

SLM 制备径向梯度多孔钛/钽的力学性能及生物相容性

高芮宁¹, 熊胤泽¹, 张航¹, 董兰兰¹, 李剑涛², 李祥¹

(1. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240)

(2. 上海交通大学附属胸科医院 肺部肿瘤临床医学中心, 上海 200240)

摘要: 利用增材制造技术制作仿天然骨的径向梯度多孔钛/钽骨科植入物具有广阔的前景。基于三周期极小曲面 (triplly minimal surfaces, TPMS) 建模法建立了平均孔隙率为 70% 的圆柱型径向梯度孔隙结构, 孔隙率由中轴线 (90%) 向圆周面 (30%) 逐渐降低。利用激光选区熔化 (selected laser melting, SLM) 工艺制作径向梯度多孔钛/钽。光学显微镜, 扫描电镜, Micro-CT 检测结果共同显示, SLM 径向梯度多孔钛/钽的孔隙结构与设计特征一致。SLM 工艺制作的径向梯度多孔钛/钽的孔隙率分别为 73.18% 与 68.18%。力学测试结果表明, 梯度多孔钛/钽的弹性模量分别为 (3.96 ± 0.20) 与 (3.47 ± 0.25) GPa, 抗压强度分别为 (90.83 ± 3.35) 与 (93.27 ± 1.24) MPa。梯度多孔钛/钽的弹性模量与抗压强度分别显著高于均匀多孔钛/钽 (孔隙率为 70.11% 的均匀多孔钛弹性模量为 (2.34 ± 0.48) GPa, 抗压强度为 (67.63 ± 1.33) MPa, 孔隙率为 65.39% 的均匀多孔钽弹性模量为 (1.69 ± 0.50) GPa, 抗压强度为 (68.56 ± 0.41) MPa)。体外细胞相容性实验证明, 径向梯度多孔钛/钽均具有良好的生物相容性, 适合间充质干细胞与肌肉细胞的粘附生长。SLM 工艺制作的径向梯度多孔钛/钽比均匀多孔钛/钽具有与天然骨组织更相近的结构与性能, 是理想的骨缺损修复替代物。

关键词: 三周期极小曲面; 径向梯度多孔钛/钽; 激光选区熔化; 力学性能; 生物相容性

中图分类号: TB383

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2021)01-0249-06

钛合金具有生物相容性好, 机械强度高, 耐腐蚀性好等特点, 是目前应用最广泛的骨缺损修复金属材料^[1]。由于钛合金自身弹性模量为 110 GPa, 远大于周围骨组织, 植入体内后会造成应力遮挡, 并导致骨吸收, 所以需要将钛合金制作成多孔钛, 来降低其等效弹性模量。同时, 多孔钛内部连通的孔隙会促进骨长入, 使多孔钛植入物与骨组织形成紧密连接的一体。传统多孔金属制作方法有液相处理法, 固相处理法, 电沉积法, 气相沉积法等, 这些工艺方法只能制作随机孔隙结构。增材制造 (additive manufacturing, AM) 技术基于分层制造原理, 根据输入的计算机辅助设计 (computer aided design, CAD) 模型进行制造, 能够实现孔隙结构的精确调控。激光选区熔化 (selective laser melting, SLM) 工艺采用激光作为能量源, 将金属粉末在热作用下熔化, 再经冷却凝固成形, 是制作多孔金属的常用 AM 技术之一^[2]。目前, SLM 工艺已被证明是制作多孔钛的有效方法^[3-5]。但是, 尽管钛合金植入物具有较强的耐腐蚀性, 但受体内温度, pH 值,

生物力学等因素影响, 在体内的植入物不可避免的会受到腐蚀作用^[6]。近年来的研究表明, Ti6Al4V 在长时间使用后析出微量的钒 (V) 离子和铝 (Al) 离子, 其析出的钒离子具有毒性, 会引起不利的组织反应, 铝离子则会引引起人体神经紊乱, 降低细胞适应性等, 从而对人体造成危害^[2,7], 上述问题已引起医学界的强烈关注。钽 (Ta) 是一种惰性金属, 具有良好的机械强度与生物相容性, 且多孔钽植入物能与骨组织融合^[8]。Zimmer 公司的多孔钽小梁金属已成为解决股骨与胫骨缺损的有效选择^[9]。目前多孔钽仍然采用传统工艺进行制作, 利用增材制造技术制作具有精确孔隙结构的多孔钽鲜有文章报道。SLM 工艺制作的多孔钽作为骨缺损修复替代物具有广阔的前景。

骨缺损修复替代物需要具有和天然骨相似的形貌特征和力学性能。天然骨主要由高强度, 高弹性模量的皮质骨与低强度, 低弹性模量的松质骨组成, 皮质骨孔隙率较低, 主要起力学承载作用, 松质骨孔隙率较高, 能够进行物质传递^[2]。孔隙结构的建模法主要

收稿日期: 2020-02-09

基金项目: 国家自然科学基金 (51475293); 上海交通大学医工交叉基金面上项目 (YG2017MS60); 上海交通大学医工交叉研究基金 (YG2017MS79)

作者简介: 高芮宁, 男, 1995 年生, 硕士, 上海交通大学机械与动力工程学院, 上海 200240, E-mail: gaoruining@sytu.edu.cn

包括基于三维建模软件的传统方法, 和基于数学模型的参数化建模法^[10]。近年来, 研究人员发现利用三周期极小曲面 (triplly minimal surfaces, TPMS) 能够实现复杂孔隙结构的精确建模, 所建立的孔隙结构孔道平滑连续, 建模方法简单便捷^[11]。Gyroid 结构 (G 单元结构) 是一种具有代表性的 TPMS 结构, 也是目前使用最广泛的 TPMS 结构之一^[4,12]。

本研究基于 TPMS, 建立仿天然骨的径向梯度孔隙结构, 并利用 SLM 工艺制作径向梯度多孔钛/钽。通过光学显微镜, 扫描电镜, Micro-CT 对多孔钛/钽形貌进行观测; 通过准静态压缩力学实验对多孔钛/钽力学性能进行表征; 利用体外细胞学实验对多孔钛/钽生物相容性进行评价。

1 实验

1.1 G 单元径向梯度孔隙结构设计

G 单元结构可根据下式定义:

$$\varphi_G = \cos(2\pi x)\sin(2\pi y) + \cos(2\pi y)\sin(2\pi z) + \cos(2\pi z)\sin(2\pi x) = C \quad (1)$$

式中 x, y, z 代表直角坐标系 3 个方向上的坐标, C 为曲面偏置量^[11]。将式(1)所代表的曲面定义为多孔支架的内表面。并定义 $S(x, y, z) < C$ 为实体, $S(x, y, z) > C$ 为孔隙。偏置量 C 会影响单元的孔隙率, G 单元结构偏置量 C 与孔隙率 P 满足以下关系:

$$P = (0.33C + 0.50) \times 100\% \quad (2)$$

当偏置量 C 为关于坐标的函数时, 所构建的结构为梯度孔隙结构。本研究的仿天然骨的径向梯度孔隙结构中偏置函数 C 为:

$$C = C(x, y) = [-5.75(x^2 + y^2)^2 + 3.83] \times 10^{-4} \quad (3)$$

该孔隙结构为直径 15 mm, 高 20 mm 的圆柱体, 其平均孔隙率为 70%, 中轴线孔隙率为 90%, 圆周边孔隙率为 30%, 且孔隙率由中轴线向圆周边逐渐降低。使用软件 Mathematica 将 TPMS 转化并输出为 STL 模型文件。利用软件 Magics 对 STL 模型文件作修复和简化处理, 使之利于 3D 打印, 最终三维模型如图 1 所示。

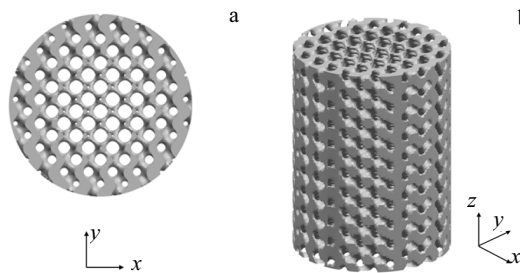


图 1 径向梯度孔隙结构

Fig.1 As-designed radially graded porous scaffold: (a) top view and (b) 3D view

1.2 SLM 工艺制备径向梯度多孔钛/钽

采用 SLM 工艺制造径向梯度多孔钛/钽。金属粉末分别为 Ti6Al4V 与 Ta, 颗粒直径均在 15~45 μm 。多孔钛的制造采用的激光功率为 275 W, 扫描速率为 125 mm/s, 能量密度为 409.75 J/mm³; 多孔钽的制造采用的激光功率为 500 W, 扫描速率为 150 mm/s, 能量密度为 241.54 J/mm³。

1.3 多孔钛/钽孔隙结构特征分析

采用光学显微镜观察并测量径向梯度多孔钛/钽特征尺寸, 包括最大/小孔径, 最大/小杆径。其中, 最大孔径, 最小杆径分布在径向梯度孔隙结构中心区域; 最小孔径, 最大杆径则分布在其边缘区域。每项特征尺寸测量 3 次, 计算平均值与标准差。采用扫描电镜观察多孔钛/钽的表面形貌。利用 Micro-CT 扫描径向梯度多孔钛/钽, 扫描电压为 120 kV, 电流为 182 mA, 并利用 Mimics 软件进行三维模型重建。通过电子天平测定多孔钛/钽的质量, 采用称重法分别计算其孔隙率:

$$P_{\text{实际}} = \frac{m_1 - m_2}{m_1} \times 100\% \quad (4)$$

式中, m_1 为与多孔钛/钽外型尺寸相对应实体支架质量, m_2 为测得的多孔钛/钽质量。

1.4 径向梯度多孔钛/钽准静态压缩力学性能测试

使用 MTS-810 万能材料试验机(MTS 公司, 美国)对径向梯度多孔钛/钽的准静态压缩力学性能进行实验测试。为了进行对比, 对相同平均孔隙率下的均匀多孔钛/钽也进行了测试。试验机压头进给速度为 0.5 mm/min, 采样频率为 20 Hz, 每种孔隙结构分别测试 3 个样品。通过力-位移关系曲线计算得到应力-应变曲线, 其中应力、应变计算分别为:

$$\varepsilon = \Delta L / H \quad (5)$$

$$\sigma = F / S = F / (\pi R^2) \quad (6)$$

式中, ΔL 为位移量, H 为圆柱体高度, F 为位移为 ΔL 对应的反力, R 为圆柱底面半径。孔隙结构的抗压强度为其压缩阶段达到的最大应力, 有效弹性模量采用下式计算:

$$E = \sigma / \varepsilon = (FH) / (\pi R^2 \Delta L) \quad (7)$$

式中, F 与 ΔL 均为弹性变形阶段的反力与位移。

1.5 细胞相容性测试

将 SLM 工艺制作的多孔钛/钽切片为高度 2 mm 的圆柱型薄片, 进行体外细胞相容性评价, 培养细胞采用间充质干细胞与肌肉细胞。分别将密度为 1×10^5 的细胞接种于多孔钛/钽表面, 在培养基中培养 7 d。利用 2.5% 戊二醛溶液将细胞固定, 固定后采用磷酸缓冲盐溶液 (PBS) 进行清洗, 然后依次在 30%, 50%, 70%, 85%, 90%, 100%, 100% 浓度的乙醇中脱水处

理。脱水后, 将多孔钛/钽干燥并在真空中喷金, 利用扫描电镜观察多孔钛/钽表面细胞形态。

2 结果与讨论

2.1 SLM 工艺制作多孔钛/钽结构分析

图 2 为 SLM 工艺制作的径向梯度多孔钛/钽, 多孔钛/钽孔隙结构内部连通, 并且具有径向梯度变化的孔径与杆径, 与设计特征保持一致。光学显微照片如图 3 所示, 利用光学显微镜测量的孔径/杆径如表 1 所示。与 CAD 模型相比, 所制作的多孔钛/钽孔径较小, 杆径较大。

多孔钛/钽不同放大倍数扫描电镜观察结果如图 4 所示, SLM 工艺制作的多孔钛/钽结构保持完整连续, 多孔钛表面存在较多的小球形颗粒, 小颗粒是 SLM 工艺过程中未完全熔融的粉末颗粒, 同时发现多孔钽表面粉末颗粒较少。由于 SLM 工艺的分层制造原理, 在多孔钛/钽表面观察到了明显的阶梯效应。未完全熔融的颗粒与阶梯效应是测量特征尺寸与设计特征尺寸存在的误差的主要来源。

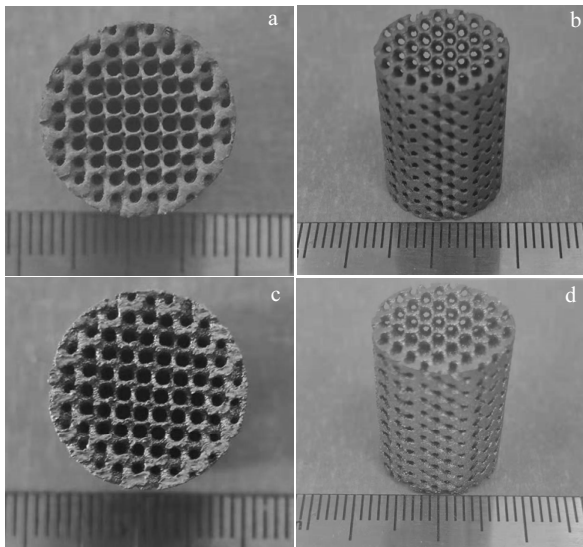


图 2 SLM 制造的多孔钛/钽的孔隙结构

Fig.2 Porous structure made by SLM: (a, b) porous titanium and (c, d) porous tantalum

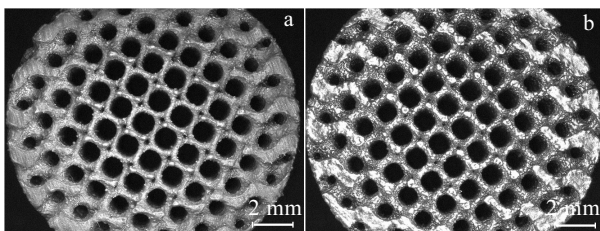


图 3 多孔钛/钽的光学显微镜照片

Fig.3 OM images of porous titanium (a) and porous tantalum (b)

表 1 多孔钛/钽孔径和杆径测量

Table 1 Measured pore and pole sizes of porous titanium/tantalum (μm)

Model/sample	CAD	Porous titanium	Porous tantalum
Minimum pore size	360	253 \pm 11	195 \pm 12
Maximum pore size	1160	1081 \pm 19	1079 \pm 14
Minimum rod size	320	400 \pm 35	347 \pm 13
Maximum rod size	790	971 \pm 13	1031 \pm 11

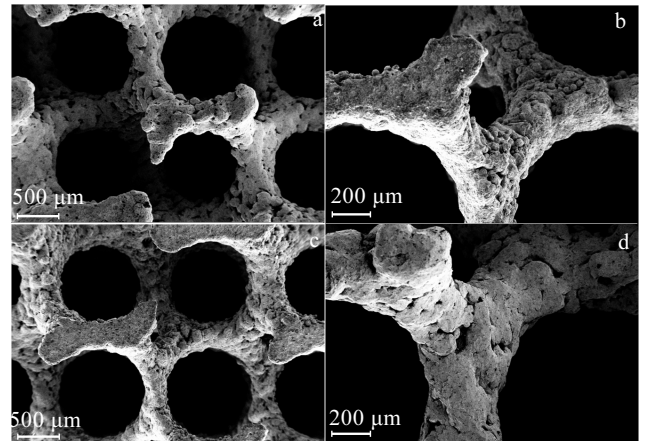


图 4 多孔钛/钽扫描电镜照片

Fig.4 SEM images of porous titanium (a, c) and its magnification (b, d): (a, b) porous titanium and (c, d) porous tantalum

图 5 为利用 Micro-CT 重建的梯度多孔钛。结果显示, SLM 工艺制作的径向梯度多孔钛内部孔隙结构保持完整, 与设计特征一致, 未出现孔隙堵塞和杆断裂现象。遗憾的是, 由于钽的密度过大 (钽理论密度为 16.6 g/cm^3), 对 X 射线吸收系数过高, 且多孔钽内部为钽与孔隙相交错的结构, 从而导致 Micro-CT 重建的内部孔隙结构图像产生了严重的金属伪影, 无法重建出相应的三维模型。

Micro-CT 重建的三维模型与 CAD 模型形状差异对比如图 6 所示。结果显示, 与 CAD 模型相比, 制

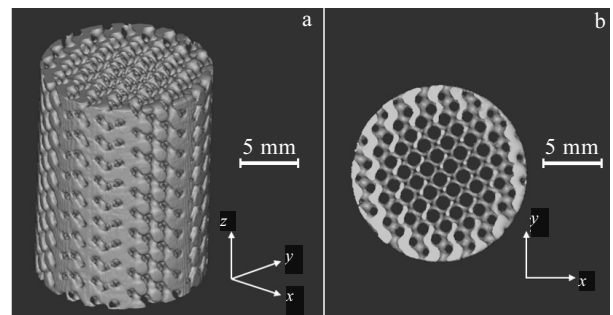


图 5 Micro-CT 重建径向梯度多孔钛

Fig.5 Micro-CT reconstruction models of radially graded porous titanium: (a) 3D view and (b) top view

造偏差较大的区域主要分布在中心孔隙率较大的区域, SLM 工艺的制造精度随设计特征尺寸的改变而改变。

2.2 梯度多孔钛/钽力学性能分析

准静态压缩力学实验得到的径向梯度多孔钛/钽应力应变曲线如图 7 所示, 并与相同设计平均孔隙率下的均匀多孔钛/钽比较 (均匀多孔钛平均孔隙率为 70.11%, 均匀多孔钽平均孔隙率为 65.39%)。其弹性模量与抗压强度如表 2 所示。均匀多孔钛与均匀多孔钽具有相似的力学性能; 梯度多孔钛与梯度多孔钽力学性能也相似; 梯度多孔钛/钽的力学性能高于均匀多孔钛/钽。天然骨的抗压强度为 80~150 MPa^[13]。设计平均孔隙率为 70% 的梯度多孔钛/钽难以达到天然骨的抗压强度, 根据 Gibson-Ashby 公式^[14], 均匀孔隙结构要达到天然骨的强度需要降低孔隙率, 这意味着孔隙结构质量的增加, 以及 SLM 工艺成本的增加。同时, 孔隙率的降低进一步限制了细胞的生长以及物质传递。仿天然骨组织的径向梯度孔隙结构在不改变孔隙结构质量的同时, 提高孔隙结构的抗压强度到天然骨组织的水平, 并保留了足够的细胞生长空间。

2.3 径向梯度多孔钛/钽变形行为分析

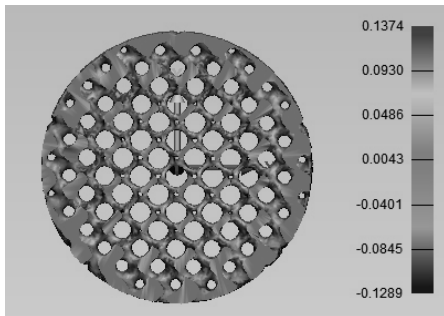


图 6 多孔钛 Micro-CT 重建模型与 CAD 模型对比

Fig.6 Comparison of Micro-CT reconstruction model and the CAD model of porous titanium

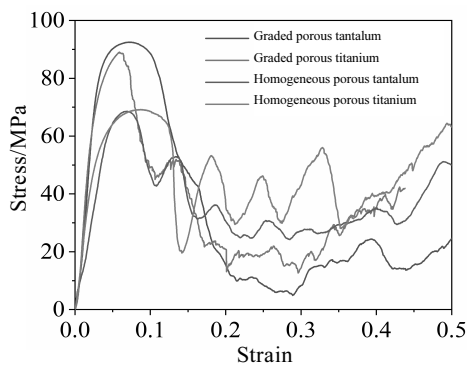


图 7 多孔钛/钽应力-应变曲线

Fig.7 Stress-strain curves of porous titanium/tantalum

表 2 梯度/均匀多孔钛/钽力学性能

Table 2 Mechanical properties of radially graded/homogeneous porous titanium/tantalum

Porosity structure	Average porosity rate/%	Elasticity modulus/GPa	Compressive strength/MPa
Graded porous Ti	73.18	3.96±0.20	90.83±3.35
Graded porous Ta	68.18	3.47±0.25	93.27±1.24
Homogeneous porous Ti	70.11	2.34±0.48	67.63±1.33
Homogeneous porous Ta	65.39	1.69±0.50	68.56±0.41

如图 7 所示, 均匀多孔钛/钽的应力应变曲线与典型多孔材料的应力应变曲线一致, 依次经过弹性变形阶段, 平台应力阶段, 以及致密化阶段^[15,16]。在弹性变形阶段, 多孔钛/钽的应力应变关系表现为线性关系, 在达到强度极限后, 应力迅速下降。孔隙结构内部逐层被破坏, 应力表现出明显的波动。随着应变继续增大, 孔隙结构被压溃致密, 随着致密程度的上升, 应力逐渐增大。对于径向梯度孔隙结构, 应力应变曲线首先经过线弹性变形阶段, 在压缩初始阶段曲线呈现出一定程度的弯曲, 原因在于测试样件上下表面并非完全平整。当达到强度极限后, 应力迅速下降, 并未出现明显的应力波动, 应力始终在保持下降。直至孔隙结构达到致密化阶段, 应力再逐渐上升。

图 8 为径向梯度多孔钛/钽在不同应变下的变形示意图。径向梯度孔隙结构内部孔隙率高, 外部孔隙率低的特性决定了其内部刚度小, 外部刚度大。在受压时, 其内部与外部的应变始终保持相同, 故外部低孔隙率区域会承受更大的应力。实验结果显示, 裂纹首先出现在外部区域, 逐渐形成近 45° 的剪切带。在外部高强度区域被剪切破坏后, 内部低强度区域难以承受此时的载荷, 故径向梯度孔隙结构的应力应变曲线在平台应力阶段并没有出现明显的应力波动, 而是逐渐下降, 且下降幅度比均匀孔隙结构更大。

2.4 多孔钛/钽体外细胞生物学评价

图 9a, 9b 分别为扫描电镜观察培养 7 d 后多孔钛/钽上肌肉细胞粘附情况, 图 9c, 9d 分别为扫描电镜观察培养 7 d 后多孔钛/钽上间充质干细胞粘附情况, 放大倍数均为 500 倍。2 种孔隙结构表面均有大量细胞粘附和增殖。在高放大倍数下, 依然观测到多孔钛表面存在大量钛粉颗粒, 而细胞主要粘附在颗粒之间; 多孔钽表面较光滑, 细胞较均匀地分布在表面上。该实验结果表明, 通过 SLM 工艺制作的梯度多孔钛/钽均具有很好的生物相容性, 适合间充质干细胞与肌肉细胞的黏附生长。

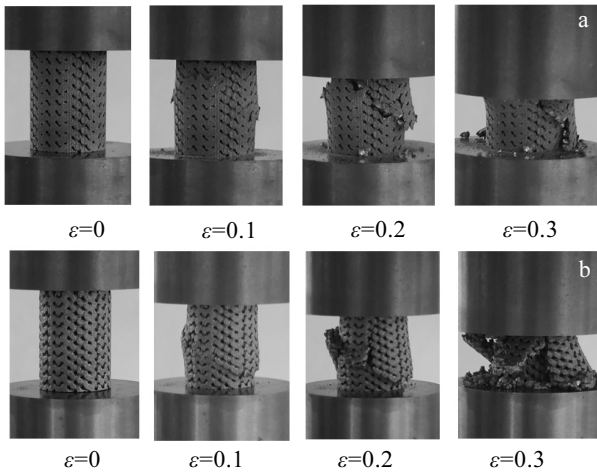


图 8 径向梯度多孔钛/钽在不同应变下的变形

Fig.8 Deformation of radially graded porous scaffold under different strain: (a) titanium and (b) tantalum

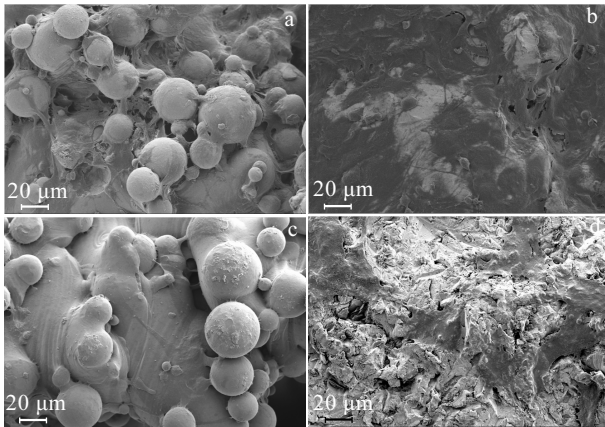


图 9 培养 7 d 细胞后多孔钛/钽细胞粘附扫描电镜照片

Fig.9 SEM images of cells on porous structure after being cultured for 7d: (a) porous titanium (muscle cells), (b) porous tantalum (muscle cells), (c) porous titanium (mesenchymal stem cells), and (d) porous tantalum (mesenchymal stem cells)

2.5 关于多孔钛与多孔钽的讨论

径向梯度多孔钛与多孔钽兼具仿天然骨组织的结构, 优异的机械性能与良好生物相容性, 是理想的骨缺损修复替代物。近年来研究表明, 尽管钛合金具有很强的耐腐蚀性, 但生物体内的任何金属植入物长期植入体内后都会造成不同程度的腐蚀^[6]。Ti6Al4V 中的钛离子具有优良的生物相容性, 但其析出的钒离子有毒性, 会引起不利的组织反应, 铝离子会引起人体神经紊乱, 组织脓肿等疾病。扫描电镜观测结果显示, SLM 工艺制作的多孔钛表面存在大量钛粉颗粒, 在植入体内后可能会脱落。同时, 利用钛合金制作的多孔

钛, 由于内部含有大量孔隙, 与实体多孔钛相比, 表面积大大提高 (本文所设计的径向梯度多孔钛表面积为 5339.96 mm^2 , 相同尺寸的实体多孔钛表面积仅为 1295.91 mm^2), 未熔融的钛粉颗粒量随着表面积的增加而增加, 这进一步增大了钛合金植入物中有害离子释放的风险。所以尽管 Ti6Al4V 是目前使用最广泛的植入物合金材料, 但从生物学角度看, 多孔钛不是理想的长期植入体内骨缺损修复替代物。

钽(Ta)同样具有优良的机械性能与生物相容性, 由于其自身不含有害离子, 且通过 SLM 工艺制作的多孔钽表面未熔融的颗粒较少, 植入体内后不会有有害离子释放。但是, 钽的理论密度 (16.6 g/cm^3) 是钛合金 (4.51 g/cm^3) 的 3.68 倍。相同孔隙结构多孔钽的质量远高于多孔钛, 但两者的力学性能却相似。使用多孔钽进行大段骨缺损修复, 会改变体内的生物力学环境, 更容易引起患者的不适。若骨缺损部位较小, 或者孔隙结构受到的载荷远大于孔隙结构自身质量, 从避免有害离子的释放的角度看, 多孔钽比多孔钛更适合植入体内。另一方面, 用于 SLM 工艺的钽粉的价格远高于钛粉 (钽粉价格约为 12 000 元/kg, 钛粉价格约为 4000 元/kg)。工艺成本也决定了多孔钽适合小段骨缺损修复, 而多孔钛则更适合大段骨缺损修复。

3 结 论

1) TPMS 方法能够构建仿天然骨组织的径向梯度孔隙结构。所设计的圆柱型孔隙结构平均孔隙率为 70%, 中轴线孔隙率为 90%, 圆周面孔隙率为 30%, 孔隙率由中轴线向圆周面逐渐减小。

2) SLM 工艺能够实现径向梯度多孔钛/钽的制造, 光学显微镜, 扫描电镜, Micro-CT 结果共同表明, 所制作的多孔钛/钽结构与设计特征保持一致。准静态压缩力学实验结果表明相同孔隙结构的径向梯度多孔钛与径向梯度多孔钽具有相似的性能, 均优于相应的均匀孔隙结构, 且与天然骨组织力学性能更相近。

3) SLM 工艺制作的径向梯度多孔钛/钽适合间充质干细胞与肌肉细胞的生长, 具有良好的生物相容性。多孔钽与多孔钛相比, 长期植入体内后无有害离子释放, 但其密度远高于多孔钛, 多孔钽粉末成本也显著高于多孔钛粉末。上述因素决定了多孔钛适合大段骨缺损修复, 而多孔钽适用于较小的骨缺损修复。

参考文献 References

- [1] Wu Y C, Kuo C N, Shie M Y *et al. Materials & Design*[J], 2018, 158: 256
- [2] Wang X J, Xu S Q, Zhou S W *et al. Biomaterials*[J], 2016, 83:

- 127
- [3] Zhang X Y, Fang G, Sander L *et al.* *Acta Biomaterialia*[J], 2019, 84: 437
- [4] Yanez A, Cuadrado A, Martel O *et al.* *Materials & Design*[J], 2018, 140: 21
- [5] Zhang X Y, Fang G, Xing L L *et al.* *Materials & Design*[J], 2018, 157: 523
- [6] Gepreela M A, Niinomi M. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2013, 20: 407
- [7] Sun Chenguang(孙晨光). *China Patent*(中国专利), CN105385862A[P], 2016
- [8] Levinea B R, Sporera S, Poggie R *et al.* *Biomaterials*[J], 2006, 27(27): 4671
- [9] Panda I, Wakde O, Singh H. *Sciences in Arthroplasty*[J], 2018, 29: 25
- [10] Zhang X Y, Fang G, Zhou J. *Materials*[J], 2017, 10(1): 50
- [11] Melchelsa F P W, Bertoldi K, Gabbriellini R *et al.* *Biomaterials*[J], 2010, 31: 6909
- [12] Yan C Z, Hao L, Ahmed H *et al.* *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2016, 51: 61
- [13] Shi Zhiliang(石志良), Lu Xiaolong(卢小龙), Huang Chen(黄琛) *et al.* *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2019, 48(6): 1829
- [14] Ashby M. *Philosophical Transactions of the Royal Society*[J], 2006, 364: 15
- [15] Ketan O A, Assad M A, Rub R. *Composite Structure*[J], 2017, 176: 9
- [16] Yu S X, Sun J X, Bai J M. *Materials & Design*[J], 2019, 182: 108 021

Mechanical Properties and Biocompatibilities of Radially Graded Porous Titanium/Tantalum Fabricated by Selective Laser Melting

Gao Ruining¹, Xiong Yinze¹, Zhang Hang¹, Dong Lanlan¹, Li Jiantao², Li Xiang¹

(1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

(2. Shanghai Lung Tumor Clinical Medical Center, Shanghai Chest Hospital, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: Radially graded porous titanium/tantalum orthopedic implants fabricated by additive manufacturing technology have golden prospects. A cylindrical radially graded porous scaffold with an average porosity of 70% was built by the triply minimal surfaces (TPMS) modeling methods, and the porosity gradually decreases from the central axis (90%) to the circumferential surface (30%). Selected laser melting (SLM) process was used to fabricate this scaffold. Optical microscopy, scanning electron microscopy, and Micro-CT results show that the SLM titanium/tantalum is consistent with the design models. The porosities of the SLM radially graded porous titanium/tantalum are 73.18% and 68.18%, respectively. The mechanical test results show that the elastic modulus of radially graded porous titanium/tantalum are (3.96±0.20) and (3.47±0.25) GPa, respectively, and the compressive strength are (90.83±3.35), (93.27±1.24) MPa respectively. Both of them are significantly higher than those of homogeneous porous titanium/tantalum. (homogeneous porous titanium with an average porosity of 70.11% has an elastic modulus of (2.34±0.48) GPa and a compressive strength of (67.63±1.33) MPa; homogeneous porous tantalum with a porosity of 65.39% has an elastic modulus of (1.69±0.50) GPa and a compressive strength of (68.56±0.41) MPa). In vitro cytocompatibility experiments show that both radially graded porous titanium and tantalum have good biocompatibility and they are suitable for the adherent and growth of mesenchymal stem cells and muscle cells. The radially graded porous titanium/tantalum fabricated by the SLM process has more similar structure and properties to natural bone tissue than homogeneous porous titanium/tantalum, and both of them are ideal substitutes for bone defect repairing.

Key words: triply minimal surfaces; radially graded porous titanium/tantalum; SLM; mechanical properties; biocompatibility

Corresponding author: Li Xiang, Ph. D., Associate Professor, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, P. R. China, Tel: 0086-21-34206815, E-mail: xiangliwj@sjtu.edu.cn