

· 研究论文 ·

面向智能血管支架的可降解压力传感纤维

余沛文¹ 胡展翱¹ 杨怡清¹ 游凌森² 沈雳² 张松林¹ 彭慧胜¹ 孙雪梅^{1*}

(¹复旦大学高分子科学系与纤维电子材料与器件研究院 聚合物分子工程全国重点实验室 上海 200438)

(²复旦大学附属中山医院 上海 200032)

摘要 生物可降解支架广泛应用于血管狭窄的治疗,但术后血管内再狭窄等并发症常导致局部血压升高,严重影响患者预后.因此,对血管内压力进行连续原位监测具有重要的早期预警价值.然而,现有压力传感器在结构适配性、服役周期和降解行为上难以与可降解支架匹配,限制了其临床应用.为此,本研究提出了一种将压力监测与可降解性能协同设计的策略,制备了一种可与血管支架集成的可降解电容式压力传感纤维.该传感纤维具有同轴多层结构,以胶原蛋白手术缝合线为柔性基底,通过热蒸镀金构建导电电极,并以聚柠檬酸酯作为介电层、聚己内酯作为封装层.通过调控聚合物的组成与结构,实现了传感性能与降解速率的协同优化.所制备的传感纤维在0~25 kPa(覆盖血管内生理压力范围)内灵敏度达0.051 kPa⁻¹,并表现出良好的生物安全性.其与可降解支架有效集成后可提供短期监测功能与协同降解特性,为构建可降解智能血管支架以及实现其它可植入医疗器械的功能化提供了新路径.

关键词 纤维器件; 压力监测; 传感纤维; 生物可降解材料; 血管支架

引用: 余沛文, 胡展翱, 杨怡清, 游凌森, 沈雳, 张松林, 彭慧胜, 孙雪梅. 面向智能血管支架的可降解压力传感纤维. 高分子学报, doi: 10.11777/j.issn1000-3304.2026.26107.

Citation: Yu, P. W.; Hu, Z. A.; Yang, Y. Q.; You, L. S.; Shen, L.; Zhang, S. L.; Peng, H. S.; Sun, X. M. Biodegradable pressure-sensing fiber for smart vascular stents. *Acta Polymerica Sinica* (in Chinese), doi: 10.11777/j.issn1000-3304.2026.26107.

心脑血管疾病是全球范围内威胁人类健康的首要因素^[1].当前,血管内支架植入术已成为治疗血管狭窄等疾病的重要手段,支架经导管介入并输送至病变部位,通过球囊扩张释放后,依靠其径向支撑力撑开狭窄段血管,从而重建血流通路、恢复远端组织供血^[2-4].过去几十年,尽管金属裸支架和药物洗脱支架在恢复血管通畅方面取得较好成效,但因其长期滞留体内引发的免疫排斥、血管顺应性下降及血栓等并发症,严重影响患者长期预后^[5].为降低支架材料长期滞留带来的风险,生物可降解支架能够在血管修复阶段提供必要的机械支撑,并在后期逐步降解吸收,目

前已成为支架材料发展的主要趋势^[6-8].

支架植入后,血管修复阶段的管理与监测对于早期发现病变风险、及时干预至关重要^[9].现有临床监测手段以血管造影等影像学技术为主,仅能观察到已发生的显著血管结构性病变,易使患者错失最佳干预时机^[10-12].与之相比,血管内压力作为表征局部血流动力学状态的核心指标,可在血管形态学异常出现之前提前反映再狭窄和血栓形成等病理进程的早期信号,为临床干预提供关键时间窗口^[13,14].因此,发展一种能够在血管修复阶段原位监测局部压力、并在修复后完全降解的新型智能血管支架,有望大幅减轻患者随

仿生与智能高分子专题; 2026-04-05 收稿, 2026-05-13 录用,

网络出版.

基金项目: 国家自然科学基金(基金号 T2321003, T2596012)和上海市科技计划项目(项目号 25CL2900505).

* 通信联系人, E-mail: sunxm@fudan.edu.cn

doi: 10.11777/j.issn1000-3304.2026.26107; CSTR: 32057.14.GFZXB.2026.7624

访负担, 并提升血管疾病治愈率^[15,16]. 然而, 当前植入式压力传感器多采用刚性结构或不可降解材料体系, 难以满足血管支架的应用需求^[17]: 刚性器件在支架压缩、扩张及长期脉动载荷下易发生界面失效和信号漂移^[18]; 不可降解传感器在支架降解后仍滞留体内, 具有安全隐患. 柔性纤维传感器可在结构上与支架有效匹配^[19], 但现有研究主要关注灵敏度或柔性, 其材料多为不可降解体系, 难以与支架降解同步^[20-22]. 因此, 为了实现长期体内监测, 压力传感纤维需兼具稳定压力响应、力学适配性和可控降解能力^[17,23], 但是在同一体系中协调这些性能仍是关键挑战.

本实验设计并制备了一种面向智能血管支架应用的可降解压力传感纤维, 从材料、结构、集成方式三方面突破上述局限, 实现柔性适配、降解可控、无线无源一体化集成. 该纤维以胶原蛋白手术缝合线为柔性基底, 通过热蒸镀构筑电极层, 采用聚柠檬酸酯(POC)作为弹性介电层, 并

以聚己内酯(PCL)作为外层封装材料, 具有同轴多层复合结构, 如图1(a)所示. 基于电容式压力传感机制, 该纤维在0~25 kPa压力范围内表现出稳定的响应特性, 灵敏度可达 0.051 kPa^{-1} , 能够满足血管内环境的监测需求. 通过调控封装层PCL的分子量、结晶度和厚度, 实现了传感性能稳定期与降解过程的匹配, 使其在3个月内(血管修复期^[24])保持稳定的压力监测能力, 并在后期逐步发生结构降解. 将传感纤维与市售可降解支架集成, 并接入基于LC谐振电路的无线无源传输系统, 实现了压力信号的无线读取与传输(灵敏度为 0.217 MHz/kPa). 体内生物相容性结果表明, 该传感纤维不会造成过度炎症反应及明显的血管损伤. 如图1(b)所示, 通过设计可降解压力传感纤维并与支架集成, 有望构建能够在支架服役期间提供连续监测并在后期安全降解的智能血管支架, 为精准心血管干预和长期血管健康管理提供新的技术路径.

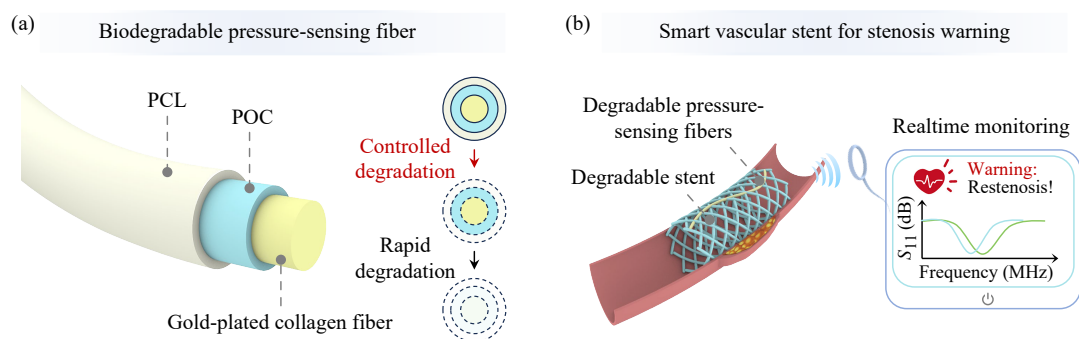


Fig. 1 Schematic diagram of the structure and operating principle of biodegradable pressure-sensing fiber: (a) Structural composition and degradation of the sensing fiber; (b) Application of the sensing fibers in vascular stents and their working principle.

1 实验部分

1.1 仪器与试剂

傅里叶变换红外光谱仪(XploRA, HORIBA JobinYvon); 示差扫描量热仪(DSC250, TA); 全数字化核磁共振谱仪(AVANCE NEO, Bruker); X射线光电子能谱仪(赛默飞世尔科技); 热蒸镀仪(FS380-S08, 苏州方昇光电股份有限公司); 函数信号发生器(3312A, Hewlett Packard); 数字源表(2400, Keithley); LCR表(E4980AL, Keysight); 矢量网络分析仪(E5063A, Keysight); 场发射扫描电子显微镜(Ultra 55, 蔡司公司); 万能力学试验机(Instron 3365, 英斯特朗公司).

柠檬酸($\geq 99.5\%$, 上海泰坦科技股份有限公

司); 1,8-辛二醇(98%, 上海泰坦科技股份有限公司); 聚己内酯($M_w \leq 4.2 \times 10^4 \text{ g/mol}$, $M_w = 5.0 \times 10^4 \text{ g/mol}$, average $M_v \sim 7.0 \times 10^4 \text{ g/mol}$, 上海泰坦科技股份有限公司); 三氯甲烷(99.9%, Adamas); 磷酸盐缓冲溶液(P1022, 赛维尔生物科技有限公司); 脂肪酶($\geq 2.0 \times 10^4 \text{ units/mg protein}$, Sigma-Aldrich); 兔血清(100%, Adamas life); 可吸收手术缝合线(5-0, 济南老龚家医疗科技有限公司); 可降解药物洗脱冠脉支架(Magmaris®, Biotronik); 铬(99.999%, Angstorm Engineering Inc.); 金(99.999%, Angstorm Engineering Inc.).

1.2 可降解压力传感纤维的制备

以5-0号胶原蛋白基可吸收手术缝合线为柔性基底, 裁剪至5 cm长, 依次在无水乙醇和去

离子水中超声清洗 10~15 min 以去除表面杂质。为保证热蒸镀金电极在弯曲与植入环境下的界面结合力与稳定性，将柔性基底经氧等离子体处理 (150 W, 3 min) 后自然干燥。后在高真空条件下采用热蒸镀法在纤维正反两面沉积金属层，先蒸镀 5 nm 铬层以增强附着力，再蒸镀 80 nm 金层形成导电层，获得金/胶原蛋白复合电极。接着，将柠檬酸和 1,8-辛二醇按摩尔比 1:1.3 在氮气保护下于 160~165 °C 熔融混合，降温至 140 °C 后缩聚 30~60 min 得 POC 预聚物。采用自动浸涂设备将 POC 预聚物均匀涂覆于电极表面，避免手工操作带来的厚度不均与界面缺陷，确保不同批次纤维的同轴结构、层厚与界面结合一致性。并于 80 °C 真空固化交联 48 h，冷却后干燥至恒重形成介电层。最后将 5 wt% 聚己内酯/三氯甲烷溶液均匀涂覆于纤维表面，室温干燥 12 h 后，于 40 °C 真空干燥 24 h 去除残留溶剂，形成致密保护层，最终获得可降解压力传感纤维。

1.3 表征与测试

采用核磁共振(¹H-NMR)、傅里叶变换红外光谱(FTIR)及示差扫描量热法(DSC)对 POC 分子结构与热性能进行表征，以确认其酯化及交联程度等。使用扫描电子显微镜(SEM)观察压力传感纤维的表面形貌与整体结构。使用万能材料试验机对压力传感纤维及智能血管支架进行力学性能表征，通过 2 mm/min 加载速率获取应力-应变曲线并计算压缩模量；施加周期性径向压缩应变 (5%~10%)，在 2 Hz 频率下循环加载 10⁴ 次评估支架的疲劳耐久性。在电学性能测试中，将 2 根纤维交叠构建电容式压力传感器，结合万能试验机加载及 LCR 表实时记录电容、电阻变化。无线传感性能采用矢量网络分析仪测量谐振频率变化以评估信号传输能力。将样品置于磷酸盐缓冲液(PBS)、体积分数 10% 血清/PBS 溶液、体积分数 10% 血清/PBS 溶液 + 50 U/mL 脂肪酶中进行体外降解实验，定期测量质量损失率，并结合形貌、力学及电学性能变化综合评估其降解行为。生物相容性方面，通过 CCK-8 进行细胞毒性测试，并结合组织学染色与免疫荧光分析评估体内炎症反应及组织修复情况，同时通过血液学检测评价血液相容性。所有实验方案均经复旦大学伦理委员会批准(证书编号：SYXK-沪-2020-0032)，并遵循国家卫生研究院和复旦大学的实验动物护理

和使用指南。使用的实验兔(新西兰兔，雄性，体重 2.5~3.0 kg)均由上海斯莱克实验动物有限公司提供(证书编号：SYXK-沪-2022-0012)。

2 结果与讨论

2.1 传感纤维的制备与性能调控

设计并制备了一种同轴多层结构的压力传感纤维，其由内层镀金胶原电极、中间 POC 介电层及外层 PCL 封装层构成。如图 2(a)，该结构通过两根纤维交叠形成电容式压力传感单元，在外界压力作用下，介电层发生压缩变形并引起电极间距减小及有效介电常数变化，从而实现电容信号的调制。

首先，通过调控 POC 单体组成实现介电层性能优化。如图 2(b)所示，随着柠檬酸与 1,8-辛二醇配比由 1:1 升至 1:1.3，电容响应曲线斜率增大，传感灵敏度提升；同时，图 2(c)的应力-应变曲线表明材料模量逐渐增大。从材料分子结构分析，1,8-辛二醇过量可提供更多可参与缩聚的羟基，使柠檬酸多官能团反应更充分并形成更致密的三维交联网络，从而提高结构稳定性，减少加压一卸载过程中的不可逆形变及基线漂移^[25]。此外，更高交联度有助于在受压过程中实现更可控的厚度变化与微结构重排^[26]，使电容变化更高效转化为可检测信号。尽管材料可变形性有所降低，但整体传感响应得到增强。

在此基础上，通过调控成膜与固化条件实现介电层表面形貌的可控构筑。如图 2(d)，快速高温(90~100 °C)固化会导致内外收缩应力失配，从而诱发表面形成褶皱结构，而低温(室温)缓慢成膜可获得平整表面。图 2(e)的力学测试结果显示，褶皱结构在相同应变下所需应力更低，表现出更小的有效压缩模量；相应地，图 2(f)中其电容响应更为显著。这是由于褶皱在加载初期优先展开并释放曲率，以较低能量实现较大形变，从而放大介电层厚度变化与结构重排，提高传感灵敏度^[27,28]。综上，较高交联度能带来更优的结构稳定性，而褶皱形貌可降低模量并增强响应，二者协同实现性能优化。由此，通过 1:1.3 单体配比的高交联网络与褶皱化微结构实现易压缩但不易失稳的力学-电学协同优化，是提高压力传感纤维综合性能的关键策略。

此外，为实现封装层降解行为的可控调节，

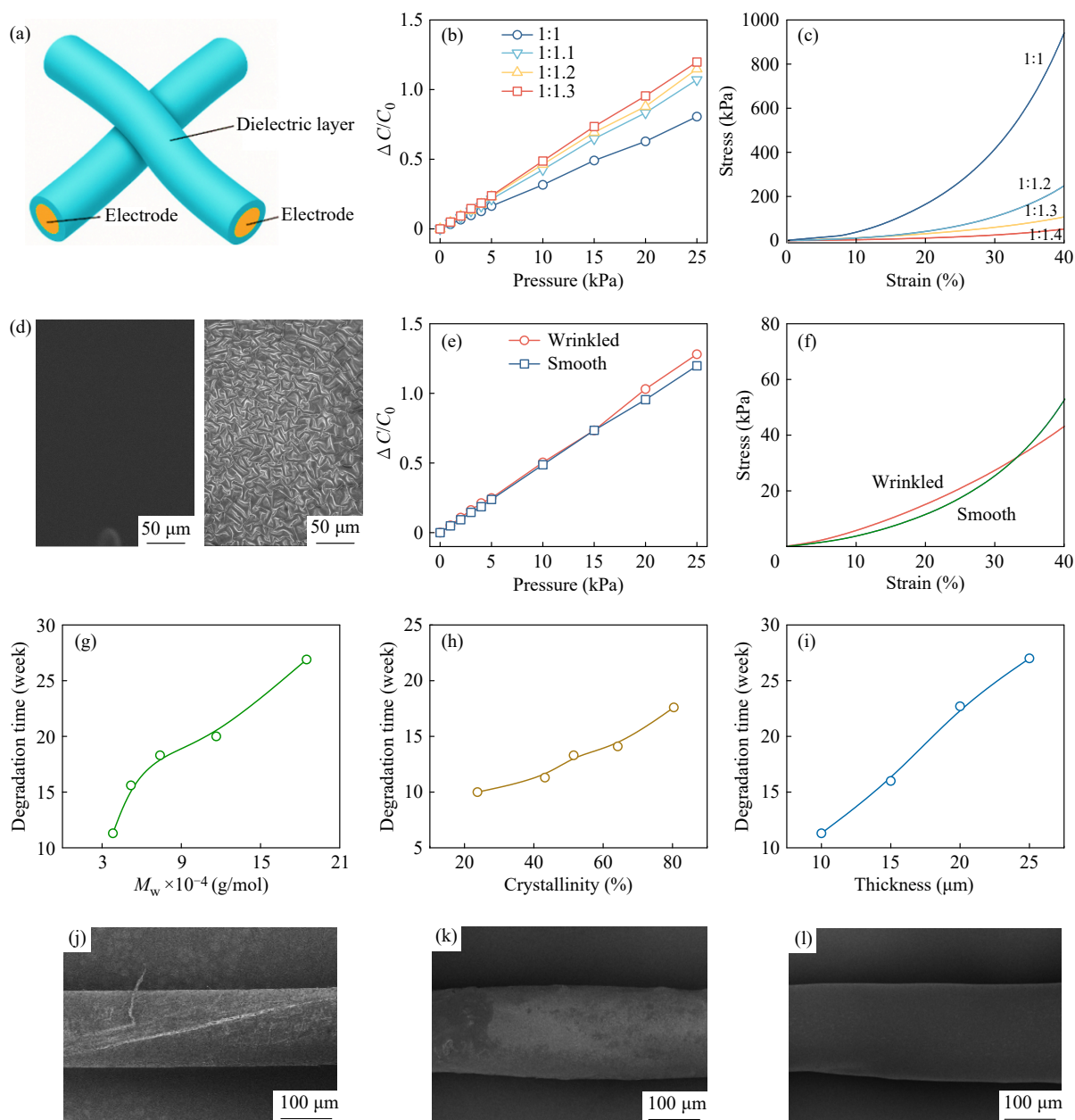


Fig. 2 Preparation and performance modulation of biodegradable pressure-sensing fiber. (a) Schematic of the sensing fiber structure. (b, c) Sensitivity and compressive properties of fibers with POC dielectric layers prepared at different monomer ratios; (d) SEM images of smooth and wrinkled dielectric layer morphologies; (e, f) Pressure response and compressive behavior of fibers with different dielectric layer morphologies; (g–i) Effects of PCL molecular weight, crystallinity, and thickness on degradation time; (j–l) SEM images of the gold-plated collagen electrode, the POC-coated dielectric layer and the PCL encapsulation layer of the sensing fiber, respectively.

系统研究了PCL分子量、结晶度及厚度的影响^[29]。如图2(g)所示,随着分子量增加,降解时间呈非线性延长,当分子量约为 4.0×10^4 g/mol时,降解时间约为11~12周,可满足约3个月(一般支架植入后并发症危险期)的稳定监测需求;图2(h)表明,结晶度提高会减缓降解速率,约45%的结晶度在稳定性与降解效率之间取得良好平衡;同

时,图2(i)表明,厚度增加将显著延长降解时间。因此,通过多参数协同调控,可实现封装层在监测周期内保持稳定并在后期逐步降解。

考虑到PCL自身较高模量可能影响到介电层形变,因此,选择较小的封装层厚度以减少其对传感灵敏度的影响。因此,最终选择直径为0.12 mm的镀金胶原电极,逐层涂覆0.02 mm厚

的POC介电层和0.01 mm厚的PCL封装层，制备了如图2(j)~2(l)所示的三层同轴纤维。

2.2 传感纤维的压力传感性能

为评估器件在长期工作状态下的稳定性，图3(a)~3(c)对其开展 10^4 次循环加载测试，频率为2 Hz，最大压力10 kPa。结果显示，电容稳定在14.2~20.7 pF，无明显衰减或偏移，表明其在反

复压缩—释放过程中保持良好的弹性回复能力；同时电阻维持在约 0.045Ω ，仅存在轻微波动，证明等离子体预处理和Cr过渡层有效保障了金电极在反复形变下的界面结合力与电学稳定性。

在静态响应方面，如图3(d)中所示，归一化电容变化($\Delta C/C_0$)随压力增加呈良好的线性增长趋势。在0~25 kPa范围内， $\Delta C/C_0$ 由0增加至约

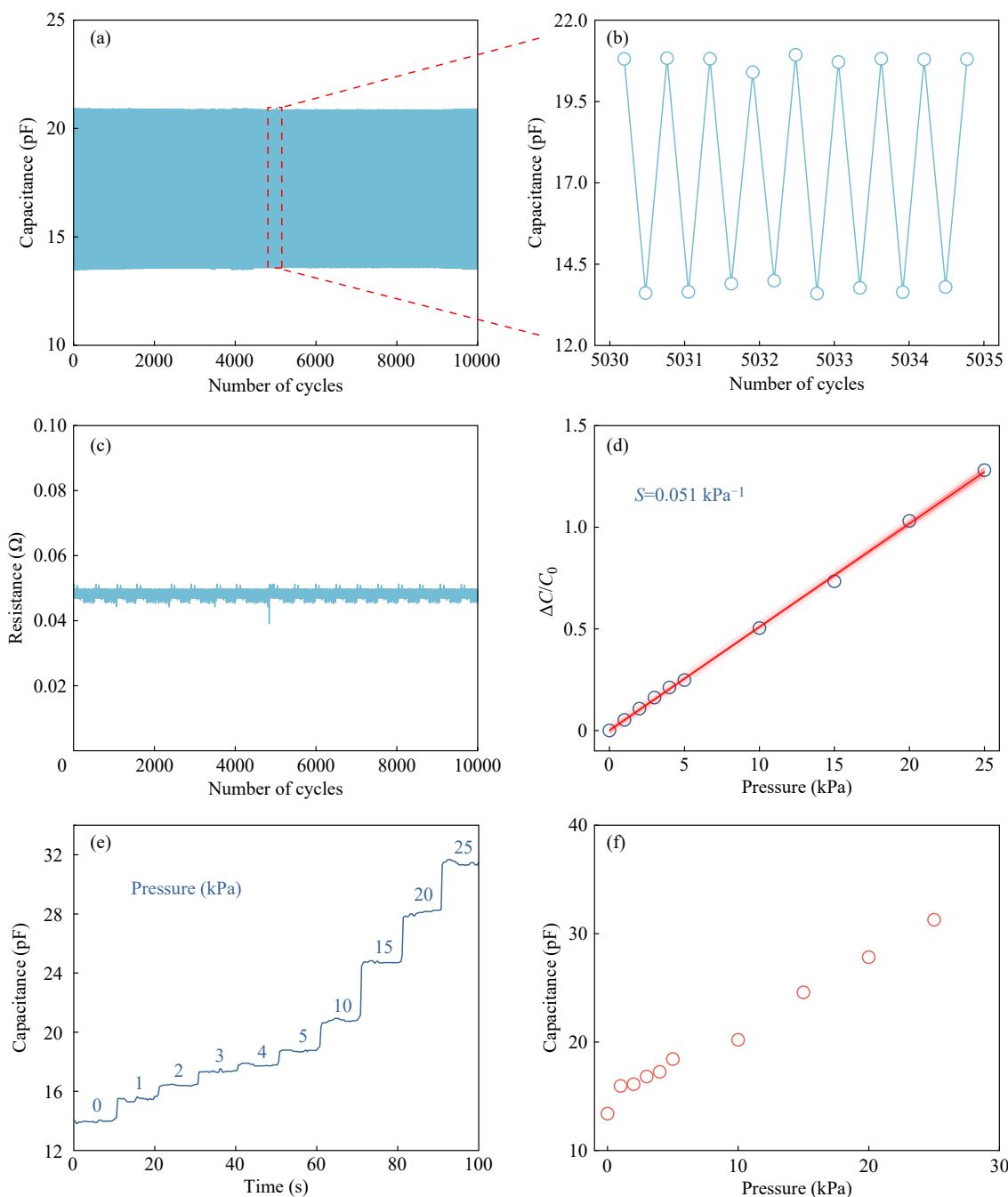


Fig. 3 Sensing performance of the biodegradable pressure-sensing fiber. (a) Capacitance stability of the sensing fiber under cyclic loading; (b) Enlarged view of the capacitance stability; (c) Resistance stability of the sensing fiber under cyclic loading; (d) Sensitivity of the sensing fiber; (e) Real-time capacitance response curve of the sensing fiber under step-wise continuous pressure loading; (f) Variation in the capacitance value of the sensing fiber with applied pressure.

1.25, 对应灵敏度为 0.051 kPa^{-1} , 且实验数据与线性拟合高度吻合, 说明传感器在中低压区间具有稳定、可预测的响应特性. 这表明介电层在受压过程中发生均匀且可回复的形变, 从而实现电容信号的稳定输出, 为后续压力定量标定和信号处理提供了重要基础.

进一步地, 图3(e)和3(f)的动态测试结果表明, 在阶梯式加载过程中(0~25 kPa), 电容由约 14.2 pF 逐步增加至约 32.5 pF, 并呈现清晰的阶梯响应. 其在各压力段均具有稳定平台且波动较小、界限分明, 体现出良好的分辨能力与响应一致性, 进一步验证了传感纤维在动态条件下的可靠性与可重复性.

2.3 传感纤维的降解性能

为研究可降解压力传感纤维在体外环境的结构稳定性与降解特性, 对样品形貌、质量损失、

力学性能及电学性能演变进行了系统研究^[30].

如图4(a)所示, 随时间延长, 纤维由初始完整结构逐渐出现表面破损与体积减小, 后期结构明显破坏直至基本消失, 表明材料在模拟体液环境中发生了持续且符合预期的降解. 图4(b)中质量损失结果显示, 纤维在PBS中降解最慢, 第14周失重率仅15.8%, 第16周约30%, 说明材料在单纯水解条件下具有较好的结构稳定性; 而在体积分数10%血清/PBS的仿血液环境中, 其在第14周的失重率约96%, 表明生物分子参与的界面作用与酶促反应可显著加速材料结构破坏, 更真实地反映其在体内应用的降解行为; 进一步加入脂肪酶(50 U/mL)模拟高酶活性生理条件, 其在第12周失重率约70%, 第14周接近完全降解, 说明该传感纤维对生物酶敏感, 其降解过程可随体内微环境变化而调节.

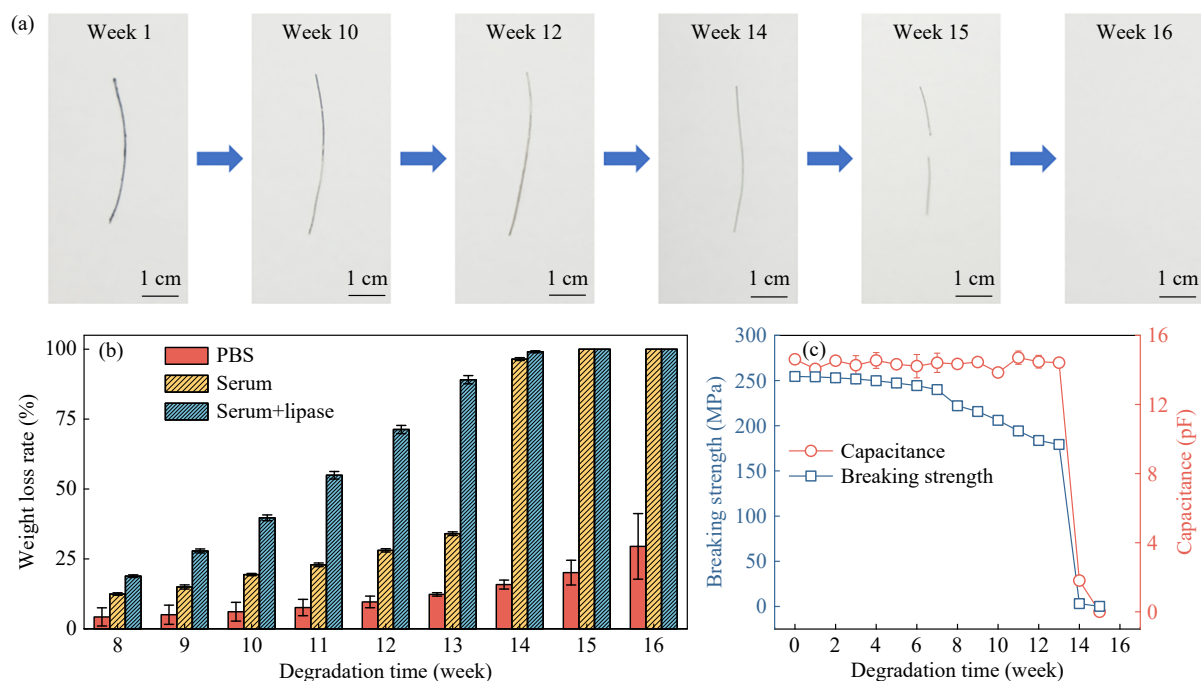


Fig. 4 Degradation property of biodegradable pressure-sensing fiber. (a) Photographs documenting the *in vitro* degradation of biodegradable pressure-sensing fiber; (b) Degradation rate of biodegradable pressure-sensing fiber under different environmental conditions; (c) Changes in the mass and tensile strength of biodegradable pressure-sensing fiber over time.

如图4(c)所示, 纤维的力学与电学性能随降解呈现阶段性变化. 其断裂强度在前6周基本稳定(约 250 MPa), 随后逐步下降至第12周的 184 MPa, 并在14周后快速衰减, 变化趋势与质量损失一致, 表明结构逐渐被破坏. 与此同时, 电容在前12周保持在 14~15 pF 范围内, 仅有轻微波动, 说明器件在有效工作期内具有良好的信

号稳定性; 13周后电容迅速下降, 于15周失效, 该现象由多层结构逐级破坏导致: 起初, 外层 PCL 水解并发生结构破坏, 溶液侵入内部使介电层 POC 发生水解和溶胀, 介电常数显著降低; 进一步地, 镀金胶原电极在溶液和酶的共同作用下出现局部腐蚀及界面剥离, 有效导电面积减小、电极接触稳定性下降. 上述因素协同作用, 导致

器件电容信号快速衰减，最终丧失传感功能。

综上，该纤维在早期保持结构与性能稳定，后期随降解逐步失效，体现出先稳定工作、后快速降解的特征，满足可降解器件的应用需求。

2.4 传感纤维与支架集成

考虑到可降解支架在扩张及体内服役过程中需承受较大形变，本研究采用嵌入式集成策略。如图5(a)所示，2根传感纤维加捻交叠后通过穿插支架网格嵌入其结构内部，可随支架在支架扩张及血管脉动过程中同步变形，减少界面应力集

中并提升结构稳定性^[31]。相比贴附于支架表面的方式，该结构更有利于维持界面完整性与长期传感稳定性^[32]。同时，纤维本身具有良好柔顺性与曲率适应能力，使集成支架能够通过导丝递送并在球囊扩张后正常展开，满足经皮冠状动脉介入手术需求，使其具有体内长期压力监测的潜力。

如图5(b)所示，将传感纤维连接漆包铜丝线圈，基于LC谐振电路构建了无线传输系统：压力作用下传感纤维电容发生变化，引起系统谐振频率偏移；体外读取线圈通过近场电磁耦合方式

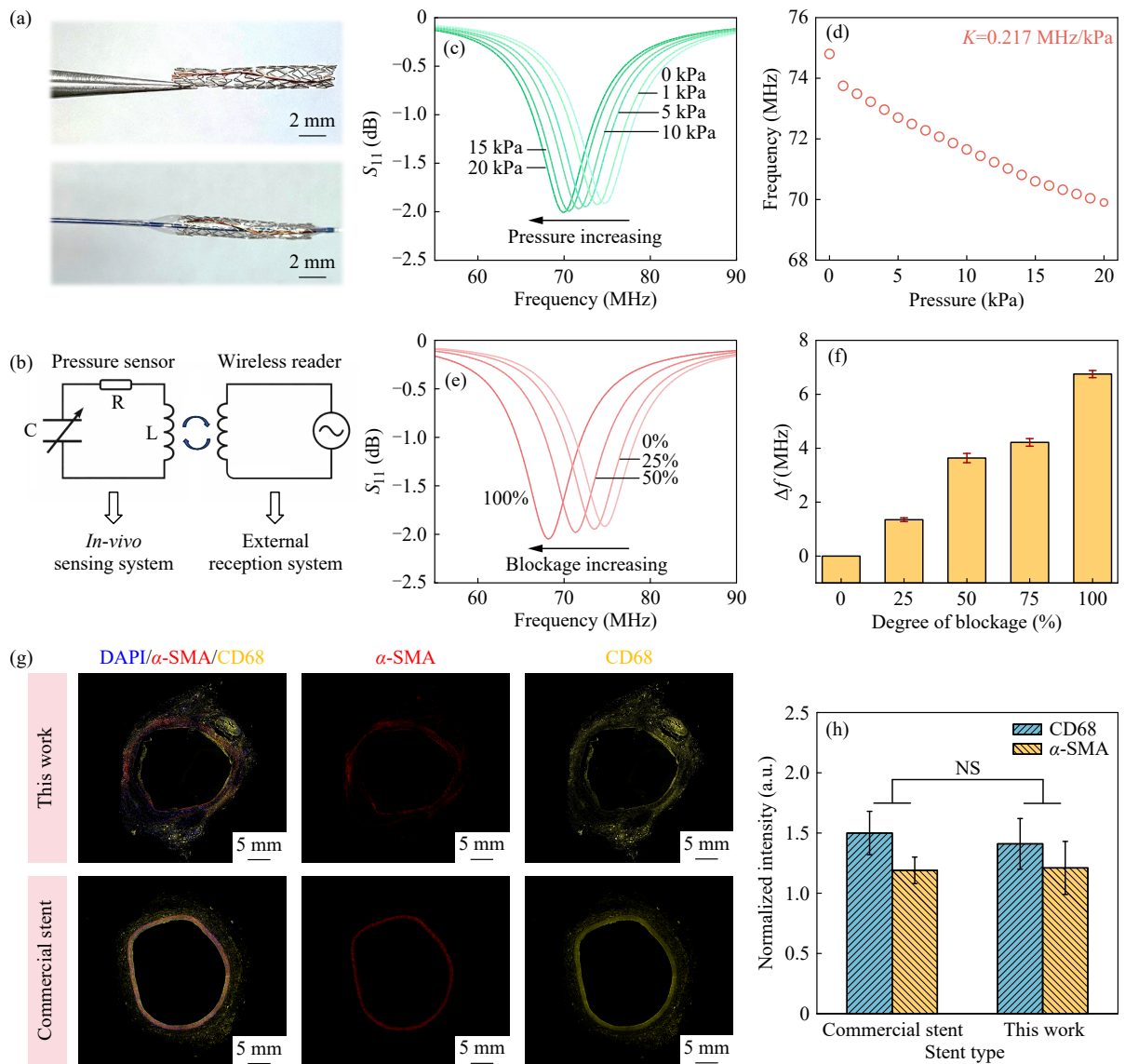


Fig. 5 Evaluation of the wireless pressure response performance and biocompatibility of the biodegradable pressure-sensing fiber-integrated stent. (a) Photograph showing the integration of the biodegradable pressure-sensing fiber with the stent; (b) Schematic diagram illustrating the operating principle of the LC resonant circuit; (c, d) Wireless response of the sensing fiber to different pressures; (e, f) Wireless response of the sensing fiber to varying degrees of occlusion; (g) Immunofluorescence staining of carotid artery tissue in a New Zealand rabbit 14 days post-implantation; (h) Quantitative analysis of the fluorescence signal intensities of CD68 and α -SMA. (NS: not significant, no statistical difference between the two groups.)

与内部线圈形成能量与信号交换通道,实现对植入体内 LC 谐振回路的激励与频率读取,从而在无需额外电池供电的情况下完成压力信号的无线采集^[33,34].该无源无线读取模式具有微型化、低侵入性以及长期稳定工作的优势,可有效避免导线连接带来的感染风险和机械失效问题.

无线响应结果如图 5(c)和 5(d)所示,压力从 0 kPa 提升至 20 kPa,谐振峰随压力增加整体向低频移动,谐振频率由 74.7 MHz 下降至 69.8 MHz,对应灵敏度为 0.217 MHz/kPa,表明电容变化有效转化为无线信号输出.图 5(e)和 5(f)进一步模拟血管不同堵塞程度,频率偏移量 Δf 由 0 MHz 逐步增加至约 6.5 MHz,并与堵塞程度呈正相关,说明该器件不仅可监测压力变化,还通过频率变化反映流体通道堵塞程度,在生理管腔或植入式流体通道压力监测等领域具有潜在应用前景.

将该纤维集成的支架及市售支架分别植入新西兰兔颈动脉,14 天后取 2 组颈动脉组织进行免疫荧光染色观察,如图 5(g)所示.值得注意的是,自制支架组与市售支架组在荧光信号的空间分布上存在一定差异:自制组的 CD68 信号呈散出环状及斑片状分布,而市售组则更多表现为沿血管壁连续环形.这种分布模式的差异可能与材料表面性质、局部组织接触方式以及炎症细胞的黏附与募集行为不同有关^[35],而不一定代表炎症反应程度的简单升高.为进一步验证,对 CD68 和 α -SMA 信号进行了定量分析,图 5(h)的结果显示两组在归一化荧光强度方面均无显著性差异.其中,CD68 作为炎症相关标志物,表达水平未见升高,表明传感纤维未诱导额外的炎症细胞浸润;同时, α -SMA 信号说明血管壁结构未发生异常重塑.综合定性与定量结果可知,尽管两组

在荧光分布形态上存在差异,但自制组并未引发显著加强的炎症反应,证明该传感纤维具有良好的生物相容性.未来研究可进一步延长体内观察周期,并结合多种炎症相关标志物与组织学分析方法,系统探究材料-组织界面相互作用的长期动态演化规律,为器件长期生物安全性提供更充分的依据.

3 结论

围绕可降解血管支架的服役周期,旨在实现传感纤维与支架降解时间窗的精准匹配.通过材料与结构协同设计,构建了一种具有同轴多层结构的可降解电容式压力传感纤维.该传感纤维以镀金胶原蛋白纤维为电极,聚柠檬酸酯为介电层,聚己内酯为封装层.通过调控聚柠檬酸酯组成与聚己内酯厚度等参数,使器件在前期保持稳定的压力传感与力学强度,后期实现可控降解.结果表明,该器件在 0~25 kPa 范围内具有良好的线性响应特性(灵敏度为 0.051 kPa^{-1}),降解过程中断裂强度、电容及电阻呈现前期稳定、中期衰减和后期快速失效的一致变化趋势,揭示了结构降解与功能退化的耦合关系.植入新西兰兔颈动脉 14 天后未观察到明显炎症反应或组织损伤,验证了材料体系与器件结构良好的生物相容性.然而,本研究目前仍处于实验室验证阶段,未来需通过大动物长期体内实验、无线读取系统优化、规模化制备工艺开发及医疗器械标准安全性评价等,逐步推进可降解智能血管支架的临床转化.本研究为实现压力监测的可降解智能血管支架提供了新的解决方案,未来可进一步优化传感材料与性能,适配不同的可降解医疗器械需求,拓展其在精准医疗中的应用.

REFERENCES

- 1 Huang, Y.; Xu, Y.; Chen, X. L.; Armstrong, J. P. K.; Caputo, M.; Qi, Q. F.; Hicks, B.; Vyas, C.; Bartolo, P.; Biglino, G.; Liu, F. Y. 3D printing of biodegradable polymer vascular stents to treat cardiovascular diseases: a review. *Addit. Manuf.*, **2025**, 111, 104984.
- 2 Zong, J. B.; He, Q. W.; Liu, Y. X.; Qiu, M.; Wu, J. H.; Hu, B. Advances in the development of biodegradable coronary stents: a translational perspective. *Mater. Today Bio*, **2022**, 16, 100368.
- 3 Zhu, Q. J.; Chen, Z. Z.; Wang, D. A.; Jiao, X. L.; Luan, Y.; Wang, M.; Luo, R. F.; Wang, Y. B.; Fu, G. S.; Wang, Y. N.; Zhang, W. B. Microenvironment-responsive coating for vascular stents to regulate coagulation-inflammation interaction and promote vascular recovery. *Bioact. Mater.*, **2025**, 48, 443-457.
- 4 Dinc, R.; Ekingen, E. Biodegradable stents in the treatment of arterial stenosis. *J. Clin. Med.*, **2025**, 14(2), 532.

- 5 Sun, L. F.; Zeng, Y. Y.; Shen, Z. Y.; Yue, C. S.; Yang, Y. H.; Gao, J.; Zhang, J. H.; Yuan, Q.; Cha, L. M. Biodegradable metal-based stents: advances, challenges, and prospects. *J. Funct. Biomater.*, **2025**, 16(9), 315.
- 6 Yin, J. T.; Li, Y.; Chen, Y. Y.; Wang, C. Y.; Song, X. Y. Biodegradable polymer everolimus-eluting stents versus contemporary drug-eluting stents: a systematic review and meta-analysis. *Sci. Rep.*, **2023**, 13, 1715.
- 7 Zong, J. B.; He, Q. W.; Liu, Y. X.; Qiu, M.; Wu, J. H.; Hu, B. Advances in the development of biodegradable coronary stents: a translational perspective. *Mater. Today Bio*, **2022**, 16, 100368.
- 8 Arokiyasamy, D. A.; Tamilperuvalathan, S. A comprehensive evaluation of material properties, degradation kinetics and clinical performance of biodegradable polymer cardiovascular stents: a review. *Int. J. Biol. Macromol.*, **2026**, 343, 150358.
- 9 Lan, Y. Q.; Li, S.; Guo, H. T.; Liu, Q. Y.; Wang, T. R.; Zhou, L. Q.; Fang, J.; Zhao, Y.; Zhou, Z. X.; Wang, Q.; Li, J.; Zhu, Y. P.; Su, R. F.; Wen, X. Y.; Xu, X. K.; Wu, Y. H.; Wang, Z. X.; Liu, B.; Li, J. Q.; Li, H.; Gao, H. F.; Wu, Y. C.; Gu, Q.; Feng, X. Q.; Yu, X. G.; Su, Y. W. Soft biodegradable implants for long-distance and wide-angle sensing. *Nature*, **2026**, 649(8096), 366–374.
- 10 Deng, C. C.; Liu, Z. J.; Zhao, R. Z.; Shi, B. Intravascular imaging and functional assessment for coronary in-stent restenosis: current status and future directions. *Int. J. Cardiol.*, **2025**, 421, 132918.
- 11 Simonetti, F.; Cassese, S.; Carassia, C.; Lenz, T.; Blum, E.; Alvarez Covarrubias, H. A.; Taniguchi, Y.; Pellegrini, C.; Rheude, T.; Pinieck, S.; Voll, F.; Kastrati, A.; Joner, M.; Xhepa, E. Intravascular imaging for stent failure-current status and future perspectives. *Curr. Cardiovasc. Imag. Rep.*, **2025**, 18(1), 9.
- 12 Byrne, R. A.; Stone, G. W.; Ormiston, J.; Kastrati, A. Coronary balloon angioplasty, stents, and scaffolds. *Lancet*, **2017**, 390(10096), 781–792.
- 13 Oyunbaatar, N. E.; Kim, D. S.; Shanmugasundaram, A.; Kim, S. H.; Jeong, Y. J.; Jo, J.; Kwon, K.; Choi, E.; Lee, D. W. Implantable self-reporting stents for detecting in-stent restenosis and cardiac functional dynamics. *ACS Sens.*, **2023**, 8(12), 4542–4553.
- 14 Yi, Y.; Wang, B.; Li, C. P. Sensors-based monitoring and treatment approaches for in-stent restenosis. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, **2023**, 111(2), 490–498.
- 15 Omar, R.; Saliba, W.; Khatib, M.; Zheng, Y. B.; Pieters, C.; Oved, H.; Silberman, E.; Zohar, O.; Hu, Z. P.; Kloper, V.; Broza, Y. Y.; Dvir, T.; Grinberg Dana, A.; Wang, Y.; Haick, H. Biodegradable, biocompatible, and implantable multifunctional sensing platform for cardiac monitoring. *ACS Sens.*, **2024**, 9(1), 126–138.
- 16 Li, X.; Huang, X. H.; Yang, L. H.; Jung, S.; Wang, J. H.; Zhao, H. B. Implantable physical sensors for *in vivo* organ monitoring. *Med X*, **2025**, 3(1), 1.
- 17 Hu, C.; Wang, L.; Liu, S. B.; Sheng, X.; Yin, L. Recent development of implantable chemical sensors utilizing flexible and biodegradable materials for biomedical applications. *ACS Nano*, **2024**, 18(5), 3969–3995.
- 18 王思怡, 钟文楷, 黄飞. 可拉伸高分子光电器件的研究进展. *高分子学报*, **2024**, 55(9), 1091–1110.
- 19 You, L. S.; Luo, Y. C.; Cheng, Q.; Shen, L.; Ge, J. B. High-suitcordance intelligent fibers for panvascular disease monitoring-intervention. *Adv. Fiber Mater.*, **2025**, 7(4), 1042–1072.
- 20 郭悦, 王佳佳, 王立媛, 孙雪梅, 彭慧胜. 柔性纤维生物电子复合材料与器件. *高分子学报*, **2022**, 53(7), 707–721.
- 21 Wu, H.; Li, C.; Zhao, P. X.; Zhu, L. F.; Li, Y. T.; Ghomi, E. R.; Cao, H. L.; Zhang, M. Y.; Weng, X. X.; Zhang, Q. L.; Wei, X. X.; Zhang, Z. F.; Ramakrishna, S.; Liu, C. K. DNA-like double-helix wrinkled flexible fibrous sensor with excellent mechanical sensibility for human motion monitoring. *Adv. Fiber Mater.*, **2025**, 7(4), 1260–1273.
- 22 Wei, C. J.; Zhou, H. W.; Zheng, B. H.; Zheng, H. H.; Shu, Q. S.; Du, H. T.; Ma, A. J.; Liu, H. B. Fully flexible and mechanically robust tactile sensors containing core-shell structured fibrous piezoelectric mat as sensitive layer. *Chem. Eng. J.*, **2023**, 476, 146654.
- 23 Bučinskas, V.; Petronienė, J. J.; Vaičiūnas, G.; Šešok, N.; Dzedzickis, A. Integrated polymeric sensors in heart and blood vessel monitoring: a review. *Sensors*, **2025**, 25(23), 7178.
- 24 Matsuhiro, Y.; Egami, Y.; Okamoto, N.; Kusuda, M.; Sakio, T.; Nohara, H.; Sugae, H.; Kawanami, S.; Kawamura, A.; Ukita, K.; Nakamura, H.; Yasumoto, K.; Tsuda, M.; Matsunaga-Lee, Y.; Yano, M.; Nishino, M.; Tanouchi, J. Early vascular healing of ultra-thin strut polymer-free sirolimus-eluting stents in acute coronary syndrome: USUI-ACS study. *Cardiovasc. Interv. Ther.*, **2023**, 38(1), 55–63.
- 25 Shen, J. X.; Lin, X. S.; Liu, J.; Li, X. Effects of cross-link density and distribution on static and dynamic properties of chemically cross-linked polymers. *Macromolecules*, **2019**, 52(1), 121–134.
- 26 Wan, L.; Lu, L. L.; Zhu, T. S.; Liu, Z. C.; Du, R. C.; Luo, Q.; Xu, Q.; Zhang, Q. H.; Jia, X. D. Bulk erosion degradation mechanism for poly(1,8-octanediol-co-citrate) elastomer: an *in vivo* and *in vitro* investigation. *Biomacromolecules*, **2022**, 23(10), 4268–4281.

- 27 Wang, S. L.; Chang, S. Y.; Song, Y. Y.; Qiao, X. Y.; Li, L. Y.; Zhao, L.; Yang, P.; Yu, S. H. High sensitivity capacitive flexible pressure sensor based on PDMS double wrinkled microstructure. *J. Mater. Sci. Mater. Electron.*, **2024**, 35(1), 78.
- 28 Lv, C. Y.; Tian, C. C.; Jiang, J. S.; Dang, Y.; Liu, Y.; Duan, X. X.; Li, Q. N.; Chen, X. J.; Xie, M. Y. Ultrasensitive linear capacitive pressure sensor with wrinkled microstructures for tactile perception. *Adv. Sci.*, **2023**, 10(14), 2206807.
- 29 Sanjari, S.; Etemadi Haghighi, S.; Saraeian, P.; Alinia-ziazi, A. Modeling degradation behavior of (bio)degradable polymers for medical devices: a comparative review of physio-chemical approaches. *J. Polym. Environ.*, **2025**, 33(2), 660–697.
- 30 叶焱, 孟祥泽, 唐国烁, 金广轩, 杨睿, 谢续明. 高分子材料的生物降解性能表征. *高分子学报*, **2023**, 54(9), 1363–1384.
- 31 Oyonbaatar, N. E.; Kim, D. S.; Shanmugasundaram, A.; Kim, S. H.; Jeong, Y. J.; Jo, J.; Kwon, K.; Choi, E.; Lee, D. W. Implantable self-reporting stents for detecting in-stent restenosis and cardiac functional dynamics. *ACS Sens.*, **2023**, 8(12), 4542–4553.
- 32 Li, X.; Huang, X. H.; Yang, L. H.; Jung, S.; Wang, J. H.; Zhao, H. B. Implantable physical sensors for *in vivo* organ monitoring. *Med X*, **2025**, 3(1), 1.
- 33 Thorali, N.; Kim, D. S.; Lee, H.; Kim, D. R.; Lee, D. W. Enhancing sensitivity in wireless capacitive pressure sensors via highly flexible LC circuits utilizing porous polydimethylsiloxane dielectric layer. *Sens. Actuat. A Phys.*, **2024**, 379, 115973.
- 34 Xu, B. C.; Yu, C. J. Wireless, battery-free, implantable inductor-capacitor based sensors. *Adv. Electron. Mater.*, **2025**, 11(10), 2500184.
- 35 Chakiryan, N. H.; Kimmel, G. J.; Kim, Y.; Hajiran, A.; Aydin, A. M.; Zemp, L.; Katende, E.; Nguyen, J.; Lopez-Blanco, N.; Chahoud, J.; Spiess, P. E.; Fournier, M.; Dhillon, J.; Wang, L.; Moran-Segura, C.; El-Kenawi, A.; Mulé, J.; Altrock, P. M.; Manley, B. J. Spatial clustering of CD68⁺ tumor associated macrophages with tumor cells is associated with worse overall survival in metastatic clear cell renal cell carcinoma. *PLoS One*, **2021**, 16(4), e0245415.

Research Article

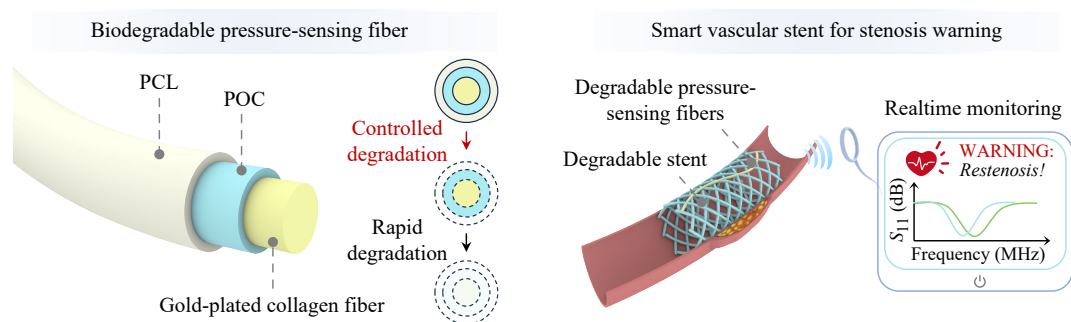
Biodegradable Pressure-sensing Fiber for Smart Vascular Stents

Pei-wen Yu¹, Zhan-ao Hu¹, Yi-qing Yang¹, Ling-sen You², Li Shen², Song-lin Zhang¹,
Hui-sheng Peng¹, Xue-mei Sun^{1*}

¹State Key Laboratory of Molecular Engineering of Polymers, Department of Macromolecular Science,
Institute of Fiber Materials and Devices, Fudan University, Shanghai 200438

²Zhongshan Hospital Affiliated with Fudan University, Shanghai 200032

Abstract Biodegradable stents are widely used in the treatment of vascular stenosis. However, post-implantation complications such as in-stent restenosis often lead to an increase in local blood pressure, significantly impacting patient prognosis. Therefore, continuous *in situ* monitoring of intravascular pressure holds significant early-warning potential. However, existing pressure sensors face challenges in terms of structural compatibility, service lifetime, and degradation behavior, limiting their clinical application. To address these challenges, this study proposed a design strategy that synergistically integrates pressure monitoring with degradable performance. A coaxial multilayer biodegradable capacitive pressure-sensing fiber was developed to match and integrate with the



* Corresponding author: Xue-mei Sun, E-mail: sunxm@fudan.edu.cn

biodegradable stent. It was constructed using collagen surgical sutures as a flexible substrate, with conductive gold electrodes formed *via* thermal deposition, a poly(citrate) dielectric layer, and a polycaprolactone encapsulation layer. By regulating the composition and structure of the polymers, synergistic optimization of sensing performance and degradation rate was successfully achieved. The fabricated sensing fiber demonstrated a sensitivity of 0.051 kPa^{-1} within 0~25 kPa (covering the physiological intravascular pressure range) and exhibited good biocompatibility. When integrated with a biodegradable stent, it provides short-term monitoring capabilities and long-term degradability, offering a novel approach for the development of biodegradable smart vascular stents and the functionalization of other implantable medical devices.

Keywords Fiber electronics; Pressure monitoring; Sensing fiber; Biodegradable materials; Vascular stent