

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2022.03.021

PE-UHMW 配副多种医用合金的生物摩擦学性能

辛骅,梁海涛,王云飞,牛昭予,贾均红,李建红

(陕西科技大学机电工程学院,西安 710021)

摘要:为探究“金属-超高分子量聚乙烯(PE-UHMW)”承载组合的人工关节在体外的摩擦学性能,根据 ASTM F732-2011 标准,采用多种医用金属(316L 不锈钢、钴基合金 Stellite 21-S21 和 Stellite 22-S22)与 PE-UHMW 进行配副,利用“销-盘”摩擦试验机在牛血清润滑条件下进行了 2 百万次循环(Mc)磨损试验。同时,探讨了金属表面硬度与初始粗糙度对 PE-UHMW 磨损的潜在影响。PE-UHMW 与 S21, S22 和 316L 配副的平均磨损因子分别为 $(1.33 \pm 0.19) \times 10^{-6}$, $(1.36 \pm 0.16) \times 10^{-6}$ 和 $(1.19 \pm 0.18) \times 10^{-6} \text{ mm}^3/(\text{N} \cdot \text{m})$ 。通过统计学对比分析,发现初始表面粗糙度与磨损率呈正相关关系,而表面硬度的影响并不显著。PE-UHMW 配副三种金属均存在多向划痕、鱼鳞状磨痕和磨屑粘着现象,这表明磨粒磨损、粘着磨损和三体磨损并存。金属表面仅发现少许划痕,未形成聚合物转移层。此外,从长期来看,钴基合金的硬度较大,表面粗糙度变化并不显著,有助于稳定聚合物的磨损。

关键词:超高分子量聚乙烯;生物摩擦学;表面硬度;初始粗糙度;磨损因子

中图分类号: TH14 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2022)03-0120-05

Bio-tribological Properties of PE-UHMW Mating with Different Medical Alloys

Xin Hua, Liang Haitao, Wang Yunfei, Niu Zhaoyu, Jia Junhong, Li Jianhong

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

Abstract: In order to explore the tribological properties of “metal-PE-UHMW” artificial joint in vitro, according to ASTM F732-2011 standard, different medical metals (316L stainless steel, Cobalt based alloy Stellite 21-S21 and Stellite 22-S22) were used in combination with PE-UHMW, 2 million cycles of wear tests were carried out using a “Pin-on-disc” tribometer under bovine serum lubrication. Meanwhile, the potential influences of metal surface hardness and initial roughness on the wear volume of PE-UHMW were discussed. The mean wear factors of PE-UHMW mating with S21, S22 and 316L were $(1.33 \pm 0.19) \times 10^{-6}$, $(1.36 \pm 0.16) \times 10^{-6}$, $(1.19 \pm 0.18) \times 10^{-6} \text{ mm}^3/(\text{N} \cdot \text{m})$, respectively. Through statistical comparative analysis, initial surface roughness of metal was positively correlated with the wear rate of PE-UHMW, while the effect of metal surface hardness on PE-UHMW wear was not obvious. Multi-directional scratches, scale-like wear scars and wear debris attachment were commonly found on the PE-UHMW when mating with metal counterparts. This suggests that abrasion wear, adhesion wear and third-body abrasion are coexistence. In contrast, few scratches are found on the metal surface without the formation of polymer transfer film. In addition, due to the high hardness of Co-based alloys, the increase of roughness is not obvious, which should help to stabilize the wear rate of polymer.

Keywords: ultra-high molecular weight polyethylene; biological tribology; surface hardness; initial roughness; wear factor

超高分子量聚乙烯(PE-UHMW)由于其具有低摩擦系数特性、良好的力学性能和生物相容性,是一种常用的人工关节承载材料^[1-2]。在髋关节和膝关节置换术中,以金属-聚合物摩擦副(MoP)为基础的假体应用最为广泛,特别是针对老年人和活动较少的患者。常用的植入物金属材料包括司太

立(Stellite)合金(CoCrMo)、316L 不锈钢及 TC4,但 TC4 的耐磨性较差,需对其进行表面改性才可作为关节面;常用聚合物材料有 PE-UHMW 及聚醚醚酮(PEEK),但 PE-UHMW 植入物易磨损,大大缩短了其应用时间^[3-4]。此外,过度磨损及磨损产生的磨屑会导致假体过早松动及有炎症^[5]。PE-UHMW 假体

基金项目:陕西省自然科学基金项目(2020-JQ-728)

通信作者:贾均红,博士,教授,博士生导师,主要研究方向为摩擦学及表面工程

收稿日期:2022-01-24

引用格式:辛骅,梁海涛,王云飞,等. PE-UHMW 配副多种医用合金的生物摩擦学性能[J]. 工程塑料应用,2022,50(3):120-124.

Xin Hua, Liang Haitao, Wang Yunfei, et al. Bio-tribological properties of PE-UHMW mating with different medical alloys[J]. Engineering Plastics Application, 2022, 50(3):120-124.

的磨损过程较为复杂且与诸多因素相关。例如,配副材料的表面属性(硬度和粗糙度),试验条件(接触应力和运动模式),润滑剂的成分,甚至包括自由基诱导的聚合物氧化^[4,6-8]。

在骨科领域,不锈钢和钴基合金由于良好的力学强度和生物惰性,早期便被用作医疗材料^[3,9]。奥氏体 316L 不锈钢 (ASTM F138-2013),由于其具有低成本、易加工性、良好的延展性和无磁性而被广泛应用^[9]。在临床应用过程中,磨损和腐蚀可能导致假体周围金属离子(如 Ni^{2+} 和 Cr^{3+}) 的积累,造成健康问题。例如, Cr^{3+} 会引起人体心脏和肾脏功能障碍^[10]。因此,学者们研究了不同的表面涂层(例如,铈掺杂氧化铈涂层^[11]和氧化锆涂层^[12])用来减少磨损、降低风险。

钴铬钼 (CoCrMo) 和钴铬镍钼 (CoCrNiMo) 也被称为 Stellite 合金。目前,铸造钴铬钼 ($\text{Co}_{28}\text{Cr}_6\text{Mo}$) 合金 (ASTM F75-2018) 已被用作关节假体的金属铰接面^[1,3]。与 316L 相比,钴基合金由于 Cr, Mo 和 C 含量高,在耐腐蚀性能上普遍优于 316L,但存在弹性模量高、应力屏蔽、价格昂贵以及加工困难等缺点^[13]。为优化钴基合金的临床性能,学者们利用新的成型工艺、表面织构和表面涂层技术,以便提高其疲劳强度、耐蚀性或耐磨性^[14-16]。

截止目前,学者们对 PE-UHMW 的摩擦学性能进行了较为广泛的研究,采用不同的金属配副、测试设备、运动模式和润滑剂等^[17-19]。然而,钴基合金与铁基合金的优劣尚存在争议;影响 PE-UHMW 磨损的主要因素(即金属表面属性)有待进一步研究。笔者针对 PE-UHMW 与三种不同金属材料(316L 不锈钢和两种不同的钴基合金)的摩擦学性能进行了研究和比较分析。采用标准“销-盘”接触形式,在牛血清润滑条件下进行磨损评估。此外,探讨了金属表面硬度与初始粗糙度对 PE-UHMW 磨损的潜在影响。

1 实验部分

1.1 原材料

医用合金包括钴基合金 S21(Stellite-21) 和 S22 (Stellite-22),以及 316L 不锈钢:宝鸡腾宇钛业有限公司。

合金的化学成分见表 1(质量分数), S21 与 S22 的主要差异在于 Mo 元素的含量不同。制备直径为 24 mm、厚度为 10 mm 的金属圆盘,并进行抛光处理。

表 1 医用合金元素含量(质量分数)

材料	Co	Cr	Mo	Fe	Ni	Si	C	Mn
S21	余量	28.0	5.5	< 3.0	3.0	< 1.5	0.25	-
S22	余量	28.0	12.0	< 3.0	1.5	< 2.0	0.30	-
316L	< 0.5	18	2.5	余量	11	1.0	0.05	0.7

PE-UHMW (GUR 1020) 圆柱销(直径 6 mm, 高 15 mm): 北京春丽正大医疗器械有限公司。图 1 为 PE-UHMW 销表面初始形貌。利用光学显微镜放大 100 倍在聚合物销的中心可观察到环状加工痕迹。此外,为减少磨损过程中的边界接触,采用了 0.2 mm 的倒角。

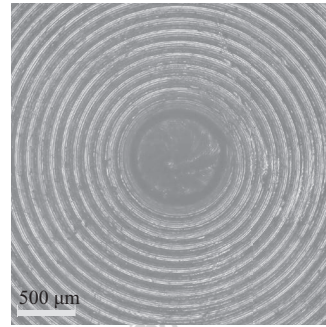


图 1 PE-UHMW 销表面初始形貌

1.2 仪器及设备

光学显微镜: DSX510 型,日本新宿奥林巴斯株式会社;

销-盘摩擦试验机: BiotribPOD-M732 型,上海 Orthotek 实验室;

维氏硬度仪: HV-1000A 型,莱州华银试验仪器有限公司;

粗糙度测量仪: M300C 型,德国埃斯林根马尔公司;

扫描电子显微镜及能谱仪: VEGA3 XMU SEM-EDS 型,捷克布尔诺泰思肯股份有限公司。

1.3 磨损试验

根据 ASTM F732-2011,磨损试验使用多工位销-盘摩擦试验机。销-盘实验台原理图如图 2 所示,销静止受垂直载荷,盘作圆周运动(半径 5 mm, 频率 1 Hz)。试验环境在 $(37 \pm 2)^\circ\text{C}$ 的牛血清润滑条件下进行,施加载荷后销的静态接触应力约为 4 MPa。磨损实验持续 2 百万次循环 (Mc),总滑动距离相当于 62 800 m。在 0.25, 0.5, 1.0, 1.5 和 2 Mc 时停止实验,并根据 ISO 18192-1-2014 所建议的步骤对样品进行清洗和称重。此外,笔者采用烘干的方式去除实验中聚合物吸水对磨损质量的影响。该方法较为便捷,控制更为准确,具体操作流程为每次称重前将 PE 销放入鼓风干燥箱中 (90°C , 48 h) 以

达到完全脱水。每组配副采用3个试验样件,随后根据公式(1)计算平均磨损因子 k 。

$$k=\Delta m/(\rho \cdot F \cdot S) \quad (1)$$

式中: Δm ——质量损失,mg;

ρ ——PE-UHMW 销密度^[20],0.934 mg/mm³;

F ——试验载荷,N;

S ——滑动距离,m。

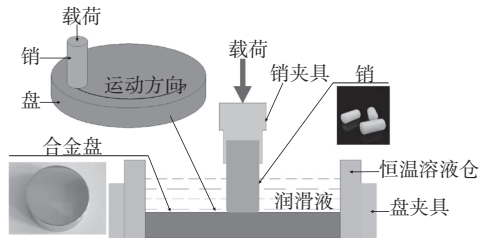


图2 销-盘实验台原理图

根据 ISO 18192-1-2014 的要求,调配蛋白浓度为 20 g/L 的牛血清基混合溶液作为磨损实验的润滑液。添加庆大霉素 (100 mg/L) 和两性霉素 B (25 mg/L) 作为消毒剂。此外,添加 20 mol/L 的乙二胺四乙酸 (EDTA),减少磷酸钙沉积。磨损试验过程中,每 0.25 Mc 更换一次牛血清润滑液^[21]。

1.4 表征

磨损试验前,用维氏硬度计测量金属盘表面硬度。随机选取 10 个点,计算平均值和标准差。采用接触式粗糙度测量装置测量合金表面粗糙度。取样长度为 4 mm,截波长度为 0.8 mm (分离粗糙度跟波纹度),在样件中心,重复测量 10 次。此外,使用带有能谱仪的 SEM 观察销和盘试样磨损后的微观形貌。通过表面形貌和元素成分进一步分析并阐明磨损机理。

1.5 统计分析

笔者采用统计分析软件 Sigmaplot 11.0 进行数据分析。运用单因素方差分析方法对不同承载组合的磨损结果以及表征结果进行比较, p 值小于 0.05 则表示两者之间存在显著的差异。此外,采用误差棒表示标准差进行绘图。

2 结果与讨论

2.1 表面硬度与粗糙度

硬度通常被认为是材料耐磨性的一个重要指标。金属圆盘的维氏硬度列于表 2。Co 基合金的表面硬度明显高于 316L 不锈钢。此外,S21 的硬度和 S22 的硬度也存在统计学差异 ($p<0.05$)。这可能是由于 Mo 元素含量不同所导致。对于低碳钴基合金,Mo 元素可促进新的金属间化合物形成,如 Co_3Mo 和 Co_7Mo_6 ^[13,22-23]。这些共晶化合物能形成

第二相,提高整体硬度的同时降低其延展性。

表2 医用合金表面硬度 (HV)

材料	硬度
S21	385.18 ± 10.37
S22	415.47 ± 14.54
316L	276.56 ± 6.60

金属盘表面粗糙度变化列于表 3。由表 3 可知,钴基合金与 316L 合金的初始粗糙度存在统计学差异 ($p<0.05$)。经 2 Mc 磨损试验,金属盘的表面粗糙度普遍增大,尤其是 316L。其中 R_a 表征的是取样长度内轮廓偏距绝对值的算术平均值; R_z 是取样长度内 5 个最高峰顶线的均值与 5 个最低谷底线均值之和。由表 2 可知,316L 的表面硬度最低,更容易出现划痕损伤。磨损过程中,夹杂的 PE 磨屑会划伤合金表面,导致 316L 表面的粗糙度显著增加。这一发现与关节模拟研究一致^[19],该研究利用髋关节模拟器经过 5 Mc 次磨损试验后,316L 股骨头表面粗糙度 R_a 从 0.005 μm 增加至 0.012 μm 。

表3 金属盘表面粗糙度变化 μm

材料	参数	未循环	1Mc	2Mc
S21	R_a	0.038 ± 0.003	0.049 ± 0.007	0.081 ± 0.005
	R_z	0.250 ± 0.014	0.476 ± 0.091	0.608 ± 0.085
S22	R_a	0.038 ± 0.002	0.052 ± 0.004	0.081 ± 0.006
	R_z	0.255 ± 0.028	0.431 ± 0.077	0.570 ± 0.099
316L	R_a	0.027 ± 0.002	0.093 ± 0.006	0.150 ± 0.016
	R_z	0.190 ± 0.028	0.613 ± 0.033	0.856 ± 0.077

2.2 磨损

PE-UHMW 销的累积质量损失如图 3 所示。磨损趋势呈线性,无明显的磨合期。2 Mc 结束后,PE-UHMW 销的磨损率分别为 (4.41 ± 0.63) mg/Mc (配副 S21), (4.50 ± 0.53) mg/Mc (配副 S22) 和 (3.94 ± 0.58) mg/Mc (配副 316L)。为便于对比分析,进一步计算了各组配副的阶段磨损因子,列于表 4。

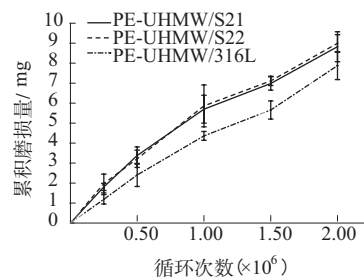


图3 PE-UHMW 销配副不同金属盘的累积质量损失

表4 PE-UHMW 各组配副的阶段磨损因子 $\times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N} \cdot \text{m}$

材料	0 ~ 1 Mc	1 ~ 2 Mc	0 ~ 2 Mc
PE-UHMW/S21	1.72 ± 0.25	0.93 ± 0.19	1.33 ± 0.19
PE-UHMW/S22	1.77 ± 0.19	0.93 ± 0.22	1.36 ± 0.16
PE-UHMW/316L	1.38 ± 0.08	1.04 ± 0.27	1.19 ± 0.18

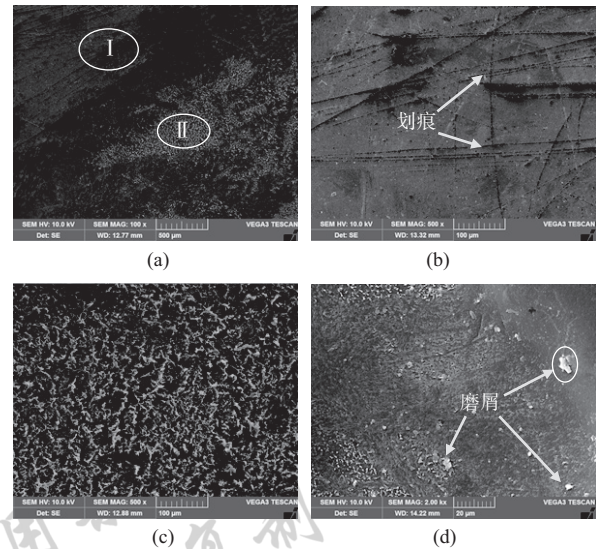
磨损因子与文献中的数据处于同一个数量级^[17],表明磨损结果具有参考意义。PE-UHMW 配副 S21, S22 在各阶段磨损因子无统计学差异 ($p>0.05$)。这说明在牛血清润滑条件下,金属表面硬度可能对 PE-UHMW 磨损量的影响不显著。相比之下,在前 1 Mc 循环中,与 316L 配副的 PE-UHMW 销的磨损因子 $[(1.38 \pm 0.08) \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N} \cdot \text{m}]$ 明显小于与钴基合金配副的 PE-UHMW $[(1.72 \pm 0.25) \times 10^{-6}, (1.77 \pm 0.19) \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N} \cdot \text{m}]$ 。由表 3 可知,316L 初始表面粗糙度明显小于钴基合金,故 PE-UHMW 与钴基合金在磨损过程中的实际接触面积更小,表面微凸体的接触应力更大。因此,与钴基合金配副的 PE-UHMW 在前 1 Mc 循环后产生了更大的质量损失。由表 4 得出在 1~2 Mc 循环中,两种钴基合金配副的 PE-UHMW 磨损因子相比前 1 Mc 有明显减小,而 316L 配副的 PE-UHMW 磨损因子减小幅度较小,同样由表 3 可知,1 Mc 后 316L 表面粗糙度最大,导致了 PE-UHMW 在 1~2 Mc 较大的磨损。根据 2 Mc 后合金的表面粗糙度可判断出 PE-UHMW(配副 316L)的磨损因子有超越 PE-UHMW(配副钴基合金)的趋势。这种趋势主要是由于三体磨损导致 316L 金属表面粗糙度显著增加。相比之下,钴基合金具有较高的硬度,耐划伤性能更佳。在实际应用中,PE-UHMW 基人工关节的磨损量通常与金属配副的表面粗糙度有关,并呈现指数正相关性。学者们指出髋关节 PE 内层的磨损因子随着金属球头表面粗糙度的增大而增大^[24]。

2.3 磨损形貌分析

PE-UHMW 与不同合金配副的磨损表面形貌和特征基本相同。PE-UHMW 销的磨损表面形貌如图 4 所示。常见的特征有多向划痕、鱼鳞状伤痕和磨屑粘着。放大后的 I 区域(图 4b)证实存在严重的犁沟,意味着磨粒磨损的存在。类似的发现在其它销-盘实验^[25]和髋关节模拟器^[19]研究中也同样报道过。然而,这些研究中记录的波纹状塑性变形现象在本研究中未见。这可能是由于,在牛血清润滑和低载荷加载条件下,塑性应变积累现象并不明显。另一方面,在 II 区可见明显的磨损伤痕,以及端部松散的无取向纤维(图 4c),这种形貌意味着粘着磨损的发生^[24]。另一方面,对图 4d 中标记的磨屑进行了元素分析,见表 5。由表 5 可知,除 PE-UHMW 销的原始元素外,还发现 Ca 元素。这一发现表明尽管在牛血清中添加了 EDTA,但磷酸钙沉淀依然发

生。这种现象在髋关节模拟试验^[19]中也同样存在。

图 5 为合金表面磨损形貌图。由图 5 可见,3 种合金磨损表面均存在少量划痕。这是由夹杂在接触区域的 PE-UHMW 磨屑引起的三体磨损。磨损后的合金表面元素分析列于表 6。

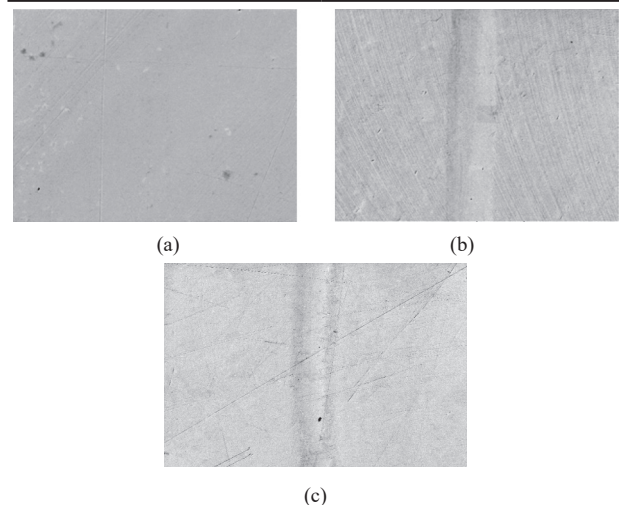


a—磨损中心区域;b—I 区域放大图;
c—II 区域放大图;d—磨损表面磨屑粘着

图 4 PE-UHMW 销的磨损表面形貌

表 5 图 4d 标记磨屑元素分析

元素	质量分数/%
C	32.64
Ca	17.83
O	49.53



a—S21 磨损后形貌;b—S22 磨损后形貌;c—316L 磨损后形貌

图 5 合金表面磨损形貌

表 6 磨损后合金表面元素分析

材料	Co	Cr	Mo	Fe	Ni	Si	C	Mn
S21	63.33	28.95	6.53	-	-	0.76	0.42	-
S22	54.86	31.59	12.05	-	-	0.92	0.58	-
316L	-	21.75	2.39	62.33	8.95	-	0.35	4.40

由表6可进一步证实在金属磨损表面并没有形成聚合物转移膜。相比之下,接触区域内的磨屑更倾向于粘附在PE-UHMW销上(如图4d所示),起到一定的自润滑作用。

3 结论

通过对比研究多种合金(S21, S22和316L)配副PE-UHMW在牛血清润滑液下的生物摩擦学行为。主要研究结果如下:

(1) 2 Mc磨损实验后三组配副的磨损因子无显著统计学差异,但与316L配副时PE-UHMW的磨损因子增长趋势大于其与CoCrMo合金配副的趋势。其主要原因是三体磨损引起的合金表面粗糙度变化。因此,CoCrMo比316L更具有长期应用前景。

(2) 粗糙度对PE-UHMW磨损量起决定性作用,为了减少磨损降低并发症,应在假体设计过程中考虑控制粗糙度,选取硬度大、更耐划伤的金属配副。

(3) PE-UHMW/金属轴承的表面磨损形貌基本相似,磨粒磨损、粘着磨损和三体磨粒磨损共存。牛血清润滑条件下,金属表面仅发现轻微划痕,并未发现聚合物转移膜。

参考文献

- [1] Jin W, Chu P K. Encyclopedia of biomedical engineering[M]. Oxford:Elsevier, 2019:425–439.
- [2] Kurtz S M. UHMWPE biomaterials handbook[M]. 2nd ed. Boston:Academic Press, 2009:31–41.
- [3] Tanzi M C, Farès S, Candiani G. Foundations of biomaterials engineering[M]. Boston:Academic Press, 2019:199–287.
- [4] Joyce T. Joyce T. Biopolymer tribology//Polymer Tribology[M]. London:Imperial College Press, 2009:227–266.
- [5] Ingham E, Fisher J. The role of macrophages in osteolysis of total joint replacement[J]. Biomaterials, 2005, 26(11):1 271–1 286.
- [6] Sawae Y. Effects of physiological factors on wear of UHMWPE for joint prosthesis//polymer tribology[M]. London:Imperial College Press, 2009:195–226.
- [7] Buford A, Goswami T. Review of wear mechanisms in hip implants:Paper I—General[J]. Materials & Design, 2004, 25(5):385–393.
- [8] Saikko V, Morad O, Viitala R. Effect of type and temperature of serum lubricant on VEXLPE wear and friction[J]. Wear, 2021, 470–471(5). DOI.org/10.1016/j.wear.2021.203613.
- [9] Goharian A. Trauma plating systems[M]. Oxford:Elsevier, 2017:115–142.
- [10] Hallab N. Joint replacement technology[M]. Britain:Woodhead Publishing, 2008:515–548.
- [11] Katta P P, Nalliyar R. Corrosion resistance with self-healing behavior and biocompatibility of Ce incorporated niobium oxide coated 316L SS for orthopedic applications[J]. Surface and Coatings Technology, 2019, 375:715–726.
- [12] Li Jianfang, Zhang Xiangyu, He Xiaojing, et al. Preparation, biocompatibility and wear resistance of microstructured Zr and ZrO₂ alloyed layers on 316L stainless steel[J]. Materials Letters, 2017, 203:24–27.
- [13] Antunes L, Lima C. Cobalt-chromium alloys—properties and applications[M]. Oxford:Elsevier, 2018.
- [14] Herranz G, Berges C, Naranjo J A, et al. Mechanical performance, corrosion and tribological evaluation of a Co–Cr–Mo alloy processed by MIM for biomedical applications[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2020, 105(3). DOI : 10.1016/j.jmbbm.2020.103706.
- [15] Cuao-Moreu C A, Alvarez-Vera M, García-Sánchez E O, et al. Characterization of a duplex coating (boriding+sputter-deposited AlCrON) synthesized on an ASTM F-75 cobalt alloy[J]. Thin Solid Films, 2020, 712. DOI : 10.1016/j.tsf.2020.138318.
- [16] Langhorn J, Borjali A, Hippensteel E, et al. Microtextured CoCrMo alloy for use in metal-on-polyethylene prosthetic joint bearings:Multi-directional wear and corrosion measurements[J]. Tribology International, 2018, 124:178–183.
- [17] Baykal D, Siskey R S, Haider H, et al. Advances in tribological testing of artificial joint biomaterials using multidirectional pin-on-disk testers[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2014, 31:117–134.
- [18] Cui Wen, Bian Yanyan, Zeng Hongkai, et al. Structural and tribological characteristics of ultra-low-wear polyethylene as artificial joint materials[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2020, 104. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2020.103629.
- [19] Trommer R M, Maru M M, Oliveira F W L, et al. Multi-scale evaluation of wear in UHMWPE-Metal hip implants tested in a hip joint simulator[J]. Biotribology, 2015, 4:1–11.
- [20] Thomas M G, Hans-J M, Janet A C, et al. Alternative bearing materials for intervertebral disc arthroplasty[J]. Biomaterials, 2010, 31(3):523–531.
- [21] Xin H, Shepherd D E T, Dearn K D. A tribological assessment of a PEEK based self-mating total cervical disc replacement[J]. Wear, 2013, 303(1–2):473–479.
- [22] Huang Ping, Liu Rong, Wu Xijia, et al. Effects of molybdenum content and heat treatment on mechanical and tribological properties of a low-carbon stellite® alloy[J]. Journal of Engineering Materials and Technology, 2007, 129(4): 523–529.
- [23] Liu R, Yao J H, Zhang Q L, et al. Effects of molybdenum content on the wear/erosion and corrosion performance of low-carbon Stellite alloys[J]. Materials & Design, 2015, 78:95–106.
- [24] Wang A, Essner A, Polineni V K, et al. Lubrication and wear of ultra-high molecular weight polyethylene in total joint replacements[J]. Tribology International, 1998, 31(1–3):17–33.
- [25] Plumlee K G, Schwartz C J. Surface layer plastic deformation as a mechanism for UHMWPE wear, and its role in debris size[J]. Wear, 2013, 301(1–2):257–263.