

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2026.02.024

PEEK表面构建药物缓释系统增强骨再生的研究进展

杨茗园¹, 周阳², 张永恒², 吴晨², 周丽苹¹, 郑延延¹, 刘吕花¹

(1. 川北医学院药学院, 四川南充 637000; 2. 川北医学院口腔医学院, 四川南充 637000)

摘要: 聚醚醚酮(PEEK)具有与人体自然骨相似弹性模量的优势,但存在无抗菌活性和低促骨再生性能的局限性。通过在PEEK表面构建药物缓释系统可有效改善上述不足,从而增强骨再生。本文介绍了在PEEK表面负载纳米颗粒(NPs)涂层(单组分NPs涂层和多组分NPs涂层)和载药聚合物涂层(载药多酚涂层、载药水凝胶涂层、载药人工合成聚合物涂层和载药层层自组装涂层)构建药物缓释系统的研究进展,并详细阐述了不同药物缓释系统对应的构建原理、构建方法和药物缓释机制。最后对PEEK表面构建药物缓释系统的未来发展方向和应用前景进行了展望。

关键词: 聚醚醚酮; 表面改性; 药物缓释; 骨再生; 抗菌活性

中图分类号: R318.08 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2026)02-0191-08

Research progress on drug sustained-release system constructed on PEEK surface to enhance bone regeneration

YANG Mingyuan¹, ZHOU Yang², ZHANG Yongheng², WU Chen², ZHOU Liping¹, ZHENG Yanyan¹, LIU Lyuhua¹

(1. School of Pharmacy, North Sichuan Medical College, Nanchong 637000, China;

2. School of Stomatology, North Sichuan Medical College, Nanchong 637000, China)

Abstract: Polyetheretherketone (PEEK) has the advantage of having an elastic modulus similar to that of natural human bone, but it also has limitations such as lack of antibacterial activity and poor bone regeneration performance. The construction of drug sustained-release systems on PEEK surfaces can effectively address these limitations and enhance bone regeneration. The research progress of nanoparticles (NPs) coatings (single-component NPs coatings and multi-component NPs coatings) or drug-loaded polymer coatings (drug-loaded polyphenol coatings, drug-loaded hydrogel coatings, drug-loaded synthetic polymer coating, and drug-loaded layer-by-layer assembly coatings) on PEEK surface to construct drug-sustained release system were reviewed. The construction principles, methods, and drug sustained-release mechanisms of these different drug sustained-release systems were discussed. Finally, the future development direction and application prospects of drug sustained-release systems constructed on PEEK surfaces were prospected.

Keywords: polyetheretherketone; surface modification; drug sustained-release; bone regeneration; antibacterial activity

由创伤、骨科疾病等导致的骨缺损一直是临床修复的难题,常需植入骨科假体材料来增强骨再生。骨科假体材料需要具备良好的生物相容性、生物力学相容性、耐磨耐腐蚀以及一定的骨整合能力,而传统假体材料如钛及其合金的弹性模量远远高于人体自然骨,易引起“应力屏蔽”效应,造成假体周围骨组织发生萎缩或吸收,最终导致植入失败^[1]。聚醚醚酮(PEEK)是一种聚芳香族半结晶热塑性聚合物,因其具备与人体骨相似的弹性模量,以及耐磨耐腐蚀和稳定的化学性能,在牙科和骨科有广泛应用^[2],有望替代传统的骨科假体材料。然而,PEEK存在无抗菌活性^[3]和低促骨再生性能^[4]

等缺点,因此在使用前需对其进行改性。目前,在PEEK表面进行改性的方法主要有物理改性、化学改性和构建药物缓释系统三种^[5]。骨再生是一个长期的过程,而药物缓释系统恰好能持续提供促进骨形成的生物活性物质或药物(后文统称为“药物”),因此在PEEK表面构建药物缓释系统促进骨再生相较于单纯的物理或化学改性更具有优势。此外,预防和解决术后假体周围感染也是假体应用时需面临的一大难题。一旦细菌在假体表面定植并增殖形成能阻挡抗生素渗透的生物膜时,传统的抗生素治疗将不再起效,最终需进行清创手术甚至更换假体^[6]。因此,在PEEK表面构建的药物缓释

基金项目: 四川省科技厅项目(2022YFSY0043, 2022NSFSC1537),南充市科技局项目(22SXCXTD0001)

通信作者: 刘吕花, 硕士, 高级实验师, 主要从事骨科/口腔植入材料表面/界面功能构建及药物控释与骨组织工程等方面的研究

收稿日期: 2025-11-20

引用格式: 杨茗园, 周阳, 张永恒, 等. PEEK表面构建药物缓释系统增强骨再生的研究进展[J]. 工程塑料应用, 2026, 54(2): 191-198.

YANG Mingyuan, ZHOU Yang, ZHANG Yongheng, et al. Research progress on drug sustained-release system constructed on PEEK surface to enhance bone regeneration[J]. Engineering Plastics Application, 2026, 54(2): 191-198.

系统还需要具备抗菌性能,以更好地保障骨再生。

现阶段,在PEEK表面构建药物缓释系统的方式主要有两种。一是将药物制备成不同药物缓释剂型纳米颗粒(NPs),随后负载于PEEK表面制得具备显著NPs形貌的NPs涂层。按药物缓释剂型NPs组成成分分类,可将NPs涂层分为纯药物的单组分NPs涂层和药物与药物载体结合的多组分NPs涂层。多组分NPs涂层包括载药脂质体NPs涂层、载药纳米微球涂层、载药金属有机框架(MOF)涂层和载药共价有机框架(COF)涂层。二是在PEEK表面制备不具备显著NPs形貌的载药聚合物涂层。按制备方法和原理分类,可将载药聚合物涂层分为载药多酚涂层、载药水凝胶涂层、载药人工合成聚合物涂层和载药层层自组装(LBL)涂层。综上所述,本文从NPs涂层和载药聚合物涂层两个方面对PEEK表面构建的药物缓释系统进行综述,并详细阐述了药物缓释系统的构建原理、构建方法及药物缓释机制,最后对其发展方向进行展望。

1 预处理

在PEEK表面构建药物缓释系统前,需预处理其表面以引入活性官能团或构建三维(3D)多孔结构,从而提高药物缓释系统与基底结合的牢固程度、药物负载量和缓释效果。目前,常用聚多巴胺(PDA)涂层、磺化处理和聚乙烯亚胺(PEI)活化等方式对PEEK表面进行预处理。

1.1 PDA涂层

PDA涂层是一种源自贻贝黏附蛋白的仿生聚合物涂层,由多巴胺(DA)在弱碱性微环境下氧化自聚合形成,可黏附于几乎所有种类的材料表面^[7-8]。经PDA预处理后的PEEK(PEEK-PDA)表面存在大量的儿茶酚基团和氨基,在大幅提升PEEK的亲水性、细胞黏附和增殖等性能的同时,还可作为锚点实现后续药物缓释系统的负载^[9]。儿茶酚基团可螯合金属离子,还可与含有氨基、硫醇、咪唑和巯基等官能团的亲核试剂发生希夫碱反应或迈克尔加成反应,氨基则能与氨基酸或其他含有羧基的物质形成酰胺键^[10]。此外,PDA涂层属于载药聚合物涂层中的多酚涂层,是药物缓释系统之一。

1.2 磺化

磺化是指将PEEK依次浸入磺化剂和凝固剂中反应,在其表面形成富含磺酸基的3D多孔纳米结构网络的过程,经磺化处理后的PEEK称为磺化PEEK(SPEEK)^[11]。3D多孔结构是一个理想的载药平台,较高的孔隙率有助于负载药物缓释系统。同时,SPEEK的3D多孔结构有利于成骨细胞的黏附、增殖与分化,还利于骨组织向孔隙内部生长,在体内可增强骨整合^[12]。此外,磺酸基的引入赋予PEEK一定抗菌性能^[13]和成骨性能^[14]。然而,磺化时间过长会使SPEEK表面多孔结构溶解和过量硫酸残留,导致SPEEK与细胞的相容性变差。因此,有必要探索最佳磺化方案。有研究对比了在浓硫酸(质量分数95%~98%)中磺化不同时间对PEEK性能的改变,发现磺化5 min的SPEEK的多孔结构形成效率高、疏

水残留量相对较低以及细胞相容性最佳^[15],这使得该方案成为PEEK药物缓释系统构建中较为常用的磺化方案。

1.3 PEI活化

在PEEK表面构建LBL涂层前,会用PEI对其表面进行活化预处理^[16]。PEI是一种具有分支状或线性结构的高分子聚合物,经PEI活化的PEEK(PEEK-PEI)表面因富含氨基等基团而显正电性,可通过静电作用、氢键、范德华力等作用力使后续构建的LBL涂层更牢固。

2 NPs涂层

NPs作为一种药物递送系统在生物医学领域有广泛应用。在牙科和骨科领域,NPs不仅能发挥细胞标记、药物递送和基因递送功能,还可影响间充质干细胞、成骨细胞和破骨细胞的行为和功能^[17]。因此,将NPs负载于PEEK表面构建NPs药物缓释系统,有望增强其骨再生能力。本文依据负载于PEEK表面的药物缓释剂型NPs的组成成分,将NPs涂层分为仅含药物的单组分NPs涂层和由药物与药物载体结合组成的多组分NPs涂层两类。

2.1 单组分NPs涂层

目前,用于PEEK表面NPs涂层构建的单组分NPs多为AgNPs^[18-20],可通过直接锚定或者化学键合的方式将其负载于PEEK表面,实现Ag⁺的缓慢释放和发挥抗菌功效,同时,避免因Ag⁺突释导致局部浓度过高而产生细胞毒性。Ag⁺的缓释机制与缓慢氧化有关,当溶液中同时存在AgNPs和O₂时,AgNPs被缓慢氧化而缓释出Ag⁺。此外,AgNPs也具备一定的抗菌性能,可与Ag⁺共同发挥抗菌作用^[21]。

Prymaková等^[18]使用KrF准分子激光器产生的偏振单色光将AgNPs固定在PEEK表面,然后再用KrF准分子激光器对其表面进行处理制得Ag/PEEK/KrF。结果显示,Ag/PEEK/KrF呈现出激光诱导表面周期性结构(LIPSS),不同激光通量下AgNPs分布在LIPSS的不同深度,但均可在24 h内缓慢释放出Ag⁺并发挥显著抗菌作用。Siegel等^[19]也使用KrF准分子激光器在PEEK表面先构建出LIPSS结构,而后将AgNPs均匀地负载在表面获得Ag/LIPSS/PEEK。体外实验结果显示,Ag/LIPSS/PEEK在一个月内能释放出高于最低抑菌浓度的Ag⁺,使PEEK具备长期抗菌作用。Gao等^[20]使用PEEK-PDA螯合Ag⁺并原位还原成AgNPs制得PEEK-PDA-Ag。体内外实验结果显示,PEEK-PDA-Ag在20 d内能缓慢释放出Ag⁺并发挥显著抗菌作用。

在PEEK表面构建AgNPs缓释系统,尽管具有一定的研究价值,但其应用潜力仍受到显著限制。具体而言,单组分AgNPs存在功能单一性和金属离子毒性的风险,难以同时满足骨再生过程中多维度的复杂需求,且Ag⁺可能对周围组织产生毒副作用。因此为实现高效、安全且多功能的促骨再生效果,还需要引入载体和其他功能性成分以协同促进骨再生。

2.2 多组分NPs涂层

有些药物直接负载于PEEK表面会因结合太弱导致释

放周期太短。借助药物载体负载药物制备成多组分NPs,可增加药物缓释周期。目前,应用在PEEK表面实现NPs涂层构建的多组分NPs包括载药脂质体NPs、载药纳米微球、载药MOF和载药COF。

2.2.1 载药脂质体NPs涂层

脂质体是由一个或多个同心磷脂双层组成的球形囊泡^[22]。脂质体药物递送系统的药物释放基本机制是被动渗透和扩散^[23]。Xu等^[24]和王立新等^[25]将具有促成骨作用的糖皮质激素地塞米松(Dex)和具有抗菌作用的四环素类抗生素米诺环素(Mino)封装进脂质体中制得载药脂质体(lipo)NPs,再利用lipo的氨基与PEEK-PDA的儿茶酚基团反应制得PEEK-PDA-lipo。体内外实验结果显示,随着Dex和Mino的释放,PEEK-PDA-lipo显示出良好的促成骨作用和抗菌作用。

2.2.2 载药纳米微球涂层

将纳米微球与骨科假体材料结合,可实现药物的负载和持续释放^[26]。目前,用于PEEK表面NPs涂层构建的载药纳米微球有载药生物活性玻璃(BG)或介孔生物活性玻璃(MBG)纳米微球、载药壳聚糖(CS)纳米微球和载药明胶(Gel)纳米微球。

(1)载药BG或MBG纳米微球涂层。

BG主要由 SiO_2 -CaO- P_2O_5 组成,具有良好生物相容性和生物可降解性等优点,在药物递送和骨组织再生等领域有广泛应用^[27]。MBG是具有高度有序孔道结构的BG,具备更优的比表面积、药物负载率和药物缓释作用,是优良的药物载体,也广泛应用于骨组织工程领域^[28]。药物可与BG和MBG纳米微球结构中的 Ca^{2+} 螯合^[29]或与 $\text{Si}-\text{OH}$ 反应^[30]实现负载与缓释。同时,随着BG和MBG的降解,还逐步释放出 Ca^{2+} 和 Si^{4+} ,协同药物发挥促骨再生作用^[28]。

目前,用于NPs涂层构建的BG纳米微球所负载药物有 Li^{+} ^[31]、 Cu^{2+} 与 Sr^{2+} ^[32]、 Mg^{2+} ^[33]和 Zn^{2+} ^[34],用于NPs涂层构建的MBG纳米微球所负载的药物有 Mg^{2+} 与有抑制破骨细胞生成作用的A-485^[35]、 Ga^{3+} ^[36]、 Sr^{2+} ^[37]以及骨髓间充质干细胞(BMSCs)来源的外泌体中表达最高且具有免疫调节功能的miRNAs miR-21a-5p^[38]。经体内外实验验证,上述载药BG或MBG纳米微球功能化PEEK,能缓慢释放出 Ca^{2+} 、 Si^{4+} 和所负载的药物,并增强其抗菌性能、免疫调节性能和骨再生性能。

(2)载药CS纳米微球涂层。

CS是几丁质的衍生物,由几丁质脱乙酰化产生。CS纳米微球负载药物的方式包括表面物理吸附以及包埋于其内部。被物理吸附的药物因结合力太弱而突释,被包埋于内部的药物通过聚合物NPs药物释放机制实现缓释^[39-40]。聚合物NPs药物释放机制是指载药聚合物NPs通过药物扩散、聚合物降解和侵蚀的方式缓释药物。当聚合物基质吸水膨胀后,会形成许多充满水的孔隙,有助于水溶性药物缓慢扩散。同时,因聚合物的可降解性,聚合物基质开始降解进入介质

中,进一步扩大孔隙加速药物释放。

Yuan等^[41]先用介孔二氧化硅(MSN)负载Kartogenin(KGN)制得MSNs-KGN,随后被含有血小板衍生生长因子BB(PDGF-BB)的CS包埋制得CS-PDGF-BB/MSNs-KGN纳米微球。体外释放实验结果显示,该纳米颗粒可实现两种药物的依次释放,因为PDGF-BB只需从CS基质扩散出来,而KGN则需要先从MSN扩散至CS基质,然后再经过CS基质才能释放。将该纳米颗粒负载于SPEEK-PDA上制得SPK@PDA-CS/MSNs,体内外实验结果显示,SPK@PDA-CS/MSNs能刺激软骨再生。Li等^[42]以载阿仑膦酸钠(ALN)的羟基磷灰石(HAp)为核,以CS为壳制成载药微球,随后将该微球负载于PEEK-PDA表面。体内外实验结果显示,功能化材料能缓慢持续释放ALN,调控骨稳态,促进骨再生。

(3)载药Gel纳米微球涂层。

Gel来源于胶原蛋白,是一种具有良好亲水性的生物可降解高分子聚合物。被包埋于Gel纳米微球内部的药物需等待Gel溶蚀后才可扩散进入介质,从而实现药物缓释。

Chen等^[43]将万古霉素(VAN)和Gel制成载VAN的Gel纳米微球(VAN-GNPs),并将该纳米微球负载于PEEK-PDA上制得Van-GNPs/PEEK。体外释放结果显示,相比于表面物理吸附VAN的Gel纳米微球,VAN-GNPs在14 d内释放VAN的速度更缓慢,证明VAN-GNPs中的VAN是被包埋于Gel纳米微球内部而非物理吸附于表面。此外,体外抗菌实验结果显示,Van-GNPs/PEEK能长期发挥抗菌作用。Yang等^[44]将Gel微球负载于PEEK-PDA 3D支架上,并利用氢键和疏水作用力将抗菌药物环丙沙星(Ci)负载于Gel微球上,从而制得PPG-Ci。体内外实验结果表明,PPG-Ci可在72 h内持续释放Ci,并在近红外光(NIR)照射下加速释放Ci,显示出更优异的抗菌效应。

2.2.3 载药MOF涂层和载药COF涂层

MOF是一类由金属离子或金属簇与有机配体通过配位作用形成的3D多孔材料。因其具备高比表面积、孔隙尺寸的可调节性、可降解性以及降解时可释放出金属离子发挥一定生物学功能等优点,使其在药物递送等领域有广泛应用。MOF作为药物载体,按药物释放机制分类,可将MOF分为经典MOF和智能MOF。经典MOF将药物分子封装于纳米笼中延缓药物释放,智能MOF通过配位键、共价键等结合药物,在pH、光、热和磁场等刺激下,响应性调控药物释放速率^[45]。沸石咪唑框架-8(ZIF-8)属于MOF的一个分支,ZIF-8由 Zn^{2+} 和2-甲基咪唑通过配位键连接而成,具有高稳定性、均一的内部孔径以及可释放出 Zn^{2+} 发挥相关生物学功能等优点,在药物递送领域有广泛应用^[46]。药物可通过物理吸附和氢键负载于ZIF-8的孔隙和孔壁中,孔隙中的药物在初期快速释放,结合在孔壁的药物随着ZIF-8框架塌陷而缓慢释放^[47]。

与配位键相连的MOF不同,COF是由有机单体之间通过共价键连接组成的有序多孔材料,结构中不含金属离子。

COF 也具备孔隙率高、比表面积大以及合成过程中孔隙可调节等优点,并广泛用于药物递送领域^[48]。目前,已有研究将载药经典 MOF、智能 MOF 和智能 COF 负载于 PEEK 表面实现药物的缓控释。

(1) 经典 MOF 涂层。

Yang 等^[49]在 SPEEK 表面原位生长出具备经典结构的 ZIF-8 NPs,随后负载 Ag^+ 制得 SPZA。体外实验结果显示,SPZA 在 24 h 内能缓慢释放出 Zn^{2+} 和 Ag^+ 并协同发挥抗菌功效。Ge 等^[50]将抗炎药物塞来昔布(CEL)负载于 ZIF-8 上制得 ZIF-8(CEL) NPs,随后修饰于 SPEEK-PDA 表面制得 PEEK@ZIF-8(CEL)。体内外实验结果显示,PEEK@ZIF-8(CEL)可缓释出 Zn^{2+} 和 CEL 并发挥免疫调节和促成骨作用。Xiao 等^[51]在 PEEK-PDA 表面原位制备了 Zn-Mg-MOF 74 涂层,随后负载 Dex 制得 PEEK-Dex。扫描电子显微镜(SEM)结果显示该涂层由 2~3 μm 的致密棒状晶体构成。体内外实验结果显示,PEEK-Dex 可缓慢释放 Mg^{2+} 、 Zn^{2+} 、2,5-二羟基对苯二甲酸(DHTA)和 Dex,展现出抗菌、促血管生成和骨生成的多重功能。

(2) 智能 MOF 涂层和智能 COF 涂层。

Chen 等^[52]在 SPEEK 表面构建 PDA 包裹 ZIF-8 涂层,其可控释放 Zn^{2+} ,NIR 照射下对金黄色葡萄球菌、大肠杆菌 100% 杀菌,无光时生物相容性好且成骨活性增强。Deng 等^[53]先通过静电作用将辛伐他汀(SIM)负载于 ZIF-8 上制得 SIM@ZIF-8 NPs,再借助 DA 将其负载于 SPEEK 上制得具备光热性能的 S@Z3-sP。体外实验结果显示,在无 NIR 照射时,S@Z3-sP 能缓慢释放出 Zn^{2+} 和 SIM 发挥成骨功效,经 NIR 照射后,PDA 层产生光热效应加速 Zn^{2+} 的释放并产生单线态氧以快速杀灭细菌。然而,抗菌所需的光热温度较高,对健康组织会有一定损伤,作者未对材料在 NIR 杀菌后骨再生能力进行评价。Huang 等^[54]以具有光热效应的 Fe_3O_4 NPs 为核、以 COF 为壳,制备了具有核壳结构的 C@Fe NPs,随后在其表面物理吸附一氧化氮(NO)供体 *N,N'*-二仲丁基-*N,N'*-二亚硝基-1,4-苯二胺(BNN6)制得 NC@Fe NPs,最后将该 NPs 负载于 SPEEK 上制得具备光热性能的 NC@Fe@SP。体内外实验结果显示,NC@Fe@SP 具备抗菌、促血管生成以及促成骨作用,且在 NIR 照射下,能实现 NO 的控释,发挥出最佳的抗菌、促血管生成作用。

3 载药聚合物涂层

在 PEEK 表面负载载药聚合物涂层也可实现药物缓释系统的构建,具体构建方式有两种:一是在 PEEK 表面先负载聚合物涂层,然后再借助聚合物涂层表面的官能团负载药物或药物缓释剂型 NPs;二是先将药物或药物缓释剂型 NPs 掺杂于聚合物溶液中制备载药聚合物溶液,再以不同方式负载于 PEEK 表面。本文依据涂层的制备方法和缓释原理,将 PEEK 表面的载药聚合物涂层分成载药多酚涂层、载药水凝胶涂层、载药人工合成聚合物涂层和载药 LBL 涂层。

3.1 载药多酚涂层

多酚涂层是一个优异的载药平台,在假体表面负载多酚涂层后,其酚羟基能整合金属离子构建出金属-多酚网络(MPN)。MPN 中酚羟基可通过阳离子- π 键、共价键、配位键和氧化还原反应与金属离子配位,减缓金属离子的释放速度以避免引发细胞毒性。此外,MPN 还能赋予多酚涂层 pH 响应性和光热性能,从而调控金属离子的释放速率^[55]。目前,常用于 PEEK 表面的载药多酚涂层有载药 PDA 涂层和载药单宁酸(TA)涂层。

3.1.1 载药 PDA 涂层

如 1.1 所述,PDA 涂层中含有丰富的儿茶酚基团和氨基,有利于药物的负载与释放,因此,在 PEEK 表面修饰 PDA 涂层后再负载药物是常见构建载药多酚涂层的方法。目前,负载于 PEEK-PDA 表面的药物有 Mg^{2+} ^[56]、 Mn^{2+} ^[57]、 Sr^{2+} ^[58]、抗菌肽 KP-12^[59]、RGD 肽^[60]、成骨生长肽 OGP^[61]以及硫酸软骨素与左氧氟沙星^[62]等并成功实现药物缓释,提升了 PEEK 的抗菌性能和促骨再生性能。

此外,将药物或药物缓释剂型 NPs 分散于 DA 溶液中再一同负载于 PEEK 表面也可实现载药多酚涂层的构建。Zhan 等^[63]将纯 PEEK 浸泡于 AuNPs、甲硝唑和 DA 的混合溶液中 18 h,清洗并干燥后制得具有光热效应的 M-AuNPs/P。体内外实验结果显示,M-AuNPs/P 在 21 d 内能缓慢释放 AuNPs 和甲硝唑,且在 NIR 照射下,两种药物的释放速度加快并呈现出更优的抗感染和促成骨功能。Yang 等^[64]将含氧化石墨烯纳米片(GO)的 DA 溶液负载于 SPEEK 表面制得 SPEEK@PDA-GO。体内外实验结果显示,SPEEK@PDA-GO 能在 28 d 内缓释 GO,发挥抗炎和抗破骨功效。

3.1.2 载药 TA 涂层

TA 是一种弱酸性多酚化合物,与 PDA 涂层相似,TA 涂层结构中的酚羟基可将药物整合于 PEEK 表面进而实现药物的负载与缓释。

Liu 等^[65]选用阳离子聚合物载体 PEI 预先装载 miRNA 分子 siCKIP-1,载药后的 PEI 阳离子被酚羟基整合于预修饰 TA 涂层的 PEEK 表面制得 PEEK-pTAN-siRNA。体内外实验结果显示,相较于未改性 PEEK,PEEK-pTAN-siRNA 的抗菌性能、骨再生性能和骨整合能力显著提升。Fan 等^[66]将 BMSCs 衍生的外泌体(Exos)滴加在 TA 预修饰的 SPEEK 表面制得 Exo-TA-SPEEK。体外实验结果显示,Exo-TA-SPEEK 能缓释 Exos 长达 14 d,且其不仅具有显著增强的直接成骨能力,而且具有骨免疫调节作用,更好地促进了骨再生及骨整合。Ding 等^[67]使用混酸处理 PEEK 获得表面多孔的结构,随后通过 LBL 在多孔结构上制备 TA 和 Sr^{2+} 的 MPN 涂层。该涂层不仅以 pH 响应的方式展现出增强的 TA 和 Sr^{2+} 释放行为,而且展现出增强的抗菌活性和骨再生性能。

3.2 载药水凝胶涂层

水凝胶是一种具有一COOH、—NH₂等生物活性基团的亲水性 3D 聚合物网络,结构与细胞外基质相似,有利于细胞

生长和组织再生。水凝胶可通过包埋、静电作用和共价结合等作用力装载药物,是优异的药物载体,被广泛用于药物递送和组织工程^[68]。目前,已有研究将载药水凝胶以涂层的形式负载于PEEK表面实现载药聚合物涂层的构建。制备成载药水凝胶涂层的物质通常为天然聚合物,包括Gel、甲基丙烯酸酯化明胶(GelMA)、透明质酸(HA)、甲基丙烯酸酯化透明质酸(MeHA)和海藻酸钠(SA)等,这些物质均有良好的药物缓释性能、生物相容性、生物可降解性和生物黏附性能等。

3.2.1 载药Gel和载药GelMA水凝胶涂层

Zhang等^[69]在PEEK-PDA表面负载了含骨形态发生蛋白-2(BMP-2)的Gel水凝胶涂层制得GPEEK。SEM结果显示,GPEEK表面呈现水凝胶多孔网状结构。体外实验结果显示,随着GPEEK表面Gel涂层的降解,BMP-2被缓慢释放并发挥促成骨功效。Wu等^[70]在羟基化的SPEEK上制备负载有BMP-2的磷酸化Gel(PG)共价接枝涂层,显著改善了PEEK的骨再生能力,但作者未对Gel的降解行为和BMP-2的释放行为作出评价。Guan等^[71]在SPEEK-PDA表面构建掺杂HAp的PG/CS复合水凝胶涂层,体外实验结果显示该涂层显著增强了PEEK的骨再生活性,但作者未评价其体内骨再生能力以及 Ca^{2+} 和 PO_4^{3-} 的体外释放行为。

GelMA是在Gel的胺基上引入甲基丙烯酰基合成的光交联衍生物。与Gel水凝胶相比,GelMA水凝胶具备更好的力学性能以及可调节的溶胀性能^[72],目前也以载药水凝胶涂层的形式负载于PEEK表面完成载药聚合物涂层的构建。Wang等^[73]将均匀分散 Ca^{2+} 内流通道的激动剂Yoda1的GelMA溶液涂覆于3D打印的PEEK表面,经紫外交联后制得P-G-Y。体外实验结果显示,P-G-Y在10 d内缓慢释放Yoda1并能促进血管生成和钙沉积。Chen等^[74]在抗菌短肽 ϵ -聚L-赖氨酸(ϵ -PL)的氨基上接枝甲基丙烯酸制备了具有抗菌性能且可光交联的 ϵ -PLMA,将 ϵ -PLMA和具有诱导成骨分化功效的Laponite分散于GelMA溶液中,随后将载药GelMA溶液滴加在PEEK表面,经紫外交联后制得PEEK-GPL。体外实验结果显示,PEEK-GPL能缓慢释放Laponite的降解产物,并具有显著的抗菌和成骨性能。Yin等^[75]在SPEEK表面制备DA与载抗菌药物妥布霉素(TOB)的MXenes纳米片的复合涂层,随后在复合涂层上经紫外交联附加一层GelMA水凝胶涂层制得SP@MX-TOB/GelMA。体内外实验结果显示该光热可控的多功能植入物不仅能杀伤骨肉瘤细胞和细菌,还能增强成骨活性,为治疗骨肉瘤切除手术后的骨再生提供了解决方案。

3.2.2 载药HA和载药MeHA水凝胶涂层

An等^[76]在氨基化SPEEK表面构建了负载富血小板血浆(PRP)和神经生长因子(NGF)的HA水凝胶涂层,制得SP-H-PRP-NGF。体内外实验结果显示,随着HA水凝胶涂层的溶胀和降解,SP-H-PRP-NGF能缓慢释放PRP和NGF,并能显著促进血管生成和骨生成。Deng等^[77]在SPEEK表面依次构建聚左旋乳酸/SIM多孔膜和HA水凝胶功能层,结果显示功

能化构建后能缓慢释放SIM并显著提升了PEEK的体外成骨活性,但作者未评价其体内骨再生能力。

HA在体内降解速度较快,其装载的药物释放速度也较快,而在PEEK表面经紫外交联形成的载药MeHA水凝胶涂层的稳定性及药物的缓释时间均得到了提升^[78]。Ferroni等^[79]将MeHA和HAp混合溶液光交联于3D打印的PEEK表面制得PEEK-MeHA-HAp。体外实验结果显示,PEEK-MeHA-HAp能长期促骨再生。

3.2.3 载药SA水凝胶涂层

He等^[80]将含有绿原酸的SA溶液交联于SPEEK表面制得载药水凝胶涂层,随后活化SA的羧基,接枝骨形成肽(BFP)制得SPEEK@SA(CGAs)@BFP。体外释放实验、抗菌实验及成骨实验结果显示,SPEEK@SA(CGAs)@BFP负载的绿原酸在第1天发生突释,随后7 d保持持续释放,并发挥出优异的抗菌作用和骨再生性能。Su等^[81]在3D打印的多孔PEEK支架表面包覆了一层负载Mg-芦荟大黄素纳米片的海藻酸盐水凝胶,该功能化支架能以pH响应和持续释放的方式共递送生物活性 Mg^{2+} 和Mg-芦荟大黄素纳米片,体外表现出优异的抗菌活性和成骨活性,体内能刺激大鼠感染性下颌骨缺损的骨形成。Benaatou等^[82]提出了一种人工智能引导的设计策略,从提升材料亲水性、生物相容性和抗菌性能等角度,筛选最佳表面改性方案,成功制备了负载L-色氨酸的SA水凝胶涂层PEEK支架。体外实验结果表明水凝胶涂层显著提高了支架表面亲水性,降低了表面粗糙度和摩擦系数,并增强了细胞相容性和对大肠杆菌-绿色荧光蛋白的抗菌性能,同时支持L-色氨酸的持续释放。但作者未对此类生物学效应进行体内验证。

天然聚合物种类繁多,依托其可构建的药物递送系统形式也具有多样性。然而,如何科学高效地选择适宜的天然聚合物种类与药物递送系统类型,实现PEEK表面精准药物缓释涂层的构建,仍需深入研究并解决一系列关键问题,包括聚合物与PEEK的界面相容性及附着力、药物负载与包封效率、药物释放的动力学调控、多功能集成与协同作用、生物安全性评估等。

3.3 载药人工合成聚合物涂层

除天然聚合物外,人工合成聚合物也能负载于PEEK表面,实现载药聚合物涂层的构建,例如聚三甲甲基碳酸酯(PTMC)和聚乳酸-羟基乙酸共聚物(PLGA)等。这些人工合成聚合物均具有良好生物相容性和体内可降解性能,降解产物可被人体自然代谢且不引发显著的毒副作用。

3.3.1 PTMC

PTMC是一种可降解的脂肪族聚碳酸酯,降解产物为无酸类物质,避免因局部pH降低导致炎症。作为药物载体,PTMC在体内主要被脂肪酶表面侵蚀,从而实现药物长期释放^[83]。Xie等^[84]通过溶剂蒸发法在PEEK表面制备含Dex的PTMC涂层,并经等离子体离子浸没注入技术(PIII)处理后负载白介素-10(IL-10)制得P-DPI。体外释放实验结果显示,在

脂肪酶存在的环境中,P-DPI可实现Dex和IL-10的序贯释放,IL-10在7 d内完全释放,Dex可持续释放至28 d。体内外实验结果显示,P-DPI具备显著的免疫调节和成骨能力。

3.3.2 PLGA

PLGA是一种可生物降解且具有良好生物相容性的聚合物,在组织工程和药物递送领域有广泛应用^[85-86]。载药PLGA的经典药物释放过程呈现三个阶段^[87]:首先是爆发释放阶段,未封装进PLGA基质内部或吸附PLGA基质表面的药物因水合作用而爆发释放;随后是持续释放阶段,PLGA基质因吸水溶胀和降解产生孔隙,封装于内部的药物通过孔隙扩散持续释放;最后是快速释放阶段,PLGA基质的降解速度加快,使封装的药物也加速释放。Zheng等^[88-89]在PEEK表面制备了PLGA与纳米羟基磷灰石-阿仑膦酸钠复合物(nHAp-ALN)的可降解杂化涂层,随后借助PIII技术在涂层表面接枝白介素-4(IL-4),最终制得PEEK-IL4。体内外实验结果显示,PEEK-IL4早期能快速释放完IL-4发挥骨免疫调节功能,随后长期释放Ca²⁺和ALN不断修复骨稳态,刺激骨再生,最终增强骨质疏松条件下PEEK的骨再生及骨整合能力。Lau等^[90]将3D打印PEEK反复浸泡于含有不同浓度氨苄西林和VAN的PLGA溶液中,制得含抗生素剂的PEEK/PLGA,体外实验结果显示,该含抗生素剂的PEEK/PLGA可在30 d内持续释放氨苄西林和VAN,发挥持续抗菌作用。

3.4 载药LBL涂层

LBL涂层与基底的结合以及LBL涂层间的组装,与静电相互作用、疏水相互作用、氢键、配位化学和共价键合等^[91]有关。使用LBL技术对PEEK进行表面改性时,通过改变自组装的循环次数和反应条件,可调控LBL涂层中药物的负载量。

Xue等^[92]先用PEI和聚苯乙烯磺酸盐活化PEEK,使其表面呈负电性,随后交替浸泡在Ca(NO₃)₂·4(H₂O)溶液和含庆大霉素(GS)的(NH₄)₂·HPO₄溶液中,成功负载正电性的Ca²⁺和GS,反应过程中,Ca²⁺与磷酸盐在PEEK表面反应生成CaP。体内外实验结果显示,交替浸泡6次制得的PEEK/CaP-GS*6表面负载的GS在12 h内持续释放并达到顶峰,表现出最佳的细胞相容性、抗菌性能以及促骨再生性能。Huang等^[93]将SPEEK-PEI交替浸泡于TA溶液和GS与普朗尼克F127(PF127)混合溶液中,重复循环3次后制得SP@(TA-GS/PF)*3。体内外实验结果显示,SP@(TA-GS/PF)*3能持续释放TA和GS,并能在糖尿病条件下促进血管生成和骨再生的同时兼具抗菌活性。磷脂酰丝氨酸(PS)是一种阴离子磷脂,被巨噬细胞识别后能促使巨噬细胞从促炎M1型转变为抗炎M2型。Toita等^[94]将PS制备成脂质体(PSL),随后通过LBL技术在PEEK表面逐层负载带负电的PS脂质体(PSL)和带正电的鱼精蛋白。体外实验结果显示,改性后的PEEK具备长期释放PSL的能力和免疫调节作用,可成功抑制PEEK植入后的异物反应导致的慢性炎症和纤维化,从而提升PEEK的促骨再生性能,增强骨整合。

4 结语

尽管目前在PEEK表面构建NPs涂层和载药聚合物涂层两种类别的药物缓释系统,有效提升了其抗菌和促骨再生性能,但当前研究面临的共性问题缺乏多功能性,尤其是无法与植入体周围的骨组织愈合过程完美匹配。众所周知,植入后PEEK周围的骨再生是一个动态过程,经历不同阶段,包括术后出血、炎症免疫反应、血管生成以及新骨生成等阶段。因此,先进的PEEK植入体应具备动态功能活性,以匹配动态的骨再生过程。目前在PEEK表面构建的序贯释放免疫调节因子和促骨再生药物的可降解载药PTMC和PLGA涂层为动态调控PEEK植入体周围的骨再生过程提供了良好范例。然而,仍需要设计具有多重动态调控功能的药物缓释系统,以对植入体周围的感染、炎症免疫反应、血管生成及骨稳态进行有效调控,从而更加完美地匹配骨再生过程不同阶段的生物学需求,进一步拓展PEEK在骨科领域的应用范围。

参考文献

- [1] WANG R, et al. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2022, 10. DOI:10.3389/fbioe.2022.973297.
- [2] 张永恒,等. *工程塑料应用*, 2024, 52(3):179-185.
ZHANG Yongheng, et al. *Engineering Plastics Application*, 2024, 52(3):179-185.
- [3] GORTH D J, et al. *International Journal of Nanomedicine*, 2012, 7: 4 829-4 840.
- [4] NAJEEB S, et al. *The Journal of Oral Implantology*, 2016, 42(6): 512-516.
- [5] CHEN Y, et al. *Biomaterials Translational*, 2025, 6(2):181-201.
- [6] ERIKSSON H K, et al. *Antibiotics*, 2023, 12(11). DOI: 10.3390/antibiotics12111589.
- [7] ZHANG R L, et al. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 2025, 193. DOI:10.1016/j.trac.2025.118481.
- [8] ZHANG C, et al. *Chemical Science*, 2022, 13(6):1 698-1 705.
- [9] PARK S, et al. *Bioengineering*, 2024, 11(4). DOI:10.3390/bioengineering11040343.
- [10] HUANG S S, et al. *BioMed Research International*, 2016, 2016. DOI:10.1155/2016/2389895.
- [11] XIE M, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2024, 16(11): 13 585-13 596.
- [12] NOBLES K, et al. *Applied Sciences*, 2025, 15(15). DOI:10.3390/app15158541.
- [13] OUYANG L P, et al. *Biomaterials*, 2016, 83:115-126.
- [14] 刘吕花,等. *工程塑料应用*, 2021, 49(11):14-20.
LIU Lyuhua, et al. *Engineering Plastics Application*, 2021, 49(11): 14-20.
- [15] MA R, et al. *Journal of Biomaterials Applications*, 2020, 35(3): 342-352.
- [16] KUNJUKUNJU S, et al. *Journal of Functional Biomaterials*, 2023, 14(2). DOI:10.3390/jfb14020075.
- [17] ZHANG G J, et al. *Nanoscale Advances*, 2024, 6(8):1 957-1 973.

- [18] PRYJMAKOVÁ J, et al. *Nanomaterials*, 2023, 13(24). DOI: 10.3390/nano13243079.
- [19] SIEGEL J, et al. *International Journal of Molecular Sciences*, 2023, 24(2). DOI:10.3390/ijms24021432.
- [20] GAO C C, et al. *Journal of Materials Chemistry B*, 2017, 5(47): 9 326–9 336.
- [21] LE OUAY B, et al. *Nano Today*, 2015, 10(3):339–354.
- [22] GUIMARÃES D, et al. *International Journal of Pharmaceutics*, 2021, 601. DOI:10.1016/j.ijpharm.2021.120571.
- [23] LI T, et al. *Journal of Controlled Release*, 2018, 288:96–110.
- [24] XU X, et al. *Biomaterials*, 2019, 212:98–114.
- [25] 王立新,等. *北京大学学报(医学版)*, 2021, 53(4):758–763.
WANG Lixin, et al. *Journal of Peking University (Health Sciences)*, 2021, 53(4):758–763.
- [26] WANG H N, et al. *Tissue Engineering:Part B Review*, 2012, 18(1): 24–39.
- [27] GABRIEL A M, et al. *Materials Today Bio*, 2026, 36. DOI: 10.1016/j.mtbio.2025.102617.
- [28] WU C T, et al. *Interface Focus*, 2012, 2(3):292–306.
- [29] ZHAO L Z, et al. *Microporous and Mesoporous Materials*, 2008, 109(1):210–215.
- [30] XIA W, et al. *Journal of Controlled Release*, 2006, 110(3): 522–530.
- [31] QIU X B, et al. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2021, 32(9). DOI:10.1007/s10856-021-06597-5.
- [32] WU Y Z, et al. *Advanced Healthcare Materials*, 2023, 12(32). DOI:10.1002/adhm.202301772.
- [33] LIU X S, et al. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2023, 230. DOI:10.1016/j.colsurfb.2023.113523.
- [34] ZHENG X Y, et al. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2024, 112(9):1 565–1 577.
- [35] HUO S C, et al. *Chemical Engineering Journal*, 2021, 426. DOI: 10.1016/j.cej.2021.130806.
- [36] ZHOU S R, et al. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2025, 245. DOI:10.1016/j.colsurfb.2024.114189.
- [37] XU Z H, et al. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2024, 241. DOI:10.1016/j.colsurfb.2024.114042.
- [38] LIU S C, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15(10): 12 653–12 668.
- [39] Naskar S, et al. *Journal of Drug Targeting*, 2019, 27(4):379–393.
- [40] KAMALY N, et al. *Chemical reviews*, 2016, 116(4):2 602–2 663.
- [41] YUAN Z G, et al. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2022, 10. DOI:10.3389/fbioe.2022.839120.
- [42] LI R, et al. *Chinese Chemical Letters*, 2025, 36(4). DOI:10.1016/j.cclet.2024.110242.
- [43] CHEN T J, et al. *Materials Science & Engineering: C*, 2021, 126. DOI:10.1016/j.msec.2021.112109.
- [44] YANG J L, et al. *Surfaces and Interfaces*, 2025, 71. DOI:10.1016/j.surf.2025.106904.
- [45] YANG J, et al. *Small*, 2020, 16(10). DOI:10.1002/sml.201906846.
- [46] PERVEEN R, et al. *Journal of Materials Chemistry B*, 2025, 13 (24):6 949–6 989.
- [47] GE Y M, et al. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2022, 212. DOI:10.1016/j.colsurfb.2022.112354.
- [48] YOUNAS R, et al. *Biotechnology and Bioengineering*, 2024, 121 (7):2 017–2 049.
- [49] YANG X Y, et al. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2021, 205. DOI:10.1016/j.colsurfb.2021.111920.
- [50] GE Y M, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2024, 16(33): 44 127–44 138.
- [51] XIAO T H, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2021, 13 (43):50 836–50 850.
- [52] CHEN Y, et al. *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials*, 2022, 71(10):783–794.
- [53] DENG Y, et al. *Advanced Healthcare Materials*, 2022, 11(14). DOI:10.1002/adhm.202200641.
- [54] HUANG L Z, et al. *Small*, 2024, 20(10). DOI: 10.1002/sml.202306508.
- [55] TANG Z M, et al. *Journal of Nanobiotechnology*, 2025, 23. DOI: 10.1186/s12951-025-03210-7.
- [56] WEI X H, et al. *Bioactive Materials*, 2023, 20:16–28.
- [57] YANG X, et al. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2023, 11. DOI:10.3389/fbioe.2023.1182187.
- [58] ZHANG Y H, et al. *Scientific Reports*, 2025, 15. DOI: 10.1038/s41598-025-86561-3.
- [59] MENG X C, et al. *Journal of Materials Chemistry B*, 2020, 8(44): 10 190–10 204.
- [60] TAPIA-LOPEZ L V, et al. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 2023, 9(9):5 270–5 278.
- [61] 杨茗园,等. *工程塑料应用*, 2024, 52(7):14–21.
YANG Mingyuan, et al. *Engineering Plastics Application*, 2024, 52(7):14–21.
- [62] LI M J, et al. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 2024, 35(18):2 790–2 806.
- [63] ZHAN X X, et al. *Materials Today Bio*, 2024, 25. DOI:10.1016/j.mtbio.2024.100982.
- [64] YANG C, et al. *Journal of Controlled Release*, 2024, 374:15–27.
- [65] LIU Z, et al. *PLOS ONE*, 2024, 19(12). DOI: 10.1371/journal.pone.0314091.
- [66] FAN L, et al. *Bioactive Materials*, 2021, 6(9):2 754–2 766.
- [67] DING R, et al. *Journal of Materials Science & Technology*, 2024, 200:129–140.
- [68] ZHU H J, et al. *ACS nano*, 2023, 17(9):7 953–7 978.
- [69] ZHANG R N, et al. *International Journal of Molecular Sciences*, 2023, 24(16). DOI:10.3390/ijms241612741.
- [70] WU J P, et al. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2018, 169: 233–241.
- [71] GUAN N, et al. *Langmuir*, 2025, 41(27):18 113–18 125.

- [72] NICHOL J W, et al. *Biomaterials*, 2010, 31(21):5 536–5 544.
- [73] WANG L, et al. *International Journal of Biological Macromolecules*, 2025, 307. DOI:10.1016/j.ijbiomac.2025.141577.
- [74] CHEN Y H, et al. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2023, 111(11):1 808–1 821.
- [75] YIN J, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020, 12(41): 45 891–45 903.
- [76] AN J Y, et al. *Materials Today Bio*, 2024, 24. DOI: 10.1016/j.mtbio.2023.100928.
- [77] DENG L J, et al. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 2018, 29(18):2 237–2 251.
- [78] CHOI J R, et al. *BioTechniques*, 2019, 66(1):40–53.
- [79] FERRONI L, et al. *Molecules*, 2022, 27(24). DOI: 10.3390/molecules27248749.
- [80] HE X H, et al. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 2019, 181: 767–777.
- [81] SU Q, et al. *Materials Today Bio*, 2025, 35. DOI: 10.1016/j.mtbio.2025.102607.
- [82] BENAATOU W, et al. *Advanced Intelligent Systems*, 2025. DOI: 10.1002/aisy.202500548.
- [83] ZHANG Z, et al. *Biomaterials*, 2006, 27(9):1 741–1 748.
- [84] XIE L X, et al. *The Innovation*, 2021, 2(3). DOI: 10.1016/j.xinn.2021.100148.
- [85] GENTILE P, et al. *International Journal of Molecular Sciences*, 2014, 15(3):3 640–3 659.
- [86] MAKADIA H K, et al. *Polymers*, 2011, 3(3):1 377–1 397.
- [87] XU Y H, et al. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2017, 105(6):1 692–1 716.
- [88] ZHENG Y Y, et al. *Materials Letters*, 2023, 331. DOI: 10.1016/j.matlet.2022.133515.
- [89] ZHENG Y Y, et al. *Bioactive materials*, 2022, 14:364–376.
- [90] LAU N C, et al. *Applied Sciences*, 2020, 10(1). DOI: 10.3390/app10010097.
- [91] BORGES J, et al. *Chemical Reviews*, 2014, 114(18):8 883–8 942.
- [92] XUE Z Q, et al. *Materials Science & Engineering: C*, 2020, 111. DOI:10.1016/j.msec.2020.110782.
- [93] HUANG J Y, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2022, 14 (47):52 579–52 598.
- [94] TOITA R, et al. *Advanced Healthcare Materials*, 2024, 13(5). DOI: 10.1002/adhm.202302611.

(上接第190页)

- [18] 张强. 硬脂酸钙与硬脂酸锌对双峰HDPE MFR测试值的影响[J]. *合成树脂及塑料*, 2022, 39(6):26–29.
- ZHANG Qiang. Effect of CaSt and ZnSt on melt flow rate measurement of bimodal HDPE[J]. *China Synthetic Resin and Plastics*, 2022, 39(6):26–29.
- [19] 程文超, 付伟, 陈胜杰, 等. 硬脂酸锌对车用聚丙烯复合材料性能影响[J]. *工程塑料应用*, 2020, 48(9):133–137.
- CHENG Wenchao, FU Wei, CHEN Shengjie, et al. Effects of zinc stearate on properties of polypropylene composites for automobile[J]. *Engineering Plastics Application*, 2020, 48(9):133–137.
- [20] 陈业中, 龚德君, 付学俊, 等. 润滑剂种类对PBAT/PLA/碳酸钙复合材料力学性能与散发性能的影响[J]. *中国塑料*, 2025, 39(5): 77–82.
- CHEN Yezhong, GONG Dejun, FU Xuejun, et al. Effects of lubricant type on mechanical and emanation properties of PBAT/PLA/calcium carbonate composites[J]. *China plastics*, 2025, 39(5): 77–82.
- [21] 吴茂英, 胡朔, 汪立君. 聚乙烯蜡和硬脂酸钙对PVC的润滑作用: 金属润滑特性与机理[J]. *塑料*, 2019, 48(3):4–7.
- WU Maoying, HU Shuo, WANG Lijun. Lubrication of polyethylene wax and calcium stearate on PVC: Metal lubricating characteristics and mechanisms[J]. *Plastics*, 2019, 48(3):4–7.
- [22] MORI K, SASAKI Y, HIRAHARA H, et al. Development of polymer-molding-releasing metal mold surfaces with perfluorinated-group-containing polymer plating[J]. *Journal of Applied Polymer Science*, 2003, 90(9):2 549–2 556.
- [23] 温原, 黄明, 史春才, 等. 滚塑成型材料粉末流动性的影响因素[J]. *中国塑料*, 2022, 36(8):92–97.
- WEN Yuan, HUANG Ming, SHI Chuncai, et al. Influencing factors of powder flowability of rotational molding materials[J]. *China Plastics*, 2022, 36(8):92–97.