

doi: 10.11933/j.issn.1007-9289.20201120001

增材制造孔隙结构生物医用钛合金力学及干摩擦行为有限元分析

徐敬忠^{1,2}, 吕晓仁¹, 李述军²

(1. 沈阳工业大学机械工程学院, 沈阳 110870; 2. 中国科学院金属研究所, 沈阳 110870)

摘要: 生物医用孔隙结构植入体的发展影响着人类的健康。当植入体与人体骨骼组织间出现体液缺失,即发生干滑动摩擦时,会出现肿胀、发炎等症状。为了减缓这种痛苦,有必要研究生物医用孔隙结构在干摩擦下的磨损行为。基于有限元方法建立了增材制造孔隙结构 Ti-6Al-4V 干滑动摩擦计算模型,通过运动规律及模型转化计算所需的运动学和动力学边界条件。应用三角数学建模创建模型,利用微积分理论及曲线拟合综合推算磨损量,通过仿真得到的位移矢量和、旋转矢量和、摩擦力和摩擦热综合分析 3 种孔隙结构摩擦学性能的优劣,并对磨损量进行试验验证。结果表明: 3 种孔隙结构位移矢量和与旋转矢量和的排队顺序为三角形孔隙结构 > 无序孔隙结构 > 正方形孔隙结构。无序孔隙结构具有最优的摩擦学性能,三角形孔隙结构次之,正方形孔隙结构相对最差,孔隙结构越与人体原生骨组织接近其耐磨性能越优。研究结果将为生物医用植入体孔隙结构的选择提供参考,对实际应用有着重要意义。

关键词: 增材制造; Ti-6Al-4V; 摩擦; 有限元; 孔隙结构; 生物医用; 骨组织

中图分类号: TH117

文献标志码: A

文章编号: 1007-9289(2020)06-0037-10

Finite Element Analysis of Mechanical and Dry Friction Behavior of Biomedical Titanium Alloy with Pore Structure Fabricated by Additive

XU Jingzhong^{1,2}, LV Xiaoren¹, LI Shujun²

(1. School of Mechanical Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870, China; 2. Institute of Metals, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110870, China)

Abstract: Human health is affected by the development of biomedical porous implants. Dry sliding friction occurs when body fluid is lost between implant and human bone tissue. This phenomenon leads to swelling, inflammation and other symptoms. In order to alleviate the pain, it is necessary to study the wear behavior of biomedical pore structure under dry friction. The dry sliding friction calculation model of Ti-6Al-4V with additive manufacturing pore structure is established based on the finite element method. The kinematic and dynamic boundary conditions are calculated by the motion law and model transformation. The wear amount is calculated by trigonometric mathematical modeling, calculus theory and curve fitting. Furthermore, through the comprehensive analysis of the three modeling methods of tribological performance, the displacement vector sum, rotation vector sum, friction and friction heat are obtained by simulation, the amount of wear is verified by experiments. The results show that the order of displacement vector sum and rotation vector sum of the three pore structures is triangular pore structure > disordered pore structure > square pore structure. The disordered pore structure has the best tribological performance, the triangular pore structure takes the second place, and the square pore structure is the worst. It is proved that the closer the pore structure is to human bone, the better the wear resistance is. It will provide a reference for the choice of pore structure of biomedical implants, which is of great significance for practical application.

Keywords: additive manufacturing; Ti-6Al-4V; friction; ansys; pore structure; biomedical; bone tissue

收稿日期: 2020-11-20; 修回日期: 2020-12-06

通信作者: 吕晓仁(1979—), 男(汉), 教授, 博士; 研究方向: 摩擦学; E-mail: xrlvsut@126.com

基金项目: 国家自然科学基金(51871220)

Fund: Supported by National Natural Science Foundation of China(51871220)

引用格式: 徐敬忠, 吕晓仁, 李述军. 增材制造孔隙结构生物医用钛合金力学及干摩擦行为有限元分析[J]. 中国表面工程, 2020, 33(6): 37-46.

XU J Z, LV X R, LI S J. Finite element analysis of mechanical and dry friction behavior of biomedical titanium alloy with pore structure fabricated by additive[J]. China Surface Engineering, 2020, 33(6): 37-46.

0 引言

当人们损伤时,常用医用骨组织植入体来替代,当其与人体的骨骼组织结构越接近,植入物与周围组织整合越良好,骨键合能力和骨传导等生物学特性越优良^[1-3]。骨细胞的黏附、迁移和增殖一般需要空间,细胞的增殖、代谢也需要营养物质与代谢产物的传输通道,那么植入体结构通常是具有容纳血液交互贯通的三维孔隙结构^[4-9]。现阶段,最常用的3种孔隙结构形状为三角形孔隙结构、正方形孔隙结构及无序孔隙结构,孔隙结构尺寸约为300~1000 μm ,孔隙率介于60%~95%^[10]。

三维孔隙结构外观及内部结构非常复杂,传统加工难度甚至无法完成。增材制造(俗称3D打印)通过材料累加的制造方法使传统制造无法实现的复杂结构件制造变为可能。对于增材制造Ti-6Al-4V的成形方法主要有两种,分别为激光选区熔融(Selective laser melting, SLM)与电子束熔融(Electron beam melting, EBM)^[11-19]。由于设备工作原理的不同,制造出的零件特征有明显差异。SLM技术制造的零件具有更好的表面质量和更准确的结构细微特征,适合在模具制造领域应用。在医疗植入领域,表面粗糙的EBM零件更受欢迎。EBM零件变形和应力开裂少,保证了植入体的成形精度^[20]。

众多生物医用材料中,由于Ti-6Al-4V为 $\alpha+\beta$ 型钛合金,具有高比强度、耐腐蚀、耐热及良好的生物相容性,常被用骨组织植入体。骨组织医用植入体与原生组织间存在着相对运动,必然发生摩擦磨损。在体液缺乏或者发生滑膜炎损伤等病症时,植入体发生干摩擦给病人造成痛苦。为了减缓这种痛苦,有必要研究生物医用孔隙结构Ti-6Al-4V在干摩擦下的磨损性能。

为了更好地显示三维孔隙结构在受载运动时的受力情况及其变化,文中应用了有限元软件对三角形、正方形及无序孔隙结构植入体进行干滑动摩擦仿真。通过对比3种孔隙结构的摩擦力、磨损量及摩擦热并与力学性能综合分析找出磨损量最小、摩擦性能最好的孔隙结构,对生物医用植入体使用寿命的延长具有重要意义。

文中的研究对缺乏液体润滑时,保障这些孔隙结构仍具有较低的磨损,对人体原生组织的损伤降至最低。

1 方法与试验

1.1 干摩擦模拟条件

图1是人体站立时腿骨简化模型,可以看出接合处为曲面间接触且曲率基本相同。在运动过程中,上骨凹曲面与下骨凸曲面始终保持相对转动。为了方便研究,将上骨与下骨的运动方式简化为柱与板的摩擦。模拟所用的上骨为氮化硅陶瓷柱,参数如下:密度 $3.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,弹性模量290 GPa,泊松比为0.288,热导率为 $15 \text{ W/(m}\cdot\text{K)}$,热膨胀系数为 $3.1 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ 。模拟所用的下骨为3种孔隙结构Ti-6Al-4V,参数为:密度 $4.43 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,弹性模量 $1.05 \times 10^3 \text{ N/m}^2$,泊松比为0.310,热导率为 $6.70 \text{ W/(m}\cdot\text{K)}$,热膨胀系数为 $9.0 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ 。

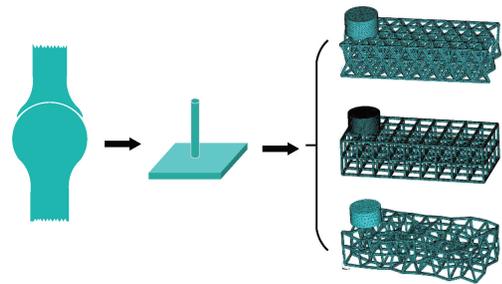


图1 运动方式模型简化过程图

Fig. 1 Simplified process diagram of motion mode model

文中研究中的人体重力取为800 N(80 kg),则单条腿所受重力为400 N,根据人体运动规律,膝盖处所承受重力为单腿所受重力的五分之一即80 N。图2是走路示意图,可以看出运动时大腿与小腿之间竖直方向夹角为 30° ,即走路时膝

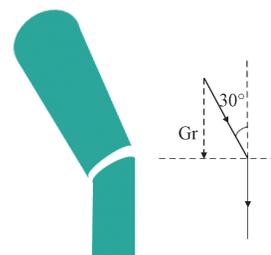


图2 大腿与小腿受力夹角示意图

Fig. 2 Schematic diagram of angle between thigh and leg

盖处所受重力分量约为 40 N。根据正常人步速可以得出摩擦副之间往复频率为 0.5 Hz。故运动模拟参数如下:对磨体与孔隙结构间正压力为 40 N、摩擦时间设定为 1800 s、往复频率设定为 0.5 Hz、干滑动摩擦。

1.2 有限元建模及摩擦力磨损数据计算方法

由于生物医用 Ti-6Al-4V 磨损量较小,对其物理模型作出如下假设:① 发生干滑动摩擦时陶瓷对磨体及医用 Ti-6Al-4V 摩擦表面均为各向同性;② 忽略摩擦过程中摩擦热对生物医用 Ti-6Al-4V 性能的影响,假定生物医用 Ti-6Al-4V 性能始终不变;③ 生物医用 Ti-6Al-4V 摩擦接触表面受压力产生的位移是由约束边界指定条件引起的, Y 向位移即为材料损失;④ 生物医用 Ti-6Al-4V 材料尺寸远大于对磨体尺寸;⑤ 不考虑磨屑在摩擦过程中对磨损性能的影响。

文中构建了正三角形、正方形和无序等 3 种孔隙结构模型,微孔单边尺寸为 1000 μm ,如图 3 所示。在有限元建模中,正三角形(Triangle 简写为 T)、正方形(Square 简写为 S)和无序(Disorder 简写为 D)的孔隙结构建模方法如下:

$$T(x,y,z) = \cos(x)\sin(y) + \cos(y)\sin(z) + \cos(z)\sin(x); \quad (1)$$

$$(0 \leq x \leq 9000 \quad 0 \leq y \leq 3464 \quad 0 \leq z \leq 1732)$$

$$S(x,y,z) = \cos(x)\sin(y)\sin(z) + \cos(y)\sin(x)\sin(z) + \cos(z)\sin(x)\sin(y) \quad (2)$$

$$(0 \leq x \leq 9000 \quad 0 \leq y \leq 4000 \quad 0 \leq z \leq 2000)$$

$$D(x,y,z) = \sin(x)\sin(y)\sin(z) + \sin(x)\cos(y)\sin(z) + \cos(x)\sin(y)\cos(z) + \cos(x)\cos(y)\sin(z) + \cos(x)\cos(y)\cos(z); \quad (3)$$

$$(0 \leq x \leq 9050 \quad 0 \leq y \leq 4050 \quad 0 \leq z \leq 2050)$$

无序坐标点由 Python 自动生成并导入 ANSYS 选用 Beam 2 node 188 单元对 3 种模型进行创建分析力学性能。用 Vector Quad 13 单元对陶瓷对磨体进行划分,并应用 2D structural 153 单元对摩擦表面进行网格划分。边界条件为 $T = f(x,y,z,t), t > 0$ 。图 4 是 3 种孔隙结构的实物图。由排水法测得 3 种孔隙率约为 80%,满足前述最优生物相容性的要求。

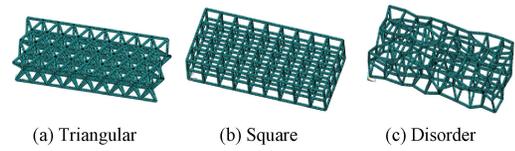


图 3 3 种类型孔隙结构模型

Fig. 3 Three pore structure models

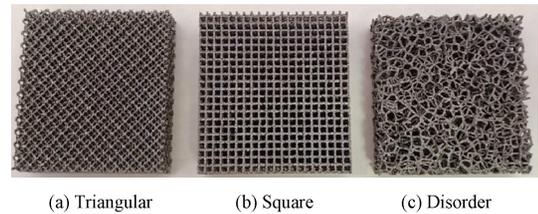


图 4 3 种类型孔隙结构试样

Fig. 4 Three pore structure samples

在发生干摩擦时,摩擦接触表面各点所受瞬时摩擦力的值并不相同,进而由瞬时摩擦力产生的旋转矢量也不同。设瞬时摩擦力引起各单元 Y 向位移变化的函数 $f(x)$ 在区间 $[a, b]$ 上连续,将区间 $[a, b]$ 分成 n 个以单元长度为区间长度(取 50, $1000 = 1 \text{ mm}$)的子区间 $[x_0, x_1], (x_1, x_2], (x_2, x_3], \dots, (x_{n-1}, x_n]$ 。其中 $x_0 = a, x_n = b$,在每个子区间 $(x_{i-1}, x_i]$ 中任取一点 $\xi_i (i = 1, 2, \dots, n)$ 即:

$$\Delta A_i \approx f(\xi_i) \Delta x_i \quad \Delta x_i = x_i - x_{i-1} \quad x_{i-1} \leq \xi_i \leq x_i \quad (4)$$

式中, a 为孔隙结构 Ti-6Al-4V 模型的长度的左端点, b 为孔隙结构 Ti-6Al-4V 模型长度的右端点, $x_0 \sim x_n$ 表示有限元软件对 ab 划分的 $n-1$ 个网格从左至右的编号, A_i 表示编号为 i 的单元的磨损面积。

$$A = \sum_{i=1}^n \Delta A_i \approx \sum_{i=1}^n f(\xi_i) \Delta x_i \quad \lambda = \max \{ \Delta x_i \} \rightarrow 0 \quad (5)$$

$$A = \int_a^b f(x) dx = \lim_{\lambda \rightarrow 0} \sum_{i=1}^n f(\xi_i) \Delta x_i \quad (6)$$

通过有限元求出的 Y 向位移曲线通过式(6)可以得到 A 与 $f(x)$ 关系式,而若要得到 $f(x)$ 具体的解析式还需要利用三次样条法求解。将积分区间 $[a, b]$ 作 $2n$ 等分,分点次为

$$x_0 = a < x_1 < \dots < x_i = a + \frac{b-a}{2n}i < \dots < 2n = b \quad \Delta x = \frac{b-a}{2n} \quad (7)$$

将式(7)中 x 代入式(6)中可得对应函数值为:

$$y_0, y_1, \dots, y_{2n} (y_i = f(x_i), i = 0, 1, \dots, 2n) \quad (8)$$

将式(7)与式(8)得到的 x, y 组成三次样条曲线的坐标,则预设曲线 P 对应点为:

$$p_0, p_1, \dots, p_{2n} (p_i = (x_i, y_i), i = 0, 1, \dots, 2n) \quad (9)$$

现将区间 $[x_0, x_2]$ 上的直线段 $y=f(x)$ 用临近3点 $p_0(x_0, y_0), p_1(x_1, y_1), p_2(x_2, y_2)$ 的抛物线近似代替然后求函数 $p_1(x)$ 从 x_0 到 x_2 的定积分:

$$\int_{x_0}^{x_2} p_1(x) dx = \frac{x_2 - x_0}{6} (y_0 + 4y_1 + y_2) = \frac{b-a}{6n} (y_0 + 4y_1 + y_2) \quad (10)$$

$$\int_{x_{2n-2}}^{x_{2n}} p_n(x) dx = \frac{b-a}{6n} (y_{2n-2} + 4y_{2n-1} + y_{2n}) \quad (11)$$

$$\int_a^b f(x) dx \approx \frac{b-a}{6n} [y_0 + y_{2n} + 4(y_1 + y_3 + \dots + y_{2n-1}) + 2(y_2 + y_4 + \dots + y_{2n-2})] \quad (12)$$

通过式(12)可以得出更为准确的瞬时摩擦力引起各单元 Y 向位移变化的函数 $f(x)$ 的表达式,再通过力与形变关系得出瞬时摩擦力。

ANSYS 有限元软件不能直接给出磨损量数值。为此,采用积分的方式将整体模型分割成无限多个薄片,认为每个薄片厚度无限小,且磨损状况相同。各单元 Y 向位移曲线与 X 轴、 $X=0$ 直线和 $X=9000 \mu\text{m}$ 直线所围成的面积即为该薄片的磨损面积。

$$[z_0, z_1], (z_1, z_2), \dots, (z_{n-1}, z_n) \quad z_0 = a \quad z_n = b \quad (13)$$

$$\Delta S_i \approx f(\xi_i) \Delta z_i \quad \Delta z_i = z_i - z_{i-1} \quad z_{i-1} \leq \xi_i \leq z_i \quad (14)$$

$$S = \sum_{i=1}^n \Delta S_i \approx \sum_{i=1}^n f(\xi_i) \Delta z_i \quad (15)$$

$$\lambda = \max \{ \Delta z_i \} \rightarrow 0 \quad \int_a^b f(z) dz = \lim_{\lambda \rightarrow 0} \sum_{i=1}^n f(\xi_i) \Delta z_i \quad (16)$$

$$m = \rho \cdot \lim_{\lambda \rightarrow 0} \sum_{i=1}^n f(\xi_i) \Delta z_i \quad (17)$$

式中, S_i 为三次样条曲线计算的值与单元长度所围成的面积, ρ 为 Ti-6Al-4V 的密度, m 为 Ti-6Al-4V 的磨损量。ANSYS 输出的各单元 y 向位

移数据波动剧烈计算磨损面积困难大,可采用 Origin 软件进行拟合。通过数学变换使待求参数 y 向位移以曲线形式出现,以多项式模型求解。设多项式函数为:

$$G(x) = \alpha_0 + \alpha_1 x + \alpha_2 x^2 + \dots + \alpha_m x^m \quad (18)$$

令 $x_m = x^m$, 则解析式为:

$$G(x) = \alpha_0 + \alpha_1 x_1 + \alpha_2 x_2 + \dots + \alpha_m x_m \quad (19)$$

将 ANSYS 模拟出的试验点 $(x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{im}; Y)$ 代入式(19)可得:

$$G(x_i) = \alpha_0 + \alpha_1 x_{i1} + \alpha_2 x_{i2} + \dots + \alpha_m x_{im} \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (20)$$

此时,目标曲线函数为:

$$J = \sum_{i=1}^n [y_i - (\alpha_0 + \alpha_1 x_{i1} + \alpha_2 x_{i2} + \dots + \alpha_m x_{im})]^2 \quad (21)$$

为使目标曲线函数 J 得到最小值,需要使各待求参数偏导数为0。

$$\frac{\partial J}{\partial \alpha_0} = -2 \sum_{i=1}^n [Y_i - (\alpha_0 + \alpha_1 x_{i1} + \alpha_2 x_{i2} + \dots + \alpha_m x_{im})] = 0 \quad (22)$$

$$\frac{\partial J}{\partial \alpha_j} = -2 \sum_{i=1}^n [Y_i - (\alpha_0 + \alpha_1 x_{i1} + \alpha_2 x_{i2} + \dots + \alpha_m x_{im})] x_{ij} = 0 \quad j = 1, 2, \dots, m \quad (23)$$

选取 Asym2Sig 函数,函数表达式为:

$$Y = Y_0 + A \times \frac{1}{1 + e\left(-\frac{x - x_c + w_1/2}{w_2}\right)} \times \left(1 - \frac{1}{1 + e\left(-\frac{x - x_c - w_1/2}{w_3}\right)}\right) \quad (24)$$

1.3 磨损试验方法

用瑞典 Arcam 电子束熔融金属 3D 打印制作 3 种孔隙结构试样,采用 UMT 摩擦磨损试验机对直径 2 mm 的陶瓷柱和 3 种尺寸为 40 mm × 20 mm × 10 mm 的 Ti-6Al-4V 孔隙试样进行干滑动摩擦试验。试验参数如下:载荷 40 N, 往复频率 0.5 Hz, 往复行程为 20 mm, 磨损时间为 1800 s。试验前后需要对试样进行超声波清洗 30 min, 清

洗后置于干燥箱中温度调至 120 ℃ 进行干燥,并称重得出磨损量。为了使试验结果可靠,试验结果为 10 次试验的平均值。

2 有限元结果分析与讨论

2.1 力学性能

图 5(a)(c)(e) 为 3 种孔隙结构在 40 N 正压力条件下的位移矢量和云图。由图 5 可以看出,三角形孔隙结构最大塌陷深度为 0.264×10^{-5} mm,正方形孔隙结构为 0.955×10^{-4} mm,无序孔隙结构为 0.300×10^{-3} mm。可知在孔隙率均为 80% 的条件下,三角形孔隙结构试样的抗压强度最大,正方形孔隙结构试样最小。这是由于三

角形本身具有稳定性,可以将来自顶端的载荷通过相连的边分流引向内部逐层化解有顶端传来压力。正方形孔隙结构仅能通过与其载荷施加点相连 Z 轴传递来自载荷施加点的压力。无序孔隙结构由于其大部分边在 3 条轴均有分量,可以很好地将载荷施加点的压力传向四周使得整体部分均分担来自载荷的压力,而稳定性不如三角形孔隙,但是在分担载荷压力方面却表现出了优于另两种孔隙结构的性能。因此,由位移矢量和云图可以看出,无序孔隙结构因其优异的分担应力性能最适合作为人体植入物的结构^[21]。

图 5(b)(d)(f) 为 3 种孔隙结构在 40 N 正压力条件下的旋转矢量和云图。从图中可以看

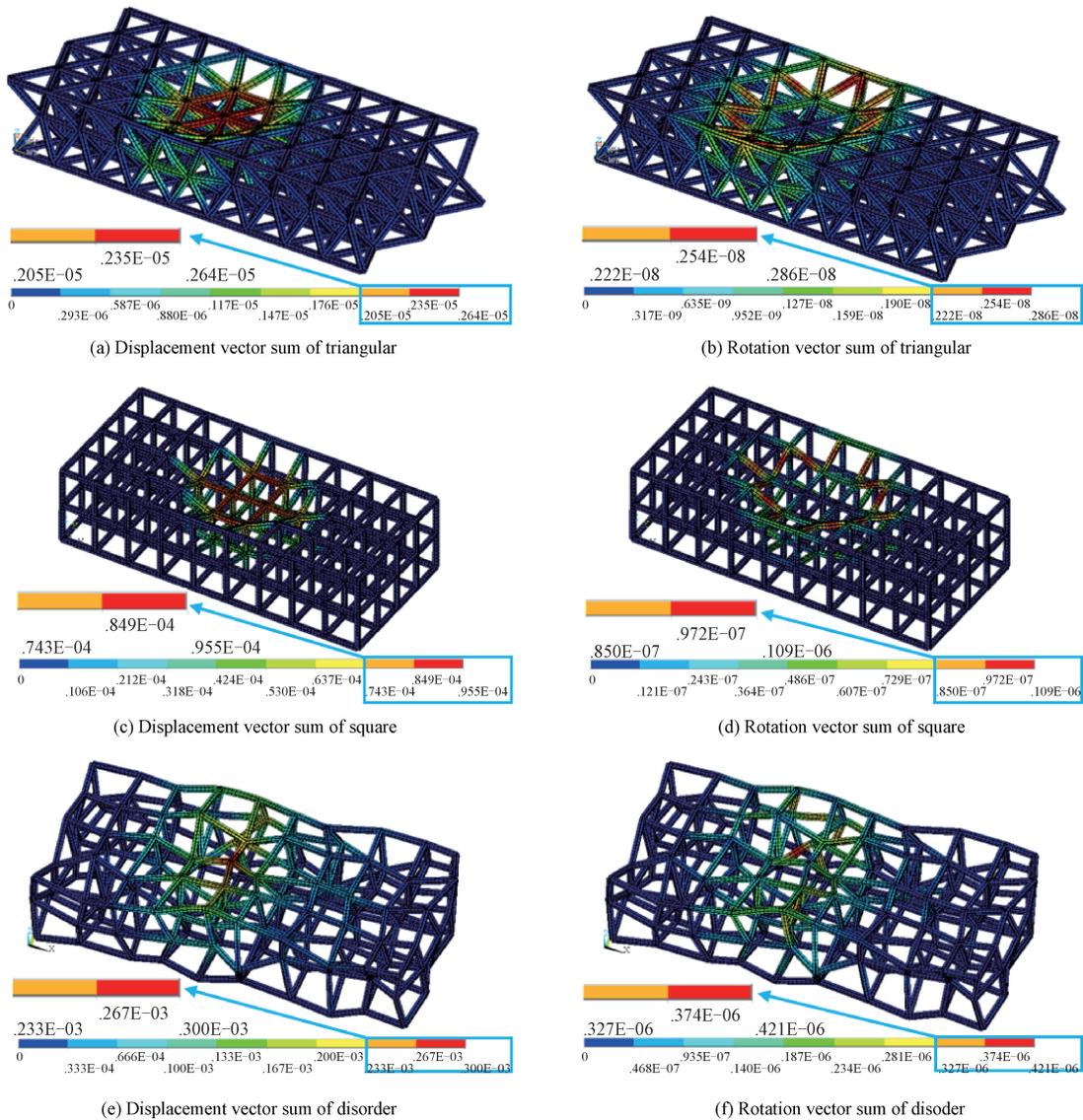


图 5 3 种孔隙结构在 40 N 正压条件下的位移矢量及旋转矢量云图

Fig. 5 Displacement vector and rotation vector of three pore structure at 40 N

出:三角形孔隙结构最大旋转矢量和为 0.286×10^{-8} , 正方形孔隙结构为 0.109×10^{-6} , 无序孔隙结构为 0.421×10^{-6} 。三角形孔隙结构在压力点附近出现最大的旋转矢量并向深层结构进行辐射, 而旋转矢量作为描述简谐振动的几何方法, 旋转矢量和越小则简谐振动周期越短, 振动频率越大^[22]。图中可以看出三角形孔隙结构红色部分做高频振动, 且红色范围是3种模型中最大的。正方形孔隙结构同样在压力点附近呈红色, 但是向下蔓延深度没有三角形孔隙结构大, 在磨损时呈现分层剥落。正方形孔隙结构红色范围小于三角形孔隙结构, 这也是由于其稳定性差于三角形孔隙结构所导致。无序孔隙结构仅有部分呈现红色, 旋转矢量由大部分形体共同承担, 表面发生摩擦时, 由瞬时摩擦力产生的简谐振动通过近三分之一的整体共同承担, 使其由简谐振动造成的磨损远小于其他两种孔隙结构。

通过3种孔隙结构的力学仿真可以看出: 三角形孔隙结构与正方形孔隙结构其摩擦接触面均在 XOY 面上, 而无序孔隙结构摩擦接触面于 Z 向存在分量。导致其分担载荷的边更多。且无序孔隙结构具有相对较低的旋转矢量和, 振动频率最低^[23]。此两点为无序孔隙结构摩擦力优于其余两种孔隙结构的力学原因。

2.2 瞬时摩擦力

图6中所示为瞬时摩擦力云图。从图6中可以看出, 陶瓷对磨体摩擦接触表面各点处的摩擦力并非定值, 三角形孔隙结构摩擦力分布规律基本在均值附近波动。正方形孔隙结构摩擦接触面各节点处摩擦力递减最大值在接触面末端。无序孔隙结构摩擦接触面各节点处摩擦力递增最大值在接触面前端且递增幅度大于正方形孔隙结构各节点处递减幅度。由此可以看出, 在外加载荷相同时三角形孔隙结构所受平均摩擦力数值最大, 无序孔隙结构均摩擦力数值最小。

2.3 磨损量

图7是3种孔隙结构 Y 向位移 Origin 图。经曲线拟合后可以计算出: 三角形孔隙结构的磨损量 2.7 mg , 正方形孔隙结构的磨损量 6.8 mg , 无序孔隙结构的磨损体积 4.1 mg 。由此得出结论: 在相同载荷、磨损时间、磨损频率、摩擦形式和环境温度下, 磨损量关系如下: 三角形孔隙结构磨

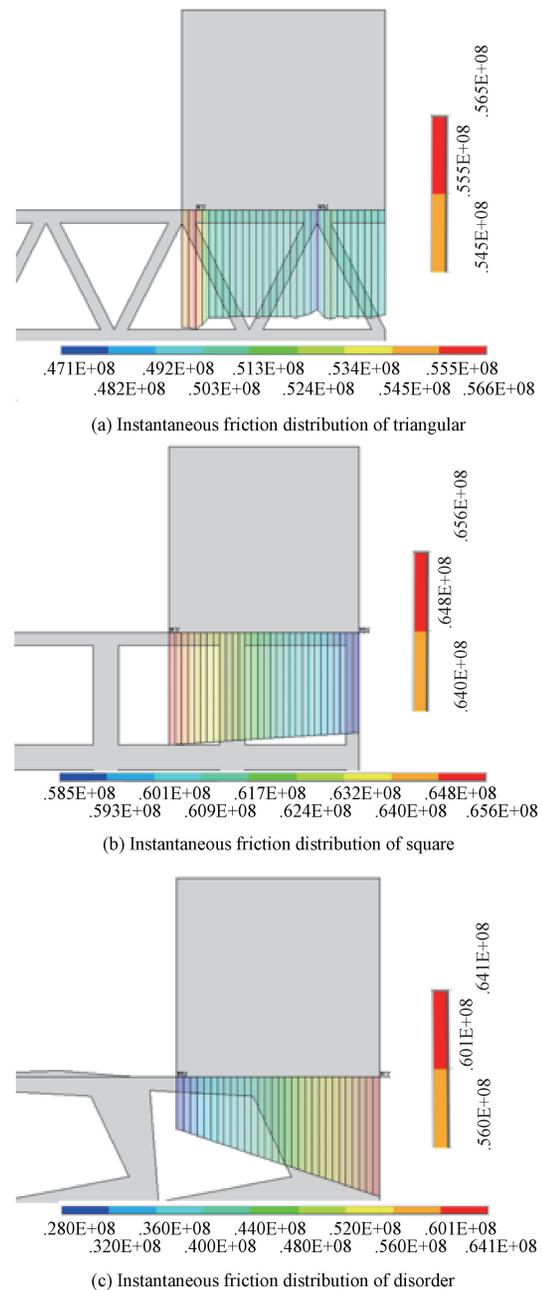
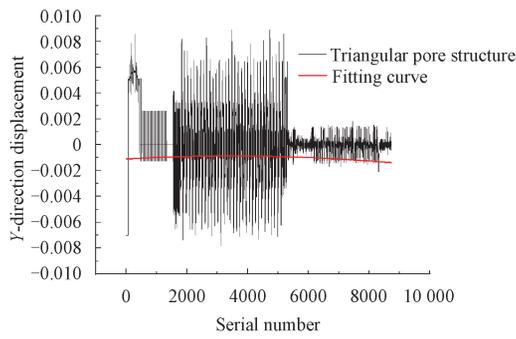


图6 3种孔隙结构瞬时摩擦力云图

Fig.6 Instantaneous friction nephogram of three pore structures

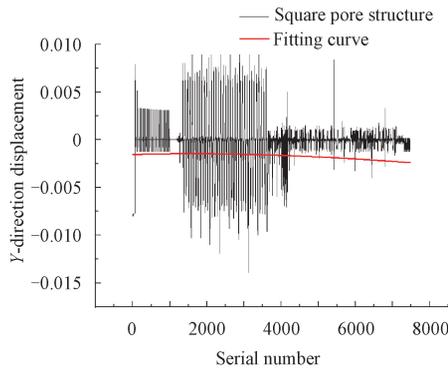
损量 < 无序孔隙结构磨损量 < 正方形孔隙结构磨损量。

从3种孔隙结构 Y 向位移图可以看出, 三角形孔隙结构在编号5800以后 Y 向位移趋于稳定波动范围在 ± 0.002 ; 正方形孔隙结构在编号4500以后 Y 向位移趋于稳定波动范围在正负 0.001 ; 无序孔隙结构在编号3700以后 Y 向位移趋于稳定, 但是某几个点有大范围跳动, 这是由于其结构并非完全在 XOY 平面引起的。这种 Y 向位移范围性波动时导致模型振动的根本原因。无序孔隙结构在



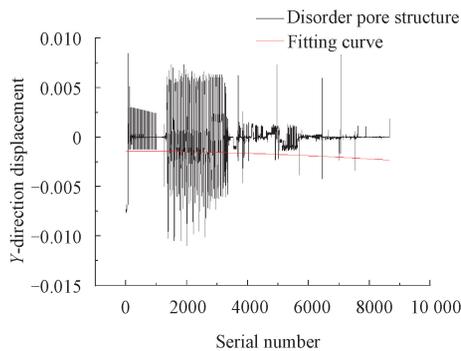
(a) Fitting diagram of triangular pore structure curve

Model	Asym2Sig
Equation	$y = y_0 + A * (1 / (1 + \exp(-(x - x_c + w_1/2) / w_2))) * (1 - 1 / (1 + \exp(-(x - x_c - w_1/2) / w_3)))$
Plot	B
y_0	-0.007 04±6.324 61
x_c	3473±47 520.3857
A	0.015 94±113.622 11
w_1	8540.117 83±1.251 85E8
w_2	8540.117 83±1.294 74E7
w_3	8540.117 83±1.292 98E7
Reduced Chi-Sqr	7.684 21E-6
$R^2(\text{COD})$	-0.192 12
Adjusted (R^2)	-0.192 82



(b) Fitting diagram of square pore structure curve

Model	Asym2Sig
Equation	$y = y_0 + A * (1 / (1 + \exp(-(x - x_c + w_1/2) / w_2))) * (1 - 1 / (1 + \exp(-(x - x_c - w_1/2) / w_3)))$
Plot	B
y_0	-0.008 03±2.467 41
x_c	1600±174 861.2307
A	0.016 94±51.089 83
w_1	7207.938 17±4.594 74E7
w_2	7207.938 17±4.619 67E6
w_3	7207.938 17±4.346 65E6
Reduced Chi-Sqr	8.4872E-6
$R^2(\text{COD})$	-0.509 18
Adjusted (R^2)	-0.510 19



(c) Fitting diagram of disorder pore structure curve

Model	Asym2Sig
Equation	$y = y_0 + A * (1 / (1 + \exp(-(x - x_c + w_1/2) / w_2))) * (1 - 1 / (1 + \exp(-(x - x_c - w_1/2) / w_3)))$
Plot	B
y_0	-0.007 71±4.694 31
x_c	62±1.298 18E6
A	0.016 21±109.569 06
w_1	10 530.211 48±1.533 44E8
w_2	10 530.211 48±1.556 73E7
w_3	10 530.211 48±1.3285E7
Reduced Chi-Sqr	6.950 76E-6
$R^2(\text{COD})$	-0.765 65
Adjusted (R^2)	-0.766 67

图 7 3 种孔隙结构 Y 向位移 Origin 图

Fig. 7 Y-direction displacement origin diagrams of three pore structures

往复滑动时,对磨体与孔隙结构基础的面积大于其余两种孔隙结构,使其在编号 3700 以后的 Y 向位移波动相对小于其余两种孔隙结构,因此由简谐振动造成的磨损小于其他两种孔隙结构。

经试验测得:三角形孔隙结构磨损量为 2.6 mg,有限元仿真结果误差为 5.23%;正方形孔隙结构的磨损量为 6.4 mg,有限元仿真结果误差为 6.875%;无序孔隙结构磨损量为 3.7 mg,有限元仿真结果误差为 11.16%。误差范围均在 15%以内,仿真结果可以正确的反映出实际磨损量大小的情况。有限元的仿真结果大于实际磨

损测量值,其主要原因在于 EBM 制备的材料表面为马氏体组织,其硬度、耐磨性好于基体材料。

2.4 摩擦热

影响磨损的外在环境条件主要有:硬度、力度、速度、角度、温度、湿度、粒度。这些因素中只有摩擦接触面的温度是变量,且随着温度的升高磨损加大。根据胡丘等^[24]提出的摩擦热及温升模型氮化硅陶瓷对磨体与 Ti-6Al-4V 间的接触面分为滑动摩擦接触区、塑性变形区和停滞区,滑动摩擦接触区位于接触面两端,摩擦接触前端为入口区,摩擦接触后端为出口区,而停滞区位于

摩擦接触面中间点面的附近两侧。滑动摩擦接触区按库仑摩擦定律计算,而中间点面附近的停滞区摩擦力由预位移原理计算,Ti-6Al-4V 相对 Si_3N_4 表面的位移在中间点面为零。而摩擦位移越远离中间点面越大,到滑动摩擦接触区交界处达到滑动摩擦的极限预位移。摩擦温度表达如式(25)所示:

$$\Delta T = \frac{1}{\rho c} \left[\eta_m p_m \ln(H/h) + \frac{2\eta f}{1+l+lR-\alpha R^2+lh} Q_f \right] \quad (25)$$

式中, ρ 为 Ti-6Al-4V 的密度, c 为 Ti-6Al-4V 的比热容, η_m 等于塑性变形功转为热能, p_m 为摩擦接触区平均单位压力, H 为摩擦接触区出口厚度, h 为摩擦接触区入口厚度, η 为摩擦热对 Ti-6Al-4V 的热分配系数, f 为摩擦因数, l 为摩擦接触区中前滑区及后滑区总长, Q_f 为摩擦接触弹性区所产生的摩擦热。

图 8 为 3 种孔隙结构摩擦热温度云图。从图中可以看出 3 种结构整体摩擦过程最高温度均在 37°C ,且三角形孔隙结构摩擦热红色温度

区域最广。这是由于交错结构导热性能强于单边存在区域,且温度区间宽度为红色最广其次为绿色,而黄色与青色比较狭窄说明三角形孔隙结构产生较多的摩擦热。正方形孔隙结构总体显现出与摩擦接触表面相平行上下波动趋势,且温度区间宽度为红色,其余颜色区域基本相同。三角形孔隙结构温度区间已蔓延至孔隙结构上较高的位置,而正方形孔隙结构蔓延的位置低于,并且三角形孔隙结构红色区域部分裸露于环境中,说明正方形孔隙结构散热能力弱于三角形孔隙结构,未能及时散走的热量也是导致其磨损量高于三角形孔隙结构的部分原因。而无序孔隙结构由摩擦产生的热量范围最窄,摩擦热分布区间以单独孔隙为单位形成逐个分离的温度区域,说明无序孔隙结构在摩擦时产生的热量最少,在结构交错处由于红色区域裸露环境中,使得散热能力很强,这也是无序孔隙结构磨损量相对较小的原因,因其可以及时散掉摩擦热,对整体结构而言变相保护了磨损表面。

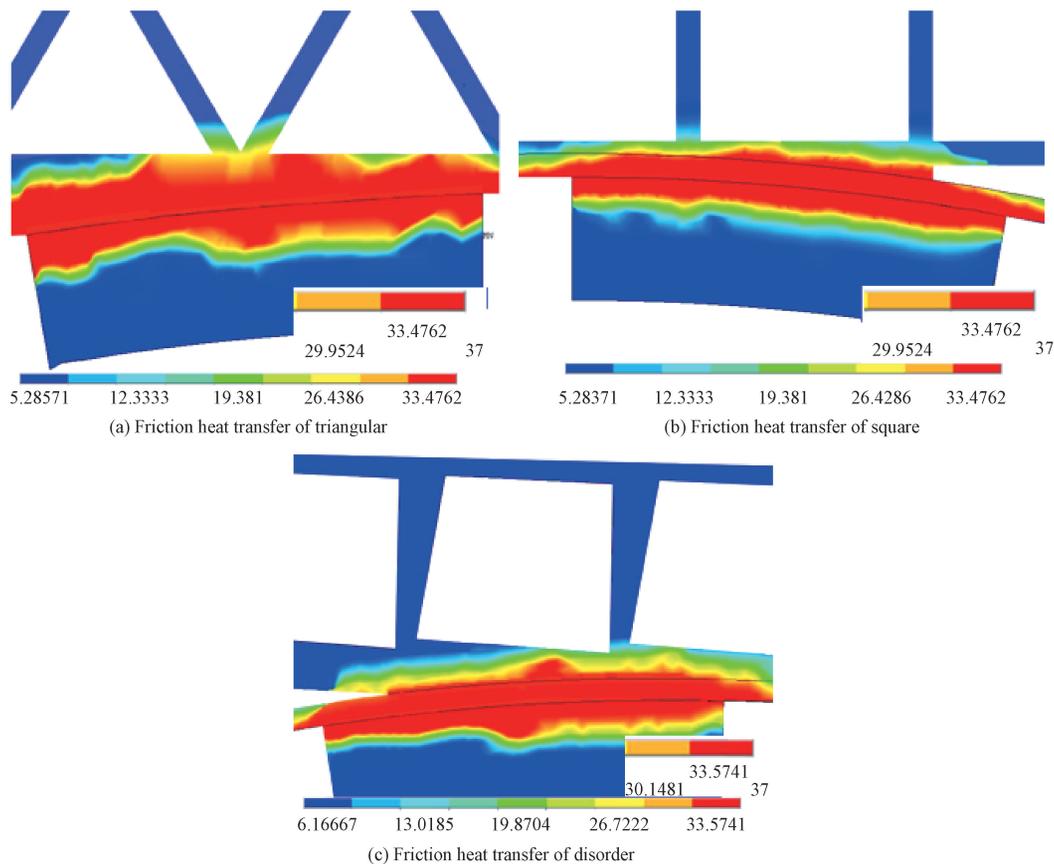


图 8 3 种孔隙结构摩擦热温度云图

Fig. 8 Diagrams of friction heat transfer of three pore structures

3 结论

通过对3种电子束选区熔融生物医用孔隙结构 Ti-6Al-4V 的对比分析可得出如下结论。

(1) 虽然三角形孔隙结构位移矢量和小于无序孔隙结构,但其旋转矢量和造成的简谐振动频率过高,导致摩擦力大于无序孔隙结构。

(2) 通过有限元计算分析,三角形孔隙结构的磨损量 2.7 mg,正方形孔隙结构的磨损量 6.8 mg,无序孔隙结构的磨损体积 4.1 mg。正方形孔隙结构因结构稳定性最差导致磨损量最大。三者的排队顺序与试验结果相符。

(3) 在3种孔隙结构中,无序孔隙结构产生的摩擦热最少,其原因在于结构交错处高温区域裸露环境中,散热能力很强,可以及时散掉摩擦热,保护摩擦接触面。

(4) 无序孔隙结构虽然在摩擦力、散热等方面强于三角形,但其参与磨损的材料较多,从而使其磨损量大于三角形孔隙结构。

参考文献

- [1] LUO H, WU Y, DIAO X, et al. Mechanical properties and biocompatibility of titanium with a high oxygen concentration for dental implants[J]. *Materials and Engineering C*, 2020, 117: 111306.
- [2] A M A S, A E A C, A R V C, et al. Development of a bone substitute material based on additive manufactured Ti6Al4V alloys modified with bioceramic calcium carbonate coating: Characterization and antimicrobial properties[J]. *Ceramics International*, 2020.
- [3] ROBERTSON S F, BANDYOPADHYAY A, BOSE S. Titanium nanotube interface to increase adhesion strength of hydroxyapatite sol-gel coatings on Ti-6Al-4V for orthopedic applications[J]. *Surface and Coatings Technology*, 2019, 372: 140-147.
- [4] VERMOLEN F. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Materials*, 2009, 18(5-6): 349-362.
- [5] BALLA V K, BANERJEE S, BOSE S, et al. Direct laser processing of a tantalum coating on titanium for bone replacement structures[J]. *Acta Biomaterialia*, 2010, 6(6): 2329-2334.
- [6] XU J, WENG X J, WANG X, et al. Potential use of porous titanium-niobium alloy in orthopedic implants: Preparation and experimental study of its biocompatibility in vitro[J]. *Plos One*, 2013, 8(11): e79289.
- [7] FRYDMAN A, SIMONIAN K. Review of models for titanium as a foreign body[J]. *J. Calif. Dent. Assoc.*, 2014, 42(12): 829-833.
- [8] KHUN N W, TOH W Q, TAN X P, et al. Tribological properties of three-dimensionally printed Ti-6Al-4V material via electron beam melting process tested against 100Cr6 steel without and with hank's solution[J]. *Journal of Tribology*, 2018, 140(6): 061606.
- [9] WEI T, PAN W, XIPENG T, et al. Microstructure and wear properties of electron beam melted Ti-6Al-4V parts: A comparison study against As-cast form[J]. *Metals*, 2016, 6(11): 284.
- [10] 邓珍波,周长春,樊渝江,等. 多孔钛骨组织工程支架设计及孔结构表征[J]. *稀有金属材料与工程*, 2016, 45(9): 2287-2292.
- [11] DENG Z B, ZHOU C C, FAN Y J, et al. Porous titanium bone tissue engineering scaffold design and pore structure characterization[J]. *Rare Metal Materials and Engineering*, 2016, 45(9): 2287-2292(in Chinese).
- [12] 许欣欣,贺文雄,秦晋,等. 振动加速度对等离子增材制造 Fe314 合金应力变形和组织性能的影响[J]. *中国表面工程*, 2019, 32(5): 127-135.
- [13] XU XX, HE WX, QIN J, et al. Effect of vibration acceleration on stress deformation, microstructure and properties of Fe314 alloy fabricated by plasma additive[J]. *China Surface Engineering*, 2019, 32(5): 127-135(in Chinese).
- [14] 李俐群,王宪,曲劲宇,等. 激光熔化沉积 AlSi10Mg 及气孔对力学性能的影响[J]. *中国表面工程*, 2019, 32(3): 109-114.
- [15] LI L Q, WANG X, QU J Y, et al. Effect of laser melting deposition and porosity on mechanical properties of alsi10mg[J]. *China Surface Engineering*, 2019, 32(3): 109-114(in Chinese).
- [16] 丁莹,杨海欧,白静,等. 激光立体成形 AlSi10Mg 合金的微观组织及力学性能[J]. *中国表面工程*, 2018, 31(4): 46-54.
- [17] DING Y, YANG HO, BAI J, et al. Microstructure and mechanical properties of laser solid forming alsi10mg alloy[J]. *China Surface Engineering*, 2018, 31(4): 46-54(in Chinese).
- [18] MURR L E, GAYTAN S M, MEDINA F, et al. Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex, cellular and functional mesh arrays[J]. *Philosophical Transactions*, 2010, 368(1917): 1999-2032.
- [19] PALMQUIST A, SNIS A, EMANUELSSON L, et al. Long-term biocompatibility and osseointegration of electron beam melted, free-form-fabricated solid and porous titanium alloy: Experimental studies in sheep[J]. *Journal of Biomaterials Applications*, 2013, 27(8): 1003-1016.
- [20] HARUN W S W, KAMARIAH M S I N, MUHAMAD N, et al. A review of powder additive manufacturing processes for metallic biomaterials[J]. *Powder Technology*, 2018, 327: 128-151.
- [21] HASLAUER C M, SPRINGER J C, HARRYSSON O L A, et al. In vitro biocompatibility of titanium alloy discs made using direct metal fabrication[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2010, 32(6): 645-652.
- [22] CHAHINE G, KOIKE M, OKABE T, et al. The design and production of Ti-6Al-4V ELI customized dental implants[J]. *JOM*, 2008, 60(11): 50-55.
- [23] TREVISAN F, CALIGNANO F, AVERSA A, et al. Additive

- manufacturing of titanium alloys in the biomedical field: Processes, properties and applications[J]. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 2018, 16(2): 57-67.
- [20] 张绍群, 焦广泽. 基于 ANSYS 的圆锯片模态分析和振动分析[J]. *森林工程*, 2014, 30(2): 79-83.
- ZHANG S Q, JIAO G Z. Modal analysis and vibration analysis of circular saw blade based on ANSYS[J]. *Forest Engineering*, 2014, 30(2): 79-83 (in Chinese).
- [21] 杨庆怡, 刘奕新, 郭进. 用振动旋转矢量和波动旋转矢量描述驻波波形[J]. *物理与工程*, 2009, 19(3): 57-58.
- YANG Q Y, LIU Y X, GUO J. Using vibration rotation vector and wave rotation vector to describe standing wave waveform [J]. *Physics and Engineering*, 2009, 19(3): 57-58 (in Chinese).
- [22] 程阳, 周柯克. 旋转矢量法描述简谐振动的模拟设计 [J]. *中国医学物理学杂志*, 2008(1): 534-535.
- CHENG Y, ZHOU K K. Simulation design of simple harmonic vibration described by rotation vector method[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2008(1): 534-535 (in Chinese).
- [23] 姜尚文. 钛合金机匣冒口切割磨削试验研究[D]. 武汉: 武汉理工大学, 2019.
- JIANG S W. Experimental study on cutting and grinding of titanium alloy casing riser [D]. Wuhan: Wuhan University of Technology, 2019 (in Chinese).
- [24] 胡秋, 肖刚. 冷轧薄板摩擦热及温升模型研究[J]. *金属成形工艺*, 2002, 20(1): 16-18.
- HU Q, XIAO G. Study on friction heat and temperature rise model of cold rolled sheet [J]. *Metal Forming Process*, 2002, 20(1): 16-18 (in Chinese).