

experimental results showed that the TC4 titanium alloy under stress annealing had a higher fatigue strength and stronger resistance to crack propagation than the TLM titanium alloy did after heat treatment, whereas its corrosion resistance was the opposite. Compared to the specimens without pre-corrosion treatment, the brittleness of the TLM titanium alloy increased, and its fatigue performance decreased after pre-immersion in SBF. **Conclusions** Through comparative analysis, the reliability of the test results proved to be high, and the COMSOL finite element software could effectively predict the fatigue life of titanium alloy materials.

**Key words:** TLM titanium alloy; TC4 titanium alloy; corrosion fatigue; fatigue-life curve; numerical simulation

金属材料在工业和生活中的应用非常广泛,但仅有少数材料具备生物相容性,可用作人体骨骼的替代品。最常用的生物植入材料包括不锈钢、镍钛合金、镍铬合金等,但这些材料中都含有镍或铬等有毒成分<sup>[1-2]</sup>。近几年比较流行的 TC4 钛合金具有较高的腐蚀敏感性,且因其弹性模量与人体天然骨相差过大,无法很好地通过植入物将负载传向邻近骨组织,易造成应力屏蔽效应<sup>[3-4]</sup>。因此,医疗市场急需无毒副作用、耐腐蚀强、具有良好人体亲和性的材料来改变这种现状。而作为一种新型近  $\beta$  型低弹性模量的钛合金,TLM 钛合金是由西北有色金属研究院自主研发的一种综合力学性能优良的医用钛合金,是目前临床骨科等较为理想的医用植入物材料<sup>[5-6]</sup>。研究发现,相同时效条件下,TLM 弹性模量随固溶温度的增加而降低,在特定的固溶时效处理条件下,其弹性模量可达到最低,与人体硬组织的弹性模量最为相近<sup>[7]</sup>。

易受腐蚀介质影响的金属构件的失效形式通常在疲劳和腐蚀耦合作用下引起,与处于惰性介质中的构件相比,在交变应力和腐蚀介质的双重作用下,材料更易出现裂纹<sup>[8]</sup>。但是,疲劳试验的不确定性因素较多<sup>[9]</sup>,且仅利用试验方法无法确定整个腐蚀体系材料内部电极电位的具体变化情况。为保证整体研究的可信性,结合有限元仿真技术对植入型金属材料进行腐蚀疲劳性能研究非常必要。Roach 等<sup>[10]</sup>对多种植入级钛合金进行腐蚀疲劳评估,结果表明,与平滑状态的材料疲劳强度相比,含预制裂纹试样的疲劳强度均大幅下降。Amit 等<sup>[11]</sup>研究发现,椎弓根螺钉得到的数值结果与试验结果显示出相似的高应变和应力,更好地支持了试验测试中的观察结果。Sedmak 等<sup>[12]</sup>结合试验和仿真技术,更加客观合理地解释了固定板和髌关节植入物疲劳破坏的成因。Han 等<sup>[13]</sup>利用近场动力学方法建立

A286 合金数值模型,分析其腐蚀疲劳性能,并与试验结果进行对比,评价了所建模型的有效性。

为了研究 TLM 钛合金经模拟体液预腐蚀后的疲劳性能,本文以 TC4 钛合金为对照组,利用扫描电子显微镜(scanning electron microscope, SEM)、小野式疲劳试验机、线性扫描法、X 射线能谱(energy dispersive X-ray spectroscopy, EDX)分析方法,对经热处理后的 TLM 钛合金试样和应力退火状态下的 TC4 钛合金试样的腐蚀和疲劳性能展开分析,并借助 COMSOL Multiphysics 有限元软件进行仿真模拟,对比两种钛合金实验结果与仿真结果的疲劳性能,综合探讨医用钛合金的生物力学相容性。

## 1 试验材料和方案

### 1.1 试验材料

实验试样为西北有色金属研究所研发的介稳  $\beta$  型 Ti-3Zr-2Sn-3Mo-25Nb (TLM) 医用钛合金和 Ti-6Al-4V (TC4)  $\alpha+\beta$  双相钛合金(形状尺寸参考文献[14]),原始实验材料状态为热轧态,其中,TLM 钛合金经 750 °C × 30 min 固溶 + 510 °C × 4 h 时效处理,TC4 钛合金经应力退火处理,其力学性能和化学成分见表 1、2。可以看出,相对于 TC4 钛合金,TLM 钛合金不含致敏性元素(如钒),其弹性模量与人体骨更为相近。TLM 钛合金的断后伸长率和截面收缩率明显大于 TC4 钛合金,说明 TLM 具有良好的塑性加工性能,生物相容性更加优良。

表 1 医用钛合金试样力学性能

Tab. 1 Mechanical properties of medical titanium alloy samples

参数	TC4	TLM
屈服强度/MPa	850	568
拉伸强度/MPa	925	721
伸长率/%	16.0	19.5
截面收缩率/%	27	71
弹性模量/GPa	110	70

表 2 医用钛合金试样的化学成分(质量分数)

Tab. 2 Chemical composition of medical titanium alloy (mass fraction)

元素	TC4	TLM	元素	TC4	TLM
Ti	余量	余量	Al	6.410	—
Mo	—	3.10	Fe	0.020	—
Zr	—	3.07	C	0.010	0.015
Sn	—	2.09	N	0.009	<0.008
Nb	—	24.80	O	0.019	0.160
V	4.403	—	H	0.001	0.003

## 1.2 预腐蚀及极化曲线测定试验

SBF 依据文献[15]中所述的方法配制而成。在进行疲劳试验前,需要在 37 ℃ 条件下将 TLM 钛合金和 TC4 钛合金样品预先进行 28 d 浸泡处理,每隔 3 d 更换 1 次 SBF,然后利用 SEM 观察两种钛合金试样在 SBF 腐蚀过后的表面形貌。在电化学实验过程中,选用钛合金试件为工作电极,铂金和饱和甘汞电极分别为辅助电极和参比电极,以钛合金样品中的中间微弧段( $R=100\text{ mm}$ )为工作面,利用动电位扫描技术对其进行极化曲线及相应电流密度的测定,其阳极扫描速率为 30 mV/min。

## 1.3 疲劳试验

使用小野式回转弯曲疲劳试验机(岛津公司,日本),按照 GB/T 4337—2015 标准分别对未腐蚀和经 SBF 预浸泡后的两种钛合金试件进行疲劳试验。疲劳试验过程中,通过应力控制方式加载,加载波形为正弦波,应力比  $R=-1$ ,加载频率跟电流频率一致,为 50 Hz,并利用 Gemini SEM 300 扫描电子显微镜(卡尔·蔡司公司,德国)对两种钛合金的疲劳断口形貌进行观测。

# 2 试验结果与分析

## 2.1 极化曲线分析

在进行极化曲线测量前,需要预先将试样放入腐蚀介质中浸泡 10 h,待其自腐蚀电位  $E_{\text{corr}}$  稳定后,记录  $E_{\text{corr}}$ 。结果显示,TLM 和 TC4 钛合金自腐蚀电位  $E_{\text{corr}}$  均小于 0,表明两种钛合金的腐蚀倾向都比较大,且  $E_{\text{corr,TLM}} > E_{\text{corr,TC4}}$ 。由此可见,与 TC4 钛合金相比,热处理后 TLM 钛合金的耐腐蚀性能更为优良。利用动电位扫描法测得两种钛合金极化曲线,结果显示,在腐蚀过程中,阳极曲线出现了较为明显的拐点和钝化区,说明腐蚀过程中试样表面产生了钝化膜;

而腐蚀溶液中的氯离子穿过该钝化膜并对其造成了破坏,进而导致点蚀现象的发生<sup>[16]</sup>,其点蚀电位  $E_p$  则为阳极曲线拐点所对应的电势值。TLM 和 TC4 钛合金点蚀电位分别约为 0.656、0.253 V,进一步说明 TC4 钛合金腐蚀倾向大于 TLM(见图 1)。

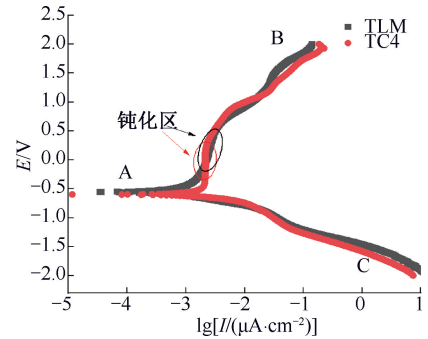


图 1 TLM 和 TC4 钛合金在模拟体液中的极化曲线  
Fig. 1 Polarization curves of TLM and TC4 titanium alloys in simulated body fluids

注:AB、AC 段分别为阳极、阴极极化曲线。

## 2.2 表面腐蚀形貌及疲劳断口形貌分析

利用 SEM 对钛合金试样表面沉积物进行 EDX 分析,从能谱分析结果可以看出,钛合金表面腐蚀沉积物中除含有 Ti、Cl 及材料其他基本组成元素外,还存在少量的 Na、Ca 等元素。由此说明,钛合金材料与 SBF 中的部分元素发生了电化学反应,导致材料表面吸附较多的活性物质,引起局部腐蚀,使得材料的表面能降低,更易发生疲劳断裂[见图 2(a)、(b)]。

在交变载荷的作用下,两种医用钛合金试样的疲劳宏观断口形貌共分为疲劳源区、裂纹扩展区和瞬时断裂区 3 个组成部分。在进行腐蚀疲劳试验过程中,由于受到弯曲正应力的重复作用,导致试样表面较高应力处微裂纹不断扩展,产生塑性变形。不难看出,两种钛合金疲劳裂纹均从断口表面萌生,裂纹弧线从裂纹源区表面呈放射状向材料内部扩展,逐步形成裂纹扩展区。对于钛合金试样的瞬断区,当裂纹扩展到临界值时,材料残余部分的连接处不足以承受外部交变应力的作用,导致裂纹失稳扩展直至发生断裂。两种钛合金试样的瞬断区宏观断口表面较不平整,相对于 TLM 钛合金,TC4 钛合金瞬断区断裂面尺寸更大,说明后者比强度较高,能承受更高的交变应力[见图 2(c)]。

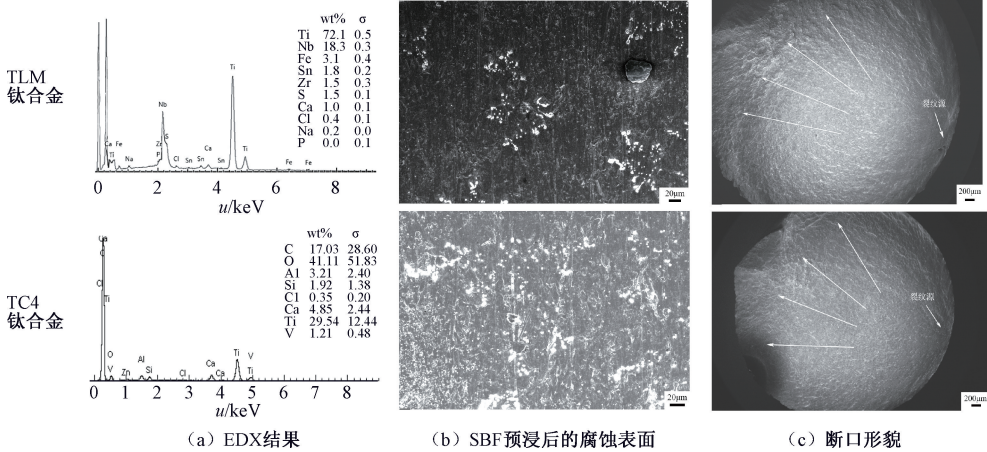


图2 模拟体液下钛合金试样形貌特征

Fig. 2 Morphological characteristics of titanium alloy samples under simulated body fluid (SBF)

(a) EDX analysis results, (b) Pre-corrosion surfaces in SBF, (c) Fracture morphology

注:TLM:  $\sigma_a = 500$  MPa,  $N_f = 7.64 \times 10^5$ ; TC4:  $\sigma_a = 600$  MPa,  $N_f = 1.58 \times 10^6$  ( $\sigma_a$  为应力幅值,  $N_f$  为材料在特定应力幅值下的循环周次, 下同)。

本文发现, TLM 钛合金疲劳断口处存在着许多韧窝和断口撕裂脊, 表明 TLM 钛合金在瞬断区试样的主要断裂特征均为韧性断裂。对比未腐蚀的钛合金试样, 预腐蚀后的钛合金韧窝浅而小, 说明腐蚀会导致材料脆性增加, 对裂纹扩展路径产生一定的影响(见图3)。由此推测, 在交变应力作用下氢在晶格中扩散或随着位错运动向应力集中处转移。此外, 腐蚀环境下的钛合金构件极易吸收氢形成氢化物, 最终导致氢脆, 造成局部晶格内聚能降低, 材料的力学性能下降, 脆性增加, 降低钛合金试样的疲劳性能<sup>[17-18]</sup>。

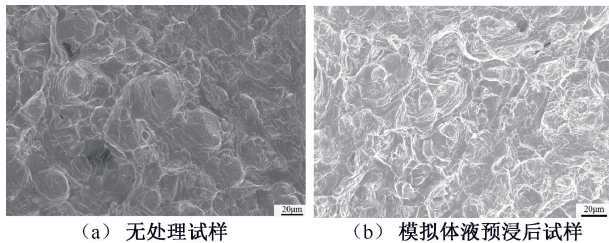


图3 TLM 钛合金模拟体液预浸前后瞬断区特征

Fig. 3 Characteristics of transient break zone of TLM before and after corrosion in SBF (a) Samples without treatment, (b) Samples after SBF pre-soaking

注:TLM 钛合金  $\sigma_a = 500$  MPa; 无处理试样  $N_f = 5.70 \times 10^6$ ; SBF 预浸后试样  $N = 4.24 \times 10^6$ 。

### 2.3 经 SBF 预浸泡后的疲劳性能

由预腐蚀处理前后的 TC4 钛合金和 TLM 钛合

金的应力-寿命(S-N)关系曲线可见, 未处理的 TC4 钛合金疲劳极限大于 TLM 钛合金的疲劳极限, 且前者拟合后的 S-N 曲线斜率明显小于后者, 说明 TLM 钛合金对循环荷载的变化较为敏感, 疲劳敏感性相对较大<sup>[19]</sup>, 而敏感性越大, 表明材料抵抗疲劳裂纹扩展的能力越小。在达到疲劳极限应力前, 同一应力幅下, 经 SBF 腐蚀后的 TLM 钛合金材料的应力循环周次总小于未处理的钛合金试样。因此, 相较而言, 经腐蚀液预浸后的 TLM 钛合金疲劳性能下降(见图4)。

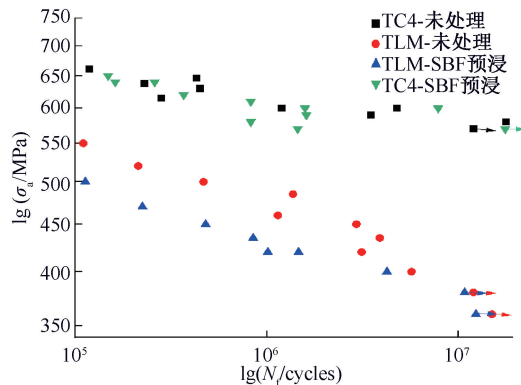


图4 TLM 和 TC4 钛合金试样疲劳 S-N 曲线

Fig. 4 Fatigue S-N curves of TLM and TC4 titanium alloy samples before and after pre-corrosion treatment

注: 带有右箭头的数据点表示试样经超过  $10^7$  个循环周次后试样仍然未发生疲劳断裂。

本试验结果显示,腐蚀条件下会影响 TLM 钛合金的疲劳寿命,但所受作用相对较小,且主要表现为腐蚀环境中低疲劳载荷下对试样的影响程度小于高疲劳载荷。当未处理的试样受到较大的交变载荷作用时,其微观结构内部会发生滑移变形,钛合金表面产生位错挤出带,这些挤出带就是裂纹源的初始形态。随着循环载荷的持续作用,位错数的增长使得钛合金表面产生较高的界面能<sup>[20]</sup>,进而造成材料的晶格失配形成裂纹。而腐蚀环境下的 TLM 钛合金材料会因滑移变形致使表面活性较高的钛显露出来,在 SBF 中发生电化学腐蚀,产生更多的点蚀坑缺陷,使得材料的局部应力集中度更高,加速裂纹萌生<sup>[21]</sup>。

### 3 钛合金腐蚀疲劳有限元模拟与寿命预测

#### 3.1 有限元模型的建立与参数设置

在腐蚀和交变载荷共同作用下,金属材料的腐蚀疲劳特性与其在特定环境下的耐蚀性、腐蚀介质稀释程度以及制备精度等因素密切相关,故试验过程中难以实现对材料的精确测量,但利用 COMSOL 软件进行多物理场数值模拟,可以避免绝大多数的测量误差,并得出较为精确的计算结果。

对于 TLM 钛合金的腐蚀体系,试样的阳极在腐蚀介质中发生的主要化学反应为:  $\text{Ti} \rightarrow \text{Ti}^{4+} + 4\text{e}^-$ 。在极化未发生前,钛合金在腐蚀介质中处于动态平衡之中,但这种平衡会随着极化的进行被逐渐破坏,最终导致阴、阳极电极电势偏离稳定状态。根据给定的试样尺寸建立钛合金的仿真三维结构模型,结合二次电流分布的稳态研究构建腐蚀物理场。为进一步体现 TLM 钛合金的反应程度,并完善电极反应动力学所需数据,还需设置腐蚀电流密度、平衡电位、电解质电位等电化学参数。为得到材料的腐蚀电流密度和 Tafel 斜率,可对 TLM 钛合金的阴、阳极化曲线做平滑处理后进行线性拟合,即将曲线上的强极化区外推至腐蚀电位区,并根据 Tafel 电流密度可得材料的局部电流密度:

$$i_{a/c} = \pm i_{0,a/c} 10^{\frac{\eta_{a/c}}{A_{a/c}}} \quad (1)$$

式中:  $\eta_{a/c}$  为过电位;  $i_{0,a/c}$  表示阳极或阴极交换电流密度, TLM 钛合金阳极交换电流密度约为  $2 \text{ mA/m}^2$ ;  $A_{a/c}$  阳极或阴极 Tafel 斜率,利用上述外

推法得到 Tafel 斜率约为  $295 \text{ mV}$ ;  $i_{a/c}$  为阳极或阴极局部电流密度。其中,  $\eta_{a/c}$  通常定义如下:

$$\eta_{a/c} = \Phi_s - \Phi_1 - E_{\text{eq},a/c} \quad (2)$$

式中:  $\Phi_s$  为电极电位;  $\Phi_1$  为电解质电位;  $E_{\text{eq},a/c}$  表示平衡电位。

在疲劳失效仿真过程中,根据表 3 中材料力学性能指标和试验测得的应力-寿命曲线(S-N 曲线)插值函数配置固体力学和疲劳物理场, TLM 钛合金和 TC4 钛合金疲劳循环截止周次  $N_{\text{cut}}$  均设置为  $1 \times 10^7$ ,利用辅助扫描模拟在仿真过程中载荷的变化对两种钛合金疲劳性能的影响。另外,通过腐蚀和疲劳仿真物理场之间相互耦合,进一步对钛合金在 SBF 中的腐蚀疲劳行为进行仿真模拟。

表 3 材料疲劳仿真物理参数

Tab. 3 Physical parameters for material fatigue simulation

参数	TLM	TC4
密度/( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	5 600	4 400
弹性模量/GPa	70	110
比例因子	1	1
泊松比	0.17	0.34
载荷控制	1, -1	1, -1

#### 3.2 有限元模拟与试验结果对比分析

相同的交变载荷下,经预浸泡过后的 TLM 钛合金试样应力集中度更高,这主要与 TLM 钛合金与电解液之间电位的变化引起的腐蚀有关。腐蚀电位模拟仿真结果显示,试样作为阳极在 SBF 中被腐蚀,使得阳极电势较自腐蚀电位向正向偏移,其电极电位由  $-0.536 \text{ V}$  变化至  $-0.347 \text{ V}$ ,变化量为  $0.189 \text{ V}$ (见图 5)。TLM 钛合金材料微弧段的中心位置腐蚀电位更大,电势的增加会导致电化学腐蚀深度随之增加,忽略浓差极化的影响,钛合金表面的腐蚀速率也会逐渐加快。该结果充分表明,相对于直观的试验来说,仿真模拟能更好呈现出钛合金在 SBF 中的具体反应细节,更合理地解释了试验腐蚀结果。

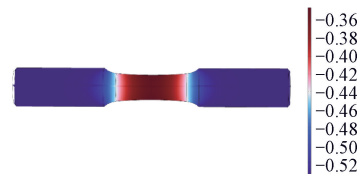


图 5 TLM 钛合金在模拟体液中的腐蚀电位预测

Fig. 5 Prediction of corrosion potential of TLM titanium alloy in simulated body fluid

对比钛合金试样疲劳试验结果与模拟仿真结果发现,对于无处理的 TLM 钛合金和 TC4 钛合金试样,通过仿真预测得到的 S-N 曲线和试验数据较为相符,且仿真结果中应力幅值( $\lg \sigma_a$ )和寿命( $\lg N_f$ )呈线性关系,符合材料疲劳-寿命曲线(S-N 曲线)基本数学特征,可见仿真结果具有较好的可接受性。而 TLM 钛合金试样经 SBF 预浸泡后的 S-N 曲线试验结果与 COMSOL 仿真结果高度吻合,说明试验所得的数据可信性较高,各应力幅值下腐蚀疲劳仿真结果与试验结果的相对误差小于 5% (见图 6)。个别应力幅值下所对应的疲劳寿命数据点与仿真结果差别相对较大,可能与试样本身内部缺陷导致的材料疲劳性能下降有关。综合上述分析,数值模拟仿真结果准确度较高,COMSOL 有限元仿真模拟软件能够较好预测钛合金材料的疲劳性能,可以为下一步模拟其在体内环境下的腐蚀与疲劳研究提供参考。

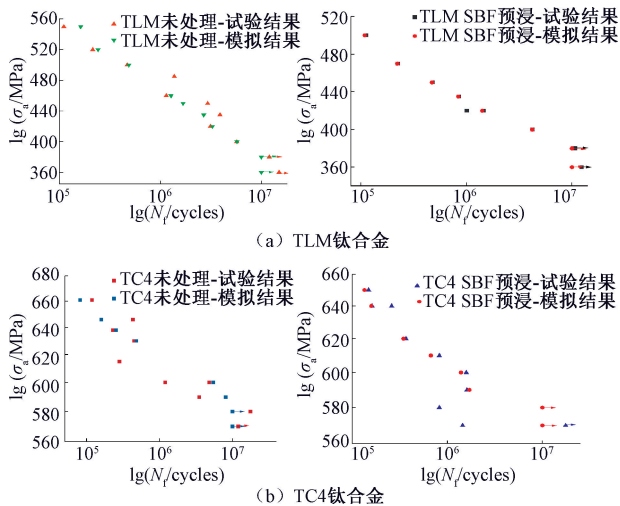


图 6 不同钛合金疲劳-寿命曲线模拟结果与试验结果对比

Fig. 6 Comparison between simulated and experimental results of S-N curves for different titanium alloys (a) TLM titanium alloy, (b) TC4 titanium alloy

## 4 结论

本文以应力退火状态下 TC4 钛合金为比较对象,研究固溶时效处理后 TLM 钛合金试样在 SBF 环境中预浸后的疲劳性能,并利用 COMSOL 有限元软件对试样进行仿真模拟,得出以下结论:

(1) 在电化学反应过程中,TLM 和 TC4 钛合作

为阳极被腐蚀,两者均发生了金属钝化现象,且经固溶时效处理后的 TLM 钛合金耐腐蚀性能优于应力退火状态下的 TC4 钛合金。

(2) TLM 钛合金疲劳强度小于 TC4 钛合金,但相对而言,TLM 钛合金对循环应力的变化敏感程度大于 TC4 钛合金,说明前者抵抗疲劳裂纹扩展的能力略低。

(3) TLM 钛合金的主要断裂特征为韧性断裂,其疲劳裂纹均在试样表面萌生,经 SBF 预腐蚀后的 TLM 钛合金试件韧性降低、脆性增加,从而加快了裂纹萌生和扩展,降低了材料的疲劳性能。

(4) 利用 COMSOL 有限元仿真模拟得到的 TLM 与 TC4 钛合金疲劳-寿命曲线(S-N 曲线)与试验结果较为相符,说明试验结果较为可靠。COMSOL 有限元软件能很好地预测钛合金材料的疲劳寿命。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:葛亚宁负责数据统计分析、协助实验实施、仿真模拟分析、论文撰写;朱蒋培负责实验操作与指导、数据采集;曹小建负责研究设计、论文指导及修改;金胡日查负责资料收集及论文修改。

## 参考文献:

- [1] ZHANG LQ, DUAN YL, GAO ZF, et al. Graphene enhanced anti-corrosion and biocompatibility of NiTi alloy [J]. Nano Impact, 2016, 7: 7-14.
- [2] LIU Y, GAO JT, LAN X, et al. An environmental-friendly process for efficient recovery of Cr and harmless utilization of stainless steel slag via supergravity [J]. Sep Purif Technol, 2023, 310: 123169.
- [3] 刘永杰, 欧阳巧琳, 田仁慧, 等. 植入用 Ti-6Al-4V 合金模拟体液浸泡后高频和超高周疲劳性能 [J]. 医用生物力学, 2011, 26(1): 7-12.
- LIU YJ, OUYANG QL, TIAN RH, et al. High frequency and ultra-high cycle fatigue properties of Ti-6Al-4V alloy implanted after immersion in simulated body fluid [J]. J Med Biomech, 2011, 26(1): 7-12.
- [4] ION R, GORDIN DM, MITRAN V, et al. In vitro bio-functional performances of the novel superelastic beta-type Ti-23Nb-0.7Ta-2Zr-0.5N alloy [J]. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 2014, 35: 411-419.
- [5] CHENG Z, CAO XJ, XU XL, et al. Effect of ultrasonic surface impact on the fatigue properties of Ti3Zr2Sn3Mo25Nb [J]. Materials, 2020, 13(9): 2107.

- [6] YANG M, WANG JY, LIU LW, *et al.* Study of biocompatibility in ceramic coating doped with NaF on Ti-3Zr-2Sn-3Mo-25Nb by micro-arc oxidation [J]. *Trans IMF*, 2021, 99(6): 306-312.
- [7] 程军, 于振涛, 牛金龙, 等. 热处理对新型医用 Ti-3Zr-2Sn-3Mo-25Nb 钛合金显微组织与力学性能的影响 [J]. *稀有金属与硬质合金*, 2018, 46(1): 49-55.
- [8] 王彬, 倪晓宇, 潘长网. 食管支架疲劳性能的研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(2): 324-329.  
WANG B, NI XY, PAN CW. Research progress on fatigue performance of esophageal stents [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(2): 324-329.
- [9] 吴洁好, 王时越, 伍曾. WJ-7 型扣件系统扣压力与疲劳寿命研究 [J]. *昆明理工大学学报(自然科学版)*, 2019, 44(3): 120-125.
- [10] ROACH MD, WILLIAMSON RS, ZARDIACKAS LD. A corrosion fatigue evaluation of implant grade titanium alloys [J]. *Dent Mater*, 2011, 27(S1): e71.
- [11] AMIT N, AZIM S, SAUREBH S, *et al.* Biomechanical analysis of spinal pedicle screws under static compression and tensile bending [J]. *Mater Today Proc*, 2021, 47: 4778-4785.
- [12] SEDMAK A, ČOLIĆ K. Fracture and fatigue behaviour of implants made of Ti alloys [J]. *Proc Struct Integr*, 2019, 23: 45-50.
- [13] WANG H, CAI ZW, DONG H, *et al.* Mechanical-chemical-coupled peridynamic model for the corrosion fatigue behavior of a nickel-based alloy [J]. *Int J Fatigue*, 2023, 168: 107400.
- [14] 金胡日查, 沈吴钦, 许家婧, 等. 细晶表面对 Ti<sub>3</sub>Zr<sub>2</sub>Sn<sub>3</sub>Mo<sub>25</sub>Nb 生物力学相容性的影响 [J]. *稀有金属*, 2022, 46(9): 1190-1198.
- [15] KOKUBO T, TAKADAMA H. How useful is SBF in predicting *in vivo* bone bioactivity? [J]. *Biomaterials*, 2006, 27(15): 2907-2915.
- [16] YIN X, WANG H, HAN EH. Cl-induced passivity breakdown in  $\alpha$ -Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>(0001),  $\alpha$ -Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>(0001), and their interface: A DFT study [J]. *J Mater Sci Technol*, 2022, 129(34): 70-78.
- [17] WANG S, MARTIN ML, ROBERTSON IM, *et al.* Effect of hydrogen environment on the separation of Fe grain boundaries [J]. *Acta Mater*, 2016, 107: 279-288.
- [18] LIU YC, ZHONG XK, WANG ZT, *et al.* Permeating hydrogen generated from the elemental sulfur corrosion of low carbon steel [J]. *Corros Sci*, 2023, 213: 110987.
- [19] 张忠健, 赵声志, 彭文, 等. 硬质合金疲劳裂纹的萌生与扩展行为 [J]. *中国有色金属学报*, 2014, 24(12): 3031-3041.
- [20] DING J, ZHANG SL, TONG Q, *et al.* The effects of grain boundary misorientation on the mechanical properties and mechanism of plastic deformation of Ni/Ni<sub>3</sub>Al: A molecular dynamics study [J]. *Materials*, 2020, 13(24): 5715.
- [21] 王斯任, 陈君捷, 褚衍昊, 等. 种植钉辅助扩弓后腭中缝断裂的有限元模型建立 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(4): 443-8.  
WANG SR, CHEN JJ, CHU YH, *et al.* Establishment of a finite element model for palatal suture fracture after implant assisted arch expansion [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(4): 443-438.