

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2026.03.029

聚醚醚酮及其复合材料在口腔医学的应用研究进展

刘红梅¹, 张新华^{1,2}

(1. 山西医科大学口腔医学院, 太原 030001; 2. 晋中市第一人民医院口腔科, 山西晋中 030600)

摘要:介绍了聚醚醚酮(PEEK)的基本性能,包括良好的生物相容性、优异的理化特性和射线阻射性,并介绍了其在多个领域的应用现状。简述了PEEK表面改性技术的研究进展,系统总结了PEEK及其复合材料在口腔颌面外科(颌骨和颞下颌关节重建)、口腔种植、口腔修复(桩核、可摘局部义齿等)、牙周(牙周夹板)和口腔正畸(托槽、保持器等)领域的应用现状、现存问题和最新的研究成果,重点阐述了PEEK针对各个领域的改进步骤。最后对PEEK在口腔医学领域的未来应用前景及发展方向进行了展望。

关键词: 聚醚醚酮; 表面改性; 复合材料; 植入物; 口腔医学

中图分类号: R783.1 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2026)03-0235-08

Research progress on the application of polyetheretherketone and its composites material in stomatology

LIU Hongmei¹, ZHANG Xinhua^{1,2}

(1. School of Stomatology, Shanxi Medical University, Taiyuan 030001, China;

2. Dept. of Stomatology, Jinzhong First People's Hospital, Jinzhong 030600, China)

Abstract : The basic properties of polyetheretherketone (PEEK), including excellent biocompatibility, outstanding physico-chemical characteristics and radiopacity, as well as its applications in various fields were introduced. The research progress of PEEK surface modification techniques was briefly described. The application status, existing shortcomings and latest research advances of PEEK and its composites in multiple oral medicine disciplines, such as oral and maxillofacial surgery (mandibular and temporomandibular joint reconstruction), oral implantology, prosthodontics (post-and-cores, removable partial dentures, etc.), periodontics (periodontal splints), and orthodontics (orthodontic brackets, retainers, etc.), were systematically summarized. The modification strategies of PEEK for each discipline were emphatically elucidated. Finally, the future application prospects and development trends of PEEK in the field of oral medicine were discussed.

Keywords : polyetheretherketone ; surface modification ; composites ; implant ; stomatology

聚醚醚酮(PEEK)凭借优异的综合性能在生物医用领域备受关注,相关性能特点与应用场景已被系统综述^[1-2]。作为一种半结晶性热塑性高分子材料,PEEK 凭借其低溶解度、耐高温、耐化学腐蚀、射线可透性及良好的生物相容性等优异理化性能,已在航空航天、精密仪器等高科技领域广泛应用^[3-5]。相较于金属材料,PEEK 的弹性模量为3~4 GPa,与人体皮质骨更为接近,可有效缓解应力屏蔽效应^[6]。自20世纪90年代获准作为金属植入材料的替代物以来,PEEK已在骨科、脊柱外科、整形外科及介入放射科等多个医学领域取得重要应用,展现出良好的医用材料应用潜力^[7-11]。

近年来,随着对生物材料性能要求的提高以及表面改性技术的发展,PEEK及其复合材料凭借其良好的力学性能与

化学稳定性,在口腔医学领域也展现出广阔的应用前景^[12-13]。本文旨在综述PEEK材料的表面改性方法及其复合材料的研究进展,并重点总结其在口腔医学各个领域的应用现状与发展趋势。

1 PEEK 表面改性

PEEK作为一种高性能工程塑料,因其优异的力学性能、化学稳定性及良好的生物相容性,在口腔医学领域展现出广阔的应用前景。然而,PEEK表面性能较低,呈化学惰性,使其与牙科树脂、骨组织及口腔微生物环境的界面相互作用较弱,难以直接满足临床应用要求。因此,通过表面改性优化PEEK的生物学与力学性能,已成为该领域的研究热点与关键技术方向。

通信作者: 张新华, 硕士, 主任医师, 硕士生导师, 研究方向为口腔颌面外科、颞下颌关节疾病的诊疗

收稿日期: 2026-02-12

引用格式: 刘红梅, 张新华. 聚醚醚酮及其复合材料在口腔医学的应用研究进展[J]. 工程塑料应用, 2026, 54(3): 235-242.

LIU Hongmei, ZHANG Xinhua. Research progress on the application of polyetheretherketone and its composites material in stomatology[J]. Engineering Plastics Application, 2026, 54(3): 235-242.

在黏接性能方面,现有研究表明,未经表面处理的PEEK与复合树脂之间几乎无有效黏接^[14]。采用硫酸蚀刻联合氧化铝喷砂处理,并辅以含甲基丙烯酸甲酯(MMA)、季戊四醇三丙烯酸酯(PETIA)及二甲基丙烯酸酯类黏接剂,可显著提升树脂与PEEK之间的黏接强度^[15]。此外,Ge等^[16]比较了不同化学处理方法(如二甲基砷、硼氢化钠、浓硫酸及其组合)对PEEK与医用硅橡胶结合强度的影响,发现磺化处理及硼氢化钠处理均能有效增强二者界面结合;尤其是先进行磺化再经硼氢化钠处理的复合改性策略,可进一步提升界面结合强度。

在促进骨整合方面,Zhu等^[17]采用聚多巴胺介导将丝素蛋白固定于3D打印多孔PEEK支架表面,并通过静电自组装结合纳米羟基磷灰石,构建具有生物功能化的仿生表面。该改性支架可为成骨细胞提供类骨微环境,促进细胞黏附、增殖、矿化及成骨分化;在体内实验中可诱导轻微炎症反应,促进血管生成与新骨形成,并可调控巨噬细胞极化方向。为进一步优化植入体-骨组织界面的机械嵌合效果,Chayanun等^[18]分别采用常压磺化、CO₂激光蚀刻及二者复合改性对PEEK表面进行处理,得到SPEEK、L-PEEK及L-SPEEK三组样品。结果表明,L-SPEEK组在矿化程度、碱性磷酸酶(ALP)活性及细胞外基质分泌等方面均表现最佳,表明复合表面处理可通过协同效应提升PEEK的成骨活性,优化植入体-骨组织界面嵌合效果。

在抗菌性能调控方面,Jahangir等^[19]利用等离子喷涂技术在PEEK表面制备八氟烷基(甲基)丙烯酸酯(OPFA)涂层,傅里叶变换红外光谱证实OPFA与PEEK间形成化学键合。喷涂时间对表面性能影响显著:处理30 s时,材料表面接触角显著升高,粗糙度降低,且白色念珠菌黏附数量最少,表明通过优化等离子喷涂参数可有效抑制口腔微生物定植。

在耐磨损与耐腐蚀性能方面,口腔修复体需同时具备可靠的力学承载能力与耐唾液环境腐蚀性能。Sampaio等^[20]采用热压成型工艺在Ti6Al4V基底表面复合PEEK饰面层,并在模拟口腔环境(37℃人工唾液,30 N载荷,1 Hz频率,3 mm行程)下开展摩擦腐蚀测试。结果显示,与纯Ti6Al4V相比,PEEK/Ti6Al4V复合结构具有更低的磨损率和摩擦系数,可有效保护基底材料免受腐蚀与磨损,同时减少金属离子释放。

综上,通过化学蚀刻、表面涂层、生物功能化修饰及复合结构设计等多种改性的策略,可系统性提升PEEK在口腔应用中的黏接性能、骨整合性能、抗菌性能及耐磨损耐腐蚀性能,为PEEK在口腔修复、牙种植及活动义齿等领域的临床转化与应用提供重要的理论依据与技术支撑。

2 PEEK在口腔颌面外科领域的应用

2.1 PEEK在颌骨重建中的临床应用

口腔颌面外科临床中,肿瘤切除、创伤、感染或先天性畸形等因素常导致颌颌面骨缺损。由于该区域解剖结构复杂且兼具功能和外形双重重建需求,其临床治疗面临严峻挑

战。当骨缺损范围超出机体自然愈合能力时,常需借助植骨材料进行修复。自体骨移植因其具备成骨、骨诱导及骨传导能力而成为主要选择,但其来源有限,且存在供区损伤、移植骨吸收及感染风险等局限。钛及其合金因其优良的机械强度、耐腐蚀性和生物相容性,已成为目前常用的合成植入材料。但其弹性模量远高于骨组织,易引起应力屏蔽效应,影响长期修复效果。在此背景下,聚合材料作为骨重建潜在替代品受到广泛关注,其中PEEK因其接近骨骼的弹性模量和良好的可加工性,被认为是具有前景的替代材料。

闫静敏^[21]通过兔子动物实验构建上颌骨缺损模型,利用3D打印个性化PEEK网重建缺损的上颌骨。组织学检查结果显示,缺损区域由密集的胶原纤维和增生的成骨细胞占据,表明3D打印成型PEEK网能够较好地修复兔子上颌骨缺损的形态学及组织学结构,有助于颌骨缺损的精准骨重建,同时为临床上颌骨缺损的修复提供了新思路。Ghazy等^[22]对20例单侧上颌骨切除患者分别利用钴铬合金(CoCr型)与PEEK(Pk型)闭孔器进行治疗。结果显示,Pk型闭孔器在美观性方面优于CoCr型,但其6个月后的保留率因材料磨损而下降,患者言语功能与生活质量亦受到一定程度影响。目前,关于闭孔器材料的选择仍需更多样本与长期随访研究予以验证。

Kang等^[23]将3D打印PEEK植入体与带血管游离腓骨结合,用于修复大范围下颌骨连续性缺损。有限元分析显示,各组件的最大Von Mises Stress均低于材料屈服强度,且安全系数超过2.3。相较于传统腓骨移植修复方式,该联合术式在安全性与稳定性方面表现更优,有助于实现功能与美学的双重重建。Li等^[24]分析了6例采用3D打印PEEK植入体修复下颌骨缺损的患者术后情况,结果显示5例患者术后未出现并发症,对外观与功能恢复效果满意;1例患者于术后10个月因植入体暴露而接受植入体取出术。另有Nocini等^[25]报道了一例曾接受正颌手术的右侧下颌角缺损病例,通过个性化PEEK植入体实现外形与功能重建,术后12个月随访显示美学效果良好,未见并发症。上述研究均表明,PEEK植入体可用于修复不同形态的下颌骨缺损,在恢复下颌骨形态的同时,不影响其咀嚼、颞下颌关节运动等功能。然而,为降低术后感染风险,应严格把握手术适应证。

PEEK材料在重建颌骨缺损时不仅要恢复其功能与外形,同时兼顾患者的满意度。Ahmad等^[26]报道了10例采用3D打印PEEK植入体进行颌面部畸形修复的病例,术后3个月满意度评估显示,除1例因反复感染满意度较低外,其余患者在美观与功能方面均较为满意。提示术后需加强随访,及时发现并处理危险因素。Alasseri等^[27]对6例颌面畸形患者使用PEEK植入体的临床效果进行评估,结果显示术后即刻至10~18个月随访期间均未出现并发症,所有患者对美学与功能结果均表示高度满意。

在颌骨重建的临床应用中,PEEK作为具有适宜弹性模量和良好生物相容性的高分子材料,展现出精准修复、功能

重建及患者满意度高等方面潜力。然而,现有临床结果也提示,其长期保留率、耐磨性及术后并发症风险仍需通过更大样本、更长时间随访的研究进一步验证。

2.2 PEEK在颞下颌关节重建中的应用

颞下颌关节(TMJ)由颞骨关节窝、关节盘和下颌骨髁状突构成,参与完成咀嚼、语音及张口闭口等多项功能。临床上,颞下颌关节紊乱病(TMD)等疾病可导致关节区疼痛、弹响、张口受限及咬合障碍等症状,严重者甚至影响进食、言语及心理健康^[28-30],需要进行关节重建手术。

Genovesi等^[31]系统回顾了近30年来TMJ假体的相关文献与临床实践,指出目前多种材料已被用于制作TMJ假体,现有设计多借鉴骨科假体理念:关节窝常采用超高分子量聚乙烯(PE-UHMW),下颌体及髁突则多使用钛、钴铬合金及其相关合金材料。该研究采用PEEK Lti(含质量分数20%硫酸钡)制作TMJ假体,提出关节窝必须是平坦的,与颅底呈90°,髁突形态呈椭圆形,且材料需具备足够轻量化以保证髁突运动灵活。2013-2022年使用该假体的病例中,94.73%均取得良好疗效。此外,该假体还能够避免术后髁移位及螺钉周围骨吸收。为进一步评估定制化PEEK髁突假体的生物力学性能,Guo等^[32]通过有限元分析与力学测试相结合的方法。结果显示,PEEK髁突假体具备良好的应力分布与力学性能,且髁突假体与螺钉的最大应力分别为10.733 MPa与9.707 5 MPa,远低于材料屈服强度,为PEEK髁突假体在颞下颌关节重建中的应用提供了理论依据。林凯等^[33]评估3D打印硫酸钡-聚醚醚酮(Ba-PEEK)复合材料制作的颞下颌关节髁突假体比格犬体内进行关节重建的效果。结果发现所有比格犬术后均存活;实验组和对照组比格犬的手术前后进食速率、开口度未见明显改变;CT显示个性化下颌髁突假体固位良好,无松动移位与断裂现象;组织学检查显示对照组和实验组颞下颌关节及关节盘无明显差异。证明Ba-PEEK复合材料的髁突假体具有良好的安全性。郭芳等^[34]通过有限元分析3种不同髁突头部形态(原型、80%原型及圆柱形)假体的应力分布特征,并评估对PEEK颞下颌关节假体稳定性、关节运动以及关节窝的影响。结果显示3种不同髁突头部形态的个性化PEEK颞下颌关节假体的应力应变分布较为均匀,但髁突头部形态为80%原型假体的力学效果更好。

目前,国际上主流的人工颞下颌关节假体主要包括两种类型,一种为美国Biomet公司生产的标准型假体,另一种为美国TMJ Concepts公司根据患者骨骼形态定制的个性化假体^[35]。未来需比较PEEK材料制作的个性化假体与标准型假体的生物力学特征,进一步证明PEEK材料的生物力学优势。同时对个性化PEEK颞下颌关节假体做疲劳、磨损测试,以验证其远期安全性和可靠性。

3 PEEK在口腔种植领域的应用

钛及钛合金具有较理想的生物相容性、生物惰性、骨整合能力和足够的机械性能,是临床上常用的牙科种植材料。然而,在口腔复杂的环境下,钛及钛合金种植体存在腐蚀风

险,导致钛离子释放,引发过敏反应,种植体周围炎及种植体松动等并发症^[36]。而且钛及钛合金的弹性模量远高于骨及牙本质,易造成种植体周围骨萎缩和骨吸收,甚至导致种植失败。相较于钛及钛合金,PEEK材料具备良好的生物相容性和优异的力学性能,且无过敏反应,有望成为口腔种植体的替代材料。

尽管PEEK拥有诸多优异性能,但其固有的生物惰性限制了骨诱导性和骨整合效果^[37],这在一定程度上影响了其在口腔种植领域的进一步应用。为此,研究人员使用多种方法对PEEK材料进行表面改性赋予其良好的成骨活性,使其在体内拥有更好的骨整合能力。常用的改性策略包括:物理改性、化学改性和表面涂层等技术^[38]。

常见的物理改性包括有喷砂处理、等离子体蚀刻、物理气相沉积和电子束诱发沉积等。Zhang等^[39]采用氧等离子体处理与原子层沉积(ALD)技术,在PEEK表面构建了纳米陶瓷(TiO₂、ZrO₂和Ta₂O₅)薄膜,显著增强了材料的骨整合能力。Yang等^[40]则利用冷等离子体处理与多巴胺交联氯己定(CHX)的策略,制备出具有优异亲水性的PEEK复合材料,不仅促进了人牙龈成纤维细胞(HGFs)的增殖与黏附能力,还表现出显著的抗菌性能,在有效抑制细菌黏附与生物膜形成的同时,保持了良好的生物相容性。

化学改性主要通过磺化处理引入亲水基团、负载生物活性分子(如生长因子)、氨化等方式实现。Cui等^[41]通过聚多巴胺(PDA)修饰PEEK/聚四氟乙烯(PTFE)复合材料,使其拉伸强度、抗压强度和弯曲强度分别达到(73.63±0.69)MPa、(63.28±15.83)MPa和(81.10±3.80)MPa,与颞下颌关节的力学性能相近,为TMD的治疗提供了新思路。Lin等^[42]对3D打印的PEEK表面进行磺化处理,进而使甲基丙烯酸明胶(GelMA)水凝胶稳定附着于材料表面,成功构建了具有生物活性的3D打印PEEK体系。实验结果显示,该材料可增强骨髓间充质干细胞的黏附和成骨分化能力,提升骨修复效果。

在表面涂层方面,常用的材料包括羟基磷灰石(HA)、石墨烯、钛及锌涂层等。Chen等^[43]研究发现,含HA的3D打印PEEK材料具有优良的压缩与拉伸性能,经PDA处理后,PEEK与HA之间的界面黏附性提高了2倍,证实该复合材料能够满足骨细胞的生长需求。Ma等^[44]采用复合与注射成型技术制备了HA/PEEK生物复合材料,动物实验显示其周围骨接触率(Bone-to-implant contact, BIC)和新骨生成量均显著优于纯PEEK。此外,纳米羟基磷灰石(nHA)因其钙磷比(1.67)和晶体结构与人体骨组织高度相似,被广泛视为高生物活性的骨修复材料(粒径1~100 nm)^[45-47]。将nHA引入PEEK基体形成PEEK/nHA复合材料,是提升骨整合性能的有效途径之一。Mi等^[48]研究表明,由质量分数20% nHA和质量分数10%碳纤维(CF)共混制备的多孔PEEK支架具有良好的细胞黏附与增殖能力,并可显著促进成骨细胞分化。Raolison等^[49-50]发现通过低压冷喷涂技术实现PEEK金属

化,能够有效提高材料的导电性和硬度。Abubakar^[51]进一步利用该技术在PEEK表面涂覆Cu-Zn-Al₂O₃涂层,不仅降低了涂层孔隙率,同时增强了界面附着强度。

Zhou等^[52]通过有限元分析比较不同类型的PEEK种植体,纯PEEK、30%短碳纤维增强PEEK复合材料(SCFR-PEEK)和60%连续碳纤维增强PEEK复合材料(CCFR-PEE),在不同类型骨组织中的应力和应变分布。结果显示,SCFR-PEEK种植体表现出较理想的应力-应变分布,既可缓解应力屏蔽现象,亦能避免应力集中,从而降低骨组织损伤风险;而CCFR-PEEK种植体在力学响应方面与钛种植体相近,但种植体颈部区域仍存在一定的应力屏蔽;纯PEEK种植体由于刚性低而容易出现应力集中,这会在较差的骨骼条件下增加骨组织的负荷。Ari等^[53]通过有限元分析评估了钛与PEEK骨膜下种植体在萎缩性无牙颌下颌骨中的生物力学性能。发现在高载荷(2 000 N)条件下,PEEK种植体的基台及螺丝部位的Von Mises应力值显著低于钛种植体,且应力分布更为均匀,有助于降低颌骨骨折风险。不过在支架整体应力表现方面,钛金属支架仍优于PEEK支架。Jameel^[54]和Altuparmak^[55]进一步证实,CFR-PEEK、氧化锆与钛合金种植体在骨界面处的应力分布与形变程度无显著差异,尤其在垂直与斜向载荷下,CFR-PEEK骨膜下种植体所产生的Von Mises应力显著低于钛合金系统,而在皮质骨与松质骨中的应力传导行为则较为接近。在临床修复应用方面,针对严重骨萎缩区域,采用带PEEK顶盖的种植体支持式树脂基陶瓷冠(牙冠高度与种植体长度之比为3:1),配合3.5 mm厚PEEK顶盖与70 μm水泥层设计,可有效降低功能载荷下的平均应力水平^[56]。此外,临床案例也有报道,4例通过计算机辅助设计与制造技术(CAD/CAM)制作的PEEK骨膜下种植支架用于严重上颌萎缩患者,在12个月随访期间未出现修复体断裂、感染或种植体暴露,软组织健康稳定。其局限性在于病例数少且观察时间短,但初步验证了其临床可行性^[57]。

尽管PEEK材料因其良好的生物相容性和稳定的理化特性而广受青睐,但关于口腔微生物在PEEK材料表面黏附的研究尚显不足。Hung等^[58]对70例样品进行体外试验,发现PEEK和钛具有相似的细菌和真菌的生物膜附着和积累,但PEEK明显降低了齿状芽孢杆菌的载量。Sarfranz等^[59]评估了金黄色葡萄球菌、变形链球菌、粪肠球菌及大肠埃希菌在钛金属与PEEK医用种植体材料表面的生物膜形成情况。结果显示,在金黄色葡萄球菌、变形链球菌及大肠埃希菌的黏附能力方面,PEEK医用种植体材料显著高于2级钛与5级钛;而粪肠球菌在钛金属表面的黏附能力则高于PEEK。表明不同细菌对材料的黏附具有选择性。此外,种植体表面的唾液涂层可促进金黄色葡萄球菌、变形链球菌及粪肠球菌的生物膜形成。综上,现有研究初步揭示了PEEK与钛金属在口腔常见致病菌黏附及生物膜形成特性上的差异,且明确了唾液污染这一关键因素对细菌附着的影响,但其结果仍存

在不一致性(如不同菌种对两种材料的黏附偏好差异);未来还需进一步扩大样本量、结合体内实验环境,并深入探究PEEK材料表面微观结构改性(如粗糙度调控、抗菌涂层修饰)对口腔微生物黏附的调控机制,为优化PEEK在口腔种植领域的临床应用效果、降低种植后感染风险提供更充分的理论依据。

4 PEEK在口腔修复领域的应用

4.1 PEEK作为桩核冠的临床应用

对于大面积缺损的牙齿,根管治疗后的剩余牙体组织常存在结构薄弱和解剖形态复杂的问题。采用桩核冠修复可充分利用髓腔的固位力,在最大限度保留健康牙体组织的同时,达成理想的修复效果。传统钴铬合金桩核因存在美学缺陷和应力屏蔽效应,其应用受到一定限制。目前玻璃纤维桩因其良好的美学性能在临床中得到广泛应用。但在临床使用中发现在咬合力过大、承受重负荷的牙齿经纤维桩修复之后,相较金属桩更容易发生桩断裂^[60]。

近年来,PEEK及其复合材料作为新兴修复材料,展现出广阔的应用前景。Abdelmohsen等^[61]通过体外实验发现,铣削成型的PEEK桩核可实现100%的可修复性失效模式,其应力集中区域主要位于牙颈部,优于应力分布于根中及根尖部的玻璃纤维桩。在无牙本质肩领的严重牙体缺损的模型中,Yagci等^[62]进一步证实PEEK材料的生物力学优势,相较于玻璃纤维桩核,PEEK髓腔固位冠所采用的树脂黏结剂失效风险更低,且材料本身应力水平最低,表明其在结构传导方面更具合理性。然而,Direk等^[63]比较了多种桩核系统[包括玻璃纤维、氧化锆、金属(铬钴合金)、无填料PEEK、含20%二氧化钛填料的PEEK和含20%陶瓷填料的PEEK]修复后的抗折性能。结果发现PEEK桩核抗断裂强度均低于氧化锆和金属桩核,且断裂模式均为不可修复型;前牙体外试验也得出类似结论^[64]。

为弥补上述强度缺陷,复合材料增强技术被引入以提升PEEK的力学性能。Wang等^[65]采用有限元分析比较六种不同桩核系统修复下颌前磨牙后的力学特征,结果显示30%玻璃纤维或30%碳纤维增强的PEEK复合材料在静态失效载荷与疲劳寿命方面均显著优于纯PEEK,并逐步接近甚至在某些性能上超越钴铬合金,同时应力分布更为均匀。这表明定制化的PEEK及其纤维增强复合材料桩核具备更优异的生物力学性能表现,有望成为修复大面积牙体缺损的潜在替代方案。此外,Lalama^[66]指出,热压成型法制作的PEEK桩核在形态准确性上优于CAD/CAM铣削法,提示加工工艺也是影响修复效果的重要因素。

在黏结性能方面,Kole等^[67]评估了PEEK桩、聚醚酮酮(PEKK)桩、纤维桩及氧化锆桩的黏结强度,发现经咀嚼模拟器测试,PEEK桩的黏结强度最低。同时,Alresayes^[68]的研究表明,采用2.5%(质量体积分数)次氯酸钠(NaOCl)+17%(质量体积分数)乙二胺四乙酸(EDTA)进行根管处理可显著增强PEEK桩核与根管壁的黏结力,从而提升修复体的固位稳

定性。

综上,现有研究证据表明,定制化PEEK桩核,特别是经过纤维增强的复合材料,通过优化应力分布、引导可修复失效模式以提升机械强度,已展现出在大面积牙体缺损修复中的重要潜力。临床医生可结合患者的口腔条件与根管形态,合理选用桩核系统,在保障修复体固位的同时,最大限度地降低牙根折裂等并发症的风险。但仍需大量的临床研究来增强PEEK表面的黏结强度。

4.2 PEEK作为可摘局部义齿(RPD)的临床应用

PEEK作为一种高分子材料,在RPD领域的应用展现出巨大的潜力,其临床适用性通过多项体外研究与初步临床研究得到了系统评估。

在机械性能方面,PEEK表现出优异的抗疲劳性。Zheng等^[69]的研究表明,在模拟长达21年临床使用的疲劳测试中,不同倒凹深度(0.25~0.75 mm)下的PEEK卡环试件大多未发生断裂,其抗疲劳性能显著优于铸造与激光烧结钴铬合金(CoCr)。然而,其抗变形能力相对较低,提示在临床设计中需注意其弹性模量特性。就固位力而言,PEEK与聚醚醚酮(PEKK)卡环的初始固位力虽显著低于CoCr卡环,但在模拟10年摘戴的循环加载后,其固位力仍能维持甚至优于初始水平,显示出良好的耐久性^[70-71]。此外,增大卡环的横截面尺寸可显著提升固位力,这为临床卡环设计的优化提供了依据^[71]。值得注意的是,若直接采用传统金属支托的设计参数,PEEK合支托的应力可能超过其疲劳强度,长期使用存在失效的风险^[72],因此在支托形态与尺寸方面需进行针对性调整。

在适合性与加工精度方面,Zhao等^[73]通过硅橡胶薄膜法和三维图像叠加法评估证实,CAD/CAM技术制作的PEEK支架在适配精度方面可满足临床的需要。另有Srivastava等^[74]的研究表明,PEEK支架的固位力及患者满意度与传统铸造CoCr支架无统计学差异。就制作流程而言,全数字化与半数字化工作流程制作的PEEK义齿在适合性和咀嚼效率方面相近,但全数字化流程能显著提升患者的佩戴舒适度和临床工作效率,更具优势^[75]。

美学与生物相容性是口腔修复材料的重要评价指标。针对义齿基托长期使用后易出现的颜色衰退问题,Joshua N等^[76]比较了PEEK、改良型聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)和聚甲醛缩醛树脂(Biodentaplast)在蒸馏水、茶水、咖啡及姜黄溶液中的颜色稳定性。结果显示,浸泡30天后PEEK的颜色变化值远低于其余两种材料,表现出优异的长期色泽稳定性。在生物相容性方面,Bertotti等^[77]通过体外细胞实验表明,PEEK与人成纤维细胞共培养时,表现出与铣削钛合金相当的高细胞活性和代谢活性,且无显著细胞毒性及炎症因子异常升高,表明其具有良好的生物安全性。此外,PEEK材料具有优异的润湿性,有利于基托下方的水分分布,提升佩戴舒适度^[78]。

综上,现有证据表明PEEK材料具备良好的抗疲劳性、

足够的固位力、良好的适合性、卓越的生物相容性与颜色稳定性,已成为制作可摘局部义齿支架及卡环的可靠选择。尽管其在刚度和支托设计方面存在一定局限,但通过CAD/CAM技术进行个性化设计与精密加工,能够为患者提供一种舒适、美观且耐用的修复方案,尤其适用于对金属过敏或美学要求较高的患者。未来仍需更多长期临床研究以进一步验证其远期疗效与可靠性。

5 PEEK在牙周领域的应用

牙周病是一种常见的口腔疾病,是发生在牙周支持组织(包括牙龈、牙槽骨、牙周膜和牙骨质)的慢性感染性疾病,核心是由牙菌斑中的细菌引发炎症,长期不控制会破坏牙周组织,最终可能导致牙齿松动、脱落。牙周夹板常用于固定松动牙,但牙周夹板材料的选择对牙周膜(PDL)及周围骨组织的应力分布具有显著影响。Fang等^[79]利用有限元分析评估了静载荷下不同材料(PEEK夹板、纤维增强树脂夹板和钛夹板等)的牙周夹板的应力分布特征。结果显示,相较于纤维增强树脂夹板和钛夹板,PEEK夹板自身承受的应力值更高,而传递到黏结层的应力值则更小,有利于牙槽骨的健康。此外,Joshi^[80]通过有限元分析评估四种不同夹板材料,树脂复合材料、纤维增强复合材料(FRC)、PEEK及金属,在下颌前牙伴55%骨吸收情况下的应力分布特征。结果发现,在所有夹板材料中,FRC对各牙齿的应力降低效果最为显著,且在垂直载荷下表现尤为突出;树脂复合材料与金属丝夹板的应力降低效果中等,其性能随载荷角度不同而存在差异;PEEK夹板在垂直载荷下展现出较好的应力降低效果,但在斜向载荷作用下应力水平升高。因此,临床医生可根据患者的牙周情况选择合适材料的牙周夹板,能够更好地固定松动牙和保护牙槽骨的健康。Qian等^[81]报道了1例经牙周基础治疗后下颌前牙松动仍无明显改善使用PEEK材料牙周夹板治疗的病例。在2年随访期间患者无任何不适,未发现夹板断裂现象,菌斑显示剂显示菌斑积累量极少,且随访期间X线片显示下颌前牙区周围的牙槽骨高度稳定。PEEK材料牙周夹板的远期安全性及可靠性仍需更多长期临床研究进一步验证。

6 PEEK在口腔正畸学中的应用

6.1 PEEK作为正畸托槽的临床应用

过去十年间,口腔正畸治疗对非金属材料的需求显著上升,主要源于患者对金属过敏、医学影像(如磁共振成像)相容性差和美观等方面的关切。在此背景下,PEEK凭借其优异的生物相容性和射线可透性,有效克服了传统金属材料引起的过敏反应及影像干扰问题^[82]。此外,PEEK在力学性能方面亦展现出相较于传统材料的优势。

为提升美观效果,陶瓷托槽在临床中广泛应用,但其存在脆性高、厚度受限等固有缺陷。Wu等^[83]通过激光轮廓仪测试分析了其与PEEK材料的表面粗糙度(Ra),结果表明PEEK材料显示出更低的摩擦系数。这种低摩擦系数特性,结合其固有的高强度与韧性,证明PEEK材料可作为金属和

陶瓷材料的理想替代品。临床上现有的固定矫治器托槽常使用金属材料,其美观性差,同时也影响影像追踪观察,未来仍需采用非金属托槽材料作为更合适的选择。

6.2 PEEK 作为正畸保持器的临床应用

正畸保持器在维持矫治后牙列稳定、防止复发方面具有关键作用,能够为牙齿位置提供长期支持,确保治疗效果的持久性^[84]。由于牙齿具有生理性近中移动的趋势,矫治后必须佩戴矫治器以维持牙齿的正常位置。在众多保持器材料中,PEEK 因具备良好的生物相容性、美观性、易于定制以及优异的力学性能(如高强度、回弹性和柔韧性)而受到关注。这些特性使其能够耐受口腔环境中的咀嚼力和舌头运动,同时保持结构稳定和功能完整。然而,尽管 PEEK 材料在机械和生物学性能表现突出,有关其长期临床性能与耐久性的研究仍较为有限^[85],亟需更多临床数据支持。Zecca 等^[86]对使用 15 个月后失效的 PEEK 保持器进行扫描电镜观察,发现其表面出现粗糙和分层现象,这可能是导致上颌中切牙之间出现间隙的原因,从而进一步导致细菌黏附增加。尽管 PEEK 本身具备抗水解能力,但其吸水速度较慢,长期处于唾液环境中可能影响材料的结构完整性和性能,进而引起功能衰退。因此,为促进其临床应用,有必要在模拟真实口腔环境的条件开展进一步的研究。

传统 Hawley 保持器由双曲唇弓、一对磨牙卡环及丙烯酸树脂基托构成,其中丙烯酸树脂易引起口腔黏膜过敏反应,甚至罕见的口腔苔藓样反应^[87]。Al Mortadi 等^[88]提出了一种基于口内扫描技术制作的数字化制作方法,结合增材制造与减材制造技术分别加工合金构件与 PEEK 基托,并通过冷固化丙烯酸树脂将其整合为可摘式保持器。该成品经口内评估验证其临床适用性,为 CAD/CAM 技术在可摘正畸装置制造中的应用提供了新思路,并为其他改良型牙科矫治器的数字化开发奠定了基础。此外,Wang 等^[89]报道了一种 PEEK 材料制成的半刚性桥式间隙保持器,相较于传统带环设计,该保持器兼具美观与便利性,并能够恢复缺失乳磨牙的解剖形态,有助于促进儿童的咀嚼功能及颌骨发育。

综合而言,数字化制造技术通过材料创新与工艺融合,不仅能够有效规避传统材料所致的不良反应,也为个性化、功能化正畸保持装置的设计与实现提供了新的技术路径。未来,随着 CAD/CAM 技术的进一步成熟与生物相容性材料的持续研发,数字化可摘保持器有望在提升临床疗效、改善患者舒适度及促进口腔健康方面发挥更为重要的作用。

7 结语与展望

PEEK 及其复合材料凭借其优异的力学性能、良好的生物相容性、化学稳定性和射线可透性,成为口腔医学领域极具潜力的高性能材料。然而,其固有的表面惰性限制了其在口腔修复、种植等领域的直接应用。本文综述了近年来通过表面策略提升 PEEK 性能的研究进展。结果表明,通过物理改性(如激光)、化学处理(如磺化、喷砂)、表面涂层技术(如等离子喷涂、生物活性分子固定)以及复合结构设计,能够有效

改善 PEEK 的界面黏结强度、促成骨活性、赋予其抗菌性能并增强其在口腔复杂环境中的耐腐蚀性能。这些改性策略显著拓宽了 PEEK 在口腔固定修复、活动义齿、种植体及颌面修复等领域的应用前景。

未来,PEEK 在口腔医学领域的研究与应用仍有广阔空间:首先,现有改性方法多侧重于单一性能的优化,开发能够同步实现强黏接、骨整合、抗菌和耐磨等多功能一体化的复合改性策略将是重要方向。其次,目前研究大多处于体外或动物实验阶段,亟需开展长期、大样本的临床研究,以系统评估改性 PEEK 材料在真实口腔复杂环境(如微生物群、动态力学载荷、温湿度及 pH 波动)下的长期稳定性、生物安全性及功能持久性。再者,随着数字化口腔医疗的发展,将表面改性技术与 3D 打印等个性化制造工艺深度融合,实现具有复杂结构和定制化生物功能 PEEK 修复体的精准、高效制备,是未来临床转化的重要趋势,最终实现口腔修复体与机体组织的完美融合与功能重建。

参考文献

- [1] 张永恒,等.工程塑料应用,2024,52(3):179-185.
ZHANG Yongheng, et al. Engineering Plastic Application, 2024, 52 (3):179-185.
- [2] 张伟芳,等.工程塑料应用,2022,50(11):163-167.
ZHANG Weifang, et al. Engineering Plastic Application, 2022, 50 (11):163-167.
- [3] VAN DER MERWE S R, et al. Heliyon, 2024, 10(2). DOI:10.1016/j.heliyon.2024.e24157.
- [4] DUA R, et al. Polymers, 2021, 13(22). DOI: 10.3390/polym13224046.
- [5] DALLAL S, et al. Polymers, 2025, 17(14). DOI: 10.3390/polym17141968.
- [6] ISIODOR F. Clinical Oral Implants Research, 1996, 7(2):143-152.
- [7] LONG J R, et al. Skeletal Radiology, 2023, 52(3):393-404.
- [8] ANDERSON B, et al. World Neurosurgery, 2023, 180. DOI: 10.1016/j.wneu.2023.09.005.
- [9] YOON M K, et al. Ophthalmology, 2025, 132(8):945-953.
- [10] HE D L, et al. Acta Clinica Croatica, 2022, 61(1):138-144.
- [11] LEVY HA, et al. Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials, 2023, 111(2):478-489.
- [12] YU T, et al. ACS Biomaterials Science & Engineering, 2025, 11 (10):5 862-5 877.
- [13] SONAYE S Y, et al. ACS Biomaterials Science & Engineering, 2025, 11(2):1 060-1 071.
- [14] KEUL C, et al. The Journal of Adhesive Dentistry, 2014, 16(4): 383-392.
- [15] SOARES MACHADO P, et al. The Journal of Adhesive Dentistry, 2022, 24:233-245.
- [16] GE Y, et al. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2025, 134(3). DOI:10.1016/j.prosdent.2025.05.022.
- [17] ZHU M, et al. ACS Biomaterials Science & Engineering, 2024, 10 (10):6 120-6 134.

- [18] CHAYANUN S, et al. *Materials Today Bio*, 2023, 22. DOI: 10.1016/j.mtbio.2023.100754.
- [19] JAHANGIR M, et al. *Dental Research Journal*, 2024, 21(1). DOI: 10.4103/drj.drj_516_23.
- [20] SAMPAIO M, et al. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 54: 123–130.
- [21] 闫静敏. 3D打印成型聚醚醚酮网用于兔上颌骨缺损修复的实验研究[D]. 石家庄: 河北医科大学, 2024.
YAN Jingmin. Experimental study on 3D-printed polyetheretherketone mesh for repairing maxillary bone defects in rabbits[D]. Shijiazhaung: Hebei Medical University, 2024.
- [22] GHAZY E S, et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2025, 134(1):259–267.
- [23] KANG J, et al. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2021, 116. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2021.104335.
- [24] LI Y, et al. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery: Official Publication of The European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 2022, 50(8):621–626.
- [25] NOCINI R, et al. *BMJ Case Reports*, 2022, 15(4). DOI: 10.1136/bcr-2022-248826.
- [26] AHMAD A F, et al. *Annals of Medicine and Surgery (2012)*, 2022, 79. DOI: 10.1016/j.amsu.2022.104095.
- [27] ALASSERI N, et al. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 2020, 42(1). DOI: 10.1186/s40902-020-00262-7.
- [28] 高鹏, 等. 高原医学杂志, 2024, 34(2):50–54.
GAO Peng, et al. *Journal of High Altitude Medicine*, 2024, 34(2): 50–54.
- [29] 吴笑尘, 等. 生命科学仪器, 2024, 22(2):152–155, 158.
WU Xiaochen, et al. *Life Science Instruments*, 2024, 22(2): 152–155, 158.
- [30] JEON K J, et al. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 2022, 12(3):1 909–1 918.
- [31] GENOVESI W, et al. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 2022, 12(5):529–541.
- [32] GUO F, et al. *Experimental and Therapeutic Medicine*, 2021, 21(4). DOI: 10.3892/etm.2021.9779.
- [33] 林凯, 等. 实用口腔医学杂志, 2021, 37(3):303–306.
LIN Kai, et al. *Journal of Practical Stomatology*, 2021, 37(3): 303–306.
- [34] 郭芳, 等. 医用生物力学, 2022, 37(6):1 095–1100, 1144.
GUO Fang, et al. *Journal of Medical Biomechanics*, 2022, 37(6): 1 095–1100, 1144.
- [35] 毕瑞野, 等. 华西口腔医学杂志, 2024, 42(5):551–557.
BI Ruiye, et al. *West China Journal of Stomatology*, 2024, 42(5): 551–557.
- [36] CHRCANOVIC B R, et al. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2014, 41(6):443–476.
- [37] PIDHATIKA B, et al. *Polymers*, 2022, 14(24). DOI: 10.3390/polym14245526.
- [38] CHEN M Q, et al. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2023, 11(9). DOI: 10.3389/fbioe.2023.1271629.
- [39] ZHANG X, et al. *Applied Surface Science*, 2025, 704. DOI: 10.1016/j.apsusc.2025.163516.
- [40] YANG T, et al. *Dental Materials*, 2025, 41(6):730–744.
- [41] CUI S, et al. *Surfaces and Interfaces*, 2025, 73. DOI: 10.1016/j.surfin.2025.107388.
- [42] LIN H, et al. *Colloids and Surfaces B, Biointerfaces*, 2025, 254. DOI: 10.1016/j.colsurfb.2025.114846.
- [43] CHEN B, et al. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2025, 709. DOI: 10.1016/j.colsurfa.2025.136209.
- [44] MA R, et al. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2019, 14. DOI: 10.1186/s13018-019-1069-1.
- [45] MO X, et al. *International Journal of Molecular Sciences*, 2023, 24(2). DOI: 10.3390/ijms24021291.
- [46] HOVEIDAEI A H, et al. *Bone*, 2024, 179. DOI: 10.1016/j.bone.2023.116956.
- [47] QIAN GW, et al. *Acs Applied Nano Materials*, 2022, 5(11): 16 528–16 543.
- [48] MI L, et al. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2024, 12. DOI: 10.3389/fbioe.2024.1343294.
- [49] RAOELISON R N, et al. *Cirp Journal of Manufacturing Science and Technology*, 2021, 35. DOI: 10.1016/j.cirpj.2021.05.008.
- [50] LIU H H, et al. *Surface & Coatings Technology*, 2022, 446. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2022.128752.
- [51] ABUBAKAR A A, et al. *Surface & Coatings Technology*, 2025, 498. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2025.131851.
- [52] ZHOU Z, et al. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 2024, 125(12 S2). DOI: 10.1016/j.jormas.2024.101902.
- [53] ARI I, et al. *The Journal of Oral Implantology*, 2025, 51(3): 295–303.
- [54] JAMEEL A S, et al. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 2024, 16(S3). DOI: 10.4103/jpbs.jpbs_45_24.
- [55] ALTIPARMAK N, et al. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 2023, 124(1 Suppl). DOI: 10.1016/j.jormas.2022.09.011.
- [56] VARGAS-MORENO V F, et al. *Dental Materials: Official Publication of The Academy of Dental Materials*, 2025, 41(8): 1 014 – 1 026.
- [57] EL-SAWY M A, et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2024, 132(3):562–569.
- [58] HUNG C C U, et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2025, 133(6):1 545–1 552.
- [59] SARFRAZ S, et al. *Polymers*, 2022, 14(18). DOI: 10.3390/polym14183862.
- [60] 卢俊慧. 中国当代医药, 2013, 20(17):191–192.
LU Junhui. *China Modern Medicine*, 2013, 20(17):191–192.
- [61] ABDELMOHSEN N, et al. *Odontology*, 2025, 113(4): 1 582 –

- 1 593.
- [62] YAGCI F, et al. *Journal of Prosthodontic Research*, 2025, 69(3): 368–377.
- [63] DIREK A, et al. *PeerJ*, 2024, 12. DOI:10.7717/peerj.18012.
- [64] YILDIZ S, et al. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 2023, 29. DOI: 10.12659/msm.940887.
- [65] WANG B, et al. *BMC Oral Health*, 2025, 25(1). DOI: 10.1186/s12903-025-06089-w.
- [66] LALAMA M, et al. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of The American College of Prosthodontists*, 2022, 31(6):537–542.
- [67] KOLE S, et al. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2023, 142. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.105804.
- [68] ALRESAYES S. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, 2025, 54. DOI:10.1016/j.pdpdt.2025.104610.
- [69] ZHENG J, et al. *Clinical and Experimental Dental Research*, 2022, 8(6):1 496–1 504.
- [70] GENTZ F I, et al. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of The American College of Prosthodontists*, 2022, 31(4):299–304.
- [71] LEE W F, et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2024, 131(2). DOI:10.1016/j.prosdent.2023.09.042.
- [72] LYU H, et al. *Journal of Prosthodontic Research*, 2023, 67(2): 196–205.
- [73] ZHAO K, et al. *Polymers*, 2024, 16(8). DOI: 10.3390/polym16081119.
- [74] SRIVASTAVA G, et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2025, 134(3). DOI:10.1016/j.prosdent.2025.05.034.
- [75] GE Y, et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2025, 134(3). DOI:10.1016/j.prosdent.2025.05.028.
- [76] N J, et al. *Cureus*, 2023, 15(11). DOI:10.7759/cureus.48189.
- [77] BERTOTTI K, et al. *Dental Materials: Official Publication of The Academy of Dental Materials*, 2025. DOI: 10.1016/j.dental.2025.10.001.
- [78] NARDE J, et al. *BMC Oral Health*, 2024, 24(1). DOI: 10.1186/s12903-023-03716-2.
- [79] FANG M, et al. *Chinese Journal of Stomatology*, 2024, 59(11): 1 120–1 125.
- [80] JOSHI S, et al. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 2025, 15(2):250–255.
- [81] QIAN B, et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2025, 133(1): 1–7.
- [82] NAI T A P, et al. *Materials (Basel, Switzerland)*, 2022, 15(21). DOI:10.3390/ma15217414.
- [83] WU J, et al. *Technology and Health Care: Official Journal of The European Society for Engineering and Medicine*, 2024, 32(1): 269–278.
- [84] AL-MOGHRABI D, et al. *Progress in Orthodontics*, 2016, 17(1). DOI:10.1186/s40510-016-0137-x.
- [85] MAEKAWA M, et al. *Dental Materials Journal*, 2015, 34(1): 114–119.
- [86] ZECCA P A, et al. *Dentistry Journal*, 2024, 12(7). DOI: 10.3390/dj12070223.
- [87] ELHADAD M A, et al. *BMC Oral Health*, 2019, 19(1). DOI: 10.1186/s12903-019-0949-4.
- [88] AL MORTADI N A, et al. *Medicine*, 2024, 103(17). DOI:10.1097/md.00000000000038004.
- [89] WANG Q, et al. *BMC Oral Health*, 2023, 23(1). DOI: 10.1186/s12903-023-03570-2.