

TC4 负泊松比复合结构的人工骨力学性能调控研究

叶建华, 徐欢, 徐帅龙, 韦铁平, 詹友基

(福建工程学院 机械与汽车工程学院 福建省智能加工技术及装备重点实验室, 福州 350118)

摘要: **目的** 基于不同变形机制的负泊松比结构优化设计新型复合多孔结构样件, 增加力学性能的调控维度, 以满足人体骨低弹性模量的匹配要求。 **方法** 用内凹多边形替代手性结构的圆环, 以获得新型的复合胞元结构。利用选区激光熔化成形技术制备负泊松比多孔人工骨样件, 通过压缩实验揭示胞元结构类型、结构参数、孔隙率对屈服强度、弹性模量的影响规律, 评测不同结构样件与人体骨间的力学性能匹配程度。 **结果** 当孔隙率为 65%~85% 时, 复合结构样件的成形质量、力学性能基本介于手性结构的和内凹结构的之间, 且与孔隙率密切相关。手性结构、内凹结构和复合结构的弹性模量分别为 2.39~4.64、1.12~3.77、1.01~3.47 GPa, 屈服强度分别为 65.19~223.06、45.25~195.81、26.54~143.58 MPa。复合结构的弹性模量随环径和内凹角度的增大而减小。当孔隙率为 75% 时, 环径由 2.4 mm 变至 2.0 mm, 弹性模量由 2.651 GPa 降低至 2.082 GPa。当内凹角度由 85° 变至 65° 时, 弹性模量则由 3.566 GPa 降低至 1.982 GPa。 **结论** 复合胞元结构可以融合材料特性, 增加调控维度, 进而匹配人工骨结构的低弹性模量要求。

关键词: 负泊松比结构; 人工骨; 选择性激光熔化; 孔隙率; 力学性能

DOI: 10.3969/j.issn.1674-6457.2023.05.003

中图分类号: TB31; TN249 **文献标识码:** A **文章编号:** 1674-6457(2023)05-0018-08

Regulation of Mechanical Properties of TC4 Artificial Bone with Composite Negative Poisson's Ratio Structure

YE Jian-hua, XU Huan, XU Shuai-long, WEI Tie-ping, ZHAN You-ji

(Fujian Key Laboratory of Intelligent Machining Technology and Equipment, School of Mechanical and Automotive Engineering, Fujian University of Technology, Fuzhou 350118, China)

ABSTRACT: The work aims to design a new composite porous structure sample based on the optimization of negative Poisson's ratio structure with different deformation mechanisms to increase the regulatory dimension of mechanical properties, so as to meet the matching requirements of low elastic modulus of human bone. Inner concave polygons were substituted for the chiral structure of rings to obtain the new composite cytoskeletal structure. The porous artificial bone samples with negative Poisson's ratio structure were formed by selected laser melting. Through compression test, the effects of cytoskeletal structure

收稿日期: 2022-10-25

Received: 2022-10-25

基金项目: 国家自然科学基金 (51775113); 福建省自然科学基金 (2021J011052); 福建工程学院科研项目 (GY-Z21044)

Fund: National Natural Science Foundation(51775113); Fujian Provincial Natural Science Foundation(2021J011052); Scientific Research Foundation of Fujian University of Engineering(GY-Z21044)

作者简介: 叶建华 (1980—), 男, 博士, 副教授, 主要研究方向为增材制造、智能装备与视觉检测。

Biography: YE Jian-hua (1980-), Male, Doctor, Associate professor, Research focus: additive manufacturing, intelligent equipment and machine vision.

引文格式: 叶建华, 徐欢, 徐帅龙, 等. TC4 负泊松比复合结构的人工骨力学性能调控研究[J]. 精密成形工程, 2023, 15(5): 18-25.

YE Jian-hua, XU Huan, XU Shuai-long, et al. Regulation of Mechanical Properties of TC4 Artificial Bone with Composite Negative Poisson's Ratio Structure[J]. Journal of Netshape Forming Engineering, 2023, 15(5): 18-25.

type, structural parameters and porosity on yield strength and elastic modulus were revealed and the matching degree of mechanical properties between samples and human bone was evaluated. In the porosity range of 65%-85%, the forming quality and mechanical properties of the composite structure samples were mostly between those of the chiral structure and the inner concave structure, and were directly related to the porosity. The elastic modulus of the chiral; structure, inner concave structure and composite structure was 2.39-4.64, 1.12-3.77 and 1.01-3.47 GPa, and the yield strength was 65.19-223.06, 45.25-195.81 and 26.54-143.58 MPa, respectively. The elastic modulus of the composite structure decreased with the increase of ring diameter and inner concave angle. At the porosity of 75%, the elastic modulus decreased from 2.651 GPa to 2.082 GPa when the ring diameter was changed from 2.4 mm to 2.0 mm, and from 3.566 GPa to 1.982 GPa when the internal concave angle was changed from 85° to 65°. The composite cytoskeletal structure can fuse the material characteristics and increase the dimension of regulation to match the low elastic modulus requirement of artificial bone structure.

KEY WORDS: negative Poisson's ratio structure; artificial bones; selective laser melting; porosity; mechanical properties

医用材料 Ti6Al4V (简称 TC4) 具有良好的生物相容性, 是制备人工骨的常用材料^[1]。而人体骨是一种复杂的多孔生物材料, 具有孔隙率高、弹性模量低且跨度大的特性。Ti6Al4V 合金实体的弹性模量为 110 GPa, 而人体骨的弹性模量低于 30 GPa, 研究表明, 这种弹性模量差异会存在“应力屏蔽”效应^[2-3], 容易导致骨组织弱化、松动等不良反应。另外, 致密的金属合金实体无孔隙空间, 无法提供营养物质的传递通道, 影响骨再生^[4]。多孔材料具备连通的孔隙结构^[5-6], 能通过结构的设计调控材料的弹性模量, 避免产生应力屏蔽现象, 并可为物质的传递、再生骨的长入提供通道, 是目前发展的重点。

负泊松比超材料^[7-8]是一种独特的多孔结构材料, 在单向拉伸(或压缩)力的作用下, 材料截面会反常规的膨胀(或收缩), 因此拥有更低的弹性模量和更高的屈服强度, 在骨科植入物领域的应用前景巨大。Kolken 等^[9]设计了相对密度为 0.15~0.60 的内凹负泊松比结构, 将结构的弹性模量降在 11.1 GPa 以下, 满足了人体骨低弹性模量的要求。Yang 等^[10]采用电子束熔融法制备了负泊松比内凹结构, 进一步将内凹负泊松比结构弹性模量降至 4.7 GPa 以下, 与人体骨小梁的弹性模量接近。Sorrentino 等^[11]设计了一种负泊松比多孔钛合金骨植入物, 结构的弹性模量为 128.3 MPa, 与人体椎体松质骨的弹性模量接近。目前的研究主要通过改变孔隙率和结构参数进而调控弹性模量。

负泊松比结构有手性结构^[12]、内凹结构^[13]、旋转刚体结构^[14]、穿孔板结构^[15]等多种类型。为了更好地调节材料力学性能, 一些学者在负泊松比材料中复合了不同的结构以影响变形机制, 进而通过调节几何形态调控材料的力学性能, 以满足不同应用领域的要求。Lu 等^[16]在经典内凹多边形胞元中嵌入了直边肋结构, 使新结构在轴向受力相同时产生的位移较内凹结构的更小, 从而提升了材料的弹性模量。Li 等^[17]进一步将复合的直边肋替换成正弦形肋, 增加了调控

能力, 并获得了更高的弹性模量。Fu 等^[18]在内凹多边形中嵌入了菱形, 新结构可以看作是对传统内凹结构的优化, 在每个单元中嵌入了 4 个加强肋, 大幅拓宽了材料刚度和强度的调控空间, 并发现内凹六边形结构弹性模量随斜梁角度的增大而增加。上述学者均以提升材料的弹性模量为目的, 在负泊松比结构中复合高刚度的几何形状, 以达到融合材料特性的目的。但在人工骨金属植入物中, 需要在保持低刚度的前提下, 拓展结构的弹性模量和屈服强度。将不同类型低弹性模量的负泊松比结构进行复合, 有望在保持低弹性模量的同时增加几何形态的调控维度, 进而增强材料的调控能力。

本文基于手性结构和内凹结构设计了一种复合结构, 以融合 2 种材料低弹性模量的特性, 增加材料力学性能的调控维度, 发挥负泊松比材料制备人工骨的潜在优势。对选区激光熔化成形技术制备的不同孔隙率的样件进行成形质量评测, 并通过力学压缩实验分析胞元结构类型、孔隙率以及结构参数等对力学性能的影响规律, 评测力学性能的调控能力。最后, 将实验值与人体骨的力学参数进行匹配分析, 评测负泊松比多孔结构作为骨植入物的调控空间及适用性, 为骨植入体的设计提供参考。

1 材料与方法

1.1 变形机理及胞元结构设计

胞元结构是负泊松比材料的核心, 决定着材料的整体性能。首先, 基于典型的手性结构和内凹结构, 融合设计出新的复合结构。图 1a 为 3 种结构的二维胞元示意图。图 1b 为 3 种结构在压缩力作用下的变形原理。其中, 手性结构是一种与人的左右手一样不能自身镜像相重合的不对称结构, 可通过旋转诱导变形。在面内压缩载荷的作用下, 圆环发生自旋转引起切向杆收缩变形, 从而产生负泊松比现象。内凹结构通过翻转多边形的边而得到, 由弯曲诱导变形, 在面

内压缩载荷的作用下,内凹角收缩,同时斜杆发生旋转,导致整体结构收缩产生负泊松比效应^[19]。复合结构则用内凹结构的多边形替换手性结构的圆环,实现弯曲和旋转共同诱导变形。在面内压缩载荷的作用下,在内凹角收缩的同时多边形单元发生自旋转。其次,将二维结构投影到三维空间中的6个面上,构建获得如图1c所示的空间连通三维多孔胞元结构。最后,在 x 、 y 、 z 方向上通过阵列5个单元获得如图1d所示的骨结构样件。

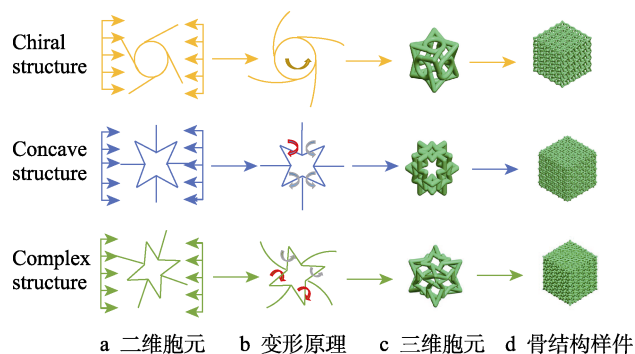


图1 负泊松比结构与变形原理

Fig.1 Negative Poisson's ratio structure and deformation principle: a) two-dimensional cytoskeletal structure; b) deformation principle; c) three-dimensional cytoskeletal structure; d) bone structure sample

1.2 三维负泊松比结构参数设计

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要素^[20-21]。定义如图2所示的胞元结构尺寸参数,通过调节尺寸参数调控孔洞形态和孔隙率,获得不同力学性能的骨结构样件。研究表明,孔径为20~120 μm 、孔隙率为50%~90%的植入体有利于骨细胞的长入^[22-23]。为此,综合考虑可制造性和统一性,确定胞元长度 L 为3.2 mm、高度 H 为3.2 mm,并进一步以孔洞形态尽量保持各向均衡为原则,通过调节杆径 d 、内凹角度 θ 和环径 Φ 研究结构参数对力学性能的影响。

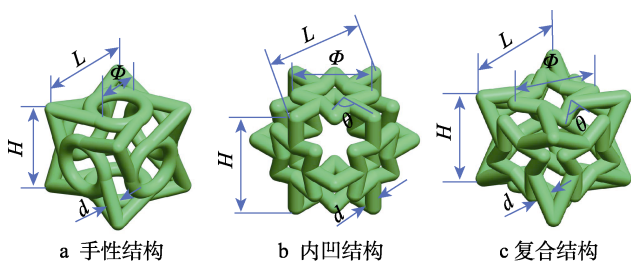


图2 三维胞元及尺寸参数

Fig.2 3D cytoskeletal structure and dimension parameters: a) chiral structure; b) inner concave structure; c) composite structure

首先,通过调节杆径 d 获得85%、75%、65%这

3种不同孔隙率的结构样件,研究孔隙率对结构可制造性和力学性能的影响。其次,针对复合结构,通过调节 θ 和 Φ 改变几何结构的形态,开展形态参数对复合结构力学性能的影响研究。设计的尺寸参数如表1所示。其中,设计孔隙率由式(1)计算得到。

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

式中: P_d 为设计孔隙率; V_s 为结构实体部分的体积; V_b 为设计模型的最小包围盒体积。 V_s 和 V_b 均由三维建模软件计算得到。

表1 负泊松比结构的设计参数
Tab.1 Design parameters of negative Poisson's ratio structure

Structure type	Design porosity/%	Ring diameter/mm	Concave angle/(°)	Rod diameter/mm
Chiral	85	2.4		0.311 5
	75	2.4		0.415 2
	65	2.4		0.535 8
Concave	85	2.4	75	0.309 2
	75	2.4	75	0.411 6
	65	2.4	75	0.513 5
Complex A	85	2.4	75	0.323 8
	75	2.4	75	0.428 8
	65	2.4	75	0.519 1
Complex B	75	2.4	85	0.428 8
	75	2.4	75	0.428 8
	75	2.4	65	0.428 8
Complex C	75	2.4	75	0.428 8
	75	2.2	75	0.428 8
	75	2.0	75	0.428 8

1.3 实验材料与设备

采用粒径为20~53 μm 的Ti6Al4V球状粉末作为原材料,粉末形貌如图3所示,可以看到,大部分Ti6Al4V粉末为规整的球状,个别小粒径粉末为不规则形状,无杂质附着。材料的化学成分如表2所示,使用前在真空环境中干燥8 h,以充分分散粉末。

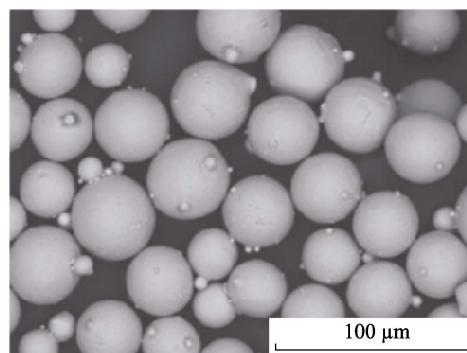


图3 Ti6Al4V粉末形貌

Fig.3 Morphology of Ti6Al4V powder

表 2 Ti6Al4V 化学成分

Tab.2 Chemical composition of Ti6Al4V

wt. %

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.

成形设备为德国 SLM Solutions GmbH 公司生产的 SLM-125HL, 该设备最大成形尺寸为 125 mm×125 mm×125 mm。成形前将基板预热到 200 ℃, 成形过程在氩气的保护下进行, 保证含氧量在 0.1% (质量分数) 以下。成形工艺参数如下: 激光功率为 170 W, 扫描速度为 1 250 mm/s, 扫描间距为 0.1 mm, 分层厚度为 30 μm。通过线扫描方式成形样件。

采用长春机械科学研究院生产的 DNS300 力学实验机进行力学压缩实验。采用的压缩位移速度为 3 mm/s, 采样频率为 10 Hz, 在整体应变达到 50%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, 并在实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 结果与分析

2.1 样件的成形质量

成形质量是制造金属植入物的前提与基础。3 种结构在不同孔隙率时的成形样件如图 4 所示。可见, 3 种结构的整体成形效果均较好。孔隙率为 75%时成形样件的局部形貌放大图如图 5 所示。可知, 杆的成形质量较好, 但表面不同程度地附着了一些细小颗粒。这主要是因为当粉末体受到高功率激光束照射时, 光斑附近的颗粒间存在的气体会迅速膨胀, 造成飞溅, 飞起的粉末在重力作用下沉积黏附在试样表面。手性结构在圆环内侧附着了粉末块, 这主要是由圆环内外散热不均引起的。内凹和复合结构在杆系夹

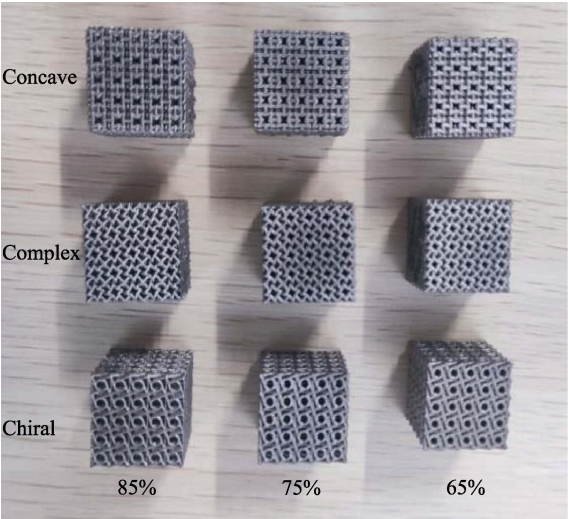


图 4 SLM 成形多孔样件

Fig.4 SLM formed porous sample

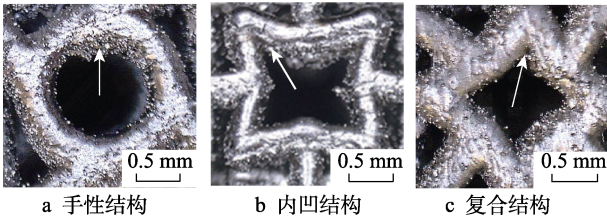


图 5 孔隙率为 75%时成形样件的局部形貌放大图

Fig.5 Partially enlarged morphology of sample formed at porosity of 75%: a) chiral structure; b) inner concave structure; c) composite structure

角的小空间处附着了粉末,在一定程度上影响了多孔结构的形态,这主要是因为夹角处空间太小造成粉末流动不畅,从而引起粉末附着。

通过统计对比各样件孔隙率的实测值与设计值之间的偏差,以评估整体结构的成形质量。实际孔隙率 P_m 的计算公式如式 (2) 所示。

$$P_m = 1 - \frac{m / \rho}{V} \times 100\%$$

(2)

式中: m 为样件的质量; ρ 为钛合金的理论密度, $\rho=4.43 \text{ g/cm}^3$; V 为样件的最小包围盒体积。

孔隙率偏差如表 3 所示。可知,偏差均在 10%以内,实际孔隙率均低于设计孔隙率,这是因为当激光束沿着边缘轮廓扫描时,熔道的实际轮廓比设计轮廓宽,即每一层截面都存在一定程度的扩大,最终导致支杆直径变大,实际孔径变小,实际孔隙率降低。复合结构的成形质量介于内凹结构的和手性结构的之间,但与内凹结构的更相近。相对于手性结构,复合结构和内凹结构有更多的支杆,支杆有较多黏粉,这会导致实际成形尺寸偏大。成形质量还与孔隙率直接相关,随着孔隙率的增加,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,使得成形面的熔道宽度增加,导致支杆实际成形尺寸偏大。

表 3 孔隙率偏差

Tab.3 Deviation of porosity

Structure type	Design porosity $P_d/\%$	Measured porosity $P_m/\%$	Deviation/%
Chiral	85	75.8	9.2
	75	68.4	6.6
	65	59.8	5.2
Concave	85	75.6	9.4
	75	67.5	7.5
	65	58.2	6.8
Complex A	85	75.3	9.7
	75	67.8	7.2
	65	58.8	6.2

2.2 结构样件的压缩特性

3 种结构在不同孔隙率下的应力-应变曲线如图

6 所示。可知,复合结构在压缩过程中的应力-应变曲线基本介于手性结构的和内凹结构的之间。3 种结构的压缩过程均包含了弹性变形阶段、压溃阶段和密实阶段。在压溃阶段,应力有不同程度的上下波动。应力值与孔隙率密切相关,且随孔隙率的增加而减小。不同结构又表现出不同的特点:(1)手性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,其周期性震荡变化频率介于手性结构的和内凹结构的之间;(2)内凹结构在逐层坍塌时应力波动变化较为平缓,其周期性震荡变化频率最低,承载能力在 3 种结构中最低,当孔隙率高于 75%时,其应力-应变曲线表现为近似的应力平台;(3)复合结构应力波动的周期在 3 种结构中最大,当孔隙率为 85%时,承载能力

最低,层与层之间的应力波动也最小,应力-应变曲线表现为近似的应力平台。

当孔隙率为 75%时,多孔结构压缩过程如图 7 所示。结果表明,3 种结构在失效形式方面都是随着载荷的增加引起支柱断裂并最终导致结构失效。在弹性阶段,手性结构的斜杆在扭转力的作用下发生扭转变形,随着载荷逐渐增加,连接点处应力增大,从而引起连接斜杆处发生断裂,导致沿 z 轴方向从上往下逐层坍塌;内凹结构的内凹杆在 x 、 y 方向上内缩拉扯力的作用下发生变形,随着载荷逐渐增加,引起结构失衡,从中间层开始,结构向着一侧倾斜坍塌。复合结构的变形方式与手性结构的类似,但由于水平层在 x 、 y 方向的结构与扭转效应的差异,复合结构逐层坍塌方向与手性结构的有所不同。

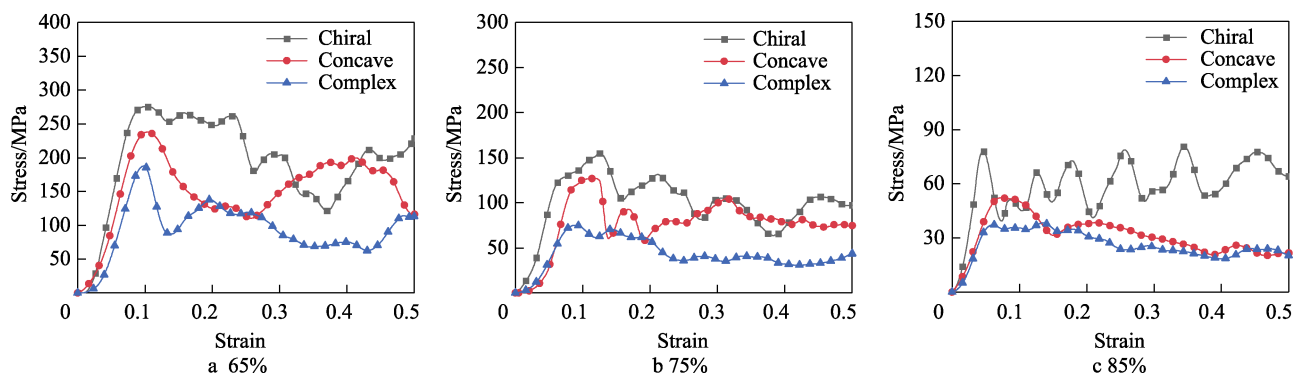


图 6 不同孔隙率下的应力-应变曲线
Fig.6 Stress-strain curve at different porosities

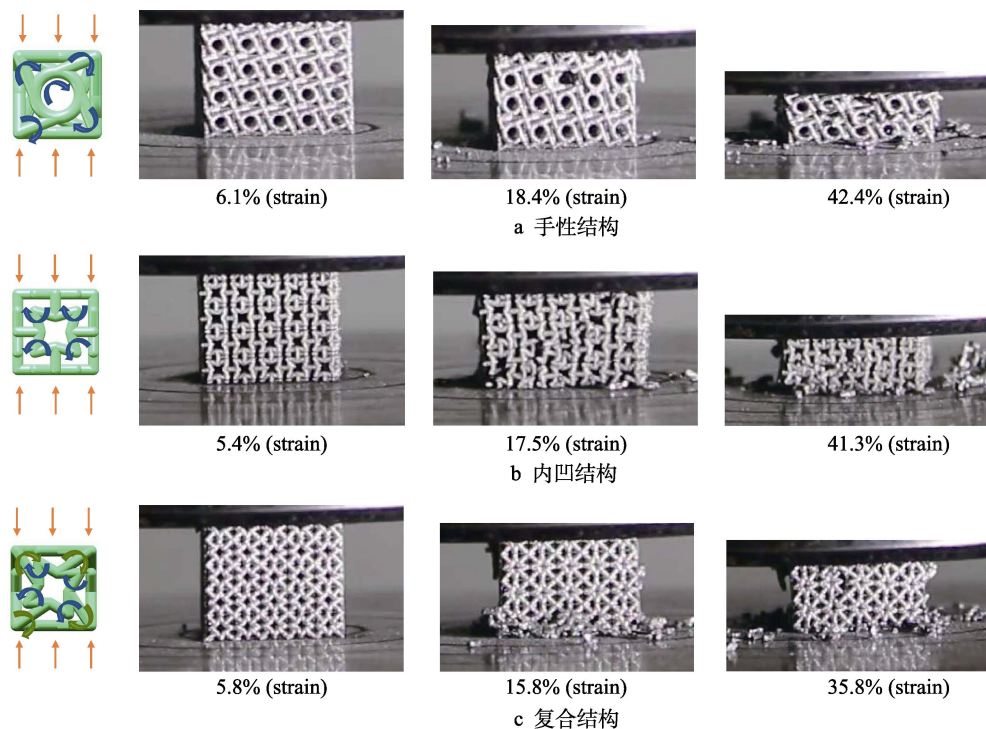


图 7 孔隙率为 75%时多孔结构压缩过程

Fig.7 Compression process of porous structure at porosity of 75%: a) chiral structure; b) inner concave structure; c) composite structure

2.3 孔隙率对弹性模量与屈服强度的影响分析

弹性模量和屈服强度是骨结构材料力学性能的核心指标。弹性模量、屈服强度与孔隙率间的关系如图 8 所示。其中, 弹性模量为应力-应变曲线在弹性阶段的斜率, 屈服强度则由屈服应变为 0.2% 时的应力值确定。由图 8 可知, 在相同孔隙率下, 手性结构拥有最高的弹性模量及屈服强度, 内凹结构的最低, 复合结构介于两者之间。各结构的弹性模量与屈服强度都随孔隙率的降低而提高, 但变化率不尽相同。其中, 受孔隙率影响最大的是内凹结构, 孔隙率由 85% 降低至 65%, 弹性模量由 1.01 GPa 提高至 3.47 GPa, 增幅为 243.6%, 屈服强度由 26.54 MPa 提高至 143.58 MPa, 增幅达到 440.99%。复合结构受孔隙率的影响次之, 在孔隙率相同的情况下, 弹性模量由 1.12 GPa 提高至 3.77 GPa, 增幅为 236.6%, 屈服强度则由 45.25 MPa 提高至 195.81 MPa, 增幅为 332.72%。手性结构受孔隙率的影响最小, 弹性模量由 2.39 GPa 提高至 4.64 GPa, 增幅为 94.14%, 屈服强度由 65.19 MPa 提高至 223.06 MPa, 增幅为 242.2%。

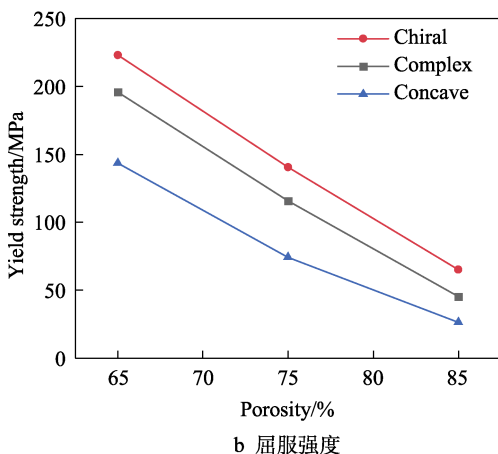
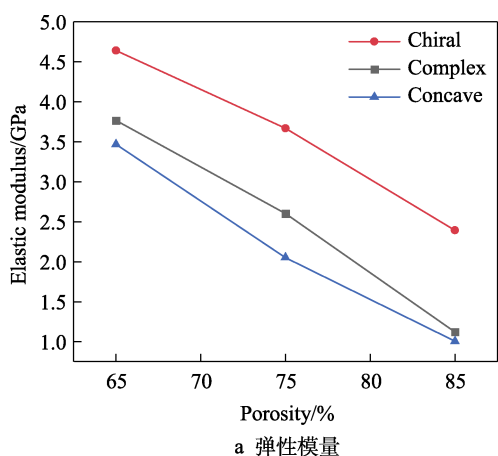


图 8 孔隙率与力学性能关系

Fig.8 Relationship between porosity and mechanical properties: a) elastic modulus; b) yield strength

2.4 复合结构参数与力学性能间的关系分析

为了进一步研究复合结构力学性能的调控能力, 在 75% 孔隙率复合结构的基础上, 研究环径 ϕ 和内凹角度 θ 对复合结构力学性能的影响。复合结构几何参数与力学性能的关系如图 9 所示。可以看出, 复合结构的弹性模量和屈服强度随内凹角度的增大而降低, 复合结构的弹性模量和屈服强度随环径的增大而提高。环径对复合结构力学性能的影响较小, 当环径由 2.0 mm 变至 2.4 mm 时, 弹性模量由 2.082 GPa 变至 2.651 GPa, 屈服强度由 71.256 MPa 变至 117.83 MPa。内凹角度对复合结构力学性能的影响较大, 当内凹角度由 65° 变至 85° 时, 弹性模量由 3.566 GPa 变至 1.982 GPa, 屈服强度由 165.3 MPa 变至 65.512 MPa。可见, 通过调节结构参数, 可调控材料的力学性能, 从而得到符合人骨力学性能的结构材料。

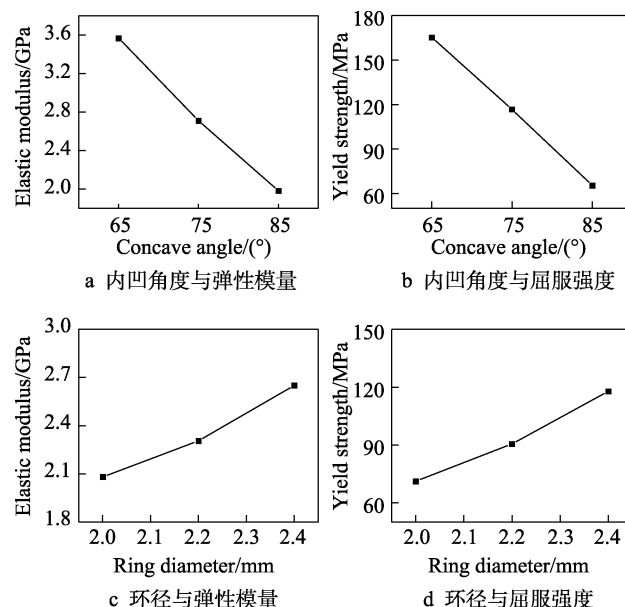


图 9 结构几何参数与力学性能关系

Fig.9 Relationship between structural parameters and mechanical properties: a) inner concave angle and elastic modulus; b) inner concave angle and yield strength; c) ring diameter and elastic modulus; d) ring diameter and yield strength

2.5 结构样件的 Gibson-Ashby 拟合分析

由文献[24]可知, 负泊松比多孔结构的弹性模量、屈服强度与相对密度可用 Gibson-Ashby 公式拟合。如式 (3) — (5) 所示。

$$\frac{E_p}{E_s} = a_1 \rho^{b_1} \quad (3)$$

$$\frac{P_p}{P_s} = a_2 \rho^{b_2} \quad (4)$$

$$\rho_a = 1 - P_d \quad (5)$$

式中： E_p 为多孔结构的弹性模量； E_s 为 Ti6Al4V 实体材料的弹性模量，本文取 110 GPa； P_p 为多孔结构的屈服强度； P_s 为 Ti6Al4V 实体材料的屈服强度，本文取 990 MPa； ρ_a 为多孔结构相对密度； a_1 、 a_2 、 b_1 、 b_2 为取决于多孔结构的常数。Gibson-Ashby 拟合曲线如图 10 所示。

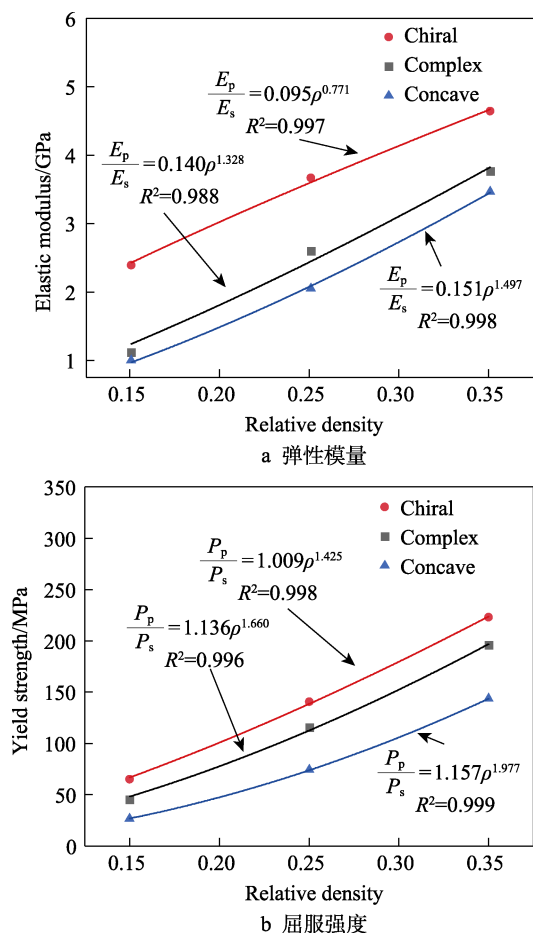


图 10 Gibson-Ashby 拟合曲线

Fig.10 Gibson-Ashby fitting curve: a) elastic modulus; b) yield strength

2.6 人骨力学性能匹配

将所设计样件的屈服强度、弹性模量与人体密质骨、松质骨对应的范围值进行匹配分析，结果如图 11 所示。图中右上方阴影区域为人体密质骨的力学性能分布区间，密质骨的弹性模量为 4~30 GPa，屈服强度为 20~193 MPa；左下方阴影区域为人体松质骨的力学性能分布区间，松质骨的弹性模量为 0.2~2 GPa，屈服强度为 2~80 MPa^[25]。由图 11 可知，所设计结构的弹性模量为 1.01~4.64 GPa，屈服强度为 26.54~223.06 MPa，能满足人体骨屈服强度的要求，实现了从密质骨到松质骨的跨越。在孔隙率相同的情况下，内凹结构落在偏左下方，弹性模量较低，手性结构落在偏右上方，弹性模量较高，而复合结构则处

于两者之间，可见复合结构能填补两者之间的区域，拓宽了材料力学性能的匹配范围，能满足不同力学性能的需求。

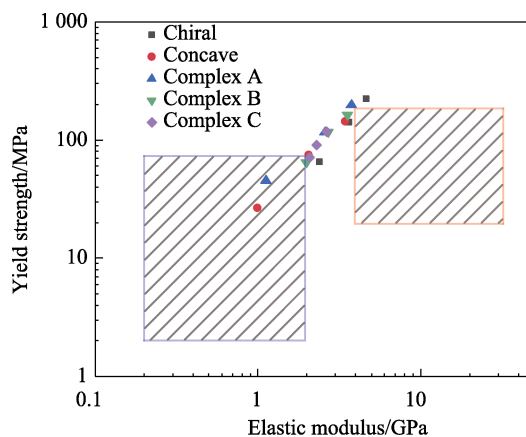


图 11 样件与人体骨的力学性能对比

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

3 结论

基于手性结构和内凹结构设计了一种复合结构，评测了结构的成形质量、力学性能以及与人体骨骼力学性能的匹配程度，得到如下结论。

1) 复合结构的整体成形效果较好，其孔隙率偏差介于内凹结构的和手性结构的之间，且与孔隙率直接相关。

2) 复合结构的弹性模量和屈服强度均介于内凹结构的和手性结构的之间，且与孔隙率呈负相关，孔隙率越高，其弹性模量和屈服强度越低，反之亦然。通过调控多孔结构孔隙率可以较大幅度改变其力学性能，通过调节结构参数可以进一步调控力学性能，弹性模量和屈服强度随内凹角的减小而提高，随环径的增大而提高。

3) 通过力学性能的匹配分析结果可知，复合结构能填补内凹结构和手性结构之间的区域，通过改变孔隙率和结构参数，可以调控弹性模量和屈服强度，以获得与不同骨组织相匹配的胞元结构，有效拓宽了材料力学性能的调控空间。

参考文献:

- [1] 刘昊, 陈靓瑜, 张洪岳, 等. 增材制造多孔金属生物材料研究综述[J]. 精密成形工程, 2022, 14(5): 121-133. LIU Hao, CHEN Liang-yu, ZHANG Hong-yue, et al. Review of Additive Fabrication of Porous Metal Biomaterials[J]. Journal of Netshape Forming Engineering, 2022, 14(5): 121-133.
- [2] ZADPOOR A A. Bone Tissue Regeneration: The Role of

- Scaffold Geometry[J]. *Biomaterials Science*, 2015, 3(2): 231-245.
- [3] ALVAREZ K, NAKAJIMA H. Metallic Scaffolds for Bone Regeneration[J]. *Materials*, 2009, 2(3): 790-832.
- [4] YAN Y, CHEN H, ZHANG H, et al. Vascularized 3D Printed Scaffolds for Promoting Bone Regeneration[J]. *Biomaterials*, 2019, 190: 97-110.
- [5] ZHAO L, PEI X, JIANG L, et al. Bionic Design and 3D Printing of Porous Titanium Alloy Scaffolds for Bone Tissue Repair[J]. *Composites Part B: Engineering*, 2019, 162: 154-161.
- [6] ZHANG B, PEI X, ZHOU C, et al. The Biomimetic Design and 3D Printing of Customized Mechanical Properties Porous Ti6Al4V Scaffold for Load-Bearing Bone Reconstruction[J]. *Materials & Design*, 2018, 152: 30-39.
- [7] 任鑫, 张相玉, 谢亿民. 负泊松比材料和结构的研究进展[J]. *力学学报*, 2019, 51(3): 656-687.
REN Xin, ZHANG Xiang-yu, XIE Yi-min. Research Progress in Auxetic Materials and Structures[J]. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2019, 51(3): 656-687.
- [8] LUO C, HAN C Z, ZHANG X Y, et al. Design, Manufacturing and Applications of Auxetic Tubular Structures: A Review[J]. *Thin-Walled Structures*, 2021, 163: 107682.
- [9] KOLKEN H M A, JANBAZ S, LEEFLANG S M A, et al. Rationally Designed Meta-Implants: A Combination of Auxetic and Conventional Meta-Biomaterials[J]. *Materials Horizons*, 2018, 5(1): 28-35.
- [10] YANG L, HARRYSSON O, WEST H, et al. Compressive Properties of Ti-6Al-4V Auxetic Mesh Structures Made by Electron Beam Melting[J]. *Acta Materialia*, 2012, 60(8): 3370-3379.
- [11] SORRENTINO A, CASTAGNETTI D. Negative Poisson's Ratio Lattice for Designing Vertebral Biomaterials[J]. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, 2021: 1-8.
- [12] FU M H, ZHENG B B, LI W H. A Novel Chiral Three-Dimensional Material with Negative Poisson's Ratio and the Equivalent Elastic Parameters[J]. *Composite Structures*, 2017, 176: 442-448.
- [13] WARMUTH F, OSMANLIC F, ADLER L, et al. Fabrication and Characterisation of a Fully Auxetic 3D Lattice Structure via Selective Electron Beam Melting[J]. *Smart Materials and Structures*, 2016, 26(2): 025013.
- [14] GRIMA J N, EVANS K E. Auxetic Behavior from Rotating Squares[J]. *Journal of Materials Science Letters*, 2000, 19(7): 216-234.
- [15] TAYLOR M, FRANCESCONI L, GERENDÁS M, et al. Low Porosity Metallic Periodic Structures with Negative Poisson's Ratio[J]. *Advanced Materials*, 2014, 26(15): 2365-2370.
- [16] LU Z X, LI X, YANG Z Y, et al. Novel Structure with Negative Poisson's Ratio and Enhanced Young's Modulus[J]. *Composite Structures*, 2016, 138: 243-252.
- [17] LI D, YIN J, DONG L, et al. Strong Re-Entrant Cellular Structures with Negative Poisson's Ratio[J]. *Journal of Materials Science*, 2018, 53(5): 3493-3499.
- [18] FU M H, CHEN Y, HU L L. A Novel Auxetic Honeycomb with Enhanced In-Plane Stiffness and Buckling Strength[J]. *Composite Structures*, 2017, 160: 574-585.
- [19] DUAN S, XI L, WEN W, et al. A Novel Design Method for 3D Positive and Negative Poisson's Ratio Material Based on Tension-Twist Coupling Effects[J]. *Composite Structures*, 2020, 236: 111899.
- [20] BOBBERT F, LIETAERT K, EFTEKHARI A A, et al. Additively Manufactured Metallic Porous Biomaterials Based on Minimal Surfaces: A Unique Combination of Topological, Mechanical, and Mass Transport Properties[J]. *Acta Biomaterialia*, 2017, 53: 572-584.
- [21] 徐仰立. 基于激光选区熔化制造与拓扑优化设计的多孔结构的力学性能调控[D]. 北京: 北京工业大学, 2019: 2-10.
XU Yang-li. Mechanical Property Control of Porous Structures Based on Laser Selective Melting Fabrication and Topology Optimization Design[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2019: 2-10.
- [22] KI C S, PARK S Y, KIM H J, et al. Development of 3-D Nanofibrous Fibroin Scaffold with High Porosity by Electrospinning: Implications for Bone Regeneration[J]. *Biotechnology Letters*, 2008, 30(3): 405-410.
- [23] LIN C Y, KIKUCHI N, HOLLISTER S J. A Novel Method for Biomaterial Scaffold Internal Architecture Design to Match Bone Elastic Properties with Desired Porosity[J]. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(5): 623-636.
- [24] LEE W. Cellular Solids, Structure and Properties[J]. *Materials Science and Technology*, 2000, 16(2): 233.
- [25] LI Y, YANG C, ZHAO H, et al. New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications[J]. *Materials*, 2014, 7(3): 1709-1800.

责任编辑: 蒋红晨