

结构尺寸对多孔 Ti6Al4V 力学性能的影响

徐仰立¹, 张冬云¹, 胡松涛¹, 陈润平¹, 顾亦磊², 陶炯鸣², 孔祥森²

(1. 北京工业大学 激光工程研究院, 北京 100124)

(2. 上海卫星工程研究所, 上海 201100)

摘要: 采用激光选区熔化技术制造了不同单元结构尺寸 (1~6 mm)、孔隙率 (40%~80%) 的拓扑优化多孔阵列结构, 研究了单元结构尺寸对其压缩变形规律和弹性性能的影响。结果表明, 多孔阵列结构的抗压强度、弹性模量均与单元结构尺寸成反比, 抗压强度在 126~199 MPa, 弹性模量在 3.5~55.47 GPa; 压缩应力-应变曲线与单元结构尺寸有关, 分别遵循弹性、弹脆性和脆性多孔材料 3 种应力应变规律; 通过数值模拟多孔阵列结构的压缩变形过程, 解释了 2 种 45° 断裂带的成因, 力学性能与实验结果基本吻合; 利用 Gibson-Ashby 模型评价多孔结构的稳定性, 稳定性参数 C 与单元结构尺寸成反比; 给出 Gibson-Ashby 拟合方程, 特征参数 n 随单元结构尺寸增加而增大; 建立了单元结构尺寸、相对密度和相对弹性模量的三维曲面数学模型, 提出骨植入体的设计区域。

关键词: 激光选区熔化; Ti6Al4V; 多孔结构; 单元结构尺寸; 力学性能

中图分类号: TN249; TG146.23

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2020)05-1736-07

Ti6Al4V 多孔植入体的设计关键是对单元多孔结构的孔隙率、孔径大小、孔间连通性等特征的调控, 以达到满意的临床效果^[1]。目前, 对医用多孔结构的设计要求主要有^[2]: (1) 承力结构。人在站立和运动状态时, 骨骼受到自上而下的压力和横向的剪切力, 所以要求多孔结构能够承受一定的负载。(2) 结构参数可控性。为了能够匹配人体骨骼的力学性能, 避免产生应力屏蔽现象, 要求它的结构参数可以自由调控。(3) 比表面积大。为了促进骨细胞与植入体能够进行良性结合, 要求结构具有一定的比表面积。(4) 轻量化。多孔植入体比传统的实心植入体质量减小, 更能提高植入体进入人体后的舒适感。其中, 最重要的是结构参数可控性。然而, 传统的工艺方法, 如发泡法、粉末烧结、电沉积法、化学气相沉积法^[3,4]无法自由成形多孔金属结构, 激光选区熔化技术 (selective laser melting, SLM) 通过高精度的激光束快速熔化金属粉末, 实现层与层间高强度的冶金结合, 能够制造复杂几何形状的多孔结构^[5]。

国内外文献中对于 SLM 技术制造 Ti6Al4V 多孔结构的力学性能作了大量报道^[6-12]。李军超、臧艳艳等^[13]采用 SLM 技术制备了 2 种 Ti6Al4V 体心立方多孔结构 (bcc 和 bcc-z), 研究表明 bcc-z 结构承受载荷的能力明显高于 bcc 结构, bcc 结构的力学性能与孔隙率成反比, 孔隙率的调控范围为 88%~97%,

抗压强度的范围 0.83~6.64 MPa, 弹性模量的范围为 0.012~0.19 GPa。L. Wang 等^[14]提出了在体心立方结构外部设计正方体支架的多孔结构, 这种设计方法不仅增加了结构的稳定性, 并且将多孔结构的力学性能调控范围进一步增大, 抗压强度为 184.5~842.6 MPa, 弹性模量为 3.4~10.6 GPa。C. Y. Lin 等^[15]结合拓扑优化思想和激光选区熔化技术制造了应用于椎间融合术的 Ti6Al4V 多孔结构, 结构的孔隙率 48%, 弹性模量为 (2.97±0.90) GPa。由于多孔植入体的设计需要在有限的空间内填充不同单元结构尺寸和孔隙率的单元结构, 这两者都对多孔植入体的压缩性能和弹性性能有影响, 其中孔隙率对它的影响最为显著, 国内外文献已经做了大量的报道。然而, 当在有限空间内填充不同尺寸的单元结构时, 可填充的单元结构数量相应减少, 这会产生“尺寸效应”^[16], 影响多孔阵列结构的压缩行为, 同时降低其抗压强度和弹性模量。

针对多孔结构参数对力学性能的影响, 本研究采用 SLM 技术制造不同单元结构尺寸和孔隙率的多孔阵列结构, 利用压缩实验分析了多孔结构的应力-应变规律与单元结构尺寸的关系, 基于数值模拟方法解释多孔结构的断裂失效机制, 通过 Gibson-Ashby 模型评价多孔结构的稳定性, 给出多孔结构参数与弹性模量的理论预测模型。

收稿日期: 2019-05-16

基金项目: 国家自然科学基金 (51675012)

作者简介: 徐仰立, 男, 1991 年生, 博士, 北京工业大学激光工程研究院, 北京 100124, 电话: 010-67392701, E-mail: 782013916@qq.com

1 实验

本实验所用的 Ti6Al4V 为德国 EOS 公司的雾化粉末材料，粉末平均粒径大约为 38 μm，具有较好的球形度，主要成分为：Ti 85.7%，Al 4.66%，V 3.30%，Fe 0.198%，质量分数。SLM 设备为德国 EOS 公司的金属成形机 M 280，针对 Ti6Al4V 的工艺参数为：激光功率 170 W，扫描速度 1250 mm/s，扫描间距 0.10 mm，层厚 30 μm。

本实验中的多孔结构采用拓扑优化设计^[17]，优化过程如图 1a 所示。基于 ANSYS 软件，对正方体进行优化，模型的基本工况设置为：在正方体的其中一个顶点位置（本模型中为右上角顶点），施加一个大小为 150 N（人体肱骨受力大小）的集中载荷；施力顶点的体对角线位置（左下角顶点），约束 x-y-z 3 个方向的自由度。为了保证优化模型的精度，网格划分为 20 层（在 x-y-z 3 个方向），即有限元的组成元素为 8000 个。设置 Ti6Al4V 合金的基本性能参数：弹性模量为 110 GPa，泊松比为 0.33。设定优化目标孔隙率 P 分别为 40%，50%，60%，70%，80%。最后，以 8 个单元多孔结构为一组，堆叠成一个单元多孔阵列结构，作为多孔阵列结构的基本堆叠单元。

为了研究结构参数对多孔结构压缩性能的影响，选取孔隙率为 60%、以单元尺寸 L 为 1~6 mm 单元结构为基本单元，参考 ISO13314 力学性能测试标准，压缩实验统一在 20 mm×20 mm×34 mm 的长方体区域内堆叠单元多孔阵列结构，如图 1b 所示；参考 GB/T 22315-2008 标准，动态弹性模量的测量实验采用统一的单元多孔结构数量：12×40×4 个，如图 1c 所示。压缩实验采用德国 zwick/roell 公司设备万能材料试验机（ZWICK/ROELL Z050），动态弹性模量的测定采用比利时 IMCE 公司设备动态弹性模量和阻尼内耗分析仪（DTM-II）。基于 ABAQUS 软件进行多孔阵列结构的压缩形变行为数值模拟，采用 Johnson-Cook 材料损伤模型作为结构破坏阈值模型。根据压缩试验结果，将边界条件设定为：多孔阵列结构底面在 x-y-z 的自由度受到约束，而顶面在 x-y 的自由度不受约束，并且允许在负 z 轴方向（加载方向）位移。采用高精度的四面体单元划分网格(C3Dd)。

2 结果与讨论

2.1 单向压缩实验

2.1.1 抗压强度

图 2 所示为 P=60%、L=1~6 mm 的多孔阵列结构的抗压强度，其中 P=60%、L=1 mm 的多孔阵列结构

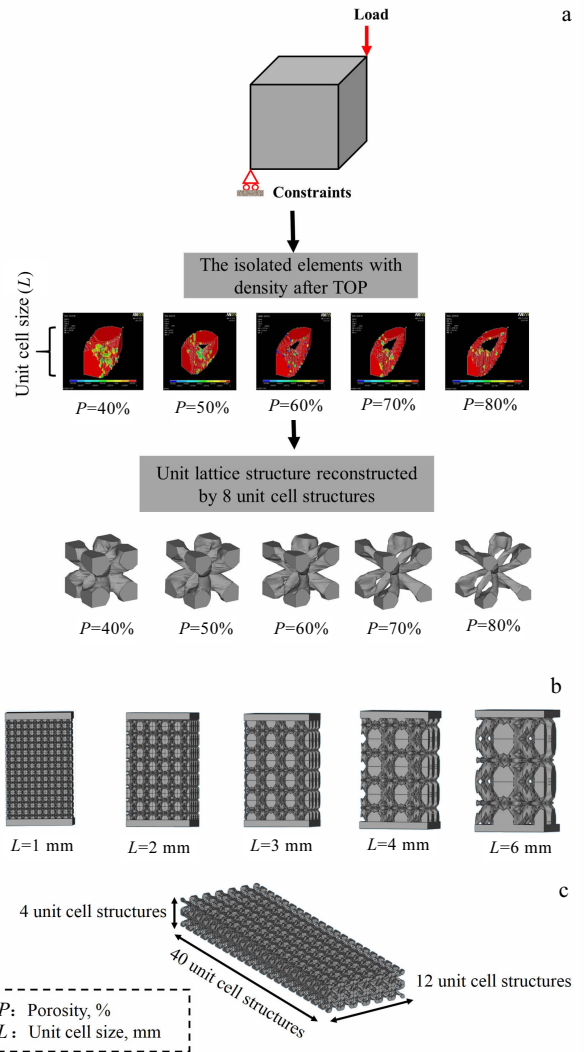


图 1 不同孔隙率的单元多孔阵列结构，压缩实验使用的多孔阵列结构及动态弹性模量测试使用的多孔阵列结构

Fig.1 Unit porous lattice structure with different porosity (a), porous lattice structure used in compression test (b), and porous lattice structure used in dynamic elastic modulus test (c)

最大破坏承受力超过了机器加载范围，因此无抗压强度值。实验结果表明，在孔隙率一定的情况下，多孔阵列结构的抗压强度随着单元结构尺寸的增加而减小，抗压强度的范围为：126~199 MPa，P=60%。

2.1.2 压缩形变规律

图 3 为多孔阵列结构的压缩实验应力-应变曲线，图 4 是与之对应的压缩形变过程结构变化。通常，多孔结构的应力-应变曲线可以被定义为 3 个阶段：线弹性阶段、屈服阶段和完全失效阶段，特别地，在完全失效阶段，往往表现为瞬时毁灭性的崩塌。本实验的应力-应变曲线随着单元结构尺寸的不同，遵循 3 种多

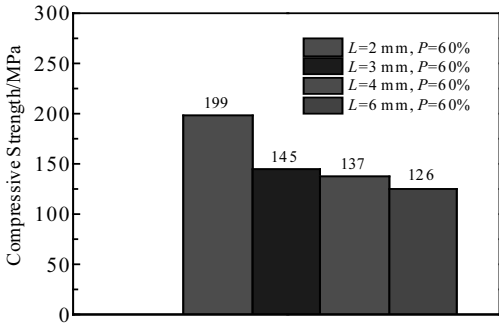


图 2 多孔阵列结构抗压强度的测量结果

Fig.2 Compressive strength of porous structures with different unit cell sizes

孔结构变形规律： $L=1\text{ mm}$ 的应力-应变曲线（黑色曲线）遵循弹性多孔结构的形变规律，它仅存在线性弹性变形阶段，没有应力峰值和屈服阶段； $L=2\sim 4\text{ mm}$ 的应力-应变曲线（红、蓝、绿 3 种曲线）遵循弹脆性多孔结构的形变规律，其压缩形变规律符合上述失效模式，同时具有应力峰值和屈服阶段； $L=6\text{ mm}$ 的应力-应变曲线（紫色曲线）遵循脆性多孔结构的形变规律，初始阶段其应变随应力呈线性增加，当达到应力峰值后，整体结构的应力立刻随应变逐渐减小，不存在屈服阶段。产生这种现象的原因是，在相同体积中，单元结构尺寸较小的多孔阵列结构堆叠的单元多孔结构数量较多，整体结构的强度较大，因而越接近弹性多孔结构的压缩形变规律。在骨骼植入体实际应用中，近弹性（ $L=1\text{ mm}$ ）或者近脆性（ $L=6\text{ mm}$ ）的多孔结构都是不推荐的。

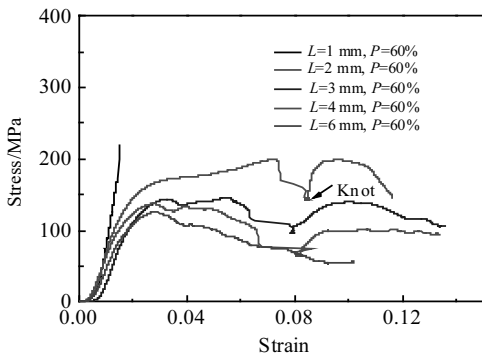


图 3 孔隙率为 60% 的不同单元结构尺寸的拓扑优化多孔结构的单向压缩测试结果

Fig.3 Compressive stress-strain curves of porous structures with 60% porosity and different unit cell sizes

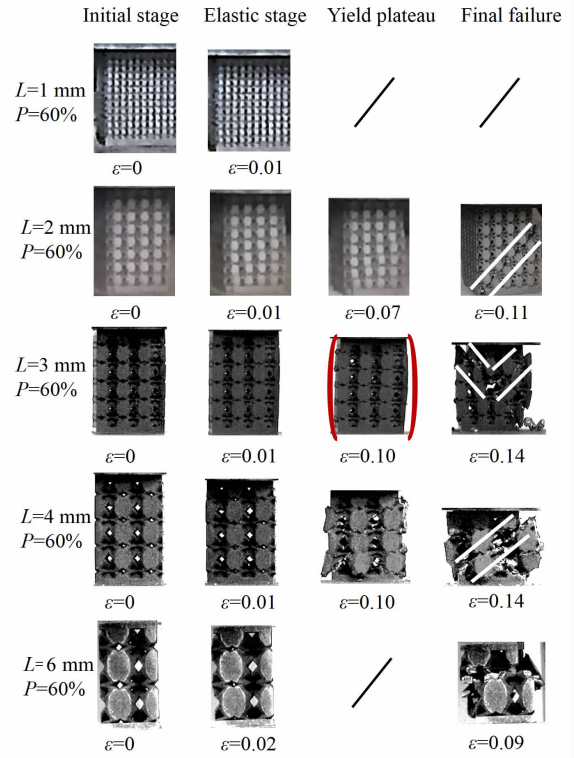


图 4 不同单元结构尺寸的多孔阵列结构压缩形变过程

Fig.4 Compression crush behavior images of porous lattice structures with different unit cell sizes under increasing strain

针对弹脆性多孔结构，本实验模拟了 2 种多孔阵列（ $L=3$ 和 4 mm ）的压缩形变过程，如图 5 所示。结合图 4 的实验结果分析，当多孔阵列结构处于线性弹性形变阶段时，占大部分的粗杆状结构开始逐渐弯曲，而相对较细的杆状结构从上到下，一层一层被压碎。由于结构内部仍然有粗杆状结构支撑，因此在应力-应变曲线中发生了第 2 次弹性屈曲的过程。随后，几乎所有的粗杆状结构被完全压断，由于发生错位，使相邻的杆状结构相互交错形成“塑性铰”，同时一些破碎的杆状结构也堆积在一起，所以发生了应力-应变曲线中的“结点”现象（如图 3 所示）。很快，由于没有稳定的杆状支撑和连接结构，导致整体结构发生略微膨胀。最终，在剪切应力的作用下，整个多孔阵列结构发生完全断裂失效，并且与压缩方向形成 45° 的断裂带：对于对称的阵列结构（ $L=3\text{ mm}$ ）， 45° 断裂带的方向是随机的，甚至还会出现 2 条断裂带；对于非对称的阵列结构（ $L=4, 6\text{ mm}$ ）， 45° 断裂带的方向是从相对较厚的杆向相对较薄的杆转移。在这种破坏机制下，多孔阵列结构具有更好的抗变形能力，适合于医学应用。

图 6 比较了数值模拟与实验得到的应力-应变曲线，可以看出，两者在弹性阶段基本一致，这说明它们具有相同的静态弹性模量。但是，数值模拟得到的强度值稍微大于实验结果，对于单元结构尺寸为 3 mm 的结构，模拟得到的抗压强度值误差为 24%；对于单元结构尺寸为 4 mm 的结构，模拟得到的抗压强度值误差为 15%。这是因为实验过程中有大量的杆状结构发生断裂，而模拟过程中没有，造成了一定的误差。

2.2 动态弹性模量测量

2.2.1 动态弹性模量

图 7 总结了不同单元结构尺寸和孔隙率的多孔阵

列结构的动态弹性模量。很明显，多孔阵列结构的动态弹性模量随着单元结构尺寸（孔隙率为常数）或者孔隙率（单元结构尺寸为常数）的增加而减小。本实验设计的多孔阵列结构的弹性模量的范围为 3.5~55.47 GPa，考虑到人体骨骼的弹性模量，即：密质骨的弹性模量范围为 6~21.5 GPa，松质骨的弹性模量范围为 0.04~5 GPa^[18]，如图用黄色（密质骨）和绿色虚线（松质骨）标注的区域，本实验的部分结果能够和人体骨骼相匹配。

2.2.2 结构稳定性评价

为了预测多孔结构的力学性能，Gibson 和 Ashby

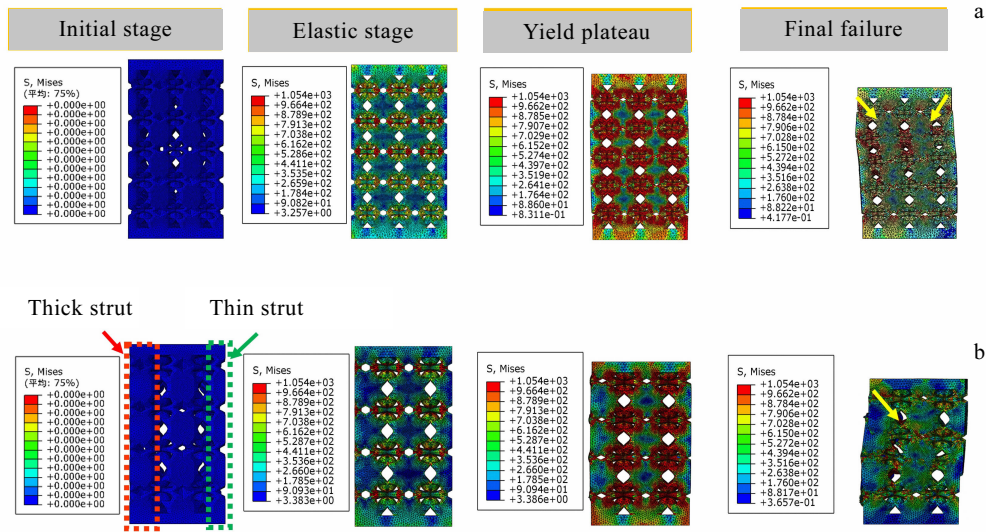


图 5 孔隙率为 60% 的不同单元结构尺寸的多孔阵列结构应力-位移变化

Fig.5 Stress distribution-displacement in porous lattice structures with 60% porosity and unit cell size of 3 mm symmetric (a) and 4 mm asymmetric (b)

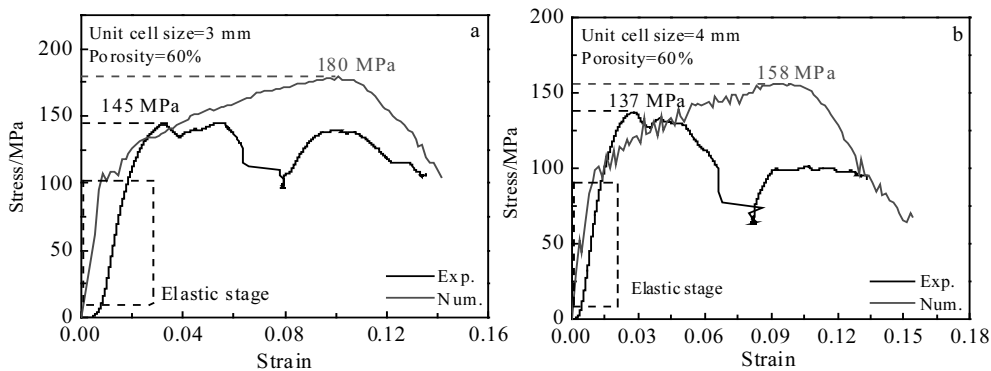


图 6 孔隙率为 60% 的不同单元结构尺寸的多孔阵列结构数值模拟与实验结果应力-应变曲线

Fig.6 Numerical stress-strain curves of porous lattice structures with 60% porosity and unit cell size of 3 mm symmetric (a), and 4 mm asymmetric (b), while comparing with experimental results

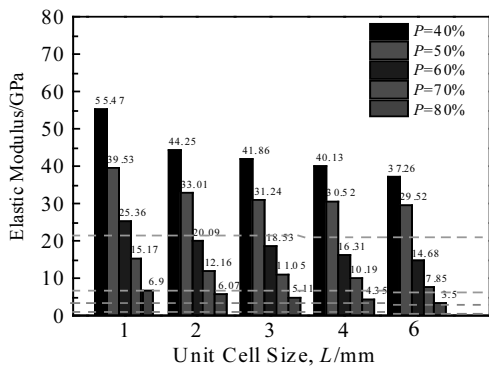


图 7 不同单元结构尺寸和孔隙率的多孔阵列结构的动态弹性模量

Fig.7 Elastic modulus of porous lattice structures with different unit cell sizes and porosities

模型提出相对弹性模量(E/E_s)和相对密度 (ρ/ρ_s) 的关系应满足^[19]:

$$\frac{E}{E_s} = C \left(\frac{\rho}{\rho_s} \right)^n \quad (1)$$

其中, E 和 ρ 分别是 Ti6Al4V 多孔结构的弹性模量和密度, 参量下标“s”表示实体材料的相应性能。相对密度(ρ/ρ_s)在数值上等于 $(1-P)$ 。 C 是稳定性参数, 用来描述多孔结构的几何特征, 如横梁结构的厚度、长度和方向等参数, 与多孔结构的力学性能息息相关。当 n 为一定值时 (在这里取 $n=2$), 多孔结构的 C 值可以用来评价单元结构尺寸是如何影响多孔结构的刚度^[20], C 越大代表结构越稳定。

图 8 以(E/E_s)为 y 轴, $(1-P)^2$ 为 x 轴, 通过线性回归计算, 得到单元结构尺寸为 1, 2, 3, 4, 6 mm 的多孔结构对应的 C 值, 分别为 1.20, 1.12, 1.05, 1.02 和 0.85。结果表明, 单元结构尺寸越小, 整体结构越稳定。当单元结构尺寸大于 4 mm 时, 多孔结构 C 值小于 1, 说明它的稳定性变差, 可认为是一种近似脆性材料; 当单元结构尺寸小于 2 mm 时, 多孔结构的 C 值接近 1.20 时, 说明它的稳定性变好, 可认为是一种近似弹性材料, 这与压缩实验的结果相对应。

2.2.3 Gibson-Ashby 模型拟合

图 9 总结了多孔阵列结构的弹性模量、单元结构尺寸与密度之间的关系, 并且给出了 Gibson-Ashby 模型的拟合曲线和拟合方程。从中可以看出, 所有拟合曲线的相关系数 $R^2 > 0.9566$, 说明拟合的结果与 Gibson-Ashby 理论模型拟合程度较好。另外, 孔隙率对相对弹性模量的影响较大, 而单元结构尺寸对相对

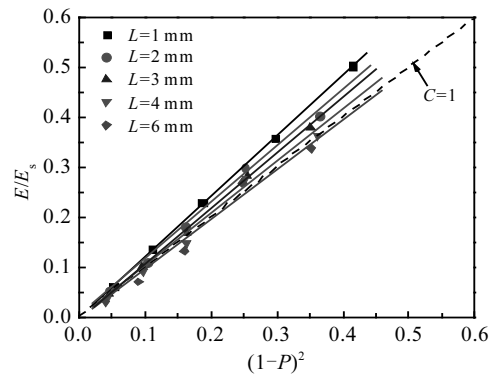


图 8 不同孔隙率和单元结构尺寸的多孔阵列结构的稳定性评价
Fig.8 Stability evaluation of porous lattice structure with different unit cell sizes and porosities

弹性模量的影响较小。另外, 图 9 还给出多孔阵列结构的特征参数 C 和 n , 特征参数 C 在 1.08~1.20 之间随机变化, 与单元结构尺寸的相关性较弱。然而, 特征参数 n 受单元结构尺寸影响, 当单元结构尺寸由 1 mm 变化到 6 mm 时, 特征参数 n 从 1.95 增加到 2.4。这是因为在单元结构尺寸小的多孔阵列结构拥有较差的散热条件, 在 SLM 制造过程中产生了过多的热累积, 从而使整体结构的杆壁厚度增加, 这会使距离较近的杆状结构发生触碰 (如图 10 所示), 导致整体结构的

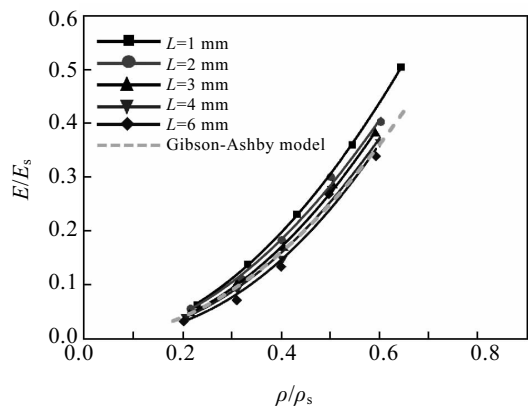


图 9 不同单元结构尺寸和密度的多孔阵列结构的动态弹性模量拟合结果

Fig.9 Theoretical fitting curves of porous lattice structure with different unit cell sizes and densities (for $L=1$ mm, $C=1.20$, $n=1.98$, $R^2=0.9832$; for $L=2$ mm, $C=1.10$, $n=1.96$, $R^2=0.9815$; for $L=3$ mm, $C=1.14$, $n=2.08$, $R^2=0.9786$; for $L=4$ mm, $C=1.08$, $n=2.09$, $R^2=0.9694$; for $L=6$ mm, $C=1.13$, $n=2.24$, $R^2=0.9566$)

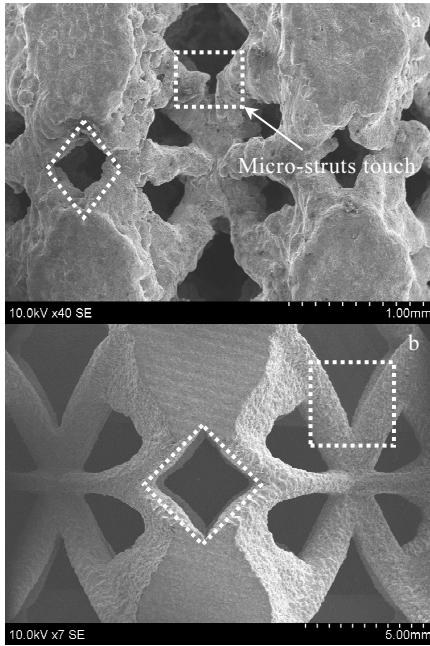


图 10 单元结构尺寸对结构精度的影响

Fig.10 Effect of unit cell size on structural accuracy: (a) $L=1$ mm, $P=80\%$ and (b) $L=6$ mm, $P=80\%$

刚度增加，因而特征参数 n 增大。随着尺寸不断增加，这种“尺寸效应”近乎可以忽略。

考虑到单元结构尺寸对弹性模量的影响，本实验将单元结构尺寸作为独立参量加入 Gibson-Ashby 模型中，得到单元结构尺寸、相对密度和相对弹性模量的三维曲面数学模型：

$$\frac{E}{E_s} = 1.12 \left(\frac{\rho}{\rho_s} \right)^{(1.83+0.19 \ln L)} - 0.006 \quad (2)$$

如图 11 为模型拟合曲面，其中白点为实验所得数据，拟合模型的相关系数 R^2 为 0.9937，说明上述 3 个参数之间具有较高的相关性。考虑骨骼的弹性模量范围 (0.04~21.5 GPa)、弹脆性压缩断裂模式要求 (压缩实验结果) 和 SLM 技术目前的制造极限 (可制造的单元结构尺寸范围为 1~6 mm) 等，用于定制骨骼植入体的多孔阵列结构的几何参数适用范围局限在紫色正方形区域。在设计功能梯度多孔植入体时，根据骨骼中不同的弹性模量分布，在拟合模型中寻找合适的多孔结构参数。在拟合模型中，可选取黄点的参数来填充骨密质区域，选取红点的参数来填充骨松质区域，来匹配人体骨骼的力学性能。通过这种方法，可以实现功能梯度多孔植入体的设计与制造。此外，这种梯度多孔植入体的生物相关性能，如抗腐蚀性能、骨细胞粘附和生长仍有待进一步研究。

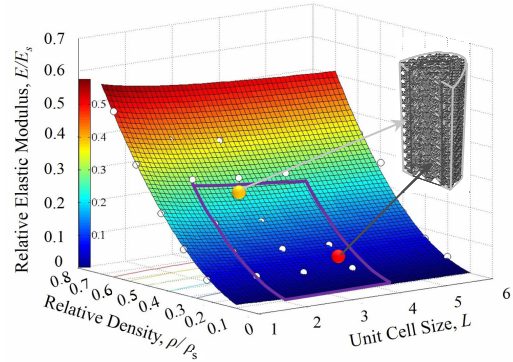


图 11 MATLAB 计算得到三维弹性模量预测模型，白点为实验数据

Fig.11 3D fitting surface model obtained by MATLAB software for predicting elastic modulus (white dots represent experimental results)

3 结 论

1) 多孔阵列结构的抗压强度、弹性模量均与单元结构尺寸成反比，其中抗压强度范围在 126~199 MPa，弹性模量的范围在 3.5~55.47 GPa。

2) 压缩实验中，单元结构尺寸为 1 mm 的多孔结构遵循弹性材料的应力应变规律，单元结构尺寸为 2、3 和 4 mm 的多孔结构遵循弹脆性材料的应力应变规律，单元结构尺寸为 6 mm 的多孔结构遵循脆性材料的应力应变规律。多孔阵列结构沿 45°发生断裂失效，其中对称结构会产生两条 45°断裂带，非对称结构断裂方向从杆壁厚向杆壁薄滑移。

3) 压缩实验中，数值模拟结果与实验结果基本吻合。其中在弹性阶段，具有高度一致性；数值模拟得到的强度值稍微大于实验结果，对于单元结构尺寸为 3 mm 的结构，模拟得到的强度值误差为 24%；对于单元结构尺寸为 4 mm 的结构，模拟得到的强度值误差为 15%。

4) 评价了结构的稳定性，发现单元结构尺寸越大，整体结构的稳定性越差。基于 Gibson-Ashby 模型拟合弹性模量与结构参数的关系，发现特征参数 n 随单元结构尺寸增加而增大。建立了单元结构尺寸、相对密度和相对弹性模量的三维曲面数学模型，拟合曲面与实验结果基本吻合，根据人体力学性能分布，划分了满足骨植入体力学性能的设计区域。

参考文献 References

[1] Wang Z, Wang C, Li C et al. *Journal of Alloys and*

- Compounds*[J], 2017, 717: 271
- [2] Xie Fangxia(颀芳霞), He Xueming(何雪明), Yu Jinghu(俞经虎) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2016, 45(6): 1477
- [3] Ryan G, Pandit A, Apatsidis D P. *Biomaterials*[J], 2006, 27(13): 2651
- [4] Banhart J. *Progress in Materials Science*[J], 2001, 46(6): 559
- [5] Yang Yongqiang(杨永强), Song Changhui(宋长辉), Wang Di(王迪). *Journal of Mechanical Engineering*(机械工程学报)[J], 2014, 50(21): 140
- [6] Choy S Y, Sun C N, Leong K F *et al. Materials and Design*[J], 2017, 131: 112
- [7] Sing S L, Yeong W Y, Wiria F E *et al. Experimental Mechanics*[J], 2016, 56(5): 735
- [8] Tian C, Li X, Zhang S *et al. Materials and Design*[J], 2018, 156: 52
- [9] Gorny B, Niendorf T, Lackmann J *et al. Materials Science and Engineering A*[J], 2011, 528(27): 7962
- [10] Zhang M, Yang Y, Wang D *et al. Materials Science and Engineering A*[J], 2018, 736: 288
- [11] Liu F, Zhang D Z, Zhang P *et al. Materials*[J], 2018, 11(3): 374
- [12] Weißmann V, Wieding J, Hansmann H *et al. Metals*[J], 2016, 6(7): 166
- [13] Li Junchao(李军超), Zang Yanyan(臧艳艳), Wang Wei(王维). *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2018, 47(2): 662
- [14] Wang L, Kang J, Sun C *et al. Materials and Design*[J], 2017, 133: 62
- [15] Lin C Y, Wirtz T, LaMarca F *et al. Journal of Biomedical Materials Research Part A*[J], 2007, 83(2): 272
- [16] Maskery I, Aremu A O, Simonelli M *et al. Experimental Mechanics*[J], 2015, 55(7): 1261
- [17] Chahine G, Smith P, Kovacevic R. *Solid Freeform Fabrication Symposium*[J], 2010, 51: 606
- [18] Rho J Y, Ashman R B, Turner C H. *Journal of Biomechanics*[J], 1993, 26(2): 111
- [19] Gibson L J, Ashby M F. *Cellular Solids: Structure and Properties*[M]. Cambridge: Cambridge University Press, 1999: 183
- [20] Murr L E, Gaytan S M, Medina F *et al. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*[J], 2010, 368(1917): 1999

Unit Cell Size Effect on Mechanical Properties of Ti6Al4V Porous Structure

Xu Yangli¹, Zhang Dongyun¹, Hu Songtao¹, Chen Runping¹, Gu Yilei², Tao Jiongming², Kong Xiangsen²

(1. Institute for Laser Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

(2. Shanghai Institute of Satellite Engineering, Shanghai 201100, China)

Abstract: Topology optimized porous lattice structure with different unit cell sizes (1~6 mm) and porosities (40~80%) were fabricated by Selective Laser Melting, and their compressive deformation behavior and elastic properties were discussed. The results show that compressive strength and elastic modulus of lattice structure were inversely proportional to unit cell size. Their compressive strength ranged from 126 to 199 MPa and elastic modulus ranged from 3.5 to 55.47 GPa. The stress-strain curves of lattice structures with different unit cell sizes followed three kinds of stress-strain laws: elastic material, elastic-brittle material and brittle material. The compressive deformation process simulated by ABAQUS explained the reason of two 45° fracture band. The numerical results show a good agreement with experimental results. The stability was evaluated by Gibson-Ashby model, and the stability parameter C decreased with the increase of unit cell size. Meanwhile, the fitting curves based on Gibson-Ashby model were established, and the value of n increased with the increase of unit cell size. A 3D surface mathematical model combining unit cell size, relative density and relative elastic modulus was established, and the design area satisfying mechanical properties of bone implants was proposed.

Key words: selective laser melting; Ti6Al4V; porous structure; unit cell size; mechanical properties

Corresponding author: Zhang Dongyun, Ph. D., Associate Professor, Institute for Laser Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, P. R. China, Tel: 0086-10-67392701, E-mail: zhangdy@bjut.edu.cn