

文章编号:1001-4888(2023)01-0009-08

软基体医用导管涂层围压式摩擦 实验技术研究及应用*

张昊旻^{1,3}, 代玉静², 冯义辉¹, 王琮文^{1,3}, 李钰^{1,3}, 陈雪^{1,3}, 郇勇^{1,3}

(1. 中国科学院 力学研究所非线性力学国家重点实验室, 北京 100190; 2. 北京理工大学 宇航学院, 北京 100081;
3. 中国科学院大学 工程科学学院, 北京 100049)

摘要: 附着有功能涂层的导尿管、静脉导管等软基体医用导管在临床使用时会和人体尿道、血管等内表面组织发生摩擦, 存在涂层脱落的风险, 因此, 需对其润滑性能和附着性能进行测试表征。基于临床实际使用工况, 研制了一种软基体医用导管涂层围压式摩擦实验装置, 并发展了相关的涂层润滑性能、附着性能表征方法; 同时, 利用该装置对附着有聚乙烯吡咯烷酮的导尿管进行了实验。结果显示, 乳胶和 PVC 基体的导尿管的平均摩擦系数分别为 0.0143 和 0.0153; 该方法的测量结果不易受试样尺寸、基体材质、围压压强影响; 同时, 根据该装置监测摩擦力的变化情况可以灵敏地判断涂层脱落情况; 该实验技术可以有效解决软基体医用导管涂层润滑性能、附着性能表征难题。

关键词: 实验装置; 软基体; 涂层; 导尿管; 摩擦系数; 润滑性能; 附着性能

中图分类号: R331 **文献标识码:** A **DOI:**10.7520/1001-4888-22-095

0 引言

随着临床医学的发展, 导尿管、静脉导管等介入类医用导管的应用越来越广泛, 然而, 作为一类体外介入医疗器械, 其在使用过程中可能会引起组织损伤, 从而会增加患者罹患并发症的风险^[1-3]。为降低患者使用过程中的不良体验, 对医用导管进行表面改性成为了一种优化改进方向^[4-9], 例如在导尿管表面附着具有亲水性的润滑涂层^[10-13], 可有效降低其移动过程中与尿道上皮组织之间的摩擦力, 从而减小对人体组织造成的损伤, 降低患者发生逆行性尿路感染的可能性。因此, 为保证导尿管等医疗器械表面功能涂层临床使用过程中的可靠性, 需要对涂层润滑性能、附着性能进行科学有效的测试。

通常采用摩擦法对导尿管上功能涂层的润滑性能、附着性能进行评估, 作为商品化的医疗器械, 导尿管的注册生产需按照医药标准要求对功/性能测试, 医药标准 YY/T 1536-2017^[14]中提供了专用摩擦实验装置模型, 用于评价导尿管的滑动性能, 图 1 为医药标准中实验装置。在使用图 1 所示装置进行实验时, 将待测试导管悬浸于盛装有无菌水的圆筒中, 圆筒顶部固定的导管夹片可以为待测试导管提供一定的正压力, 并可通过测量导尿管在导管夹片间滑动时摩擦力的大小来评估其滑动性能。

在相关科学研究中, 所使用的测试设备大多采用商业化的摩擦磨损设备或自制的摩擦测试仪^[15-24]。图 2(a) 为 Katarzyna 等自制的导尿管摩擦性能测试装置, 实验时, 用摩擦探头或探针划过待测导管的表面, 通过测量摩擦力来间接得到摩擦系数 μ ($\mu = f/N$, f 为摩擦力, N 为正压力)^[19]; 图 2(b)

* 收稿日期: 2022-04-14; 修回日期: 2022-05-24

基金项目: 国家自然科学基金(11972037)资助

通信作者: 代玉静(1989-), 女, 硕士, 助理实验师。主要研究领域: 实验力学。Email: daiyujing@bit.edu.cn

郇勇(1975-), 男, 博士, 研究员。主要研究领域: 实验力学。Email: huany@lnm.imech.ac.cn

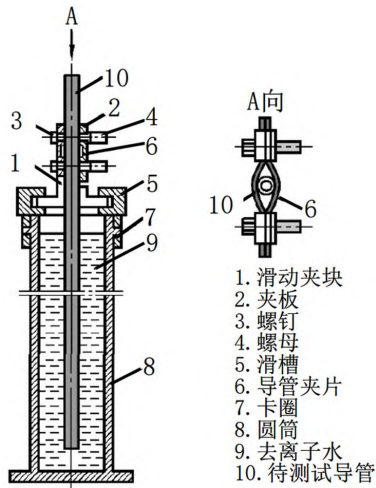


图1 医药标准 YY/T 1536—2017 标准实验装置^[14]

Fig. 1 Standard experimental device provided by medical standard YY/T 1536—2017^[14]

为 Humphreys 等自制的导尿管摩擦性能测试装置,实验时,将待测导管放置于平板(或弧状板)之间,测量导管与平板相对滑动过程中的摩擦系数 μ ($\mu = f/N$)^[21]。在图 2 所展示的研究文献中,均使用摩擦系数来表征试样上涂层的润滑性,摩擦系数越小,润滑性能越好;同时,可以借助此类实验装置对同一试样进行重复摩擦实验,通过测量摩擦系数随实验次数的变化情况,表征试样上涂层的附着性能。

上述测试方法中,一方面未能解决对导尿管实际使用时围压工况的还原模拟问题;另一方面,从待测导尿管横截面观察,待测试样仅有部分区域参与了摩擦接触,这会引起试样本身在径向产生的变形不均匀,并且在相同正压力条件下,不同尺寸、不同基材材质的试样产生的变形存在差异,可能会导致测试结果无法进行直接横向比较的问题。为了解决上述问题,本文提出了一种能还原临床实际使用工况的、不受正压力及试样尺寸影响的管状软基体涂层摩擦性能实验装置与表征方法。

压力及试样尺寸影响的管状软基体涂层摩擦性能实验装置与表征方法。

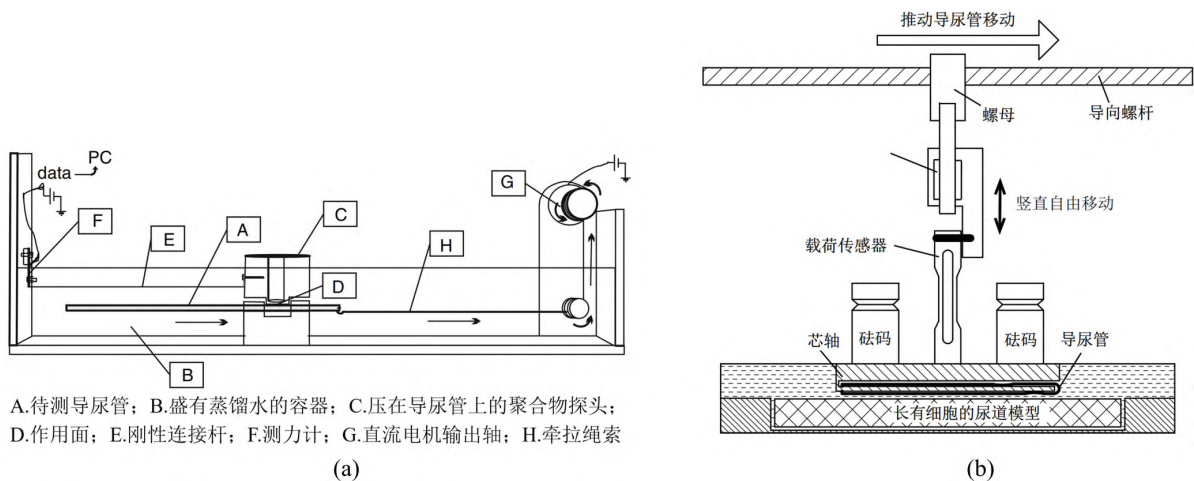


图2 导尿管涂层摩擦系数测量实验装置:(a)探头式接触实验装置^[19]; (b)平板式接触实验装置^[21]

Fig. 2 Experimental device for measuring friction coefficient of catheter coating: (a) probe contact experimental device^[19]; (b) flat-plate contact experimental device^[21]

1 实验装置研制

1.1 结构设计

基于临床实际使用工况,本文研制了一种能够向管状软基体涂层试样提供环状正压力的实验装置,该装置具备正压力实时监测与控制功能,装置示意图如图 3(a)所示。图中,气囊为具有一定弹性的高分子材料,如模拟皮肤等,实验过程中可模拟人体组织;气囊、端盖及密封组件等核心结构安装于环境容器中,根据测试需求,环境容器可盛装无菌水或组织液等液体;底部设计了转接组件,可将环境容器固定在材料试验机上。

实验前,先将待测试样一端固定于试验机的上夹具,一端悬垂于环境容器内的液体中;在补气口处向气囊内补充一定压力气体,随着气囊内压力增大,待测试样逐渐被气囊包围。当气囊内压强达到 P 时,气囊与待测试样完全接触,接触区域呈圆柱形,其剖面如图 3(b)所示;从 A-A 向俯视观察,待测试样受到了压强 P 的环状围压作用,如图 3(c)所示。实验过程中,通过试验机实时记录试样与气囊之间

的摩擦力 f 和待测试样滑动距离 U 。

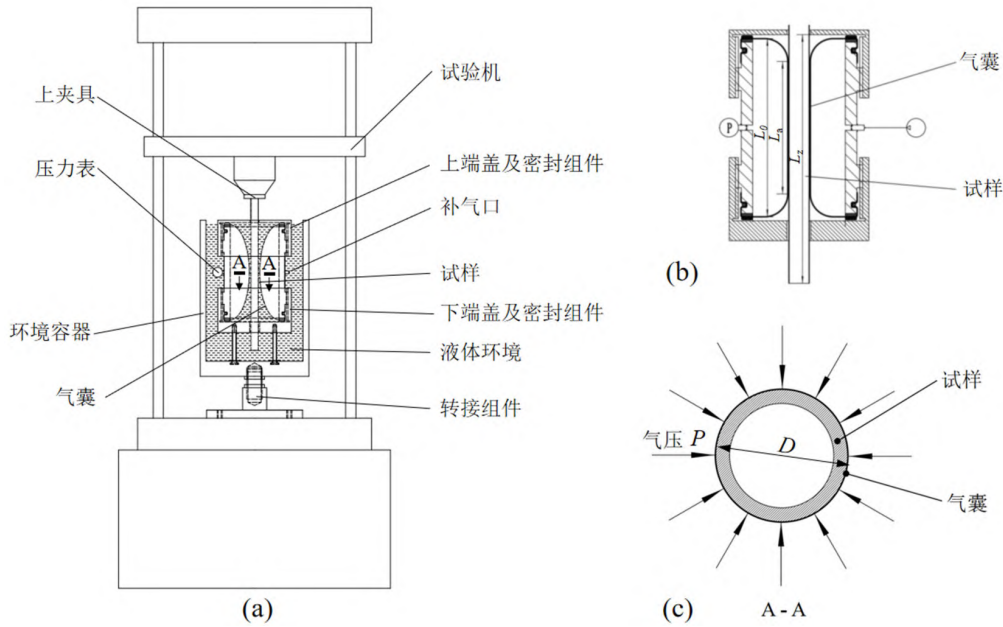


图 3 实验装置:(a)整体示意图;(b)压强 P 下核心结构剖面图;(c)压强 P 下 A-A 截面示意图

Fig. 3 Experimental device:(a) overall schematic of experimental device;(b) profile of core structure under the pressure P ;(c) A-A Section diagram under pressure P

1.2 表征方法

气囊的轴向长度为 L_0 ,气囊与待测试样接触区域实际长度为 L_a ,试样待测量的总长度为 L_z ,如图 3(b)所示;试样外径为 D ,如图 3(c)所示。定义待测试样的摩擦系数为 K_f ,有

$$K_f = \frac{f}{P_a \times \pi D L_a} \quad (1)$$

式中: f 为试样与气囊之间摩擦力,通过试验机测量得到; P_a 为气囊施加在试样上的围压,其数值约等于气囊内压强 P (即 $P_a \approx P$), P 的大小通过气压表进行监测;当气囊内压力增大到一定值后, L_a 在数值上无限接近于气囊轴向长度 L_0 (即 $L_a \approx L_0$), L_0 为实验装置结构设计尺寸,与试样尺寸无关,因此,式(1)可变换为

$$K_f = \frac{f}{P \times \pi D L_0} \quad (2)$$

式(2)中得到的摩擦系数 K_f 是待测试样在气囊中滑动时的平均摩擦系数。在气压 P 的作用下,试样上的正压力为均匀的环状围压,如图 3(c)所示,不同直径的待测试样在不同围压下发生的径向变形很小,因此,摩擦系数 K_f 测试结果不易受试样直径、围压压强的影响。通过比较 K_f 的大小可客观表征不同待测试样上功能涂层的润滑性。

在评估涂层附着性能时,对同一试样进行重复摩擦实验,使用 K_f 随实验次数 N 的变化情况来评估附着性能的优劣。将得到的摩擦系数 K_{fN} 与首次实验得到的摩擦系数 K_{f1} 之比定义为 T_N ,即

$$T_N = \frac{K_{fN}}{K_{f1}} \quad (3)$$

对于不同的待测试样,当 T_N 相同时,不同试样所承受的摩擦实验次数 N 可能存在差异, N 越大表示涂层附着性能越好。

2 软基体涂层摩擦性能实验研究

2.1 实验样品

实验对象选择在尿潴留以及大规模手术时使用的导尿管,所选用的导尿管基体材质包括乳胶、

PVC,其表面涂覆着具有较强亲水能力的润滑涂层,涂层主要材质为聚乙烯吡咯烷酮,两种基体材质的导尿管如图4所示,10Fr、12Fr、14Fr代表不同直径导尿管规格(Fr为法制计量单位),其对应直径在表1中列出。

为了对试样上的涂层有更加直观地认识,使用激光扫描共聚焦显微镜对导尿管涂层厚度进行了观测,结果显示润滑涂层厚度约 $5\mu\text{m}$ 。

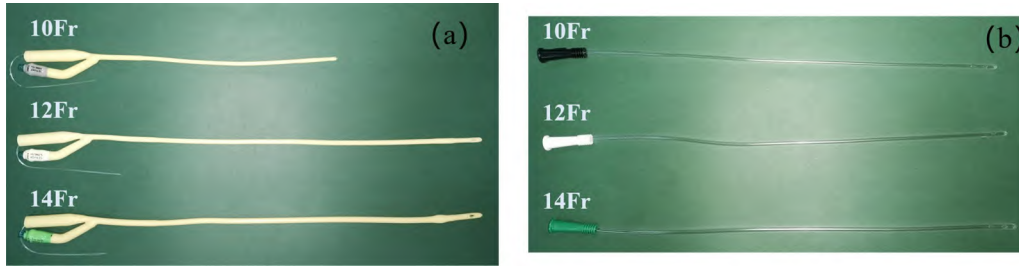


图4 不同基体材质导尿管:(a)胶条基体导尿管;(b)PVC基体导尿管

Fig. 4 Catheters based on different material;(a) catheters based on latex;(b) catheters based on PVC

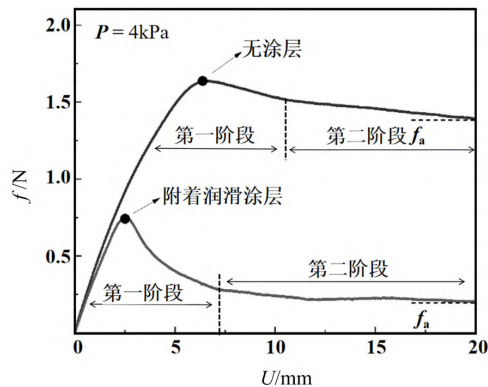


图5 导尿管典型测试结果

Fig. 5 Typical test results of catheter

层发生了脱落,即附着性能变差,因此,可以用 K_f 的大小和变化情况来看涂层的润滑性能和附着性能。对比图5中无涂层和有涂层的摩擦力数据,可以看出无涂层的样品的摩擦力是有涂层样品的摩擦力的2倍左右,可以以此作为判断涂层脱落的参考依据。

2.2.1 润滑性能测试结果与分析

选择附着有相同润滑涂层的乳胶、PVC两种基体材质的导尿管开展实验,具体的样品规格(与样品直径一一对应)及实验条件见表1。为保证结果可靠,选用同一规格的多个试样在同一围压压强条件下进行摩擦实验。

表1 样品规格及实验条件列表

Tab. 1 Sample specifications and experimental conditions

样品规格	D/mm	P/kPa
10Fr	3.2 ± 0.1	10
12Fr	4.0 ± 0.1	20
14Fr	4.5 ± 0.1	30

图6是在10kPa围压压力下,10Fr乳胶基体和PVC基体导尿管样品的摩擦力-滑动距离关系曲线。从图中可以看出,不论是乳胶基体的样品还是PVC基体的样品,涂层滑动摩擦力测试结果的重复性很好。

根据表1,对三种规格试样,分别在三种围压压强下开展实验,获得的摩擦系数 K_f 如图7所示。

2.2 实验结果与分析

为检验图3所示装置的摩擦性能测试功能,采用该实验装置对相同规格有/无涂层的导尿管样品开展摩擦性能实验。图5为试验机采集到的围压压强 P 为4kPa时,相同直径规格导尿管的摩擦力-滑动距离曲线,由图5可见,待测试样与气囊的滑动摩擦过程分为以下两个阶段:第一阶段为静摩擦阶段,在此阶段摩擦力达到最大后迅速降低;第二阶段为动摩擦阶段,摩擦力 f_a 逐渐趋于平稳。使用第二阶段的滑动摩擦力计算试样滑动过程中的平均摩擦系数 K_f , K_f 越小则表示涂层的润滑性能越好;对于同一试样,随着实验次数的增加,若 K_f 增大,则表明试样表面涂层

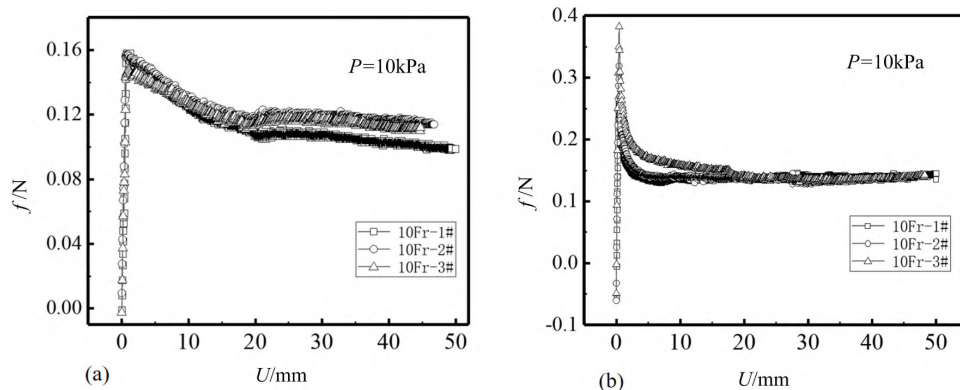


图 6 摩擦力-滑动距离曲线:(a)10Fr 乳胶导尿管测试结果;(b)10Fr PVC 导尿管测试结果

Fig. 6 Friction-sliding distance curve:(a)10Fr latex catheter test results;
(b) 10Fr PVC catheter test results

图 7(a)为附着有润滑涂层的乳胶基体导尿管摩擦系数测试结果,平均摩擦系数为 0.0143,三种不同围压下相同试样规格的测试结果波动在±10%以内,相同围压下不同几何尺寸样品的测试结果浮动在-11%到 10%之间。图 7(b)为附着有润滑涂层的 PVC 基体导尿管摩擦系数测试结果,平均摩擦系数为 0.0153,三种不同围压下相同试样规格的结果波动在-6%到 12%之间,相同围压下不同几何尺寸样品的测试结果整体差异在-7%到 12%之间浮动。根据上述的摩擦系数测量结果,总体上可以认为滑动摩擦系数测试结果不受试样规格(即几何尺寸)、围压压强的影响。

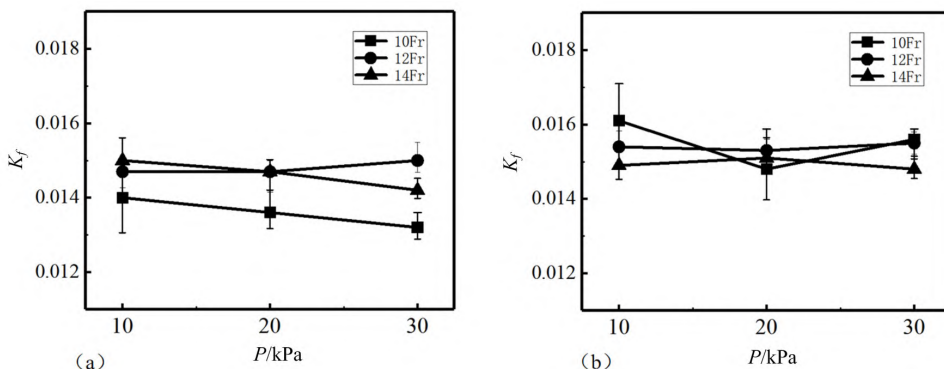


图 7 (a) 乳胶基体导尿管测试结果;(b) PVC 基体导尿管测试结果

Fig. 7 (a) test results of latex-based catheter; (b) test results of latex-based catheter

对比乳胶和 PVC 两种基体导尿管涂层的平均摩擦系数,整体上,乳胶基体导尿管的润滑性能略优于 PVC 基体导尿管,但二者之间差异小于 7%。同时,考虑到乳胶和 PVC 材料的主要力学性能参数差异在不同数量级水平(例如弹性模量,乳胶弹性模量小于 10MPa^[25],不同改性下的 PVC 弹性模量为 2000MPa 左右^[26]),说明使用围压式摩擦实验技术进行测试时,其测量结果不易受基体材料性能的影响。

2.2.2 附着性能测试结果与分析

使用图 1 所示的装置对导尿管进行了多次摩擦实验,得到各次实验滑动摩擦力 f 随滑动距离 U 的变化关系曲线及摩擦系数 K_f ,并绘制了摩擦系数 K_f 随实验次数 N 的变化情况,如图 8(a)所示。通过分析 K_f 随实验次数 N 的变化情况可知:

(1)在进行第 1 次摩擦实验时, K_f 较小,滑动摩擦力为平滑曲线;当实验进行到第 6 次时, K_f 显著增大,滑动摩擦力随着滑动距离的变化产生了非常灵敏的波动,如图 8(b)所示,由此引起的摩擦系数变化可通过式(2)计算得出。

(2)考虑到滑动距离的变化代表了试样与气囊接触区域的变化,因此,滑动摩擦力的波动位置可以指示试样发生涂层脱落的位置。

参考图 5 实验结果,以摩擦系数增大至初始值的 2 倍作为判断涂层脱落的依据。在实验进行到第 6 次时, T_N 的值为 2,即 K_f 增大到第 1 次实验结果的约 2 倍水平,此时取下试样,可观测到其表面的涂层发生了脱落情况。

当需要对不同涂层附着性能进行横向对比时,可通过比较摩擦系数 K_f 增大到相同倍数时各试样上涂层所承受的耐摩擦实验次数 N 的大小来评价其附着性能优劣, N 越大表示涂层的附着性能越好。

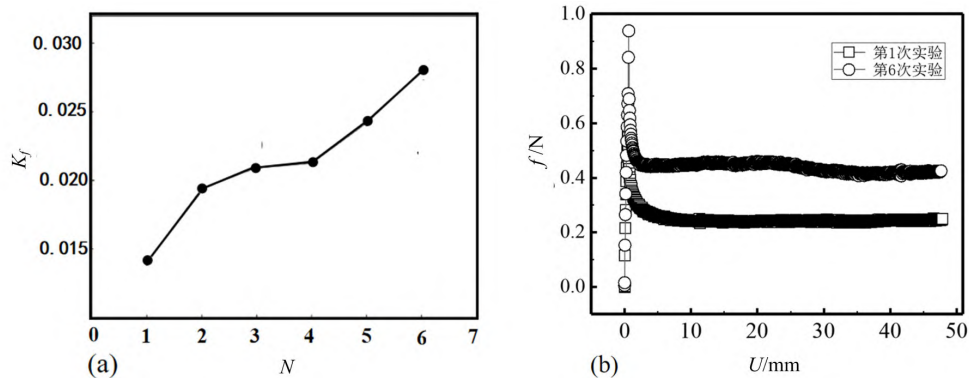


图 8 (a)摩擦系数随实验次数变化情况;(b)第 1 次与第 6 次实验时摩擦力-滑动距离曲线

Fig. 8 (a)changes of friction coefficient with experimental times;
(b)the friction-sliding distance curve of the first and sixth experiments

3 结论

研制了一种基于环状围压作用的软基体医用导管涂层摩擦实验装置,该装置能够模拟医用导管临床实际使用工况,具备正压力测量和控制功能。利用该装置对附着有聚乙烯吡咯烷酮的导尿管润滑性能进行了实验,结果显示,乳胶、PVC 基体的平均摩擦系数分别为 0.0143 和 0.0153,说明乳胶导尿管涂层的润滑性能整体上优于 PVC 导尿管;结果还显示,采用正压力为环状围压测量导尿管表面涂层摩擦性能的方法具有很好的分辨力;和传统的平板加压式摩擦实验技术相比,本文所发展的围压式摩擦实验技术不易受试样尺寸、基体材质、围压压强影响,能更客观地表征医用导管软基体/涂层的摩擦性能;同时,通过监测滑动摩擦力即时变化情况可以很灵敏地判断涂层磨损脱落情况,这也是传统方法不具有的。上述结果说明围压式摩擦实验技术可以有效解决软基体医用导管涂层润滑性能、附着性能表征难题。

参考文献:

- [1] 赵成如,夏毅然,刘文冰,等. 超滑导尿管润滑涂层性能研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2001, 20(1):95-96 (ZHAO Chengru, XIA Yiran, LIU Wenbing, et al. The performance study about lubricious coating of super lubricath foley catheter[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2001, 20(1):95-96 (in Chinese))
- [2] 周小婷,徐玉茵,田林奇,等. 涂层导尿管的研究进展 [J]. 品牌与标准化, 2020(1):46-50 (ZHOU Xiaoting, XU Yuyin, TIAN Linqi, et al. Advances in the study of coated catheters[J]. Brand and Standardization, 2020 (1):46-50 (in Chinese))
- [3] 吴舟,徐南欢,曾荣,等. 新型涂层修饰导尿管的制备及性能检测 [J]. 广东医科大学学报, 2016, 34(1):29-32 (WU Zhou, XU Nanhuan, ZENG Rong, et al. Preparation and performance test of new coating modified catheter [J]. Journal of Guangdong Medical College, 2016, 34(1):29-32 (in Chinese))
- [4] 王聘,刘俊龙,刘华龙. PVC 导尿管表面亲水润滑涂层的制备及性能研究 [J]. 中国医疗器械信息, 2014, 20(6):51-54 (WANG Pin, LIU Junlong, LIU Hualong. The preparation and performance study of hydrophilic lubricious coating on PVC catheter surface[J]. China Medical Device Information, 2014, 20(6):51-54 (in Chinese))
- [5] 李育强,智倩倩,杨茂丽,等. 超滑抗菌硅胶导尿管的制备与性能研究 [J]. 生物医学工程研究, 2018, 37(1):

- 101—106 (LI Yuqiang, ZHI Qianqian, YANG Maoli, et al. The preparation and property research of ultra smooth antimicrobial silicone rubber catheters[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2018, 37(1):101—106 (in Chinese))
- [6] 姜玲梅. 介入导丝表面亲水超滑涂层的制备及性能研究[D]. 大连: 大连理工大学, 2017 (JIANG Lingmei. Preparation of hydrophilic super-lubricious coating on the surface of guidewire[D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2017(in Chinese))
- [7] 丁文飞. 聚氨酯医用导丝表面高附着力亲水涂层的制备[D]. 大连: 大连理工大学, 2019 (DING Wenfei. Preparation of high adhesion hydrophilic coating on the surface of medical polyurethane guidewire[D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2019 (in Chinese))
- [8] 王囡. 新型抗菌组分合成及抗菌功能表面构建 [D]. 淮安: 淮阴工学院, 2021 (WANG Nan. Synthesis of new antibacterial components and construction of antibacterial functional surface[D]. Huaian: Huaiyin Institute of Technology, 2021 (in Chinese))
- [9] 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 Chengxiong, HUANG Zhengyu, WANG Yaocheng, et al. Research progress of bacteriostatic coating for urethral catheter[J]. Surface Technology, 2022, 51(8):156—167 (in Chinese))
- [10] 牛利卫, 王超威, 杨洋, 等. 亲水硅胶导尿管的制备及性能表征[J]. 科学技术创新, 2020(36):57—60 (NIU Liwei, WANG Chaowei, YANG Yang, et al. Preparation and characterization of hydrophilic silicone catheter[J]. Scientific and Technological Innovation, 2020(36):57—60 (in Chinese))
- [11] 李业, 杨贺, 方菁凝, 等. 医用导管聚合物亲水润滑涂层研究进展[J]. 中国医疗器械杂志, 2021, 45(1):57—61 (LI Ye, YANG He, FANG Jingyi, et al. Advances in polymer hydrophilic lubricating coatings for medical catheters[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2021, 45(1):57—61 (in Chinese))
- [12] 曲祥军, 魏志勇, 任振椒, 等. 医用硅橡胶表面的亲水改性[J]. 功能材料, 2011, 42(10):1765—1767 (QU Xiangjun, WEI Zhiyong, REN Zhenchu, et al. Surface hydrophilic modification of medical Silicon rubber[J]. Functional Materials, 2011, 42(10):1765—1767 (in Chinese))
- [13] 尚磊. 医用微导管亲水超润滑涂层制备 [J]. 中国医疗器械信息, 2021, 27(5):26—27 (SHANG Lei. Preparation of hydrophilic super-lubricating coating for medical microcatheter [J]. China Medical Device Information, 2021, 27(5):26—27 (in Chinese))
- [14] YY/T 1536—2017, 非血管内导管表面滑动性能评价用标准试验模型[S]. 北京: 中国标准出版社, 2017 (YY/T 1536—2017, Catheters other than intravascular catheters—standard test model for evaluating the surface sliding performance[S]. Beijing: Standards Press of China, 2017 (in Chinese))
- [15] Wan H P, Lin C X, Kaper H J, et al. A polyethylene glycol functionalized hyaluronic acid coating for cardiovascular catheter lubrication[J]. Materials and Design, 2020,196:109080.
- [16] 张素文, 邱秀菊, 孟建文, 等. 医用硅橡胶导管的表面改性及其亲水性和抗菌性研究[J]. 橡胶工业, 2019, 66: 611—614 (ZHANG Suwen, HOU Xiuju, MENG Jianwen, et al. Study on surface modification, hydrophilicity and antibacterial property of medical silicone rubber catheter[J]. China Rubber Industry, 2019, 66:611—614 (in Chinese))
- [17] Yang K, Kyuri K, Lee E, et al. Robust low friction antibiotic coating of urethral catheters using a catechol-functionalized polymeric hydrogel film[J]. Frontiers in Materials, 2019, 6:1—33.
- [18] Agata N, Miroslawa E F, Steve E F. Friction behaviour of hydrophilic lubricious coatings for medical device applications[J]. Tribology International, 2015, 89:54—61.
- [19] Katarzyna K, Maciej S, Tomasz C. Determination of urethral catheter surface lubricity[J]. Journal of Materials Science—Materials in Medicine, 2017, 19(6):2301—2306.
- [20] Kondyurina I, Nechitailo G S, Svistkov A L, et al. Urinary catheter with polyurethane coating modified by ion implantation[J]. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 2015, 342:39—46.
- [21] Humphreys O, Pickering M, O’Cearbhaill E D, et al. A biomimetic urethral model to evaluate urinary catheter lubricity and epithelial micro-trauma[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2020, 108: 103792.

- [22] Irwin N J, McCoy C P, McCullough A R. Use of in vitro and haptic assessments in the characterisation of surface lubricity[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2019, 233:84–90.
- [23] 刘秋华, 夏凯丽, 牛利卫, 等. 医用导管亲水涂层附着力研究[J]. 涂层与防护, 2021, 42(3):50–54 (LIU Qiuhua, XIA Kaili, NIU Liwei, et al. Research on adhesion of hydrophilic coating on medical catheters[J]. Coating and Protection, 2021, 42(3):50–54 (in Chinese))
- [24] 范珺. 导尿管表面润滑性处理方法介绍和摩擦系数测试[J]. 中国医疗器械信息, 2014(2):72–74 (FAN Jun. Lubrication processing methods and coefficient of friction test of catheter surface[J]. China Medical Device Information, 2014(2):72–74 (in Chinese))
- [25] 李青键, 黄志勇, 王清远. 球形薄膜的变形测量与力学分析研究[J]. 实验力学, 2019, 34(4), 574–582 (LI Qingjian, HUANG Zhiyong, WANG Qingyuan. Investigation on deformation measurement and mechanical analysis of spherical thin film[J]. Journal of Experimental Mechanics, 2019, 34(4):574–582 (in Chinese))
- [26] 王晨光. 改性 PVC 的性能[J]. 工程塑料应用, 2021, 49(5):49–52 (WANG Chenguang. Performance of modified PVC[J]. Engineering Plastics Application, 2021, 49(5):49–52 (in Chinese))

Research and application of friction experiment technology based on surrounding pressure for soft matrix medical catheter coating

ZHANG Haomin^{1,3}, DAI Yujing², FENG Yihui¹, WANG Congwen^{1,3},
LI Yu^{1,3}, CHEN Xue^{1,3}, HUAN Yong^{1,3}

(1. State Key Laboratory of Nonlinear Mechanics (LNM), Institute of Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China; 2. School of Aerospace Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China; 3. School of Engineering Science, University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: Soft matrix medical catheters such as urethral catheters and venous catheters attached with functional coating may rub with internal surface tissues such as the human urethra and blood vessels in clinical use, which exists a risk of decoating. Therefore, it is necessary to test their lubrication and adhesion properties. In this paper, based on the actual clinical working conditions, a friction experimental device for medical soft-matrix catheter coating was developed, and the related characterization methods of coating lubrication performance and adhesion performance were developed. At the same time, the device was used to test the catheter attached with polyvinylpyrrolidone. The results showed that the average COF of the catheter for latex and PVC matrix were 0.0143 and 0.0153. Respectively, the measurement results are unrelated to sample size, matrix materials, or confining pressure. At the same time, the changeable friction force can be used to judge the detachment of catheter coating sensitively. It shows that the experimental technology can effectively solve the characterization problems of lubrication and adhesion properties of soft matrix medical catheter coating.

Keywords: experimental installation; soft matrix; coating; catheter; coefficient of friction; lubricating property; adhesive property