

3D 成型 SiO_2/PVA 水凝胶支架的摩擦行为

李坚¹, 李学锋^{2,3,*}, 龙世军^{2,3}, 李晗¹, 黄大华¹

(1. 湖北工业大学 材料科学与工程学院, 武汉 430068;

2. 湖北工业大学 绿色轻质材料与加工协同创新中心, 武汉 430068; 3. 湖北工业大学 绿色轻工材料湖北省重点实验室, 武汉 430068)

摘 要: 利用 3D 成型技术, 通过先成型后冷冻交联 2 步法制备不同孔隙率的 SiO_2/PVA 水凝胶支架, 研究了 SiO_2/PVA 水凝胶支架的重复摩擦行为, 分析了 SiO_2/PVA 水凝胶支架的摩擦原理。结果表明: SiO_2/PVA 水凝胶支架能够保持三维贯通的立体结构, 最大孔隙率可达 42.3%。低摩擦速率 ($10^{-6} \sim 10^{-3}$ m/s) 下, SiO_2/PVA 水凝胶支架摩擦力稍高于块体 SiO_2/PVA 水凝胶, 且随孔隙率的提高而稍有降低; 而高摩擦速率 ($10^{-2} \sim 1$ m/s) 下, SiO_2/PVA 水凝胶支架和块体 SiO_2/PVA 水凝胶的摩擦力相近, 孔隙率对支架摩擦力影响不明显。低正压力载荷 (0.3 kPa) 下, SiO_2/PVA 水凝胶支架重复摩擦性优于块体 SiO_2/PVA 水凝胶, 这与支架结构能保持稳定的水润滑层相关。

关键词: 聚乙烯醇; 水凝胶; 支架; 3D 成型; 摩擦

中图分类号: TQ317.3; O631

文献标志码: A

文章编号: 1000-3851(2016)11-2412-07

由于衰老、外伤等原因人类关节软骨常易损坏, 同时, 软骨组织因再生能力弱, 其修复仍是当今世界一大难题。组织工程为解决这一难题提供了新的思路^[1]。组织工程支架是组织工程的一个关键因素, 应用于组织工程时, 要求支架能模拟人体真实生理环境, 包括目标组织的几何形状、位置形态和物理特性^[2-3]。目前, 组织工程技术已经能够制造结缔组织的替代物, 如皮肤^[4]、软骨^[5]、膀胱^[6]和血管^[7]。然而制备具有独特结构的组织还需要更精细的组织工程支架。目前发展起来的制备精细结构组织工程支架的诸多技术已见报道, 如溶剂浇筑^[8]、气体发泡^[9]、静电纺丝^[10]和激光烧结^[11]等。然而这些技术在制备支架时有其局限性, 溶剂浇筑、气体发泡、静电纺丝均能获得精细的微孔, 但不能制备形态复杂的支架; 激光烧结能够制备结构复杂的支架, 但可用于烧结的材料选择性少。利用 3D 成型技术能够制备具有复杂结构的组织工程支架, 并具有广泛选择支架材料的优点^[12]。水凝胶已广泛应用于组织工程^[13], 其中聚乙烯醇(PVA)水凝胶具有无毒、力学性能优良、吸水率高和生物相容性好等

优点, 并且润滑性能优异, 摩擦系数低^[14]。在 PVA 水凝胶支架上进行细胞培养, 细胞成活率高达 90% 以上^[15]。关节软骨组织多会与周围环境发生摩擦, 然而关于组织工程支架的摩擦行为研究却鲜有报道, 且目前水凝胶材料的摩擦原理还不明确。因此, 本文利用气相 SiO_2 和 PVA 溶胶为原料, 运用 3D 控制平台驱动点胶机挤出 SiO_2/PVA 复合溶胶, 通过先成型后交联的 2 步法制备了 SiO_2/PVA 水凝胶支架, 测试了支架的孔隙率、溶胀率和压缩模量, 并对其摩擦行为进行研究, 进一步讨论了 SiO_2/PVA 水凝胶支架重复摩擦稳定性的原理。

1 实验材料及方法

采用的实验材料为聚乙烯醇(PVA, 分析纯, 聚合度 $1\,750 \pm 50$, 国药集团化学试剂有限公司), 按质量分数为 10% 的比例加入去离子水中搅拌分散, 在 95 °C 恒温水浴锅中冷凝回流 2 h, 至 PVA 完全溶解, 得到 PVA 水溶液; 将 PVA 水溶液放入 95 °C 真空干燥箱脱气 30 min 后缓慢加入气相 SiO_2

收稿日期: 2015-11-04; 录用日期: 2016-01-20; 网络出版时间: 2016-01-26 16:33

网络出版地址: www.cnki.net/kcms/detail/11.1801.TB.20160126.1633.004.html

项目基金: 国家自然科学基金(51273059); 清华大学摩擦学国家重点实验室开放基金(SKLTkf 14A09)

通讯作者: 李学锋, 博士, 教授, 研究方向为高分子功能材料、聚合物基复合材料。 E-mail: li_xf@mail.hbut.edu.cn

引用格式: 李坚, 李学锋, 龙世军, 等. 3D 成型 SiO_2/PVA 水凝胶支架的摩擦行为[J]. 复合材料学报, 2016, 33(11): 2412-2418.

LI J, LI X F, LONG S J, et al. Friction behavior of 3D printing SiO_2/PVA hydrogel scaffold[J]. Acta Materiae Compositae Sinica, 2016, 33(11): 2412-2418 (in Chinese).

(粒径 7~40 nm, 阿拉丁试剂(上海)有限公司), 气相 SiO₂ 与 PVA 的质量比为 1 : 1, 并进行搅拌得到 SiO₂/PVA 复合溶胶。利用自制 3D 控制平台驱动点胶机挤出 SiO₂/PVA 水凝胶溶胶, 程序控制 3 轴 (x 、 y 和 z) 平台的移动方向和移动速率, 成型得到 SiO₂/PVA 水凝胶支架样品, SiO₂/PVA 水凝胶支架制备过程如图 1 所示。制备的 SiO₂/PVA 水凝胶支架经冷冻-熔融的交联处理(先 -20 °C 下冷冻 20 h 后, 室温融化 4 h), 得到 SiO₂/PVA 水凝胶支架。通过调节挤出速率制备了不同孔隙率的 SiO₂/PVA 水凝胶支架, 分别记为 SiO₂/PVA 水凝胶支架 1、2 和 3。再采用同等配方注入两平行玻璃板模具中, 经冷冻-熔融交联得到对比块体 SiO₂/PVA 水凝胶样品。

2 性能测试

形貌表征: 将 SiO₂/PVA 水凝胶支架表面水用滤纸吸干后, 在倒置荧光显微镜(IX-51, 日本奥林巴斯公司)下观察断面形貌。

孔隙率 P_0 ^[16]: 将 SiO₂/PVA 水凝胶支架表面水用滤纸吸干后, 量出直径 d 和厚度 h , 再将其浸入去离子水, 测出排出水体积 V , 计算得出孔隙率:

$$P_0 = \frac{\pi \left(\frac{d}{2}\right)^2 h - V}{\pi \left(\frac{d}{2}\right)^2 h} \times 100\% \tag{1}$$

每组 SiO₂/PVA 水凝胶支架样品测试 3~4 次, 求取平均值。

平衡溶胀率^[17]: 将 SiO₂/PVA 水凝胶支架表面水用滤纸吸干后, 称出干燥前质量 m_1 , 再将其置于 80 °C 真空干燥箱烘干至恒重后, 称出干燥后质量 m_2 , 计算平衡溶胀率(M_{eq}):

$$M_{eq} = \frac{m_1 - m_2}{m_2} \tag{2}$$

同样每组 SiO₂/PVA 水凝胶支架样品测试 3~4 次, 求取平均值。

压缩模量测试: 用电子万能拉力试验机(CMT4000, MTS 系统(中国)有限公司)测试 SiO₂/PVA 水凝胶支架和块体 SiO₂/PVA 水凝胶的压缩模量。压缩速率为样品实际厚度的 10% mm/min。

摩擦性能测试^[18]: 采用平板流变仪(DHR-2, 美国 TA Instruments 公司)测试 SiO₂/PVA 水凝胶支架和块体 SiO₂/PVA 水凝胶的摩擦性能。摩擦测试均以质量分数为 14% 的块体 PVA 水凝胶作为摩擦基板(即软基板)。将待测样品与软基板水凝胶分别粘在平板流变仪的上、下板, 调节上下板的距离使样品所受的载荷达到规定值。测试角速度 $10^{-3} \sim 10^2$ rad/s 下样品的摩擦性能, 作出扭矩(T)-角速度(ω)图。摩擦力(F)和摩擦速率(v)可表示为

$$F = 4T/3R \tag{3}$$

$$v = \omega R \tag{4}$$

式中: R 为样品的半径。

第 1 次测试完毕后, 调整上下板距离使样品脱离摩擦基板, 静置 5 min 后再调整上下板的距离使样品承受相同正压力(P)载荷, 进行重复摩擦实验。

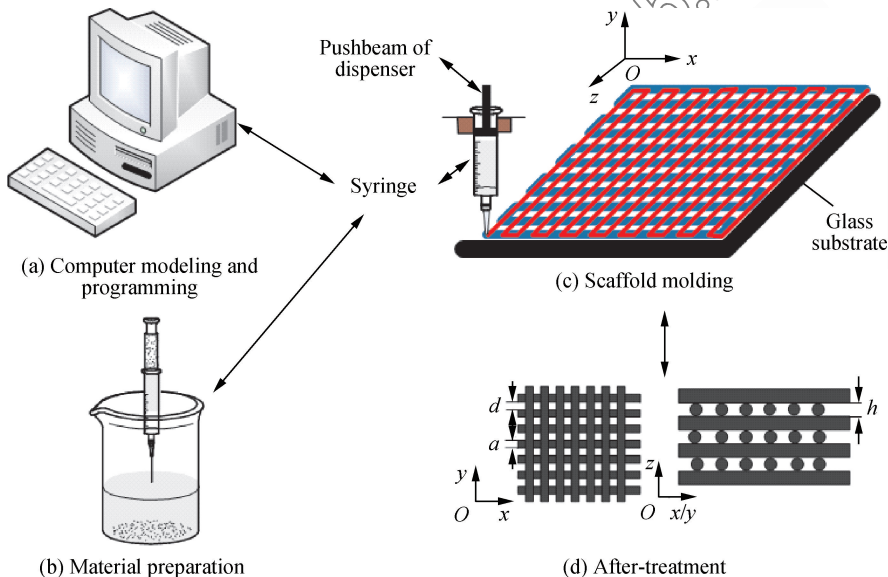


图 1 SiO₂/PVA 水凝胶支架制备过程

Fig. 1 Preparation process of SiO₂/PVA hydrogel scaffold

分别调节样品所受正压力载荷为 0.3、0.5、0.7 kPa，每个载荷下重复测试 3 次。

3 结果与讨论

3.1 断面形貌

不同孔隙率的 SiO₂/PVA 水凝胶支架的俯视图和断面图如图 2 所示。可以看出，SiO₂/PVA 水

凝胶支架呈圆柱形，直径与高度分别约为 14 mm 和 3 mm，且保持木堆 (Woodpile) 结构，呈现内部贯通。孔隙呈矩形，支架水凝胶丝的直径约为 200~300 μm。由式 (1) 可算出 SiO₂/PVA 水凝胶支架 1、2 和 3 的孔隙率分别为 23.2%、32.7% 和 42.3%。内部贯通的立体结构将保证液体在支架内部自由流通，提高支架的生物功能。

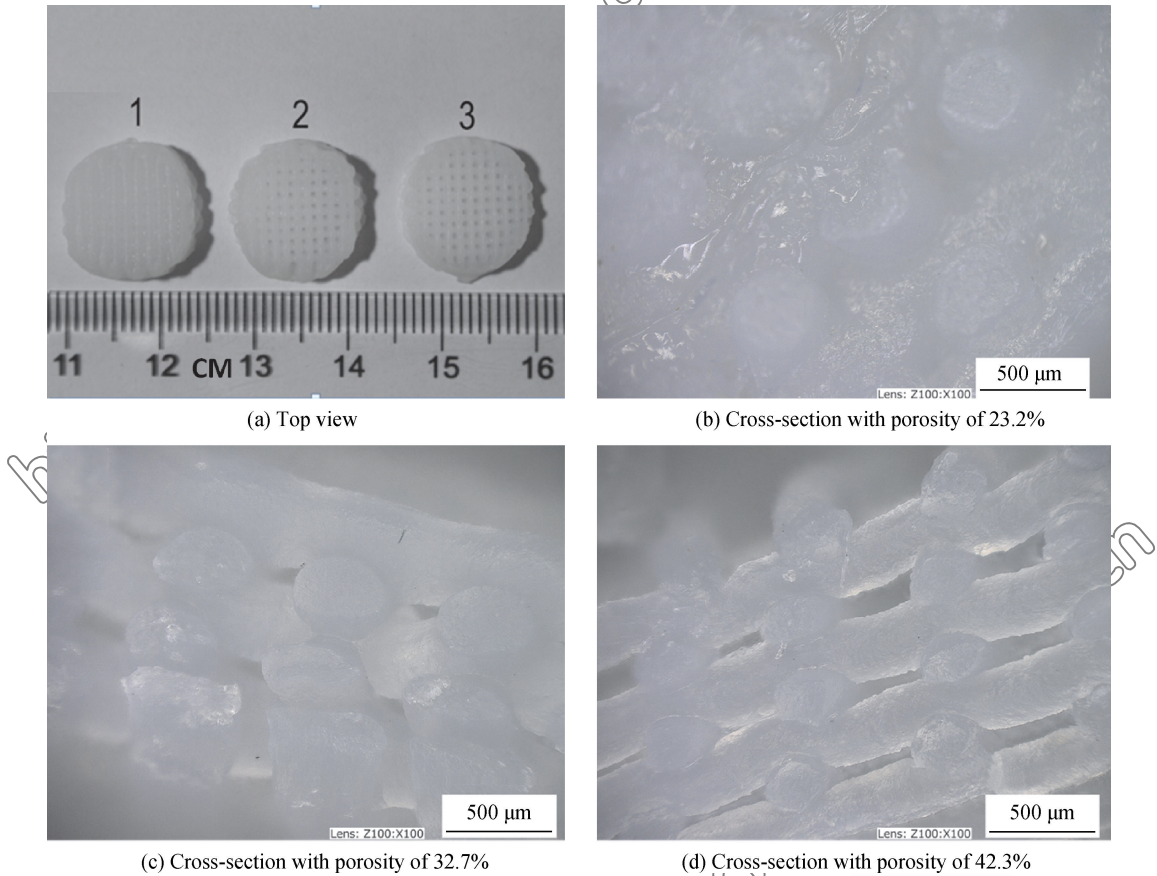


图 2 不同孔隙率的 SiO₂/PVA 水凝胶支架的俯视图和断面图

Fig. 2 Top view and cross-section images of SiO₂/PVA hydrogel scaffold with different porosities

3.2 基本性能

不同孔隙率的 SiO₂/PVA 水凝胶支架和块体 SiO₂/PVA 水凝胶的溶胀率和压缩模量如表 1 所示。可以看出，SiO₂/PVA 水凝胶支架和块体 SiO₂/PVA 水凝胶的溶胀率相当，均约为 8.5。另外，SiO₂/PVA 水凝胶支架的压缩模量为 36.8~39.2 kPa，与块体 SiO₂/PVA 水凝胶的 39.8 kPa 相当。水凝胶支架内部的三维贯通木堆结构，使得在受到压缩时，支架内部的支撑点产生应力集中，导致支架在保持较高孔隙率的同时仍然具有同块体水凝胶相当的压缩模量。

表 1 不同孔隙率的 SiO₂/PVA 水凝胶支架和块体 SiO₂/PVA 水凝胶的溶胀率和压缩模量

Table 1 Swelling ratios and compression modulus of SiO₂/PVA hydrogel scaffold with different porosities and bulk SiO₂/PVA hydrogel

Sample	Swelling ratio	Compression modulus/kPa
SiO ₂ /PVA hydrogel scaffold 1	8.5	39.2
SiO ₂ /PVA hydrogel scaffold 2	8.5	38.2
SiO ₂ /PVA hydrogel scaffold 3	8.5	36.8
Bulk SiO ₂ /PVA hydrogel	8.4	39.8

3.3 摩擦性能

图 3 为不同正压力下块体 SiO₂/PVA 水凝胶的重复摩擦行为。图 4 为不同孔隙率的 SiO₂/PVA 水凝胶支架的重复摩擦行为。可以看出, SiO₂/PVA 水凝胶支架与块体 SiO₂/PVA 水凝胶的摩擦力均随所加载荷的增大而增大, 且两者的摩擦行为基本一致。当摩擦速率较低时 ($10^{-6} \sim 10^{-3}$ m/s), 样品与基板间的摩擦力均随摩擦速率的增大而增大; 增大摩擦速率, 当达到粘弹-流体润滑转变速率时, 摩擦力出现峰值; 随后摩擦力随摩擦速率的增大而减小; 随着摩擦速率的继续增大, 摩擦力又呈现随摩擦速率的增大而继续增大的趋势。从图 3 与图 4 对比可看出, 低摩擦速率下, 水凝胶支架的摩擦力较块体水凝胶稍大, 而在高摩擦速率 ($10^{-2} \sim 1$ m/s) 下, 两者相近, 约为 0.02 N。因 PVA 水凝胶与基板水凝胶表面羟基之间会形成氢键, 同时, 由于 PVA 分子链的相互缠结, 造成 PVA 水凝胶与基板形成较强的吸附作用, 根据吸附-排斥模型^[19], 当水凝胶与基板产生吸附时, 摩擦力主要来源于 2 部分, 一是水凝胶被基板表面吸附的分子链滴 (blob)

在形变时产生的弹性变形力 (f_{el}), 二是润滑层流体产生的粘滞阻力 (f_v), 二者线性加和, 摩擦力 $F = f_{el} + f_v$ 。低速率时, 摩擦力以弹性变形力为主, 即边界润滑, 而在高摩擦速率时, 摩擦力则以流体动力润滑产生的粘滞阻力为主。粘滞阻力可通过计算得到:

$$\frac{f_v}{E} = \frac{\eta v}{E^{2/3} T^{1/3}} \left[\frac{1}{2} + \frac{3}{2} \delta \varphi^{-1/2} (1 + P/E)^{1/3} \right] \quad (5)$$

$$T = k_B T_K \quad (6)$$

式中: η 为介质的粘度; E 为水凝胶的弹性模量; δ 为单体单元与摩擦表面的有效吸引能; φ 为聚合物体积分; k_B 为玻尔兹曼常数; T_K 为绝对温度。

由式(5)~式(6)可以看出, 低摩擦速率时, 水凝胶所受正压力越大, f_{el} 越高。在相同的正压力下, 由于水凝胶支架的木堆形貌会增加承受正压力, 故低摩擦速率时, SiO₂/PVA 水凝胶支架的摩擦力较块体 SiO₂/PVA 水凝胶稍大; 而当摩擦速率较高时, 摩擦行为转变为流体动力润滑, 摩擦力以 f_v 为主, 使得水凝胶支架与块体水凝胶摩擦力接近。

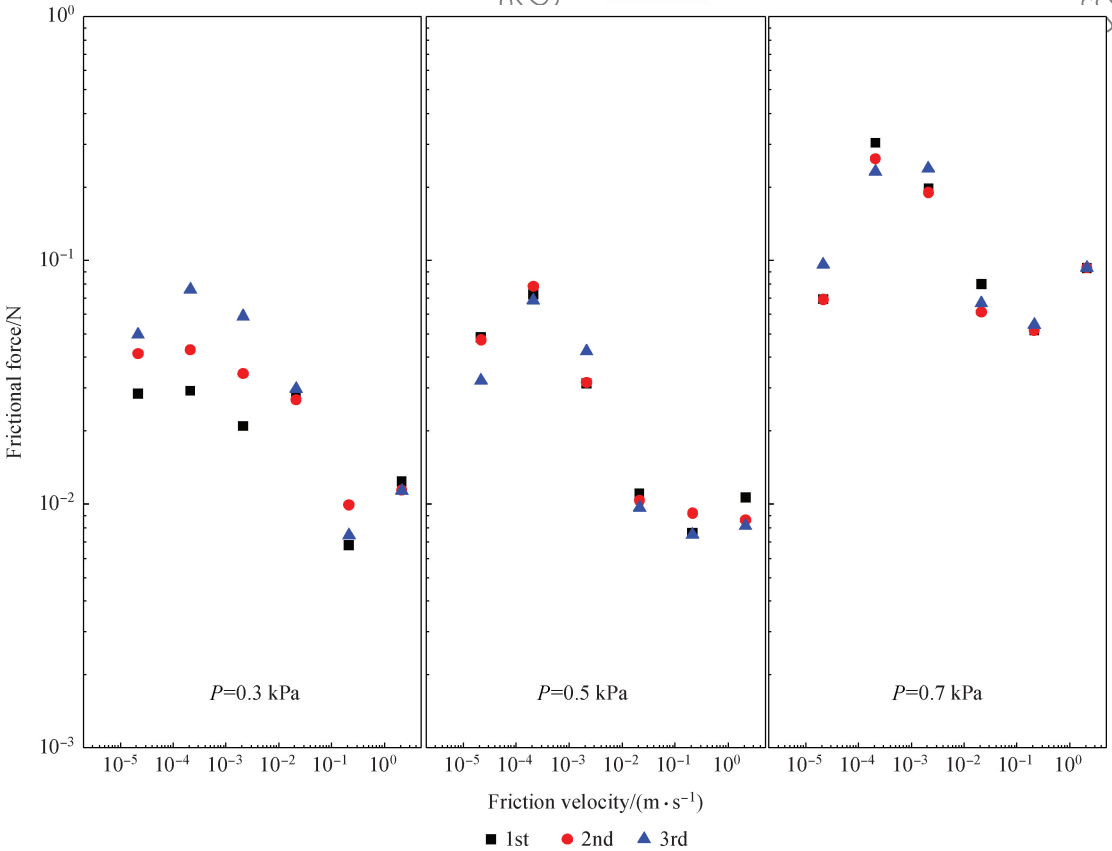


图 3 不同正压力下块体 SiO₂/PVA 水凝胶的重复摩擦行为
Fig. 3 Reproducible friction behaviors of bulk SiO₂/PVA hydrogel under different normal pressures

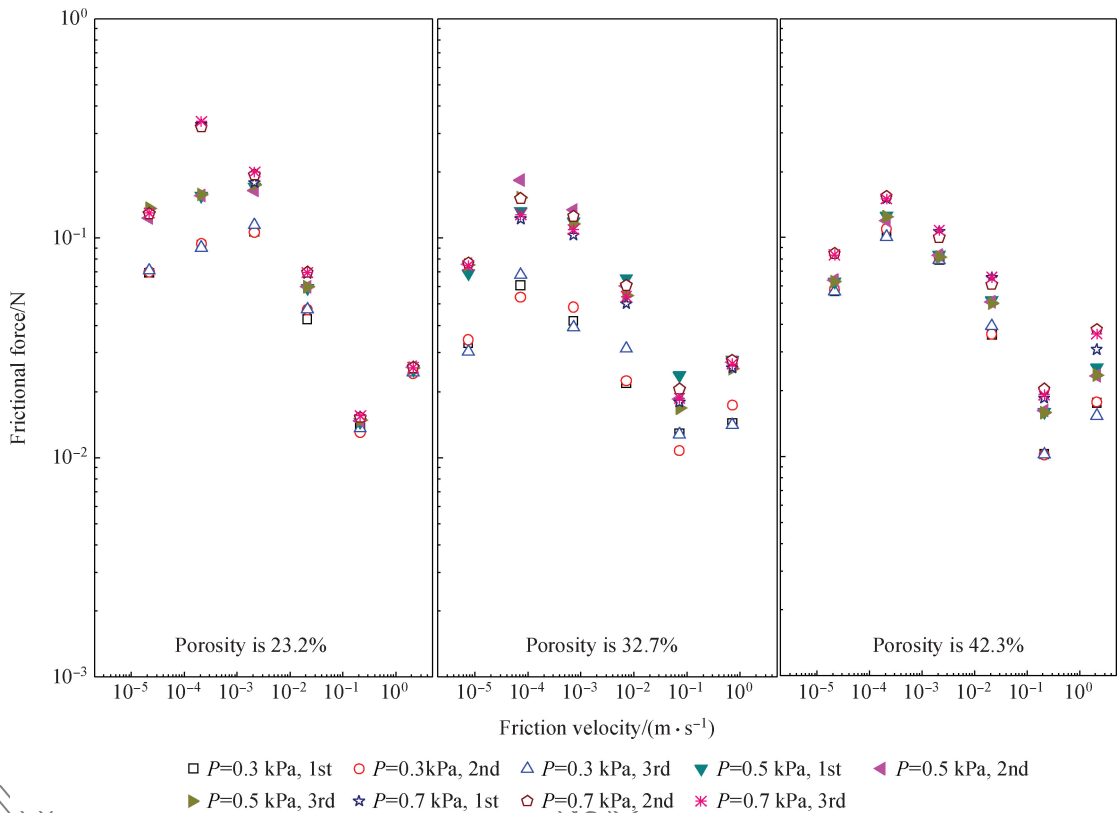


图 4 不同孔隙率的 SiO₂/PVA 水凝胶支架的重复摩擦行为
Fig. 4 Reproducible friction behaviors of SiO₂/PVA hydrogel scaffold with different porosities

由图 4 可以看出,不同孔隙率的水凝胶支架摩擦行为为基本一致,在低摩擦速率下,水凝胶支架的摩擦力随孔隙率的提高而略有降低;而在高摩擦速率下,孔隙率对水凝胶支架的摩擦力大小的影响不明显。孔隙率提高,支架水凝胶丝直径减小,当水凝胶支架与基板产生吸附时,二者的接触面积减小,水凝胶支架被基板表面吸附的分子链滴数量减少,分子链滴变形产生的弹性变形力加和减小,从而导致支架 f_{el} 降低。故低摩擦速率下,水凝胶支架的摩擦力随孔隙率的提高而略有降低,而在高摩擦速率下,摩擦力以 f_{el} 为主,即流体动力润滑,从而不同孔隙率的水凝胶支架的摩擦力接近。

低正压力载荷(0.3 kPa)下,块体 SiO₂/PVA 水凝胶重复摩擦实验(1st、2nd、3rd)时表现出明显的差异(见图 3(a)),所受摩擦力重复性较差;而 SiO₂/PVA 水凝胶支架则重复摩擦性较好,摩擦力-摩擦速率曲线几乎重合。SiO₂/PVA 水凝胶支架与块体 SiO₂/PVA 水凝胶的这种差异性在低摩擦速率区表现得更加明显。随着正压力载荷的增加,块体 SiO₂/PVA 水凝胶的摩擦行为重复性逐渐提高

(见图 3(b)和图 3(c)),而支架仍保持较好的摩擦重复性(见图 4(b)和图 4(c))。

Gong 研究结果表明,低正压力载荷时,水凝胶在摩擦过程中会出现富水层-捕获水(Trapped Water^[20]),从而产生如图 5 所示块体 SiO₂/PVA 水凝胶与 SiO₂/PVA 水凝胶支架在软基板表面不同接触。在施加低正压力载荷时,块体 SiO₂/PVA 水凝胶因表面光滑(表面粗糙度约为 0.04 μm),会与同为 PVA 水凝胶的基板产生较强的吸附作用,因此与基板接触时会产生捕获水。且低摩擦速率下,捕获水会在块体 SiO₂/PVA 水凝胶与基板之间随机移动,导致块体 SiO₂/PVA 水凝胶的重复摩擦性较差(见图 5(a))。随着摩擦速率增加,捕获水会在水凝胶与基板之间形成一层薄的水润滑层,使得高速区摩擦行为重复摩擦性较好。随着正压力载荷的增加,块体 SiO₂/PVA 水凝胶与基板之间的捕获水逐渐被挤压出去,低摩擦速率时,块体 SiO₂/PVA 水凝胶与基板间的自由移动的捕获水减少,重复摩擦性提高。SiO₂/PVA 水凝胶支架由于内部贯通的三维木堆结构,使其在与基板接触时不易产

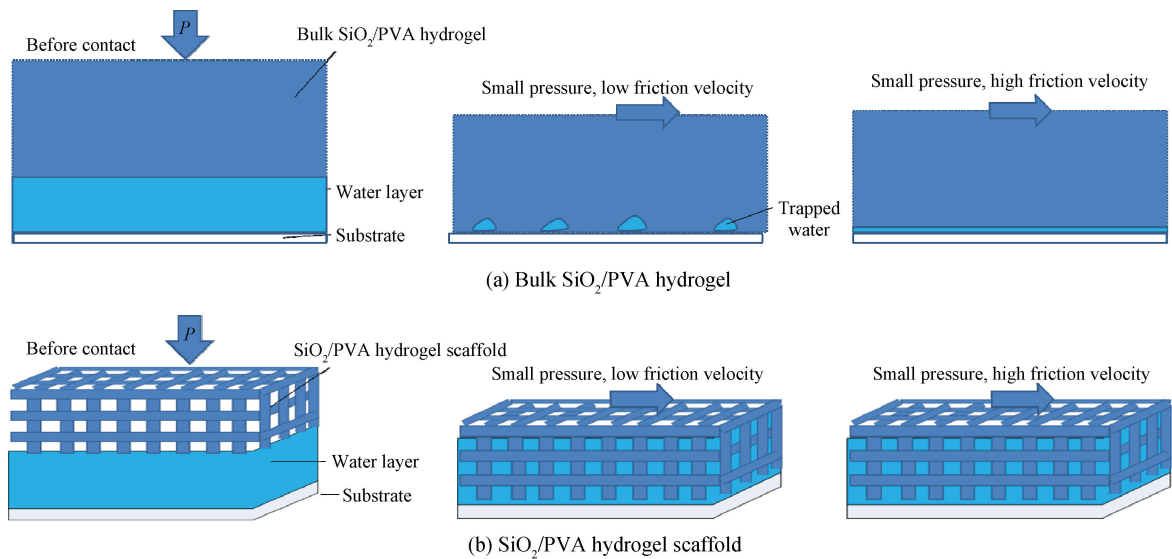


图 5 块体 SiO_2/PVA 水凝胶与 SiO_2/PVA 水凝胶支架在软基板表面不同接触示意图

Fig. 5 Schematic of differences in contact between bulk SiO_2/PVA hydrogel and SiO_2/PVA hydrogel scaffold on soft substrate surface

生捕获水, 却能保持稳定的水润滑层(见图 5(b)), 因此 SiO_2/PVA 水凝胶支架有较好的重复摩擦性。

4 结 论

(1) 利用 3D 成型技术先成型后交联 2 步法制备了不同孔隙率的 SiO_2/PVA 水凝胶支架, 支架水凝胶丝的直径约 $200\sim300\text{ }\mu\text{m}$, 具有三维立体贯通结构, 最大孔隙率可达 42.3%。

(2) 低摩擦速率($10^{-6}\sim10^{-3}\text{ m/s}$)下, SiO_2/PVA 水凝胶支架的摩擦力随孔隙率的增加稍有降低;高摩擦速率($10^{-2}\sim1\text{ m/s}$)下, 孔隙率对 SiO_2/PVA 水凝胶支架的摩擦力影响不明显。

(3) 低摩擦速率下, SiO_2/PVA 水凝胶支架的摩擦力较块体 SiO_2/PVA 水凝胶稍高;高摩擦速率下, 二者相当, 均约为 0.02 N 。 SiO_2/PVA 水凝胶支架仍保持块体 SiO_2/PVA 水凝胶的高润滑性能, 并且具有较高的重复摩擦稳定性, 这与水凝胶支架结构能稳定地保持水润滑层相关。

参考文献:

[1] LANGER R, VACANTI J P. Tissue engineering[J]. Science, 1993, 260(5110): 920-926.
[2] INGBER D E, MOW V C, BUTLER D, et al. Tissue engineering and developmental biology: Going biomimetic[J]. Tissue Engineering, 2006, 12(12): 3265-3283.
[3] HOLLISTER S J. Porous scaffold design for tissue engineering[J]. Nature Biotechnology, 2005, 4(7): 518-524.

[4] SUPP D M, BOYCE S T. Engineered skin substitutes: Practices and potentials[J]. Clinics in Dermatology, 2005, 23(4): 403-412.
[5] FREED L E, LANGER R, MARTIN I, et al. Tissue engineering of cartilage in space[J]. Proceedings of the National Academy Sciences of the United States of America, 1997, 94(25): 13885-13890.
[6] OBERPENNING F, MENG J, YOO J, et al. De novo reconstitution of a functional mammalian urinary bladder by tissue engineering[J]. Nature Biotechnology, 1999, 17(2): 149-155.
[7] L'HEUREU N, MCALLISTER T N, DE LA FYENTE L M. Tissue engineered blood vessel for adult arterial revascularization[J]. New England Journal of Medicine, 2007, 357(14): 1451-1453.
[8] MIKOS A G, HERRING S W, OCHAREON P, et al. Engineering complex tissues[J]. Tissue Engineering, 2006, 12(12): 3307-3339.
[9] HARRIS L D, KIM B S, MOONEY D J. Open pore biodegradable matrices formed with gas foaming[J]. Journal of Biomedical Materials Research, 1998, 42(3): 396-402.
[10] MATTHEWS J A, WNEK G E, SIMPSON D G, et al. Electrospinning of collagen nanofibers[J]. Biomacromolecules, 2002, 3(2): 232-238.
[11] ZHOU W Y, LEE S H, WANG M, et al. Selective laser sintering of porous tissue engineering scaffolds from poly(L-lactide)/carbonated hydroxyapatite nanocomposite microspheres[J]. Journal of Materials Science-Materials in Medicine, 2008, 19(7): 2535-2540.
[12] 金乐, 熊卓, 刘利, 等. 基于活塞挤出的组织工程支架低温

- 沉积制造工艺[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2009, 49(5): 652-655.
- JIN L, XIONG Z, LIU L, et al. Low temperature deposition based on piston-extrusion for fabricating tissue engineering scaffolds[J]. Journal of Tsinghua University (Science & Technology), 2009, 49(5): 652-655 (in Chinese).
- [13] SONTJENS S H M, NETTLES D L, CARNAHAN M A, et al. Biodendrimer-based hydrogel scaffolds for cartilage tissue repair[J]. Biomacromolecules, 2006, 7(1): 310-316.
- [14] NANA O H, HOSOKAWA S, MORI S. Relation between molecular structure of gels and friction properties under low load in water[J]. Japanese Society of Tribologists, 2009, 46(12): 968-973.
- [15] GAUVIN R, CHEN Y C, LEE J W, et al. Microfabrication of complex porous tissue engineering scaffolds using 3D projection stereolithography[J]. Biomaterials, 2012, 33(15): 3824-3834.
- [16] 刘培生. 多孔材料孔率的测定方法[J]. 钛工业进展, 2005, 6(22): 34-37.
- LIU P S. Determining methods for porosity of porous materials[J]. Titanium Industry Progress, 2005, 6(22): 34-37 (in Chinese).
- [17] 李学锋, 江成, 吴楚. PNaAMPS/PAAm 水凝胶在 NaCl 水溶液中的力学与摩擦性能[J]. 功能材料, 2013, 44(44): 2115-2119.
- LI X F, JIANG C, WU C. Mechanical and frictional behavior of PNaAMPS/PAAm hydrogel in NaCl aqueous solution[J]. Journal of Functional Materials, 2013, 44(44): 2115-2119 (in Chinese).
- [18] NAKANO Y, KUOKAWA T, DU M, et al. Effect of hyaluronan solution on dynamic friction of PVA gel sliding on weakly adhesive glass substrate[J]. Macromolecules, 2011, 44(22): 8908-8915.
- [19] GONG J P, OSADA Y. Gel friction: A model based on surface repulsion and adsorption[J]. Journal of Chemical Physics, 1998, 109(18): 8062-8068.
- [20] SHINTARO Y, NATSUKO T, TAKAYUKI K, et al. Friction of hydrogels with controlled surface roughness on solid flat substrates[J]. Soft Matter, 2014, 10(18): 3192-3199.

Friction behavior of 3D printing SiO₂/PVA hydrogel scaffold

LI Jian¹, LI Xuefeng^{2, 3, *}, LONG Shijun^{2, 3}, LI Han¹, HUANG Dahua¹

(1. School of Materials Science and Engineering, Hubei University of Technology, Wuhan 430068, China)

2. Collaborative Innovation Center of Green Light-weight Materials and Processing, Hubei University of Technology, Wuhan 430068, China; 3. Hubei Provincial Key Laboratory of Green Materials for Light Industry, Hubei University of Technology, Wuhan 430068, China)

Abstract: SiO₂/polyvinyl alcohol (PVA) hydrogel scaffold with different porosities was prepared by two-step method of pre forming and post freezing cross-linking using 3D printing technology. The reproducible friction behaviors of SiO₂/PVA hydrogel scaffold was researched and the friction principle of SiO₂/PVA hydrogel scaffold was analyzed. The results show that SiO₂/PVA hydrogel scaffold can keep a three dimensional through structure with maximum porosity of 42.3%. At low friction velocity (10⁻⁶-10⁻³ m/s), the frictional force of SiO₂/PVA hydrogel scaffold is slightly higher than that of bulk SiO₂/PVA hydrogel and decreases slightly with the increase of porosity. At high friction velocity (10⁻²-1 m/s), the frictional force of SiO₂/PVA hydrogel scaffold is equal to that of bulk SiO₂/PVA hydrogel and the effect of porosity on the frictional force for scaffold is not obvious. At small normal pressure load (0.3 kPa), SiO₂/PVA hydrogel scaffold shows better reproducible friction property than bulk SiO₂/PVA hydrogel. It is related to the structure of the scaffold which can keep a stable hydrated lubrication layer.

Keywords: polyvinyl alcohol; hydrogel; scaffold; 3D printing; friction