

文章编号: 1004-7220(2024)01-0074-08

3D 打印金属椎体替代物力学性能评价

董恩纯^{1,2}, 康建峰³, 孙畅宁^{1,2}, 李涤尘^{1,2}, 罗洋⁴, 王玲^{1,2*}, 栗向东^{5*}

(1. 西安交通大学 机械工程学院, 机械制造系统工程国家重点实验室, 西安 710054; 2. 国家药品监督管理局医用增材制造器械研究与评价重点实验室, 西安 710054; 3. 佛山科学技术学院 机电工程与自动化学院, 广东 佛山 528225; 4. 天津市医疗器械质量监督检验中心, 天津 300384; 5. 空军军医大学西京医院 骨科, 西安 710032)

摘要:目的 对钛网及 3D 打印金属椎体替代物力学性能进行研究, 为临床中人工椎体选择与结构优化设计提供指导。方法 通过压缩力学测试, 对钛网及 3D 打印多孔型、桁架型与拓扑型椎体替代物的等效力学属性与结构破坏形式进行系统研究。结果 钛网等效弹性模量[(2 908.73±287.39) MPa]仅次于拓扑型椎体替代物, 但其结构强度与稳定性较差, 等效屈服强度[(46.61±4.85) MPa]高于多孔型椎体替代物, 且在压缩中率先屈服; 多孔型椎体替代物结构强度[(18.14±0.17)~(25.79±0.40) MPa]不足, 难以满足脊柱重建力学要求; 桁架型椎体替代物等效弹性模量[(2 477.86±55.19)~(2 620.08±194.36) MPa]与等效屈服强度[(77.61±0.50)~(88.42±1.07) MPa]良好但稳定性不足, 在压缩过程中容易出现失稳现象; 拓扑型椎体替代物具有最高的等效弹性模量[(3 746.28±183.80) MPa]与等效屈服强度[(177.43±3.82) MPa], 可为人工椎体在体服役安全稳定提供更强保障。结论 拓扑优化方法可实现椎体替代物高强度、高稳定性设计, 提供更大的设计空间与安全余量, 为人工椎体轻量化与新材料设计提供更多可能。

关键词: 椎体替代物; 钛网; 3D 打印; 力学性能; 拓扑优化

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.011

Evaluation of Mechanical Properties of Three-Dimensional-Printed Metal Vertebral Body Substitutes

DONG Enchun^{1,2}, KANG Jianfeng³, SUN Changning^{1,2}, LI Dichen^{1,2}, LUO Yang⁴, WANG Ling^{1,2*}, LI Xiangdong^{5*}

(1. State Key Laboratory for Manufacturing System Engineering, School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China; 2. National Medical Products Administration (NMPA) Key Laboratory for Research and Evaluation of Additive Manufacturing Medical Devices, Xi'an 710054, China; 3. School of Mechatronic Engineering and Automation, Foshan University, Foshan 528225, Guangdong, China; 4. Tianjin Medical Devices Quality Supervision and Testing Center, Tianjin 300384, China; 5. Department of Orthopedics, Xijing Hospital, Air Force Medical University, Xi'an, 710032, Shaanxi, China)

收稿日期: 2023-05-17; 修回日期: 2023-06-20

基金项目: 国家重点研发计划项目(2022YFB4600500), 陕西省自然科学基金基础研究计划项目(2022JQ-378), 中国博士后科学基金项目(2020M683458), 国家自然科学基金项目(51835010, 12202347), 广东省重点领域研发计划项目(2018B090906001), 中央高校基本科研业务费, 陕西省创新团队(2023-CX-TD-17), 陕西省科技统筹创新工程计划项目(2016KTCQ01-44)

通信作者: 王玲, 教授, E-mail: menlwang@xjtu.edu.cn; 栗向东, 副主任医师, 副教授, E-mail: xdlmail@yahoo.com

* 为共同通信作者

Abstract: Objective To study the mechanical properties of titanium mesh and three-dimensional (3D)-printed metal vertebral body substitutes (VBS) to provide guidance for the selection and structural optimization of artificial vertebral implants in clinical practice. **Methods** The equivalent elastic modulus, equivalent yield strength, and structural failure mode of titanium mesh and 3D-printed porous, truss, and topologically optimized VBS were systematically investigated using compression tests. **Results** The elastic modulus of the titanium mesh ($2\,908.73 \pm 287.39$ MPa) was only lower than that of the topologically optimized VBS. However, their structural strengths and stabilities were inadequate. The yield strength of the titanium mesh (46.61 ± 4.85 MPa) was only higher than that of the porous VBS and it was the first to yield during compression. The porous VBS was insufficient for use as the vertebral implant owing to its poor mechanical strength (18.14 ± 0.17 MPa– 25.79 ± 0.40 MPa). The truss VBS had good elastic modulus ($2\,477.86 \pm 55.19$ MPa– $2\,620.08 \pm 194.36$ MPa) and strength (77.61 ± 0.50 MPa– 88.42 ± 1.07 MPa). However, the structural stability of the truss VBS was insufficient, and instability occurred easily during compression. The topologically optimized VBS had the highest elastic modulus ($3\,746.28 \pm 183.80$ MPa) and yield strength (177.43 ± 3.82 MPa) among all the tested VBS types, which could provide improved security and stability for artificial vertebral implant *in vivo* services. **Conclusions** Topology optimization results in a high strength and high stability VBS design. Moreover, it provides a large design space and great safety margin to provide increased possibilities for lightweight and new material design of future artificial vertebral implants.

Key words: vertebral body substitutes (VBS); titanium mesh; three-dimensional (3D) printing; mechanical properties; topology optimization

脊柱上承颅骨,下连盆骨,是人体的骨骼系统的重要组成部分,具有保持躯体、保护内脏与脊髓、进行运动等生理功能^[1]。脊柱原发肿瘤占所有骨肿瘤的4.6%~8.8%,脊柱转移瘤占全身骨转移肿瘤的50%^[2]。脊椎整块切除术是目前临床中脊柱原发肿瘤和部分孤立转移瘤治疗最为有效的方式,通过对肿瘤区域的整块切除,减少了肿瘤的复发和转移^[3-5]。但是该手术破坏了脊柱连续性,使脊柱彻底失稳,故需要使用人工椎体替代物配合前方钉板^[6]或者后方钉棒固定系统^[7-8]对脊柱进行重建。

钛网与人工椎体是目前临床中最为常见的椎体替代物^[9-10]。其中,钛网结构简单,可通过术中剪裁适配不同患者脊柱切除区域重建需求,并配合中间植骨床进行植骨填充以实现椎间融合;但由于钛网端面刺状结构与椎体上下终板接触,容易产生应力集中现象,会导致钛网下沉、位移,进而引发钉棒松动、断裂等现象出现^[11-14]。人工椎体,特别是利用3D打印技术制备人工椎体,可根据患者重建区域进行个性化设计,实现与患者宿主椎体骨解剖形态和生理曲度的完全匹配,并配合多孔结构设计,促进骨整合,达到良好的远期稳定效果,故在临床中的应用越来越广泛^[15]。目前人工椎体设计各异,

外形设计有圆柱形^[16]、腰鼓形^[17],结构设计有多孔型^[18]、桁架型^[17]等,不同结构人工椎体力学性能差异性如何,是否能够满足脊柱重建临床需求,仍需进一步研究。

为研究目前临床中常用钛网及3D打印金属椎体替代物力学性能,为临床脊柱重建中人工椎体选择、结构优化提供指导,本文选取临床中常用钛网及3D打印多孔型、桁架型与拓扑优化型椎体替代物,通过压缩测试,系统研究不同椎体替代物力学性能与破坏形式。

1 材料与方法

1.1 样件准备

根据目前临床常用椎体替代物形态,共设计4类椎体替代物进行力学性能测试,分别为钛网、3D打印多孔型、桁架型和拓扑优化型椎体替代物,共8种椎体替代物设计。其中,多孔型椎体替代物分为腰鼓形与圆柱形两种,腰鼓形结构两端略粗中间略细,方便术中夹持[见图1(a)];多孔单元选用临床中常用菱形十二面体单元,单元尺寸为1.5 mm,孔隙率80%。桁架型椎体替代物使用厚度1 mm、宽度2 mm实心桁架结构作为支撑,桁架之间填充多孔结构,其结构参数与多孔型椎体替代物多

孔单元参数一致;桁架形椎体替代物根据其外观形态,可分为腰鼓形和圆柱形,并且根据其中心是否开有植骨孔,又分为中空与实心两种[见图1(b)]。钛网为壁厚1 mm 圆柱形薄壁,开有规则三角形孔洞[见图1(c)]。拓扑优化型椎体替代物参考文

献[19]的方法进行设计,其实心薄壁厚度为1 mm,内部填充多孔结构单元参数与多孔型椎体替代物多孔单元参数保持一致[见图1(d)]。将上述椎体替代物外形尺寸统一设计为 $\Phi 13\text{ mm}\times 26\text{ mm}$,每类规格的椎体替代物测试样本数量为5。

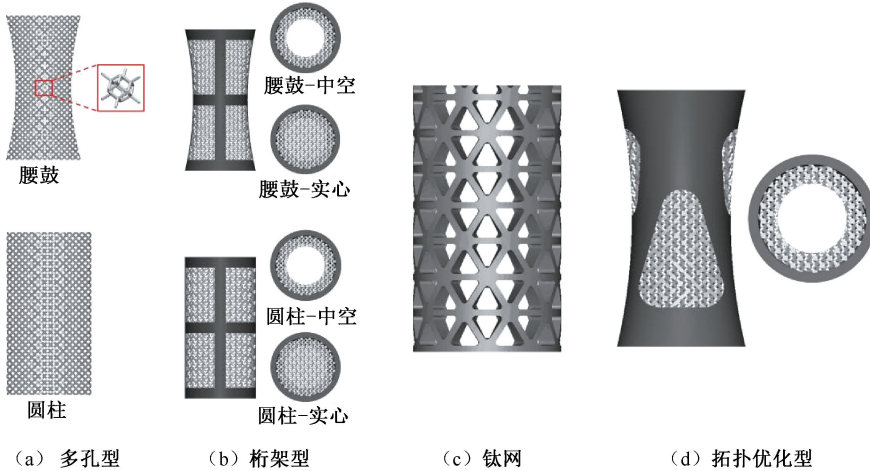


图1 椎体替代物模型

Fig.1 Models of the vertebral body substitute (VBS) (a) Porous VBS, (b) Truss VBS, (c) Titanium mesh, (d) Topologically optimized VBS

按照上述规划准备试验样件,其中钛网为临床常用产品,直接进行剪裁到合适尺寸,其余7种测试样件使用选区激光融化设备(BLT-S210,西安铂力特增材技术股份有限公司)制备,具体工艺参数为:钛合金粉末粒径 $20\sim 53\ \mu\text{m}$,激光功率 $130\sim 165\ \text{W}$,光斑直径 $40\ \mu\text{m}$,打印层厚 $50\ \mu\text{m}$,打印速度 $2\ \text{m/s}$,扫描间距 $50\ \mu\text{m}$,在惰性气体氩气环境下成型,其中含氧浓度低于 $100\ \text{mg/L}$ 。通过电火花线切割去除打印基板,采用压缩空气清除测试样件内部残留粉末,然后使用纯净水作为介质对测试样件进行超声清洗进一步去除残余粉末,最后在 $750\ ^\circ\text{C}$ 低温退火3 h,并在氩气保护下自然冷却以去除残余应力。

1.2 测试方法

据YS/T 1132—2016标准^[20],使用多功能静力学试验机(PLD-5,西安力创材料检测技术有限公司)对测试样件进行压缩测试(见图2),压缩速度为 $1\ \text{mm/min}$,输出压缩过程的力-位移曲线,并观察样件压缩过程的失效形式。实验数据采用SPSS 25.0软件进行处理。

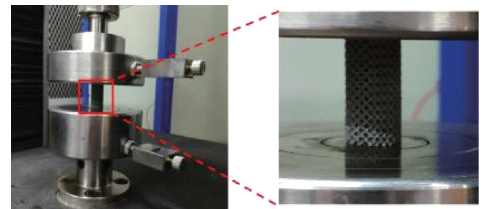


图2 压缩测试装置

Fig.2 Compression test device

2 结果

2.1 椎体替代物等效力学属性

对不同类型椎体替代物压缩测试数据进行处理,将压缩测试输出的力-位移曲线结合测试样件的几何尺寸转化为应力-应变曲线(见图3)。最终根据标准提供的计算方法获得测试样件的等效弹性模量与等效压缩强度(见表2)。

对椎体替代物的等效弹性模量与等效屈服强度分别进行统计分析(见图4)。比较人体脊柱^[21-22]与不同椎体替代物等效弹性模量,结果显示:从椎体替代物类型上看,在所测试样件中拓扑

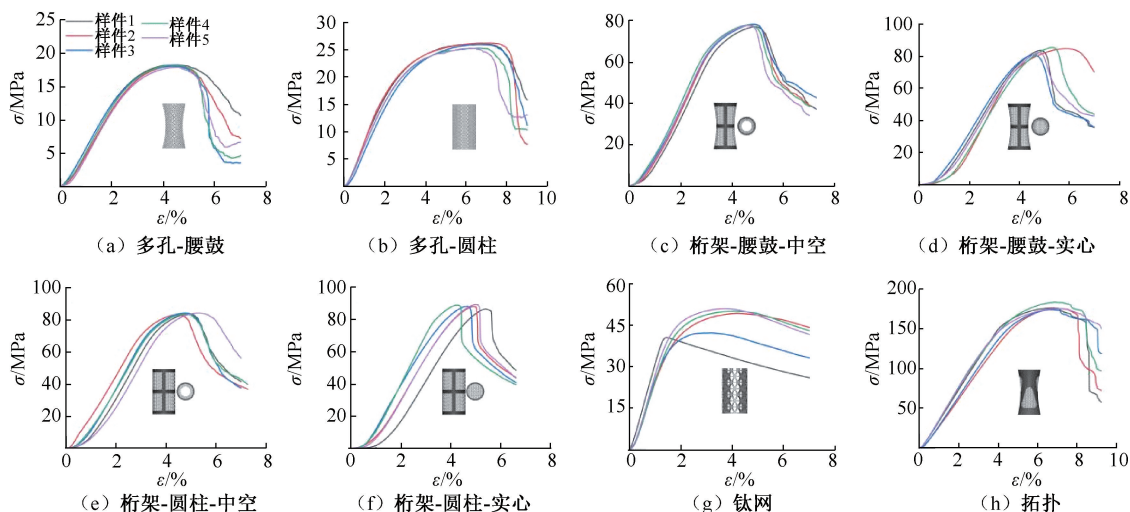


图3 椎体替代物压缩实验应力-应变曲线

Fig. 3 Compressive stress-strain curve of vertebral body substitute (VBS) (a) Porous-waist drum VBS, (b) Porous-cylinder VBS, (c) Truss-waist drum-hollow VBS, (d) Truss-waist drum-solid VBS, (e) Truss-cylinder-hollow VBS, (f) Truss-cylinder-solid VBS, (g) Titanium mesh, (h) Topological VBS

表2 椎体替代物等效力学属性计算结果

Tab.2 Effective mechanical properties of the vertebral body substitutes

椎体替代物	等效弹性模量/MPa	等效屈服强度/MPa
多孔-腰鼓	655.29±4.07	18.14±0.17
多孔-圆柱	794.28±22.93	25.79±0.40
桁架-腰鼓-中空	2477.86±55.19	77.61±0.50
桁架-腰鼓-实心	2593.97±235.56	83.34±1.89
桁架-圆柱-中空	2523.57±141.14	83.69±0.50
桁架-圆柱-实心	2620.08±194.36	88.42±1.07
钛网	2908.73±287.39	46.61±4.85
拓扑	3746.28±183.80	177.43±3.82

优化型椎体替代物的等效弹性模量最高,为(3746.28±183.80) MPa;其次为钛网,等效弹性模量为(2908.73±287.39) MPa;再次为桁架型椎体替代物,桁架-腰鼓-中空、桁架-腰鼓-实心、桁架-圆柱-中空、桁架-圆柱-实心样件的等效弹性模量分别为(2477.86±55.19)、(2593.97±235.56)、(2523.57±141.14)、(2620.08±194.36) MPa;多孔型椎体替代物样件的等效弹性模量最低,多孔-腰鼓、多孔-圆柱样件的等效弹性模量分别为(655.29±4.07)、(794.28±22.93) MPa。桁架结构的引入可显著提高测试样件的等效弹性模量,多孔-腰鼓与桁架-腰鼓-实心、多孔-圆柱与桁架-圆柱-实心样件的等效弹性模量存在显著性差异。

比较人体脊柱^[22-23]与椎体替代物等效屈服强

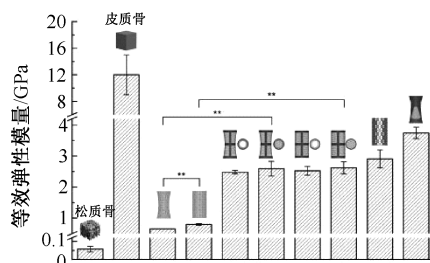
图4 椎体替代物等效弹性模量比较 (** $P < 0.01$)

Fig. 4 Comparison of effective elastic modulus of the vertebral body substitutes

度(见图5),结果显示:从椎体替代物类型上看,在所测试样件中拓扑优化型椎体替代物屈服强度最高,为(177.43±3.82) MPa;其次为桁架型样件,桁架-腰鼓-中空、桁架-腰鼓-实心、桁架-圆柱-中空、桁架-圆柱-实心样件的等效屈服强度分别为(77.61±0.50)、(83.34±1.89)、(83.69±0.50)、(88.42±1.07) MPa;再次为钛网,其等效屈服强度为(46.61±4.85) MPa;多孔型椎体替代物样件的等效屈服强度最低,多孔-腰鼓、多孔-圆柱样件的等效屈服强度分别为(18.14±0.17)、(25.79±0.40) MPa。相同类型下腰鼓形与圆柱形测试样件等效屈服强度存在显著差异,如多孔-腰鼓与多孔-圆柱、桁架-腰鼓-中空与桁架-圆柱-中空、桁架-腰鼓-实心与桁架-圆柱-实心。并且,桁架型椎体替代物中心是否

完全填充多孔会显著影响测试样件等效屈服强度,如桁架-腰鼓-中空与桁架-腰鼓-实心、桁架-圆柱-中空与桁架-圆柱-实心。

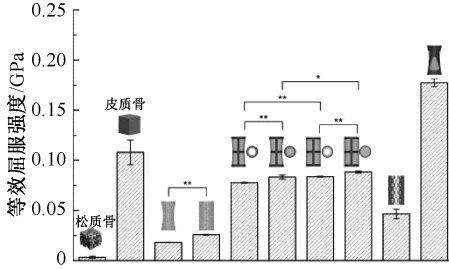


图5 椎体替代物等效屈服强度比较 (* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$)

Fig. 5 Comparison of effective yield strength of the vertebral body substitutes

2.2 压缩失效形式

椎体替代物压缩实验测试样件的破坏形式可分为三类:剪切断裂型、横向失稳型与屈曲破坏型(见图6)。本文发现,多孔型与拓扑优化型椎体替代物样件在压缩过程中均呈现典型的 45° 剪切应力破坏;桁架-腰鼓形椎体替代物样件由于中部收腰结构设计,在压缩过程下方实心桁架结构容易出现失稳现象,故桁架-腰鼓-中空与桁架-腰鼓-实心样件均呈现横向失稳破坏;其余椎体替代物样件包括桁架-圆柱形与钛网均呈现结构屈曲破坏,其中桁架-圆柱-中空与桁架-圆柱-实心样件压缩过程中下方实

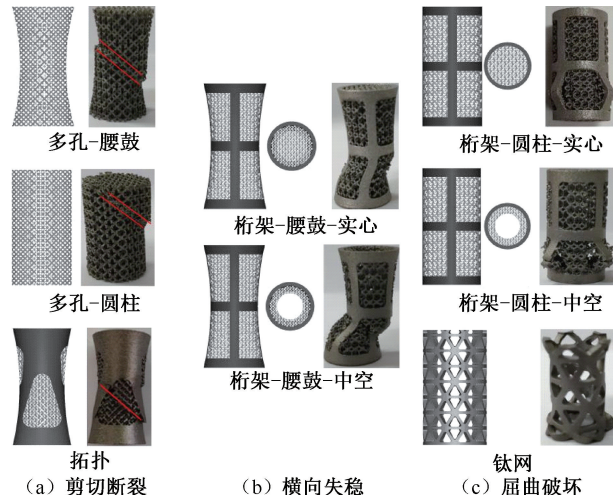


图6 椎体替代物压缩测试破坏形式

Fig. 6 Failure mode of the vertebral body substitutes

(a) Shear fracture, (b) Lateral instability, (c) Buckling damage

心桁架结构首先呈屈曲断裂,钛网样件多呈现两端屈曲破坏。

3 讨论

本文根据脊柱植入物力学测试方法,对目前临床中常用的脊柱重建椎体替代物进行压缩性能测试,系统研究不同椎体替代物的等效弹性模量、等效屈服强度与破坏形式,为临床中脊柱重建人工椎体的选择与结构优化设计提供指导。

椎体替代物共选取钛网、3D打印多孔型、桁架型和拓扑优化型椎体替代物4种,其中钛网是目前临床中最常用的椎体替代物,为均匀开有三角形孔的薄壁结构,术中通过即时剪裁调整以适应不同患者脊柱切除区域高度与端面形态,开孔薄壁结构可为重建区域提供力学支撑,中部开孔可进行自体骨或活性生物骨填充,以满足椎体融合需求。但由于钛网适配性不高,术中往往需要反复剪裁调整,增加了手术时间与难度,并且在剪裁过程中两端会产生尖锐的刺状结构,患者在术后活动时由于应力集中刺状结构容易刺破邻近椎体终板,故使用钛网重建后塌陷概率较高(30%以上)^[24-25]。根据压缩力学测试结果,钛网样件等效弹性模量高于桁架型椎体替代物样件(11%~17%),但其等效屈服强度却远低于桁架型椎体替代物样件的等效屈服强度(40%~47%),推测原因是钛网在剪裁过程中难以精确控制剪裁位置,容易导致破坏其三角形稳定结构,而在压缩过程由于剪裁破坏的两端三角形孔的位置首先出现形变,从而较早达到屈服极限。从椎体替代物压缩实验应力-应变曲线可以看到,钛网样件在应变达到3%时即出现屈服现象,而桁架型椎体替代物样件则在应变达到5%时才出现屈服现象(见图3)。因此,目前钛网应用更多的是“权宜之计”,临床中亟需适配性与稳定性更好的椎体替代物出现。

多孔型椎体替代物通过合理的多孔结构设计,可实现良好的骨生长效果。研究表明,多孔结构孔径 $300 \sim 900 \mu\text{m}$ ^[26-28],孔隙率70%~90%^[28-29],单元结构具有更多的支柱与表面积为骨组织提供贴附生长空间^[28,30],可以实现良好的骨生长效果。因此,本文采用菱形十二面体单元进行多孔型椎体替代物设计,其单元尺寸为1.5 mm,孔径0.8 mm,孔

隙率 80%。多孔型椎体替代物外形设计分为腰鼓形与圆柱形两种,其中腰鼓形设计主要目的为术中方便夹持植入。压缩力学测试结果表明,圆柱形多孔样件力学性能略高于腰鼓形多孔样件(20%~40%),其等效弹性模量为 650~800 MPa,与人体松质骨等效弹性模量(760~4 000 MPa)^[31-32]相当,但其等效屈服强度仅为 18~26 MPa,难以满足人体脊柱生理载荷要求^[1]。

桁架型椎体替代物为多孔结构与实心桁架结构的有机结合,通过在多孔型椎体替代物外加 1 层十字交叉的实心桁架结构,实现了仿人体自然椎体外部皮质骨与内部松质骨的结构设计,即实心桁架结构起主要承载作用,内部多孔结构为骨生长提供空间,故桁架型人工椎体在临床中的应用越来越广泛^[9,17,33-35]。本文共选取 4 种桁架型椎体替代物进行力学性能测试,按照结构分为腰鼓形与圆柱形,并且按照多孔是否完全填充分为中空型与实心型。相比于多孔型椎体替代物,实心桁架结构的引入大大增强了其力学性能,桁架型椎体替代物样件的等效弹性模量与等效屈服强度为多孔型椎体替代物样件的 3.3~4.6 倍。对比不同桁架型椎体替代物样件力学性能可以发现,外形结构设计与中部多孔填充对桁架型椎体替代物样件的力学性能影响并不显著。相比于桁架-腰鼓形椎体替代物样件等效力学性能,桁架-圆柱形椎体替代物样件的等效弹性模量与等效屈服强度分别增加 1.0%~1.8%与 6.0%~7.8%。因此,临床中为方便术中夹持,桁架型人工椎体一般设计成腰鼓形。相比于桁架-中空型椎体替代物样件等效力学性能,桁架-实心型椎体替代物样件的等效弹性模量与等效屈服强度分别增加 3.8%~4.7%与 5.6%~7.4%。因此,临床中为实现更好的骨融合效果,桁架型人工椎体中间一般设计有通孔,方便术中植骨。从破坏形式上看,桁架-腰鼓与桁架-圆柱形椎体替代物样件分别呈现横向失稳与屈曲破坏,推测原因是在压缩过程中纵向桁架为承载结构,而纵向桁架可以近似看作为细长杆结构,细长杆结构在压缩过程中容易出现失稳破坏,故桁架型椎体替代物存在稳定性不足的隐患。

基于以上临床中常用椎体替代物力学性能存在的不足,本文提出了基于多步态载荷条件下的人

工植入物拓扑优化设计方法,并成功应用于个性化盆骨假体^[36]与人工椎体的设计与临床研究^[19]。力学测试结果表明,在所测试椎体替代物中,拓扑优化型椎体替代物具有最高的等效弹性模量与等效屈服强度,相比于目前临床中常用的桁架-腰鼓-中空椎体替代物结构,拓扑优化型椎体替代物的等效弹性模量与等效屈服强度分别提高 51%与 129%,并且在压缩过程中其弹性阶段更长,表明经拓扑优化后椎体替代物具有高稳定性与高强度的优点,为人工椎体在体服役安全稳定提供更强保障。

需要指出的是,桁架-腰鼓-中空型和拓扑优化型椎体替代物在压缩过程中承载极限分别为(10 300.82±66.18)、(23 550.16±507.26) N,远超脊柱正常生理载荷^[1]。因此,从承载安全性角度来看,目前钛合金人工椎体设计存在较大的冗余。未来人工椎体设计可结合拓扑结构优化设计优势,进行人工椎体轻量化设计,减少实心部分体积,为骨生长提供更大空间,或使用聚醚醚酮(PEEK)等新型聚合物材料进行人工椎体设计,避免金属材料存在的观测伪影、金属离子析出问题。

4 结论

通过压缩力学测试,本文系统研究了钛网、3D 打印多孔型、桁架型以及拓扑优化型椎体替代物力学性能与结构破坏形式。结果表明,钛网型椎体替代物由于术中剪裁破坏了稳定开孔结构,在压缩过程中率先屈服,结构稳定性较差;多孔型椎体替代物等效弹性模量与人体松质骨相当,可以实现良好的骨长入效果,但其结构强度不足,难以作为椎体替代物进行脊柱重建;桁架型椎体替代物由于其桁架为细长杆结构设计,在压缩过程中容易出现失稳现象,故存在稳定性不足的缺陷;拓扑优化型椎体替代物在所有测试样件类型中稳定性最好、强度最高,为人工椎体在体服役安全稳定提供更强保障,并且拓扑优化方法可为人工椎体设计提供更大的设计空间与安全余量,为人工椎体轻量化与新材料设计提供更多可能。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:董恩纯、康建峰负责研究实施和论文撰写;孙畅宁、罗洋负责力学实验与数据统计;李涤尘、王玲、栗向东负责研究设计与论文指导。

参考文献:

- [1] DONG EC, SHI L, KANG JF, *et al.* Biomechanical characterization of vertebral body replacement *in situ*: Effects of different fixation strategies [J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2020, 197: 105741.
- [2] 李建民, 李振峰. 中国脊柱肿瘤外科治疗存在问题及面临的挑战[J]. *中华骨科杂志*, 2018, 38(10): 577-579.
- [3] KATO S, MURAKAMI H, DEMURA S, *et al.* More than 10-year follow-up after total en bloc spondylectomy for spinal tumors [J]. *J Clin Oncol*, 2014, 32(15).
- [4] KAWAHARA N, TOMITA K, MURAKAMI H, *et al.* Total en bloc spondylectomy for spinal tumors: Surgical techniques and related basic background [J]. *Orthop Clin N Am*, 2009, 40(1): 47-63.
- [5] TOMITA K, KAWAHARA N, BABA H, *et al.* Total en bloc spondylectomy—A new surgical technique for primary malignant vertebral tumors [J]. *Spine*, 1997, 22(3): 324-333.
- [6] 朱媛君, 莫中军, 都承斐, 等. 椎间融合器高度对颈椎生物力学影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(3): 220-226.
- ZHU YJ, MO ZJ, DU CF, *et al.* Biomechanical effects of interbody cage height on cervical spine [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(3): 220-226.
- [7] 叶建东, 程哲, 王剑龙. 腰椎融合术3种内固定方式的生物力学特点[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(2): 208-215.
- YE JD, CHENG Z, WANG JL. Biomechanical characteristics of lumbar fusion by three internal fixation methods [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(2): 208-215.
- [8] 林周胜, 陈建庭, 朱青安. 脊柱后路经椎弓根螺钉动态固定系统的临床应用及生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(6): 684-689.
- LIN ZS, CHEN JT, ZHU QA. Advances in clinical application and biomechanical studies of the posterior dynamic transpedicular screw fixation system [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(6): 684-689.
- [9] 石磊, 栗向东, 李小康, 等. 新型3D打印个体化人工椎体在脊柱重建中的初步研究[J]. *中华骨科杂志*, 2020, 40(6): 335-343.
- [10] 郭川, 刘庆鹏. 颈椎解剖与钛质网笼生物力学研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 829-834.
- GUO C, LIU QP. Recent advances of biomechanical studies on cervical spine anatomy and titanium mesh cage [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(5): 829-834.
- [11] KARAEMINOULLARI O, TEZER M, OZTURK C, *et al.* Radiological analysis of titanium mesh cages used after corpectomy in the thoracic and lumbar spine: minimum 3 years' follow-up [J]. *Acta Orthop Belg*, 2005, 71(6): 726-731.
- [12] REFAI D, PICHELMANN M, CHOU D. Radiological outcomes of static vs expandable titanium cages after corpectomy: A retrospective cohort analysis of subsidence comments [J]. *Neurosurgery*, 2013, 72(4): 538-539.
- [13] CHEN Y, CHEN DY, WANG X, *et al.* Subsidence of titanium mesh cage: A study based on 300 cases [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2008, 21(7): 489-492.
- [14] PARK SJ, LEE CS, CHANG BS, *et al.* Rod fracture and related factors after total en bloc spondylectomy [J]. *Spine J*, 2019, 19(10): 1613-1619.
- [15] 张亚, 孙允龙, 熊伟, 等. 3D打印个体化人工椎体在胸腰椎肿瘤整块切除后脊柱稳定性重建中的应用[J]. *生物骨科材料与临床研究*, 2021, 18(1): 17-21.
- [16] JUN Y, HONG C, JIA L, *et al.* *In vivo* study of a self-stabilizing artificial vertebral body fabricated by electron beam melting [J]. *Spine*, 2014, 39(8): 486-492.
- [17] 栗向东, 黄海, 石磊, 等. 3D打印个体化人工椎体重建胸腰椎骨巨细胞瘤整块切除后脊柱的稳定性[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2020, 30(9): 797-819.
- [18] GIROLAMI M, BORIANI S, BANDIERA S, *et al.* Biomimetic 3D-printed custom-made prosthesis for anterior column reconstruction in the thoracolumbar spine: A tailored option following en bloc resection for spinal tumors: Preliminary results on a case-series of 13 patients [J]. *Eur Spine J*, 2018, 27(12): 3073-3083.
- [19] KANG JF, DONG EC, LI XD, *et al.* Topological design and biomechanical evaluation for 3D printed multi-segment artificial vertebral implants [J]. *Mat Sci Eng C Mater*, 2021, 127: 112250.
- [20] 全国有色金属标准化技术委员会. YS/T 1132—2016 烧结金属多孔材料压缩性能的测定 [S]. 2016.
- [21] DALL'ARA E, KARL C, MAZZA G, *et al.* Tissue properties of the human vertebral body sub-structures evaluated by means of microindentation [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2013, 25: 23-32.
- [22] ZHANG XZ, LEARY M, TANG HP, *et al.* Selective electron beam manufactured Ti-6Al-4V lattice structures for orthopedic implant applications: Current status and outstanding challenges [J]. *Curr Opin Solid St M*, 2018, 22(3): 75-99.
- [23] BAYRAKTAR HH, MORGAN EF, NIEBUR GL, *et al.* Comparison of the elastic and yield properties of human

- femoral trabecular and cortical bone tissue [J]. *J Biomech*, 2004, 37(1) : 27-35.
- [24] LU T, LIU C, YANG B, *et al.* Single-level anterior cervical corpectomy and fusion using a new 3D-printed anatomy-adaptive titanium mesh cage for treatment of cervical spondylotic myelopathy and ossification of the posterior longitudinal ligament: A retrospective case series study [J]. *Med Sci Monitor*, 2017, 23: 3105-3114.
- [25] CHEN Y, CHEN D, GUO Y, *et al.* Subsidence of titanium mesh cage: A study based on 300 cases [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2008, 21(7) : 489-492.
- [26] ROOSA SMM, KEMPPAINEN JM, MOFFITT EN, *et al.* The pore size of polycaprolactone scaffolds has limited influence on bone regeneration in an *in vivo* model [J]. *J Biomed Mater Res A*, 2010, 92A(1) : 359-368.
- [27] ABBASI N, HAMLET S, LOVE RM, *et al.* Porous scaffolds for bone regeneration [J]. *J Sci Adv Mater Dev*, 2020, 5(1) : 1-9.
- [28] WANG ZH, WANG CY, LI C, *et al.* Analysis of factors influencing bone ingrowth into three-dimensional printed porous metal scaffolds: A review [J]. *J Alloy Compd*, 2017, 717: 271-285.
- [29] LI JP, HABIBOVIC P, VAN DEN DOEL M, *et al.* Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition [J]. *Biomaterials*, 2007, 28(18) : 2810-2820.
- [30] MARKHOFF J, WIEDING J, WEISSMANN V, *et al.* Influence of different three-dimensional open porous titanium scaffold designs on human osteoblasts behavior in static and dynamic cell investigations [J]. *Materials*, 2015, 8(8) : 5490-5507.
- [31] NOURI A, HODGSON PD, WEN CE. Biomimetic porous titanium scaffolds for orthopedic and dental applications [M]//*Biomimetics Learning from Nature*. London: InTech, 2010: 415-450.
- [32] KAPAT K, SRIVAS PK, RAMESHBABU AP, *et al.* Influence of porosity and pore-size distribution in Ti6Al4 V foam on physicommechanical properties, osteogenesis, and quantitative validation of bone ingrowth by micro-computed tomography [J]. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2017, 9(45) : 39235-39248.
- [33] ZHOU H, WU F, DANG L, *et al.* Comparison of the prognostic factors of total en bloc spondylectomy and total piecemeal spondylectomy in patients with Enneking stage III giant cell tumor in the thoracic and lumbar spine [J]. *Eur Spine J*, 2023, 32(1) : 254-260.
- [34] ZHANG T, WEI Q, ZHOU H, *et al.* Three-dimensional-printed individualized porous implants: A new " implant-bone" interface fusion concept for large bone defect treatment [J]. *Bioact Mater*, 2021, 6(11) : 3659-3670.
- [35] 石磊, 栗向东, 王玲, 等. 3D 打印个体化人工椎体在多节段脊柱肿瘤切除后脊柱稳定性重建中的应用 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2020, 30(9) : 782-790.
- [36] IQBAL T, WANG L, LI D, *et al.* A general multi-objective topology optimization methodology developed for customized design of pelvic prostheses [J]. *Med Eng Phys*, 2019, 69: 8-16.