

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2019.10.026

聚醚醚酮及其复合材料的生物摩擦学研究进展

高东强¹, 张蕾¹, 刘瑞娟¹, 辛骅¹, 杨文龙²

(1. 陕西科技大学机电工程学院, 西安 710021; 2. 西安交通大学第二附属医院骨科, 西安 710004)

摘要:介绍了聚醚醚酮(PEEK)及其复合材料的性能优势,基于其可作为新一代人工关节假体配副材料的应用前景,总结了 PEEK 及其复合材料在生物摩擦环境中的相关研究进展,并提出了未来的发展趋势,指出检验时的润滑环境、个体运动学数据的差异、与实际关节运行工况更为贴切的模拟是仍需解决的问题,开展 PEEK 及复合材料生物摩擦学的研究会对其在人工关节假体方面的应用提供一定的理论基础。

关键词:聚醚醚酮;人工关节;生物摩擦学

中图分类号:TH117.1 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-3539(2019)10-0140-04

Progress in Biotribology of Polyetheretherketone and Its Composites

Gao Dongqiang¹, Zhang Lei¹, Liu Ruijuan¹, Xin Hua¹, Yang Wenlong²

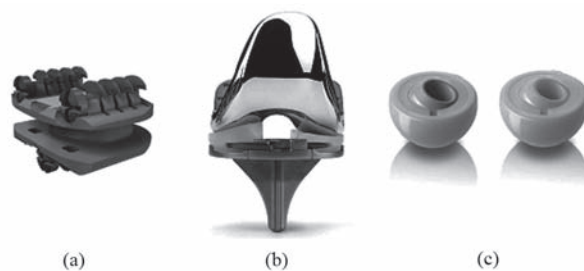
(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Shaanxi University of Science & Technology, Xi'an 710021, China;

2. Department of Orthopedics, Second Affiliated Hospital of Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710004, China)

Abstract: The properties of polyether ether ketone (PEEK) and its composite materials were introduced. Based on the prospect of their application as a new generation of prosthesis materials, the research progress of PEEK and its composites in biological friction environment was summarized, and the future development trend was put forward. It is pointed out that lubrication environment during inspection, the difference of individual kinematics data and the more appropriate simulation of actual joint operating conditions are still to be solved. The study of PEEK and its composite biological tribology will provide a certain theoretical basis for their application in artificial joint prosthesis.

Keywords: polyetheretherketone; artificial joint; biotribology

关节损伤所引起的疼痛与运动功能丧失,会不同程度地影响人们的正常生活。关节置换术因能有效治疗关节退行性疾病,恢复关节活动能力而备受大众青睐。自 20 世纪中期以来,超高分子量聚乙烯(PE-UHMW)作为摩擦配副已成功应用于人工关节假体设计中^[1]。目前,聚合物-聚合物(如 NuNec[®] 颈椎间盘, Pioneer Surgical Technology 公司)、聚合物-金属(如 Vanguard[®] 膝关节, Zimmer Biomet 公司)、聚合物-陶瓷(如 BioLox[®] 髋关节, Ceram Tec 公司)等摩擦配副都应用于不同类型的关节产品,如图 1 所示。众所周知,假体运行时所产生的磨损颗粒是造成假体失效的主要原因^[2-3]。随着病患年龄的低龄化,对假体的使用寿命提出了更高的要求,学者们不断探索新型的耐磨损摩擦配副^[4]。聚



a—NuNec[®] 颈椎间盘; b—Vanguard[®] 膝关节; c—BioLox[®] 髋关节

图 1 在售关节产品

醚醚酮(PEEK)作为一种有良好生物相容性的高性能医用聚合物材料,在生物医疗方面表现出巨大的发展潜能^[5]。

PEEK 于 20 世纪 70 年代由英国帝国工业集团(ICI)首

基金项目:陕西科技大学自然科学预研基金项目(2018GBJ-02)

通讯作者:辛骅,副教授,主要研究方向为生物摩擦学、聚醚醚酮医用聚合物的应用 E-mail: 1037764104@qq.com

收稿日期:2019-07-13

引用格式:高东强,张蕾,刘瑞娟,等.聚醚醚酮及其复合材料的生物摩擦学研究进展[J].工程塑料应用,2019,47(10):140-143,149.

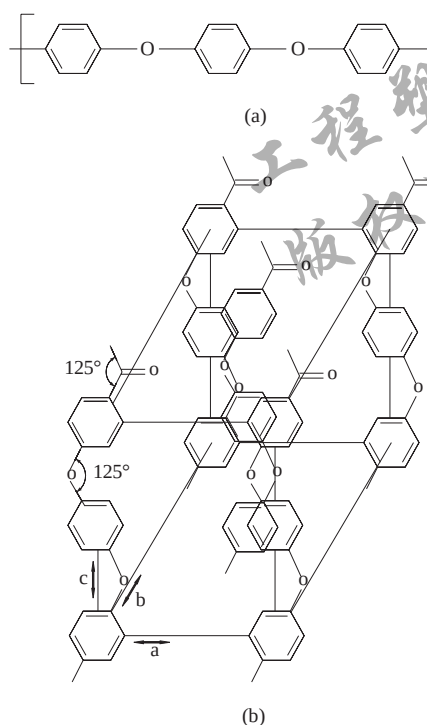
Gao Dongqiang, Zhang Lei, Liu Ruijuan, et al. Progress in biotribology of polyetheretherketone and its composites[J]. Engineering Plastics Application, 2019, 47(10): 140-143, 149.

次研发,是一种聚芳族半结晶热塑性材料。其良好的耐热性、耐疲劳性、耐化学药品性和生物相容性都得益于其聚合物链的共价稳定性结构^[5]。并且,由于其易加工性、骨弹性模量相似性以及射线可透性等,在脊柱融合^[6-7](Monarch 脊柱系统)、整形以及骨科工具 (VersaLok 缝合锚)^[8-9]等方面的应用越来越广泛。其在骨科医疗领域的应用前景不可限量,PEEK 有望替代 PE-UHMW 成为新一代聚合物人工关节摩擦副。

笔者现就 PEEK 及其复合材料的力学性能、生物摩擦学性能及生理运行工况研究进展作一介绍。

1 PEEK 及其复合材料的力学性能

PEEK 作为典型的半结晶材料,是由苯环组成的线性同聚物,其分子链中的苯环通过对位取代被醚或酮官能团相互连接,结构如图 2 所示。PEEK 芳香链呈现平面锯齿形结构(苯环中的苯环连接角为 125° ,而 PEEK 芳环的表面略微扭曲,其扭转角为 40°)^[5],其中晶胞单元通过对齐、折叠形成正交晶体薄片并悬浮在非晶相中,在特定情况下这些晶体薄片可以进一步形成更大的球晶^[10-11]。



a—化学结构式;b—晶胞单元结构

图2 PEEK 的化学结构式和晶胞单元结构

作为一种半结晶材料,PEEK 的力学性能主要由其结晶相决定。此外,晶粒尺寸、结晶完善程度以及结晶度等还受热处理过程的影响。另一方面,针对 PEEK 复合材料而言,增强填料的加入可作为第三相直接影响结晶相与非结晶相的关系。以碳纤维 (CF) 增强的 PEEK (CFRPEEK) 为例,CF

晶须被视为成核点,PEEK 分子链将粘附于纤维表面并且生长出球状晶体和外延棒状晶体^[5]。

现有研究已证明 PEEK 与 CF 具有良好的相容性,表现为较高的界面结合强度^[12]。当受到载荷作用时,能有效地通过界面将力传递给纤维,充分发挥纤维增强体的功能。与 CF 增强的 PE-UHMW 相比,CFRPEEK 的界面结合强度要高一个数量级^[13-15]。此外,还可通过调整增强填料的大小、类型和含量,进一步提高 PEEK 基体的力学性能。当复合材料中含有两种或两种以上填料时,通过交互影响与协调作用,复合材料会表现出优于其任何一种组分的力学性能^[16]。一般来说,未填充的 PEEK 表现出各向同性,而纤维增强体的各向异性取决于纤维的类型和方向。短碳纤维 (SCF) 增强 PEEK (SCFRPEEK) 在成型过程中受到模具和熔体流动的影响具有高度对齐的层状结构,其上下两层的纤维方向与熔体流动方向相同,而中间核心区域纤维则随机取向^[17]。相比于长纤维,SCF 由于其易获得性而有更为广泛的应用。现有 PEEK 相关研究,大多只关心其力学性能和断裂机制,而缺乏生物摩擦方面的探索。

在静态、疲劳和冲击条件下,晶体或增强体会影响 PEEK 的力学性能,并且结晶度越高的材料弹性模量和屈服应力越大。相比之下,材料的韧性和伸长率则依赖于晶体大小和非晶态相,通过不同热处理可以有效控制结晶过程与结晶度等^[5]。在拉伸和压缩过程中,PEEK 对温度和应变速率的敏感性与大多数半结晶聚合物相同^[18]。当处于小应变拉伸和压缩过程中,PEEK 的应力应变表现为线性关系。当达到屈服点之后,根据温度和应变速率的不同,会呈现出不同程度的硬化或软化现象^[10]。另一方面,黏弹性材料对负载时间和温度较为敏感^[19],但在 37°C 体温环境下表现出较弱的温度敏感性^[18]。此外,PEEK 是一种缺口敏感性材料,假体设计或表面划痕所导致的应力-应变集中都会大大弱化材料的力学性能。断裂韧性冲击试验证明,裂纹形成过程是未填充 PEEK 断裂过程中主要吸收能力的阶段。而 PEEK 复合材料的裂纹产生和扩展取决于纤维的长度。总体而言,与纯 PEEK 相比,纤维的加入使得复合材料的强度、硬度和疲劳等力学性能都显著增强。

2 PEEK 及其复合材料的生物摩擦学研究

生物摩擦学以关节自然运行工况与润滑条件为切入点,研究与探讨关节配副材料的生理摩擦与磨损状况,进而指导假体设计与筛选合适的摩擦配副。现阶段,关节材料的体外摩擦学检测方式主要通过材料摩擦试验机^[20-26]和关节模拟机^[21,25,27-29]进行;磨损率大多以磨损因子或质量磨损表示。仅就试验设备而言,材料摩擦试验机大多是以“销-盘”、“球-盘”等简单接触形式,采用旋转、往复滑动或旋转-

往复等单一运动模式。由于试验条件过于简化,因而所获得的磨损结果通常不具备临床指导意义,仅适用于假体设计配副材料初期筛选。相比之下,关节模拟机采用真实假体设计,可实现多自由度运动与载荷的共同作用,能更为准确地模拟复杂而多变的生理运行轨迹与力学环境,因而磨损测量结果更为准确。但是,该方法耗时长、费用高、通用性不强。

2.1 PEEK 的生物摩擦学研究

现阶段,针对 PEEK 的生物摩擦学研究相对完善,现有研究报告如表 1 所示。

表 1 纯 PEEK 生物摩擦学研究

摩擦配副	磨损因子 / ($10^{-6} \text{ mm}^3 \cdot \text{N}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$)	质量磨损率 / ($\text{mg} \cdot \text{MC}^{-1}$)
PEEK 自配副 ^[24]	4.5	11.7
PEEK 自配副 ^[27]		1.4 ± 0.4
PEEK 自配副 ^[37]		1.0(腰椎)
PEEK 自配副 ^[37]		3.1(颈椎)
PEEK 自配副 ^[30]		1 ± 0.49
PEEK 自配副 ^[38]	0.64 ± 0.13	
PEEK/CoCrMo ^[23]	7.38	19.188

S. C. Scholes 等^[23-24]采用牛血清润滑条件(蛋白质含量为 15 g/L)下的“销-盘”试验,详细研究了 PEEK 自配副的摩擦学性能。该研究采用“往复与旋转”耦合滑动方式,在 2 MPa 静态接触压强下的磨损因子为 $4.5 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/(\text{N} \cdot \text{m})$ 。在相同实验条件下,当摩擦配副变为 PEEK 对钴铬钼金属(CoCrMo)时,PEEK 的磨损因子上升至 $7.38 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/(\text{N} \cdot \text{m})$,增大了 64%。由此可见,PEEK 作为新兴的医用聚合物并不适合配对金属。

另一方面,T. M. Grupp 等^[27]以 Active C 颈椎间盘为原型,采用脊柱模拟机研究了 PEEK 体外自配副的摩擦学性能。ISO 18192-1 标准下,PEEK 自配副的质量磨损率与传统关节摩擦副(PE-UHMW 对 CoCrMo)相似,分别为 $1.4 \pm 0.4 \text{ mg/MC}$ (百万次循环)和 $1.0 \pm 0.1 \text{ mg/MC}$ 。

此外,在 PEEK 磨损表面不仅发现抛光等磨粒磨损现象,还发现了点蚀和分层等疲劳磨损现象。磨损颗粒大多处于亚微米级($\leq 1 \mu\text{m}$),呈圆形(长宽比为 0.5)。Xin H^[30,32]等对 NuNec® PEEK 自配副“球-窝”型颈椎间盘进行了系统化的磨损与润滑研究。其磨损机理为磨粒磨损(磨损率为 $1 \pm 0.49 \text{ mg/MC}$),并无疲劳磨损现象,润滑机制为边界润滑。这一差异,可能是由于假体设计所导致的不同接触机制,或是应用了不同的加工方式与前处理过程。Song J 等^[33]对 PEEK 和 PE-UHMW 组成摩擦配副,根据 ISO 18192-1 得出 PEEK 表面的主要磨损机理是犁耕、磨损和疲劳磨损。除此之外,Bao Qibin^[29]等针对腰椎间盘运行工况,证明了滑动方式、运行频率以及灭菌氧化等对 PEEK 自配副的磨损率均具有显著影响。

由此可见,影响 PEEK 摩擦学性能的因数有很多,不仅包括试验条件还涵盖假体设计、材料前期处理方式等。因此针对特定的关节应用,有必要进行详细且系统的研究。

2.2 PEEK 复合材料的生物摩擦学研究

国内外研究学者采用生物相容的 CF、石墨烯、聚四氟乙烯等对 PEEK 基体进行填充,力求进一步提高其力学与摩擦学性能^[34]。然而,现有 PEEK 生物摩擦学研究仅限于 SCFRPEEK,主要是聚丙烯腈基 SCF 复合 PEEK(PAN-CFRPEEK)和沥青基 SCF 复合 PEEK(pitch-CFRPEEK),见表 2,其它复合材料仍需进一步研究。

表 2 SCFRPEEK 生物摩擦学研究

摩擦配副	磨损因子 / ($10^{-6} \text{ mm}^3 \cdot \text{N}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$)	质量磨损率 / ($\text{mg} \cdot \text{MC}^{-1}$)
pitch-SCFRPEEK 自配副 ^[24]	0.92	2.484
PAN-SCFRPEEK 自配副 ^[24]	0.3	0.84
PAN-SCFRPEEK 自配副 ^[27]		0.02 ± 0.02
PAN-SCFRPEEK/陶瓷 1 ^[22]	0.165	0.462
PAN-SCFRPEEK/陶瓷 2 ^[22]	0.194	0.543 2
pitch-SCFRPEEK/陶瓷 1 ^[22]	0.216	0.583 2
pitch-SCFRPEEK/陶瓷 2 ^[22]	0.134	0.361 8
PAN-SCFRPEEK/CoCrMo (0.06% 含碳量) ^[24]	0.144	0.403 2
PAN-SCFRPEEK/CoCrMo (0.25% 含碳量) ^[23]	0.176	0.492 8
pitch-SCFRPEEK/CoCrMo (0.25% 含碳量) ^[23]	0.123	0.332 1
pitch-SCFRPEEK/氧化铝 ^[39]		1.624
pitch-SCFRPEEK/陶瓷 1 ^[40]	0.493	

注:陶瓷 1 由 75% 氧化铝和 25% 氧化锆混合而成,陶瓷 2 则是 100% 氧化铝。

Wang A 等^[21]提出 SCFRPEEK 只适合髋关节置换而不适合膝关节。在试验中,氧化铝(Al_2O_3)陶瓷环与 SCFRPEEK 块体采用非协调接触模拟膝关节接触情况。磨损结果表明,SCFRPEEK 对 Al_2O_3 配副次于传统关节摩擦配副(PE-UHMW 对 CoCrMo)。另一方面,关节机试验同样证明 SCFRPEEK 适用于髋关节假体协调、低载接触模式,在与 ZrO_2 配副时摩擦学性能明显优于 PE-UHMW,其磨损率要低两个数量级^[28]。

相对纯 PEEK,CFRPEEK 拥有更为优异的摩擦学性能。与 PE-UHMW 组成摩擦配副时,PEEK 和 CFRPEEK 在 ISO 18192-1 条件下的磨损率分别为 3.82 mg/MC 和 2.48 mg/MC ^[35]。PEEK 的磨损机制主要为磨粒磨损和疲劳磨损,CFRPEEK 则主要是黏着磨损和轻微的疲劳磨损。此外,其它关节机试验^[27]和“销-盘”试验^[24]同样证明 CFRPEEK 自配副要优于 PEEK 自配副,其磨损率要低一到两个数量级。此外,PAN-SCFRPEEK 优于 pitch-SCFRPEEK。然而,在与金属(CoCrMo)或陶瓷(Al_2O_3)组成配副时,两种 CF 的降磨损能力无统计学差异^[22],都优于传统“金属-金属”和

“金属-PE-UHMW”配副^[23,36]。

3 生理运行工况

一般而言,关节运动大多是多向运动包括旋转与位移。根据髋关节的运动学数据可将运动轨迹分为不规则的椭圆、泪滴状和数字8三种形状^[41-42]。此外,根据患者的个体差异得出髋关节每个步态周期内的平均滑移距离为10.0~18.1 mm^[43-44]。基于上述情况,关节生理运动复杂而多变。因此,在模拟关节运动中不同的运动轨迹的采用有重要意义。

C. L. Brockett等^[45]研究了PEEK及CFRPEEK在一系列交变剪切和接触压力条件下,与CoCrMo合金配副的摩擦学性能。摩擦系数及磨损率表明纤维增强显著提高了PEEK基体的耐磨损性。在不同压力下,CFRPEEK的耐磨性优于PEEK。另一方面,PEEK对交变剪切表现出较强的敏感性,而交变剪切对CFRPEEK几乎无影响。虽然该试验证明试验条件会影响PEEK及CFRPEEK的摩擦磨损性能,但只采用CoCrMo组成摩擦配副,缺乏与其它常用配副的直接对比。并且,在机理上缺乏更为深入的解释说明。

关节的生理润滑条件较为复杂。以滑膜关节为例,关节囊分泌液体保持关节表面润滑,维持正常工作,但其成分复杂,其中包含电解质、自由基、血清蛋白、脂类和其它营养物质等^[46]。另一方面,椎间盘的润滑条件为组织间液,其中蛋白聚糖占主导地位^[47]。Wang A等^[48]研究了在蛋白质含量相同时,白蛋白与球蛋白的比例对关节材料磨损情况的影响。在实验中,采用白蛋白与球蛋白不同比率的润滑液,结果表明,在生理条件范围内,随着蛋白质浓度的增大,不同关节材料的磨损表现呈不同趋势。

综上所述,运动轨迹、接触压力和润滑环境等因素对磨损结果都有不同程度的影响。虽然在生理运行工况中存在磨损率较低的摩擦配副,但是不同的研究条件所引起的误差无从比对。由于没有统一的参考数据,不能防止进行重复性工作,并且对后来学者的参考意义不明确。

4 发展趋势

在检验生物材料是否适合作为关节假体植入时,其工作环境对材料的适应性检验有尤为重要的影响。目前,小牛血清作为最适合的生物润滑剂应用于摩擦试验中,但与实际运行工况仍存在差别。在不同关节的工作环境中,白蛋白与球蛋白的最佳比例,添加剂的种类和数量(保持润滑剂的生物活性)等因素都需要优化。不只是润滑环境,根据个体运动学数据的差异,与实际关节的运行工况更为贴切的模拟也是仍需解决的问题。在关节实验中,不同影响因素对材料磨损过程的作用原理有待进一步阐明。

随着制造技术的进步和个性发展的差异,3D打印可根

据模型数据快速打印成型的技术迅速发展。在人工关节假体方面的应用,可根据患者的个体关节生长差异进行定制化针对性治疗,故而拥有广阔的发展前景。3D打印PEEK在关节假体方面的应用,虽然已有手术成功的案例,但是摩擦方面的研究不足,缺少理论支撑。因此,对其生物摩擦学的研究会提供一定的理论基础和实际意义。

参考文献

- [1] Röttger J, et al. Clin Orthop Relat Res, 1986, 211:154-163.
- [2] Aspenberg P, et al. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1998, 69(4):435.
- [3] Olliviere B. Annals of Medicine, 2010, 36(1):1-9.
- [4] Kurtz S M, et al. Clin Orthop Relat Res, 2009, 24(2):2 606-2 612.
- [5] Kurtz S M. PEEK Biomaterial Handbook[M]. Oxford:William Andrew Publishing, 2012:49-60.
- [6] Der-Yang C, et al. Neurosurgery, 2002, 51(6):1 343-1 349.
- [7] Kim M, et al. Arch Facial Plast Surg, 2009, 11(1):53-57.
- [8] Rosenthal G, et al. Neurosurgery, 2014, 75(5):523-529.
- [9] 洪咏龙,等. 中华神经外科疾病研究杂志, 2016, 15(3):274-276.
Hong Yonglong, et al. Chinese Journal of Neurosurgical Disease Research, 2016, 15(3):274-276.
- [10] Kurtz S M, et al. Biomaterials, 2007, 28(32):4 845-4 869.
- [11] Victrex Ltd. Processing Guide[DB / OL].www.victrex.com.2019-09-02.
- [12] 周天睿,等. 工程塑料应用, 2016, 44(7):52-56.
Zhou Tianrui, et al. Engineering Plastics Application, 2016, 44(7):52-56.
- [13] Latour Jr R, et al. Transactions from the annual meeting for the society for biomaterials[C]. International Biomaterials Symposium, 1991.
- [14] Kobayashi H, et al. Advanced Composite Materials, 1991, 1(2):155-168.
- [15] Zhang L, et al. Journal of Thermoplastic Composite Materials, 2000, 13(2):162-172.
- [16] Green S. PEEK biomaterial handbook[M]. Oxford:William Andrew Publishing, 2012:23-48.
- [17] Rasheva Z, et al. Tribology International, 2010, 43(8):1 430-1 437.
- [18] Rae P, et al. Polymer, 2007, 48(2):598-615.
- [19] Jones D P, et al. Polymer, 1985, 26(9):1 385-1 393.
- [20] Flöck, et al. Wear, 1999, 229(4):304-311.

(下转第 149 页)

- 45(7):3 776–3 785.
- [21] Zhou Wenying, et al. *Journal of Applied Polymer Science*, 2012, 124(5):4 346–4 351.
- [22] Wise C W, et al. *Polymer*, 2000, 41(12):4 625–4 633.
- [23] Yu Wenqi, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2013, 5(18):8 897–8 906.
- [24] Zhang Hui, et al. *Polymer*, 2008, 49(17):3 816–3 825.
- [25] Lee H M, et al. *IEEE*, 2017:399–404.
- [26] Li Gang, et al. *Polymer*, 2018, 156:111–120.
- [27] Li Gang, et al. *Composites Part A:Applied Science and Manufacturing*, 2019, 118:223–234.
- [28] Kang T, et al. *Colloids and Surfaces A:Physicochemical and Engineering Aspects*, 2016, 501:24–31.
- [29] Kusunose T, et al. *Journal of Materials Chemistry A*, 2013, 1(10):3 440–3 445.
- [30] Hayward M R, et al. *Composite Interfaces*, 2019, 26(3):263–273.
- [31] Guo Yu, et al. *Polymer Composites*, 2019, 40(S2):E1 600–E1 611.
- [32] Agrawal A, et al. *Polymer Composites*, 2019, 40:2 573–2 581.
- [33] Wang Yi, et al. *RSC Advances*, 2014, 4(103):59 409–59 417.
- [34] Li Shasha, et al. *RSC Advances*, 2018, 8(37):20 505–20 516.
- [35] Xiong Bing, et al. *Nanoscale*, 2017, 9(48):19 216–19 226.
- [36] Tien H N, et al. *Journal of Materials Chemistry*, 2012, 22(17):8 649–8 653.
- [37] Palza H, et al. *Macromolecular Materials and Engineering*, 2012, 297(5):474–480.
- [38] Liu Shaoqing, et al. *Journal of Materials Chemistry C*, 2018, 6(2):257–265.
- [39] Zeng Cen, et al. *RSC Advances*, 2015, 5(45):35 773–35 782.
- [40] Guo Liangchao, et al. *RSC Advances*, 2018, 8(22):12 337–12 343.
- [41] Jia Xiaolong, et al. *RSC Advances*, 2015, 5(56):44 853–44 864.
- [42] Li Ao, et al. *RSC Advances*, 2016, 6(28):23 318–23 326.
- [43] Chen Chao, et al. *Composites Part A:Applied Science and Manufacturing*, 2019, 118:67–74.
- [44] Chen Chao, et al. *Composites Science and Technology*, 2014, 105:80–85.
- [45] Chen Chao, et al. *Composites Science and Technology*, 2016, 128:207–214.
- [46] Jiang Yunliang, et al. *Composites Science and Technology*, 2018, 165:206–213.
- [47] Cui Wei, et al. *Carbon*, 2011, 49(2):495–500.
- ~~~~~
- (上接第 143 页)**
- [21] Wang A, et al. *Wear*, 1999, 225–229(4):724–727.
- [22] Scholes S C, et al. *Proc Inst Mech Eng H*, 2007, 221(3):281–289.
- [23] Scholes S C, et al. *J Mater Sci Mater Med*, 2009, 20(1):163–170.
- [24] Scholes S C, et al. *Wear*, 2010, 268(3–4):380–387.
- [25] Scholes S C, et al. *Wear*, 2000, 241(2):209–213.
- [26] Borruto A. *Med Eng Phys*, 2010, 32(8):908–913.
- [27] Grupp T M, et al. *Biomaterials*, 2010, 31(3):523–531.
- [28] Wang A, et al. *Tribology International*, 1998, 31(11):661–667.
- [29] Bao Qibin, et al. *Sas Journal*, 2007(1):36–45.
- [30] Xin H, et al. *Wear*, 2013, 303(1–2):473–479.
- [31] Brockett C L, et al. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 63:10–16.
- [32] Xin H, et al. *Open Biomed Eng J*, 2012, 6:73–79.
- [33] Song J, et al. *Polymers*, 2018, 10(2):1–15.
- [34] Bijwe J, et al. *Wear*, 2005, 258(10):1 536–1 542.
- [35] Song J, et al. *Tribology International*, 2018, 122:218–227.
- [36] Brockett C L, et al. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2012, 100(6):1 459–1 465.
- [37] Kraft M, et al. *Spine J*, 2012, 12(7):603–611.
- [38] Langohr G, et al. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J:Journal of Engineering Tribology*, 2011, 225(6):499–513.
- [39] Scholes S C, et al. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H–Journal of Engineering in Medicine*, 2008, 222(3):273.
- [40] Wang Q Q, et al. *J Mater Sci Mater Med*, 2012, 23(6):1 533–1 542.
- [41] Wang A, et al. *Wear*, 1997, 203:230–241.
- [42] Smith S L, et al. *Journal of Materials Science*, 1999, 34(21):5 159–5 162.
- [43] Bennett D B, et al. *Journal of Arthroplasty*, 2000, 15(7):909–915.
- [44] Bennett D, et al. *Proc Inst Mech Eng H*, 2002, 216(6):393–402.
- [45] Brockett C L, et al. *Wear*, 2017, 374–375:86–91.
- [46] Sinha S K, et al. *Polymer tribology[M]*. London:World Scientific, 2009:213–222.
- [47] Cassinelli E H, et al. *Spine*, 2001, 1(3):205–214.
- [48] Wang A, et al. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, 2004, 68B(1):45–52.