

引用本文:苑立波,任侯柏,陈意坚. 聚合物医用光纤的发展现状与趋势[J]. 光通信技术, 2026, 50(4): 16–22.

聚合物医用光纤的发展现状与趋势

苑立波^{1†}, 任侯柏^{1†}, 陈意坚^{2*}

(1. 桂林电子科技大学 光电工程学院, 广西 桂林 541004; 2. 哈尔滨工程大学 纤维集成光学教育部重点实验室, 哈尔滨 150001)

摘要: 聚合物医用光纤在体表监测、生化检测和短期植入中前景广阔,但其本征特性(连接段松弛、吸水溶胀、界面老化)引入的损耗、迟滞和漂移制约了临床转化。从材料体系与光学响应、器件类型与医学应用、关键瓶颈与验证方法、未来发展趋势四个方面,综述了聚合物光纤的研究进展,分析了柔性导光不稳、湿态干扰、交叉敏感和界面失效等共性瓶颈,并探讨了人工智能、3D打印、多材料集成及标准化评价等发展方向。研究表明,领域重点正从提升灵敏度转向保障使用期内读数稳定和临床对照,系统级验证是下一阶段关键。

关键词: 聚合物光纤; 生物医学传感; 光纤布喇格光栅; 可穿戴传感; 生化检测; 可降解聚合物光纤

中图分类号: TN256 **文献标志码:** A **文章编号:** 1002-5561(2026)04-0016-07

DOI: 10.13921/j.cnki.issn1002-5561.2026.04.003

Current status and trends of polymer optical fibers for medical applications

YUAN Libo^{1†}, REN Houbai^{1†}, CHEN Yijian^{2*}

(1. School of Optoelectronic Engineering, Guilin University of Electronic Technology, Guilin Guangxi 541004, China;

2. Key Laboratory of In-Fiber Integrated Optics, Ministry of Education, Harbin Engineering University, Harbin 150001, China)

Abstract: Polymer medical optical fibers have broad prospects in surface monitoring, biochemical detection, and short-term implantation, but their intrinsic characteristics (loose connection segments, water absorption swelling, interface aging) introduce losses, hysteresis, and drift that restrict clinical translation. This article reviews the research progress of polymer optical fibers from four aspects: material system and optical response, device types and medical applications, key bottlenecks and verification methods, and future development trends. It analyzes common bottlenecks such as flexible light guide instability, wet interference, cross sensitivity, and interface failure, and explores development directions such as artificial intelligence, 3D printing, multi material integration, and standardized evaluation. Research has shown that the focus of the field is shifting from improving sensitivity to ensuring stable readings and clinical controls during use, and system level validation is the next key stage.

Key words: polymer optical fiber, biomedical sensing, fiber Bragg grating, wearable sensors, biochemical testing, degradable polymer optical fiber

收稿日期: 2026-07-21。

基金项目: 国家自然科学基金联合基金重点项目(No.U23A20373)资助。

作者简介: 苑立波(1962—),男,博士,桂林电子科技大学教授(二级),广西光电创意概念验证中心主任。国家重点研发计划项目首席科学家。主要从事特种光纤及器件、光操控、光纤传感技术研究。主持国家级科研项目30余项,发表SCI论文400余篇,获国家发明专利授权150余件,获省部级一等奖2项、二等奖3项。

任侯柏(2001—),男,硕士研究生,主要从事生物医疗光纤、聚合物光纤、光纤微结构加工研究。

†苑立波和任侯柏为本文共同第一作者,对本文有同等贡献。

*通信作者: 陈意坚(1997—),男,博士研究生,主要从事特种光纤及器件制造、光纤微结构加工研究。



0 引言

医学应用场景对光纤性能的需求正发生深刻变化。苑婷婷等人^[1]从需求侧出发,指出临床诊断与健康监测亟需具备小型化、抗电磁干扰、可远程读取及与软组织良好贴合特性的传感单元。Ochoa M等人^[2]则进一步将近年生物医学光子传感的进展归纳为光纤传感技术、微型化探头及组织内光学接口三者的协同驱动。在此背景下,聚合物光纤(POF)凭借其柔韧性、易耦合性及可嵌入柔性基体的优势,被Leal-Junior A G等人^[3]列为健康监测领域的重要传感器类别。由此,医用光纤的评价维度已从单一的光传输通道拓展为连续感测单元,这一转变为POF在分布式诊疗中的应

用开辟了新的发展方向。

本文将聚合物医用光纤限定为:以聚合物为主要导光介质,用于医学传感或光递送任务的光纤和软波导。其中,塑料芯POF工艺^[4]、聚合物芯以及芯包层传感器^[5],已经得到较充分的发展。弹性体软波导也已拓展至可穿戴监测与生物医学传感分析领域^[6];而多材料神经纤维的研究表明,当光、电及微流体单元集成于同一光纤时,其评价尺度已从单个传感器上升至医学系统层面^[7]。聚合物材料的可变形性在赋予柔性传感优势的同时,也引入了多重非理想因素。材料层面,分子振动吸收、结构不均匀性及加工缺陷会加剧传播损耗^[5];力学层面,传感器运动与黏弹性效应会诱发迟滞和应力松弛^[8];应用层面,进入汗液、体液或组织环境后,佩戴压力、组织运动、蛋白吸附及降解过程将持续干扰传感稳定性。为此,本文从材料体系与光学响应、器件类型与医学应用、关键瓶颈与验证方法、未来发展趋势4个方面,探讨POF从传感技术向临床适用过渡中的主要障碍与应对策略。

1 材料体系与光学响应

1.1 聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)和聚碳酸酯(PC)材料

医用POF的性能首先取决于材料选择。传统POF以PMMA和PC等热塑性聚合物为主,加工成熟、可见光透明性较好,适合短距离传光、强度调制和低成本传感应用^[9]。环状透明氟聚合物(CYTOP)通过含氟结构有效降低了近红外波段的振动吸收,已用于单峰光栅写入^[10]。环烯烃共聚物(TOPAS)、环烯烃聚合物(ZEONEX)等环烯烃聚合物的优势不在“更透明”,而在低吸水性和较弱湿度扰动;TOPAS聚合物光纤布喇格光栅(POF-FBG)的湿度不敏感特性正体现了这一特点^[11]。因此,材料评价应同时考虑工作波长、吸水率、加工窗口和目标医学量对不稳定性的容忍度。

1.2 软波导与水凝胶材料

软波导把材料选择的重点从低损耗转到力学匹配和大形变测量。聚二甲基硅氧烷(PDMS)、聚氨酯(PU)、苯乙烯-乙烯-丁烯-苯乙烯嵌段共聚物(SEBS)及热塑性弹性体等低模量材料可减小器件与皮肤、织物或软组织之间的刚度差异^[6]。然而,柔软性本身不能保证信号质量。热塑性弹性体光纤能够感知大形变,其光信号仍受到加载路径、恢复过程和结构形变的影响^[12]。

水凝胶和可降解材料把POF推向湿态界面和短期植入场景。水凝胶阶跃折射率光纤已被证明是一

种高含水软材料且可以导光^[13],苯硼酸功能化水凝胶光纤则把葡萄糖响应与光学信号读取联系起来^[14]。这类材料兼具力学匹配和化学响应,但尺寸变化、传质滞后和稳定性下降也随之而来。可吸收体系已有聚左旋乳酸(PLLA)、聚乳酸-羟基乙酸共聚物(PLGA)和聚己内酯(PCL)等多种材料可供选择^[15],其制备难点集中在芯包层界面、湿态形态保持和加工窗口^[16]。对短期植入器件而言,关键问题是在材料明显降解前,光通量、几何位置和标定关系能否维持到诊疗任务结束。

1.3 光学响应机制分类

同一种材料置于不同结构中,可能对应完全不同的信息读取方式。强度调制依靠弯曲、压缩或拉伸引起的模式耦合和泄漏损耗,具有结构简单、成本低的优势,但对光源稳定性、耦合状态及封装应力较为敏感^[9]。POF-FBG通过布喇格波长漂移感知外界参量,是POF传感的重要分支^[17]。写入工艺会显著影响其反射谱形、初始应力分布及长期稳定性^[18]。倏逝场和表面等离子体共振(SPR)适合界面折射率检测^[19]。聚合物敏感涂层可把吸附或溶胀转化为光学变化,其响应还受涂层厚度、附着方式和传质路径影响^[20]。主要光学响应机制及其特点如表1所示。

表1 主要光学响应机制及特点

机制/对象	医学信息	优势	主要限制
强度调制	弯曲、压力、运动	结构简单、易集成	耦合和封装影响大
POF-FBG	应变、温湿度、压力	波长编码、可复用	交叉敏感需解耦
光栅制备	波长稳定性	可形成阵列	写入损伤和谱形漂移
倏逝场/SPR	折射率、生物识别	界面响应灵敏	非特异吸附、传质受限
水凝胶响应	葡萄糖、溶胀响应	力学匹配较好	选择性和长期稳定性不足
可吸收导光	光传送、短期监测	植入后可消融	光通量与降解不同步

现有材料研究呈现出清晰的演化和发展方向:低成本传光材料逐步转向低损耗、低吸水性和高稳定性材料;除硬质热塑性光纤外,软波导、水凝胶和可降解导光结构也被纳入医学诊疗应用;研究重心亦从单项性能优化转向服役周期内多项性能的综合权衡。由于损耗、模量、吸水率、降解速率及生物相容性等指标常在不同波长、湿度、封装与加载条件下测得,直接对其进行定量比较并不可靠。材料选择宜从医学应用出

苑立波,任侯柏,陈意坚:聚合物医用光纤的发展现状与趋势

发,先确定主导干扰和可接受的稳定性范围,再选择相应的验证方式。

2 器件类型与医学应用

聚合物医用光纤的研究主要集中在物理传感与器件击穿。例如,传统 POF、POF-FBG 和柔性波导主要面向物理量监测;SPR、倏逝场和水凝胶光纤依赖界面化学;而降解光纤与多功能纤维则服务于组织内光递送和短期植入。

2.1 物理传感与器件集成

强度调制型 POF 的优势是大芯径、低成本、易与发光二极管(LED)和光电二极管耦合^[9],因而常用于可穿戴形变、呼吸、关节活动和康复辅具。它的局限性也很直接:光强变化同时受弯曲、耦合、光源稳定性、封装应力和佩戴方式影响,不能自然等同于某一医学量。2017年,Vilarinho D 等人^[21]将 POF-FBG 嵌入软木鞋垫获得局部载荷信息,该工作表明,可穿戴场景仍需要压力平台、运动学系统或临床参照校准。此类器件的成熟更多体现在工程集成层面,其医学解释仍取决于封装方案和参照系统的完备性。

POF-FBG 则更适合做应变或形变的定量感测,具有波长编码、阵列复用和较强的抗光源波动能力。现有研究表明,多点测量和材料可调性是主要发展方向^[22];面向医疗器件的超快 POF-FBG 写入表明,加工效率和写入损伤已聚焦到器件制造层面^[23]。然而,温度、湿度和应变常共同改变布喇格波长,温湿度同步测量结果已说明 POF 并非单变量传感器^[24]。面向医学应用时,灵敏度矩阵、交叉敏感、噪声传播和湿态标定日益成为需要关注的内容。

柔性波导主要解决软组织与器件之间的力学匹配。PDMS、PU、SEBS 和热塑性弹性体等材料适合大形变、贴附式和织物集成场景^[6],可覆盖传统硬质光纤难以承受的形变范围^[12],但其信号路径依赖较强,同样的位移或压力,在不同加载速度、弯曲半径、封装方式和循环经历下可能产生不同响应。贴合性和舒适性是优势,定量标定和长期重复性仍是短板。

2.2 生化传感与界面检测

SPR 和倏逝场传感适合于界面生化检测。塑料芯 POF SPR 结构已用于低成本生物传感^[25],聚合物导波生物学传感研究也强调界面识别层对选择性的作用^[26]。该技术路线适合折射率变化、抗原-抗体结合、代谢物或标志物检测。其主要限制来自真实样品环境:非特异吸附、基质背景和检测限稳定性都会影

响结果。虽然原理较成熟,但其医学成熟度仍取决于阴性对照、真实样品和抗污染策略与方法。

水凝胶光纤介于软材料器件与生化传感器之间。葡萄糖敏感水凝胶光纤利用苯硼酸与葡萄糖的可逆结合产生光学变化^[14],水凝胶阶跃光纤则展示了高含水软材料与组织力学匹配的可能性^[13]。与 SPR 相比,水凝胶光纤可将溶胀、结合反应和力学匹配放在同一结构中,适合局部化学环境或组织接触界面信息读取。难点在于溶胀动力学、离子强度、蛋白吸附和机械压缩,这些会同时影响信号;此外,响应时间、可逆性和长期稳定性难以分开。进入临床医学应用前,还需要更完整的真实体液干扰和材料稳定性证据。

2.3 可植入式光纤与多功能器件

可降解光纤和多功能纤维主要面向短期植入和组织内光递送。可吸收聚合物波导已用于深部组织光医学^[27],聚左旋乳酸(PLLA)可降解光纤则面向光学神经接口^[28]。多功能纤维可集成光、电和化学探测^[7],柔性聚合物光纤及可吸收光学传感系统也显示了系统集成的可能^[29-30]。这类器件适合术后监测、神经调控和可吸收光递送,但多数仍处于动物实验或原型系统研发阶段。真正限制其医学临床应用的,不是集成数量,而是功能和信息获取的准确性、材料降解和组织反应之间缺少同步证据。

综上,传统 POF 和 POF-FBG 更接近工程化物理量监测;柔性波导改善贴合性,但迟滞性和封装依赖仍需控制;SPR 与水凝胶光纤面向生化检测,难点在于真实样品中的选择性和抗污染能力;可降解光纤和多功能纤维适合短期植入,却必须同步验证材料可降解性、组织反应和功能信息读取的准确性。体表运动监测、生化检测和植入应用需要的证据不同,不能用同一套灵敏度指标评价。典型应用场景与验证重点如表2所示。

3 关键瓶颈与验证方法

聚合物医用光纤的关键问题,不在于能否获得光学响应,而在于该响应能否在生物环境中复现、校准并应用于医学诊断。本文从导光不确定性、湿态环境干扰、多参量交叉敏感以及界面失效与降解耦合等方面,分析当前制约聚合物医用光纤应用的主要障碍及其验证路径。

3.1 柔性导光中的不确定性

柔性设计在带来力学匹配优势的同时,也引入了导光的不确定性,具体表现如下:稳定导光依赖均匀

表2 典型应用场景与验证重点

应用场景	医学信息	可用结构	主要风险	验证重点
可穿戴形变	呼吸、关节、足底压力	POF、软波导、POF-FBG	固定方式和个体差异	独立运动/压力参照
温湿度监测	皮肤或环境扰动	POF-FBG、低吸水 POF	温湿度耦合	湿态标定与漂移模型
生化检测	折射率、葡萄糖、标志物	SPR、敏感涂层、水凝胶	污染、传质、选择性	真实样品和阴性对照
深部光递送	组织内光剂量	可吸收波导、PLLA 光纤	光通量下降、位置改变	光剂量-降解同步记录
神经接口	光刺激与电/化学记录	多材料柔性纤维	组织反应和通道串扰	体内长期对照
短期植入监测	压力、温度等	可吸收光学系统	读数与吸收过程不同步	组织学和材料残留

折射率、平滑界面和几何尺寸保持,而低模量和大应变则往往伴随更高的活动灵活度、更弱的结构约束和更大的界面形变。塑料芯 POF 的损耗受材料纯度和拉制经历影响^[4];弹性体光纤的研究表明,大形变能力并不等同于可重复的信号响应^[12]。仅凭裸纤初始损耗或单次拉伸灵敏度,难以推断真实使用中弯折、封装及佩戴条件下的信号读取质量。

已有改进措施包括采用低损耗主体材料、优化拉制或固化工艺、改进柔性封装和结构限位,但不少研究仍缺少统一的损耗预估方法。后续评价应将本征吸收、结构散射、弯曲损耗、连接损耗、封装应力和组织光路中的额外损耗置于同一框架内统筹考虑。

3.2 湿态环境的干扰与标定

湿态环境是另一类常被低估的干扰来源。然而,器件在空气或短时缓冲液中的稳定性并不能直接外推至汗液、体液、组织液或长期浸润条件。这是因为吸水溶胀、折射率变化、界面层重排、连接段光纤松弛及聚酯水解等过程常发生在相近时间尺度内,相互耦合叠加。低吸水 TOPAS 光栅可降低湿度对布喇格波长的影响^[11];温湿度同步测量则说明温度、相对湿度和应力光学效应会共同改变响应^[24]。

因此,一次性干态标定很难支撑连续佩戴或植入应用。更合理的做法是建立覆盖干态、湿态、循环加载、真实体液和加速老化在内的标定生命周期,明确

不同阶段传感器读数的不确定范围和修正方法。

3.3 多参量交叉敏感与解耦

多参量交叉敏感使反演问题变得不确定。温度、湿度、应变、压力和封装应力可共同作用于同一读数;传感器越敏感,越可能把无关扰动纳入输出。POF-FBG 的波长漂移同时包含有效折射率和光栅周期变化^[17],材料、写入方式和封装也会改变响应^[22]。单一灵敏度系数不足以描述这种耦合。多材料光栅、参考光栅、差异化封装和多通道阵列有助于建立灵敏度矩阵或差分信号输出,但前提是响应向量线性独立、噪声传播可控且时间常数可区分。多参量解耦应提供条件参数、噪声放大数据、动态响应时间和验证集误差。

3.4 界面失效与降解

功能化界面和材料降解还会改变传感对象本身。在生化检测或植入监测中,信号输出变化可能来自目标分子,也可能来自非特异吸附、涂层溶胀、蛋白污染、细胞包裹、材料降解和组织反应。聚合物敏感涂层的厚度、交联和附着方式会同时改变结合容量与传质路径^[20],POF-SPR 的折射率响应也需要识别层赋予分子选择性^[25]。可降解器件则要同时处理生物相容性、降解和导光性能^[15-16]。若不能区分目标量误差、光剂量变化、界面污染、组织学反应和器件残留,单独的光学读数很难支持医学判断。上述不稳定性来源、影响机制及对应的验证路径总结如图 1 所示。

3.5 场景导向验证

评价标准需要从器件性能表转到医学场景验证链。不同应用场景关注的风险不同,验证重点也应有明确区分:可穿戴器件至少应提供固定方式、运动参照、循环加载和湿态不稳定性;生化检测应报告真实样品、阴性对照、非特异吸附和传质限制;短期植入及可降解器件应提供光通量、材料降解、组织反应和读数有效期。柔性、灵敏度、可功能化和可降解性只有经过上述场景导向的验证,才可能从实验室性能参数转化为真正的医学可用性。

4 发展趋势

聚合物医用光纤的发展正在从“材料与器件的多样性”转向“系统验证与临床适配”。本文从数据处理、制造技术、系统集成和临床转化 4 个视角,讨论该领域值得关注的发展方向。

4.1 数据处理

人工智能(AI)在该领域的作用,主要是处理混合信号。聚合物医用光纤的信息输出常同时包含温度、

苑立波,任侯柏,陈意坚:聚合物医用光纤的发展现状与趋势



图1 生物环境中不稳定性来源、影响机制与验证路径

湿度、应变、封装应力和界面状态,单变量标定很难覆盖真实佩戴和植入环境。多点光栅、多模态通道和连续采集为机器学习提供了数据基础,但多数工作仍停留在灵敏度矩阵或经验补偿方面。模型用于漂移识别、伪影剔除和多变量反演时,可同时给出独立测试集、噪声传播分析和失效边界。

数字孪生适合用于器件全生命周期评价。聚合物医用光纤的响应受吸水、应力松弛、弯曲损耗、界面污染和组织运动共同影响,单次实验无法覆盖全部状态。数字孪生可把材料参数、结构几何、封装方式、人体运动和光学读数放入同一模型。现有基础主要来自光栅阵列、多功能纤维和可吸收传感系统^[7,22,30],但跨材料、跨人群和跨时间尺度数据仍不足。模型若不能更新和验证,很难真正指导材料选择或临床使用。

4.2 制造技术

POF制造方式会从拉制、浇注扩展到3D打印POF与直接成形波导。个体化贴片、微创导管和组织贴合植入器件常需要非标准截面、梯度模量和局部功能区,传统控制工艺难以完全覆盖。3D打印便于形成软波导、支架化光路和定制外形,但光学级透明度、界面粗糙度、芯包层同轴性和长期湿态稳定性仍弱于成熟控制工艺。该方向不能只展示“可导光形状”,还要证

明低损耗导光、敏感层控制和制造质量可重复。

4.3 系统集成

多材料集成的价值在于分担单一材料难以同时满足的多重要求。低损耗、低模量、高选择性、可灭菌和可降解通常难以由一种聚合物同时实现,因此器件设计逐渐采用导光主体、柔性缓冲层、功能化敏感区、电/微流控通道和生物界面层的组合方案。多功能光纤和柔性聚合物纤维已展示了光、电、化学接口并置的可能性^[7,29]。然而,热加工窗口的匹配、界面粘附的长期可靠性、机械疲劳行为和通道间串扰仍是主要瓶颈。多材料集成的评价重点应放在各通道信息是否可辨识、可校准和可独立验证,而非仅关注集成的通道数量。

可降解医学器件需要从概念验证转向使用时间设计。短期植入、术后监测和深部光递送希望减少二次取出的风险,可吸收波导和可吸收光学传感系统已证明此类器件能够承担体内光递送和短期获取信息的任务^[27,30]。然而,核心问题并非降解速率越快越好,而是降解速率、光通量衰减、力学保持和组织反应能否匹配。标定方法、残留评价和安全边界应覆盖器件吸收全过程。

多模态传感仍会扩展,但通道数量不是主要指

标。系统是否有价值,取决于不同通道对目标量和干扰量是否互补。POF-FBG阵列可提供空间分布信息^[22],多功能纤维可并置光、电和化学探测^[7],为呼吸、压力、温湿度、生化标志物和神经活动联合监测提供基础。此外,多通道若共享机械扰动或界面污染,将引入共同伪影,因此多模态融合须在功能层面明确区分目标识别、干扰校正与失效报警等角色,而非单纯增加通道数量。

4.4 临床转化

临床转化最终取决于器件能否进入医学工作流程。柔软、低成本、可功能化和可嵌入有利于可穿戴和短期植入,但临床使用还要考虑灭菌、批间一致性、舒适性、长期佩戴、数据解释责任和设备兼容性。许多研究目前仍停留在实验室样品、模型液或动物原型阶段。与金标准设备同步对照、界定适应证和禁忌证、处理个体差异,是把光谱或电压变化转化为医学信息的必要步骤。

标准化评价体系是该领域走向成熟的基础。若缺乏统一的测试条件,则损耗、灵敏度、模量、吸水率、不稳定性和降解时间就难以在不同研究之间进行有意义的比较。因此,评价指标应涵盖:干态和湿态标定、循环加载、真实体液或组织相关干扰、长期漂移、失效分析、灭菌影响和生物安全指标。对聚合物医用光纤而言,单一性能数值的说服力有限,可复现、可审查、可转化的验证链更重要。

5 结束语

聚合物医用光纤并非将现有光纤“做软”那么简单。它需要在电磁噪声、空间受限和组织状态持续变化的生物环境中,提供可放置、可校准、可消融的光学接口。该领域真正的困难在于:如何把吸水、黏弹、污染、降解和组织反应等时变因素纳入信号模型,使其成为读数适用范围的可描述部分,而非无法解释的不确定性来源。本文从材料体系与光学响应、器件类型与医学应用、关键瓶颈与验证方法、未来发展趋势4个方面,厘清制约POF临床转化的关键问题及其验证路径。材料选择需在损耗、模量、吸水率、降解速率和生物相容性之间进行面向应用场景的权衡,而非追求单项性能最优;物理传感、生化检测和植入式器件3类技术路线的成熟度和验证要求各不相同,宜以场景为导向确定评价重心;柔性导光不确定性、湿态干扰、多参量交叉敏感及界面失效是当前制约临床适用的共性瓶颈,其解决有赖于从器件参数表转向场景导向的验证框架。

未来十年,数据驱动的方法有望为复杂信号的处理提供新工具,制造技术的多元化和多材料集成将进一步拓展器件的功能边界,而标准化评价体系的建立则是该领域走向成熟的基础。随着技术演进,多材料集成与可降解器件限定了光纤的服役周期,智能解耦与数字孪生技术支撑了复杂信号的获取,标准化评价与临床对照则保障了转化路径的可行性。上述趋势表明,聚合物医用光纤正从柔性传感的多样性探索,逐步发展为精准医学中具有系统级意义的光学接口器件。

参考文献:

- [1] 苑婷婷,张晓彤,刘银,等. 光纤传感技术发展的新趋势——生物医学领域的需求与应用(特邀)[J]. 光学学报, 2025, 45(9): 0900001.
- [2] Ochoa M, Algorri J F, Roldán-Varona P, et al. Recent advances in biomedical photonic sensors: a focus on optical-fibre-based sensing[J]. Sensors, 2021, 21(19): 6469.
- [3] Leal-Junior A G, Diaz C A, Avellar L M, et al. Polymer optical fiber sensors in healthcare applications: a comprehensive review[J]. Sensors, 2019, 19(14): 3156.
- [4] Zubia J, Arrue J. Plastic optical fibers: an introduction to their technological processes and applications[J]. Optical Fiber Technology, 2001, 7(2): 101-140.
- [5] Peters K. Polymer optical fiber sensors—a review[J]. Smart Materials and Structures, 2011, 20(1): 013002.
- [6] Guo jingjing, Yang changxi, Dai qionghai. Soft and stretchable polymeric optical waveguide-based sensors for wearable and biomedical applications[J]. Sensors, 2019, 19(17): 3771.
- [7] Canales A, Jia Xiaotong, Froriep U P, et al. Multifunctional fibers for simultaneous optical, electrical and chemical interrogation of neural circuits in vivo[J]. Nature Biotechnology, 2015, 33(3): 277-284.
- [8] 杨佳蕾,周文琪,张泽琪,等. 弹性聚合物光纤制备及传感应用研究进展[J]. 科学通报, 2026, 71(3): 799-815.
- [9] Bilro L, Alberto N, Pinto J L, et al. Optical sensors based on plastic fibers[J]. Sensors, 2012, 12(9): 12184-12207.
- [10] Theodosiou A, Lacraz A, Stassis A, et al. Plane-by-plane femtosecond laser inscription method for single-peak bragg gratings in multimode cytop polymer optical fiber[J]. Journal of Lightwave Technology, 2017, 35(24): 5404-5410.
- [11] Yuan Wu, Khan L, Webb D J, et al. Humidity insensitive TOPAS polymer fiber Bragg grating sensor[J]. Optics Express, 2011, 19(20): 19731.
- [12] Leber A, Cholst B, Sandt J, et al. Stretchable thermoplastic elastomer optical fibers for sensing of extreme deformations[J]. Advanced Functional Materials, 2019, 29(5): 1802629.
- [13] Choi M, Humar M, Kim S, et al. Step-index optical fiber made of biocompatible hydrogels[J]. Advanced Materials, 2015, 27(27): 4081-4086.
- [14] Yetisen A K, Nan Jiang, Fallahi A, et al. Glucose-sensitive hydrogel optical fibers functionalized with phenylboronic acid[J]. Advanced Materials, 2017, 29(15): 1606380.

苑立波,任侯柏,陈意坚:聚合物医用光纤的发展现状与趋势

- [15] Wang Yue, Huang Yu, Bai Hongyi, et al. Biocompatible and biodegradable polymer optical fiber for biomedical application: a review[J]. Biosensors, 2021, 11(12): 472.
- [16] Gierej A, Geernaert T, Vlierberghe S V, et al. Challenges in the fabrication of biodegradable and implantable optical fibers for biomedical applications[J]. Materials, 2021, 14(8): 1972.
- [17] Webb D J. Fibre Bragg grating sensors in polymer optical fibres[J]. Measurement Science and Technology, 2015, 26(9): 092004.
- [18] Luo Yanhua, Yan Binbin, Zhang Qijin, et al. Fabrication of polymer optical fibre(POF) gratings[J]. Sensors, 2017, 17(3): 511.
- [19] Teng Chuanxin, Min Rui, Zheng Jie, et al. Intensity-modulated polymer optical fiber-based refractive index sensor: a review[J]. Sensors, 2021, 22(1): 81.
- [20] Rivero P, Goicoechea J, Arregui F. Optical fiber sensors based on polymeric sensitive coatings[J]. Polymers, 2018, 10(3): 280.
- [21] Vilarinho D, Theodosiou A, Leitão C, et al. POFBG-embedded cork insole for plantar pressure monitoring[J]. Sensors, 2017, 17(12): 2924.
- [22] Rui Min, Ortega B, Marques C. Latest achievements in polymer optical fiber gratings: fabrication and applications[J]. Photonics, 2019, 6(2): 36.
- [23] Bonafacino J, Tam H, Glen T S, et al. Ultra-fast polymer optical fibre Bragg grating inscription for medical devices[J]. Light: Science & Applications, 2017, 7(3): 17161–17161.
- [24] Leal-Junior A, Frizera-Neto A, Marques C, et al. Measurement of temperature and relative humidity with polymer optical fiber sensors based on the induced stress-optic effect[J]. Sensors, 2018, 18(3): 916.
- [25] Cennamo N, Massarotti D, Conte L, et al. Low cost sensors based on SPR in a plastic optical fiber for biosensor implementation[J]. Sensors, 2011, 11(12): 11752–11760.
- [26] Nagar M A, Janner D. Polymer-based optical guided-wave biomedical sensing: from principles to applications[J]. Photonics, 2024, 11(10): 972.
- [27] Nizamoglu S, Gather M C, Humar M, et al. Bioabsorbable polymer optical waveguides for deep-tissue photomedicine[J]. Nature Communications, 2016, 7(1): 10374.
- [28] Fu Ruxing, Luo Wenhan, Nazempour R, et al. Implantable and biodegradable poly(l-lactic acid) fibers for optical neural interfaces[J]. Advanced Optical Materials, 2018, 6(3): 1700941.
- [29] Park S, Guo Yuanyuan, Jia Xiaoting, et al. One-step optogenetics with multifunctional flexible polymer fibers[J]. Nature Neuroscience, 2017, 20(4): 612–619.
- [30] Shin Jiho, Liu Zhonghe, Bai Wubin, et al. Bioresorbable optical sensor systems for monitoring of intracranial pressure and temperature[J]. Science Advances, 2019, 5(7): eaaw1899.