

基于有限元分析的钛合金椎弓根螺钉 抗弯性能结构优化

赵虎¹, 刘岩¹, 杨金帅¹, 李强^{1,2}

(1. 上海理工大学机械工程学院, 上海 200093; 2. 上海高性能医疗器械材料工程技术研究中心, 上海 200093)

摘要: 钛合金因其优异的力学性能和生物相容性, 广泛用于椎弓根螺钉的制备。椎弓根螺钉植入人体后, 受脊柱的屈曲伸展和横向弯曲作用, 螺钉发生疲劳弯曲最终导致螺钉松动甚至断裂, 影响植入稳定性。因此有必要对钛合金椎弓根螺钉抗弯性能进行研究。通过单因素实验与正交实验分析设计不同结构参数椎弓根螺钉, 结合有限元分析与力学实验的方法, 使用三点弯曲试验对钛合金椎弓根螺钉的抗弯性能进行模拟仿真与实验验证, 并对螺钉结构参数进行优化。结果表明, 模拟结果与实验结果吻合较好, 螺钉结构参数对抗弯性能的影响顺序为外径大于螺纹深度大于螺距, 最佳参数为螺钉外径 5.5 mm、螺纹深度 0.65 mm、螺距 1.60 mm, 优化后的螺钉对比标准椎弓根螺钉, 最大支反力提高 74.7%。

关键词: 椎弓根螺钉; 三点弯曲测试; 有限元分析; 结构参数优化

中图分类号: R 681.5 文献标志码: A

Optimization of pedicle screw thread structure based on finite element analysis

ZHAO Hu¹, LIU Yan¹, YANG Jinshuai¹, LI Qiang^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shanghai Engineering Research Center of High-Performance Medical Device Materials, Shanghai 200093, China)

Abstract: Titanium alloy is widely used to make pedicle screws because of its excellent mechanical and biocompatibility properties. After implantation, the screw is subjected to flexion and extension and lateral bending of the spine, which eventually leads to the loosening or even breaking of the screw and affects the stability of the implantation. Therefore, it is necessary to investigate the bending resistance of

收稿日期: 2023-02-18

基金项目: 上海高性能医疗器械材料工程技术研究中心 (20DZ2255500)

第一作者: 赵虎 (1999-), 男, 硕士研究生. 研究方向: 钛合金. E-mail: 2673572564@qq.com

通信作者: 李强 (1984-), 男, 副教授. 研究方向: 钛合金与非晶合金. E-mail: liqiang@usst.edu.cn

引文格式: 赵虎, 刘岩, 杨金帅, 等. 基于有限元分析的钛合金椎弓根螺钉抗弯性能结构优化[J]. 上海理工大学学报, 2024, 46(3): 310-319. DOI: 10.13255/j.cnki.jusst.20230218003

Citation: ZHAO Hu, LIU Yan, YANG Jinshuai, et al. Optimization of pedicle screw thread structure based on finite element analysis[J]. Journal of University of Shanghai for Science and Technology, 2024, 46(3): 310-319.

titanium alloy pedicle screws. The pedicle screws with different structural parameters were designed through single factor and orthogonal experimental analysis. Combined with finite element analysis and mechanical experiments, the three-point bending test was used to simulate and verify the bending resistance of titanium alloy pedicle screws, and the screw structural parameters were optimized. The results showed that the simulation results were consistent with the experimental results, and the influence of the screw structure parameters on the bending performance of the pedicle screw was in the order of outer diameter > thread depth > pitch. The optimal parameters were the screw outer diameter of 5.5 mm, thread depth of 0.65 mm, and pitch of 1.60 mm, which increased the maximum support reaction force by 74.7% compared to the standard pedicle screw.

Keywords: *pedicle screw; three-point bending test; finite element analysis; structural parameter optimization*

钛及钛合金由于具有优良的力学性能和良好的生物相容性,广泛用于医疗器械领域^[1],如接骨板、髋关节和椎弓根螺钉等。钛合金椎弓根螺钉主要用于畸形矫正、创伤、肿瘤和退行性疾病等脊柱治疗^[2-3]。

椎弓根螺钉于1959年首次由Boucher使用,并于60年代由Roy-Camille在欧洲推广^[4-5]。尽管椎弓根螺钉内固定器械不断得到改进,但由于疲劳载荷和弯曲导致的螺钉松动、拔出和弯曲断裂等故障仍有报道^[6-7]。

脊柱不同的运动段具有不同的屈曲伸展横向弯曲^[8-11],脊柱的复杂运动使得螺钉植入后随着上下椎体间的相对运动受到折弯力、扭转力等复杂的载荷并发生松动断裂。螺钉松动率为0.6%~11%,在骨质疏松患者中松动的风险更高,高达60%^[12-14],低于10%的椎弓根螺钉断裂率在文献中很常见^[15-17]。

由于椎弓根螺钉的术后失效发生在弯曲载荷下,因此,弯曲强度也是设计螺钉的重要特性^[16,18-19]。据报道,椎弓根螺钉在植入人体后常因为受到“三点弯曲”而发生疲劳断裂^[15-16],其重复的尾端负荷将导致螺钉围绕椎弓根峡部处的支点旋转,椎弓根螺钉尖端处的小梁骨的持续压缩将骨压紧在端板上,当骨压实的过程被端板抑制时,螺钉经历三点接触产生的弯曲力矩,因此,通过三点弯曲试验对螺钉抗弯性能进行研究是有必要的。研究表明,影响螺钉植入稳定性的3个主要因素是椎弓根螺钉的设计、插入技术和骨质量^[20]。螺钉结构设计被认为是提高稳定性的主要方法^[21]。

本研究采用有限元和实验验证,以三点弯曲

实验法对钛合金椎弓根螺钉的弯曲过程进行了模拟仿真与实验验证,通过单因素实验与正交实验对椎弓根螺钉外径、螺纹深度以及螺距3个参数进行研究,分析各因素对螺钉抗弯性能的影响并对螺钉参数进行优化,为临床植入策略提供参考。

1 材料与方法

1.1 椎弓根螺钉的设计

根据《ASTM F543》标准^[22],使用三维建模软件建立椎弓根螺钉的模型。螺纹类型为HA型(图1),具体结构参数如表1所示。标准椎弓根螺钉结构参数为外径5.0 mm,螺纹深度0.75 mm,螺距1.75 mm。

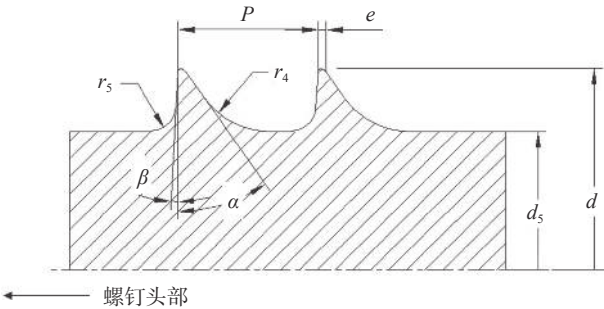


图1 椎弓根螺钉HA型螺纹图
Fig.1 HA pattern thread of pedicle screw

在标准螺钉的基础上分别将外径(4.5, 5.0, 5.5 mm)、螺纹深度(0.65, 0.75, 0.85 mm)、螺距(1.60, 1.75, 1.90 mm)设定为单一变量,分析单一螺钉参数的影响。

通过改变螺钉外径、螺纹深度以及螺距3个结构参数进行正交实验分析各个因素对螺钉抗弯性能的影响,表2给出了正交实验中使用的因素

表 1 椎弓根螺钉结构参数

Tab.1 Structural parameters of pedicle screw

螺钉参数	数值	螺钉参数	数值
螺钉外径 d	5.0/mm	牙型角 α	3°
螺钉内径 d_5	3.5/mm	牙型角 β	35°
螺纹牙顶宽度 e	0.1/mm	前缘半径 r_4	1.0/mm
螺距 P	1.75/mm	后缘半径 r_5	0.3/mm

表 2 正交实验因素水平表

Tab.2 Factor level table of orthogonal test

水平	结构参数		
	外径/mm	螺纹深度/mm	螺距/mm
1	4.5	0.65	1.60
2	5.0	0.75	1.75
3	5.5	0.85	1.90

水平。以正交实验因素水平表为基础，构建三因素三水平 $L_9(3^3)$ 正交实验表(表 3)，探究 3 种螺钉结构参数对最大支反力的影响权重。

表 3 螺钉结构参数正交实验表

Tab.3 Orthogonal test table of screw structural parameters

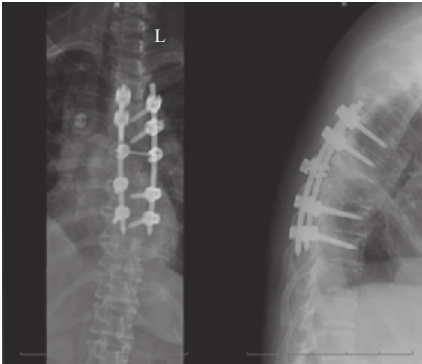
组别	外径/mm	螺纹深度/mm	螺距/mm
1	4.5	0.65	1.60
2	4.5	0.75	1.75
3	4.5	0.85	1.90
4	5.0	0.65	1.75
5	5.0	0.75	1.90
6	5.0	0.85	1.60
7	5.5	0.65	1.90
8	5.5	0.75	1.60
9	5.5	0.85	1.75

通过单因素和正交实验结果确定最优椎弓根螺钉结构参数，并将最优参数螺钉与标准螺钉进行抗弯曲性能的有限元模拟对比。

1.2 有限元模型建立

椎弓根螺钉三维模型导入到有限元软件中，材料设定为 Ti-6Al-4V，弹性模量为 110 GPa^[23]。采用单元类型为 C3D10M 十结点修正二次四面体网格对椎弓根螺钉进行网格划分，螺钉头部种子大小设置为 0.6 mm，而由于螺钉螺纹部分的结构比较复杂，对螺纹进行细致划分，其种子大小设置为 0.3 mm，以提高运算精度^[24]。

椎弓根螺钉植入后的脊柱固定系统 X 射线图^[25]如图 2 所示，可以看出螺钉植入后受到螺钉尾端、螺钉尖端和螺钉中部 3 处弯矩，而在植入后受三点弯曲载荷而发生疲劳破损^[15]。因此，通过三点弯曲模型(图 3)来测试骨螺钉的抗弯曲性能^[26-28]。约束螺钉在 x, z 轴方向的位移 $u_x=u_z=0$ ，使用外径 4 mm 的 3 个圆柱轴模拟在骨中的 3 处受力，加载段长度设置为 24 mm，加载跨距设置为 12 mm^[29]。3 个圆柱轴分别耦合至其参考点 RP 并设置为刚体，材料设置为结构钢^[26-28]。两端的圆柱轴作为支撑，约束其全部自由度，位移 $u_x=u_y=u_z=0$ 。位于中间的圆柱轴，约束其在 x, z 轴方向的位移 $u_x=u_z=0$ ，对其沿 y 轴方向施加作用力 F ，以 1 mm/min 的加载速度，进行 2 mm 位移的加载测试^[30]。



(a) 前后视图 (b) 侧视图

图 2 脊柱固定系统 X 射线图像^[25]

Fig.2 X-ray images of spinal fixation system^[25]

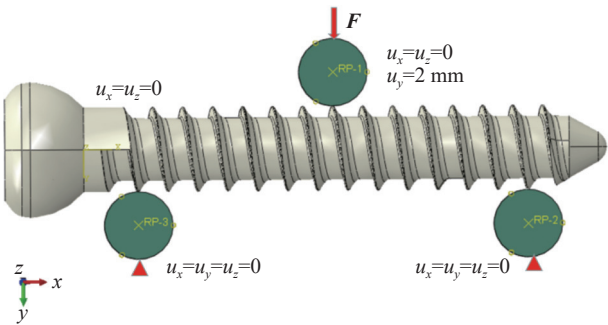


图 3 椎弓根螺钉三点弯曲模型

Fig.3 Three-point bending model of the pedicle screws

1.3 实验验证

通过 CNC 机床加工制造了外径 5.0 mm、螺纹深度 0.75 mm、螺距 1.75 mm 的标准 Ti-6Al-4V 椎弓根螺钉(图 4(a))，用于实验验证和结果对比。并加工了直径 3.5 mm、长度 35 mm 的 Ti-6Al-4V 圆棒(图 4(b))，用于探究螺纹对于支反力的作用。使用电子万能试验机进行三点弯曲试验(图 4(c))，调

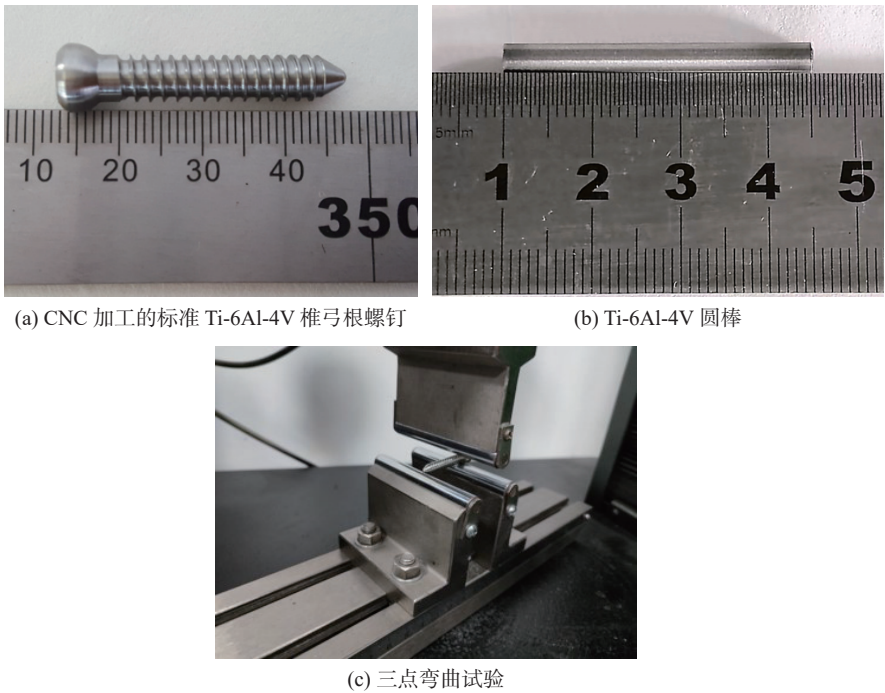


图 4 Ti-6Al-4V 椎弓根螺钉三点弯曲试验

Fig.4 Three-point bending test of the Ti-6Al-4V pedicle screw

整支座距离为 24 mm，使上压头对准椎弓根螺钉正中加载点，以 1 mm/min 的加载速度，进行 2 mm 位移的加载测试，将实验结果与模拟仿真进行对比。

1.4 数据分析

对正交实验仿真结果采用极差、方差分析^[31-32]，显著性水平 p 的值小于 0.05 时，具有显著性。分析结果并判断螺钉结构参数中对最大支反力影响的主次关系。

2 结果与讨论

2.1 力学实验验证

实验与仿真中的支反力-位移曲线如图 5 所示，标准螺钉支反力随位移增加先缓慢增加，应力主要集中在螺纹处，在位移 0.5 mm 左右处，曲线斜率增大，螺纹变形应力在螺纹根部与螺杆部分集中，支反力随位移增加快速增加，在位移 2 mm 处取得最大值 2074 N；而无螺纹螺钉支反力随位移增加先迅速增加，应力直接集中在螺杆，在位移 0.5 mm 左右处，曲线斜率变小，支反力随位移增加缓慢增加并在位移 2 mm 处取得最大值 1486 N。通过对比可以看出，螺纹抵抗变形能力小于螺杆，螺杆是影响螺钉弯曲性能的主要因素，螺纹是次要因素^[33]。

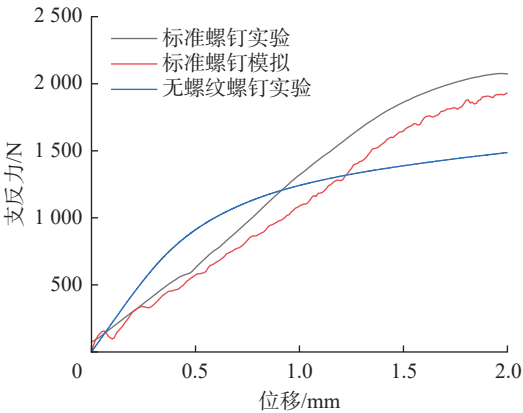


图 5 实验与仿真的支反力-位移曲线

Fig.5 Support reaction force-displacement curve of experiment and simulation

标准螺钉的模拟与实验曲线趋势相似，在圆柱轴位移达到 2 mm 时支反力达到最大值，仿真所得最大支反力 1923 N 较实验支反力 2074 N 差异较小，仿真模型的准确率达到 92.8%，本模型可以很好地预测实验测试结果。

2.2 单因素

2.2.1 椎弓根螺钉的外径

如图 6 所示为不同螺钉外径模型中椎弓根螺钉的支反力-位移曲线，在位移 0~0.75 mm，不同外径螺钉的支反力差别较小。这是因为，在螺钉中部受到向下的力的作用时，用于主要承担作用

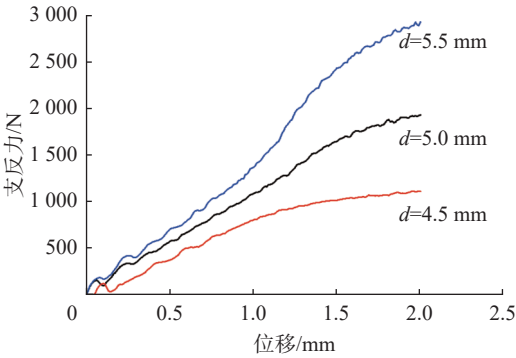


图6 不同外径的椎弓根螺钉支反力-位移曲线

Fig.6 Support reaction force-displacement curve of the pedicle screws with different outer diameters

力的部位是不带螺纹的螺杆^[34]，在0~0.75 mm阶段圆柱轴接触螺钉螺纹顶部，随着圆柱轴位移，螺纹首先受力，此时支反力主要源于螺纹的塑性变形，应力应变主要还在螺纹外沿，没有从螺纹根部传递至螺杆部位，因此，支反力差别较小。在位移1~2 mm阶段，此时承担主要应变的是螺杆而不是螺纹，不同螺钉的支反力开始具有明显

差别，外径越大的螺钉其曲线斜率越大，支反力也越大，说明其抵抗变形的能力更强。随着外径的增加，支反力显著提升，外径为4.5，5.0，5.5 mm的螺钉对应的最大支反力分别为1111，1932，2929 N，外径从4.5 mm增加1 mm后最大支反力提升163.64%，与支反力呈正相关。

如图7所示为不同螺钉外径模型中椎弓根螺钉的应力图。从图7(a)，(c)，(e)可以看出：外径4.5 mm螺钉的螺杆部分形变量更大，外径5.5 mm螺钉的螺杆形变量最小。从图7(a)，(c)，(e)的放大图图7(b)，(d)，(f)可以看出：外径4.5 mm螺钉的主要形变发生于螺杆部分，其螺纹形变在3种螺钉中最小，而外径5.5 mm螺钉的螺纹形变最大。外径的增加直接增加螺钉内径大小，从而提高整体抗弯曲性能。Cho等^[35]在研究中表明，椎弓根螺钉的外径决定拔出强度，而内径决定疲劳强度。Shih等^[36]证实锥形螺钉的弯曲强度优于圆柱形螺钉。因此，具有较大内径的椎弓根螺钉可以有效地改善其弯曲性能。

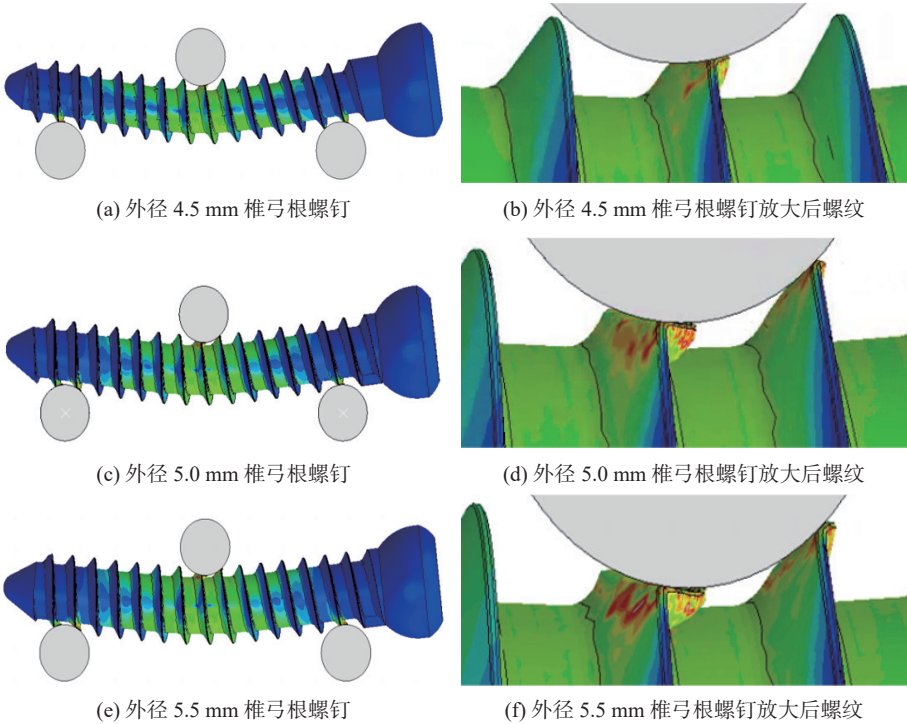


图7 不同外径的椎弓根螺钉应力图

Fig.7 Stress distribution of the pedicle screws with different outer diameters

2.2.2 椎弓根螺钉的螺纹深度

如图8所示为不同螺钉螺纹深度模型中椎弓根螺钉的支反力-位移曲线。相较于外径，其在位移0.75~1.25 mm阶段，支反力的差别仍然较小，

当螺纹深度 h 为0.65，0.75，0.85 mm时，最大支反力的大小分别为2264，1932，1639 N。螺纹深度从0.65 mm提升0.1 mm后最大支反力下降14.66%，与支反力呈负相关关系。如图9所示，

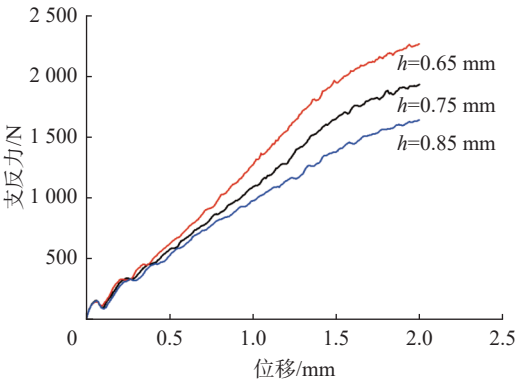


图 8 不同螺纹深度的椎弓根螺钉支反-位移曲线
Fig.8 Support reaction force-displacement curve of the pedicle screws with different thread depth

随着螺纹深度增大螺钉弯曲程度增加，螺纹变形

破坏程度也随之加重。椎弓根螺钉的螺纹深度增大，会使圆柱轴的支反力降低，这是因为螺纹深度的单一增加，使得内径变小，抵抗变形的能力变弱，使得支反力降低^[37]。

2.2.3 椎弓根螺钉的螺距

如图 10 所示为不同螺钉螺距模型中椎弓根螺钉的支反力-位移曲线，与外径和螺纹深度不同的是，螺距的改变对支反力的影响并不明显，3 条曲线的差异很小，螺距为 1.60，1.75，1.90 mm 时，螺钉对应的最大支反力分别为 1980，1932，1934 N，螺距最小时支反力最大。从应力图中也可以看出，不同螺距的螺钉具有相似的应力分布及弯曲状态，这也说明螺距对螺钉性能的影响很小。

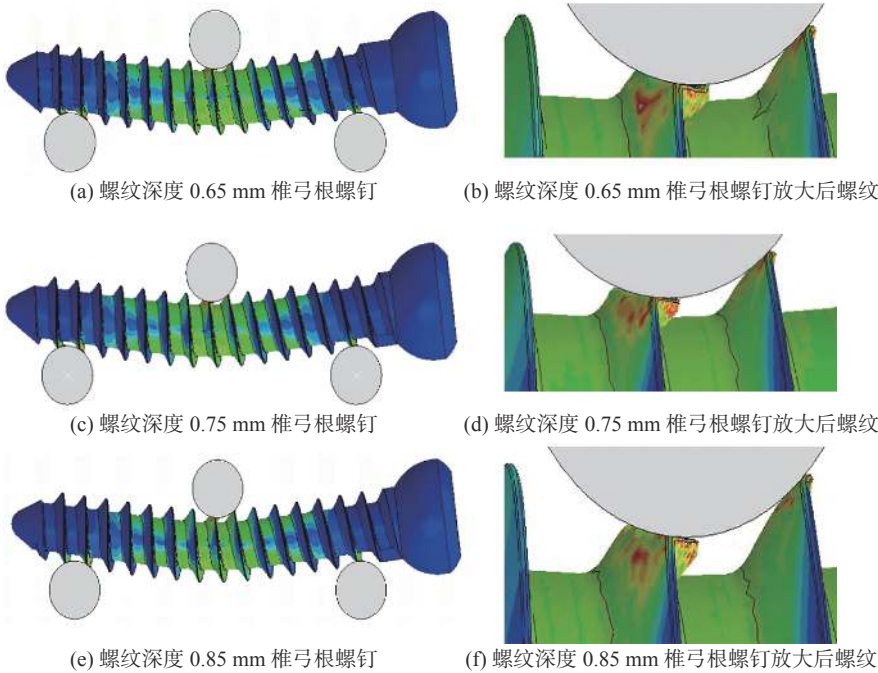


图 9 不同螺纹深度的椎弓根螺钉应力分布图
Fig.9 Stress distribution of the pedicle screws with different thread depths

这与大多数拔出实验的结论不同，在拔出实验中，螺距也是稳定植入性能的一个因素^[38-40]。小螺距带来更大的拔出强度，这是由于在拔出实验时，小螺距螺纹数更多，螺纹升角变小，螺纹与骨的接触面积更大，从而提升拔出力。而弯曲实验主要螺钉内径的抗变形能力，螺距只能改变螺纹数目而不能改变内径大小，而螺距改变对支反力的微弱影响可以归因为螺距使圆柱轴与螺纹接触的位置有所改变，这可以通过图 11(b), (d), (f) 看出。

2.3 正交实验

正交实验记录下的最大支反力如图 12 所示，

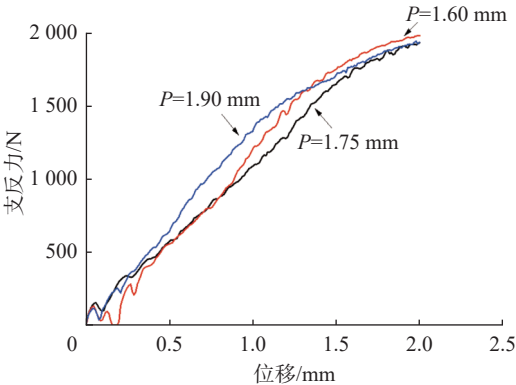


图 10 不同螺距的椎弓根螺钉支反力-位移曲线
Fig.10 Support reaction force-displacement curve of the pedicle screws with different pitch

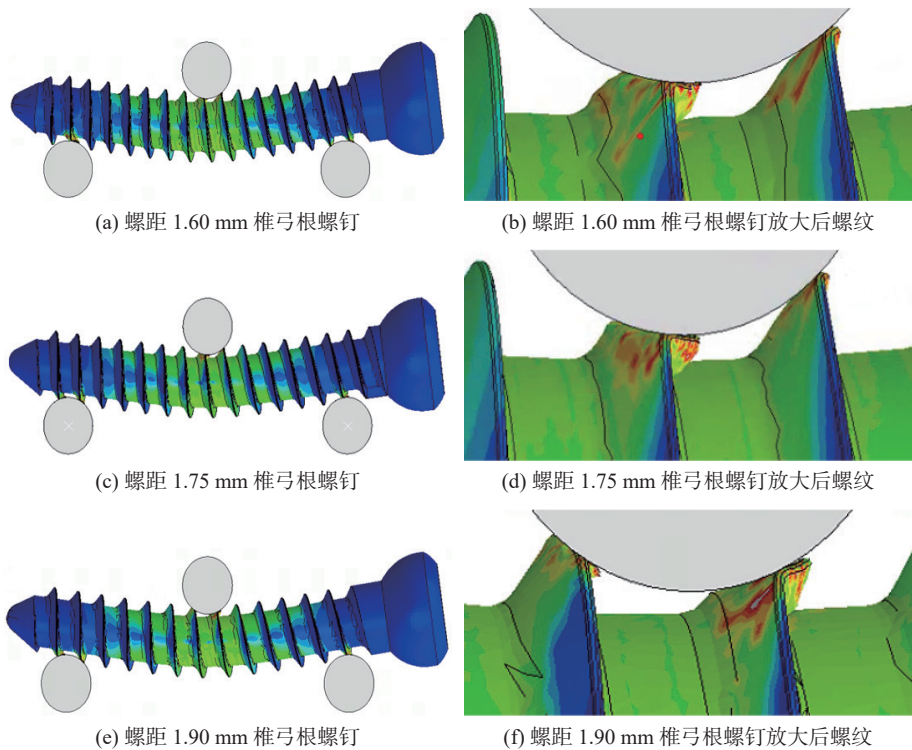


图 11 不同螺距的椎弓根螺钉应力分布图

Fig.11 Stress distribution of the pedicle screw with different pitches

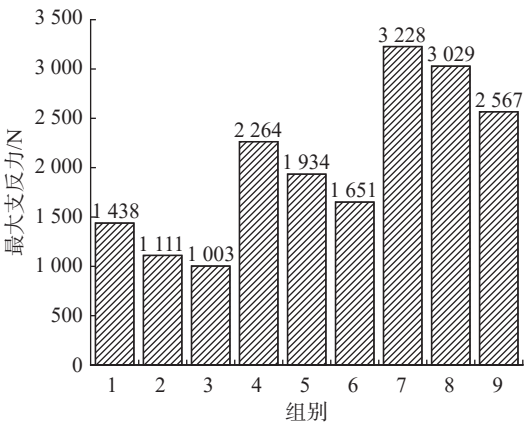


图 12 正交实验 9 组螺钉最大支反力

Fig.12 The maximum support reaction force of 9 groups of screws in orthogonal experiment

对结果进行极差分析，以此判断螺钉结构参数中对最大支反力影响的主次关系。首先，计算每个因素在每个水平上测定的支反力的平均值，例如， K_{li} 为每种因素 (d , h , P) 取对应的第一水平 ($d=4.5$ mm, $h=0.65$ mm, $P=1.60$ mm) 时，仿真出的 3 组最大支反力结果的平均值。然后用每个因素的最大值减去最小值，得到 3 个因素的极差值。一个因素的极差值越大，说明该因素对结果的影响越大^[41]。

表 4 为计算出的最大支反力极差分析表。螺

表 4 最大支反力极差分析表

Tab.4 Analysis of maximum support reaction force range

计算值	因素		
	螺钉外径	螺纹深度	螺距
K_1	1184.0	2310.0	2039.3
K_2	1949.7	2024.7	2201.0
K_3	2941.3	1740.3	1834.7
极差 R_K	1757.3	569.7	366.3

钉外径的极差值为 1757.3，大于螺纹深度和螺距的极差值 569.7 和 366.3，支反力的影响因素的顺序为外径大于螺纹深度大于螺距。并且通过比较每一个因素的平均值可以看出外径、螺纹深度和螺距分别为 5.5, 0.65, 1.75 mm 时取得的平均值最大，这一点与单因素中螺距最小时支反力最大不同，因此，通过方差分析进一步分析螺钉参数影响。表 5 为计算得出的最大支反力方差分析表。外径与螺纹深度具有显著性，螺距不具有显著性，支反力的影响因素的顺序为外径大于螺纹深度大于螺距，与极差分析结果一致。

结合单因素与正交实验极差方差分析，选用大外径、小螺纹深度，而螺距由于在最小时支反力最大，并且 Biswas 的研究表明小螺距在腰椎植

表 5 最大支反力方差分析表

Tab.5 Variance analysis of maximum support reaction force

方差来源	Ⅲ类平方和	自由度	均方	均方/误差均方	p值
外径	4657868.667	2	2328934.333	187.409	0.005
螺纹深度	486780.667	2	243390.333	19.586	0.049
螺距	9212.667	2	4606.333	0.371	0.730
误差	24854.000	2	12427.000		
总计	5178716.001	9			

人物的弯曲负荷下可能更好^[18], 因此, 后续将 $d=5.5\text{ mm}$, $h=0.65\text{ mm}$, $P=1.60\text{ mm}$ 作为最优结构参数建模与标准螺钉进行对比。

2.4 优化前后椎弓根螺钉的抗弯曲性能对比

优化前后的椎弓根螺钉支反力-位移曲线如图 13 所示, 在位移 1~2 mm 阶段, 优化后螺钉在位移载荷的作用下产生了更大的支反力, 达到了 3375.17N。外径的增加与螺纹深度的降低都增大了螺纹的内径, 使其具有更好的抗弯曲性能, 产生更大的支反力。通过应力图 14 可以看出, 优化后螺钉外径与内径距离更小, 螺杆弯曲程度较小, 而应变主要发生于整个螺纹处, 应力从螺纹根部传递至螺杆, 所以优化后螺钉杆部的应力高

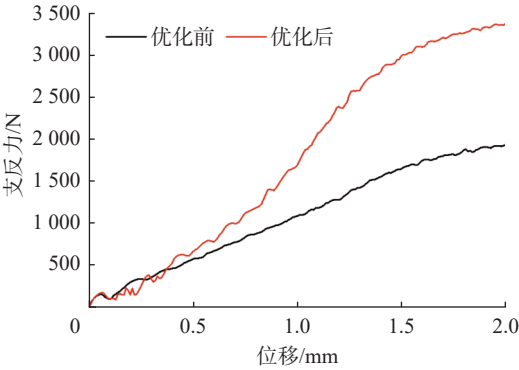


图 13 优化前后的椎弓根螺钉的支反力-位移曲线

Fig.13 Support reaction force-displacement curve of the pedicle screw before and after optimization

于标准螺钉, 但形变程度却有所降低。

据报道, 骨骼承重也取决于人的活动。例如, 一个 70 kg 的健康人行走时股骨轴上的最大轴向载荷为 1922 N, 下楼梯时为 2128 N^[42-43]。椎骨作为脊柱的主要承重部位, 在人日常起居行走时腰椎所受力在 100~1400 N; 在腰椎前屈 20°、旋转 20°、每手握 50 N 重物时压力达到 1900 N^[44]。优化后的螺钉大幅提高了抗弯曲性能与脊柱固定系统稳定性, 可以很好满足患者术后的椎骨承受压力。

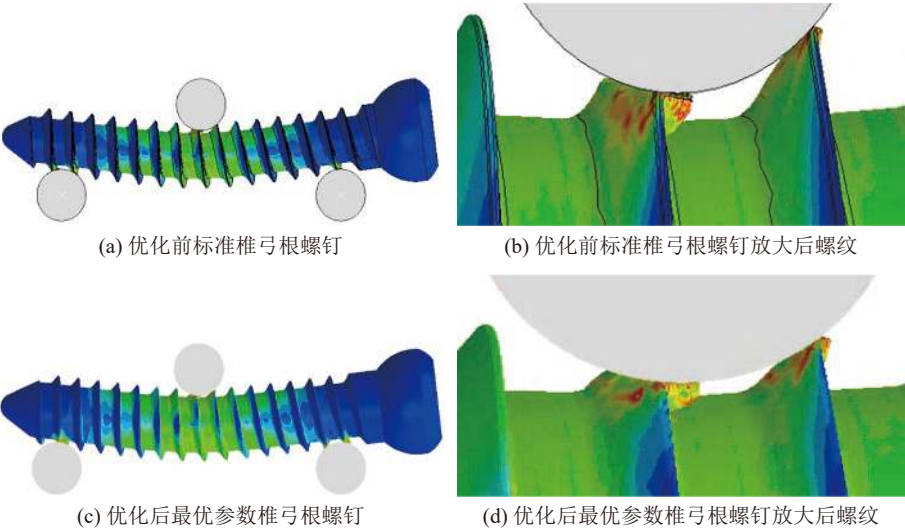


图 14 优化前后椎弓根螺钉应力分布图

Fig.14 Stress distribution of the pedicle screw before and after optimization

3 结 论

本文通过有限元分析与实验验证, 研究了不同螺钉结构参数对 Ti-6Al-4V 椎弓根螺钉内固定系统抗弯性能的影响, 结果表明: 螺钉外径对支反力影响最大, 螺距对支反力影响最小; 螺钉外径

与支反力呈正相关, 螺纹深度与支反力呈负相关。相较于螺纹, 螺杆是影响弯曲性能的主要因素。优化后的最佳参数为螺钉外径 $d=5.5\text{ mm}$ 、螺纹深度 $h=0.65\text{ mm}$ 、螺距 $P=1.60\text{ mm}$ 。对比标准椎弓根螺钉, 优化后的螺钉最大支反力提高 74.7%, 有效提高了抗弯曲性能, 植入后稳定性能更好。

参考文献:

- [1] 马广昊, 李强, 常春涛, 等. 超弹性 β -Ti 合金研究进展 [J]. 有色金属材料与工程, 2018, 39(5): 46-50.
- [2] 牛东阳. 胸腰椎后凸畸形椎弓根螺钉的研制及力学研究 [D]. 上海: 中国人民解放军海军军医大学, 2022.
- [3] 李雨辰, 邹任玲, 孙元良, 等. 胸腰椎骨内固定手术仿真模型优化研究 [J]. 上海理工大学学报, 2022, 44(2): 172-176, 212.
- [4] BOUCHER H H. A method of spinal fusion[J]. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 1959, 41-B(2): 248-259.
- [5] ROY-CAMILLE R, SAILLANT G, MAZEL C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating[J]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1986 (203): 7-17.
- [6] 宋世宏, 李强. 基于有限元分析的钛合金椎弓根螺钉螺纹结构优化 [J]. 有色金属材料与工程, 2022, 43(3): 23-29.
- [7] STERBA W, KIM D G, FYHRIE D P, et al. Biomechanical analysis of differing pedicle screw insertion angles[J]. *Clinical Biomechanics*, 2007, 22(4): 385-391.
- [8] PANJABI M, DVORAK J, DURANCEAU J, et al. Three-dimensional movements of the upper cervical spine[J]. *Spine*, 1988, 13(7): 726-730.
- [9] 戴玥, 石萍, 郑宏宇, 等. 基于人体生物力学的颈椎动力外骨骼的设计与运动学分析 [J]. 上海理工大学学报, 2022, 44(1): 18-26.
- [10] 王家鄞, 赵文成, 洪钟瑜, 等. 人体完整腰椎骨三维运动的测量研究 [J]. 华东工业大学学报, 1995, 17(3): 67-71.
- [11] 赵文成, 王家鄞, 候筱魁, 等. 应用莫尔条纹法测定人体腰椎后关节三维位移量 [J]. 上海机械学院学报, 1990, 12(2): 99-105.
- [12] OKUYAMA K, ABE E, SUZUKI T, et al. Can insertional torque predict screw loosening and related failures? An *in vivo* study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion[J]. *Spine*, 2000, 25(7): 858-864.
- [13] PONNUSAMY K E, IYER S, GUPTA G, et al. Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations[J]. *The Spine Journal*, 2011, 11(1): 54-63.
- [14] GALBUSERA F, VOLKHEIMER D, REITMAIER S, et al. Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication?[J]. *European Spine Journal*, 2015, 24(5): 1005-1016.
- [15] PALMER D K, INCEOGLU S, CHENG W K. Stem fracture after total facet replacement in the lumbar spine: a report of two cases and review of the literature[J]. *The Spine Journal*, 2011, 11(7): E15-E19.
- [16] CHEN C S, CHEN W J, CHENG C K, et al. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2005, 27(6): 487-496.
- [17] BOOS N, WEBB J K. Pedicle screw fixation in spinal disorders: a European view[J]. *European Spine Journal*, 1997, 6(1): 2-18.
- [18] BISWAS J K, SAHU T P, RANA M, et al. Design factors of lumbar pedicle screws under bending load: a finite element analysis[J]. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2019, 39(1): 52-62.
- [19] AMARITSAKUL Y, CHAO C K, LIN J N. Comparison study of the pullout strength of conventional spinal pedicle screws and a novel design in full and backed-out insertions using mechanical tests[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2014, 228(3): 250-257.
- [20] AMARITSAKUL Y, CHAO C K, LIN J. Biomechanical evaluation of bending strength of spinal pedicle screws, including cylindrical, conical, dual core and double dual core designs using numerical simulations and mechanical tests[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2014, 36(9): 1218-1223.
- [21] 王江泽. 影响松质骨螺钉固定强度的相关因素 [J]. 中国现代医生, 2012, 50(12): 26-28.
- [22] ASTM F543-13e1, Standard specification and test methods for metallic medical bone screws[S/OL]. <https://www.astm.org/f0543-13e01.html>.
- [23] 刘莹, 曲周德, 王本贤. 钛合金 TC4 的研究开发与应用 [J]. 兵器材料科学与工程, 2005, 28(1): 47-50.
- [24] 杜平安. 有限元网格划分的基本原则 [J]. 机械设计与制造, 2000, (1): 34-36.
- [25] BAO B X, YAN H, TANG J G. Thoracic pedicle screw insertion assisted by the TiRobot system for spinal tuberculosis[J]. *Asian Journal of Surgery*, 2021, 44(7): 978-979.
- [26] JIAO Z Y, LYU S, WANG L, et al. Improving the mechanical properties and corrosion resistance of biodegradable Mg-Zn-Ca-Mn alloy bone screw through structural optimization[J]. *Journal of Materials Research and Technology*, 2022, 21: 1442-1453.
- [27] SÖNTGEN S, KEILIG L, KABIR K, et al. Mechanical and numerical investigations of biodegradable magnesium alloy screws for fracture treatment[J]. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2023, 111(1): 7-15.
- [28] NAGARAJA S, LOUGHRAN G, GANDHI A, et al. Verification, validation, and uncertainty quantification of spinal rod computational models under three-point

- bending[J]. *Journal of Verification, Validation and Uncertainty Quantification*, 2020, 5(1): 011002.
- [29] 韩昱燕. 可降解 Mg-Zn-Ca-Mn 合金的性能优化及其松质骨螺钉力学性能模拟 [D]. 天津: 天津理工大学, 2020.
- [30] KARAARSLAN A A, KARAKAŞLI A, AYCAN H, et al. Biomechanical comparison of three-point bending resistance of titanium and stainless steel locking screws in intramedullary nails[J]. *Joint Diseases and Related Surgery*, 2015, 26(3): 145–150.
- [31] 杨俊英, 张桂琴. 实验设计方案及其统计分析方法的选择 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2001, 23(6): 378–381.
- [32] 刘瑞江, 张业旺, 闻崇炜, 等. 正交试验设计和分析方法研究 [J]. *实验技术与管理*, 2010, 27(9): 52–55.
- [33] 肖伟群. 高强螺纹紧固件的失效模式、机理分析和设计原则 [J]. *汽车工艺与材料*, 2006, (7): 26–28.
- [34] 王亮. 医用可降解镁合金制备及其骨螺钉尺寸优化与体外性能研究 [D]. 天津: 天津理工大学, 2021.
- [35] CHO W, CHO S K, WU C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation[J]. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, 2010, 92-B(8): 1061–1065.
- [36] SHIH K S, HSU C C, HOU S M, et al. Comparison of the bending performance of solid and cannulated spinal pedicle screws using finite element analyses and biomechanical tests[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2015, 37(9): 879–884.
- [37] 颜庭梁, 李家春. 螺纹载荷分布计算方法研究及有限元分析 [J]. *机电工程*, 2020, 37(5): 471–477.
- [38] MEHTA H, SANTOS E, LEDONIO C, et al. Biomechanical analysis of pedicle screw thread differential design in an osteoporotic cadaver model[J]. *Clinical Biomechanics*, 2012, 27(3): 234–240.
- [39] WEEGENS R, CARREON L Y, VOOR M, et al. Dual pitch screw design provides equivalent fixation to upsized screw diameter in revision pedicle screw instrumentation: a cadaveric biomechanical study[J]. *The Spine Journal*, 2022, 22(1): 168–173.
- [40] CHAPMAN J R, HARRINGTON R M, LEE K M, et al. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1996, 118(3): 391–398.
- [41] WANG Y P, ZHAO S Y, LI G Q, et al. Preparation and *in vitro* antibacterial properties of anodic coatings co-doped with Cu, Zn, and P on a Ti-6Al-4V alloy[J]. *Materials Chemistry and Physics*, 2020, 241: 122360.
- [42] TAYLOR S J G, WALKER P S, PERRY J S, et al. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry[J]. *The Journal of Arthroplasty*, 1998, 13(4): 428–437.
- [43] TAYLOR S J G, WALKER P S. Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities[J]. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34(7): 839–848.
- [44] 励建安. 脊柱运动的解剖和生物力学基础 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2004, 26(5): 308–310.

(编辑: 黄 娟)