

Hank's 模拟体液中医用 TLM 合金的微磨粒磨损行为

刘明^{1,3}, 王振国^{2,3}, 黄伟九³

(1. 山东科技职业学院 机电工程系, 潍坊 261053;

2. 有研亿金新材料股份有限公司, 北京 102200;

3. 重庆理工大学 材料科学与工程学院, 重庆 400054)

摘要: 采用 TE66 微磨粒磨损实验机对外科植入材料 Ti-Zr-Nb-Mo-Sn(TLM)钛合金在 Hank's 模拟人体体液中的微磨粒磨损行为进行研究。通过正交实验结果可知: 影响 TLM 钛合金微磨粒磨损行为的各因素的显著程度由高到低依次为料浆浓度、载荷、滑移速度、磨粒及滑移距离, 并研究料浆浓度对 TLM 钛合金微磨粒磨损行为的影响。结果表明: 不同载荷下, 由于单位体积内的磨粒数量增加致使 TLM 钛合金的磨损体积随料浆浓度增加而增加; 摩擦因数在微磨粒-腐蚀共同作用下随料浆浓度增加先增加而后降低, 主要是由于随着微磨粒-腐蚀的进行, 在摩擦副表面产生氧化膜或钝化膜, 而这些膜具有一定的润滑作用致使摩擦因数降低; 同时可得知在浓度相同时, 载荷越大, 摩擦因数越大。

关键词: TLM 合金; 微磨粒磨损; Hank's 溶液; 腐蚀-磨损; 外科植入

中图分类号: TG172.2, TH117.1

文献标志码: A

Micro-scale abrasive wear behavior of medical material TLM alloy in Hank's simulated body fluids

LIU Ming^{1,3}, WANG Zhen-guo^{2,3}, HUANG Wei-jiu³

(1. Department of Mechanical and Electrical Engineering,

Shandong Vocational College of Science and Technology, Weifang 261053, China;

2. Grikon Advanced Materials Co., Ltd., Beijing 102200, China;

3. School of Materials Science and Engineering, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China)

Abstract: The micro-scale abrasive wear behavior of surgical implant material TLM alloy in Hank's simulated body fluids (SBF) were studied by using the TE66 machine. The results of orthogonal experiments show that the impact importance extent, slurry concentration, load, sliding speed, abrasive and sliding distance impact the micro-scale abrasive wear behavior of medical material TLM alloy from high to low. Due to the abrasive amount of in unit volume increasing, the wear volume of TLM titanium alloy increases with increasing slurry concentration at different loads. And because of the oxide film or passivation coating was induced during the micro-abrasion and corrosion process, the friction coefficient increases, and then decreases with increasing slurry concentration. Under the same concentration, the greater the load is, the bigger the coefficient of friction is.

Key words: TLM alloy; micro-scale abrasive wear; Hank's solution; corrosion; wear; surgical implants

人体植入材料是与人的生命和健康密切相关的特殊的功能材料。作为人体植入材料, 钛及钛合金与其他金属植入材料相比, 具有质轻、弹性模量低、无磁

性、无毒性、耐腐蚀、生物相容性好及良好的综合机械性能从而得到更为广泛的应用^[1]。然而人类关节特别是下肢承重关节的工作条件是极其恶劣的, 可概括

为低速、重载，且常承受冲击载荷^[2]。在此种工况条件下，人工假体植入人体后要承受速度和载荷的冲击，同时由于人体不同部位体液的差异性，在速度和载荷共同作用下，人工假体易发生腐蚀。腐蚀一方面可导致腐蚀产物进入人体，对机体恢复功能产生不利影响；另一方面由于磨损而产生的磨屑或磨粒，容易诱发骨质溶解，进而造成植入假体松脱和早期断裂等失效行为^[3-4]。在磨损过程中产生的颗粒、颗粒成分和浓度均可影响骨溶解生物学过程中的细胞行为^[5]。由于磨屑或磨粒存在，人工植入假体参与的磨损绝大多数属于磨粒磨损，同时由于这些参与磨损的颗粒或磨屑大多小于 10 μm ，属于微磨粒磨损范畴^[6]，粒子成分和浓度、载荷、运动速度以及滑动距离等对植入材料的微磨损行为均有影响^[6-8]。

Ti-Zr-Nb-Mo-Sn(TLM)合金由西北有色金属研究院生物材料所研究开发的新型 β 医用钛合金，该合金具有较低弹性模量、中高强度、高塑韧性、良好的耐磨性以及疲劳强度高优良性能、且易加工，其综合性能优于传统医用钛合金的^[9-10]。因此，为研究人工植入假体在模拟人体体液环境下的微磨粒磨损，本文作者以 TLM 合金为研究对象，采用正交实验方法，研究其在 Hank's 模拟体液环境中载荷、速度、滑移距离、磨粒和料浆浓度等 5 种因素对其微磨粒磨损行为的影响程度，并对主要影响因素下 TLM 合金的微磨粒磨损行为进行研究。

1 实验

1.1 实验材料

实验选用时效态的医用 TLM 钛合金板材，试样尺寸为 33.4 mm \times 25.6 mm \times 3.12 mm，试样经 200 号~1200 号的 SiC 砂纸逐级打磨，之后抛光、清洗后

进行微磨粒磨损实验。TLM 合金由西北有色金属研究院生物材料所提供，其化学组成如表 1 所列。实验所选用的磨粒有 SiC F1000 (4.5 \pm 0.5) μm 、SiC F1200 (3.0 \pm 0.5) μm 、SiC F2000 (1.5 \pm 0.5) μm 和 Al₂O₃ F1000 (4.5 \pm 0.5) μm 。

实验在英国 Phoenix 公司生产的 TE66 微磨粒磨损试验机上进行，温度为(37 \pm 1.0) $^{\circ}\text{C}$ ，摩擦副为直径 25.4 mm 的 Si₃N₄ 陶瓷球，模拟体液为 Hank's 溶液(同文献[11])。为保证料浆温度与人体接近和均匀性，采用 DF-101S 型集热式恒温加热磁力搅拌器进行搅拌。

表 1 TLM 钛合金的化学成分

Table 1 Chemical composition of TLM Titanium alloy (mass fraction, %)

Nb	Mo	Sn	Zr	C	H	O	N	Ti
25.1	2.90	2.02	3.08	0.01	0.003	0.14	0.03	Bal.

1.2 磨损性能评价

采用正交实验法研究磨粒、滑移距离、转速、载荷和浓度对 TLM 合金在 Hank's 模拟体液中的微磨粒磨损，所采用的磨损性能评价指标为式(1)和(2)计算的磨损体积和磨损率^[12]。表 2 所列为影响磨损体积和磨损率的因素和水平(r 为滑移距离)。根据正交实验设计，5 因素 4 水平全面实验共包含 16 种组合方式。

磨损体积(V)的计算公式如下：

$$V = \frac{\pi b^4}{64R} \quad (1)$$

式中： b 为磨斑直径(mm)； R 为 Si₃N₄ 球直径(25.4 mm)； π 取 3.142。

磨损率的计算式如下：

$$K = \frac{V}{SL} \quad (2)$$

式中： S 为球在样品表面总的滑移距离(mm)； L 为载荷(N)。

表 2 TLM 合金在 Hank's 模拟体液中的微磨粒磨损五因素四水平实验条件

Table 2 Five-factor and four-level orthogonal experiment conditions of micro-scale abrasive wear of TLM alloy in Hank's simulated body fluids

Test No.	Abrasive (A)	Revolution number (B)	Speed (C)/(r \cdot min ⁻¹)	Load (D)/N	Concentration (E)/(g \cdot cm ⁻³)
1	SiC, F1000	750	50	0.25	0.05
2	SiC, F1200	1125	75	0.5	0.10
3	SiC, F2000	1500	100	1.0	0.20
4	Al ₂ O ₃ , F1200	1875	150	2.0	0.25

2 结果与分析

2.1 正交实验结果

实验进行完毕后采用数显式显微镜测得磨斑直径大小, 然后根据公式(1)和(2)计算得到表 3 所列正交实验结果。为了解各因素对 TLM 合金微磨粒磨损行为的影响程度, 对磨损体积和磨损率进行极差分析(见表 4 和 5)。

2.2 磨损体积

图 1 所示为正交实验各因素与实验指标之间的关系, 其中图 1(a)所示为在不同实验条件下合金的磨损体积, 从图 1(a)中可得知, 在不同料浆浓度下, TLM 合金的最大磨损体积为最小磨损体积的 7.4 倍, 不同速度下为 3.9 倍, 而在不同磨粒、载荷和滑移距离下则为 2 倍左右。从图 1(a)中不难看出, 随料浆浓度增加, TLM 合金的磨损体积呈逐渐增加趋势, 这主要是由于在料浆中单位体积内的磨粒数量增加所致, 磨粒增多, 磨损过程中的切削点增多, 犁削作用加强, 致使磨损体积增大; 磨损体积随载荷增加基本呈增加趋势, 这是因为随着载荷的增加, 作用在试样表面的正

压力加大, 磨粒嵌入试样的深度增加, 亦能使合金的磨损体积增大; 随滑移速度增加, 合金磨损体积减小, 与速度增加减少了磨粒在 TLM 合金试样表面的滞留时间有关, 在同等实验条件下, 磨粒在试样表面滞留时间越短, 对试样破坏程度就越小。从表 4 和图 1(a)中还可得到 TLM 合金的磨损体积的最大极差^[13]为 $1.94 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$, 通过极差大小, 可判定在本实验条件下影响 TLM 合金的磨损体积的主次因素依次为浓度、速度、磨粒、载荷和滑移距离。

2.3 磨损率

图 1(b)所示为合金磨损率与各因素的关系, 在不同料浆浓度下 TLM 合金的最大磨损率为最小磨损率的 9.5 倍, 不同载荷和滑移速度下约为 6 倍, 不同滑移距离下为 2.5 倍, 而不同磨粒下则为 1.8 倍。从图 1(b)中可知, 料浆浓度对 TLM 合金磨损率的影响与对磨损体积的影响基本一致, 而载荷却相反。根据磨损率计算公式可知当载荷发生变化时, 磨损率随载荷增大而变小, 与图 1(b)中基本一致。滑移速度和距离对磨损率的影响趋势相同。在同种磨粒下(SiC), 随粒子尺寸减小, 磨损率增大, 这是由于磨粒尺寸越小, 磨粒进入试样与陶瓷球之间的数量越多, 对试样造成的破坏就越大, 磨损体积随之增大, 而根据公式(2)可知,

表 3 TLM 合金在不同因素水平下的正交实验结果

Table 3 Orthogonal experiment results of TLM alloy under different factors and levels

Test No.	Factor					Wear volume/mm ³	Wear rate/(mm ³ ·N ⁻¹)
	A	B	C	D	E		
1	1	1	1	1	1	1.28×10^{-3}	8.56×10^{-2}
2	1	2	2	2	2	1.26×10^{-3}	2.81×10^{-2}
3	1	3	3	3	3	5.23×10^{-3}	4.38×10^{-2}
4	1	4	4	4	4	3.41×10^{-3}	1.14×10^{-2}
5	2	1	2	3	4	7.57×10^{-3}	1.27×10^{-1}
6	2	2	1	4	3	1.03×10^{-3}	5.72×10^{-2}
7	2	3	4	1	2	3.81×10^{-4}	1.27×10^{-2}
8	2	4	3	2	1	7.43×10^{-4}	9.93×10^{-3}
9	3	1	3	4	2	6.08×10^{-4}	5.08×10^{-3}
10	3	2	4	3	1	2.38×10^{-4}	2.65×10^{-3}
11	3	3	1	2	4	5.82×10^{-3}	9.73×10^{-2}
12	3	4	2	1	3	4.22×10^{-3}	1.13×10^{-1}
13	4	1	4	2	3	6.01×10^{-4}	2.01×10^{-2}
14	4	2	3	1	4	5.67×10^{-3}	2.53×10^{-1}
15	4	3	2	4	1	2.64×10^{-3}	1.10×10^{-2}
16	4	4	1	3	2	8.08×10^{-4}	5.40×10^{-3}

表4 TLM合金不同因素、水平下磨损体积的极差分析

Table 4 Range analysis about wear volume of TLM alloy under different factors and levels

Factor	Wear volume/mm ³								
	K_{1j}	K_{2j}	K_{3j}	K_{4j}	M_{1j}	M_{2j}	M_{3j}	M_{4j}	R_j
A	1.12×10^{-2}	1.90×10^{-2}	1.09×10^{-2}	9.72×10^{-3}	2.80×10^{-3}	4.75×10^{-3}	2.72×10^{-3}	2.43×10^{-3}	9.28×10^{-3}
B	1.01×10^{-2}	1.75×10^{-2}	1.41×10^{-2}	9.18×10^{-3}	2.51×10^{-3}	4.37×10^{-3}	3.52×10^{-3}	2.30×10^{-3}	8.29×10^{-3}
C	1.82×10^{-2}	1.57×10^{-2}	1.38×10^{-2}	4.63×10^{-3}	4.55×10^{-3}	3.92×10^{-3}	3.46×10^{-3}	1.16×10^{-3}	1.36×10^{-2}
D	1.16×10^{-2}	8.42×10^{-3}	1.38×10^{-2}	1.70×10^{-2}	2.89×10^{-3}	2.11×10^{-3}	3.46×10^{-3}	4.24×10^{-3}	8.53×10^{-3}
E	4.90×10^{-3}	3.06×10^{-3}	2.04×10^{-2}	2.25×10^{-2}	1.23×10^{-3}	7.64×10^{-4}	5.09×10^{-3}	5.62×10^{-3}	1.94×10^{-2}

表5 TLM合金不同因素、水平下磨损率的极差分析

Table 5 Range analysis about wear rate of TLM alloy under different factors and levels

Factor	Wear rate/(mm ³ ·N ⁻¹)								
	K_{1j}	K_{2j}	K_{3j}	K_{4j}	M_{1j}	M_{2j}	M_{3j}	M_{4j}	R_j
A	1.69×10^{-1}	2.07×10^{-1}	2.18×10^{-1}	2.90×10^{-1}	4.22×10^{-2}	5.17×10^{-2}	5.45×10^{-2}	7.24×10^{-2}	1.21×10^{-1}
B	2.38×10^{-1}	3.41×10^{-1}	1.65×10^{-1}	1.40×10^{-1}	5.94×10^{-2}	8.52×10^{-2}	4.12×10^{-2}	3.49×10^{-2}	2.01×10^{-1}
C	2.46×10^{-1}	3.12×10^{-1}	6.42×10^{-2}	4.69×10^{-2}	6.14×10^{-2}	7.80×10^{-2}	1.61×10^{-2}	1.17×10^{-2}	2.65×10^{-1}
D	4.64×10^{-1}	1.55×10^{-1}	1.79×10^{-1}	8.47×10^{-2}	1.16×10^{-1}	3.89×10^{-2}	4.47×10^{-2}	2.12×10^{-2}	3.80×10^{-1}
E	1.09×10^{-1}	5.13×10^{-2}	2.34×10^{-1}	4.89×10^{-1}	2.73×10^{-2}	1.28×10^{-2}	5.85×10^{-2}	1.22×10^{-1}	4.37×10^{-1}

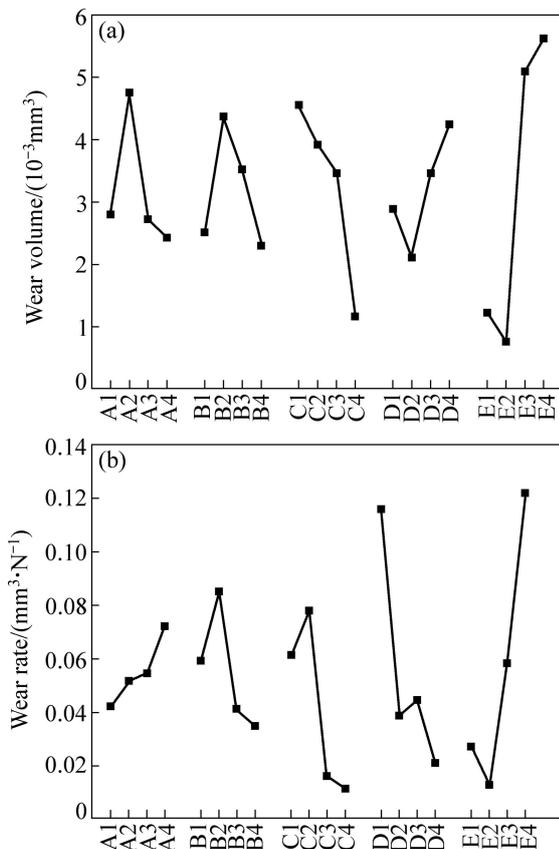


图1 TLM合金微磨损行为测试因素与指标的关系

Fig. 1 Relationship between factors and indexes of micro-scale wear behavior of TLM alloy: (a) Wear volume; (b) Wear rate

磨损体积越大, 磨损率相应增大; Al_2O_3 磨粒对 TLM 合金磨损率的影响大于 SiC 磨粒, 主要因为 Al_2O_3 磨粒的维氏硬度比 SiC 磨粒的大, 且在正压力作用下, 磨粒嵌入试样表面的深度较深, 造成合金的磨损量较大, 以致磨损率增加。同理根据表 5 与图 1(b) 可得到 TLM 合金磨损率的最大极差为 $4.37 \times 10^{-1} \text{ mm}^3/\text{N}$, 因此, 可得影响 TLM 合金磨损率的各因素的主次顺序由大到小依次为浓度、载荷、速度、滑移距离和磨粒。

综合考虑以上各因素对 TLM 钛合金在 Hank's 模拟人体体液中的微磨粒磨损行为的影响的正交实验结果可知, 在本实验条件下各影响因素对 TLM 钛合金在模拟体液中的微磨粒磨损行为的影响的显著程度由高到低依次为浓度、载荷、滑移速度、磨粒及滑移距离。

2.3 磨损形貌

图 2 所示为在正交实验中所得到的 TLM 合金的最大磨损体积、最小磨损体积及最大磨损率时的磨斑的 SEM 像。在图 2(a) 中可观察到柳叶状凹槽, 此为磨粒聚集处, 主要因为此时滑移速度较慢, 料浆浓度较高, 导致大量磨粒聚集于此, 以致磨粒嵌入试样表面, 可增加试样表面切削点, 以致机械磨损所起作用较大, 而由磨损产生的磨屑或颗粒亦可参与到新的磨损过程中, 同时 Hank's 模拟体液具有一定腐蚀性, 腐蚀使磨

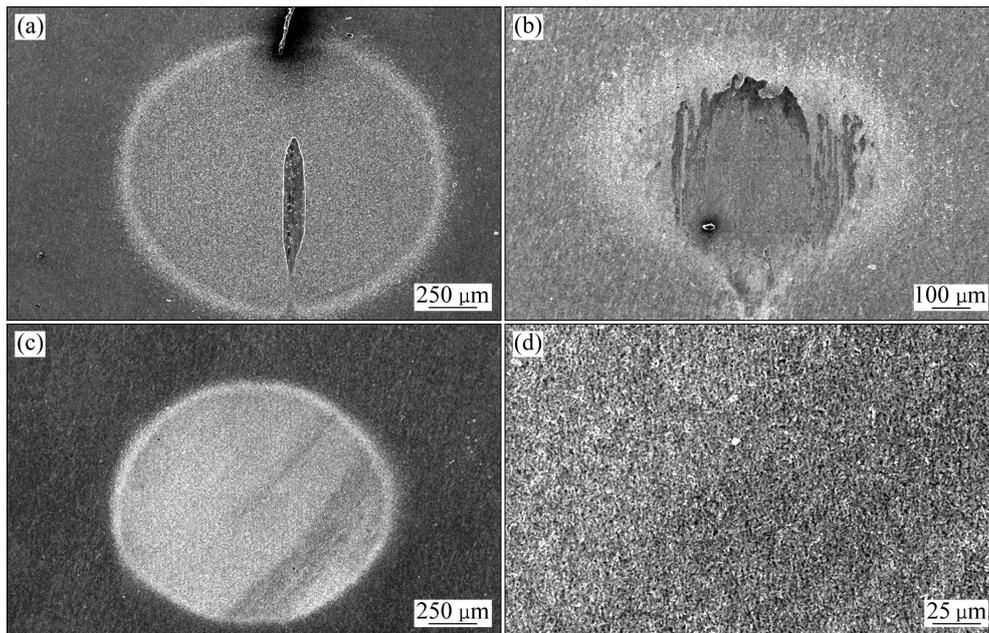


图2 TLM合金磨损表面的SEM像

Fig. 2 SEM images of wear surface of TLM alloy: (a) Maximal wear volume: SiC F1200, SD-89.73 m, S-50 r/min, L-2.0N, SC-0.2 g/cm³; (b) minimal wear volume: SiC F2000; SD-89.73 m, S-150 r/min, L-1.0N, SC-0.05 g/cm³; (c) Maximal wear rate: Al₂O₃ F1200, SD-59.84 m, S-150 r/min, L-0.5 N, SC-0.2 g/cm³; (d) Partial enlarged drawing of Fig. (c) (SD: Sliding distance, S: Speed, L: Load, SC: Slurry concentration)

损变得更加容易, 而磨损加剧腐蚀, 在腐蚀与磨损相互作用下, 最终导致 TLM 合金的磨损体积变大。从中还观察到磨斑大部分区域磨痕没有方向性, 此为典型三体磨损形貌, 磨斑中间则具有明显方向性的磨痕, 此为二体磨损。因此, 图 2(a)所显示的磨斑形貌的磨损机制为三体和二体混合磨损机制^[14], 且三体磨损在外周, 二体磨损在中间, 这与 SINNETT-JONES 等^[15]及其合作者得到的结果一致。对于三体磨损机制而言, 磨粒或颗粒在两对磨件之间可自由滚动, 而二体磨损机制下, 磨粒或颗粒则只能在对磨件之间滑动, 从而留下具有明显方向性的沟槽^[6]。当滑移速度增大时, 料浆浓度逐渐减小(见图 2(b)), 磨斑周围表现为腐蚀形貌, 此时料浆中腐蚀液相对较多, 同时进入两对磨件之间的磨粒数量和作用时间均有所减少, 在一定程度上减轻甚至消除了微切削和犁削对合金表面造成的破坏^[16], 从而使合金磨损体积减小, 腐蚀液体较多, 在高速转动下料浆对合金摩擦表面还具有冲刷作用。图 2(c)所示为正交实验中最大磨损率时磨斑的 SEM 像, 磨痕表现为无明显方向性, 显然此时磨损机制为三体磨损; 进一步放大观察倍数(见图 2(d))还可观察到许多细小的微坑, 这是由于 Hank's 溶液的腐蚀作用所造成, 因为在 Hank's 溶液中含有磷酸根和氯离子等

腐蚀性离子。

3.4 料浆浓度对摩擦学性能的影响

一般而言, 磨损体积随料浆浓度增加而增加, 图 3 所示为在不同载荷下料浆浓度对 TLM 合金磨损体积的影响。从图 3 中可知, TLM 合金的磨损体积随料浆浓度增加逐渐增加, 且浓度从 0.2 g/cm³ 到 0.25 g/cm³ 时磨损体积增加幅度最大为 150%。随料浆浓度增加, 单位体积内的磨粒数量增多, 进入到两摩擦副之间的磨粒相应增多, 参与磨损过程的磨粒大幅增加, 实质上增加了试样表面的切削点, 从而增强切削作用, 致使合金磨损体积增加; 且由于 Hank's 溶液具有一定腐蚀性, 当磨损进行一段时间后, 由犁削作用产生的沟槽内充满 Hank's 溶液而使表面受到腐蚀, 致使堆积起来的金属材料变得松散, 这些部位在摩擦力作用下比较容易磨掉而裸露出新鲜摩擦表面, 新鲜表面又被 Hank's 溶液腐蚀, 之后再被磨损, 如此反复, 在腐蚀与磨损相互作用下, 腐蚀增强磨损, 磨损加剧腐蚀, 最终导致 TLM 合金磨损体积的增加^[17-18]。

图 4 所示为 TLM 合金在不同载荷下摩擦因数随料浆浓度的变化。从图 4 中可看出, 不同载荷下摩擦因数随料浆浓度增加先增加而后降低; 所不同的是载

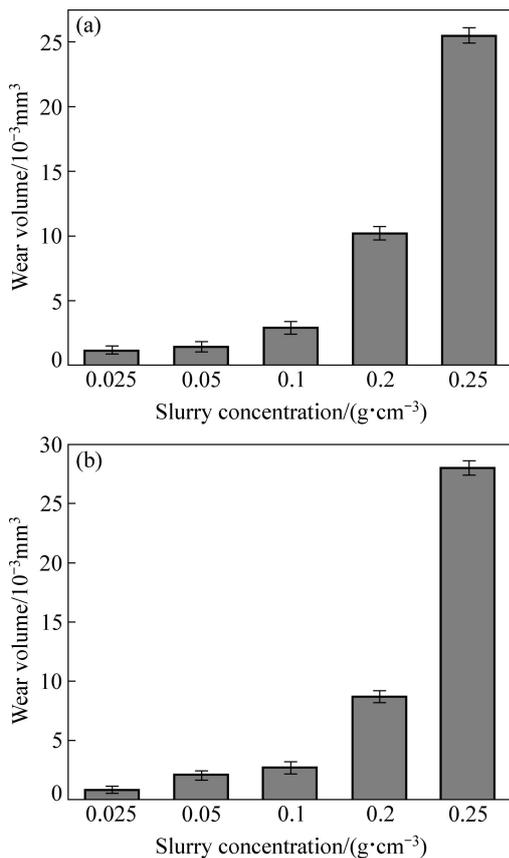


图3 不同载荷下 TLM 合金磨损体积随料浆浓度的变化
Fig. 3 Change of wear volume of TLM alloy with slurry concentration (Speed: 75 r/min; Sliding distance: 89.75 m): (a) 1.0 N; (b) 2.0 N

荷较低时(1.0 N), 摩擦因数在料浆浓度为 0.1 g/cm³ 时达到极大值, 而载荷较高时摩擦因数达到极值时的浓度较小(50 mg/cm³)。造成上述现象的主要原因是由于随料浆浓度增加, 在料浆单位体积内的磨粒数量增加, 摩擦副配偶之间的切削点增多, 对摩擦造成阻碍加大, 使摩擦因数增大; 同时由于 Hank's 溶液的腐蚀性, TLM 合金参与磨损的表面在磨损-腐蚀的作用下易产生氧化膜或钝化膜, 这些膜具有一定减摩和抗磨性, 而使 TLM 合金在较高浓度下进行微磨损时的摩擦因数相对较低。虽然这些膜具有一定润滑作用, 但这些膜在减摩(剪切强度)和抗磨性能(致密性、强度和膜与基体结合强度)上的不同步性^[19], 同时, 在腐蚀-磨损的共同作用下, 这些膜的塑性和力学性能比基体 TLM 合金的差, 导致其在磨损-腐蚀过程中, 膜层先被破坏, 且破坏掉的膜层在基体上不易发生粘着。

通过图 4 还可观察到在较高载荷下合金的摩擦因数总是高于较低载荷下的。众所周知, 载荷主要通过两摩擦副对偶之间的接触面积的大小和材料的变形状态来影响摩擦, 对于弹性接触, 实际接触面积与载荷

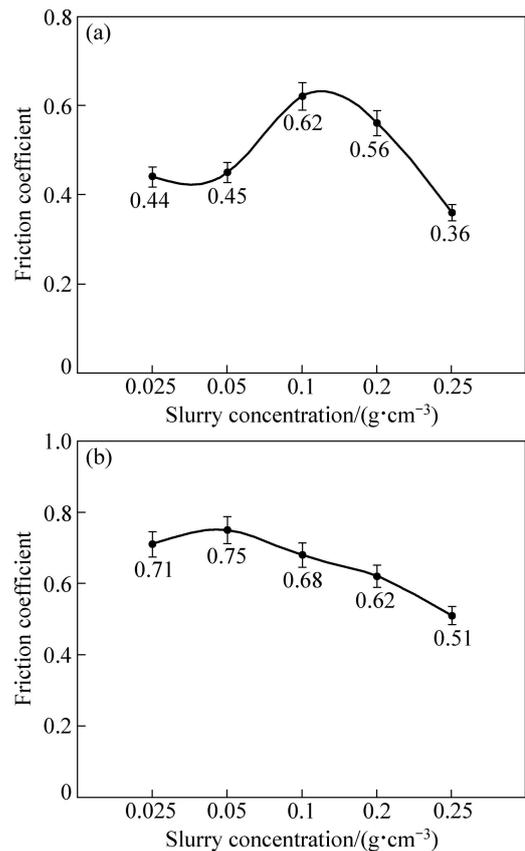


图4 不同载荷下 TLM 合金的摩擦因数随料浆浓度的变化
Fig. 4 Change of friction coefficient of TLM alloy with slurry concentration (Speed: 75 r/min; Sliding distance: 89.75 m): (a) 1.0 N; (b) 2.0 N

有关, 摩擦因数随载荷增加而越过一极大值, 当载荷足够大时, 实际接触面积的变化非常小, 摩擦因数趋于稳定。当摩擦为滚动摩擦时, 在弹塑性接触状态下, 金属材料的摩擦因数会随载荷增大而增大, 达到极大值后, 随载荷增大而减小。

3 结论

1) 通过正交实验可知, 对 TLM 钛合金在 Hank's 溶液中的微磨粒磨损行为的影响因素的显著程度由高到低依次为料浆浓度、载荷、滑移速度、磨粒及滑移距离。

2) 正交实验后所观察到的磨斑, 在不同实验条件下所表现出来的磨损机制均为二体和三体混合磨损机制。

3) 在不同载荷下, TLM 钛合金的磨损体积随料浆浓度增加而增加; 摩擦因数在磨损-腐蚀共同作用下随料浆浓度增加先增加后降低; 载荷越大, 摩擦因

数越大。

REFERENCES

- [1] 李兆峰, 黄伟九, 刘明. 人体用金属植入材料的研究进展[J]. 重庆工学院学报, 2006, 20(5): 42-46.
LI Zhao-feng, HUANG Wei-jiu, LIU Ming. On the research progress of metal implanted materials into human body[J]. Journal of Chongqing Institute of Technology, 2006, 20(5): 42-46.
- [2] 王野平, 王成焘. 天然关节及人工关节的润滑机理探讨[J]. 生物医学工程学杂志, 2001, 18(4): 603-607.
WANG Ye-ping, WANG Cheng-tao. Discussion on the lubrication mechanism of natural and artificial human joints[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2001, 18(4): 603-607.
- [3] 牟战旗, 梁成浩. 钛生物医学材料耐蚀性能研究进展[J]. 腐蚀科学与防护技术, 1998, 10(2): 103-108.
MOU Zhan-qi, LIANG Cheng-hao. Review on corrosion performance titanium biomedical materials[J]. Corrosion Science and Protection Technology, 1998, 10(2): 103-108.
- [4] 潘育松, 熊党生, 马如银. 聚乙烯醇水凝胶 / 钛合金摩擦磨损特性的正交试验研究[J]. 摩擦学学报, 2007, 27(2): 132-136.
PAN Yu-song, XIONG Dang-sheng, MA Ru-yin. Friction characteristics of poly vinyl alcohol hydrogel against titanium alloy studied by orthogonal method[J]. Tribology, 2007, 27(2): 132-136.
- [5] 钱叶斌, 张先龙, 曾炳芳. 磨损颗粒引发人工关节假体松动机制的研究[J]. 上海医学, 2005, 28(7): 616-619.
QIAN Ye-bin, ZHANG Xian-long, ZENG Bing-fang. Research the mechanism of the wear particles-induced aseptic prosthesis loosening[J]. Shanghai Medical Journal, 2005, 28(7): 616-619.
- [6] SUN D, WHARTON J A, WOOD R J K. Abrasive size and concentration effects on the tribo-corrosion of cast CoCrMo alloy in simulated body fluids[J]. Tribology International, 2009, 42: 1595-1604.
- [7] STACK M M, HUANG W, WANG G, HODGE C. Some views on the construction of bio-tribo-corrosion maps for titanium alloys in Hank's solution: Particle concentration and applied loads effects[J]. Tribology International, 2011, 44: 1827-1837.
- [8] TELFER C G, STACK M M, JANA B D. Particle concentration and size effects on the erosion-corrosion of pure metals in aqueous slurries[J]. Tribology International, 2012, 53: 35-44.
- [9] YU Sen, YU Zhen-tao, HAN Jian-ye, WANG Gui, NIU Jin-long, DARGUSCH M S. Haemocompatibility of Ti-3Zr-2Sn-3Mo-25Nb biomedical alloy with surface heparinization using electrostatic self assembly technology[J]. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 2012, 22(12): 3046-3052.
- [10] 麻西群, 憨勇, 于振涛, 孙巧艳, 牛金龙, 袁思波. 骨科植入用 TLM 钛合金的相转变与力学性能[J]. 稀有金属材料与工程, 2012, 41(9): 1535-1538.
MA Xi-qun, HAN Yong, YU Zhen-tao, SUN Qiao-yan, NIU Jin-long, YUAN Si-bo. Phase transformation and mechanical properties of TLM titanium alloy for orthopaedic implant application[J]. Rare Metal Materials and Engineering, 2012, 41(9): 1535-1538.
- [11] 尹晓利, 任平弟, 蔡振兵, 朱旻昊, 周仲荣. Hank's 溶液和生理盐水中纯钛的复合微动腐蚀特性[J]. 中国有色金属学报, 2008, 18(10): 1763-1768.
YIN Xiao-li, REN Ping-di, CAI Zhen-bing, ZHU Min-hao, ZHOU Zhong-rong. Dual-motion fretting corrosion behavior of pure titanium in Hank's and saline solutions[J]. The Chinese Journal of Nonferrous Metals, 2008, 18(10): 1763-1768.
- [12] IMBENI V, MARTINI C, PRANDSTRALLER D, POLI G, TREPANIER C, DUERIG T W. Preliminary study of micro-scale abrasive wear of a NiTi shape memory alloy[J]. Wear, 2003, 254: 1299-1306.
- [13] 庄楚强, 何春雄. 应用数理统计基础[M]. 广州: 华南理工大学出版社, 2006: 270.
- [14] 黄伟九, 李兆峰, 沟引宁. 磁过滤多弧离子镀 C/C 多层膜在模拟体液中的微磨粒磨损行为[J]. 摩擦学学报, 2007, 27(5): 426-431.
HUANG Wei-jiu, LI Zhao-feng, GOU Yin-ning. Micro-abrasion performance of multilayer C/C films prepared by filtered cathodic vacuum arc technology in simulated body fluid[J]. Tribology, 2007, 27(5): 426-431.
- [15] SINNETT-JONES P E, WHARTON J A, WOOD R J K. Micro-abrasion-corrosion of a CoCrMo alloy in simulated artificial hip joint environments[J]. Wear, 2005, 259: 898-909.
- [16] 丁红燕, 戴振东. 钛合金在海水中的微动磨损特性[J]. 稀有金属材料与工程, 2007, 36(5): 779-782.
DING Hong-yan, DAI Zhen-dong. Fretting wear characteristics of titanium alloy in seawater[J]. Rare Metal Materials and Engineering, 2007, 36(5): 779-782.
- [17] STACK M M, HUANG W, WANG G, HODGE C. Some views on the construction of bio-tribo-corrosion maps for Titanium alloys in Hank's solution: Particle concentration and applied loads effects[J]. Tribology International, 2011, 44(12): 1827-1837.
- [18] 刘勇, 龙永强, 刘平, 田保红. 液固两相介质流中 Cu-Cr-Zr 合金的冲蚀磨损行为[J]. 中国有色金属学报, 2007, 17(10): 1650-1655.
LIU Yong, LONG Yong-qiang, LIU Ping, TIAN Bao-hong. Erosion wear behavior of Cu-Cr-Zr alloy in liquid-solid two-phase flow[J]. The Chinese Journal of Nonferrous Metals, 2007, 17(10): 1650-1655.
- [19] 黄伟九, 余永梅, 张小彬, 唐丽文. 磷系润滑添加剂对 7050 铝合金摩擦学性能的影响[J]. 中国有色金属学报, 2013, 23(3): 652-657.
HUANG Wei-jiu, YU Yong-mei, ZHANG Xiao-bin, TANG Li-wen. Effects of phosphorus additives on tribological performance of 7050 aluminum alloy[J]. The Chinese Journal of Nonferrous Metals, 2013, 23(3): 652-657.

(编辑 李艳红)