。

1.3.2 DAC 水凝胶涂层的亲水润滑性能测试：采用水接触角测量仪对比涂层改性前后硅橡胶板表面的动态水接触角。将样品水平黏附于载玻片上，滴加去离子水(5 μL)并记录液滴在 5 min 内的接触角变化，记录间隔时间为 30 s。通过摩擦磨损试验机测定涂层摩擦系数，测试在去离子水环境中进行。以直径 6 mm 钢球为摩擦副，通过对样品表面施加 5 N 载荷、2 mm/s 滑动速度作直线往复摩擦，单次行程 10 mm，持续时间 300 s，测得摩擦系数(Coefficient of friction，COF)。

1.3.3 DAC 水凝胶涂层的抗菌性能测试：参照标准 ISO 22196-2011，采用 *E.coli* 和 *S.aureus* 评价 DAC 水凝胶涂层的体外抗菌性能。将 2 种细菌分别接种于 BHI 固体培养基(Brain heart infusion agar，Thermo Fisher)，置于 37 ℃恒温培养箱中孵育 24 h，配置浓度为 $10^8 mL^{-1}$ 的细菌悬液。取涂层改性前后导尿管样品各 500 mg，分别浸入 5 mL 的 *E.coli* 和 *S.aureus* 的 0.9% NaCl 悬液中，继续共培养 24 h 后，加入 PBS 将细菌悬浮液稀释 10^5 倍。吸取 100 μL 稀释液至 BHI 固体培养基表面，37 ℃培养 24 h 后拍照并统计菌落数。分别将 *E.coli* 和 *S.aureus* 共培养后的导尿管样品取出，将其在体积分数 2.5% 的戊二醛溶液中浸泡 8 h(4 ℃)。样品取出后用 PBS 漂洗，随后采用不同浓度的乙醇水溶液对细菌进行逐级脱水处理，体积分数梯队为 50%，60%，70%，80%，90%，95% 和 100%，每级浓度梯度脱水时间为 10 min。取出样品后自然干燥，然后置于冰箱中低温保存，最后采用 SEM 观察其表面细菌形态。

1.3.4 DAC 水凝胶涂层的细胞相容性测试：以 L929 为实验细胞，通过 CCK-8 法测定 DAC 水凝胶涂层的细胞毒性。将 L929 置于 DMEM 高糖培养基(89% 培养基+10% 胎牛血清+1% 双抗)中，在 CO_2 孵箱 37 ℃培养 48 h，随后接种到 96 孔板(1×10^4 个/孔)及 24 孔板(5×10^4 个/孔)中备用。分别取改性前后导尿管样品各 100 mg，紫外线灭菌后浸入 1 mL 完全培养基中，37 ℃振荡 24 h，制备为浓度 100 mg/mL 的样品浸提液，与细胞共培养 24 h。随后，在每孔加入 10 μL CCK-8 试剂，37 ℃，5% CO_2 培养箱中孵育 4 h。使用酶标仪在 450 nm 波长下测定各孔的光密度值(Optical density，OD)，根据式(1)计算细胞存活率以评价细胞相容性。

$$\text{Cell viability} = (OD_{sample} - OD_{blank}) / (OD_{control} - OD_{blank}) \quad (1)$$

式中:OD_{sample}——具有细胞、CCK-8 溶液和样品浸提液的孔的 OD 值;$OD_{control}$——具有细胞、CCK-8 溶液而没有样品浸提液的孔的 OD 值;OD_{blank}——没有细胞的孔的 OD 值。

将 L929 细胞培养在 24 孔板中,与浓度为 100 mg/mL 的样品浸提液共培养 24 h,移除培养基,用 PBS 轻轻洗涤细胞 1~2 次,以去除残留的培养基和血清。配置 Calcein-AM/PI 染色工作液浓度为 0.5 μm/μL,每孔取 200 μL 染色工作液加入 24 孔板中,37 ℃避光孵育 15 min,孵育完成后,使用 PBS 再次清洗细胞以去除未结合染料,通过荧光显微镜观察细胞并拍照。活细胞呈现绿色荧光,死细胞呈现红色荧光。

2　结果与讨论

2.1　微观结构和宏观形貌分析

Fig.2(a, b)分别为 DAC 改性前后硅橡胶板样品表面光学显微镜图像。相比未处理样品的光滑表面,DAC 改性样品表面呈现为更加粗糙的沟壑状结构。在进一步放大的样品表面 SEM 图像 Fig.2(c, d)中可观察到,DAC 改性样品的粗糙表面由分散分布的网状颗粒结构构成,表明涂层成功构筑。样品截面 SEM 图像 Fig.2(e, f)显示,涂层厚度均匀(约为 3 μm),与基底界面无缺陷,二者结合良好。根据紫外引发表面自由基聚合机理,在 365 nm 紫外光照射下,截留在样品亚表面的二苯甲酮被激发,从硅橡胶分子链上夺取 H 原子形成活性自由基,引发 DAC 分子外延生长,从而形成与基体表面共价接枝、化学交联的水凝胶涂层[16,17]。为评估 DAC 改性导尿管表面整体情况,采用碱性嫩黄类染料对其表面进行了染色处理。如 Fig.2(g)所示,DAC 改性导尿管从导管末端至球囊尖端均被染黄,表明涂层对导尿管复杂表面的良好共形修饰。

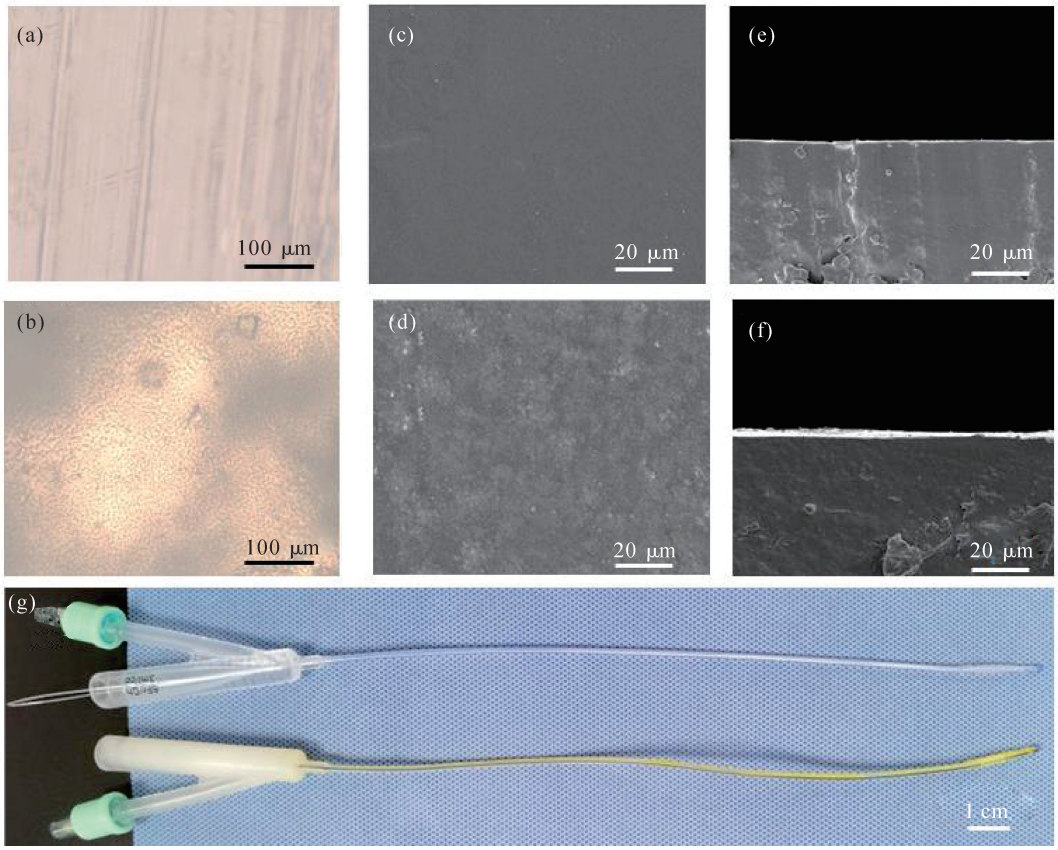


Fig. 2　SEM morphology and macroscopic digital photos of the surface and cross-section of the catheter material before and after modification: (a, c) surface morphology of unmodified catheter; (b, d) surface morphology of coated catheter; (e) cross-sectional morphology of unmodified catheter; (f) cross-sectional morphology of coated catheter; (g) compared with the unmodified catheter, the coated catheter can be evenly dyed with yellow dye

2.2 涂层组成分析

对 DAC 改性前后硅橡胶板表面化学结构进行了表征。Fig.3(a)为 EDS 测得 DAC 改性前后样品表面元素分布图像。其中,硅元素(Si)为硅橡胶特征组成元素;氮元素(N)和氯元素(Cl)分别为 DAC 分子结构中—$N^+(CH_3)_3$ 与 Cl^-的特征组成元素。由定量结果 Fig.3(b)可知,DAC 改性导尿管表面 Si 含量由未处理表面的 82.7% 下降至 74.5%;N 和 Cl 含量分别由 17.3% 和 0.1% 延长至 24.0% 和 1.5%,表明样品表面引入了 DAC 特征组成元素。Fig.3(d)为 DAC 改性前后样品表面的红外光谱图,其中 1006 cm^{-1} 和 1256 cm^{-1} 处的峰分别代表硅橡胶 Si—CH_3 的弯曲振动和 Si—O 的伸缩振动。不同于未处理样品,DAC 改性样品的红外谱图不仅出现了硅橡胶特征吸收峰,还可观察到 1715 cm^{-1} 的吸收峰,其对应于—C═O 的弯曲振动,属 DAC 分子的特征基团。以上样品表面元素组成与化学基团变化均证实了 DAC 涂层的成功构筑。此外,以 DAC 与硅橡胶红外特征基团峰强比(分别取 1715 cm^{-1} 和 1256 cm^{-1} 处的峰强)为参考值,探讨了 BP 浸泡时间(5 min,10 min,30 min 和 60 min)和紫外光照时间(20 min,60 min 和 90 min)对硅橡胶导尿管表面 DAC 涂层改性的影响(Tab.1)。随着 BP 浸泡时间和紫外光照时间的延长,峰强比值均呈现逐渐延长的趋势,表明表面 DAC 组分的增加。整体看来,当 BP 浸泡时间延长至 30 min 时,峰强比值已经显著升高,继续延长浸泡时间,峰强比值增加不再明显。此外,当光照时间达到 90 min 时,峰强比值均达到了最高值。综合以上结果,后续测试选择 30 min 的 BP 浸泡时间和 90 min 的紫外光照时间作为样品的制备条件。

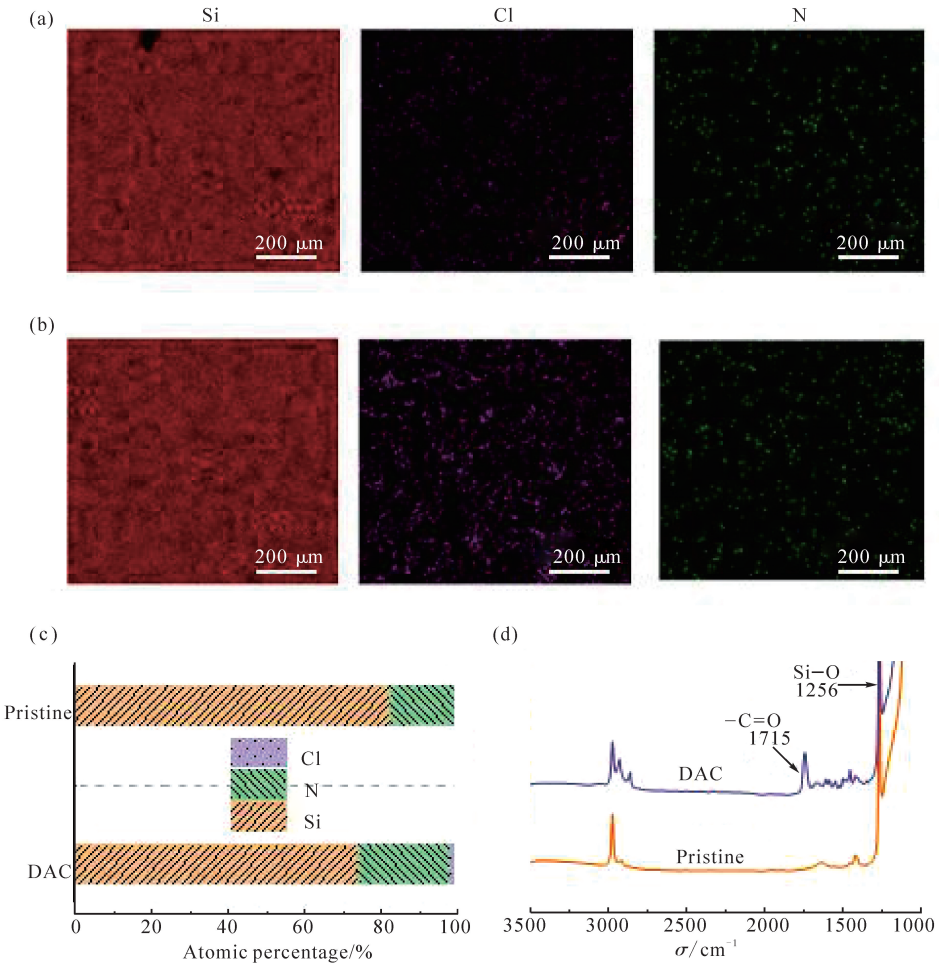


Fig. 3 EDS and FT-IR analysis results: (a) Si, Cl, and N element distribution images of unmodified catheters; (b) Si, Cl, and N element distribution images of coated catheters; (c) element mass fractions of catheters before and after modification; (d) FT-IR analysis results

Tab. 1　Effects of BP soaking and UV irradiation time on the ratio of peak intensities of—C═O at 1715 cm^{-1} and Si—O at 1256 cm^{-1}

UV irradiationtime/min	BP Soaking time/min			
	5	10	30	60
20	0.036	0.044	0.045	0.052
60	0.055	0.056	0.082	0.083
90	0.063	0.082	0.120	0.132

2.3 亲水润滑性能分析

亲疏水性是影响医疗器械表面特性的重要因素。为评估 DAC 改性对导尿管表面亲疏水性的影响,测量了改性前后样品表面在 180 s 内的动态水接触角。如 Fig.4(a)所示,未处理硅橡胶板表面瞬时水接触角为 114.3°,随时间延长呈现略微降低的趋势,在 180 s 时降至 109°。当材料表面水接触角大于 90°时即被视为疏水表面,反之则为亲水表面。相比之下,涂层改性样品表面的瞬时水接触角低至 80.1°,并在 180 s 内持续降低至 67.0°。这归因于 DAC 分子结构中的极性丙烯酰氧基与季铵离子基团的共同作用,其与水分子分别形成了氢键和离子键,从而增加了表面亲水性。一方面,亲水性的改善有望减少疏水性蛋白的黏附,提高表面抗污性能;另一方面,将水分子锚定到表面,有望通过形成水合层,起到改善表面润滑的效果[18]。为此,测试了 DAC 改性前后硅橡胶板的摩擦系数。Fig.4(b)表明,在 5 N 压力的 300 s 往复摩擦下,DAC 涂层始终维持了更低的 COF。表面 COF 降低有望使导尿管的置入更加顺畅,对减少置管过程中的黏膜损伤有一定意义。

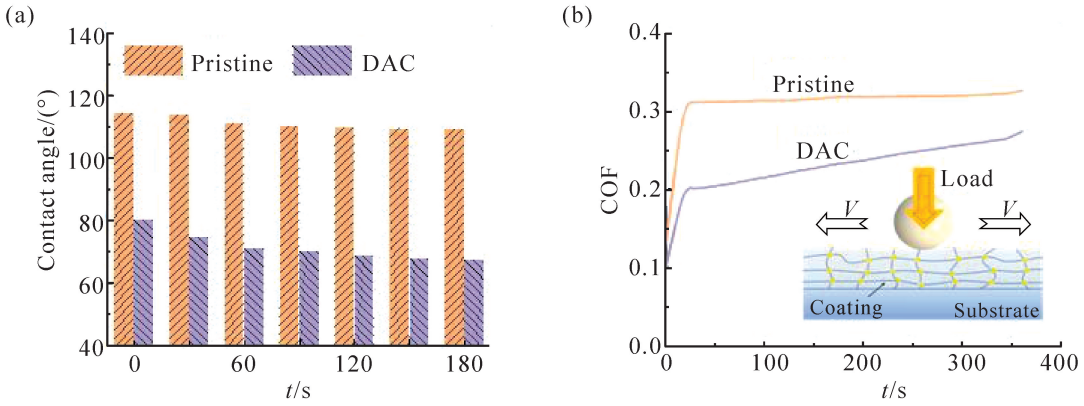


Fig. 4　Lubrication properties of silicone rubber catheters before and after modification: (a) 0~180 s contact angle-time bar graph; (b) friction coefficient curve

2.4　抗菌性能分析

尿路感染常表现为以革兰氏阴性菌和革兰氏阳性菌为主的多类致病菌混合感染。为分析 DAC 改性导尿管的抗菌性能,以 *E.coli* 和 *S.aureus* 作为代表菌种,分别与 DAC 改性前后样品共培养 24 h 后进行平板涂布测试,结果如 Fig.5(a)所示。2 种细菌与未处理导尿管共培养后仍生长良好,细菌菌落均布满培养皿;而 DAC 改性导尿管共培养后 2 种细菌仅形成少量菌落,表明涂层对革兰氏阴性菌和革兰氏阳性菌均有显著的抑制作用。根据细菌计数结果(Fig.5(b)),DAC 改性使 *E.coli* 和 *S.aureus* 平均菌落数分别由 10140 CFU/mL 和 7670 CFU/mL 下降至 230 CFU/mL 和 10 CFU/mL,抑菌率分别达 97.7% 和 99.9%。优异的抗菌效果可归因于带正电季铵基团与带负电细菌细胞膜的强相互作用。季铵基团能吸附细菌并破坏细胞膜通透性,导致细菌内物质(如 DNA 和 RNA)泄漏,酶活蛋白质变性,最终使菌体死亡。将共培养 24 h 导尿管样品取出后,通过 SEM 进一步观察了表面黏附细菌的形貌。如 Fig.5(c~f)所示,未改性导尿管表面大肠杆菌和金黄色葡萄球菌

均形态完整,而涂层导尿管表面大肠杆菌和金黄色葡萄球菌形态被破坏,特别是可观察到金黄色葡萄球菌内容物流出。该细菌死亡方式与文献报道季铵盐杀菌机理一致[19],证明 DAC 涂层通过发挥主动杀菌作用抑制细菌生长,这种优异的杀菌性能对抑制导尿管置管期间表面细菌定植和逆行感染至关重要。

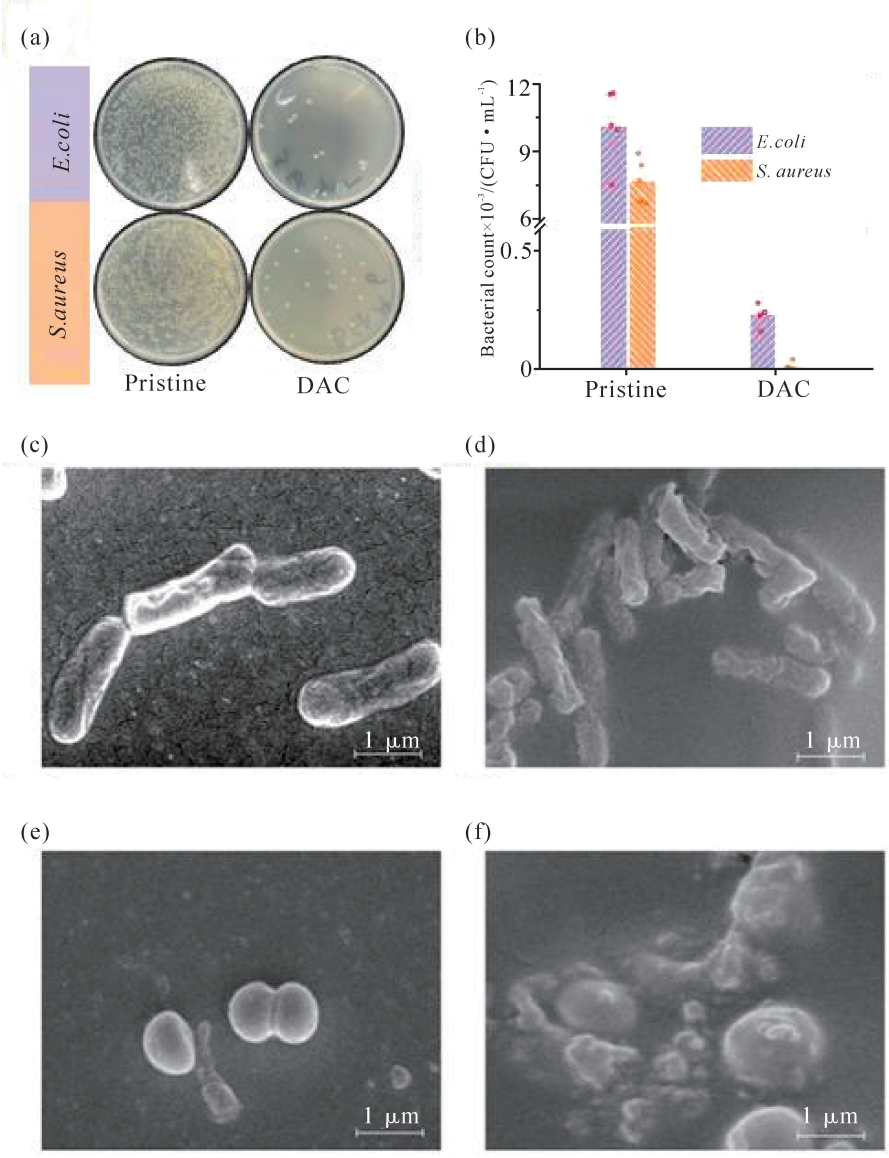


Fig. 5 Bacterial growth after co-culture with catheter: (a) plate coating after co-culture of *E.coli* and *S.aureus*; (b) bacterial count after co-culture; (c) *E.coli*-unmodified catheter; (d) *E.coli*-coated catheter; (e) *S.aureus*-unmodified catheter; (f) *S.aureus*-coated catheter

2.5 细胞相容性分析

Fig.6(a)为活死细胞荧光染色图像,其中绿色和红色荧光分别代表活细胞与凋亡细胞,可以看到,改性前后硅橡胶导尿管共培养细胞凋亡均较少。Fig.6(b)为细胞存活率结果,改性前后硅橡胶导尿管共培养细胞存活率无统计学差异。定性和定量实验均提示涂层改性导尿管对体外培养的活细胞无明显细胞毒性[20]。

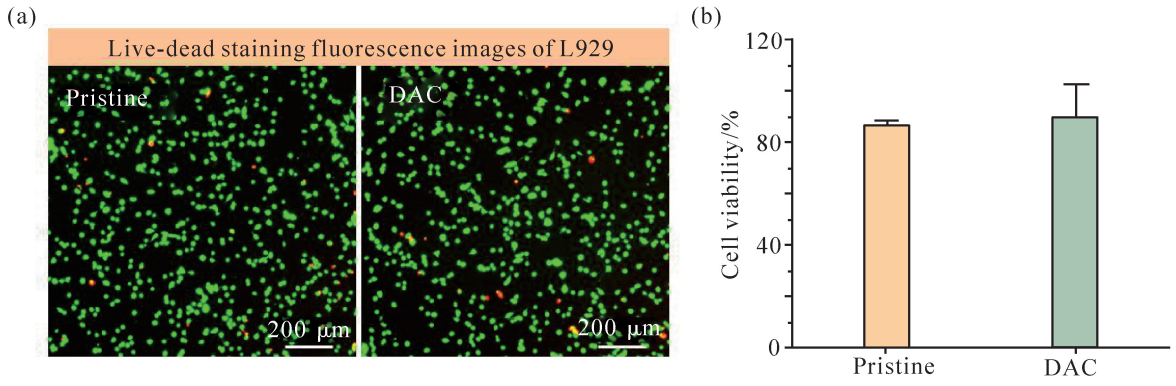


Fig. 6　Cell compatibility: (a) L929 cell live-dead staining fluorescence image; (b) CCK-8 assay to measure cell survival rate

3　结论

本文从导尿术所致组织损伤和 CAUTI 临床问题出发,通过紫外诱导表面自由基聚合在硅橡胶导尿管表面引入 DAC 涂层,克服其表面疏水特性及细菌定植问题。结果表明,微米级 DAC 涂层成功构筑,其厚度均匀(约为 3 μm),与基底通过共价连接形成良好界面,实现了对硅橡胶导尿管整体的共形修饰。DAC 涂层不仅使得导尿管表面亲水润滑性能明显改善;同时赋予了导尿管优异杀菌性能,对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌抑菌率分别高达 97.7% 和 99.9%。此外,DAC 涂层改性仍保持了硅橡胶导尿管的细胞相容性。这种简单高效的导尿管表面改性策略,在减轻组织损伤和预防 CAUTI 方面具有良好应用前景。

参考文献:

[1] Lo E, Nicolle L E, Coffin S E, *et al.* Strategies to prevent catheter-associated urinary tract infections in acute care hospitals: 2014 update[J]. Infection Control and Hospital Epidemiology, 2014, 35: 464-479.

[2] 蔡虹, 高凤莉. 导管相关感染防控最佳护理实践专家共识[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2018: 69-78.

[3] 彭飞. 导尿管相关尿路感染防控最佳实践——«导管相关感染防控最佳护理实践专家共识»系列解读之一[J]. 上海护理, 2019, 19(6): 1-4.
Peng F. Best practices for prevention and control of catheter-related urinary tract infections: interpretation of the expert consensus on best nursing practices for prevention and control of catheter-related infections (Part I) [J]. Shanghai Nursing, 2019, 19(6): 1-4.

[4] 朱彦霖, 薛宝霞, 杨永珍, 等. 导尿管相关性尿路感染的抗菌策略研究进展[J]. 广西医科大学学报, 2022, 39(8): 1338-1343.
Zhu Y L, Xue B X, Yang Y Z, *et al.* Advances in antimicrobial strategies for catheter-associated urinary tract infections [J]. Journal of Guangxi Medical University, 2022, 39(8): 1338-1343.

[5] 林承雄, 黄正宇, 王耀程, 等. 导尿管抑菌涂层的研究进展[J]. 表面技术, 2022, 51(8): 156-167.
Lin C X, Huang Z Y, Wang Y C, *et al.* Research progress of bacteriostatic coating for urethral catheter[J]. Surface Technology, 2022, 51(8): 156-167.

[6] Singha P, Locklin J, Handa H. A review of the recent advances in antimicrobial coatings for urinary catheters[J]. Acta Biomaterialia, 2017, 50: 20-40.

[7] Saint S, Chenoweth C. Biofilms and catheter-associated urinary tract infections[J]. Infectious disease clinics of North America, 2003, 17: 411-432.

[8] Leone M. Prevention of CAUTI: simple is beautiful[J]. Lancet, 2012, 380: 1891-1892.

[9] 侯晓杰, 薛宝霞, 刘书浩, 等. 载银二氧化硅改性硅橡胶的抗菌性能和生物安全性[J]. 高分子材料科学与工程, 2023, 39(2): 111-116.
Hou X J, Xue B X, Liu S H, *et al.* Antimicrobial properties and biocompatibility of silver-doped silica modified silicone rubber[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2023, 39(2): 111-116.

[10] Shankar S, Rhim J W. Effect of Zn salts and hydrolyzing agents on the morphology and antibacterial activity of zinc oxide nanoparticles[J]. Environmental Chemistry Letters, 2019, 17: 1105-1109.

[11] 尹跃伟. 纳米银涂层导尿管在导尿管相关尿路感染中的研究[D]. 石家庄: 河北医科大学, 2013.
Yin Y W. Research on nanosilver-coated urethral catheters in catheter-associated urinary tract infections[D]. Shijiazhuang: Hebei Medical University, 2013.

[12] 李珊珊, 王雪平, 明白露, 等. 季铵化两亲碳渣外用抗菌凝胶剂的药效学评价[J]. 中国医院药学杂志, 2024, 44(7): 752-756.
Li S S, Wang X P, Ming B L, *et al.* Pharmacodynamic evaluation of quaternized amphiphilic carbonaceous particles topical antimicrobial gel[J]. Chinese Journal of Hospital Pharmacy, 2024, 44(7): 752-756.

[13] Dayan C B, Chun S, Krishna S N, *et al.* 3D printing of elastomeric bioinspired complex adhesive microstructures[J]. Advanced Materials, 2021, 33: 2103826.

[14] Yang J, Bai R, Chen B, *et al.* Hydrogel adhesion: a supramolecular synergy of chemistry, topology, and mechanics[J]. Advanced Functional Materials, 2020, 30: 1901693.

[15] Long L, Fan Y, Yang X, *et al.* A hydrophobic cationic polyphenol coating for versatile antibacterial and hemostatic devices[J]. Chemical Engineering Journal, 2022, 444: 135426.

[16] Yu Y, Yuk H, Parada G A, *et al.* Multifunctional "hydrogel skins" on diverse polymers with arbitrary shapes[J]. Advanced Materials, 2019, 31: 1807101.

[17] Yu Y, Wang J, Wang X W, *et al.* A tough, slippery, and anticoagulant double-network hydrogel coating[J]. ACS Applied Polymer Materials, 2022, 4: 5941-5951.

[18] Sethi S K, Manik G. Recent progress in super hydrophobic/hydrophilic self-cleaning surfaces for various industrial applications: a review[J]. Polymer-Plastics Technology and Engineering, 2018, 57: 1932-1952.

[19] Xie Z, Tian Y, Shao Y. Recent progress in anti-icing and deicing applications of the photothermal conversion materials[J]. Progress in Organic Coatings, 2023, 184: 107834.

[20] Yao M, Wei Z, Li J, *et al.* Microgel reinforced zwitterionic hydrogel coating for blood-contacting biomedical devices[J]. Nature Communications, 2022, 13: 5339.

Preparation and Performance of Quaternary Ammonium Salt Antibacterial Coating on the Surface of Silicone Rubber Catheters

Yu Qiu[1], Xinying Liu[1], Danmei Liang[1], Hengchang Luo[2], Guofei Xiang[3], Kefeng Li[4], Zheng Li[5], Thomas Yuen Tung LAM[5], Rui Hong[1], Jiazhuang Xu[2], Wai Tong Chien[5], Ka Li[1], Zhongming Li[2]

(*1. West China School of Nursing, Sichuan University/Medicine and Engineering Interdisciplinary Research Laboratory of Nursing & Materials, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China; 2. College of Polymer Science and Engineering, National Key Laboratory of Advanced Polymer Materials, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 3. School of Electrical Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 4. Faculty of Applied Sciences, Macau Polytechnic University, Macau 999078, China; 5. The Nethersole School of Nursing, the Chinese University of Hong Kong, Hong Kong 999077, China*)

ABSTRACT: Urinary catheters are crucial medical devices inserted through the urethra into the bladder to drain urine. However, as iatrogenic foreign bodies, they often cause mucosal damage and provide a pathway for bacterial invasion, leading to catheter-associated urinary tract infections (CAUTI). Surface functionalization to prevent bacterial colonization and proliferation on medical devices is a potential strategy to reduce CAUTI. In this study, the use of ultraviolet-initiated surface radical polymerization to directly modify the urinary catheter surface with a micron-scale quaternary ammonium hydrogel coating was reported for the first time. This coating significantly enhances the hydrophilicity of the urinary catheter surface and reduces surface friction. The quaternary ammonium groups in the coating disrupt bacterial cell membrane structures, endowing the urinary catheter surface with active antibacterial properties, achieving kill rates of 97.7% and 99.9% against Escherichia coli and Staphylococcus aureus, respectively. This surface-functionalized urinary catheter is expected to reduce tissue friction and bacterial colonization during catheterization, offering potential value in preventing mucosal damage and CAUTI.

Keywords: urinary catheter; antibacterial coating; quaternary ammonium salt; urinary tract infection