【生物工程 / Bioengineering】

植入假体应力遮蔽效应关键技术研究

邵翌鑫^{1,2}, 关天民¹, 朱 晔¹, 陈向禹¹

1) 大连交通大学机械工程学院, 辽宁大连 116028; 2) 北华大学机械工程学院, 吉林吉林 132021

摘 要: 应力遮挡效应是影响假体修复手术效果的主要因素, 由于目前3D打印钛合金植入假体与人体骨骼之间本构关系的差异会导致骨缺损修复手术产生应力遮挡现象. 针对这个问题, 分析单元组织结构与模型弹性模量之间的映射关系, 建立了符合人体骨骼本构模型的多孔结构植入假体结构模型, 并利用优化的打印参数打印钛合金假体进行验证实验. 研究发现, 当线能量密度为 269.1 J/mm^3 时, 3D打印钛合金假体的弹性模量可降低至 31.51 GPa ; 采用diamond结构且孔隙率在70%~80%的多孔结构可与人体皮质骨的模量一致, 并建立二者之间对应关系. 通过建立单元组织结构与人体皮质骨模量的映射关系规律, 准确反映了假体植入的模量随3D打印多孔结构单元尺寸增大而增大、随孔隙率增大而减小的规律, 为消除应力遮挡现象的研究提供理论支撑.

关键词: 生物工程应用; 应力遮挡; 3D打印植入体; 多孔结构植入假体; 孔隙率; 骨缺损修复

中图分类号: Q819

文献标志码: A

doi: 10.3724/SP.J.1249.2021.02201

Key techniques for stress shielding effect of prosthesis implantation

SHAO Yixin^{1,2}, GUAN Tianmin¹, ZHU Ye¹, and CHEN Xiangyu¹

1) School of Mechanical Engineering, University of Dalian Jiaotong, Dalian 116028, Liaoning Province, P. R. China

2) School of Mechanical Engineering, University of Beihua, Jilin 132021, Jilin Province, P. R. China

Abstract: Stress shielding effect is the main factor which affects the reconstructive surgery effect of prosthesis. At present, the difference of constitutive relationship between 3D printed titanium alloy prosthesis implant and human bone leads to the stress shielding phenomenon in bone defect repairing surgery. To solve this problem, this paper establishes a porous structure model of prosthesis implantation conforming to the constitutive model of human bone through analysis on the mapping relationship between unit tissue structure and elastic modulus of model. And titanium alloy is printed with optimized print parameters for 3D printer to testify the experiment. The study finds that the elastic modulus of 3D printed titanium alloy could be reduced to 31.51 GPa when the linear energy density is 269.1 J/mm^3 ; the porous structure with diamond structure and porosity of 70%-80% could be consistent with the modulus of human cortical bone and the corresponding relationship between them could be established. This paper builds the law of mapping relationship between unit tissue structure and modulus of human cortical bone, which accurately reflects the rule that the modulus of prosthesis implant increases with the increase of the size of 3D printing porous structure unit and decreases with the increase of porosity. It provides theoretical support for research of

Received: 2020-06-03; Accepted: 2020-08-17

Foundation: Doctor Startup Project of Liaoning Province Education Administration (JDL2020028)

Corresponding author: Lecturer ZHU Ye. E-mail: zhuye198727@163.com

Citation: SHAO Yixin, GUAN Tianmin, ZHU Ye, et al. Key techniques for stress shielding effect of prosthesis implantation [J]. Journal of Shenzhen University Science and Engineering, 2021, 38(2): 201-207. (in Chinese)

eliminating stress shielding phenomenon.

Key words: bioengineering applications; stress shielding; 3D printed prosthesis; porous structure of prosthesis implantation; porosity; bone defect repairing

骨组织是人体重要的组成部分,而骨缺损是外科的常见病,每年骨缺损的患者数量高达数百万,且有递增趋势^[1].修复缺损长度小于 1.5 倍骨直径的骨缺通常采用自体骨移植术,这会造成二次损伤,而修复缺损长度大于 1.5 倍骨直径的骨缺损一直是临床修复骨缺损的难题^[2,4].目前,三维(three-dimension, 3D)打印已被认为是最适合生产定制型钛合金植入体的制造技术^[5].尽管钛合金因其优良的生物相容性和化学性能被广泛认为是理想的植入材料,但其弹性模量并不理想.人体皮质骨的压缩模量为 3.9 ~ 11.7 GPa,松质骨的平均压缩模量为 0.2 GPa^[6],而 3D 打印钛合金植入体的弹性模量最低控制在 40 GPa^[7],远高于人体骨,会出现应力遮挡现象,导致骨量丢失和骨结构不良,进而使骨折愈合延迟甚至出现二次骨折的情况,最终导致植入体修复骨缺失败.该现象是骨重建理论的重要体现,同时印证了 Wolff 定律和 COWIN 提出的骨再造理论,即适应性弹性理论^[8].骨组织中的成骨细胞和破骨细胞通过感受力的刺激来控制骨的增生和吸收:当骨受应力为 2 ~ 4 MPa、应变为 0.01 ~ 0.02% 时,骨组织发生吸收;当骨受应力为 20 ~ 40 MPa、应变为 0.1% ~ 0.2% 时,骨组织发生增生;当骨应变大于 2.5% 时,骨组织发生损伤^[9-10].应力遮挡率 η 表示应力遮挡的程度, η 越大,应力遮挡就会越严重,其表达式为

$$\eta = \left(1 - \frac{\sigma}{\sigma_0}\right) \times 100\% \quad (1)$$

其中, σ_0 为未植入假体时骨骼受到的应力; $\sigma = E \cdot \varepsilon$ 为植入假体后骨骼受到的应力, E 为弹性模量, ε 为应变.当人体骨和植入体的弹性模量一致($\eta = 0$)才能彻底消除应力遮挡现象.植入体的弹性模量为

$$E = \sigma / \varepsilon = (F \cdot L) / (A \cdot \Delta L) \quad (2)$$

其中, E 为杨氏模量; F 为外载荷; A 为横截面积; L 为材料原始长度; ΔL 为形变位移.

为消除应力遮挡,需要使植入体的弹性模量与人体骨完全一致,可通过优化金属 3D 打印参数和设计多孔结构的方式调整植入体的弹性模量和打印质量.

金属 3D 打印过程中的影响因素包括线能量密度 ω 、设备精度和粉末材料的物理性能等.在设备精度和粉末材料的物理性能不变的前提下, ω 是影响 3D 打印件成型质量的主要因素^[11],其与激光功率 P 、扫描速度 v 、扫描间距 S 和铺粉厚度 h 的关系为

$$\omega = P / (vSh) \quad (3)$$

设计合适孔隙率的多孔植入体是临床应用的关键^[2].不同多孔结构对材料力学性能有不同影响,是消除应力遮挡的有效途径,且合适的孔隙尺寸有利于骨组织和血管的生长^[12-13].通过调整 3D 打印参数、多孔结构的类型和孔隙率,可以有效降低 3D 打印植入体的宏观力学性能,使其更加接近人体骨模量,进而消除应力遮挡,减少术后骨质疏松等并发症发生的风险,延长植入体的使用寿命^[14-17],并且理想的孔隙率还会影响细胞行为和迁移.刘畅等^[18]在 3D 打印钛合金(TiAl_6V_4)支架修复人为导致兔骨骼损伤的实验中发现,3D 打印 TiAl_6V_4 钛合金多孔支架的孔隙率为 75.2%,孔隙分布均匀,孔隙直径为 400 μm 左右,大小基本一致,支架强度为 27.6 MPa、极限剪切强度为 10.4 MPa,符合人体松质骨的力学范围.文献[19]研究表明,孔径大于 300 μm 的多孔结构明显有利于骨组织和血管的生长,空隙的出现更有助于骨组织和血管的生长.但在以往的研究中,只是通过多孔结构降低钛合金植入体的模量,并未涉及人体骨骼性能个性化的特点.考虑到不同人群、不同年龄、不同部位的人体骨骼其弹性模量均存在差异,固定模量的植入体无法从根本上消除应力遮挡.因此,探索 3D 打印钛合金植入假体本构模型与结构形式的映射规律,可加工出满足使用者个性化需求的可变模量的假体,进而彻底消除应力遮挡.目前,针对 3D 打印钛合金植入假体本构模型与结构形式的映射规律的研究仍鲜有报道.

本研究主要包括:① 通过多次打印试件进行电子显微镜观察和压缩实验分析,优化 3D 打印参数.② 基于优化的 3D 打印参数进行正交实验,结合力学压缩实验优化结构参数,建立多孔结构植入体力学理论模型,并利用 ANSYS 有限元仿真软件

进行不同结构单元尺寸 3D 打印植入体压缩模量的模拟实验. ③ 通过 3D 打印试件力学压缩实验, 验证多孔结构植入体力学模型的准确性, 进而得到 3D 打印钛合金植入假体本构模型与结构形式的映射规律, 为消除应力遮挡提供理论依据和方法, 提高 3D 打印植入体治疗骨缺损的成功率.

1 材料与方法

1.1 实验仪器设备

本研究应用到的实验仪器有: 纳米压入仪 MTS Nano Indenter XP(购自美国 MTS 公司)、激光熔融金属快速成型机 AM250(购自英国 Renishaw 公司)、拉伸压缩疲劳试验机 SUNS(购自中国深圳三思纵横科技股份有限公司)、扫描电子显微镜 SU3500(购自日本株式会社日立制作所)和马弗炉 P300(购自德国纳博热工业炉有限公司).

1.2 实验方法

为获得人体皮质骨的弹性模量, 随机选取 10 个经福尔马林溶液固定后的男性人骨标本, 截取胫骨和股骨并将标本切割成边长为 1 cm 的正方形, 对其上下两面进行打磨和抛光, 得到 10 组样本.

用纳米压入仪对 10 组样本进行测试, 利用测试结果对 3D 打印参数进行优化, 并对植入体的弹性模量和打印质量进行控制, 若无法通过修改参数使植入体的弹性模量与皮质骨相一致, 则通过调节孔隙对其模量进行调整.

根据 GB/T 7314—2017《金属材料室温压缩试验方法》的标准, 选用钛合金($\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$)粉末作为打印材料, 应用激光熔融金属快速成型机 3D 打印 $8\text{ mm} \times 8\text{ mm} \times 40\text{ mm}$ 的实心柱体, 并用马弗炉对试件在氩气气氛中进行 3 h $650\text{ }^\circ\text{C}$ 的热处理去除残余应力. 然后, 对打印件的表面用砂粒粒径为 $6.5\text{ }\mu\text{m}$ 的水砂纸进行打磨, 再用砂粒粒径为 $18\text{ }\mu\text{m}$ 和 $35\text{ }\mu\text{m}$ 的砂纸进行垂直交叉打磨. 完成试件表面制备后, 用扫描电子显微镜对处理过的试件表面的单位区域进行观察和分析, 并使用拉伸压缩疲劳试验机对试件进行压缩实验.

为减小不同摆放位置的各向异性和热处理对金属 3D 打印材料弹性模量的影响, 制作并打印 3D 模型共 8 个, 摆放位置如图 1, 其中, 模型①~④尺寸为 $8\text{ mm} \times 8\text{ mm} \times 40\text{ mm}$, 模型⑤~⑧尺寸为 $6\text{ mm} \times 6\text{ mm} \times 30\text{ mm}$. 同时, 制作并打印 3 个尺寸为 $8\text{ mm} \times 8\text{ mm} \times 40\text{ mm}$ 的模型, 不经热处理, 作

为对照样品. 使用拉伸压缩疲劳试验机对所有试件进行压缩实验.

图1 模型摆放位置示意图

Fig. 1 Diagram of model placement

为确立植入体多孔结构类型, 选取如图 2 (a) 常见的 5 种多孔结构进行 3D 建模. 模型总体尺寸均为 $10\text{ mm} \times 10\text{ mm} \times 50\text{ mm}$, 结构单元尺寸均为 $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$. 按图 1 摆放位置进行 3D 打印, 结果如图 2 (b). 观察比较试件的孔隙均匀程度并进行压缩实验.

(a) 5种常见的结构单元

(b) 3D打印5种模型

(c) 试件类型及其对应的力和位移关系曲线

图2 不同结构单元外观和力学性能的对比

Fig. 2 The comparison of appearance and mechanical properties of different structural units

为确定多孔结构的模量、孔隙率和结构单元尺寸三者间的关系,运用有限元仿真法,模拟不同孔隙率和不同结构单元尺寸的多孔结构的压缩实验过程,为 3D 打印个性化模量植入体的研究提供支撑.

参照 GB/T 7314—2017《金属材料室温压缩试验方式的标准》,基于 3D 打印钛合金试件进行压缩实验,测得优化参数后的弹性模量和泊松比,编写有限元仿真软件 ANSYS 19.0 (美国 ANSYS 公司)的运行脚本,孔隙率为 80%,改变结构单元尺寸,模拟压缩过程,得到多孔结构的模量与结构单元的关系.

为修正有限元仿真实验的脚本,选取 4 组多孔结构各打印两份并进行压缩实验,测试每个试件的模量,取平均值;将测试结果与有限元仿真的结果进行对比,并对脚本进行修正.用脚本进行孔隙率在 80% 和 70% 状态下的多孔结构压缩仿真实验,得到多孔结构的模量与结构单元的关系.

2 实验结果

2.1 人体骨模量测试

通过纳米压痕法对选取的 10 组标本进行测试,结果如表 1. 由表 1 可见,除 B 组严重偏离正常值

外,其他测试结果均在人体皮质骨经福尔马林溶液固定后的弹性模量范围内,但仍能看出,由于样本来自不同尸体的不同部位,其弹性模量存在一定差异.

表 1 人体骨样本

Table 1 Human bone samples

样本	年龄/岁	部位	弹性模量/GPa
A	62	胫骨中段	12.265
B	60	胫骨中段	3.607
C	52	胫骨上段	13.051
D	52	股骨中段	13.879
E	56	股骨中段	16.518
F	48	胫骨上段	15.015
G	58	股骨上段	12.569
H	48	股骨中段	14.136
I	51	股骨上段	11.12
J	49	股骨中段	14.735

2.2 3D 打印参数优化实验

根据式(3),当线能量密度为 269.1 J/mm^3 时,用电子显微镜观察参数优化后的打印试件,其表面只存在少量缺口,其中,最大的缺口的长度只有 $73.9 \mu\text{m}$,如图 3 所示.

图 3 试件在电子显微镜下的成像

Fig. 3 Imaging of the specimen under an electron microscope

对试件钛合金材料进行如图 4 所示的压缩实验,结果发现,在线能量密度为 269.1 J/mm^3 条件下加工的粒径为 $15 \sim 53 \mu\text{m}$ 的钛合金试件,其模量约为 31.51 GPa ,远高于表 1 中测量的人体骨的弹性模量.

2.3 3D 打印正交各向异性

通过 3D 打印的 8 个试件,分别对每个试件进

图 4 压缩过程

Fig. 4 Compression process

行压缩实验, 得到力与位移的曲线, 如图 5 (a), 计算弹性模量, 如图 5 (b). 由图 5 (a) 和 (b) 可见, 尽管试件尺寸和摆放位置不同, 但在排除实验误差干扰的前提下, 在同一打印参数的条件下, 激光熔融金属快速成型的试件的模量不存在各向异性. 对未经热处理的 3 个试件和 1 个经过热处理的

试件进行压缩实验, 得到力与位移的曲线, 如图 5 (c). 通过计算可知, 未经热处理的试件弹性模量约为 30.54 GPa, 结合力与位移变化曲线可知, 在排除实验误差干扰的前提下, 热处理对 3D 打印件弹性模量的影响可忽略.

图 5 3D 打印钛合金试件各向异性实验数据

Fig. 5 (Color online) Experimental data of anisotropy of 3D printed titanium alloy specimens

2.4 单元组织结构对比

图 2 (b) 为 3D 打印的 5 种共 10 个多孔结构试件, 从孔隙率的均匀程度比较可知, a、b 和 e 类型的多孔结构空隙比较均匀, c 和 d 类型的多孔结构空隙不均匀.

使用拉伸压缩疲劳试验机对 5 种类型的试件分别进行压缩实验, 测试结果如图 2 (c), 通过力与位移的关系曲线可以发现: a 和 b 类型的多孔结构表现出的力学性能较差, 且在压缩实验过程中, a 和 b 类型的多孔结构试件在压力作用下有明显的断裂声, 在发生永久性形变后甚至出现碎屑飞溅的情况; c 和 d 类型的多孔结构表现出较好的力学性能, 压缩实验后, 实验台上出现大量钛合金粉末; e 类型 (diamond 结构) 的多孔结构表现出比较稳定的力学性能, 发生永久性形变后继续压缩, 较长时间内没有出现断裂现象.

2.5 单元组织结构与模型弹性模量映射关系规律

编写的 ANSYS 软件运行脚本经实际测试结果, 修正后与实际测试结果进行对比, 结果如图 6 (a), 随结构单元尺寸的增加, 多孔结构表现出的弹性模量呈上升趋势, 排除实验过程中可能出现的误差情况, 有限元仿真结果与实际测试结果基本一致. 用修正后的脚本对 70% 孔隙率的多孔结构进行有限元

分析, 结果如图 6 (b). 由图 6 (b) 可见, 结果单元尺寸不变时, 弹性模量随孔隙率降低而升高.

(a) 有限元仿真测试与压缩力学试验的对比 (80%孔隙率)

(b) 有限元仿真结果 (70%孔隙率)

图 6 有限元仿真试验和力学试验结果对比

Fig. 6 (Color online) The finite element simulation test results and the mechanical test results

3 讨 论

本研究测试人体皮质骨的弹性模量,由表 1 可知,人体皮质骨的弹性模量存在个体差异性.通过优化 3D 打印件的参数,根据胡克定律确立了该参数下的 3D 打印钛合金的弹性模量,排除了 3D 打印件正交各向异性的可能和热处理对弹性模量的影响,分析了不同单元组织多孔结构的孔隙和力学性能,建立了可靠的多孔结构植入体力学模型.通过压缩力学实验,验证理论模型的正确性,获得了 3D 打印钛合金植入假体本构模型与结构形式的映射规律.

本研究首先对 3D 打印参数进行了优化,通过多次尝试获得较好表面质量和力学性能的 3D 打印参数,由图 3 可知,当 3D 打印线能量密度为 269.1 J/mm^3 时,试件缺口较少且缺口尺寸较小,比较适合用于修复骨组织缺损,并且,该打印参数将钛合金的弹性模量降至 31.51 GPa .通过实验证明,金属 3D 打印试件的弹性模量与摆放角度、热处理无关.由图 5 (a)和(b)可知,3D 打印钛合金的弹性模量不随位置变化而改变;由图 5 (c)可知,热处理对于 3D 打印件的弹性模量研究是非必要考虑条件,实验同时证明,热处理会影响 3D 打印钛合金的韧性,故用于治疗骨组织缺损的植入体应进行热处理.由于实心 3D 打印钛合金的弹性模量人体骨骼的弹性模量不相吻合,需通过多孔结构消除应力遮挡现象.从力学性能、结构稳定性和孔隙均匀程度等方面考虑,diamond 结构的单元组织结构更适合作为 3D 打印钛合金植入体的多孔结构(图 2),故选择其作为 3D 打印可变模量多孔结构植入体的研究类型.

通过个性化定制,调整 3D 打印植入体的模量使之与骨骼的弹性模量一致能够有效消除修复骨缺损过程中的应力遮挡现象,总结 3D 打印钛合金植入假体本构模型与结构形式的映射规律是实现 3D 打印可变模量植入体的重要理论依据.由图 6 对比可知,当孔隙率降低时,弹性模量会增加,这与 YANG 等^[20]的观点一致,同时发现,diamond 结构的模量随机构单元尺寸的增加呈现出递增趋势,为更加符合人体皮质骨的模量范围,并有利于骨骼和组织长入植入体,孔隙直径应在 $100 \sim 600 \mu\text{m}$ 之间^[21],孔隙率应为 $70\% \sim 80\%$ 的多孔结构,该结果与 ARABNEJAD 等^[22]的观点一致.本研究不但

优化了原有的 3D 打印参数,还确立了单元组织结构与模型弹性模量映射关系规律,并通过实验进行了验证,建立的多孔结构植入体力学模型具有可靠性,如图 6 (a).

4 结 论

针对应力遮挡效应影响假体修复手术效果的问题,本研究通过优化 3D 打印参数、建立力学模型、数值仿真计算及实验验证的手段,分析了单元组织结构与模型弹性模量映射关系的规律,可得:

1) 对 3D 打印参数进行了优化,当线能量密度为 269.1 J/mm^3 时,确定了该参数 3D 打印钛合金的弹性模量为 31.51 GPa ,使之更接近人体皮质骨的弹性模量.

2) 排除了激光熔融金属快速成型过程中弹性模量的各向异性和后期热处理对弹性模量的影响.

3) 建立了可靠的多孔结构植入体力学模型,并通过压缩力学实验验证了理论模型的正确性.

4) 研究得到 3D 打印钛合金植入假体本构模型与结构形式的映射规律,即当多孔结构单元尺寸不变时,弹性模量随孔隙增大而减小;当孔隙率不变时,弹性模量随多孔单元尺寸增大而增大,该规律可以使植入体的模量与人体骨相匹配,为 3D 打印个性化模量的植入体和消除应力遮挡现象的研究提供理论支撑.

基金项目: 辽宁省教育厅博士启动项目 (JDL2020028)

作者简介: 邵翌鑫 (1988—), 大连交通大学博士研究生、北华大学讲师. 研究方向: 人机工程与医疗康复器械设计理论与制造技术. E-mail: 187157031@qq.com

引 文: 邵翌鑫, 关天民, 朱 晔, 等. 植入假体应力遮挡效应关键技术研究 [J]. 深圳大学学报理工版, 2021, 38 (2): 201-207.

参考文献 / References:

- [1] BAUER T W, MUSCHLER G F. Bone graft materials: an overview of the basic science [J]. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2000(371): 10-27.
 - [2] SILBER J S, ANDERSON D G, DAFFNER S D, et al. Donor site morbidity after anterior iliac crest bone harvest for single-level anterior cervical discectomy and fusion [J]. Spine, 2003, 28(2): 134-139.
 - [3] 孔 圳. Orthofix 重建外固定架与带血管腓骨移植术治疗胫骨大段骨缺损的临床研究 [D]. 湛江: 广东医学院, 2015.
- KONG Zhen. Clinical contrast analysis of the treatment of

- tibia long bone defects with Orthofix Limb Reconstruction System and vascularized fibula graft [D]. Zhanjiang: Guangdong Medical College, 2015. (in Chinese)
- [4] 金志超,蔡群斌,曾志奎,等. 诱导膜技术治疗大段骨缺损研究进展[J]. 中国骨伤, 2018, 31(5): 488-492.
- JIN Zhichao, CAI Qunbin, ZENG Zhikui, et al. Research progress on induced membrane technique for the treatment of segmental bone defect [J]. China Journal of Orthopaedics and Traumatology, 2018, 31(5): 488-492. (in Chinese)
- [5] GIANNATSIS J, DEDOUSSIS V. Additive fabrication technologies applied to medicine and health care: a review [J]. International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2009, 40(1/2): 116-127.
- [6] PEI Xuan, ZHANG Boqing, FAN Yujiang, et al. Bionic mechanical design of titanium bone tissue implants and 3D printing manufacture [J]. Materials Letters, 2017, 208: 133-137.
- [7] 朱康平,祝建雯,曲恒磊. 国外生物医用钛合金的发展现状[J]. 稀有金属材料与工程, 2012, 41(11): 2058-2063.
- ZHU Kangping, ZHU Jianwen, QU Henglei. Development and application of biomedical Ti alloys abroad [J]. Rare Metal Materials and Engineering, 2012, 41(11): 2058-2063. (in Chinese)
- [8] 李苗苗,罗炯,张庭然,等. 骨质代谢与运动训练:骨重塑与骨细胞增殖[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(34): 5544-5549.
- LI Miaomiao, LUO Jiong, ZHANG Tingran, et al. Bone metabolism and exercise training: bone remodeling and osteoblast proliferation [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2019, 23(34): 5544-5549. (in Chinese)
- [9] FROST H M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians [J]. The Angle Orthodontist, 2004, 74(1): 3-15.
- [10] FRITTON S P, MCLEOD K J, RUBIN C T. Quantifying the strain history of bone: spatial uniformity and self-similarity of low-magnitude strains [J]. Journal of Biomechanics, 2000, 33(3): 317-325.
- [11] 吕金建,贾长治,杨建春. 激光能量密度对选区激光熔化成型质量的影响[J]. 热加工工艺, 2018, 47(20): 156-159.
- LÜ Jinjian, JIA Changzhi, YANG Jianchun. Effect of laser energy density on forming quality of selective laser melting [J]. Hot Working Technology, 2018, 47(20): 156-159. (in Chinese)
- [12] HAN H N, KIM H S, OH K H, et al. Elastoplastic finite element analysis for porous metals [J]. Powder Metallurgy, 2013, 37(2): 140-146.
- [13] IK-HYUN O, NOMURA N, MASAHASHI N, et al. Mechanical properties of porous Titanium compacts prepared by powder sintering [J]. Scripta Materialia, 2003, 49(12): 1197-1202.
- [14] 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.
- [15] YANG Jun, CAI Hong, LÜ Jia, et al. In vivo study of a self-stabilizing artificial vertebral body fabricated by electron beam melting [J]. Spine, 2014, 39(8): E486-E492.
- [16] XU Nanfang, WEI Feng, LIU Xiaoguang, et al. Reconstruction of the upper cervical spine using a personalized 3D-printed vertebral body in an adolescent with ewing sarcoma [J]. Spine, 2016, 41(1): E50-E54.
- [17] HOLLISTER S J. Scaffold design and manufacturing: from concept to clinic [J]. Advanced Materials, 2009, 21(32/33): 3330-3342.
- [18] 刘畅,王辰宇,刘贺,等. 3D打印Ti₆Al₄V钛合金支架的力学性能及生物相容性[J]. 中国有色金属学报, 2018, 28(4): 758-765.
- LIU Chang, WANG Chenyu, LIU He, et al. Mechanical properties and biocompatibility of 3D printing Ti₆Al₄V titanium alloy scaffolds [J]. The Chinese Journal of Non-ferrous Metals, 2018, 28(4): 758-765. (in Chinese)
- [19] KARAGEORGIOU V, KAPLAN D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis [J]. Biomaterials, 2005, 26(27): 5474-5491.
- [20] YANG Bao, ZHANG Mu, LIU Yi, et al. High strength, low modulus and biocompatible porous Ti-Mo-Fe alloys [J]. Journal of Porous Materials, 2014, 21(6): 913-919.
- [21] LI Limei, ZUO Yi, ZOU Qin, et al. Hierarchical structure and mechanical improvement of an n-HA/GCO-PU composite scaffold for bone regeneration [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2015, 7(40): 22618-22629.
- [22] ARABNEJAD S, JOHNSTON B, TANZER M, et al. Fully porous 3D printed Titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty [J]. Journal of Orthopaedic Research, 2017, 35(8): 1774-1783.

【中文责编: 晨兮; 英文责编: 艾琳】