

文章编号: 1671-7104(2024)01-0020-06

## 3D打印不同骨密度的椎间融合器优化设计

【作者】刘伟<sup>1,2</sup>, 赵京生<sup>3,4</sup>, 王祎霖<sup>3</sup>, 李素丽<sup>3</sup>

1 陕西国防工业职业技术学院 智能制造学院, 西安市, 710300

2 航天高端制造陕西省高校工程研究中心, 西安市, 710300

3 西安科技大学 机械工程学院, 西安市, 710054

4 西安泰辉机械科技有限公司, 西安市, 710086

【摘要】依据颈椎的原始数据, 通过医学图像处理和逆向建模操作分别重建了颈椎C6段和C7段的模型, 并将其装配形成颈椎C6~C7节段, 得到椎间融合器基本数据。依据基本数据分别建立了矩形多孔、梯度多孔、八面体多孔椎间融合器模型。对融合器施加成年男性颈部所受到的最大力, 通过有限元分析求解应力、应变以及最大变形量。计算设计的椎间融合器的弹性模量下降情况, 对不同孔隙率的矩形多孔结构椎间融合器进行分析, 并优化设计。结果可知, 3种结构的融合器均有不同程度的弹性模量下降, 而矩形结构椎间融合器的孔隙率在60%左右时, 弹性模量下降得最多。

【关键词】3D打印; 融合器; 多孔结构; 有限元分析

【中图分类号】R197.39; TH77

【文献标志码】A

doi: 10.3969/j.issn.1671-7104.230238

## Optimization Design of Interbody Fusion Cage with Different Bone Densities Printed in 3D

【Authors】LIU Wei<sup>1,2</sup>, ZHAO Jingsheng<sup>3,4</sup>, WANG Yilin<sup>3</sup>, LI Suli<sup>3</sup>

1 School of Intelligent Manufacturing, Shaanxi Institute of Technology, Xi'an, 710300

2 Engineering Center of Aerospace High-End Manufacturing-Universities of Shaanxi Province, Xi'an, 710300

3 College of Mechanical Engineering, Xi'an University of Science and Technology, Xi'an, 710054

4 Xi'an Taihui Machinery Technology Co. Ltd., Xi'an, 710086

【Abstract】Based on the original data of cervical spine, the models of cervical C6 and C7 segments were reconstructed through medical image processing and reverse modeling operations, then the models were assembled to obtain the basic data of interbody fusion cage. According to the basic data, the structures of rectangular porous, gradient porous and octahedral porous interbody fusion cages were established respectively. Maximum force on the adult male neck was applied to the fusion device, and the stress, strain and maximum deformation of the fusion device were solved by finite element analysis. The elastic modulus decrease of the design, and the rectangular porosity structures with different porosity were analyzed and optimized. The results showed that the elastic modulus of the fusion cage with three structures decreased in varying degrees, and the porosity of the interbody fusion cage with rectangular structure was about 60%, which was the most decreased elastic modulus.

【Key words】3D printing, fusion cage, porous structure, finite element analysis

收稿日期: 2023-04-20

基金项目: 陕西省秦创原“科学家+工程师”队伍建设项目(2022KXJ-071); 2022年度秦创原成果转化孵化能力提升项目(2022JH-ZHFHTS-0012); 陕西省重点研发计划——“两链”融合重点专项-秦创原总窗口产业集群项目(2023QCY-LL-02); 陕西省西咸新区科技计划(2022-YXYJ-003, 2022-XXCY-010); 陕西职业教育乡村振兴研究院2022年度研究课题(22YB020); 陕西国防工业职业技术学院2023年度科研计划项目(Gfy23-10)

作者简介: 刘伟, E-mail: 50832692@qq.com

## 0 引言

融合器是一种人工制造的用来代替椎间盘的物体, 是目前椎间融合手术中最常用的脊柱植入物之一, 大多应用在腰椎和颈椎上<sup>[1-3]</sup>。椎间融合器作为一种新型界面融合器, 在临床治疗颈腰椎退行性疾病以及椎间盘突出症等疾病中得到了广泛应用。

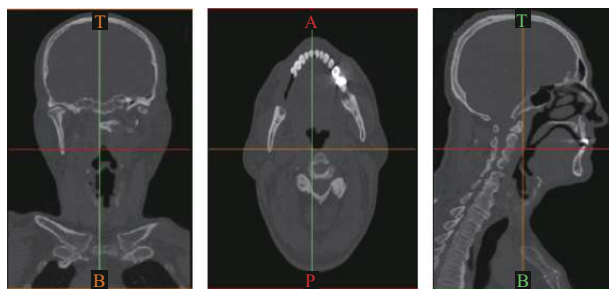
融合器是由早期的植骨块缓慢发展而来的<sup>[4-7]</sup>。李楠等<sup>[8]</sup>通过加权柔度的方法构建颈椎融合器优化模

型,利用有限元方法对PEEK材料颈椎融合器模型进行分析,结果表明该模型可以有效减少应力遮挡,加强植骨块的应力传导,有助于促进融合。PEEK材料由于具有较低的表面能,限制了细胞的黏附性能,导致后期会产生许多并发症。钛合金具有良好的生物相容性和力学性能,并且多孔结构能够降低弹性模量,更接近于人体骨的弹性模量,有利于骨组织的生长,在学术研究上得到了学者们的青睐<sup>[9-11]</sup>。如王彦金等<sup>[12]</sup>对3D打印多孔钛合金椎间融合器和聚醚醚酮椎间融合器进行对比实验,发现颈椎前路椎间盘切除植骨融合术中应用3D打印多孔钛合金椎间融合器可减缓椎体沉降,维持颈椎的生理曲度,加速椎间融合。舒启航<sup>[13]</sup>建立颈椎三维有限元模型,比较3D打印颈椎解剖型多孔椎间融合器与传统颈椎椎间融合器的力学特点,发现相对于传统颈椎融合器,3D打印颈椎解剖型多孔椎间融合器能有效避免上下终板的应力集中,提高固定节段的稳定性,理论上可一定程度减少融合器的下沉风险。

目前,国内外大部分研究仅对比分析多孔融合器和传统融合器或者单纯研究不同材料颈椎融合器的性能,对不同单元的钛合金多孔颈椎融合器研究较少,并且临床上大多数的椎间融合器是以正常人体椎间解剖数据为标准设计的,规格统一,但无法适用于所有患者,无法体现融合器的个性化定制<sup>[14-16]</sup>。因此,本研究依据正常人体颈椎数据进行多孔结构的个性化设计,采用有限元方法分析不同单元及孔隙率下钛合金多孔结构椎间融合器的力学性能,对比得到最优单元和孔隙率椎间融合器,为后续融合器多孔结构设计和临床选择提供参考。

## 1 模型建立

将正常人体颈椎CT的数据以Dicom格式导入三维重建软件中,生成的三维影像如图1所示。



(a) 冠状面  
(a) Coronal plane

(b) 轴位面  
(b) Axial plane

(c) 矢状面  
(c) Sagittal plane

图1 颈椎CT图像

Fig.1 CT images of the cervical spine

对还原模型进行去除毛刺、填补空洞以及光

滑处理,根据绘制的轮廓线构造出曲面片,由曲面片建立格栅,然后拟合新的曲面,得到颈椎C6~C7段模型转换得到的精确曲面,进行实体化后的C7段几何模型如图2所示。

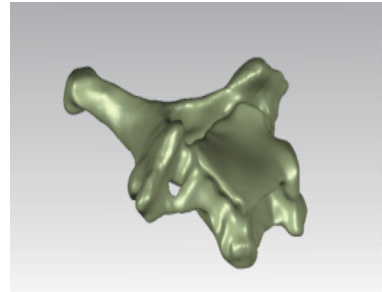


图2 C7段几何模型  
Fig.2 Geometric model of C7

椎间融合器位于C6与C7椎体之间,在C7椎体的前、后两侧分别存在前纵韧带、脊神经和血管等软组织。为确保椎间融合器在植入后稳定性好,椎间融合器的外圈轮廓应做到尽可能地大,并且椎间融合器要尽量放在C7上终板较平坦的区域。C7椎体左右两边的边缘位置一般有2个凸起的部分,该部分称为钩突,一般2个钩突结构中间的区域比较平坦。放置在C7椎体上的椎间融合器的2个侧面应该在钩突之间,并且底面应与C7椎体上终板的平坦区域接触。为了防止椎间融合器压迫椎管内的脊髓及其他椎体周围的组织,椎间融合器的前后轮廓面不能超出椎体的前后边界<sup>[17]</sup>。因此,椎间融合器的横截面轮廓应该大致位于C7椎体的中心区域。图3所示为颈椎融合器植入位置。

依据分割得到椎间融合器初步模型,具体如图4所示。其中,模型外圈的长径为19 mm,短径为18 mm;模型内圈的长径为8 mm,短径为7 mm;模型高度为5 mm。

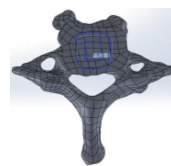


图3 颈椎融合器  
植入位置  
Fig.3 Placement of cervical  
fusion cage

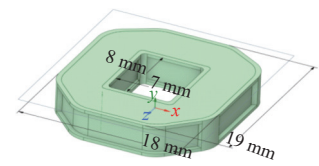


图4 椎间融合器  
初步模型  
Fig.4 Preliminary model of  
interbody fusion cage

以建立的初步模型作为基础,对其进行壳体操作,抽去外壳并填充内部多孔结构,图5分别为矩形、梯度和八面体3种结构椎间融合器的多孔部分。将生成的模型进行转换实体操作,并修改部分结构后的多孔椎间融合器实体模型如图6所示。

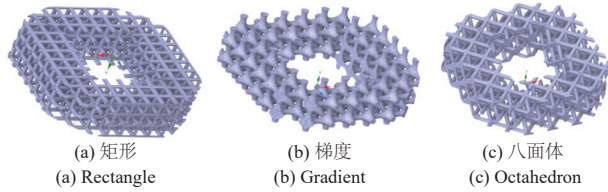


图5 椎间融合器多孔部分  
Fig.5 Porous parts of the interbody fusion cages

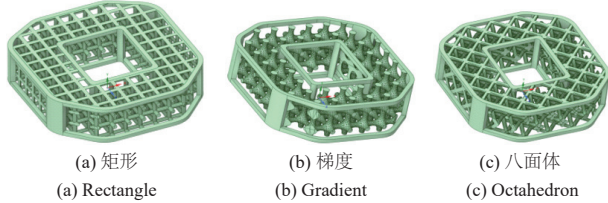


图6 多孔椎间融合器实体模型  
Fig.6 Solid models of porous interbody fusion cages

## 2 多孔椎间融合器的有限元仿真

表1所示为20℃时Ti-6Al-4V的物理属性。随着网格密度的增加，位移值变化不大，在较小的网格密度下，位移值可以快速收敛得到一个准确解。应力值随着网格密度的增加而不断提高，并没有收敛到一个准确解。本研究以分散三角形或四边形小网格来组成替代要分析的模型，然后对每个网格区域进行函数拟合。采用函数拟合，即一条近似的函数曲线来表示每个小三角形或四边形的变形或应力，然后累加所有小块的应力和变形。模型的单元及节点划分结果如表2所示，图7分别为矩形多孔、梯度多孔、八面体多孔椎间融合器的网格模型。

表1 Ti-6Al-4V的物理属性  
Tab.1 Physical properties of Ti-6Al-4V

密度 $\rho / (\text{kg}/\text{m}^3)$	熔化温度 $T / \text{C}$	弹性模量 $E / \text{Pa}$	泊松比 $\mu$
4405	1605	$1.07 \times 10^{11}$	0.323

表2 单元及节点划分结果  
Tab.2 Unit and node division results

名称	单元	节点
矩形多孔	107517	215733
梯度多孔	147575	278931
八面体多孔	196991	354792

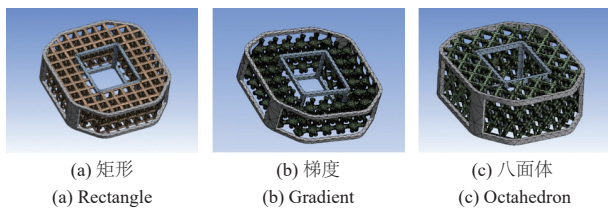


图7 融合器网格模型  
Fig.7 Fusion mesh models

### 2.1 施加载荷与约束

设计的颈椎椎间融合器要植入在C6与C7椎体之间，在椎间融合器上表面施加垂直向下的100 N的力<sup>[18-20]</sup>，在椎间融合器的下表面添加固定约束，模拟直立工况下颈椎椎间融合器在颈椎中承载头部的受力。以矩形结构多孔融合器为例，约束示意如图8所示。

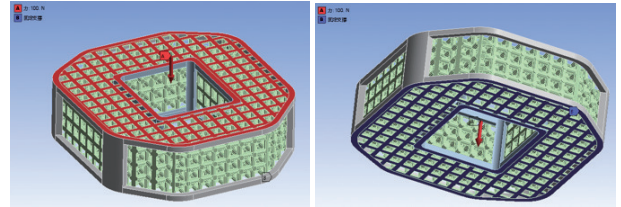


图8 载荷与约束示意  
Fig.8 Schematic diagram of load and constraint

### 2.2 3种多孔结构椎间融合器的有限元模拟

矩形多孔、梯度多孔以及八面体多孔椎间融合器的总变形峰值如图9所示。在100 N力的作用下，矩形多孔椎间融合器的最大变形量为 $2.09 \mu\text{m}$ ，梯度多孔椎间融合器为 $3.19 \mu\text{m}$ ，八面体多孔椎间融合器为 $4.78 \mu\text{m}$ ，相较于椎间融合器自身高度，3种结构的椎间融合器的总变形量不大。

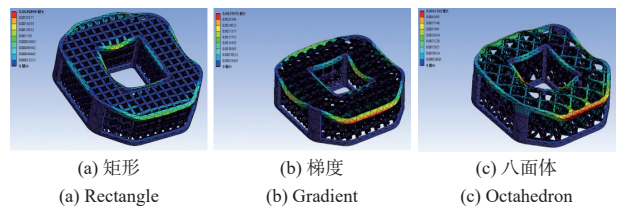


图9 多孔椎间融合器总变形峰值  
Fig.9 Total deformation peak of porous interbody fusion cages

在100 N的力的作用下，矩形多孔、梯度多孔以及八面体多孔椎间融合器的等效应变和应力云图如表3所示，矩形多孔椎间融合器的最大等效应变为 $6.40 \times 10^{-4}$ 、梯度多孔椎间融合器为 $1.10 \times 10^{-3}$ 、八面体多孔椎间融合器为 $6.61 \times 10^{-4}$ 。矩形多孔椎间融合器的最大等效应力为57.84 MPa、梯度多孔椎间融合器为116.98 MPa、八面体多孔椎间融合器为70.19 MPa。3种结构椎间融合器在不同时间段的平均等效应力和应变曲线如图10所示，等效应力和应变与时间成正相关。

### 2.3 3种多孔结构椎间融合器的对比分析

根据3种结构的椎间融合器各自对应的等效应力与等效应变值，计算弹性模量值如图11所示，3种结构多孔椎间融合器的弹性模量均大于人体椎体骨的弹性模量。



表3 3种多孔椎间融合器有限元结果  
Tab.3 Finite element results of three porous interbody fusion cages

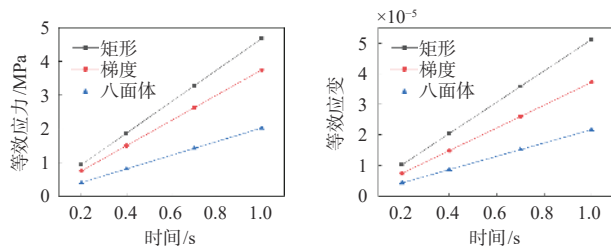
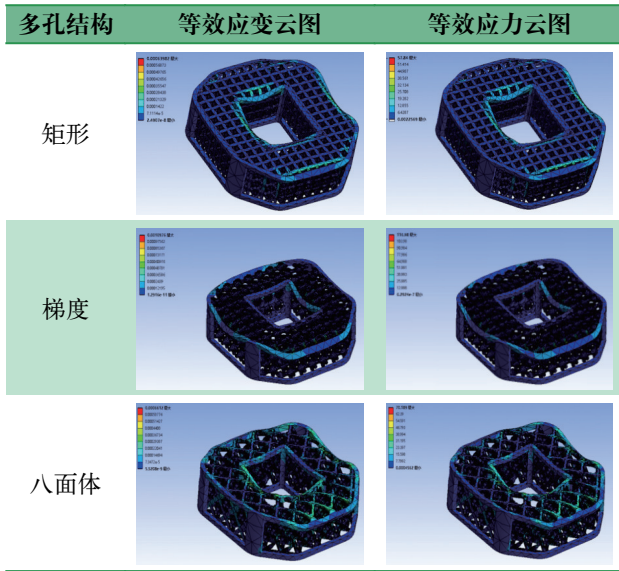


图10 3种结构椎间融合器平均等效应力和应变曲线  
Fig.10 Average equivalent stress curve of three structure interbody fusion cages

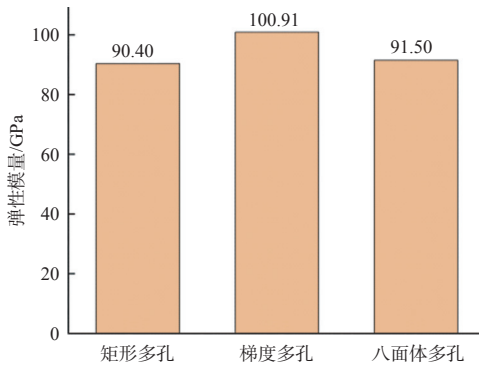


图11 3种结构椎间融合器弹性模量  
Fig.11 Elastic modulus of three types of interbody fusion apparatus

综上所述,相较于Ti-6Al-4V材料的弹性模量,3种结构的多孔椎间融合器的弹性模量均降低了,起到了一定的防止应力遮蔽效应的作用。在100 N压力的作用下,3种融合器结构的变形量均较小,可以满足椎间融合器在椎体间使用的刚度要求,并且植入后可以达到稳定效果,避免脱落。从云图可以看出,虽然结构不同,但最大变形位置主要位于内外边缘,

对于八面体而言,由于棱柱在空间上处于倾斜状态,承载力仅是每个棱柱的分量,导致在垂直载荷下变形量大和应力容易集中,而矩形变形量最小,是因为矩形多孔的空间结构为12根棱柱,每个方向都有4根棱柱与垂直面载荷相对应,导致它的空间稳定性较好,在纵向载荷作用下,抵抗外力的效果更佳。

### 3 不同孔隙率下矩形结构多孔椎间融合器

孔隙率是指天然状态下孔隙体积占块状材料总体积的百分比,不同的孔隙率会影响融合器的性能<sup>[21]</sup>。在3种多孔单元结构中,矩形结构多孔椎间融合器的弹性模量最低,且能在保证刚度的情况下最大限度地降低应力遮蔽效应,故选取孔隙率为80%、60%、50%以及40%的矩形单元结构的多孔椎间融合器进行性能研究,并与70%孔隙率结构进行对比优化。

#### 3.1 不同孔隙率的颈椎椎间融合器有限元模拟

在相同约束条件下,不同孔隙率的矩形结构多孔颈椎椎间融合器的有限元结果如表4所示,其对应的峰值如表5所示。

表4 不同孔隙率矩形融合器有限元结果  
Tab.4 Finite element results of rectangular fuses with different porosity

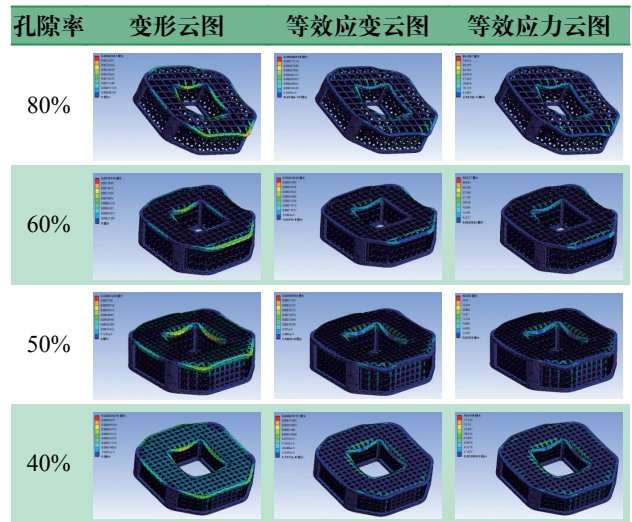


表5 不同孔隙率矩形融合器变形量、等效应力和应变峰值  
Tab.5 Deformation, equivalent stress and strain peak of rectangular fusion in different porosity

变量	孔隙率			
	80%	60%	50%	40%
最大变形量/ $\mu\text{m}$	3.65	1.92	0.88	0.63
最大等效应变	$8.70 \times 10^{-4}$	$5.34 \times 10^{-4}$	$3.06 \times 10^{-4}$	$2.17 \times 10^{-4}$
最大等效应力/MPa	84.29	56.08	30.00	19.48

### 3.2 不同孔隙率下的矩形融合器对比分析

5种孔隙率下矩形多孔椎间融合器的等效应变曲线、应力曲线和弹性模量对比如图12所示。

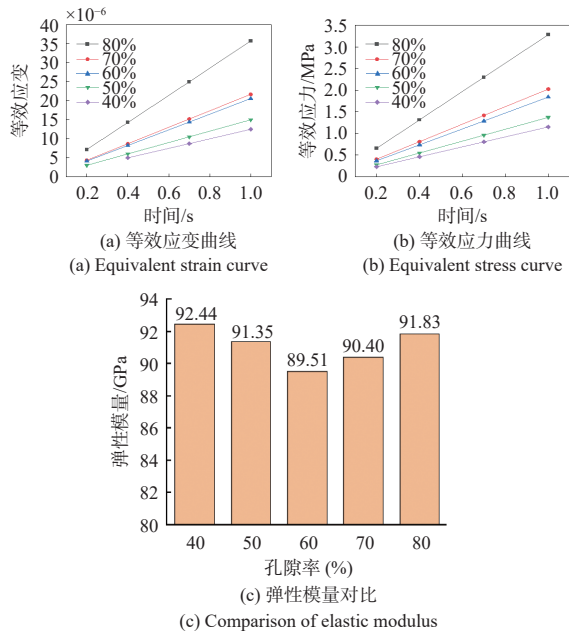


图12 不同孔隙率下矩形多孔椎间融合器的等效应变曲线、应力曲线和弹性模量对比

Fig.12 Equivalent strain curve, equivalent stress curve and elastic modulus comparison of rectangular fusion cages in different porosity

由表4可知, 矩形多孔融合器的变形量主要分布在模型内外边缘, 是因为随着孔隙率的增大, 横截面积会变小, 而不同孔隙率的等效应力应变呈上升趋势, 且孔隙率越低, 应变应力越低, 但70%、60%、50%和40%孔隙率的矩形多孔融合器的应力应变趋势接近, 是因为模型尺寸一定, 在不同孔隙率下由于模型内外边缘的限制导致单元部分单元不完整, 从而变化趋势接近。

由图12(c)可知, 矩形结构的多孔椎间融合器在60%的孔隙率下拥有较好的性能, 但从表4云图可以看出, 60%孔隙率融合器边缘出现塌陷和应力集中现象, 因此要进一步优化其性能。

### 3.3 60%孔隙率的矩形多孔颈椎融合器优化

60%孔隙率矩形多孔融合器变形量较大的区域在椎间融合器的外缘, 由于内部多孔区域互相之间有相对支撑, 而外部轮廓区域只有4个支撑部位, 导致外部轮廓的变形量大于内部多孔区域。理论上, 外轮廓全为实体可以有效防止变形和应力集中, 但植入后侧部需要多孔结构去促进组织和营养液的输入, 否则可能导致侧部无细胞增殖, 降低融合速率。因此, 对椎间融合器的结构进行优化, 增加了外部轮廓的支撑, 优化后的融合器结构如图13所示, 优化后的融

合器有限元模拟如图14所示。

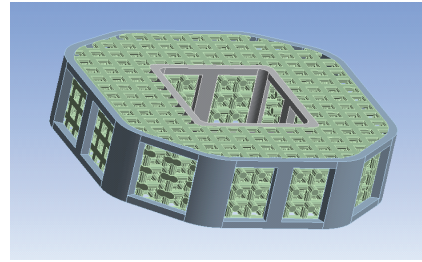


图13 优化后的融合器结构  
Fig.13 Optimized fusion structure

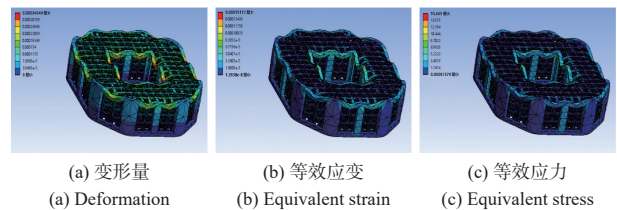


图14 优化后的融合器有限元模拟  
Fig.14 Finite element simulation of the optimized fusion cages

由图14可知, 最大变形量为 $0.35 \mu\text{m}$ 、最大等效应变为 $1.51 \times 10^{-4}$ 、最大等效应力为 $15.67 \text{ MPa}$ 。与60%孔隙率结构相比, 变形量降低了 $1.57 \mu\text{m}$ 、等效应变降低了 $3.8 \times 10^{-4}$ 、等效应力降至原来的27.93%。这是因为增加支撑部位后, 减少了多孔结构与支撑实体间的跨度, 内外边缘的变形和应力被分散到支撑部位, 从而达到降低应力集中和减少变形过大现象。

## 4 结论

本研究设计了C6和C7椎体之间的个性化定制多孔钛合金椎间融合器, 模拟了不同结构的椎间融合器在受到最大压力载荷下的应力应变以及变形量等特性, 主要结论如下:

(1) 利用重建出的人体颈椎 C6~C7 的三维模型获取了个性化颈椎椎间融合器的基本数据, 并利用该数据建立了颈椎椎间融合器的模型。

(2) 对3种结构的椎间融合器的总变形、等效应力以及等效应变进行了分析, 并通过分析结果计算了3种椎间融合器的弹性模量, 分别为90.40、100.91、91.50 GPa。通过计算结果对比得知, 3D 打印个性化多孔颈椎椎间融合器能有效降低结构的弹性模量, 减小因弹性模量差异过大对融合过程产生的影响。

通过计算结果得出该结构在60%的孔隙率下相对性能较好, 并对其进行了优化设计。

### 参考文献

- [1] 金贺荣, 崔敬斌, 邵苍. 椎间融合器材料: 临床应用的优势与关注热点[J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(22):

- 3592-3597.
- [2] 任捷, 吕智. 3D打印个性化腰椎融合器设计及生物力学性能研究分析[J]. *中国骨伤*, 2021, 34(8): 764-769.
- [3] 赵钱孙, 陈继飞, 吴桂峰, 等. 3D打印机发展及其结构分析[J]. *橡塑技术与装备*, 2021, 47(24): 44-48.
- [4] CHONG E, PELLETIER M H, MOBBS R J, et al. The design evolution of interbody cages in anterior cervical discectomy and fusion: a systematic review[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2015, 16: 99.
- [5] 杨毅, 刘浩, 孟阳. 颈椎融合器的研究历史与现状[J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2020, 17(3): 62-65.
- [6] SUH P B, PUTTLITZ C, LEWIS C, et al. The effect of cervical interbody cage morphology, material composition, and substrate density on cage subsidence[J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2017, 25(2): 160-168.
- [7] 姜威. 一种新型3D打印多孔钛合金椎间融合器的实验研究[D]. 北京: 中国人民解放军医学院, 2018.
- [8] 李楠, 唐桥虹, 王宏坤, 等. PEEK颈椎融合器的拓扑优化设计[J]. *应用力学学报*, 2022, 39(3): 598-606.
- [9] 王宏卫. Ti6Al4V多孔融合器的结构设计制备及表面改性研究[D]. 济南: 山东大学, 2021.
- [10] 张剑, 冯新民, 张亮. 颈椎椎间融合器研究进展[J]. *国际骨科学杂志*, 2019, 40(6): 329-332.
- [11] YUAN L, DING S L, WEN C E. Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: a review[J]. *Bioact Mater*, 2018, 4(1): 56-70.
- [12] 王彦金, 周英杰, 王寅, 等. 3D打印多孔钛合金椎间融合器在颈椎前路椎间盘切除植骨融合治疗颈椎病术中的应用[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2023, 38(1): 1-5.
- [13] 舒启航. 3D打印颈椎解剖型多孔椎间融合器的三维有限元分析[D]. 衡阳: 南华大学, 2021.
- [14] 苟春燕, 张玉婷, 聂国辉, 等. 三维打印椎间融合器的研究进展[J]. *生物医学工程学杂志*, 2021, 38(5): 1018-1027, 1034.
- [15] CLOWARD R B. The anterior approach for removal of ruptured cervical disks[J]. *J Neurosurg*, 1958, 15(6): 602-617.
- [16] 王俊青, 赵文锐, 孙硕, 等. 钛合金椎间融合器加工关键技术研究[J]. *工具技术*, 2022, 56(1): 64-68.
- [17] 李猛, 韩庆斌, 张道鑫, 等. 聚醚醚酮融合器在椎间融合术中的运用研究进展[J]. *世界最新医学信息文摘*, 2019, 19(61): 66-67.
- [18] BISWAS J K, MONDAL N, CHOUDHURY S, et al. A finite element study and mathematical modeling of lumbar pedicle screw along with various design parameters[J]. *J Orthop Sci*, 2022, 28(5): 992-1003.
- [19] WANG X D, FENG M S, HU Y C. Establishment and finite element analysis of a three-dimensional dynamic model of upper cervical spine instability[J]. *Orthop Surg*, 2019, 11(3): 500-509.
- [20] NIKKHOO M, CHENG C H, WANG J L, et al. The biomechanical response of the lower cervical spine post laminectomy: geometrically-parametric patient-specific finite element analyses[J]. *J Med Biol Eng*, 2021, 41: 59-70.
- [21] 陈雷. 面向3D打印的医用多孔钛合金设计方法研究[D]. 石家庄: 河北科技大学, 2019.

## 上接第5页

- [17] YIU B Y S, LAI S S M, YU A C H. Vector projectile imaging: time-resolved dynamic visualization of complex flow patterns[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2014, 40(9): 2295-2309.
- [18] AKIYAMA K, MAEDA S, MATSUYAMA T, et al. Vector flow mapping analysis of left ventricular energetic performance in healthy adult volunteers[J]. *BMC Cardiovasc Disord*, 2017, 17(1): 172.
- [19] 唐红, 陈柳, 韦馨. 心腔流场可视化的超声观察[J]. *中国医疗器械信息*, 2012, 18(6): 9-13.
- [20] CANTINOTTI M, MARCHESE P, KOESTENBERGER M, et al. Intracardiac flow visualization using high-frame rate blood speckle tracking echocardiography: Illustrations from infants with congenital heart disease[J]. *Echocardiography*, 2021, 38(4): 707-715.
- [21] COLLINS II R T, LUGHLIN M E, LANG S M, et al. Real-time transthoracic vector flow imaging of the heart in pediatric patients[J]. *Prog Pediatr Cardiol*, 2019, 53: 28-36.
- [22] UDESEN J, NIELSEN M B, NIELSEN K R, et al. Examples of *in vivo* blood vector velocity estimation[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2007, 33(4): 541-548.
- [23] HANSEN K L, NIELSEN M B, JENSEN J A. Vector velocity estimation of blood flow - a new application in medical ultrasound[J]. *Ultrasound*, 2017, 25(4): 189-199.
- [24] JENSEN J A. A new estimator for vector velocity estimation[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2001, 48(4): 886-894.
- [25] UDESEN J, JENSEN J A. Investigation of transverse oscillation method[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2006, 53(5): 959-971.
- [26] ANDERSON M E. A heterodyning demodulation technique for spatial quadrature[C]// 2000 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings. An International Symposium (Cat. No.00CH37121), San Juan, PR, USA, 2000: 1487-1490.
- [27] KERR R F, ANDERSON M E. Velocity envelope of vector flow estimation with spatial quadrature[C]. *Medical Imaging 2003: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, San Diego, California, United States, 2003.
- [28] GOODMAN J W. Introduction to Fourier optics, third edition[M]. Roberts & Company Publishers, 2004.
- [29] 郝鹏慧, 杜宜纲, 李双双, 等. 结合横向振荡和空间正交的向量血流速度测量[J]. *声学技术*, 2022, 41(4): 539-545.
- [30] JENSEN J A, SVENDSEN N B. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers[J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 1992, 39(2): 262-267.
- [31] JENSEN J A. Field: a program for simulating ultrasound systems[J]. *Med Biol Eng Comput*, 1996, 34(1): 351-352.