

# TC4 钛合金负泊松比人工骨微结构的力学性能匹配研究

叶建华<sup>1,3</sup>, 李东煜<sup>1</sup>, 林佳<sup>2</sup>, 曾寿金<sup>1</sup>, 韦铁平<sup>1</sup>, 许明三<sup>1</sup>

(1. 福建工程学院 机械与汽车工程学院, 福建 福州 350118)

(2. 福建中医药大学附属人民医院, 福建 福州 350004)

(3. 浙江大学 机械工程学院, 浙江 杭州 310058)

**摘要:** 设计不同变形机制、不同孔隙率下的负泊松比多孔骨结构材料, 借助选区激光融化成型技术制备医用 Ti6Al4V 负泊松比多孔植入物样件, 进行微观材料表征和可制造性评测, 并通过压缩试验揭示强度、弹性模量等力学性能与胞元结构类型、结构参数间的影响规律, 评测不同结构与人体骨力学性能的匹配程度。结果表明: 各结构都具有较高的可制造性, 成型质量与结构特征和孔隙率相关; 负泊松比结构力学性能高度依赖于结构设计及孔隙率; 所设计的负泊松比结构通过改变支柱直径能够将实体金属弹性模量降低至与人体骨骼相近的范围内, 并有望通过调整结构参数进一步实现植入体力学性能的广跨度调控。

**关键词:** 负泊松比结构; 骨骼; 多孔材料; 力学性能

**中图分类号:** TG146.23

**文献标识码:** A

**文章编号:** 1002-185X(2022)12-4594-08

医用材料 Ti6Al4V 具有良好的生物相容性, 是制备人工骨的常用材料。然而, 人体骨是一种复杂的多孔生物材料, 呈现高孔隙率、低弹性模量的特性。致密的金属无法提供物质传递通道, 没有血管再生空间, 不利于为病变周围骨提供营养<sup>[1]</sup>, 并且金属的高弹性模量会产生应力屏蔽现象, 使得周围骨缺乏应变刺激, 容易导致骨组织弱化、松动<sup>[2]</sup>, 不利于术后的骨再生重建。多孔结构拥有连通的空间孔隙, 可为物质的传递和再生骨的长入提供通道, 并能通过结构设计调控材料的弹性模量, 避免应力屏蔽现象的产生<sup>[3,4]</sup>, 从而能重构病变局部的机械-生物平衡状态<sup>[5,6]</sup>, 对促进骨的再生具有重要意义。

近年来, 随着增材制造技术的发展, 特别是选区激光熔化 (selective laser melting, SLM) 技术等金属 3D 直接成型技术的日益成熟, 为复杂多孔结构的精密制造提供了新途径, 极大促进了生物医学领域多孔材料的研究<sup>[7]</sup>。例如, 康建峰等人<sup>[8]</sup>基于有限元法, 通过体心立方单元和增强体心立方单元尺寸的调整, 实现了满足人体骨弹性模量、孔隙率要求的金属假体微结构设计。刘涛等人<sup>[9]</sup>针对菱形多面体多孔结构, 建立了多孔材料孔隙率、弹性模量的计算模型。王春晓等人<sup>[10]</sup>

比较了 5 种不同孔隙结构的钛合金支架的力学性能, 发现不同单元结构对力学性能的影响显著。Li 等人<sup>[11]</sup>制备分析了 3 种不同单元结构对力学性能的影响情况, 从压杆的屈曲和弯曲变形角度进行解释。Barba 等人<sup>[12]</sup>设计研究了一组基于隐式曲面的多孔支架模型, 结果表明通过结构调整能获得覆盖人体骨弹性模量谱的微结构。然而, 目前学者大多针对传统正泊松比多孔微结构开展研究。

负泊松比多孔结构是一类表现为受拉膨胀、受压内缩的反常规新型超材料, 源于独特的几何结构设计, 能够实现弯曲或旋转诱导变形, 拥有优异的力学性能<sup>[13,14]</sup>, 作为骨科植入物的潜在优势巨大。近年来, 随着 3D 打印技术的发展, 推动了负泊松比从二维到三维的快速发展, 为三维连通人工骨多孔结构的设计提供了新方向。Choi 等人<sup>[15]</sup>通过试验表明静态机械压应力下负泊松比多孔结构能促进细胞的生长。Yang<sup>[16]</sup>等采用电子束熔融法制备了负泊松比内凹结构, 通过压缩试验测试了不同结构参数下的力学性能, 发现负泊松比内凹结构比常规多孔结构力学性能更强。Yan<sup>[17]</sup>等探究了负泊松比植入体对小鼠胚胎干细胞和人诱导多能干细胞神经分化的影响, 结果表明合适参数的负泊松比

收稿日期: 2021-12-16

基金项目: 国家自然科学基金 (51775113); 福建省自然科学基金 (2021J011052); 福建工程学院科研启动基金 (GY-Z19014)

作者简介: 叶建华, 男, 1980 年生, 博士, 副教授, 福建工程学院机械与汽车工程学院, 福建 福州 350118, 电话: 0591-22863232, E-mail: yeuser@fjut.edu.cn

结构能增强细胞的神经分化能力。Wu<sup>[18]</sup>等设计了新型负泊松比反四手性结构血管支架,通过有限元方法研究了几何参数对其力学性能的影响,设计的血管支架在保持轴向稳定性的同时具有显著的径向扩张能力。Kolken<sup>[19]</sup>等根据负泊松比结构受拉膨胀的特性,将负泊松比结构布置在植入体外侧,对比了不同结构参数对弹性模量的影响,避免了植入体在拉伸载荷下与骨组织分离的情况,提高了植入体的寿命。这些研究均发现了负泊松比结构材料的优势,但并未对不同变形机制、结构类型的负泊松比多孔骨结构进行力学性能的详细研究。

为此,本研究鉴于负泊松比多孔结构作为骨科植入物的潜在优势,以选区激光熔化成形技术为手段,基于压缩力学性能试验进行负泊松比多孔骨结构的力学性能匹配研究。首先,考虑胞元结构是负泊松比材料的核心,决定着材料的力学性能,设计一组具有不同变形模式的负泊松比胞元结构。然后,通过选区激光熔化成形技术制备不同孔隙率下的样件,进行可制造性评估,并通过力学压缩试验,分析胞元结构、孔隙率等对力学性能的影响规律。最后,将实验值与骨组织参数进行匹配,评测负泊松比多孔结构作为骨替代物的适用性,为骨植入体的设计提供参考作用。

## 1 材料与方法

### 1.1 负泊松比人工骨多孔微结构设计

根据负泊松比的不同变形机制,二维负泊松比胞元结构主要有手性结构、内凹结构和多边形结构 3 种。其中,手性和多边形结构通过旋转诱导变形、内凹结构则通过弯曲诱导变形。图 1 给出了 3 种负泊松比的结构及变形机制示意图。其中,手性结构在受压后引起中心环自旋转,进而导致切向杆收缩变形;内凹结构由正六边形结构演化而来,在受压后六边形中的斜杆发生面内旋转诱发收缩变形;多边形结构则是由刚性多边形在顶点处铰接而成,受压后多边形绕铰接点旋转回缩产生结构的整体性收缩。通过二维胞元结构拓展构建空间连通三维多孔结构。对于旋转诱导变形的手性结构和多边形结构,为了保持空间其它方向的变形特性相近,利用三维扭转倾斜杆拓展设计三维胞元结构。通过扭转斜杆链接 2 个相邻层,受压时引起层间的扭转,进而诱导层间收缩变形。内凹结构则直接通过三维空间上的交错排列设计三维多孔结构,层间在受压时依然保持通过弯曲诱导收缩变形。在空间中对胞元结构沿 X、Y、Z 方向分别阵列得到三维负泊松比多孔骨结构样件。

孔洞形态、孔隙率是人工骨设计的重点,其中孔

洞形态是影响骨诱导性的关键因素,孔隙率是调控负泊松比结构材料刚度的决定性要素。据研究表明,孔径 200~1200 μm、孔隙率 50%~90% 的植入体有利于骨细胞的长入<sup>[20-22]</sup>。为此,本研究综合考虑可制造性、实用性和可比较性,参照孔径 200~1200 μm,孔隙率取 65%、75% 和 85% 3 种。在三维负泊松比多孔结构设计时,通过如图 2 所示的结构参数,以调控孔洞形态和孔隙率。首先,确定胞元单元尺寸  $L_c$  和  $H$ ,以确保在不同孔隙率下结构具有合适的孔径;然后,以孔洞形态尽量保持各向均衡为原则,设计形态参数尺寸  $\theta$  和  $D$ ;最后,通过调整杆径尺寸  $d$  满足孔隙率的设计要求。最终获得的人工骨样件如图 3 所示,具体参数如表 1 所示。其中,结构的设计孔隙率可由式 (1) 计算:

$$P_d = 1 - \frac{V_s}{V_{bound}} \times 100\% \quad (1)$$

其中,  $V_s$  为结构实体部分的体积、 $V_{bound}$  为最小包围盒体积,均由三维建模软件计算得到。

### 1.2 样件制备与实验

以粒径分布为 20~53 μm 的 Ti6Al4V 球形粉末为原材料,粉末形貌如图 4 所示,化学成分如表 2 所示。使用前在真空环境中干燥 8 h,以充分分散粉末。

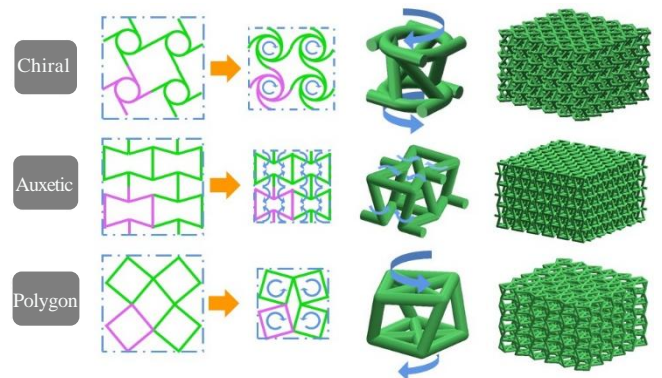


图 1 负泊松比结构与变形机制

Fig.1 Negative Poisson's ratio structure and deformation mechanism

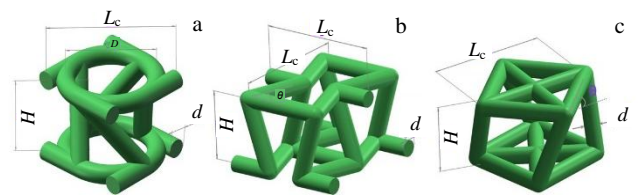


图 2 结构最小单元

Fig.2 Smallest unit of structure: (a) chiral, (b) auxetic, and (c) polygon

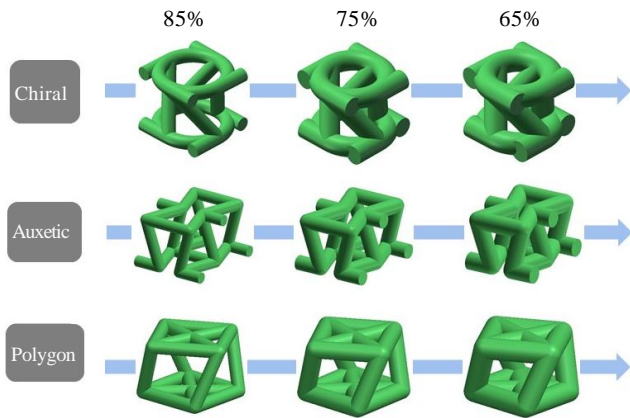


图 3 结构微单元

Fig.3 Structural microcell

表 1 微单元几何参数

Table 1 Geometric parameters of micro-units

Structure type	Porosity/%	$L_c$ /mm	$H$ /mm	$\theta/(^\circ)$	$D$ /mm	$d$ /mm
Chiral	85	2.62	1.57	-	1.84	0.3815
	75	2.62	1.57	-	1.84	0.5152
	65	2.62	1.57	-	1.84	0.6358
Auxetic	85	2.62	1.57	70	-	0.3736
	75	2.62	1.57	70	-	0.5008
	65	2.62	1.57	70	-	0.6135
Polygon	85	2.62	1.57	60	-	0.3762
	75	2.62	1.57	60	-	0.5126
	65	2.62	1.57	60	-	0.6410

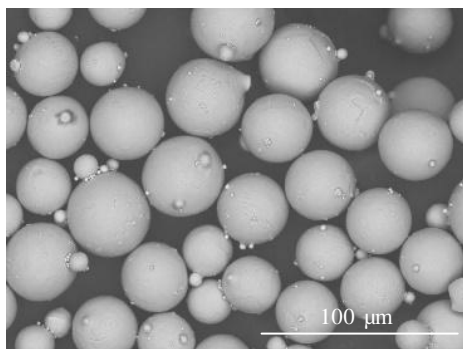


图 4 粉末形貌

Fig.4 Morphology of powder

表 2 Ti6Al4V 合金化学成分

Table 2 Chemical composition of Ti6Al4V alloy ( $\omega/\%$ )

Al	V	Fe	Y	C	O	N	H	Ti
6.13	3.95	0.12	<0.005	0.006	0.065	0.012	0.005	Bal.

成型设备为德国 SLM Solutions GmbH 公司生产的 SLM-125HL。工艺参数为：激光功率 170 W、扫描速度 1250 mm/s、扫描间距 0.1 mm、分层厚度 30  $\mu\text{m}$ ，基板预热 200  $^\circ\text{C}$ 。在氩气的保护下，采用线扫描方式成型。

在可制造性评价时，采用称重法测定成型样件的实测孔隙率。实测孔隙率  $P_m$  的计算公式为：

$$P_m = 1 - \frac{m/\rho_{\text{Ti6Al4V}}}{V_{\text{bound}}} \times 100\% \quad (2)$$

其中， $m$  为通过天平测量得到的质量， $\rho_{\text{Ti6Al4V}}$  为 Ti6Al4V 的理论密度 4.43  $\text{g}/\text{cm}^3$ ， $V_{\text{bound}}$  为样件的最小包围盒体积。

通过光学显微镜观察样件的局部形貌，使用日立 TM3030PLUS 型扫描电子显微镜 (SEM) 观察样件的金相组织。在金相组织观察之前，试样经机械抛光，并在 Korll 溶液中蚀刻。

采用长春机械科学研究院生产的 DNS300 力学试验机进行力学压缩试验。采用的压缩位移速度为  $v=2 \text{ mm}/\text{min}$ ，采样频率为 10 Hz，整体应变达到 40% 时结束压缩。为了保证测量精度，对样件的上下表面进行轻微的研磨，并在试验工作台上涂润滑脂以减少样件与底板的摩擦。采用数码相机，全程高分辨率记录材料的变形和坍塌过程。

## 2 结果与讨论

### 2.1 可制造性评价

成型质量直接影响植入物的生物相容性和机械力学性能，而且过多的粉末粘附在术后易引起磨损和炎症。图 5a 为样件的成型效果图，可知 3 种类型结构的整体成型效果均较好，与 CAD 设计基本一致。图 5b 为成型结构的局部形貌放大图，可知杆件细部的成型质量也较好，但表面不同程度地附着一些细小颗粒。这主要是因为多孔结构的成型采用了较低的能量密度，而偏低的能量密度未能充分融化表面粉末而引起的。在孔洞形态的成型质量上，手性结构的圆环内侧附着一些粉末块，一定程度上影响到圆环内环孔的形态，这主要是由于圆环外侧有杆相连散热条件好，而内侧的散热条件较差而引起的；而内凹结构和多边形结构仅在杆系夹角的小空间处产生了少量颗粒堆积，孔洞形态保持较好。图 6 为 SLM 成型样件的显微金相图，图中可以看到钛合金组织表现为无序生长的细小针状马氏体，这与传统铸造工艺制备的钛合金组织相似<sup>[23]</sup>。

进一步，通过统计对比各样件孔隙率的实测值与设计值间的偏差，以评估整体结构的可制造性能，结

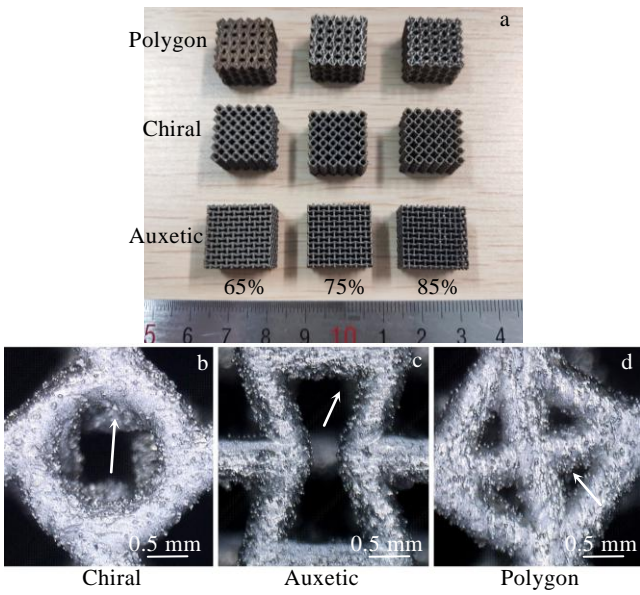


图 5 SLM 成型样件及局部放大形貌

Fig.5 SLM molding (a) and partially enlarged morphologies of sample (b~d)

果如表 3 所示。由表可知结构类型对偏差影响不大，但与孔隙率直接相关。随着孔隙率的增加，结构杆径逐渐减小。对于只有几个熔道宽度的细小杆而言，激光能量相对集中，使得成型面的熔道宽度增加，导致杆件实际成型尺寸偏大。其中最大偏差为手性结构在 85%孔隙率下的 8.6%，而在 75%、65%孔隙率下偏差可控制在 5%以内，能获得较好的制造结果。对比相同孔隙率下不同结构类型间的偏差，可以发现内凹结构偏差最大，这与该结构具有更多的支柱数量和更长的悬垂结构有关。

2.2 压缩特性与变形模式

图 7 为 3 种结构在不同孔隙率下的应力-应变曲线图。由图可知，各结构的弹性模量、屈服强度和屈服应变均随着孔隙率的减小而增大。3 种类型结构在压缩过程中应力值均表现为不同程度的上下波动，这属于脆性多孔材料的典型特征。但不同结构又表现出不同的特点：

(1) 手性结构在第一层立柱碎裂后，破坏了下一层水平杆系的稳定性，从而引起了后续立柱的连续失效，应力波动的周期相对变大。支柱直径与承载能力的关系显著，随着孔隙率降低支柱直径增大，压溃每一层结构所需的应力逐渐增大。85%孔隙率结构的杆径最小，承载能力最低，因此压缩过程中层与层之间的应力波动也最小，应力曲线表现为近似的应力平台。

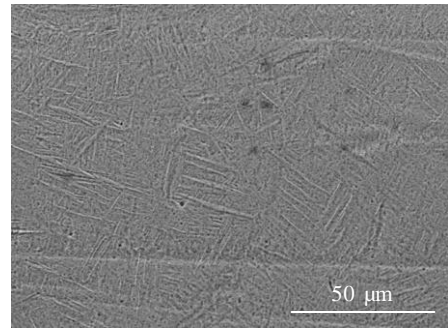


图 6 SLM 制备样件显微组织

Fig.6 Microstructure of sample prepared by SLM

表 3 SLM 成型结果统计

Table 3 SLM molding result statistics

Structure type	Design porosity, $P_d/\%$	Measured porosity, $P_m/\%$	Deviation/ $\%$
Chiral	85	76.7	8.3
	75	70.2	4.8
	65	61.4	3.6
Auxetic	85	76.4	8.6
	75	70	5
	65	61	4
Polygon	85	77.1	7.9
	75	70.7	4.3
	65	61.8	3.2

(2) 内凹结构在初始弹性加载阶段后发生屈服，随着结构的逐层变形、坍塌，曲线表现为典型的周期性震荡变化，在 3 种结构中具有最高的震荡频率。随着内部孔隙被完全压缩，结构逐渐致密化并表现为应力值快速上升。

(3) 多边形与内凹结构相似，但逐层坍塌时应力波动变化更为平缓，其周期性震荡变化频率介于手性结构和内凹结构之间，是最早进入致密化阶段的结构。

图 8 展示了不同结构的变形模式。总体来看，3 种类型的结构都随着载荷的增加，Z 轴方向支柱发生弯曲，继而断裂，进而导致结构失效。3 种类型结构的断裂也大多发生在支柱连接结点处。但不同结构的变形模式具有不同的特性：

(1) 手性结构沿 Z 轴方向从下往上逐层坍塌。在 X、Y 方向上，每一个水平层的结构和受力均对称，层间斜杆在水平层扭转力和自身斜杆扭转力的作用下发生扭转变形。随着连接点处应力的不断集中引发断裂，继而在层间扩散导致整层结构的坍塌，并逐层向上传导。

(2) 内凹结构则是从中间层开始斜向坍塌。内凹结构在力的传递过程中，引起内凹杆的变形，继而在

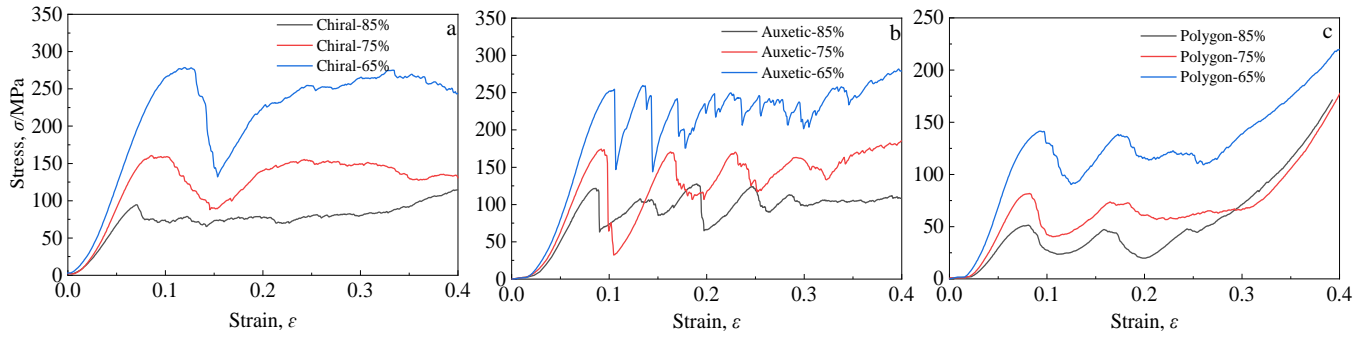


图 7 3 种结构在不同孔隙率下的压缩应力-应变曲线

Fig.7 Compression stress-strain curves of three types of structures with different porosities

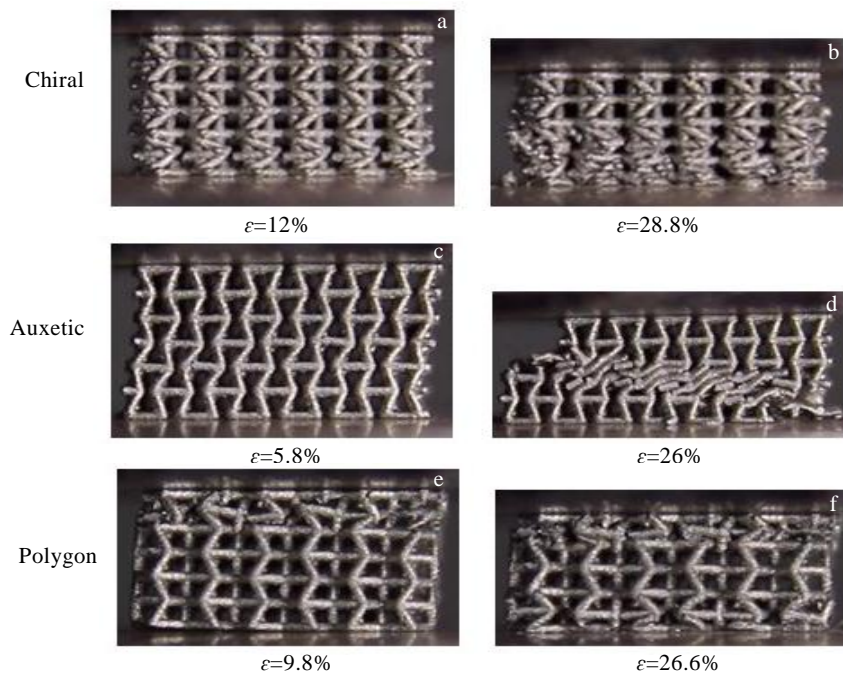


图 8 各结构变形模式比较

Fig.8 Comparisons of deformation modes of various structures

水平相错层的 X、Y 方向上产生内缩拉扯，引起结构的失衡，从而导致结构向着一侧倾斜坍塌。

(3) 多边形结构则是沿着 Z 轴，从上下 2 个方向同时向结构中部蔓延坍塌。该结构与手性结构类似，但由于水平层在 X、Y 方向的结构与扭转效应的差异，引起层间的逐层坍塌效应有所改变。

### 2.3 结构力学性能对比分析

图 9 为孔隙率与结构力学性能间的关系图，其中，弹性模量为应力-应变曲线在线性部分的斜率，屈服强度由屈服应变 0.2% 时的应力值确定。由图可知，各结构的弹性模量与屈服强度都随着孔隙率的降低而提高，但各结构力学性能的变化率不尽相同。其中，多

边形结构整体受孔隙率变化的影响最大，孔隙率由 85% 降低至 65%，弹性模量由 1.05 GPa 提高至 2.169 GPa，增幅达到 106.57%；屈服强度由 47.77 MPa 提高至 116.45 MPa，增幅达到 143.77%。而手性结构受孔隙率变化的影响则相对较小，在相同的孔隙率变化下，弹性模量由 1.548 GPa 提高至 2.998 GPa，增幅为 93.67%，屈服强度由 94.14 MPa 提高至 219.6 MPa，增幅为 133.27%。内凹结构弹性模量受孔隙率变化的影响最小，由 1.812 GPa 提高至 3.172 GPa，增幅为 75.06%，屈服强度变化范围为 113.42~249.51 MPa，增幅为 119.97%。在相同孔隙率下，3 种结构中内凹结构具有最高的弹性模量及屈服强度，手性结构次之，多边形结构最低。

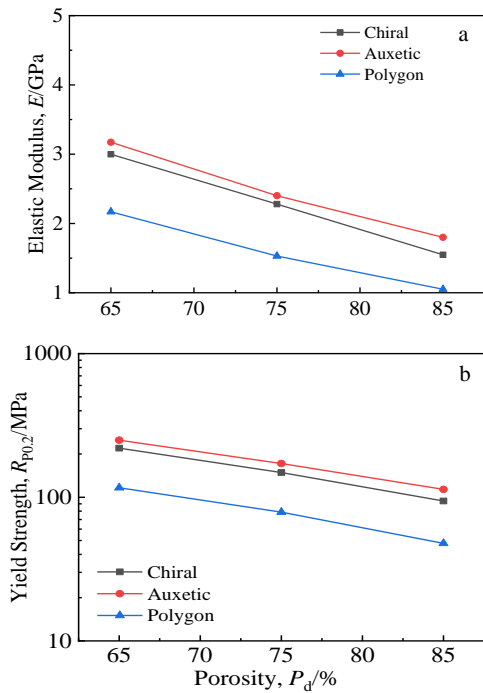


图 9 3 种结构的弹性模量和屈服强度与孔隙率的关系

Fig.9 Relationship between of elastic modulus (a), yield strength (b) and porosity

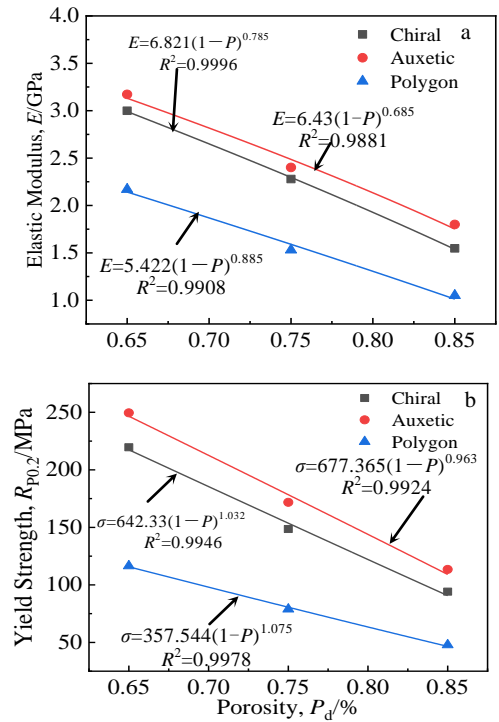


图 10 Gibson-Ashby 公式拟合

Fig.10 Gibson-Ashby formula fitting: (a) elastic modulus and (b) yield strength

### 2.4 结构参数与力学性能关系的建立

Gibson-Ashby 模型公认能建立多孔结构孔隙率与结构力学性能间的关系, 为此, 采用 Gibson-Ashby 公式拟合获得 3 种结构的弹性模量及屈服强度与孔隙率的数学模型, 以建立弹性模量与支柱直径间的关系, 为实现性能可调的生物假体设计提供参考。Gibson-Ashby 公式为:

$$\begin{cases} \frac{E}{E_s} = C_1(1-P)^{n_1} \\ \frac{\sigma}{\sigma_Y} = C_2(1-P)^{n_2} \end{cases} \quad (3)$$

其中,  $E$ 、 $\sigma$  为结构弹性模量和屈服强度,  $E_s$ 、 $\sigma_Y$  为实体材料的弹性模量和屈服强度,  $C_1$  和  $C_2$  根据结果拟合得到。拟合结果如图 10 所示。

### 3 与人骨性能匹配分析

从骨质角度出发, 将结构的弹性模量、屈服强度与人体骨的力学性能参数进行匹配分析。图 11 为所设计结构力学性能与人体密质骨、松质骨的平均力学性能的匹配图。由图可知, 各结构的弹性模量由实体金属的 110 GPa 降低至与人骨相匹配的范围内, 同时结构的屈服强度高于绝大部分的人体骨骼, 能够满足人骨的力学性能要求。进一步分析可知, 多边形结构具

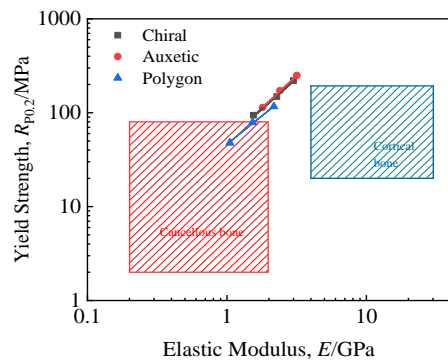


图 11 结构与人骨力学性能比较

Fig.11 Comparison of mechanical properties between structure and human bone

有更低的弹性模量和屈服强度, 在 85%、75% 孔隙率下, 结构性能与人体松质骨性能相吻合, 因此, 多边形结构更适合于松质骨植入物的制造。内凹结构在三者中, 拥有较高的力学性能, 能够满足绝大部分密质骨的强度要求, 有望通过调节孔隙率与结构参数进一步提高弹性模量, 从而提升与密质骨的匹配程度。手性结构性则介于上述两者间, 屈服强度与内凹结构相近, 但有更广的弹性模量跨度, 因此可以预见, 通过

对支柱直径以及结构参数的进一步调节有望实现结构力学性能的广跨度调控,从而满足不同情况下对骨植入体力学性能的要求。

## 4 结 论

1)合理运用不同的负泊松比多孔单元有望设计出不同孔径、孔隙率分布要求的微结构模型,并可根据不同骨的力学性能需求,实现多孔植入体骨模型结构的订制。

2)负泊松比结构的成型质量与孔隙率、结构类型相关。3种结构中,更低的孔隙率和更大的支柱直径能够得到更高的成型质量。多孔结构中悬垂结构越少、孔隙和夹角越大,则越有利于减少挂渣及粉末粘附,从而提高多孔结构的成型精度。

3)在给定的多孔胞元最小包围盒尺寸(2.62 mm×2.62 mm×1.57 mm)下,通过调节手性、内凹和多边形结构的支柱直径,各结构弹性模量分别在1.548~2.998 GPa、1.812~3.172 GPa和1.05~2.169 GPa范围内变化。相比于实体金属的110 GPa,负泊松比多孔结构能有效降低植入体的弹性模量,从而实现与人骨性能相匹配。

4)具有较低弹性模量和屈服强度的多边形结构适用于松质骨植入物的制造。而整体屈服强度更高的内凹结构,其力学性能与人体密质骨更为贴近。手性结构力学性能介于两者之间,通过进一步调整结构参数有望实现力学性能的广跨度调控。

### 参考文献 References

- [1] Yan Y F, Chen H, Zhang H B *et al. Biomaterials*[J], 2019, 190(10): 97
- [2] Prudhon J, Desmarchelier R, Hamadouche M *et al. International Orthopaedics*[J], 2017, 41(3): 455
- [3] Zadpoor A A. *Biomaterials Science*[J], 2015, 3(2): 231
- [4] Alvarez K, Nakajima H. *Materials*[J], 2009, 2(3): 790
- [5] Diana L, Cláudia M, Mariana B O *et al. Biomaterials*[J], 2018, 185(9): 240
- [6] Bobbert F S L, Zadpoor A A. *Journal of Materials Chemistry B*[J], 2017, 5(31): 6175
- [7] Niu Jingzhe(牛京喆), Sun Zhonggang(孙中刚), Chang Hui(常辉) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2019, 48(5): 1697
- [8] Kang Jianfeng(康健峰), Wang Ling(王玲), Sun Changning(孙畅宁) *et al. Journal of Mechanical Engineering*(机械工程学报)[J], 2017, 53(5): 175
- [9] Liu Tao(刘涛), An Zijun(安子军). *Chinese Journal of Applied Mechanics*(应用力学学报)[J], 2019, 36(6): 1348
- [10] Wang Chunxiao(王春晓), Li Xiang(李祥), Luo Yun(罗云). *Journal of Shanghai Jiao Tong University*(上海交通大学学报)[J], 2016, 50(2): 165
- [11] Li S J, Xu Q S, Wang Z *et al. Acta Biomaterialia*[J], 2014, 10(10): 4537
- [12] Barba D, Alabort E, Reed R C. *Acta Biomaterialia*[J], 2019, 97(7): 637
- [13] Li T T, Chen Y Y, Hu X Y *et al. Materials & Design*[J], 2018, 142(1): 247
- [14] Xue Y Y, Wang W, Han F S. *Composites Part B: Engineering*[J], 2019, 171(7): 183
- [15] Choi H J, Lee J J, Park Y J *et al. Biomaterials Research*[J], 2016, 20(1): 33
- [16] Yang L, Harrysson O, West H *et al. Acta Materialia*[J], 2012, 60(8): 3370
- [17] Yan Y W, Li Y, Song L Q *et al. Acta Biomaterialia*[J], 2017, 49(11): 192
- [18] Wu W W, Song X K, Liang J *et al. Composite Structures*[J], 2018, 185(11): 381
- [19] Kolken H M A, Janbaz S, Leeflang S M A *et al. Materials Horizons*[J], 2018, 5(1): 28
- [20] Ki C S, Park S Y, Kim H J *et al. Biotechnology Letters*[J], 2008, 30(3): 405
- [21] Lin C Y, Kikuchi N, Hollister S J. *Journal of Biomechanics*[J], 2004, 37(5): 623
- [22] Sikavitsas V, Temenoff J S, Gmikos A. *Biomaterials*[J], 2001, 22(19): 2581
- [23] 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

## Study on Mechanical Property Matching of TC4 Titanium Alloy Negative Poisson's Ratio Artificial Bone Microstructure

Ye Jianhua<sup>1,3</sup>, Li Dongyu<sup>1</sup>, Lin Jia<sup>2</sup>, Zeng Shoujin<sup>1</sup>, Wei Tieping<sup>1</sup>, Xu Mingsan<sup>1</sup>

(1. School of Mechanical and Automotive Engineering, Fujian University of Technology, Fuzhou 350118, China)

(2. The Affiliated People's Hospital of Fujian University of Traditional Chinese Medicine, Fuzhou 350004, China)

(3. School of Mechanical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310058, China)

**Abstract:** Some samples of titanium alloy negative Poisson's ratio pore structure implants with different deformation mechanisms and porosities were fabricated by selective laser melting (SLM), and microscopic material characterization was performed, and manufacturability evaluation was completed. Through the test of mechanical properties, the related mechanical datas were obtained, which reveal the influence of cellular structure types and structural parameters on mechanical properties such as strength and elastic modulus by compression tests, and evaluate the matching degree of different structures with mechanical properties of human bone. The results show that each structure has high manufacturability, and the forming quality is related to the structural characteristics and porosity. The mechanical performance of negative Poisson's ratio structure highly depends on the structure design and porosity. The designed negative Poisson's ratio structure can reduce the elastic modulus of solid metal to a range close to that of human bones by changing the diameter of the struts, which is expected to further achieve a wide-span regulation of the mechanical properties of the implant by adjusting the structural parameters.

**Key words:** negative Poisson's ratio structure; bone; porous materials; mechanical property

---

Corresponding author: Lin Jia, Master, Associate Chief Physician, The Affiliated People's Hospital of Fujian University of Traditional Chinese Medicine, Fuzhou 350004, P. R. China, Tel: 0086-591-83947100, E-mail: 2009083@fjtcu.edu.cn