



doi:10.7659/j.issn.1005-6947.250466  
http://dx.doi.org/10.7659/j.issn.1005-6947.250466  
China Journal of General Surgery, 2025, 34(9):1892-1901.

· 专家论坛 ·

## 新型胰管支架材料研发进展：从惰性植入到智能降解的医工融合创新

尹靖阳<sup>1</sup>，易忠超<sup>1</sup>，王彦军<sup>1</sup>，余加<sup>2</sup>，郭诗翔<sup>1</sup>

(1. 重庆大学附属人民医院/重庆市人民医院 肝胆胰腺外科，重庆 401147；2. 重庆大学材料科学与工程学院，重庆 400045)

### 摘要

胰管支架是治疗慢性胰腺炎、胰管狭窄及术后胰瘘等疾病的重要介入器械。传统塑料或金属支架虽能有效引流胰液、减轻导管压力，但长期留置易引发异物反应、感染和再狭窄。理想的胰管支架应具备良好生物相容性、高效引流及可控降解性能。随着医工融合与材料科学的发展，胰管支架材料正经历由“惰性植入”向“智能降解”的转变。可降解高分子与金属材料尤其是镁合金（Mg-Zn-Mn）因具备可调力学性能、耐腐蚀性及体内降解特性，成为研究热点。Mg-2Zn-1.0Mn通过成分优化与表面改性可实现稳定的力学支撑与可控降解；聚乳酸、聚二氧环己酮等高分子材料经结构编织与复合设计，可提升通畅性并避免二次取出。复合可降解支架（如ARCHIMEDES）已实现多档降解速率并获多国批准。结合三维打印与药物洗脱、形状记忆等技术，新一代胰管支架有望实现支撑、修复与抗瘤一体化功能。未来，需通过医工协同优化材料设计，完善降解动力学研究与长期安全性评估，加速临床转化。

### 关键词

胰管支架；生物可降解材料；镁合金；材料腐蚀；医工融合

中图分类号：R657.5

## Advances in the development of novel pancreatic duct stent materials: from inert implantation to intelligent degradation through medical-engineering integration

YIN Jingyang<sup>1</sup>, YI Zhongchao<sup>1</sup>, WANG Yanjun<sup>1</sup>, SHE Jia<sup>2</sup>, GUO Shixiang<sup>1</sup>

(1. Department of Hepatopancreatobiliary Surgery, Chongqing General Hospital, Chongqing University, Chongqing 401147, China;  
2. College of Materials Science and Engineering, Chongqing University, Chongqing 400045, China)

### Abstract

Pancreatic duct stents are essential devices for managing chronic pancreatitis, ductal strictures, and postoperative fistula. Conventional plastic and metal stents effectively facilitate pancreatic drainage but often cause infection, restenosis, or migration upon long-term implantation. An ideal stent should provide excellent biocompatibility, efficient drainage, and controllable biodegradation. With advances in material science and medical-engineering integration, stent technology has evolved from inert implantation to intelligent degradation. Biodegradable polymers and metals, particularly magnesium

基金项目：国家自然科学基金资助项目（82373128）；重庆市科卫联合医学科研基金资助项目（2024MSXM174）。

收稿日期：2025-08-20； 修订日期：2025-09-22。

作者简介：郭诗翔，重庆大学附属人民医院/重庆市人民医院主任医师，主要从事肝胆胰腺外科方面的研究。

通信作者：郭诗翔，Email: guoshixiang11@foxmail.com

alloys (Mg-Zn-Mn), offer tunable mechanical strength, corrosion resistance, and in vivo degradability. Mg-2Zn-1.0Mn alloy achieves balanced strength and corrosion control through compositional optimization and surface modification. Polymeric stents such as polylactic acid and polydioxanone demonstrate favorable drainage and avoid secondary removal. Composite biodegradable stents, exemplified by the multi-rate ARCHIMEDES model, have received international approval. Supported by 3D printing and smart functionalization—such as drug-eluting or shape-memory designs—next-generation pancreatic stents may achieve integrated functions of support, repair, and tumor inhibition. Future research should emphasize interdisciplinary material design, degradation kinetics under physiological conditions, and long-term biocompatibility to accelerate clinical translation.

**Key words**

Pancreatic Duct Stents; Biodegradable Material; Magnesium Alloy; Corrosion; Medicine-Engineering Interdisciplinary

**CLC number:** R657.5

胰管支架作为治疗胰腺疾病的关键器械,其发展历程折射出材料学与临床医学的深度交融。自20世纪80年代第一代塑料胰腺支架问世,到金属支架的运用,再到近年来的智能可降解材料突破,胰管支架技术已历经多次重大迭代,已成为胰腺疾病的重要微创治疗方式,如胰管狭窄<sup>[1]</sup>,胰腺炎<sup>[2]</sup>,恶性胰腺肿瘤<sup>[3]</sup>等疾病。通过内镜逆行胰胆管造影(endoscopic retrograde cholangio-pancreatography, ERCP)精确放置支架可以恢复胰液的单向引流,降低胰管内高压并减弱胰酶引发的组织损伤和炎症级联反应。接受ERCP治疗并放置胰管支架的重症胰腺炎患者在疾病后8~72 h感染率降低,病死率降低4成<sup>[4]</sup>,患者疼痛缓解率超过70%<sup>[5]</sup>。同时,胰管支架也被用于治疗胰腺术后胰瘘和胰肠吻合口狭窄<sup>[6]</sup>,对于主胰管直径<3 mm的高危吻合患者,放置胰管支架可显著降低临床相关胰瘘的发生风险<sup>[7]</sup>。胰管支架在国内的应用和研究也逐渐增多,进一步评估胰管支架在治疗胰腺炎(ChiCTR2400090095),预防术后胰腺炎/胰瘘(ChiCTR2400088398, ChiCTR2500101818)等场景中的疗效和安全性。目前,临幊上使用的大多数胰管支架都是由不可生物降解的塑料或金属制成。塑料支架易发生迁移,再狭窄发生率较高<sup>[1]</sup>,而金属支架的引流效率和长期通畅性优于塑料支架,但机械压缩、贴合不良和支架内压力分布改变易诱导新发狭窄,导致炎症反应和组织过度生长<sup>[8-10]</sup>。

耐腐蚀、可降解支架作为学科交叉及材料融合创新的方向,有助于降低新发狭窄和炎症反应

发生,提高手术疗效<sup>[11-13]</sup>,同时无需二次手术取出。理想的胰管支架应具备良好的性能和生物相容性,并在治疗完成后完全降解。随着材料学和制造技术的突破,新型支架正从“被动支撑”向“主动调控”转型。可降解高分子材料及可降解金属材料制成的胰管支架的研发与应用对于胰腺疾病的治疗具有重大意义,本文将从临床需求、材料创新、医工融合、临床转化等维度,系统梳理新型胰管支架材料的前沿进展,纵横比较技术路径,并剖析未来发展的关键挑战。

## 1 现有支架材料的临床性能与局限性

### 1.1 胰管支架临床应用现状

当前临幊广泛应用的胆胰管支架主要为金属支架和塑料支架,均为不可降解材料。传统塑料支架多由聚乙烯(PE)、聚氨酯(PU)和乙烯-醋酸乙烯酯(EVA)共聚物制成,广泛应用于胆胰管支架制作<sup>[14-15]</sup>。PE材料胰管支架易发生移位并可能导致不可逆的导管损伤,虽然通过修饰倒钩的方式可以改善部分性能,但是值得注意的是长期留置可能形成生物膜<sup>[16]</sup>。相比之下,PU材料柔韧性更高但可能通过化学降解产生毒性二胺,而EVA材料通过醋酸酯侧链引起的空间相互作用阻碍PE中的晶体形成,因此具有可调节的柔软度和柔韧性,EVA广泛用于药物输送系统、支架植入术和涂层系统<sup>[17]</sup>,S型EVA胰管支架符合胰管的生理曲率,比直型支架有着更好的通畅率<sup>[18]</sup>。值得注意,即便采用更软的S型支架,也有超过1/3的患者

发生支架诱导导管改变 (stent-induced ductal change, SIDC)，这种改变通常发生在塑料支架置入的胰管中<sup>[19]</sup>。虽然通过ERCP置入单个塑料支架是治疗慢性胰腺炎胰管狭窄的标准方法<sup>[1]</sup>，但长期狭窄导致反复植入支架，易致导管变形和假性囊肿形成，从而加剧慢性胰腺炎<sup>[14]</sup>。塑料胰管支架需要选用柔韧性及生物相容性更好的塑料材料制成，同时通过修改支架结构如曲率、尾钩、套索等方式克服当前局限。

相比塑料支架，传统金属支架如自膨式金属支架 (self-expandable metal stent, SEMS) 多由不锈钢、镍钛合金、钴铬合金制成，具有更大的管径和更长的通畅时间，并可添加覆膜涂层，成为难

治性胰管狭窄的有效替代方案<sup>[1]</sup> (表1)。镍钛合金支架具有优异的柔韧性、生物相容性、耐腐蚀性、超弹性和形状记忆效应，是SEMS的首选<sup>[20]</sup>。同时，金属支架通过覆膜、形状长度、锚固襟翼、缝合线设计等方法改良降低了迁移率<sup>[8,14]</sup>，但长期置入仍会引发组织增生、成纤维化或支架内再狭窄，尤其是非覆膜型金属支架易被增生组织包埋，取出难度较大<sup>[21]</sup>。另外，SEMS通常使用激光切割或由金属丝卷绕、编织和针织工艺制成，限制了支架尺寸和曲率的多样性。未来，金属支架需要提高制造工艺来更好地符合不同患者胰管的生理曲率和病理特征。

表1 不可降解胰管支架优缺点对比

Table 1 Comparison of advantages and disadvantages of non-degradable pancreatic duct stents

材料名称	优点	缺点
PE	生物惰性，柔韧性好，成本低，易于加工	易发生堵塞和位移，长期留置形成生物膜
PU	柔韧性好，耐久性好，抗疲劳性好	可能降解产生有毒二胺；现代医用多采用更安全的脂肪族PU
金属合金	形状记忆，耐腐蚀，支撑性好，管径大，通畅时间更长	含镍合金可能对镍过敏人群存在风险

## 1.2 胰液微环境：材料降解的“推手”

可降解胰管支架植入体内后不仅需要维持胰液通畅引流，更要应对胰腺微环境的严苛挑战，其核心影响因素包括：

胰液主要由水、电解质和消化酶组成，如胰淀粉酶、胰脂肪酶和胰蛋白酶原。不同于胃液强酸或肠液中性环境，胰液pH值(8.0~8.7)具有碱性及复杂离子环境的腐蚀特性，将加速金属支架的碱性腐蚀<sup>[22]</sup>。在该环境下可促进镁合金[镁(Mg)-锌(Zn)-锰(Mn)]表面Mg(OH)<sub>2</sub>化层形成，但HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>缓冲体系可诱发点蚀。同时，胰蛋白酶浓度异常升高时(如急性胰腺炎)，酶解作用使镁合金的腐蚀速率提升2.3倍，点蚀深度增加至120 μm<sup>[22]</sup>。作为胰腺特有的消化酶，胰蛋白酶不仅降解蛋白质，更能分解支架表面的有机涂层。研究<sup>[15]</sup>表明，胰液与胆汁类似，与相同pH值缓冲液相比，胰液加速了有机材料抗拉强度的损失。因此，这种酶促降解与化学水解的协同效应，导致支架降解行为不可预测。

## 1.3 理想的胰管支架：满足个性化临床需求

相比传统的塑料支架和金属支架，可降解高

分子材料具有明显的优势，包括改善胰管狭窄、减少支架迁移和新发狭窄等。聚二氧环己酮 (poly-p-dioxanone, PDX)、左旋聚乳酸 [poly (L-lactic acid) PLLA]、聚己内酯 (polycaprolactone, PCL) 及镁合金支架具有良好的生物相容性，可有效生物降解，近年来受到广泛关注。特别是对于需要短期进行胆胰管支撑需求的患者如急性胰腺炎，可降解支架可避免二次手术取出，有效降低手术并发症发生率、住院时间和医疗费用，已被用于制造胆道支架<sup>[15]</sup>。值得注意的是，根据疾病的病情进展和病理特征不同，如急/慢性胰腺炎、恶性肿瘤对于胰管支架的性能需求不尽相同，如在恶性狭窄中，支架被期望具备更优的力学支撑性以获得更长的通畅引流时间以及抗瘤作用。故可降解支架的降解可控性至关重要，并在降解前提供足够的机械支撑。因此，支架的生物相容性、降解均匀度、抗生物膜形成、抗再狭窄形成以及防脱落等方面均应得到有效提升，以最大限度满足临床需求，提高临床治疗有效率，并在此平台上实现抗炎、抑瘤等功能。

## 2 新型可降解材料的突破与新兴趋势

### 2.1 聚合物材料:降解精准调控与力学适配

聚乳酸(PLA)是一种由乳酸合成的可生物降解聚合物,以其生物相容性和低毒性而闻名,这导致其在2003年被美国食品和药物管理局(FDA)批准用于生物医学应用,PLA广泛应用于药物递送系统、植入和组织工程<sup>[23-25]</sup>。初步研究表明,PLA通常在大约2年内在体内完全降解,PLA支架的径向力和力学性能略逊于金属支架,但特定的编织技术可增强其机械性能<sup>[14]</sup>。体内外实验发现自膨胀编织聚左旋乳酸(PLLA)支架的径向压缩刚度与金属支架相当,并具备优异的射线不透性、生物降解性和生物相容性,表明其具有进一步临床试验的潜力<sup>[26-28]</sup>。在29例接受胰肠吻合术的患者的I期试验<sup>[29]</sup>中,PLA新型生物可降解支架在大约3个月内实现了完全降解,大多数患者获得了良好的临床结果和可接受的并发症发生率。这些发现为基于PLA的胆胰管支架开发和研究奠定了关键基础。

值得注意的是,PDX是一种完全可吸收的合成聚合物,具有无色晶体结构,由人体代谢的重复醚酯单元组成,具有多种优势,包括优异的柔韧性、弹性、3~5个月的短降解时间以及最小的炎症反应<sup>[30]</sup>。PDX在1981年即被批准开发为生物降解缝线<sup>[31]</sup>,而由PDX编织而成的支架压缩力和最大应力都随着单丝直径和编织数量的增加而成比例增加<sup>[32]</sup>,故可通过支架设计优化其机械性能。首次人体研究中,由PDX编织的胰管支架可在3~6个月内降解,并获得58%的成功率<sup>[33]</sup>。但PDX支架植入程序相比传统支架更具有挑战性,内镜术后急性胆管炎发生率为23%<sup>[34-35]</sup>。研究<sup>[36]</sup>提示PDX食管支架可诱导组织增生,故此类材料支架可能有造成局部组织炎症的风险。

为了突破单一材料可降解支架的局限性,如机械支撑性能不佳、生物相容性可变和降解时间不一致,复合材料组合可发挥各组件优势同时减轻其局限性来增强性能。Q3Medical公司开发的ARCHIMEDES支架具有“三档降解”设计,其采用双螺旋引流结构(外层螺旋通道+中心腔),其螺旋设计促进胆汁和胰液在内表面和外表面的流动,并且有各种长度和外径可供选择。该支架通过材料配比实现降解周期精准控制:支架由聚合

物混合物(主要是PDX)制成,可实现3种不同的生物降解速率(12 d, 20 d, 11周)。快速款添加聚乙二醇(PEG)加速水解,中速款添加慢结晶共聚物,而慢速款则引入芳香族单体增强分子链刚性。单中心前瞻性临床数据验证了其降解率符合预期,其移位率仅9.4%,与顶级金属支架相当<sup>[13]</sup>,并能够降低胰腺吻合术后胰瘘发生率<sup>[37]</sup>。2025年7月,ARCHIMEDES获得了FDA的510(k)途径审批(K243412),标志着聚合物胰管支架领域的巨大进步,但值得注意的是该支架仅获510(k)途径审批,其独立安全性有待进一步验证。

### 2.2 传统生物材料的创新应用

甲基丙烯酰明胶(GelMA)和壳聚糖等传统生物材料被广泛用于药物递送等领域,通过与聚合物如PDX、PLA等联合可设计制作新型支架,封装于GelMA水凝胶中的载有柠檬酸的PD支架,表现出柠檬酸释放受控、胰管结石溶解显著以及良好的相容性<sup>[38]</sup>。通过挤出式三维(3D)打印技术制作的壳聚糖导管在模拟胰液中表现出与软组织相匹配的机械性能、良好的生物相容性和不透射线性,并可促进成纤维细胞的生长,未来用于胰管支架的开发具有一定潜力<sup>[39]</sup>。

### 2.3 金属基可降解材料:从“被动腐蚀”到“可控降解”

镁合金作为可降解金属的领跑者,具有优异的性能潜力,其密度低、弹性模量与软组织相近、具有良好的力学性能。但由于Mg在人体生理环境中化学活性高,在人体中的降解速度过快,胰液中的胰蛋白酶、脂肪酶等可显著加速其降解过程,导致支架提前失效,镁基植入体往往难以维持受损组织修复期间的力学性能。

在各种镁合金体系中,由于Zn和Mn添加的有利特性,Mg-Zn-Mn已成为生物医学应用中富有潜力的候选者<sup>[40-41]</sup>。Zn是人体中第二常见的过渡金属元素,对核酸代谢、信号传递、细胞凋亡、神经兴奋控制等生物过程至关重要<sup>[42]</sup>,有限添加Zn可以降低镁合金降解速率<sup>[43]</sup>。Mn在Mg中的溶解度有限,但是Mn可以降低游离体含量并形成相对惰性的金属间化合物,Mn与铁(Fe)相会产生具有微弱电偶效应的缓冲区,并抑制Fe再沉淀到Mg表面,从而减少析氢反应<sup>[22]</sup>。近年通过成分设计与工艺优化实现性能跃升,重庆大学附属人民医院肝胆胰腺外科联合重庆大学国家镁合金材料工程

技术研究中心联合研发的镁合金 ( $Mg-2Zn-1.0Mn$ , ZM1.0) 代表前沿突破: 其通过  $300\text{ }^{\circ}\text{C}$  热挤压 (挤压比  $28.2:1$ ) 获得超细晶结构 ( $3.7\text{ }\mu\text{m}$ ), 使屈服强度提升至  $270\text{ MPa}$  (较纯  $Mg$  提高  $73\%$ ), 同时腐蚀速率降至  $2.94\text{ mm/年}$ 。该材料在真实人胰液中呈现三阶段降解机制: 初期  $\text{Cl}^-$  攻击形成多孔  $Mg(\text{OH})_2$ ; 中期  $\text{HCO}_3^-$  转化为  $\text{CO}_3^{2-}$  生成  $\text{MgCO}_3/\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  保护层; 后期胰蛋白酶分解有机膜诱发点蚀 (图 1)。 $Mn$  元素的加入形成纳米级富集相, 通过提升钝化膜稳定性使电荷转移电阻 ( $R_t$ ) 达  $4\text{--}240\text{ }\Omega/\text{cm}^2$ 。 $Mg-2Zn-1.0Mn$  合金表现出的强度 ( $UTS=311\text{ MPa}$ ,  $EL=17.5\%$ )、耐腐蚀性 ( $2.94\text{ mm/年}$ ) 和良好细胞相容性<sup>[22]</sup>。更加重要的是, 镁合金胆胰管支架可作为新一代的抗肿瘤平台。镁合金在降解过程中可产生  $Mg^{2+}$ 、 $\text{H}_2$  和  $\text{OH}^-$ , 这些降解产物可产生抗肿瘤细胞增殖、激活免疫、调控氧化应

激、调控肿瘤局部微环境的作用<sup>[44]</sup>。 $Mg$  水平的增加可以抑制促炎症途径 (如  $\text{NF-}\kappa\text{B}$  和  $\text{MAPK}$  信号传导), 降低炎症细胞因子 (如  $\text{IL-1}\alpha$ 、 $\text{IL-6}$  和  $\text{TNF-}\alpha$ ) 的产生减少<sup>[45]</sup>;  $Mg^{2+}$  可以调节  $T$  细胞受体信号通路增强  $T$  细胞的活化和增殖<sup>[46]</sup>; 调节自然杀伤细胞的受体表达和功能, 增加其杀伤肿瘤细胞的能力<sup>[47]</sup>; 可以通过调节细胞外基质金属蛋白酶的活性来影响基质降解和重塑, 进而抑制肿瘤细胞的侵袭和转移<sup>[48]</sup>。因此, 支架释放产物  $Mg^{2+}$  可以帮助重塑肿瘤免疫微环境。 $\text{H}_2$  产生氧化应激或信号传导失衡 (例如  $\text{PI3K/Akt}$ 、 $\text{Nrf2/HO-1}$  和  $\text{NF-}\kappa\text{B}$  相关信号传导途径), 从而触发细胞损伤和凋亡<sup>[49-51]</sup>。同时根据镁合金的物理特性, 其可作为功能平台与其他抗肿瘤治疗联合应用如光热治疗、光动力治疗<sup>[52]</sup>、磁热疗法<sup>[53]</sup>等, 使得镁合金成为新型胰管支架的最佳候选者。

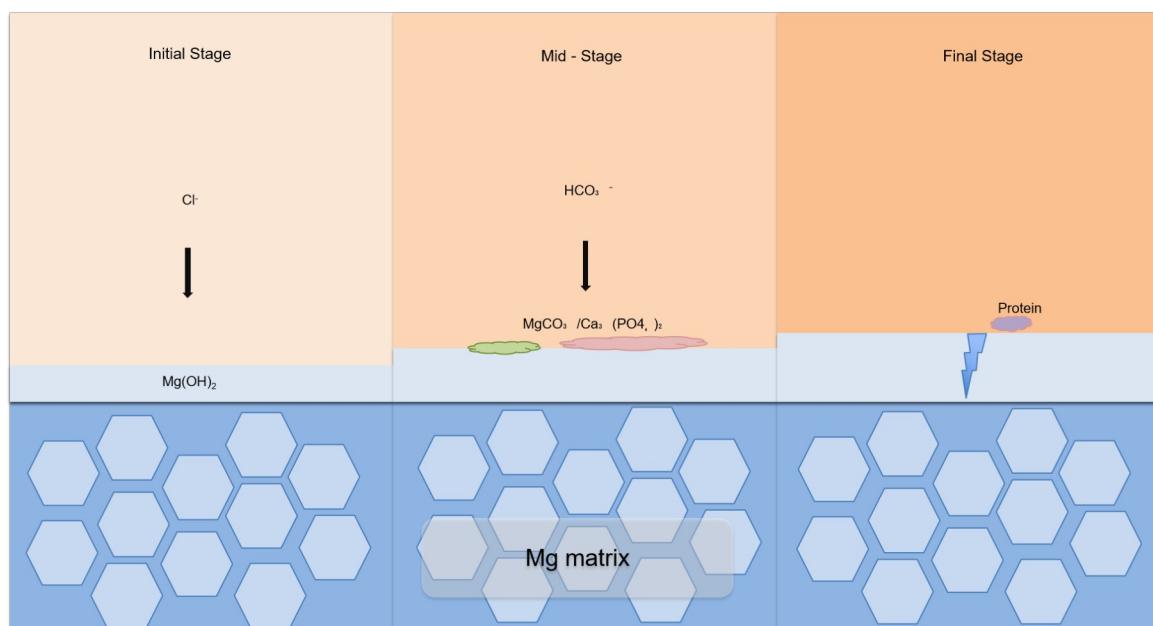


图 1  $Mg\text{-Zn\text{-}Mn}$  合金在真实人胰液中的三阶段降解机制示意图

Figure 1 Schematic illustration of the three-stage degradation mechanism of  $Mg\text{-Zn\text{-}Mn}$  alloy in real human pancreatic fluid

除了镁合金本身合金元素优化之外, 如何进一步主动调控镁合金支架的降解, 表面功能化涂层是关键策略。微弧氧化 (micro-arc oxidation, MAO) 涂层是镁合金表面最常用且研究最广泛的涂层之一, 但是单一的 MAO 涂层无法为镁合金提供长期有效的保护。在此基础上对 MAO 层进一步进行水热处理等方式各种复合涂层进一步提高镁合金的抗生物腐蚀性能<sup>[54-55]</sup>。另外, 通过表面覆膜、电泳等工艺可额外提供抗腐蚀性能及复合功

能, 如局部药物递送。综上, 通过镁合金材料的设计研发及其表面修饰工艺, 镁合金材料胰管支架可实现精准的可控降解, 在胰腺肿瘤领域有望实现“支撑-修复-抑瘤”一体化的精准治疗。

#### 2.4 不可忽视: 降解产物的安全性

可降解生物材料制成的胰管支架在适应不同临床需求场景时体现出了极大的优势, 镁合金基材料的降解产物如  $Mg^{2+}$ 、 $\text{H}_2$  甚至可以提供额外的抗肿瘤功能, 但是降解产物的安全性仍应受到合

理的审视和评估。根据最新的研究表明,广泛使用的可降解聚合物材料如PDS、PLA有着较好的安全性,如PDS主要降解为羟基乙酸、乙醇酸等,其降解产物可进入三羧酸循环或随尿液排出<sup>[56]</sup>;PLA材料主要降解为乳酸,其形成的酸性环境可能有造成局部感染风险,但是相对应的,镁合金材料降解产生的OH<sup>-</sup>可促进形成碱性环境,这两种材料如果进行复合使用,则可以降低酸碱环境改变

导致的风险<sup>[57]</sup>。但是我们也应该注意到:如同不可降解聚合物PE形成微塑料,PLA材料也有降解产生微塑料的潜在风险,微塑料对人体健康的长期影响目前受到越来越多的关注,最新研究提示,PLA微塑料颗粒通过肠道菌群-尿酸代谢轴诱发肝损伤<sup>[58]</sup>。因此,对于生物可降解材料制成的支架在应用过程中,其长期安全性及风险评估仍应得到长期重视(表2)。

表2 主要胰管支架安全性对比  
Table 2 Comparison of safety profiles of major pancreatic duct stent materials

材料名称	主要降解产物	降解特点与潜在风险	长期安全性
PDX	羟基乙酸、乙醇酸等	天然代谢物,生物相容性良好	长期安全性高,降解产物进入三羧酸循环或随尿液排出
PLA	乳酸,可能形成微塑料	局部大量积累引起酸性环境,微塑料 潜在毒性	微塑料可能有未知毒性风险
镁合金	Mg <sup>2+</sup> 、H <sub>2</sub> 、OH <sup>-</sup>	氢气和碱性环境的潜在局部反应	复合材料中的碱性环境可与其他材料产物中和
PE	通常不生物降解,但可能老化释放微塑料	生物惰性材料,风险主要在于支架堵 塞、位移、生物膜形成	作为异物引发慢性炎症反应及微塑料风险
PU	通常不生物降解,但可能发生化学降解,极 缓慢释放潜在毒性二胺	芳香族PU的潜在毒性	改进采用脂肪族二异氰酸酯规避毒性风险

### 3 医工交叉融合的技术革新

#### 3.1 3D/4D打印:标准化生产走向个性化定制

胰管支架的应用和开发与胆管支架有着一定的相似性,多型支架为“胆胰支架”通用设计,通过胆管支架开发的最新进展可以窥探到胰管支架开发的技术革新。增材制造技术推动支架从标准化生产走向个性化定制。目前,3D打印技术被应用于各类生物支架的开发。Lee等<sup>[59]</sup>开发的可降解胆管支架结合了生物活性二氧化硅和PCL,涂有西罗莫司,并用Zn<sup>2+</sup>喷射等离子浸入离子植入增强,该支架表现出优异的生物相容性、机械性能和细菌抑制性,在兔模型中的结果显示有开发潜力。而另一项注入了胶原蛋白、人胎盘间充质干细胞和胆管细胞的3D打印胆管支架表面性能优异,该支架的元件设计可保护支架-干细胞基质结构免受胆汁成分损害,并可能限制生物膜形成<sup>[60]</sup>。2024年,大连医科大学的研究<sup>[61]</sup>通过接受全腹腔镜胰十二指肠切除术的患者的数据,术前CT扫描转换为3D重建,使用PLA设计和打印定制支架,并在猪体内进行了实验,其安全性和有效性与传统方法相当,该项研究为未来设计制作胰空肠吻

合术专用可降解支架提供了思路。4D打印在3D打印的基础上引入了时间维度,这项技术建立在形状记忆聚合物、纳米复合材料和水凝胶等智能材料的基础上,通过响应pH值和温度等环境因素自发地转变为预定义的形状<sup>[62]</sup>。目前,3D/4D打印仍处在开发的早期阶段,在各类生物材料的应用中尚处于探索阶段。未来通过对多种可降解材料和智能材料复合应用设计,有望为患者定制生产专属的胰管支架,提升其治疗效果。

#### 3.2 结构功能一体化:不仅是机械支撑

新型支架正从单一机械支撑转向多功能集成:如ARCHIMEDES支架添加硫酸钡实现显影定位,X射线下可视性提升80%,而PPDO-BaSO<sub>4</sub>复合实验证实,硫酸钡添加对降解周期无显著影响<sup>[13]</sup>;药物洗脱支架能够搭载多种药物或生物活性物质,如抗肿瘤剂、免疫抑制剂等,通过局部释放药物最大限度减少全身作用而提高局部作用效果<sup>[63]</sup>;通过GelMA水凝胶涂层加载柠檬酸,用于胰管结石的治疗<sup>[38]</sup>;通过亲水涂层修饰和抗菌涂层构建可抑制支架表面微生物生长,抑制生物膜形成,降低感染和堵塞风险<sup>[59]</sup>。

## 4 临床转化挑战与未来方向

### 4.1 降解动力学实验的局限性

尽管新型材料层出不穷，降解精准调控仍是产业化的核心瓶颈。在新型胰管支架的研发过程中，进行加速测试具有局限性：现行ISO标准采用模拟体液（simulated body fluid, SBF）测试，但重庆大学研究<sup>[22]</sup>证实，SBF与真实胰液的降解相关性仅0.63，尤其无法模拟胰蛋白酶的酶解作用。在新型材料的开发测试过程中，需要重点关注其生理病理环境下的降解动力学效应。

### 4.2 生物相容性：降解产物的生物相容性

以镁合金支架为例，其在胰液环境中将产生Mg<sup>2+</sup>、H<sub>2</sub>及OH<sup>-</sup>。当前研究表明其可干扰细胞的Mg平衡，促进免疫，增强抗肿瘤效果，这对于肿瘤源性的胰管狭窄是有利的，但对于良性狭窄的应用，包括H<sub>2</sub>在内的代谢产物的长期安全性仍有待进一步研究<sup>[44]</sup>。其他可降解材料特别是复合材料产生的降解产物类型将更加复杂，需要进一步评估。

材料-组织界面整合不足，现有支架缺乏促进导管上皮再生的主动调控能力，导致新生组织屏障功能缺陷，但目前已经可以看到，通过壳聚糖3D打印导管可能促进成纤维细胞生长<sup>[39]</sup>，具备潜在屏障功能。

### 4.3 临床转化：从实验室到手术室的鸿沟

新型支架产业化面临的障碍首先是成本控制，ARCHIMEDES支架虽然已获得FDA审批，但是当前价格是金属支架的2倍，如何权衡医疗支出与治疗获益值得思考；其次是医生操作习惯，可降解支架对定位精度要求更高，操作更具挑战性<sup>[34-35]</sup>；另外长期安全性数据缺乏，各类新型支架仍未得到广泛的临床应用，包括ARCHIMEDES支架仅通过510（k）途径审批而非上市前审批，新型支架的长期安全性仍有待验证。第三，亟须转化医学创新策略，医工协同设计平台将助力缩短实验室到手术室的距离，将临床需求直接驱动材料改性，不断促进新型胰管支架的开发与改进。此外，还需重视真实世界数据收集，建立可降解支架登记系统，纳入患者数据指导产品迭代，在量产与个性化之前提供更优的前期模板设计。

## 5 小结与展望

胰管支架作为介入治疗中的关键器械，其材料性能对治疗效果具有决定性影响。纵览胰管支架发展历程，20世纪80年代塑料支架解决了“有无”问题；当前临床使用的非降解支架虽具有初步支撑能力，但存在植入后感染、取出困难、异物反应等不良事件。近年来，生物可降解支架凭借其可控降解、生物安全性及优良力学性能，有望在未来成为胰管支架的主流选择，但值得注意的是，多数新型支架尚处于实验阶段。胰管支架材料的演进折射出“惰性植入”向“智能降解”的范式转变。横观国际格局，欧美企业领跑产业化（如Q3Medical已有新型胰管支架通过欧盟CE认证和FDA审批），而中国在基础研究领域表现突出（如重庆大学国家镁合金材料工程技术研究中心），但在转化效率方面仍有差距。

未来研究建议聚焦以下几个方面：(1)组织工程支架：采用有限元、生物力学模拟引导支架几何设计；(2)个性化定制：基于患者综合检测数据，通过智能响应材料的增材打印，实现支架个性化定制；(3)高质量动物模型：构建符合人类胰液成分的动物实验体系，验证安全性与疗效；(4)产学研协同转化：整合临床需求、工程技术和企业资源，加速创新支架产品注册上市。要实现这些突破，亟需打破学科壁垒：材料学家需深入理解胰蛋白酶激活机制；临床医师应参与支架设计早期阶段；监管机构则需建立适应快速创新的评价体系。当医工交叉从“简单拼接”走向“深度交融”，胰管支架将有望从单一管道转变为“支撑-修复-抑瘤”一体化精准治疗的多功能平台。

作者贡献声明：尹靖阳负责文献检索解读、初稿撰写；易忠超、王彦军负责文献检索和整理、初稿修改；余加负责框架设计，论文审核修改，项目管理和协调；郭诗翔负责概念构思和设计，论文审核修改，整体管理和协调。

利益冲突：所有作者均声明不存在利益冲突。

## 参考文献

- [1] Dumonceau JM, Delhaye M, Tringali A, et al. Endoscopic treatment of chronic pancreatitis: European society of

- gastrointestinal endoscopy (ESGE) guideline-updated August 2018[J]. *Endoscopy*, 2019, 51(2): 179–193. doi: [10.1055/a-0822-0832](https://doi.org/10.1055/a-0822-0832).
- [2] 陈亮平,赵成思,彭波,等.早期胰管支架置入治疗急性坏死性胰腺炎的疗效:附57例报告[J].中国普通外科杂志,2023,32(9):1379–1386. doi:[10.7659/j.issn.1005-6947.2023.09.011](https://doi.org/10.7659/j.issn.1005-6947.2023.09.011).
- Chen LP, Zhao CS, Peng B, et al. Efficacy of early pancreatic duct stent placement in treatment of acute necrotizing pancreatitis: a report of 57 cases[J]. *China Journal of General Surgery*, 2023, 32 (9):1379–1386. doi:[10.7659/j.issn.1005-6947.2023.09.011](https://doi.org/10.7659/j.issn.1005-6947.2023.09.011).
- [3] Giuliani T, Marchegiani G, Girgis MD, et al. Endoscopic placement of pancreatic stent for "Deep" pancreatic enucleations operative technique and preliminary experience at two high-volume centers[J]. *Surg Endosc*, 2020, 34(6): 2796–2802. doi: [10.1007/s00464-020-07501-y](https://doi.org/10.1007/s00464-020-07501-y).
- [4] Dibirov MD, Khachatryan NN, Erin SA, et al. Results of 300 pancreatic duct stenting in acute pancreatitis[J]. *Khirurgiiia (Mosk)*, 2020(11):86–92. doi:[10.17116/hirurgia202011186](https://doi.org/10.17116/hirurgia202011186).
- [5] Nabi Z, Lakhtakia S. Endoscopic management of chronic pancreatitis[J]. *Dig Endosc*, 2021, 33(7): 1059–1072. doi: [10.1111/den.13968](https://doi.org/10.1111/den.13968).
- [6] Hirashita T, Iwashita Y, Fujinaga A, et al. Short internal pancreatic stent reduces pancreatic fistula in pancreateoduodenectomy[J]. *Langenbecks Arch Surg*, 2021, 406(3): 721–728. doi: [10.1007/s00423-020-02036-1](https://doi.org/10.1007/s00423-020-02036-1).
- [7] Dai Y, Lu X, Jiang L, et al. The impact of pancreatic duct stent placement on the clinically relevant postoperative pancreatic fistula rate for high-risk anastomoses: a systematic review and meta-analysis[J]. *BMC Gastroenterol*, 2025, 25(1): 116. doi: [10.1186/s12876-025-03700-w](https://doi.org/10.1186/s12876-025-03700-w).
- [8] Ogura T, Onda S, Takagi W, et al. Placement of a 6 mm, fully covered metal stent for main pancreatic head duct stricture due to chronic pancreatitis: a pilot study (with video) [J]. *Therap Adv Gastroenterol*, 2016, 9(5): 722–728. doi: [10.1177/1756283X16651855](https://doi.org/10.1177/1756283X16651855).
- [9] Karstensen JG, Novovic S, Hansen EF, et al. EUS-guided drainage of large walled-off pancreatic necroses using plastic versus lumen-apposing metal stents:a single-centre randomised controlled trial[J]. *Gut*, 2023, 72(6):1167–1173. doi:[10.1136/gutjnl-2022-328225](https://doi.org/10.1136/gutjnl-2022-328225).
- [10] Tringali A, Vadalà di Prampero SF, Landi R, et al. Fully covered self-expandable metal stents to dilate persistent pancreatic strictures in chronic pancreatitis: long-term follow-up from a prospective study[J]. *Gastrointest Endosc*, 2018, 88(6):939–946. doi: [10.1016/j.gie.2018.08.019](https://doi.org/10.1016/j.gie.2018.08.019).
- [11] Han S, Obando JV, Bhatt A, et al. Biliary and pancreatic stents[J]. *Gastrointest Endosc*, 2023, 97(6): 1003–1004. doi: [10.1016/j.gie.2023.03.016](https://doi.org/10.1016/j.gie.2023.03.016).
- [12] Pfau PR, Pleskow DK, Banerjee S, et al. Pancreatic and biliary stents[J]. *Gastrointest Endosc*, 2013, 77(3):319–327. doi:[10.1016/j.gie.2012.09.026](https://doi.org/10.1016/j.gie.2012.09.026).
- [13] Anderloni A, Fugazza A, Maroni L, et al. New biliary and pancreatic biodegradable stent placement: a single-center, prospective, pilot study (with video)[J]. *Gastrointest Endosc*, 2020, 92(2):405–411. doi:[10.1016/j.gie.2020.02.049](https://doi.org/10.1016/j.gie.2020.02.049).
- [14] Fan H, Li N, Zhang XG, et al. A review on pancreatic duct stents: materials and emerging trends[J]. *Biomed Mater*, 2025, 20(3): 032004. doi:[10.1088/1748-605x/adcb7d](https://doi.org/10.1088/1748-605x/adcb7d).
- [15] Song G, Zhao HQ, Liu Q, et al. A review on biodegradable biliary stents: materials and future trends[J]. *Bioact Mater*, 2022, 17:488–495. doi:[10.1016/j.bioactmat.2022.01.017](https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2022.01.017).
- [16] Johanson JF, Schmalz MJ, Geenen JE. Simple modification of a pancreatic duct stent to prevent proximal migration[J]. *Gastrointest Endosc*, 1993, 39(1):62–64. doi:[10.1016/s0016-5107\(93\)70013-9](https://doi.org/10.1016/s0016-5107(93)70013-9).
- [17] Ferrari G, Silveira da Silva L, Cerruti R, et al. Development and characterization of 3D printed ethylene vinyl acetate (EVA) as drug delivery device for the treatment of overactive bladder[J]. *Drug Dev Ind Pharm*, 2024, 50(4): 285–296. doi: [10.1080/03639045.2024.2311177](https://doi.org/10.1080/03639045.2024.2311177).
- [18] Hori Y, Ichino Y, Naitoh I, et al. Impact of physiologically shaped pancreatic stent for chronic pancreatitis[J]. *Sci Rep*, 2021, 11(1): 8285. doi:[10.1038/s41598-021-87852-1](https://doi.org/10.1038/s41598-021-87852-1).
- [19] Takuma K, Okano N, Kimura Y, et al. Development of irreversible pancreatic ductal change triggered by pancreatic duct stenting in chronic pancreatitis[J]. *J Gastroenterol Hepatol*, 2024, 39(12):2746–2751. doi:[10.1111/jgh.16733](https://doi.org/10.1111/jgh.16733).
- [20] Lam R, Muniraj T. Fully covered metal biliary stents: a review of the literature[J]. *World J Gastroenterol*, 2021, 27(38): 6357–6373. doi:[10.3748/wjg.v27.i38.6357](https://doi.org/10.3748/wjg.v27.i38.6357).
- [21] Ko SW, So H, Oh D, et al. Long-term clinical outcomes of a fully covered self-expandable metal stent for refractory pancreatic strictures in symptomatic chronic pancreatitis:an 11-year follow-up study[J]. *J Gastroenterol Hepatol*, 2023, 38(3): 460–467. doi: [10.1111/jgh.16105](https://doi.org/10.1111/jgh.16105).
- [22] Li Q, Wang S, She J, et al. Mg-Zn-Mn alloys degradation in pancreatic fluid: Trypsin disrupts passivation for stent design[J]. *J Magnes Alloys*, 2025. doi: [10.1016/j.jma.2025.06.003](https://doi.org/10.1016/j.jma.2025.06.003). [Online ahead of print]
- [23] Schätzlein E, Kicker C, Söhling N, et al. 3D-printed PLA-bioglass scaffolds with controllable calcium release and MSC adhesion for bone tissue engineering[J]. *Polymers (Basel)*, 2022, 14(12): 2389. doi:[10.3390/polym14122389](https://doi.org/10.3390/polym14122389).
- [24] da Silva D, Kaduri M, Poley M, et al. Biocompatibility,

- biodegradation and excretion of polylactic acid (PLA) in medical implants and theranostic systems[J]. *Chem Eng J*, 2018, 340:9–14. doi:10.1016/j.cej.2018.01.010.
- [25] Ng F, Nicoulin V, Peloso C, et al. In vitro and in vivo hydrolytic degradation behaviors of a drug-delivery system based on the blend of PEG and PLA copolymers[J]. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2023, 15(48):55495–55509. doi:10.1021/acsami.2c13141.
- [26] Laukkarinen J, Lämsä T, Nordback I, et al. A novel biodegradable pancreatic stent for human pancreatic applications: a preclinical safety study in a large animal model[J]. *Gastrointest Endosc*, 2008, 67(7):1106–1112. doi:10.1016/j.gie.2007.10.013.
- [27] Parviainen M, Sand J, Harmoinen A, et al. A new biodegradable stent for the pancreaticojejunal anastomosis after pancreaticoduodenal resection: in vitro examination and pilot experiences in humans[J]. *Pancreas*, 2000, 21(1): 14–21. doi:10.1097/00006676-200007000-00047.
- [28] Nuutinen JP, Clerc C, Reiniainen R, et al. Mechanical properties and in vitro degradation of bioabsorbable self-expanding braided stents[J]. *J Biomater Sci Polym Ed*, 2003, 14(3): 255–266. doi:10.1163/156856203763572707.
- [29] Nordback I, Räty S, Laukkarinen J, et al. A novel radiopaque biodegradable stent for pancreatobiliary applications: the first human phase I trial in the pancreas[J]. *Pancreatology*, 2012, 12(3): 264–271. doi:10.1016/j.pan.2012.02.016.
- [30] Saito Y, Minami K, Kobayashi M, et al. New tubular bioabsorbable knitted airway stent: biocompatibility and mechanical strength[J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2002, 123(1): 161–167. doi:10.1067/mtc.2002.118503.
- [31] Bartholomew RS. PDS (polydioxanone suture): a new synthetic absorbable suture in cataract surgery. A preliminary study[J]. *Ophthalmologica*, 1981, 183(2):81–85. doi:10.1159/000309144.
- [32] Liu Y, Zhang P. Characterization of compression behaviors of fully covered biodegradable polydioxanone biliary stent for human body: a numerical approach by finite element model[J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 62: 128–138. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.04.029.
- [33] Cahen DL, van der Merwe SW, Laleman W, et al. A biodegradable non-covered self-expandable stent to treat pancreatic duct strictures in chronic pancreatitis: a proof of principle[J]. *Gastrointest Endosc*, 2018, 87(2):486–491. doi:10.1016/j.gie.2017.08.018.
- [34] Siiki A, Rinta-Kiikka I, Sand J, et al. A pilot study of endoscopically inserted biodegradable biliary stents in the treatment of benign biliary strictures and cystic duct leaks[J]. *Gastrointest Endosc*, 2018, 87(4): 1132–1137. doi:10.1016/j.gie.2017.10.042.
- [35] Mauri G, Michelozzi C, Melchiorre F, et al. Benign biliary strictures refractory to standard bilioplasty treated using polydioxanone biodegradable biliary stents: retrospective multicentric data analysis on 107 patients[J]. *Eur Radiol*, 2016, 26 (11):4057–4063. doi:10.1007/s00330-016-4278-6.
- [36] Dumoulin FL, Plassmann D. Tissue hyperplasia following placement of a biodegradable stent for a refractory esophageal stricture: treatment with Argon plasma coagulation[J]. *Endoscopy*, 2012, 44(Suppl 2 UCTN): E356–E357. doi:10.1055/s-0032-1310021.
- [37] Mazzola M, Bertoglio CL, Giani A, et al. Novel biodegradable internal stent as a mitigation strategy in high-risk pancreaticojejunostomy: technical notes and preliminary results[J]. *Surg Today*, 2022, 52(7): 1115–1119. doi:10.1007/s00595-022-02488-6.
- [38] Li J, Lv Y, Chen Z, et al. Citric acid loaded hydrogel-coated stent for dissolving pancreatic duct calculi[J]. *Gels*, 2024, 10(2):125. doi:10.3390/gels10020125.
- [39] Pan M, Zhao C, Xu Z, et al. Radiopaque chitosan ducts fabricated by extrusion-based 3D printing to promote healing after pancreaticoenterostomy[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2021, 9: 686207. doi:10.3389/fbioe.2021.686207.
- [40] Kang X, Zhang A, Zhang X, et al. Corrosion barriers induced by nano-heterogeneous structure in a biodegradable MgZn-based metal[J]. *J Magnes Alloys*, 2024, 4: 13. doi:10.1016/j.jma.2024.04.032.
- [41] Wang D, Jiang X, Chen C, et al. Adjustable corrosion and mechanical properties of Mg-Zn-Ca-Ni alloys for fracturing materials[J]. *J Magnes Alloys*, 2025, 13(6): 2618–2635. doi:10.1016/j.jma.2024.07.011.
- [42] Hashemi M, Alizadeh R, Langdon TG. Recent advances using equal-channel angular pressing to improve the properties of biodegradable Mg-Zn alloys[J]. *J Magnes Alloys*, 2023, 11(7): 2260–2284. doi:10.1016/j.jma.2023.07.009.
- [43] Bahmani A, Arthanari S, Shin KS. Corrosion behavior of Mg-Mn-Ca alloy: influences of Al, Sn and Zn[J]. *J Magnes Alloys*, 2019, 7 (1):38–46. doi:10.1016/j.jma.2018.11.004.
- [44] Xu B, Song Y, Yang K, et al. Magnesium metal and its corrosion products: promising materials for tumor interventional therapy[J]. *J Magnes Alloys*, 2023, 11(3): 763–775. doi:10.1016/j.jma.2023.02.007.
- [45] Sugimoto J, Romani AM, Valentin-Torres AM, et al. Magnesium decreases inflammatory cytokine production: a novel innate immunomodulatory mechanism[J]. *J Immunol*, 2012, 188(12): 6338–6346. doi:10.4049/jimmunol.1101765.
- [46] Lötscher J, Líndez AMI, Kirchhamer N, et al. Magnesium sensing via LFA-1 regulates CD8<sup>+</sup> T cell effector function[J]. *Cell*,

- 2022, 185(4):585–602.e29. doi:10.1016/j.cell.2021.12.039.
- [47] Vivier E, Rebuffet L, Narni-Mancinelli E, et al. Natural killer cell therapies[J]. *Nature*, 2024, 626(8000): 727–736. doi: 10.1038/s41586-023-06945-1.
- [48] Yang F, Xue Y, Wang F, et al. Sustained release of magnesium and zinc ions synergistically accelerates wound healing[J]. *Bioact Mater*, 2023, 26:88–101. doi:10.1016/j.bioactmat.2023.02.019.
- [49] Chu J, Gao J, Wang J, et al. Mechanism of hydrogen on cervical cancer suppression revealed by high-throughput RNA sequencing[J]. *Oncol Rep*, 2021, 46(1): 141. doi: 10.3892/or.2021.8092.
- [50] Jiang Y, Liu G, Zhang L, et al. Therapeutic efficacy of hydrogen-rich saline alone and in combination with PI3K inhibitor in non-small cell lung cancer[J]. *Mol Med Rep*, 2018, 18(2):2182–2190. doi:10.3892/mmr.2018.9168.
- [51] Chen H, Xie K, Han H, et al. Molecular hydrogen protects mice against polymicrobial sepsis by ameliorating endothelial dysfunction via an Nrf2/HO-1 signaling pathway[J]. *Int Immunopharmacol*, 2015, 28(1): 643–654. doi: 10.1016/j.intimp.2015.07.034.
- [52] Manivasagan P, Ashokkumar S, Manohar A, et al. Biocompatible calcium ion-doped magnesium ferrite nanoparticles as a new family of photothermal therapeutic materials for cancer treatment[J]. *Pharmaceutics*, 2023, 15(5): 1555. doi: 10.3390/pharmaceutics15051555.
- [53] Yan H, Shang W, Sun X, et al. "All-in-one" nanoparticles for trimodality imaging-guided intracellular photo-magnetic hyperthermia therapy under intravenous administration[J]. *Adv Funct Materials*, 2018, 28(9): 1705710. doi: 10.1002/adfm.201705710.
- [54] Chang L, Tian L, Liu W, et al. Formation of dicalcium phosphate dihydrate on magnesium alloy by micro-arc oxidation coupled with hydrothermal treatment[J]. *Corros Sci*, 2013, 72: 118–124. doi: 10.1016/j.corsci.2013.03.017.
- [55] Zhang D, Peng F, Qiu J, et al. Regulating corrosion reactions to enhance the anti-corrosion and self-healing abilities of PEO coating on magnesium[J]. *Corros Sci*, 2021, 192: 109840. doi: 10.1016/j.corsci.2021.109840.
- [56] Middleton JC, Tipton AJ. Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices[J]. *Biomaterials*, 2000, 21(23):2335–2346. doi: 10.1016/s0142-9612(00)00101-0.
- [57] Ferrández-Montero A, Lieblich M, Sanchez-Herencia AJ, et al. Colloidal processing as a successful alternative to produce PLA/Mg composites with tailored mechanical and biodegradation properties[J]. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2025, 255:114906. doi: 10.1016/j.colsurfb.2025.114906.
- [58] Deng Y, Li Z, Huang Y, et al. Hepatotoxicity induced by polylactic acid microplastics: The mediating role of gut microbiota and uric acid metabolism[J]. *J Adv Res*, 2025:S2090–1232(25)00661–7. doi: 10.1016/j.jare.2025.08.055. [Online ahead of print]
- [59] Lee H, Won DS, Park S, et al. 3D-printed versatile biliary stents with nanoengineered surface for anti-hyperplasia and antibiofilm formation[J]. *Bioact Mater*, 2024, 37: 172–190. doi: 10.1016/j.bioactmat.2024.03.018.
- [60] Boyer CJ, Boktor M, Samant H, et al. 3D printing for bio-synthetic biliary stents[J]. *Bioengineering (Basel)*, 2019, 6(1): 16. doi: 10.3390/bioengineering6010016.
- [61] Xiang F, Yao C, Guan G, et al. Application of 3D printing to design and manufacture pancreatic duct stent and animal experiments[J]. *Bioengineering (Basel)*, 2024, 11(10): 1004. doi: 10.3390/bioengineering11101004.
- [62] Shakibania S, Ghazanfari L, Raeiszadeh-Sarmazdeh M, et al. Medical application of biomimetic 4D printing[J]. *Drug Dev Ind Pharm*, 2021, 47(4): 521–534. doi: 10.1080/03639045.2020.1862179.
- [63] Jang SI, Fang S, Baek YY, et al. Local delivery of gemcitabine inhibits pancreatic and cholangiocarcinoma tumor growth by promoting epidermal growth factor receptor degradation[J]. *Int J Mol Sci*, 2020, 21(5):1605. doi:10.3390/ijms21051605.

(本文编辑 宋涛)

**本文引用格式:**尹靖阳,易忠超,王彦军,等.新型胰管支架材料研发进展:从惰性植入到智能降解的医工融合创新[J].中国普通外科杂志,2025,34(9):1892–1901. doi:10.7659/j.issn.1005–6947.250466

**Cite this article as:** Yin JY, Yi ZC, Wang YJ, et al. Advances in the development of novel pancreatic duct stent materials: from inert implantation to intelligent degradation through medical-engineering integration[J]. *Chin J Gen Surg*, 2025, 34(9):1892–1901. doi:10.7659/j.issn.1005–6947.250466