

# 一种 Ti-6Al-4V 功能梯度网状结构的设计与压缩性能

邵世友, 李东, 曾春杰, 张涛  
(上海工程技术大学, 上海 201620)

**摘要:** 通过电子束选区熔化制造具有高孔隙率的多孔 Ti-6Al-4V 结构, 旨在用于替代人类松质骨。开放的网状结构能够提供骨组织向内生长的空间, 因此能更好的起到固定的作用。利用计算机辅助设计 (CAD), 制备一种低密度 ( $0.78 \text{ g/cm}^3$ ), 高孔隙率 (82%), 弹性模量为  $2.7 \text{ GPa}$  的功能梯度网状结构。结果表明, 制备的功能梯度网状结构与致密件相比, 具有和松质骨接近的弹性模量, 能够有效的避免应力屏蔽效应。此外, 通过增加层与层之间的厚度, 可以有效的防止裂纹在网状结构中快速扩展, 提高安全性。此结构的屈服强度为  $62 \text{ MPa}$ , 试样的组织中的细小的  $\alpha'$  相有利于提高植人物的寿命。

**关键词:** 电子束选区熔化; 网状结构; 孔隙率; 植人物

中图分类号: TG 47 文献标识码: A doi: 10.12073/j.hjxb.2019400199

## 0 序言

增材制造技术能够制造结构复杂的产品, 且更加的节约材料和加工时间, 因此增材制造技术近年来在越来越多的领域得到运用。增材制造技术可以根据输入原料的不同进行分类, 对于金属粉末材料, 最常见的增材制造技术是粉末床熔合。产品可以通过熔炼金属粉逐层堆积起来, 形成最终的产品。粉末床熔合技术包含电子束选区熔化和选择性激光烧结, 根据相关资料表明, 通过电子束选区熔化制造部件的密度通常比选择性激光烧结的高<sup>[1-2]</sup>。

钛合金在医疗植人物中具有非常广泛的应用, 但是 Ti 基合金的杨氏模量 ( $100 \sim 140 \text{ GPa}$ ) 远高于人类皮质骨和小梁骨 ( $1 \sim 30 \text{ GPa}$ )。该金属植人物与骨组织之间的模量差将会产生种植体基本上承受着不可避免的负荷导致骨质疏松症, 称为应力屏蔽效应<sup>[3-4]</sup>。钛合金开放的网状结构具有比其固体部分低得多的杨氏模量。通过调节组成单元的结构和孔隙度水平, 钛合金网状结构的模量可以控制在  $0.5$  和  $15 \text{ GPa}$  之间, 这与人类皮质骨和小梁骨的模量相近, 可有效地避免应力屏蔽效应。此外, 开放网状结构能够提供骨组织向内生长的空间并因此具有更好的固定。已经报道了具有高孔隙率 ( $80\% \sim 90\%$ ) 的支架能促进骨骼更好的生长。鉴于上述情

况, 具有开放网状结构的钛合金是替代密集植人物的一个好选择<sup>[5]</sup>。

电子束选区熔化技术, 已被开发用于制造钛合金网状结构和泡沫结构。Parthasarathy 等人<sup>[6]</sup>的研究表明, 利用电子束选区熔化技术制造的网状结构能够有效的降低植人物的质量, 且具有与骨骼相近的力学性能。并对植人物进行生物力学模拟, 表明具有较高的安全性。但是在功能梯度网状结构的设计以及对其的力学性能和显微组织研究的较少, 因此文中设计了一种功能梯度的网状结构, 然后对其的压缩性能进行模拟, 并根据模拟结果对结构进行优化, 最后对其的力学性能和显微组织进行了研究。

## 1 功能梯度网状结构的设计与优化

功能梯度网状结构分为三个部分: 主承载部分、过渡部分和辅助承载部分。各结构单元与初步功能梯度网状结构如图 1 所示。人体的骨骼虽然主要承受的是轴向的压力, 但是在一些情况下也会受到来自其它方向的力。因此, 主承载部分应该选择各向力学性能都较好的结构, 同时考虑到加工工艺, 其结构单元如图 1a, 图中 WCS 表示工作坐标系。过渡部分在具有一定轴向承载的能力的基础上, 能够形成更多的微孔结构, 提高孔隙率 (图 1b), 辅助承载部分主要是加强轴向承载能力, 使得整体结构呈现和骨骼相似的各向异性 (图 1c)。

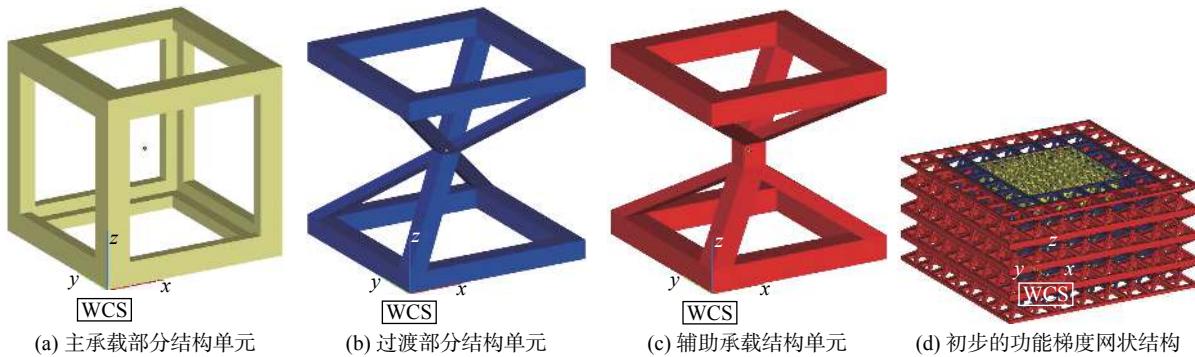


图1 各结构单元与初步的功能梯度网状结构

Fig. 1 Structural elements and preliminary functionally gradient network structure

功能梯度网状结构的初步设计如图1d, 其尺寸为(长×宽×高) $32\text{ mm} \times 32\text{ mm} \times 16\text{ mm}$ , 分为4层, 每层的高度为4 mm。出于孔隙率、力学性能和成形工艺的综合考虑, 主承载部分结构单元的尺寸为(长×宽×高) $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ , 其余部分结构单元尺寸为 $4\text{ mm} \times 4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ 。此次设计的功能梯度网状结构, 中心位置为主承载部分密度高, 用以保证整体结构有良好的力学性能。外层依次为过渡部分和辅助承载部分。增加了层与层之间的厚度, 防止在使用中某一层出现的裂纹迅速的扩

展到整个结构, 进一步增加安全性。

为了进一步了解功能梯度网状结构的压缩性能, 文中将用Ansys进行力学模拟。首先将模型文件类型存为x\_t格式然后导入Ansys workbench, 添加statics structural模块对结构进行静力学分析。第一步添加材料的属性, 将Ti-6Al-4V的参数输入; 第二步划分网格, 由于结构比较复杂, 选择用Patch Conforming法进行划分; 最后在模型的底面上添加固定约束, 在顶面添加15 kN的载荷。总变形量的结果如图2所示, 从图2a中可以看出当载荷达到

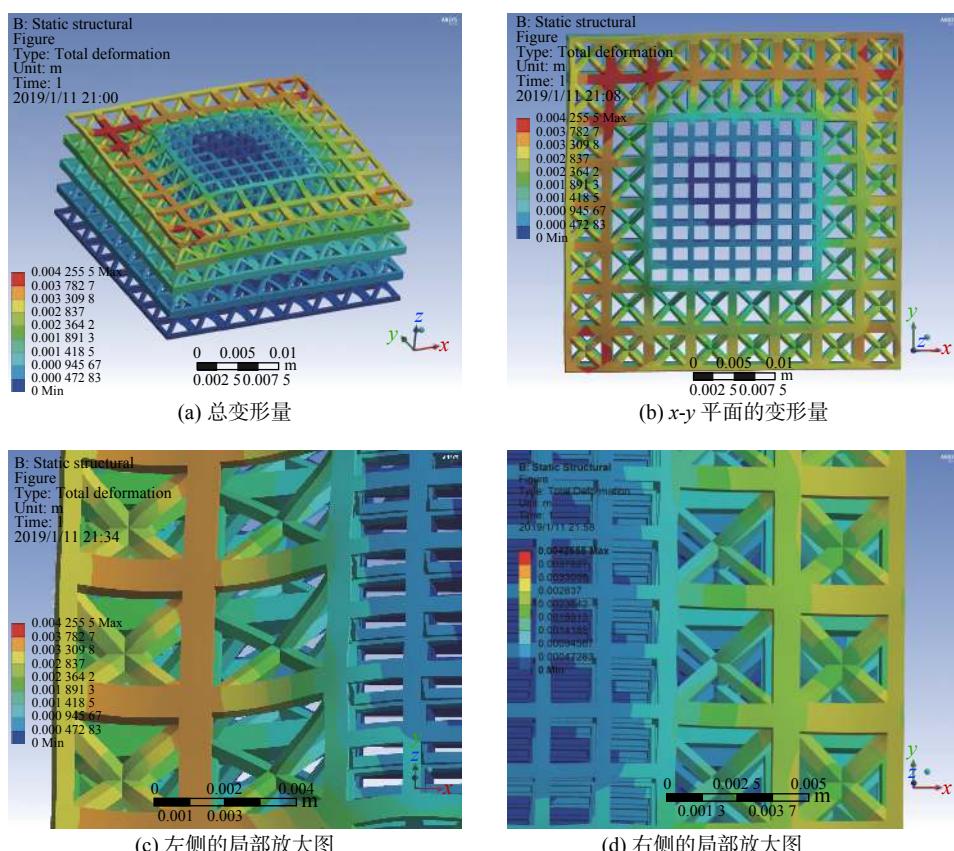


图2 变形量云图和局部放大图

Fig. 2 Deformation cloud image and partial enlargement

15 kN 时, 加载面以下两层的变形量最明显。其中最大的变形量为 4.22 mm, 已经超过了层高 4 mm。中心的主承载部分变形量最小, 这是由于这个区域的网格密度最高。从图 2b 中可以看到左侧的变形量明显于右侧, 在相同的材料和载荷下出现这种差异, 说明左右两侧的结构存在差异。将左侧和右侧局部放大, 如图 2c, d 所示, 可以看到在左侧每一个节点上的支柱为 3 个, 右侧的每个节点上的支柱为 4 个, 这是导致左右两侧变形量差异的原因。

左侧的结构进行优化后, 将模型再次进行静力学模拟, 此次载荷为 23 kN。其结果如图 3, 与优化前相比, 即使载荷增加了 8 kN, 但是最大变形量只有 3.3 mm, 承载能力有了很大的提高。这是因为功能梯度网状结构的主要承力点就是支柱相交的节点, 对左侧结构的优化实际上就是强化每个节点的承载能力, 所以结构的整体承载能力有了很大的提升。

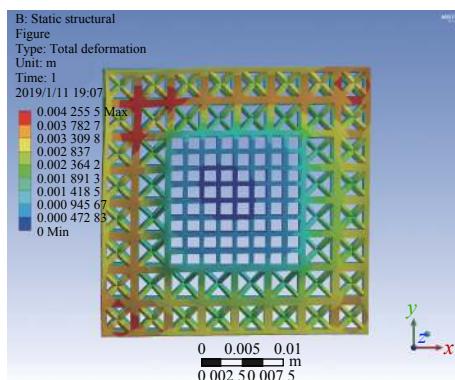
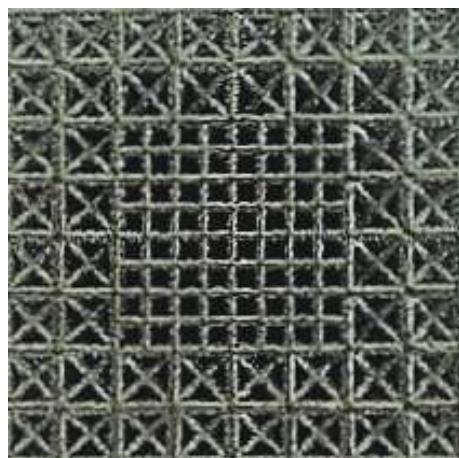


图 3 优化结构后的总变形量云图

Fig. 3 Cloud figure of total deformation after optimization of structure



(a) 网格结构



(b) 局部放大

图 4 功能梯度网状结构

Fig. 4 Functional gradient network structure

## 2 试验方法

电子束选区熔化功能梯度网状结构成形试验所用的材料为惰性气体雾化的 Ti-6Al-4V 钛合金粉末, 粉末粒度范围为 10~100 μm。Ti-6Al-4V 钛合金粉末的化学成分见表 1。电子束选区熔化快速成形试验所用的设备是由瑞典 Arcam 公司研制的 Arcam A2X 型电子束选区熔化成形设备, 试验的工艺参数见表 2。

表 1 Ti-6Al-4V 合金粉末的化学成分 (质量分数, %)  
Table 1 Chemical composition of Ti-6Al-4V alloy powder

Al	Fe	V	C	O	N	H	Ti
6.1	0.20	4.05	0.02	0.15	0.01	0.002	余量

表 2 电子束选区熔化成形工艺参数

Table 2 Technological parameters of electron beam selective melting forming

束电流 $I_b$ /mA	扫描速度 $v$ /(mm·s <sup>-1</sup> )	偏移电流 $I_f$ /mA	层厚 $d$ /μm
15~28	4 530	32	6

功能梯度的网状结构如图 4 所示, 空隙率 ( $P$ ) 的计算式为

$$P = \left(1 - \frac{\rho}{\rho_0}\right) \times 100\% \quad (1)$$

式中:  $\rho$  表示功能梯度网状结构的实际密度;  $\rho_0$  表示 Ti-6Al-4V 的理论密度 (4.43 g/cm<sup>3</sup>);  $P$  表示该结构的实际孔隙率。由式 (1) 可以得出试样的孔隙率为 82%, 较高的空隙率有助于骨细胞的生长。

采用 MTS793 试验机对电子束选区熔化 (EBM)

制备的功能梯度网状结构样品进行压缩试验, 室温下应变速率为  $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ . 为了增加数据的准确性, 压缩测试都进行 3 次, 并求其平均值.

### 3 分析与讨论

在 EBM 制备 Ti-6Al-4V 功能梯度网状结构的过程中, 合金粉末会被加热到  $\beta$  转变温度 ( $T_\beta = 1050^\circ\text{C}$ ) 以上并迅速冷却到  $T_\beta$  以下, 在逐层堆积的过程中重复该热循环过程, 因此在 Ti-6Al-4V 功能梯度网状结构的制备过程中存在复杂的相变过程. 样品的显微组织如图 5 所示, 较高的冷却速率导致大量细小的  $\alpha'$  相生成. 细小的  $\alpha'$  马氏体相可以提高试样的硬度和耐磨性, 有利于提高植入物的寿命.

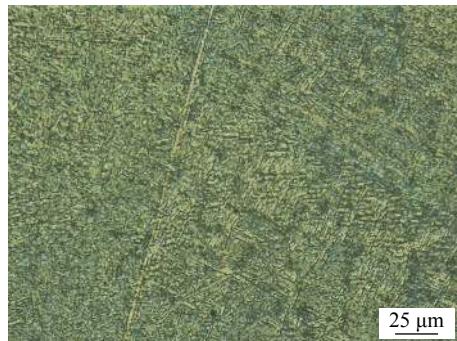


图 5 试样的显微组织

Fig. 5 Apparent dimensional structure of specimen

试样载荷-变形量曲线如图 6 所示, 第一个拐点的载荷为 23 kN. 在第一个拐点之后, 载荷有所下降, 这是由于试样中部分支撑柱断裂所致, 在载荷下降到一定程度时, 又会有所上升, 并趋于平稳, 这是由于试样被压实, 此时试样的变形量约为 30%. 图 7 为压缩试验后的试样, 可以看出试样有两层已经完全被压溃, 但是其中两层在宏观上基本保持了原来的宏观结构, 变形量较小, 这与模拟结果一致.

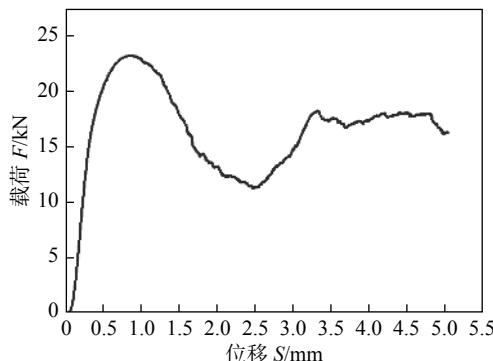


图 6 载荷-变形量曲线

Fig. 6 Load-displacement curve

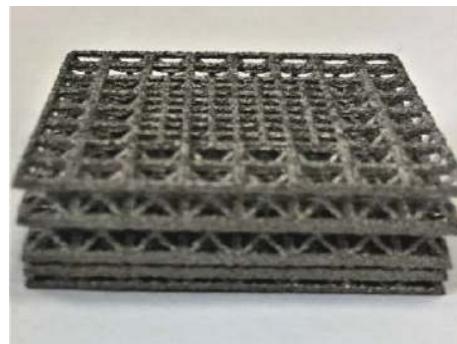


图 7 压缩试验后的试样

Fig. 7 Specimen after compression test

功能梯度网状结构的压缩的工程应力-应变曲线如图 8 所示, 其屈服强度为 62 MPa, 弹性模量为 2.7 GPa. 与 Chen 等人<sup>[7]</sup>设计的单一网状结构相比, 在比其孔隙率高的情况下有相似的弹性模量, 且有高得多的屈服强度. 在压缩试验中, Chen 等人的单一网状结构和 Zhao 等人<sup>[8]</sup>设计的功能梯度网状结构都出现了在屈服强度之后应力急剧下降, 这不利于植入物的使用安全. 此次设计的功能梯度网状结构在屈服强度之后, 虽然出现了应力下降, 但是仍维持在 30 MPa 左右, 而且由于在继续的压缩过程中断裂层被压实, 应力出现上升的情况并在 45 MPa 波动, 这有利于植入物的使用安全. 这是由于在 Chen 等人和 Zhao 等人网状结构中一旦出现裂纹, 裂纹会在网格中迅速扩展导致结构迅速被破坏. 文中设计的功能梯度网状结构中, 裂纹扩展受到的阻力在垂直方向上大于在水平方向上的阻力, 且增加了层与层之间的厚度. 这些都导致结构的断裂是逐层发生, 因此才会出现应力下降又回升的情况.

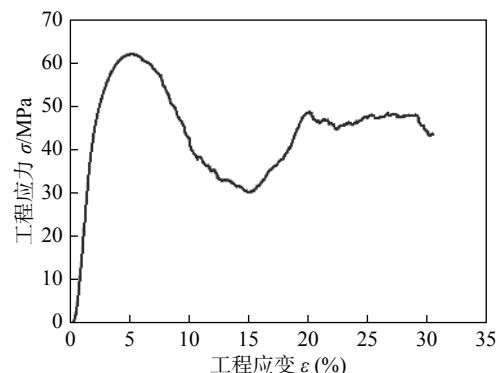


图 8 功能梯度网状结构的工程应力-应变曲线

Fig. 8 Stress-strain curves of functionally gradient reticulated structures

## 4 结 论

(1) 文中提出一种中心网格密度高, 周边网格密度依次降低的分层结构, 并通过 Ansys 模拟对这种结构进行优化.

(2) 此结构可以保证在具有较高孔隙率的基础上, 拥有与松质骨匹配的弹性模量, 可以有效的避免因应力屏蔽而产生的骨质疏松.

(3) 这种结构与其它网状结构相比, 可以有效的防止因裂纹在网状结构中迅速扩展, 带来的安全风险. 其组织中细小的  $\alpha'$  马氏体相可以提高试样的硬度和耐磨性.

### 参考文献:

- [1] Zhao X, Li S, Zhang M, et al. Comparison of the microstructures and mechanical properties of Ti-6Al-4V fabricated by selective laser melting and electron beam melting[J]. Materials & Design, 2016, 95: 21 – 31.
- [2] Liu Y J, Li S J, Wang H L, et al. Defects and mechanical behavior of beta-type titanium porous structures manufactured by electron beam melting and selective laser melting[J]. Acta Materialia, 2016, 113: 56 – 67.
- [3] Choi K, Kuhn J L, Ciarelli M J, et al. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus[J]. Biomech, 1990, 23: 1103 – 1113.
- [4] Geetha M, Singh A K, Asokamani R, et al. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - a review[J]. Science, 2009, 54: 397 – 425.
- [5] Li Y H, Yang C, Zhao H D, et al. New developments of Ti-basedalloys for biomedical applications[J]. Materials, 2014, 7: 1709 – 1800.
- [6] Parthasarathy J, Starly B, Raman S. A design for the additive manufacture of functionally graded porous structures with tailored mechanical properties for biomedical applications[J]. Journal of Manufacturing Process, 2011, 13: 160 – 170.
- [7] Chen S Y, Kuo C N, Sud Y L, et al. Microstructure and fracture properties of open-cell porous Ti-6Al-4V with high porosity fabricated by electron beam melting[J]. Materials Characterization, 2018, 138: 255 – 262.
- [8] Zhao S, Li S J, Wang S G. Compressive and fatigue behavior of functionally graded Ti-6Al-4Vmshes fabricated by electron beam melting[J]. Acta Materialia, 2018, 150: 1 – 15.

第一作者简介: 邵世友, 男, 1992 年出生, 硕士. 主要从事电子束选区熔化增材制造科研工作. Email: [945513697@qq.com](mailto:945513697@qq.com)

通信作者简介: 李东, 男, 副教授. Email: [lid@sues.edu.cn](mailto:lid@sues.edu.cn)