

摩擦学学报

TRIBOLOGY



微液滴在PDMS软基体表面的动态摩擦行为研究

董聪慧, 张亚锋, 汤程, 余家欣

Dynamic Frictional Behavior of Microdroplets on PDMS Soft Substrate

DONG Conghui, ZHANG Yafeng, TANG Cheng, YU Jiabin

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.16078/j.tribology.2020137>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

石墨烯在金刚石基体表面的纳米摩擦学行为研究

Nanoscale Tribological Behavior of Graphene on Diamond Substrates

摩擦学学报. 2019, 39(2): 157 <https://doi.org/10.16078/j.tribology.2018134>

泡沫镍/聚氨酯双连续复合材料的液滴冲蚀行为研究

Droplet Erosion Behavior of Nickel Foam/Polyurethane Co-continuous Composite

摩擦学学报. 2021, 41(4): 512 <https://doi.org/10.16078/j.tribology.2020273>

单个微油滴弹流润滑行为的试验研究

Experimental Observation of EHL Behavior under Single Oil Droplet Supply

摩擦学学报. 2017, 37(3): 340 <https://doi.org/10.16078/j.tribology.2017.03.009>

行星滚柱丝杠动态摩擦力矩和传动效率分析

Analysis of Dynamic Friction Torque and Transmission Efficiency of Planetary Roller Screw

摩擦学学报. 2019, 39(4): 489 <https://doi.org/10.16078/j.tribology.2018176>

乳化液环境中WC/a-C:H薄膜摩擦行为的研究

Tribological Behavior of WC/a-C:H Films in Emulsion Environment

摩擦学学报. 2018, 38(5): 554 <https://doi.org/10.16078/j.tribology.2018.05.008>



关注微信公众号, 获得更多资讯信息

DOI: 10.16078/j.tribology.2020137

微液滴在PDMS软基体表面的动态摩擦行为研究

董聪慧, 张亚锋*, 汤程, 余家欣

(西南科技大学 制造过程测试技术教育部重点实验室, 四川 绵阳 621010)

摘要: 通过固液界面摩擦力测试装置研究了微液滴在PDMS软基体表面运动时的动态摩擦学行为, 并对微液滴体积、滑动速度及软基体力学性能对固液界面动态摩擦行为的影响进行了分析. 结果表明: 微液滴在软基体表面运动时表现出最大静摩擦力和动态摩擦力. 最大静摩擦力与微液滴黏度和速度梯度呈正比, 动态摩擦力与微液滴体积、滑动速度和基体力学性能有关. 随着微液滴体积的增加, 三相接触线长度增加, 动态摩擦力增加; 随着相对滑动速度增加, 三相接触线长度及接触角滞后增加, 动态摩擦力增加; 随着软基体弹性模量降低, 固液界面黏附力增加, 固液界面运动能量耗散增加, 动态摩擦力增加. 研究结果可为PDMS软基体表面微液滴的精确驱动和运动参数优化提供理论指导, 也可进一步丰富固液界面摩擦理论.

关键词: 动态摩擦力; 体积; 滑动速度; PDMS; 弹性模量

中图分类号: TH117.1

文献标志码: A

文章编号: 1004-0595(2021)05-0619-08

Dynamic Frictional Behavior of Microdroplets on PDMS Soft Substrate

DONG Conghui, ZHANG Yafeng*, TANG Cheng, YU Jiixin

(Key Laboratory of Testing Technology for Manufacturing Process, Ministry of Education, Southwest University of Science and Technology, Sichuan Mianyang 621010, China)

Abstract: The dynamic frictional behaviors of microdroplets on PDMS surface were studied by a self-made frictional force testing device. The effect of droplet volume, slip velocity, and mechanical properties of the PDMS substrate on the dynamic frictional behaviors were investigated. Results showed that the solid/liquid interfacial friction force consisted of maximum static friction force and dynamic friction force. The maximum static friction force was proportional to the viscosity and velocity gradient. The dynamic friction force was related to the droplet volume, sliding velocity and mechanical properties of the substrate. The dynamic friction force increased with droplet volume due to the increasing of the length of contact line. Moreover, the dynamic friction force increased with sliding velocity because the length of contact line and contact angle hysteresis increased with sliding velocity. Furthermore, solid/liquid interface adhesion force increased with decreasing of elastic modulus. As a result, the energy dissipation and dynamic friction force increased. The results would be helpful to provide theoretical guidance for the precise driving of microdroplets and optimize the motion parameters of droplet on PDMS surface, and then further to enrich the solid-liquid interface friction theory.

Key words: dynamic friction force; volume; slip velocity; PDMS; elastic modulus

Received 30 June 2020, revised 14 December 2020, accepted 16 December 2020, available online 28 September 2021.

*Corresponding author. E-mail: studentzyf1@163.com, Tel: +86-816-6089685.

The project was supported by the National Natural Science Foundation of China (51605402), Sichuan Science and Technology Program (2020YJ0124) and Postgraduate Innovation Fund Project by Southwest University of Science and Technology (20ycx0065). 国家自然科学基金项目(51605402), 四川省科技厅项目(2020YJ0124)和西南科技大学研究生创新基金(20ycx0065)资助.

微流体控制系统是指把整个分析实验室的功能集成在1块仅有几平方厘米的薄片上,实现常规化学或生物实验室的所有功能,在生物分析^[1]、工业技术^[2]和人工智能^[3]等领域具有广泛的应用.近年来,随着对柔性器件的强烈需求,柔性微流体控制系统成为未来的发展方向^[4-5].柔性微流体控制系统形式多样,但是其主要功能是在软基体表面实现微液滴的产生、输送、分裂和合并^[6].对于弹性模量较低的软基体,微液滴表面张力会使软基体产生变形并形成“润湿脊”^[7].“润湿脊”不仅具有动态变化特性^[8],还会增加固液界面黏附力^[9],从而导致微液滴运动过程中的固液界面的摩擦行为和能量耗散行为发生显著变化^[10-11].因此,微液滴与软基体的摩擦行为是固液界面动态耦合变形和能量耗散的综合呈现.基于此,研究微液滴与软基体的界面摩擦行为可为微液滴运行参数和软基体力学性能优化提供参考,从而实现对微流体的精确控制.

在固液界面摩擦行为研究方面,王晓东等^[12]通过引入固液界面滞后阻力(即摩擦力)对微液滴在固体表面的接触角滞后行为进行了分析.结果表明,固液界面摩擦力介于两个极值之间,分别由微液滴的前进角和后退角确定.因此,通过测量微液滴在固体表面的前进角与后退角可以对固液界面摩擦力进行计算.在试验测量方面,可通过外力如重力^[13]、离心力^[14]或毛细力^[15]等使微液滴在固体表面运动,并把微液滴在外力的作用下出现滑动时的临界力定义为固液界面摩擦力,从而实现固液界面摩擦力的测量.在软基体表面,固液界面摩擦行为变得更加复杂.软基体界面摩擦力主要是基于润湿参数和数值模拟进行计算,如通过“润湿脊”应力梯度效应导致的接触角变化对摩擦力进行计算.此外,通过分子动力学模拟引入固液界面摩擦因子使微观尺度微液滴产生平衡,亦可计算出固液界面摩擦力的大小^[16].分析发现,固液界面摩擦力通常被认为是常数且与微液滴的运动过程无关.最近研究表明,微液滴在刚性基体表面的摩擦行为是动态变化过程,随着微液滴运动呈现出不同的变化趋势^[17].然而,微液滴在软基体表面的动态摩擦行为至今还未引起足够关注,其界面摩擦机理还需要进一步研究.

微流体通道是微流体控制系统的核心部件之一,为了高效控制和输送微流体,微流体通道材料需要具备良好疏水性、化学和热稳定性、生物相容性等特性

以适应不同场合的需求^[18].聚二甲基硅氧烷聚合物(PDMS)是一种高分子弹性聚合物,其物理化学特性满足制备微流体通道材料的特殊需求,是微流体通道常用的材料^[19-20].因此,本文作者采用自制的固液界面摩擦力测试装置使微液滴在具有不同弹性模量的PDMS软基体表面运动,实时测量和分析固液界面动态摩擦行为,研究微液滴体积、滑动速度及软基体力学性能对固液界面动态摩擦性能的影响,并在此基础上对微液滴与软基体界面摩擦的机理进行了分析.研究结果可为软基体表面微液滴的精确驱动和运动参数优化提供理论指导,也可进一步丰富固液界面摩擦理论.

1 试验部分

1.1 试验样品制备

以P型硅片(SSPP, Siltronic, Germany)为基体,将PDMS(Sylgard184, Dow Corning, USA)与固化剂分别以5:1、10:1和20:1的质量比进行混合得到三种不同混合比例的混合物,并将三种混合物涂抹在硅片表面,然后把硅片放置在匀胶机(KW4A, Sideka, China)上以500 r/min的转速运行20 s,再以3 000 r/min的转速运行120 s.将匀胶处理过的硅片样品置于干燥箱中,在90 °C条件下加热2 h,获得所需样品.通过白光干涉扫描仪(MFT-3000, Rtec, USA)测得PDMS薄膜的表面粗糙度约为 118 ± 3 nm,厚度约为4~5 μm .同时,按照相同的试验参数制备PDMS标准样品(60 mm \times 15 mm \times 5 mm),并用动态热机械分析仪(TA Q800-SC, TA instruments, USA)对其动态力学性能进行测试.试验选用双悬臂模式在室温25 °C和频率为1 Hz条件下进行测试.此外,为了研究微液滴黏度对固液界面摩擦的影响,将甘油以1:5和1:3的质量比分别加入到去离子水中以制备具有不同黏度的溶液.通过旋转黏度计(NDJ-8S, Pingxun, China)对去离子水、1:5和1:3的甘油和去离子水混合溶液的黏度进行测试,得到其黏度分别为0.87、1.00和1.52 mPa \cdot s,并对不同黏度微液滴在PDMS表面的摩擦力进行了测试.

1.2 固液界面动态摩擦力测试

采用自制装置测量微液滴与软基体表面之间的动态摩擦力.如图1所示,将待测样品放置在水平位移平台上,然后把不同体积微液滴通过移液器滴加到样品表面,并将末端进行过亲水处理的悬臂梁(长为106 mm,外径为0.5 mm,内径为0.25 mm)与待测液滴相接触.此时,微液滴在与悬臂梁的毛细作用力和与PDMS间

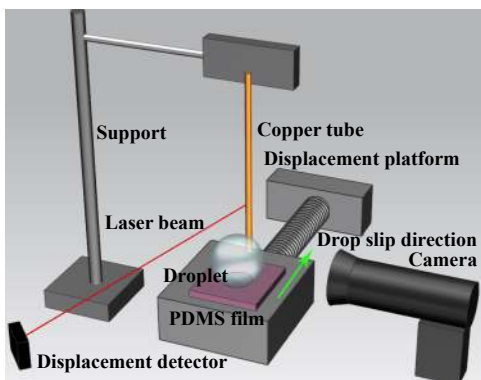


Fig. 1 Schematic diagram of frictional force measurement at the solid-liquid interface

图 1 固液界面摩擦力测量原理图

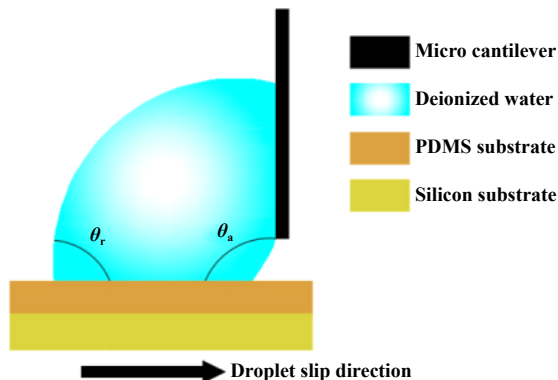


Fig. 2 Schematic diagram of the deformation of microdroplets

图 2 微液滴运动变形示意图

固液界面摩擦力的共同作用下保持平衡. 通过电控位移平台让待测样品随位移平台移动. 当毛细作用力大于固液界面摩擦力时, 微液滴与PDMS界面出现滑动. 此时, 微液滴与PDMS界面摩擦力使悬臂梁产生偏转, 通过激光位移传感器可以实时采集悬臂梁的偏转位移. 通过杆的纯弯曲理论^[21], 可以得到悬臂梁的偏转位移 ΔL 与偏转产生的力 F 之间的量化关系为 $F = \frac{3\Delta LEI}{L^3}$. 其中 E 为悬臂梁的弹性模量, I 为悬臂梁的惯性矩, L 为悬臂梁的长度. 经过测量, 本研究使用的悬臂梁的弹性模量和惯性矩分别87.9 GPa和 $2.89 \times 10^{-15} \text{ m}^4$. 因此, 通过实时采集悬臂梁的偏转位移可以获得固液界面实时动态摩擦力的数值. 此外, 在本文还分别研究了不同滑动速度(0.1、0.15和0.2 mm/s)、液滴体积(5、10和15 μL)和软基体力学性能(弹性模量0.41~1.41 MPa)对固液界面动态摩擦性能的影响.

2 结果与讨论

2.1 微液滴在软基体表面的摩擦学性能

如图2所示, 微液滴在软基体表面运动伴随着液滴的变形, 从而导致微液滴左右接触角不一样, 通常把微液滴前进方向前端与软基体的夹角定义为前进角 θ_a , 后端与软基体的夹角定义为后退角 θ_r .

图3示出了微液滴运动过程中摩擦力、接触线长度、前进角和后退角随时间变化的曲线. 可以发现, 微液滴在PDMS表面的摩擦力随时间的变化过程可分为3个阶段. 在I阶段, 摩擦力随时间增加而快速增加, 接触线长度变长, 前进角增加, 后退角减小, 前进角和后退角的差值增加; 在II阶段, 摩擦力随时间的增加而快速降低, 接触线长度变短, 前进角降低, 后退角有所增加, 前进角和后退角的差值减小; 在第III阶段, 摩

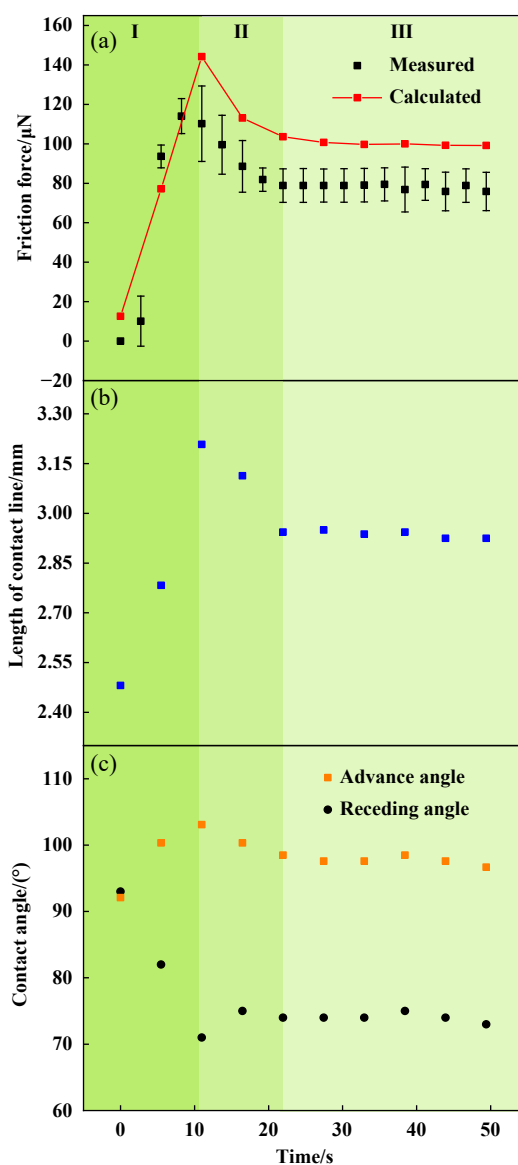


Fig. 3 Variation of friction force (a), the length of contact line (b) and contact angle (c) with time

图 3 微液滴在软基体表面运动时的摩擦力(a)接触线长度(b)和接触角(c)随时间的变化趋势图

摩擦力随时间的变化保持不变,接触线长度、前进角和后退角保持不变,前进角和后退角的差值为常数.可以发现,固/液界面摩擦力首先要克服“最大静摩擦力”,然后固/液界面出现滑动,从而摩擦力稳定在1个数值,表现为“动态摩擦力”.对运动过程分析发现,当位移平台带动样品进行移动时,固液界面没有相对滑动,微液滴下层随着位移平台运动.由于液滴与悬臂梁之间毛细力的作用,液滴上层依然保持静止,因此在液滴内部形成速度梯度.根据牛顿定律,速度梯度会在液滴内部产生切应力,切应力大小与速度梯度和液体的黏度呈正比^[22-24].悬臂梁在液体切应力的作用下产生偏转,从而记录下切应力的大小,即最大静摩擦力.如图4所示,最大静摩擦力随着位移平台速度[图4(a)]和液滴黏度[图4(b)]的增加而增加.当速度增加时,液滴内部产生的速度梯度增加,导致最大静摩擦力增加;当黏度增加时,液体内部能量耗散增加,最大静摩擦力增加.因此,在固液界面没有出现滑动的情况下,最大静摩擦力的数值取决于位移平台的移动速度和液滴的黏度.随着位移平台继续运动和液滴变形的增加,当液体内部切应力大于固液界面最大剪切力时,固液界面出现突然滑动,液滴运动方向前端的突然移动导致前进角减小,液滴后端的收缩导致后退角突然增加,从而摩擦力降低,摩擦力的变化进入II阶段;最后,固液界面摩擦力和液滴内部切应力达到动态平衡,固液界面接触线、前进接触角和后退接

触角保持常数,摩擦力进入稳定阶段. Gao等^[17]对微液滴在硅基体表面的摩擦力变化趋势进行分析,获得了相似的结论.硅的弹性模量为130~180 GPa^[25],是典型的硬基体,微液滴的表面张力在其表面引起的变形在皮米尺度,基体变形对固液界面摩擦力的影响可以忽略不计^[26].对软基体表面而言,微液滴的表面张力会使软基体产生变形,从而改变固液界面摩擦性能.微液滴在软基体表面引起的变形高度可以通过弹性毛细长度,即表面张力与基体剪切模量的比值决定^[27].微液滴表面张力引起的基体变形高度 h^* 可通过公式(1)进行计算^[7]:

$$h^* = \frac{\gamma_{lv} \sin \theta}{G} \quad (1)$$

其中: γ_{lv} 为液体的表面张力; θ 为微液滴在基体表面的静态表观接触角; G 为固体的剪切模量;在本研究中, $\gamma_{lv} = 68 \text{ mN/m}$; θ 约为 90° ;弹性模量 E 为 $0.41 \sim 1.41 \text{ MPa}$,泊松比取 0.5 ^[28],计算得到剪切模量 G 为 $0.14 \sim 0.47 \text{ MPa}$.通过计算得到软基体在液滴表面张力下引起的变形高度约为 $144 \sim 485 \text{ nm}$.本研究中使用的微液滴体积在 $5 \sim 15 \mu\text{L}$ 范围,其静态平衡时固液界面接触半径长度约 $0.76 \sim 1.46 \text{ mm}$.可以发现,固液接触半径显著大于软基体的变形,基体变形对摩擦力变化趋势的影响非常有限.因此,微液滴在PDMS表面运行时的摩擦力变化趋势与微液滴在刚性基体表面运行时的变化趋势相同.

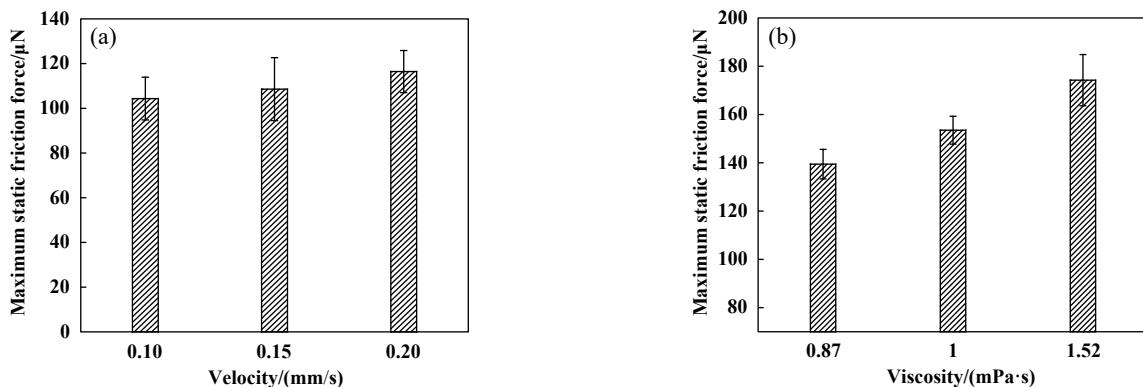


Fig. 4 最大静摩擦力与滑动速度(a)和微液滴黏度(b)的关系

图4 Variation of maximum static friction force with sliding velocity (a) and viscosity of droplet (b)

2.2 液滴体积对固液界面动态摩擦学性能的影响

图5为不同体积微液滴在滑动速度 0.01 mm/s ,弹性模量为 1.26 MPa 软基体表面动态摩擦力的变化趋势图.结果表明:固液界面摩擦力随着液滴体积的增加而增加.随着体积的增加,液体质量增加,液体重力

对固液界面摩擦的影响与毛细长度 $L_c = \sqrt{\frac{\gamma_{lv}}{\rho g}}$ 有关,其中 γ_{lv} 为液体的表面张力; ρ 为液体密度; g 为重力加速度.水的毛细常数是定值,约等于 2.71 mm .当微液滴的直径在 2.71 mm 附近时,重力对液滴的影响可以忽略不计,表面张力起主要作用^[29].在本研究中,当微液

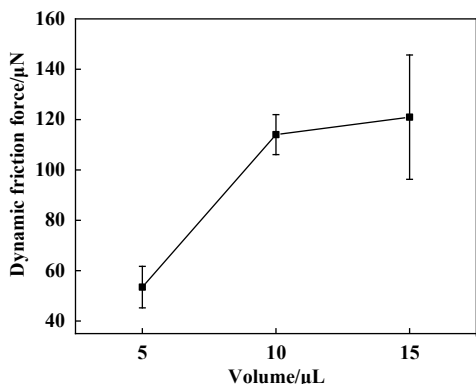


Fig. 5 Variation of dynamic friction force with droplet volume

图 5 不同体积微液滴在软基体表面的动态摩擦力变化曲线

滴体积在5~15 μL 范围, 对应的半径在0.76~1.46 mm区间. 因此, 重力对固液界面摩擦力的影响可以忽略, 摩擦力随体积的增加并不是质量增加造成的. 进一步分析发现, 微液滴在PDMS表面($E=1.41\text{ MPa}$)处于静态平衡和动态平衡时的接触线长度随着微液滴体积的增加而增加(见表1). 如表1所示, 在静止状态时, 液滴体积为5、10和15 μL 时对应的接触线长度分别为1.69、2.5和2.9 mm; 在动态运行阶段, 即摩擦力处于稳定阶段时候, 液体体积为5、10和15 μL 时对应的接触线长

表 1 不同体积微液滴在PDMS表面($E = 1.41\text{ MPa}$)的静态和动态接触线长度

Table 1 Static and dynamic contact line lengths of microdroplets on the PDMS surface ($E=1.41\text{ MPa}$) for different volumes

Volume/ μL	Length of static contact line/mm	Length of dynamic contact line/mm
5	1.69	1.95
10	2.35	2.64
15	2.9	3.13

度分别为1.95、2.64和3.13 mm. 因此, 固液界面摩擦力的增加与接触线长度的增加有关. 同时, 分别测量了不同体积微液滴在弹性模量为1.41、1.26和0.41 MPa三种软基体表面的动态接触线长度和动态摩擦力, 如图6所示. 结果表明, 动态摩擦力随接触线长度的增加而增加. 通过对摩擦力曲线进行线性拟合, 通过拟合曲线斜率得到微液滴在弹性模量为1.41、1.26和0.41 MPa的PDMS表面摩擦力分别为45.7、63.8和91.7 $\mu\text{N}/\text{mm}$, 即随着基体弹性模量降低, 单位长度动态摩擦力增加. 因此, 动态摩擦力随微液滴体积增加是接触线长度增加和基体力学性能降低共同作用的结果.

2.3 液滴滑动速度对摩擦性能影响

图7为5 μL 微液滴在PDMS表面滑动时的摩擦力随滑动速度的变化趋势. 结果表明, 动态摩擦力随滑动速度呈线性增加. Aizenberg等^[30]研究了微液滴在润滑剂表面的运动特性. 研究表明, 微液滴在润滑剂表面的能量耗散随着速度的增加而呈非线性增加. 微液滴表面张力使润滑剂表面形成“润湿脊”, 而且“润湿脊”的尺寸会随着液滴运动速度和润滑剂黏度的增加呈非线性增加^[31]. 这与本研究结果稍有差异. 在本研究中, 微液滴也会使PDMS变形形成“润湿脊”, “润湿脊”随着速度增加发生的改变可通过前进角与后退角的动态变化进行量化. 如图8所示, 随着速度的增加, 前进角线性增加, 后退角线性减小, 接触角滞后呈线性增加. 因此, 速度对“润湿脊”的影响是线性的. 产生这种差异的原因是润滑剂和PDMS具有不同的物理特性. 微液滴在润滑剂表面运动时, 润滑剂会完全包裹在液滴外表面, 形成1层油膜. 因此, 液滴在运动过程中, 相对运动发生在润滑剂内部, 能量耗散随速度的非线性增加与润滑剂的流变特性有关^[30]. 而PDMS薄膜不会包裹在微液滴表面, 相对运动发生在微液滴与PDMS界面, 其动摩擦特性只与微液滴/PDMS界面行

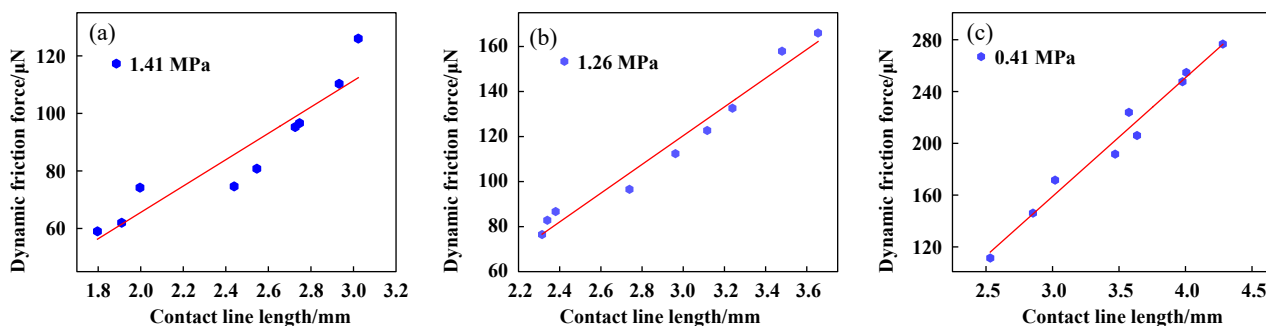


Fig. 6 Relationship between dynamic friction force and the length of the contact line on PDMS substrates with different elastic modulus: (a) $E = 1.41\text{ MPa}$, (b) $E = 1.26\text{ MPa}$, (c) $E = 0.41\text{ MPa}$

图 6 微液滴在不同弹性模量的PDMS软基体表面动态摩擦力随接触线长度的变化图
(a) $E = 1.41\text{ MPa}$, (b) $E = 1.26\text{ MPa}$, (c) $E = 0.41\text{ MPa}$

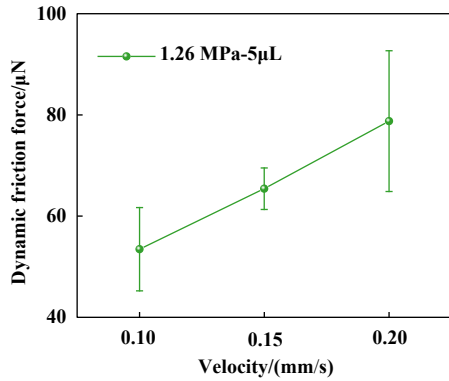


Fig. 7 Dynamic friction coefficient at different sliding velocities

图7 动态摩擦系数随滑动速度变化趋势

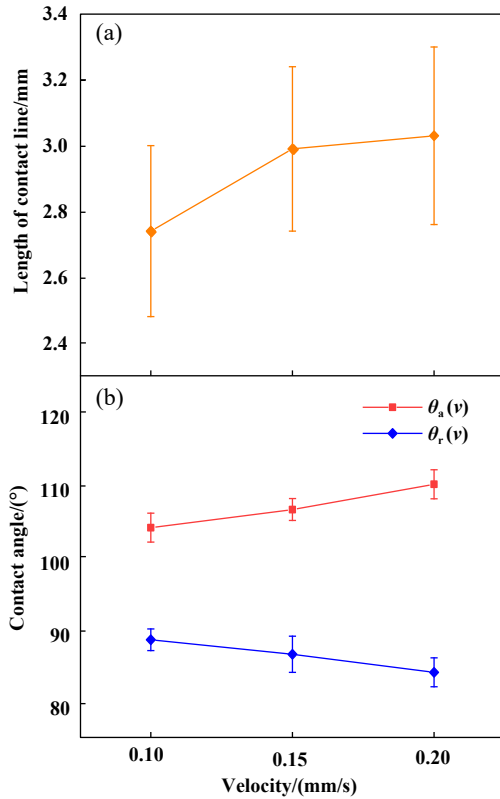


Fig. 8 Variation of the length of contact line and contact angle with sliding velocities

图8 接触线长度和接触角随滑动速度的变化趋势

为有关。

图8示出了不同滑动速度下微液滴与软基体接触界面接触线长度和接触角的变化趋势。结果表明：接触线长度和前进角随着滑动速度的增加而增加，后退角随着滑动速度的增加而降低。因此，接触线、前进接触角和后退接触角的变化为计算固液界面摩擦力提供了帮助。基于此，微液滴在软基体表面的摩擦力 F_f 可以用公式(2)进行表示^[26]。

$$F_f = kL\gamma_{lv}(\cos\theta_r - \cos\theta_a) \quad (2)$$

其中： L 为接触线长度； k 为修正系数，修正由于接触线和接触角测量误差导致的结果偏差。通过对摩擦力随时间变化曲线进行拟合，获得 k 的大小为 0.77 ± 0.01 。研究表明， k 值在 $1/2 \sim \pi/2$ 的范围内均满足要求^[31]。如图3所示，该公式的拟合曲线与试验曲线能很好的吻合。

2.4 软基体力学性能对动态摩擦性能影响

通过PDMS与固化剂的混合比例不同，制备了具有不同力学性能的软基体表面。软基体的弹性模量与损耗模量结果列于表2中。随着固化剂比例降低，PDMS软基体的弹性模量从1.41 MPa逐渐降至0.41 MPa，损耗模量从0.05 MPa逐渐降至0.02 MPa。

表2 PDMS软基体的弹性模量与损耗模量
Table 2 Elastic modulus and loss modulus of the PDMS substrate

Ratio	E /MPa	G'' /MPa
1/5	1.41	0.05
1/10	1.26	0.04
1/20	0.41	0.02

图9示出了动态摩擦力随PDMS力学性能的变化趋势。图9结果表明：随着PDMS弹性模量的降低，动态摩擦力逐步增加。如前所述，微液滴的表面张力会导致软基体产生变形，变形高度与软基体的弹性模量呈反比。因此，随着PDMS力学性能的降低，基体的变形增加，微液滴在运动过程中的能量耗散增加，摩擦力增加。但是，由于基体变形范围约为144~485 nm，相对于液滴直径非常小，其对动态摩擦力的变化影响非常有限。

PDMS是一种具有链状结构的有机硅氧烷混合物，其交联密度随着固化剂比例的变化而发生改变^[32]。Valentin等^[33]指出PDMS在硅基表面固化后的交联密度会引起软基体的力学性能从弹性向黏性转变，其黏附力也会随力学性能的变化而变化，摩擦力由黏附力与固液界面的相互作用共同决定^[34]。如图10所示，当固化剂的比例从1/5减小到1/20，即PDMS弹性模量从1.41 MPa逐渐降低到0.41 MPa时，固液界面黏附力显著增加。因此，当微液滴运动时，需要更多的能量克服固液界面的黏附力，从而导致动态摩擦力增加。因此，随着PDMS力学性能的降低，固液界面动态摩擦力的增加归结于固液界面黏附力的变化。

研究表明，微液滴在PDMS表面运动时的摩擦力与微液滴体积、微液滴黏度、运动速度和软基体力学性能相关。通过调整其中的参数，可以有效控制微液

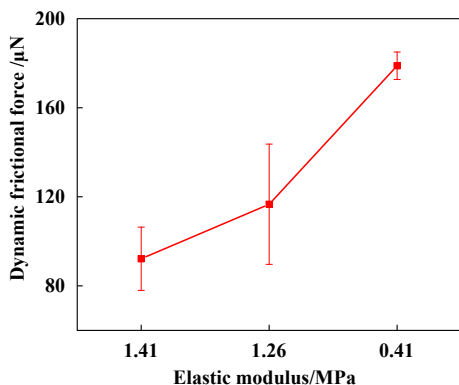


Fig. 9 Variation of dynamic frictional force with elastic modulus of the PDMS

图9 动态摩擦力随PDMS弹性模量的变化趋势

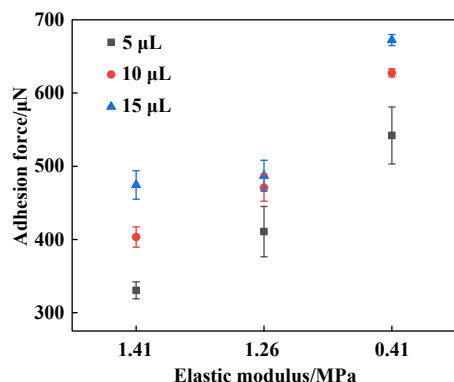


Fig. 10 Variation of adhesion force with elastic modulus of the PDMS

图10 黏附力随PDMS弹性模量的变化趋势

滴与PDMS表面之间的摩擦力,从而满足不同微流体控制系统的需求,为微流体的精确控制和参数选取提供理论指导。

3 结论

a. 微液滴在PDMS表面运动时摩擦力随时间增加会经历先增加,然后降低并最终平稳的变化趋势,从而具有“最大静摩擦力”和“动态摩擦力”。固液界面最大静摩擦力取决于液体的黏度和速度梯度,动态摩擦力与微液滴体积、滑动速度和基体力学性能有关。

b. 随着微液滴体积增加,固液界面接触线长度增加,从而动态摩擦力增加;随着滑动速度增加,接触线长度和接触角滞后增加,从而动态摩擦力增加。

c. 随着软基体力学性能增加,固液界面黏附力也随之减小,固液界面相对运动时的能量耗散降低,动态摩擦力降低。

参考文献

[1] Yuan Yingxin, Fan Chen, Pan Jianzhang, et al. Research advances in

clinical biochemical analysis systems based on microfluidic driving and control technique[J]. Chinese Journal of Chromatography, 2020, 38(2): 183–194 (in Chinese) [袁颖欣,樊晨,潘建章,等.基于微流控驱动和控制技术的临床生化分析系统研究进展[J].色谱,2020,38(2): 183–194]. doi: 10.3724/SP.J.1123.2019.05006.

[2] Sun Guangtao, Zhang Hongpeng, Gu Changzhi, et al. High precision microfluidic multi-parameter hydraulic oil detection chip design[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(2): 59–66 (in Chinese) [孙广涛,张洪朋,顾长智,等.高精度微流体多参数液压油检测芯片设计[J].仪器仪表学报,2019,40(2): 59–66]. doi: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1804317.

[3] Wang Yu, Fang Qun. Application of artificial intelligence in microfluidic systems[J]. Chinese Journal of Analytical Chemistry, 2020, 48(4): 439–448 (in Chinese) [王宇,方群.人工智能在微流控系统中的应用[J].分析化学,2020,48(4): 439–448]. doi: 10.19756/j.issn.0253-3820.191682.

[4] Samy R A, Suthanthiraraj P P A, George D, et al. Elastocapillarity-based transport of liquids in flexible confinements and over soft substrates[J]. Microfluidics and Nanofluidics, 2019, 23(8): 100.1–100.32. doi: 10.1007/s10404-019-2266-2.

[5] Zhang Wei. Structural design, surface modification of flexible microchannels and applications in vital signs detection of body surface[D]. Shanghai: Donghua University, 2019 (in Chinese) [张伟.柔性微通道的结构设计、表面修饰及其在体表环境检测中的应用[D].上海:东华大学,2019]. doi: 10.27012/d.cnki.gdhuu.2019.000007.

[6] Qian Mingyong, Lin Shanling, Zeng Suyun, et al. Real-time dynamic driving system implementation of electrowetting display[J]. Opto-Electronic Engineering, 2019, 46(6): 87–95 (in Chinese) [钱明勇,林珊玲,曾素云,等.电润湿电子纸的实时动态显示驱动系统实现[J].光电工程,2019,46(6): 87–95]. doi: 10.12086/oee.2019.180623.

[7] Yu Yingsong. Substrate elastic deformation due to vertical component of liquid-vapor interfacial tension[J]. Applied Mathematics and Mechanics, 2012, 33(9): 1025–1042 (in Chinese) [余迎松.液气界面张力垂直分量引起的基底弹性变形[J].应用数学和力学,2012,33(9): 1025–1042]. doi: 10.3879/j.issn.1000-0887.2012.09.001.

[8] Andreotti B, Snoeijer J H. Statics and dynamics of soft wetting[J]. Annual Review of Fluid Mechanics, 2020, 52(1): 285–308. doi: 10.1146/annurev-fluid-010719-060147.

[9] Butler M, Box F, Robert T, et al. Elasto-capillary adhesion: Effect of deformability on adhesion strength and detachment[J]. Physical Review Fluids, 2019, 4(3): 033601. doi: 10.1103/physrevfluids.4.033601.

[10] Wei Z, Schneider T M, Kim J, et al. Elastocapillary coalescence of plates and pillars[J]. Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2015, 471(2175): 20140593. doi: 10.1098/rspa.2014.0593.

[11] Yang Lei, Yang Xianglong, Wang Fujun. On the maximum spreading of liquid droplets impacting on soft surfaces[J]. Journal of Experiments in Fluid Mechanics, 2019, 33(3): 83–89 (in Chinese)

- [杨磊, 杨向龙, 王甫军. 液滴撞击柔性材料表面铺展特性的实验研究[J]. 实验流体力学, 2019, 33(3): 83–89]. doi: [10.11729/sytlx.20180086](https://doi.org/10.11729/sytlx.20180086).
- [12] Wang Xiaodong, Peng Xiaofeng, Min Jingchun. Hysteresis of contact angle at liquid-solid interface[J]. Journal of Engineering Thermophysics, 2002, 23(1): 67–70 (in Chinese) [王晓东, 彭晓峰, 闵敬春. 接触角滞后现象的理论分析[J]. 工程热物理学报, 2002, 23(1): 67–70].
- [13] Ye Xuemin, Zhang Xiangshan, Li Minglan, et al. Dynamics of evaporating drop on heated surfaces with different wettabilities[J]. Acta Physica Sinica, 2018, 67(11): 156–167 (in Chinese) [叶学民, 张湘珊, 李明兰, 等. 液滴在不同润湿性表面上蒸发时的动力学特性[J]. 物理学报, 2018, 67(11): 156–167]. doi: [10.7498/aps.67.20180159](https://doi.org/10.7498/aps.67.20180159).
- [14] Tadmor R, Bahadur P, Leh A, et al. Measurement of lateral adhesion forces at the interface between a liquid drop and a substrate[J]. Physical Review Letters, 2009, 103(26): 266101. doi: [10.1103/PhysRevLett.103.266101](https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.103.266101).
- [15] Lagubeau G, LeMerrer M, Clanet C, et al. Leidenfrost on a ratchet[J]. Nature Physics, 2011, 7(5): 395–398. doi: [10.1038/nphys1925](https://doi.org/10.1038/nphys1925).
- [16] Blake T D. The physics of moving wetting lines[J]. Journal of Colloid and Interface Science, 2006, 299(1): 1–13. doi: [10.1016/j.jcis.2006.03.051](https://doi.org/10.1016/j.jcis.2006.03.051).
- [17] Gao N, Geyer F, Pilat D W, et al. How drops start sliding over solid surfaces[J]. Nature Physics, 2018, 14(2): 191–196. doi: [10.1038/nphys4305](https://doi.org/10.1038/nphys4305).
- [18] Zheng Wenjun. Kinematical behaviour of capillary-driven nematic flow in polydimethylsiloxane microchannels: The effects of the dimensions of the channels[J]. EPL (Europhysics Letters), 2017, 118(5): 58003. doi: [10.1209/0295-5075/118/58003](https://doi.org/10.1209/0295-5075/118/58003).
- [19] Wang J D, Douville N J, Takayama S, et al. Quantitative analysis of molecular absorption into PDMS microfluidic channels[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2012, 40(9): 1862–1873. doi: [10.1007/s10439-012-0562-z](https://doi.org/10.1007/s10439-012-0562-z).
- [20] Yuan Zhe, Li Zong'an, Tang Wenlai, et al. Microchannel processing technology in PDMS microfluidic chips[J]. Micronano-electronic Technology, 2019, 56(3): 239–247 (in Chinese) [袁哲, 李宗安, 唐文来, 等. PDMS微流控芯片中的微通道加工技术[J]. 微纳电子技术, 2019, 56(3): 239–247]. doi: [10.13250/j.cnki.wndz.2019.03.012](https://doi.org/10.13250/j.cnki.wndz.2019.03.012).
- [21] Wang Lei. Mechanical properties of materials[M]. Shenyang: Northeastern University Press, 2014 (in Chinese) [王磊. 材料的力学性能[M]. 沈阳: 东北大学出版社, 2014].
- [22] Dolz M, Delegido J, Casanovas A, et al. A low-cost experiment on Newtonian and non-Newtonian fluids[J]. Journal of Chemical Education, 2005, 82(3): 445–447. doi: [10.1021/ed082p445](https://doi.org/10.1021/ed082p445).
- [23] Liu Yihao, Wong Pat lam, Fu Zhongxue, et al. Numerical analysis of EHL boundary slip effect applying circular model under big shear strain rate[J]. Tribology, 2018, 38(2): 129–137 (in Chinese) [刘奕壕, 黄柏林, 付忠学, 等. 基于Circular模型的大剪应变率点接触弹流界面滑移数值分析[J]. 摩擦学学报, 2018, 38(2): 129–137]. doi: [10.16078/j.tribology.2018.02.002](https://doi.org/10.16078/j.tribology.2018.02.002).
- [24] Yang Ping, Cui Jinlei, Liu Xiaoling, et al. A further investigation on the shear thinning rheology model based on the time of recovery and a simulation of the rheological behavior of squalane[J]. Tribology, 2018, 38(1): 101–107 (in Chinese) [杨萍, 崔金磊, 刘晓玲, 等. 对基于恢复时间的剪稀流变模型的进一步探讨及其对squalane油品流变特性的模拟[J]. 摩擦学学报, 2018, 38(1): 101–107]. doi: [10.16078/j.tribology.2018.01.013](https://doi.org/10.16078/j.tribology.2018.01.013).
- [25] Hopcroft M A, Nix W D, Kenny T W. What is the Young's modulus of silicon?[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2010, 19(2): 229–238. doi: [10.1109/JMEMS.2009.2039697](https://doi.org/10.1109/JMEMS.2009.2039697).
- [26] Bico J, Reyssat É, Roman B. Elastocapillarity: when surface tension deforms elastic solids[J]. Annual Review of Fluid Mechanics, 2018, 50(1): 629–659. doi: [10.1146/annurev-fluid-122316-050130](https://doi.org/10.1146/annurev-fluid-122316-050130).
- [27] Style R W, Jagota A, Hui C Y, et al. Elastocapillarity: surface tension and the mechanics of soft solids[J]. Annual Review of Condensed Matter Physics, 2017, 8(1): 99–118. doi: [10.1146/annurev-conmatphys-031016-025326](https://doi.org/10.1146/annurev-conmatphys-031016-025326).
- [28] Dogru S, Aksoy B, Bayraktar H, et al. Poisson's ratio of PDMS thin films[J]. Polymer Testing, 2018, 69: 375–384. doi: [10.1016/j.polymer-testing.2018.05.044](https://doi.org/10.1016/j.polymer-testing.2018.05.044).
- [29] Rapp B E. Microfluidics: modeling, mechanics and mathematics[M]. Elsevier, 2016.
- [30] Daniel D, Timonen J V I, Li R P, et al. Origins of extreme liquid repellency on structured, flat, and lubricated hydrophobic surfaces[J]. Physical Review Letters, 2018, 120(24): 244503. doi: [10.1103/physrevlett.120.244503](https://doi.org/10.1103/physrevlett.120.244503).
- [31] Bahadur V, Garimella S V. Electrowetting-based control of droplet transition and morphology on artificially microstructured surfaces[J]. Langmuir, 2008, 24(15): 8338–8345. doi: [10.1021/la800556c](https://doi.org/10.1021/la800556c).
- [32] Johnston I D, McCluskey D K, Tan C L, et al. Mechanical characterization of bulk Sylgard 184 for microfluidics and microengineering[J]. Journal of Micromechanics and Microengineering, 2014, 24(3): 035017. doi: [10.1088/0960-1317/24/3/035017](https://doi.org/10.1088/0960-1317/24/3/035017).
- [33] Valentin J D P, Qin X H, Fessele C, et al. Substrate viscosity plays an important role in bacterial adhesion under fluid flow[J]. Journal of Colloid and Interface Science, 2019, 552: 247–257. doi: [10.1016/j.jcis.2019.05.043](https://doi.org/10.1016/j.jcis.2019.05.043).
- [34] Swartjes J J T M, Veeregowda D H, van der Mei H C, et al. Normally oriented adhesion versus friction forces in bacterial adhesion to polymer-brush functionalized surfaces under fluid flow[J]. Advanced Functional Materials, 2014, 24(28): 4435–4441. doi: [10.1002/adfm.201400217](https://doi.org/10.1002/adfm.201400217).