

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2022.11.026

聚醚醚酮在口腔医学中应用的研究进展

张伟芳¹, 刘吕花², 刘英¹, 郑延延²

(1. 川北医学院附属医院口腔科, 四川南充 637000; 2. 川北医学院药学院, 四川南充 637000)

摘要:总结了聚醚醚酮(PEEK)在口腔医学领域应用的独特优势(较高的强度、良好的生物相容性、适宜的弹性模量和射线可透性等),并依次综述了PEEK在口腔正畸(错颌畸形矫治器、缺牙间隙保持器及正畸弓丝等)、口腔种植(口腔种植体等)、口腔修复(活动义齿和牙冠修复体等)和口腔颌面外科等口腔医学领域的应用现状、存在的不足及最新的研究进展。重点综述了解决PEEK口腔种植体骨整合能力不足的现有表面改性方式。最后对PEEK在口腔医学领域的应用前景及发展方向进行了展望。

关键词: 聚醚醚酮; 口腔医学; 口腔种植体; 口腔正畸; 牙科材料

中图分类号: R318.08, R783.1 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2022)11-0163-05

Research Progress on Application of Polyetheretherketone in Stomatology

Zhang Weifang¹, Liu Lyuhua², Liu Ying¹, Zheng Yanyan²

(1. Department of Stomatology, Affiliated Hospital of North Sichuan Medical College, Nanchong 637000, China;

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

Abstract : The unique advantages (high mechanical strength, good biocompatibility, suitable elastic modulus and radiolucency) of polyetheretherketone (PEEK) in the field of stomatology were summarized. The application status, shortcomings and latest research progress of PEEK in oral orthodontics (malocclusal appliances, missing tooth space retainers and orthodontic arch wire), oral implantology (dental implant), oral prostheses (movable dentures and crown prostheses), and oral and maxillofacial surgery were reviewed in turn. The existing surface modification methods to solve the poor osseointegration capability of PEEK dental implants were focused on. Finally, the application prospect and development direction of PEEK in the field of stomatology were prospected.

Keywords : polyetheretherketone ; stomatology ; dental implant ; oral orthodontics ; dental material

聚醚醚酮(PEEK)是由英国ICI公司于20世纪70年代成功研发的一种芳香族半结晶线性热塑性聚合物。作为聚芳醚酮家族的一员,PEEK是由双酚盐和芳香族二卤化物通过亲核取代反应合成的。分子结构中的苯环赋予PEEK刚性,而醚键具有足够的韧性,使PEEK具有很高的抗应力性^[1]。PEEK具有优异的化学稳定性,不仅可避免有毒副产物的释放,而且呈现出优异的生物相容性^[2]。此外,由于其射线可透性,PEEK不会在计算机断层扫描(CT)和磁共振(MRI)成像时产生伪影,易于观察种植体周围的骨再生及愈合情况^[3]。更重要的是,PEEK的弹性模量(3~4 GPa)与人骨(3~17 GPa)相当,其较低的弹性模量,可减少对其周围骨骼的应力屏蔽效应^[4-5]。众多优异的特性,使其在医学领域广受欢迎,目前PEEK已用于骨外科、心血管外科等领域^[6-7]。

作为牙科材料,PEEK也同样具有很大的潜力。PEEK具有优异的加工性能及力学性能,使其可用于制作多种早期矫治器,满足多种临床应用的要求。另外,PEEK具有较高的弯曲强度和抗蠕变性^[8],且其颜色较金属更美观,使其适合制作正畸弓丝用于临床。PEEK具有与人骨、牙本质及牙釉质类似的弹性模量,有望用作牙种植体。并且在PEEK基体中添加碳纤维(CF),可获得弹性模量与人骨、牙本质及牙釉质更加匹配的碳纤维增强PEEK复合材料(CFR-PEEK)。与金属材料相比,CFR-PEEK不仅表现出更低的应力屏蔽^[9],而且其耐磨性仍然与金属合金相当^[10]。PEEK没有金属味道且相对较美观,可用于修复应用,包括固定或活动修复。且使用树脂复合材料覆盖不透明和灰色的PEEK表面,可使PEEK更加美观,从而更容易被患者接受^[11]。此外,与牙釉质

基金项目: 四川省科技厅项目(2022YFSY0043, 2022NSFSC1537),南充市科技局项目(22SXCXTD0001, 20SXQT0302)

通信作者: 郑延延, 博士, 副教授, 主要研究方向为口腔医用材料

收稿日期: 2022-07-13

引用格式: 张伟芳, 刘吕花, 刘英, 等. 聚醚醚酮在口腔医学中应用的研究进展[J]. 工程塑料应用, 2022, 50(11): 163-167.

Zhang Weifang, Liu Lyuhua, Liu Ying, et al. Research progress on application of polyetheretherketone in stomatology[J]. Engineering Plastics Application, 2022, 50(11): 163-167.

和牙本质相匹配的拉伸性能,使PEEK成为牙冠修复体的潜在替代品。

1 PEEK在口腔正畸中的应用

1.1 PEEK在早期矫治中的应用

儿童早期矫治所需器械主要包括错颌畸形矫治器(如扩弓器等)、缺牙间隙保持器等,要求器械基体材料具有一定的尺寸稳定性、合适的硬度、良好的耐磨性、低水溶性以及良好的生物相容性。PEEK不仅具有以上性能,而且其加工性能及力学性能优异,使其适用于制作多种早期矫治器,可满足多种临床应用的要求,同时解决金属矫治器的不美观和过敏问题。

Beretta等^[12]对一名对镍过敏的上腭宽度不足的5岁儿童,在第一颗恒磨牙萌出之前,使用PEEK制成的扩弓器矫正双侧反牙合,并使用生物活性水泥进行粘接,成功使上腭宽度扩张了5 mm。Ierardo等^[13]将PEEK材料通过3D打印技术构建出小儿缺牙间隙保持器,应用于3个患儿,经过9个月随访,发现不仅可以很好地维持缺牙间隙,而且对患者来说能见度最低,令患者感到舒适满意。也有学者将PEEK材料通过3D打印技术构建出双侧侧切牙缺失的固定舌侧缺牙间隙保持器^[14]。该缺牙间隙保持器美学满意度高,能维持咬合功能,但未评估PEEK和树脂改性玻璃离子水门汀之间结合的效果,因此需要进一步的实验研究来评估PEEK材料和树脂改性玻璃离子水门汀之间的结合,以降低脱粘的风险。

冀堃等^[15]在临床研究上初步验证了PEEK在乳牙早失间隙保持、错颌畸形矫治等儿童口腔早期矫治中临床应用的可行性,虽然临床效果良好,但后续还需行大样本、长期临床病例观察,且需要解决美观、粘接、强度等一系列的临床问题。

1.2 PEEK作为正畸弓丝的应用

正畸弓丝的选择在很大程度上决定了牙齿排齐的效率^[16]。所以,许多学者对理想的正畸弓丝提出了不同标准。Bench等^[17]认为,在牙弓不同部位,由于牙周膜面积不同,适宜的正畸力也不同,需要正畸弓丝具有不同的力学性能。Proffit等^[18]提出理想的正畸弓丝需要具有以下4个特点:高强度、低刚度、高活动范围、高耐磨性。也有研究表明,在整个正畸治疗过程中,摩擦力会削弱12%~60%的正畸力^[19],因此低摩擦力也是理想弓丝的特性之一。临床上现有固定矫治器弓丝一般都是金属弓丝,其美观性差,同时也影响拍摄CT和核磁共振,未来需要采用非金属弓丝治疗作为更合适的选择。

Mackawa等^[18]研究了三种超级工程塑料:PEEK、聚醚醚酮和聚偏二氟乙烯作为正畸弓丝的可行性。发现PEEK弓丝具有优异的弯曲强度、蠕变阻力和较低的吸水率,在1.0 mm×1.0 mm的尺寸下可以提供类似于镍钛弓丝(0.40 mm×0.55 mm)的正畸力,可以作为美观的非金属正畸弓丝的候选材料。然而1.0 mm×1.0 mm的方形PEEK弓丝不是正畸弓丝的合适尺寸,正畸弓丝通常为矩形或圆形,其宽度或直径

为0.40~0.65 mm。随后Tada等^[20]评估了PEEK正畸弓丝的负载偏转特性和摩擦特性,得出结论认为0.019 mm×0.025 mm的PEEK弓丝可适用于正畸。

Shirakawa等^[21]将两种尺寸(0.457 mm×0.635 mm和0.432 mm×0.635 mm)的不锈钢(SS)、钴铬(Co-Cr)或镍钛(Ni-Ti)弓丝穿过PEEK管进行评估,结果表明几乎所有测试的弓丝都通过PEEK管而大大降低了摩擦力。因此PEEK管的包裹不仅可增强美学效果,还可以减少托槽的磨损变形,并且一定程度上可以降低正畸力的损耗,提高牙齿移动效率。

此外,PEEK可用作Ni-Ti弓丝的涂层,以增强其耐腐蚀性并改善其力学性能^[22]。然而,长期在口内暴露可能会导致PEEK涂层稳定性严重退化^[23]。因此,需要进一步研究以评估PEEK涂层的正畸弓丝在口内的长期稳定性。

PEEK正畸弓丝使得有美学需求的患者更易于接受治疗,因此被视为可行的正畸弓丝^[8-9]。但PEEK弓丝在临床上并未得到广泛应用,其在人体口腔环境中的长期力学性能的数据不足。此外,PEEK正畸弓丝的负载偏转特性和静摩擦力可能会受到口腔活动的影响,例如进食、刷牙等。因此,需进一步研究其在模拟临床条件下应用的相关性能。

2 PEEK在口腔种植中的应用

PEEK出色的力学性能、卓越的生物相容性以及类似骨、牙本质和牙釉质的弹性模量使得其成为一种很有前景的口腔种植体材料^[24-25]。首先,研究表明钛是一种过敏原^[26],而与钛相比PEEK很少引起过敏反应;其次它具有射线可透性,在MRI成像上造成的伪影较少;第三,它比钛更美观;第四,PEEK形态可塑性极强,可以通过改变其形态或表面特性来适应特定的目的^[27]。然而PEEK的疏水表面,既不增强蛋白质吸附,也不利于细胞粘附。与钛相比,PEEK种植体的成骨活性较差,并且没有表现出良好的骨传导性。此外,PEEK牙种植体在口内容易形成口腔生物膜^[28-29],增加了种植体周围炎症发生的风险^[30]。因此,研究人员使用多种方法,包括共混改性、表面涂层及表面化学接枝等方法,试图赋予PEEK更好的力学性能、成骨活性和抗菌活性,甚至多功能活性表面。

通过制备具有不同CF长度和取向的CFR-PEEK,可将PEEK的弹性模量调整为与皮质骨的弹性模量相匹配^[31]。一项CFR-PEEK种植体和钛种植体周围应力分布的有限元分析比较结果显示,与钛种植体相比,CFR-PEEK种植体在垂直和倾斜载荷下承受更大的应力。但在倾斜载荷下,与钛种植体相比,CFR-PEEK种植体向骨骼传递的应力较小^[32]。CFR-PEEK因其多功能性、形态多变性、与现代成像技术的兼容性、优异的力学性能和生物相容性而受到医疗植入界的广泛关注。

在PEEK表面直接制备生物活性涂层或通过生物活性剂进行表面功能化可使其表现出优异的骨传导能力。Lee等^[33]使用冷喷涂技术在PEEK上制备了羟基磷灰石(HA)涂层,动物体内实验研究结果表明,HA涂层的PEEK周围新形

成的骨量明显高于空白 PEEK 组。Johansson 等^[34]使用旋转涂布法在 PEEK 表面制备了纳米 HA (nHA) 涂层, n-HA 包被的 PEEK 大大增强了其骨整合能力。Durham 等^[35]通过离子束辅助沉积技术在 PEEK 表面沉积了由钇稳定氧化锆(YSZ)热障层组成的涂层, 该层被 HA 顶层覆盖。结果显示该双相涂层对 PEEK 基体表现出良好的粘附力, 并能增强细胞增殖及成骨矿化能力。最近, Yang 等^[36]发现, 涂覆有钛酸盐纳米网结构的 PEEK 表面不仅有效促进了细胞的粘附和增殖, 而且能诱导巨噬细胞向抗炎的 M2 型极化, 及时清除炎症, 营造有益的免疫微环境从而促进骨再生。

为了增强抗菌活性, Guo 等^[37]使用电弧离子电镀技术在 CFR-PEEK 表面涂覆 TiCu/TiCuN 涂层, 通过细胞实验和动物实验, 验证了 TiCu/TiCuN 包被的 CFR-PEEK 的抗菌性能。Yan 等^[38]通过丝素蛋白在多孔 PEEK 表面上构建了用银纳米颗粒(nAg)修饰的氧化铜微球(μCuO), 这种涂层在低 pH 环境 (pH=5.0) 下释放出高剂量的 Cu^{2+} 和 Ag^{+} , 可杀灭 99.99% 的游离细菌, 并完全消灭附着细菌, 避免生物膜的形成。在生理环境 (pH=7.4) 下, 较少量的金属离子可促进碱性磷酸酶 (ALP) 生成、胶原分泌、钙沉积和血管生成, 最终促进骨再生。除金属及其离子外, 局部使用抗生素也是抗感染的主流方法。为了获得长期有效的抗菌效果, 在 PEEK 表面上制备多孔结构、纳米结构或粘合剂涂层, 以提供较大表面积和较强附着着力, 从而局部加载大量的抗生素, 使得抗生素实现缓慢释放, 避免药物过早流失, 并保持所需的局部药物浓度^[39-40]。这些方法有利于预防术后感染和细菌耐药性。

近年来, 表面改性趋向于多功能化。He 等^[41]结合贻贝启发的金属化技术和 *N*-羧基琥珀酰亚胺/碳二亚胺激活的肽修饰技术成功构建了具有抗菌、成骨和促血管生成的三重治疗效果的融合肽工程化 PEEK 植入物, 旨在改善 PEEK 种植体的骨整合。除了稳定银纳米粒子 (AgNPs) 外, 聚多巴胺 (PDA) 还用作光热剂, 可以将近红外光转化为热。近红外的波长范围为 700~1 400 nm, 能穿透哺乳动物身体, 但对正常组织几乎没有伤害。随着近红外的照射, 光响应材料可以产生大量的活性氧 (ROS) 和热量。热量和 ROS 可以阻止耐药细菌的生长和生物膜的产生, 赋予光响应材料抗菌能力。因此, PDA/AgNPs 涂层还赋予 PEEK 植入物以协同方式进行“按需”抗菌的能力。Yin 等^[42]通过磺化处理 and 循环冻融法, 在 PEEK 表面成功制备了具有程序化顺序药物释放特性的载地塞米松聚(乳酰二乙醇酸)纳米颗粒/载盐酸万古霉素聚乙烯醇凝胶复合涂层, 实现了抗菌药物的快速释放和促成骨药物的持续释放, 体外实验证实了功能化 PEEK 具有优异的抗菌性能, 并能增强成骨细胞的粘附、增殖和成骨分化能力。

尽管 PEEK 受到了越来越多的关注, 但生物惰性导致其骨整合能力差仍然是其作为种植体应用的一个巨大挑战。对于在细菌感染的手术区域中植入 PEEK 种植体的场合尤其如此, 需要进一步的研究来增强 PEEK 种植体的抗感染和骨整合能力。此外还需要在临床实践中获得令人满意的骨

整合证据, 以确保 PEEK 作为口腔种植体的顺利使用。

3 PEEK 在口腔修复中的应用

3.1 PEEK 作为活动义齿(RPD)修复材料

PEEK 颜色浅灰白且密度低, 对患者来说具有很高的佩戴舒适性, 有利于消除金属在美学上不可接受的外观以及传统 RDP 金属基托的金属味道及过敏风险^[43-44]。

最初有人建议 RPD PEEK 基托可能是传统钴铬 (Co-Cr) 基托的替代品, 通过适当的患者选择和治疗计划, PEEK 被认为是恢复肯氏 I 类无牙颌患者 RPD 的有效替代基托材料^[45]。Chen 等^[46]对 3 种基托材料 (Co-Cr, Ti-6Al-4 V 合金和 PEEK) 设计的 4 种 RPD 的力学性能进行三维有限元分析, 结果表明, PEEK 基托对牙周韧带具有良好的保护作用, 适用于牙周情况较差的患者。然而, 在咀嚼力作用下远中游离端的位移不利于义齿的稳定性, 并且黏膜上的巨大应力表明 PEEK 基托不适合远中游离端后牙缺失较多的患者。一项临床研究表明, PEEK 义齿基托对口腔健康相关的生活质量、患者满意度和牙周的影响与 Co-Cr 义齿基托有相似的结果^[47]。另一项临床研究提供了使用 PEEK 基托 RPD 治疗的患者队列中剩余牙槽嵴高度和宽度变化的 1 年纵向回顾性数据, 并将其与未治疗的部分牙缺失患者进行比较, 结果显示在短期内佩戴 PEEK RPD 基托的患者与没有佩戴 RPD 的对照组之间, 剩余牙槽嵴高度和整体骨量无明显差异^[48]。由此可见, PEEK 基托在临床上同样不会导致患者的剩余牙槽嵴吸收。陆伟等^[49]初步验证了一体化双色 3D 打印 PEEK 口腔修复体临床应用可行性, 在原有 3D 打印 PEEK 义齿的基础上对颜色进行了改进, 同时实现可摘义齿的支架双色打印制作, 具有潜在的临床应用价值。

3.2 PEEK 作为牙冠修复体材料

良好的冠边缘和内冠拟合度、足够耐磨稳定是牙冠修复材料应具备的非常重要的性能。PEEK 具有与牙釉质和牙本质相匹配的拉伸性能和弹性模量以及其高耐磨性, 并且表现为不显眼的浅灰色和生物惰性, 再加上其良好的抛光性及其伴随的低菌斑粘附性使其成为制造冠修复体的候选者^[50-51]。

Sulaya 等^[52]在 20 名患者中装配 20 个 PEEK 牙冠。使用改良的 Ryge 标准, 以 1 周、1 个月、3 个月、6 个月、1 年的时间间隔检查牙冠的解剖形态、边缘完整性、表面粗糙度、边缘变色和颜色匹配性等, 同时使用问卷在相同的时间间隔内评估患者满意度。结果显示 PEEK 材料所达到的高精度 (冠部形态保持率、冠边缘质量及精度) 和美学效果非常令人满意。在观察期间, 没有导致明显的边缘变色或龋齿。患者也对牙冠的触感和舒适度非常满意。有研究发现, 与氧化锆制成的牙冠相比, PEEK 制成的牙冠表面的磨损最小, 其可通过塑性变形更好地进行应力调节, 并具有良好的颜色稳定性^[53]。然而 Aldhuwayhi 等^[54]认为尽管 PEEK 牙冠在疲劳极限及疲劳寿命测试中, 与二硅酸锂牙冠相比表现更优秀, 但是在微观层面上, PEEK 牙冠在 1 250 000 个闭塞载荷周期内存在一

点失效,因此需要更进一步的临床和实验室研究来调查PEEK作为牙冠修复材料的前景,并需要进一步改善其边缘适应性和美学特性。

4 PEEK在口腔颌面外科中的应用

由外伤、感染或肿瘤切除引起的严重颌骨节段缺损在临床上很常见,对患者的面部外观和相应的口腔功能有显著的负面影响,甚至可能导致严重的心理创伤,因此颌骨的重建是相当有必要的。自体骨移植是金标准方法,也是临床上应用最广泛的颌骨缺损修复技术。然而,自体骨不仅来源有限,会导致供体部位受损,而且自体骨移植不能实现准确的个性化重建,除非操作者具有丰富的临床经验^[55]。钛及其合金由于其优异的力学性能和生物相容性成为目前临床上常用的颌骨重建材料,然而,钛及其合金在CT图像中引起明显放射伪影,因而难以准确评估颌骨修复材料周围组织再生及愈合情况。这种现象对肿瘤的术后放射随访以及辅助放疗产生不利影响,因为辅助放疗强烈依赖于高分辨率、无伪影的CT。此外,钛植入物会导致辐射剂量增加,影响周围组织。PEEK由于其天然的射线可透性及与骨组织相近的弹性模量使其有望替代钛及其合金用作颌骨修复材料。

Lommen等^[56]评估了CFR-PEEK, PEEK及聚醚酮酮(PEKK)和聚苯砜(PPSU)聚合物板在下颌骨重建中的力学疲劳强度。共将30块板(钛, CFR-PEEK, PEEK, PEKK, PPSU各6块板)植入聚氨酯合成的部分切除的人工下颌骨中。随后进行伺服气动机械测试,循环应用30~300 N的咬合力(未切除侧的咬合力占70%,切除侧的咬合力占30%),总循环次数设置为250 000次。在板或螺钉故障的情况下,测试中止。虽然结果显示钛板的疲劳强度最高,但CFR-PEEK和PEEK板在250 000次咀嚼循环中没有显示出任何故障,表明其有足够的强度可用于下颌骨重建。Anabtawi等^[57]评估了使用具有患者特异性的多件三维铣削联锁PEEK植入物作为治疗各种先天性和获得性面部畸形的临床效果。10名患者的回顾性研究发现三维铣削互锁PEEK患者特异性植入物是安全且可预测的,可节省手术时间并且易于调节。通过使用联锁接头可以实现额外的稳定性和防滑机制。但仍需要对更大的患者队列进行进一步研究以确认这些结果。

5 结语

PEEK本身独特的优异性能使其在口腔正畸、口腔种植、口腔修复及口腔颌面外科等口腔医学领域的应用中均有望替代传统的金属及其合金或氧化锆材料。PEEK的应用前景虽好,但仍需要进一步研究口腔环境对它的影响以及其在临床实践中的长期应用效果,以确定其长期性能的稳定性和在口腔医学领域应用的可行性。

参考文献

- [1] Kurtz S M, et al. *Biomaterials*, 2007, 28(32):4 845-4 869.
- [2] Ouyang L P, et al. *Biomaterials*, 2016, 83:115-126.
- [3] Lommen J, et al. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2022, 80(7):1 272-1 283.
- [4] Mishra S, et al. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2019, 21(1):208-222.
- [5] Park P J, et al. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 2020, 13(6):688-695.
- [6] Zhang J B, et al. *Brain Research Bulletin*, 2019, 153:143-149.
- [7] Shimizu T, et al. *Plos One*, 2017, 12(9). DOI: 10.1371/journal.pone.0184495.
- [8] Maekawa M, et al. *Dental Materials Journal*, 2015, 34(1):114-119.
- [9] Najeeb S, et al. *Journal of Prosthodontic Research*, 2016, 60(1):12-19.
- [10] Alexakou E, et al. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 2019, 27(3):113-121.
- [11] Stawarczyk B, et al. *Dental Materials Journal*, 2013, 32(3):441-448.
- [12] Beretta M, et al. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 2021, 22(2):151-154.
- [13] Ierardo G, et al. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 2017, 9(10):e1271-e1275.
- [14] Aboulazm K, et al. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 2021, 13(6):e549-e551.
- [15] 冀堃, 等. *实用口腔医学杂志*, 2020, 36(2):402-408.
- [16] Ji Kun, et al. *Journal of Practical Stomatology*, 2020, 36(2):402-408.
- [17] Chang H P, et al. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 2018, 34(4):202-206.
- [18] Bench R W, et al. *Journal of Clinical Orthodontics*, 1978, 12(2):123-139.
- [19] Proffit W R, Fields J R H W, Sarver D M. *Contemporary orthodontics[M]*. Amsterdam: Elsevier Health Sciences, 2006.
- [20] Schwitalla A, et al. *Journal of Oral Implantology*, 2013, 39(6):743-749.
- [21] Tada Y, et al. *Materials*, 2017, 10(8). DOI:10.3390/ma10080914.
- [22] Shirakawa N, et al. *The Angle Orthodontist*, 2018, 88(4):442-449.
- [23] Rokaya D, et al. *Journal of Advanced Research*, 2018(14):25-34.
- [24] Da Silva D L, et al. *The Angle Orthodontist*, 2013, 83(6):994-1 001.
- [25] Mishra S, et al. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2019, 21(1):208-222.
- [26] Tekin S, et al. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 2019, 22(9):1 252-1 258.
- [27] Makihira S, et al. *Toxicology In Vitro*, 2010, 24(7):1 905-1 910.
- [28] 陈井春雨, 等. *实用口腔医学杂志*, 2021, 37(2):259-262.
- [29] Chen Jingchunyu, et al. *Journal of Practical Stomatology*, 2021, 37(2):259-262.
- [30] Montero J F, et al. *Materials Science and Engineering:C*, 2017, 70:456-460.
- [31] Wang L X, et al. *Biomaterials*, 2014, 35(25):6 758-6 775.
- [32] Buck E, et al. *Macromolecular Bioscience*, 2020, 20(2). DOI: 10.1002/mabi.201900271.

- [31] Souza J C M, et al. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2021, 24(12):1 355–1 367.
- [32] Tamrakar S K, et al. Dental and Medical Problems, 2021, 58(3): 359–367.
- [33] Lee J H, et al. Acta Biomaterialia, 2013, 9(4):6 177–6 187.
- [34] Johansson P, et al. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 2018, 106(5):1 440–1 447.
- [35] Durham J W, et al. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2017, 105(3):560–567.
- [36] Yang Y Y, et al. International Journal of Molecular Sciences, 2022, 23(2). DOI:10.3390/ijms23020612.
- [37] Guo Y, et al. Journal of Orthopaedic Translation, 2022, 33: 107–119.
- [38] Yan J L, et al. Acta Biomaterialia, 2020, 115:220–234.
- [39] Qi D S, et al. Macromolecular Bioscience, 2022. DOI:10.1002/mabi.202200114.
- [40] 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.
- [41] He S, et al. Chemical Engineering Journal, 2022, 446(5). DOI: 10.1016/j.cej.2022.137453.
- [42] Yin W H, et al. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 2022, 219. DOI:10.1016/j.colsurfb.2022.112806.
- [43] Zoidis P, et al. Journal of Prosthodontics, 2016, 25(7):580–584.
- [44] Cabello-Dominguez G, et al. Journal of Prosthetic Dentistry, 2020, 124(4):403–410.
- [45] Harb I E, et al. Journal of Prosthodontics, 2019, 28(2):e595–e598.
- [46] Chen X, et al. Scientific Reports, 2019, 9(1). DOI: 10.1038/s41598-019-50363-1.
- [47] Ali Z, et al. The International Journal of Prosthodontics, 2020, 33(4):386–392.
- [48] Lo Russo L, et al. Journal of Prosthodontics, 2022, 31(4): 333–340.
- [49] 陆伟,等.实用口腔医学杂志, 2020, 36(3):548–552.
Lu Wei, et al. Journal of Practical Stomatology, 2020, 36(3): 548–552.
- [50] Hahnel S, et al. Clinical Oral Implants Research, 2015, 26(11): 1 297–1 301.
- [51] Wimmer T, et al. Dental Materials, 2016, 32(6):e127–e136.
- [52] Sulaya K, et al. Journal of Indian Prosthodontic Society, 2020, 20(1):38–44.
- [53] Abhay S S, et al. Polymers (Basel), 2021, 13(21). DOI:10.3390/polym13213761.
- [54] Aldhuwayhi S, et al. Polymers (Basel), 2022, 14(5). DOI:10.3390/polym14051001.
- [55] Koper D, et al. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2019, 47(5):709–714.
- [56] Lommen J, et al. Journal of Clinical Medicine, 2022, 11(12). DOI: 10.3390/jcm11123308.
- [57] Anabtawi M, et al. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2021, 79(5). DOI:10.1016/j.joms.2020.12.009.

(上接第 150 页)

- hybrid nanofillers on the structure and property of polypropylene/polystyrene composites based on elongation flow[J]. Polymers for Advanced Technologies, 2021, 32(11):4 340–4 351.
- [11] Chen Rongyuan, Liu Xin, Han Lin, et al. Morphology, thermal behavior, rheological, and mechanical properties of polypropylene/polystyrene blends based on elongation flow[J]. Polymers for Advanced Technologies, 2020, 31(11):2 722–2 732.
- [12] 徐芹. 甘蔗渣/碳酸钙杂化纤维对聚丙烯性能的影响[J]. 塑料科技, 2020, 48(12):19–22.
Xu Qin. Effect of bagasse/CaCO₃ hybrid fiber on properties of polypropylene[J]. Plastics Science and Technology, 2020, 48(12): 19–22.
- [13] 张筱茜, 姜艳霞, 张俊佳, 等. 碳酸钙晶须对 HDPE/木粉复合材料力学性能和热稳定性影响[J]. 塑料工业, 2019, 47(4):123–126.
Zhang Xiaoxi, Jiang Yanxia, Zhang Junjia, et al. Influence of CaCO₃ whisker on the mechanical properties and thermal stability of HDPE/wood flour composites[J]. China Plastics Industry, 2019, 47(4):123–126.
- [14] 陈灿, 高成涛, 郭建兵, 等. 碳酸钙协同海藻酸(盐)改性 PLA 复合材料的制备及性能[J]. 工程塑料应用, 2019, 47(9):127–131.
Chen Can, Gao Chengtao, Guo Jianbing, et al. Preparation and properties of calcium carbonate combined with alginic acid (salt) modified PLA composite[J]. Engineering Plastics Application, 2019, 47(9):127–131.
- [15] 杨婷, 叶有明, 徐秋菊. 纳米 CaCO₃ 对 PP/BF 复合材料性能影响[J]. 工程塑料应用, 2021, 49(5):44–48.
Yang Ting, Ye Youming, Xu Qiuju. Effect of nano calcium carbonate on properties of PP/BF composites[J]. Engineering Plastics Application, 2021, 49(5):44–48.
- [16] 洪浩群, 刘灏, 张海燕, 等. 甘蔗渣的改性方法对甘蔗渣/聚乳酸复合材料结构与性能的影响[J]. 复合材料学报, 2018, 35(9): 2 369–2 378.
Hong Haoqun, Liu Hao, Zhang Haiyan, et al. Effect of modifying methods of bagasse on structure and properties of bagasse/polylactic acid composites[J]. Acta Materiae Compositae Sinica, 2018, 35(9):2 369–2 378.