

# 新型低弹性模量医用β钛合金Ti2448椎弓根螺钉内固定影响胸椎稳定性的生物力学测试

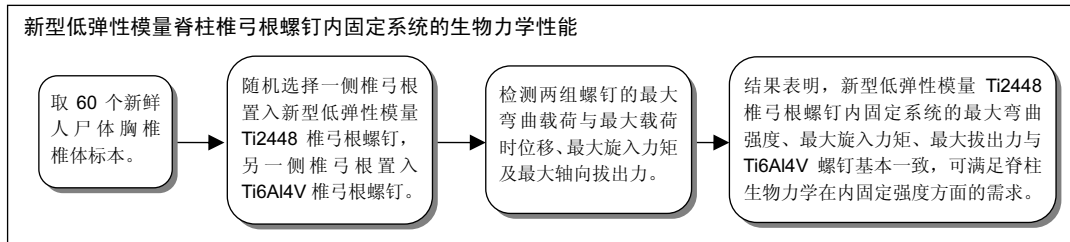
黄象望, 刘宏哲(湖南省人民医院骨科, 湖南省长沙市 410000)

引用本文: 黄象望, 刘宏哲. 新型低弹性模量医用β钛合金Ti2448椎弓根螺钉内固定影响胸椎稳定性的生物力学测试[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(7):1031-1035.

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2017.07.009

ORCID: 0000-0003-3448-9230(黄象望)

文章快速阅读:



黄象望, 男, 1953年生, 汉族, 湖南长沙市人, 主任医师, 教授、硕士生导师, 主要从事脊柱外科研究。

通讯作者: 刘宏哲, 博士, 副主任医师, 湖南省人民医院骨科, 湖南省长沙市 410000

中图分类号:R318

文献标识码:A

文章编号:2095-4344

(2017)07-01031-05

稿件接受: 2016-10-25

文题释义:

**新型医用β钛合金Ti2448(Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn):** 由中科院金属所沈阳材料科学国家(联合)实验室工程合金研究部研制, 是迄今为止初始杨氏模量最低的钛合金, 其初始杨氏模量约 40 GPa, 平均杨氏模量 < 20 GPa, 抗拉强度约 900 MPa, 与人体组织的生物相容性和力学相容性优异。

**脊柱内固定系统:** 应该具有足够的力学强度及合适的弹性模量, 为脊柱融合营造一个稳定的力学环境; 一方面有利于植骨的爬行替代, 另一方面不会导致临近节段应力增加, 引起临近节段退变。

摘要

**背景:** 新型医用β钛合金Ti2448(Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn)是迄今为止初始杨氏模量最低的钛合金, 其初始杨氏模量约 40 GPa, 平均杨氏模量 < 20 GPa, 抗拉强度约 900 MPa, 与人体组织的生物相容性和力学相容性优异。  
**目的:** 探讨新型低弹性模量脊柱椎弓根螺钉内固定系统的生物力学性能, 并与Ti6Al4V椎弓根螺钉进行比较。  
**方法:** 取 60 个新鲜人尸体胸椎椎体标本, 随机选择一侧椎弓根置入新型低弹性模量Ti2448椎弓根螺钉, 另一侧椎弓根置入Ti6Al4V椎弓根螺钉, 检测两组螺钉的最大弯曲载荷与最大载荷时位移、最大旋入力矩及最大轴向拔出力。

**结果与结论:** 两组螺钉的最大弯曲载荷、最大载荷时位移、最大旋入力矩、最大拔出力比较差异均无显著性意义。结果表明, 新型低弹性模量Ti2448椎弓根螺钉内固定系统的最大弯曲强度、最大旋入力矩、最大拔出力与Ti6Al4V螺钉基本一致, 可满足脊柱生物力学在内固定强度方面的需求。

**关键词:**

骨科植入物; 脊柱植入物; 脊柱; 椎弓根螺钉; 内固定系统; 弹性模量; 生物力学; 载荷; 弯曲; 位移; 性能

**主题词:**

假体, 植入物; 脊柱; 生物力学; 组织工程

**专利:**

实用新型专利研究相关文章: 专利号: ZL2015 2 0164377.0 一种胸腰椎椎弓根手术用套件

## A new low elastic modulus of beta titanium alloy Ti2448 spinal pedicle screw fixation affects thoracic stability: biomechanical analysis

Huang Xiang-wang, Liu Hong-zhe (Department of Orthopedics, Hunan Provincial People's Hospital, Changsha 410000, Hunan Province, China)

**Abstract**

**BACKGROUND:** A new type of medical titanium alloy Ti2448 (Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn) is by far the lowest initial modulus of titanium alloy, with the initial modulus of about 40 GPa, the average Young's modulus < 20 GPa, and tensile strength of about 900 MPa; human tissue biocompatibility and mechanical compatibility are excellent.

**OBJECTIVE:** To investigate the biomechanical properties of a new low elastic modulus spinal pedicle screw fixation system and compare it with Ti6Al4V pedicle screw.

**METHODS:** Totally 60 fresh human cadaveric thoracic vertebrae were randomly selected: on one side, pedicle new low modulus Ti2448 pedicle screws, as the experimental group; on the other side, pedicle screw Ti6Al4V, as control group. The maximum bending load and maximum load displacement, maximum torque and maximum axial pulling force of the two groups were detected.

Huang Xiang-wang, Chief physician, Professor, Master's supervisor, Department of Orthopedics, Hunan Provincial People's Hospital, Changsha 410000, Hunan Province, China

Corresponding author: Liu Hong-zhe, M.D., Associate chief physician, Department of Orthopedics, Hunan Provincial People's Hospital, Changsha 410000, Hunan Province, China

**RESULTS AND CONCLUSION:** There was no significant difference in the maximum bending load, maximum load displacement, maximum torque and maximum pulling force between the two groups. The results show that the maximum bending strength, the maximum torque and maximum pullout force in low elastic modulus of Ti2448 pedicle screw fixation system are consistent with the Ti6Al4V screws, which can meet the needs of internal fixation on spinal biomechanics strength.

**Subject headings:** Prosthesis; Implant; Spine; Biomechanics; Tissue Engineering

**Cite this article:** Huang XW, Liu HZ. A new low elastic modulus of beta titanium alloy Ti2448 spinal pedicle screw fixation affects thoracic stability: biomechanical analysis. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2017;21(7):1031-1035.

## 0 引言 Introduction

椎弓根螺钉内固定技术是应用十分广泛的脊柱内固定手段, 主要用于治疗脊柱退行性变、骨折、畸形及肿瘤等疾病, 椎弓根螺钉内固定系统的材质主要有钛合金及不锈钢2种, 由于钛合金具有良好的组织相容性, 因此, 近年来逐渐取代不锈钢材质的内固定系统。目前医用钛合金主要是较为成熟的 $\alpha+\beta$ 钛合金和新兴的 $\beta$ 钛合金,  $\alpha+\beta$ 钛合金以Ti6Al4V为代表, 其具备良好的机械性能及生物相容性, 但弹性模量远高于人体脊柱骨质<sup>[1]</sup>, 置入体内容易出现应力遮挡效应, 存在长期脊柱稳定性差及融合率低等不足<sup>[2]</sup>。从宏观角度来说, 弹性模量是衡量物体抵抗弹性变形能力大小的尺度, 通过降低弹性模量来改善金属材料的生物力学相容性, 对材料的发展具有重要意义<sup>[3]</sup>。因此, 研究开发生物相容性更好、弹性模型更低、综合性能更优的新型生物医用钛合金, 已成为生物医用材料研究的主要方向<sup>[4]</sup>, 而 $\beta$ 型医用钛合金正是适应这一要求而得以迅速发展的。新型医用 $\beta$ 钛合金Ti2448(Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn)由中科院金属所沈阳材料科学国家(联合)实验室工程合金研究部研制, 是迄今为止初始杨氏模量最低的钛合金, 其初始杨氏模量约40 GPa, 平均杨氏模量 $< 20$  GPa<sup>[5]</sup>, 抗拉强度约900 MPa, 与人体组织的生物相容性和力学相容性优异。实验建立Ti6Al4V和Ti2448两种不同弹性模量钛合金椎弓根螺钉内固定模型, 进行轴向压缩、扭转、拔出实验以及载荷-位移实验, 探讨新型低弹性模量脊柱椎弓根螺钉内固定系统的生物力学性能。

## 1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 体外观察性实验。

1.2 时间及地点 实验于2015年5至9月在湖南省人民医院实验室完成。

1.3 材料 收集5具新鲜尸体胸椎(T<sub>1-12</sub>)标本, 其中女4具, 男1具, 年龄28-49岁, 平均年龄44.5岁, 均由湖南省人民医院标本室提供, 经X射线片检查排除先天性畸形、骨折、骨质疏松和肿瘤等病变。剔除标本周围附着肌肉及脂肪组织, 保留主要韧带及后关节突结构的完整性, 游离成单个椎体, 制成60个椎体标本, 使用双层塑料袋密封, 置于-20℃冰箱保存备用。测试前24 h取出, 室温下自然解冻。

**低弹性模量椎弓根螺钉:** 由山东威高骨科医疗器械公司加工制作, 材料为Ti2448钛合金, 安全无毒, 具有良好的生物相容性, 弹性模量30 GPa, 见图1。

**普通椎弓根螺钉:** 由美国 Blackstone Medical Inc.提供, 材料为Ti6Al4V钛合金, 安全无毒, 具有良好的生物相容性, 弹性模量110 GPa, 见图1。生物力学测试试验机由长春机械科学研究院有限公司提供。

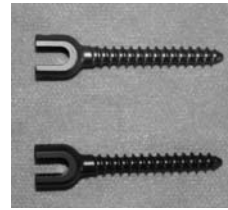


图1 实验用椎弓根螺钉

Figure 1 Pedicle screw for tests

图注: 图中上为 Ti2448 钛合金椎弓根螺钉, 下为 Ti6Al4V 钛合金椎弓根螺钉。

### 1.4 实验方法

**椎弓根螺钉的最大弯曲强度:** 选取螺钉头端以远2个螺距处, 工作跨距25 mm。将螺钉维持在水平状态, 在垂直方向上以3 mm/s的速率对螺钉进行加载, 直至螺钉断裂停止(图2)。记录2组螺钉的载荷-位移曲线, 并计算2组螺钉发生变形或者断裂时所承载的最大强度。



图2 三点弯曲实验

Figure 2 Three-point bending test

**置入椎弓根螺钉<sup>[6-7]</sup>:** 在60个椎体标本左、右侧椎弓根随机选择低弹性模量椎弓根螺钉和普通椎弓根螺钉固定, 全部实验由同一人操作, 每一实验椎体按“80%的骨-螺钉通道插入深度”的标准选择螺钉长度, 两组螺钉直径保持一致。按Kim等<sup>[7]</sup>推荐的方法置入椎弓根螺钉, 即T<sub>1</sub>-T<sub>3</sub>的进入点为横突上缘与椎板外缘延长线的交点, 位于椎板外缘的内侧, T<sub>4</sub>-T<sub>9</sub>的进入点为横突上嵴延长线与椎板的交点, 该点位于上关节突的基底部, 椎板外缘的内侧, T<sub>10</sub>-T<sub>12</sub>的进入点在横突的平分线与椎板外缘的交点, 进钉方向: 水平面角(TSA角)为10°-15°, 矢状角(SSA角)为水平方向进钉。

**椎弓根螺钉的最大旋入力矩:** 在钉道制备好拧入螺钉时, 使用扭力传感器记录每一只螺钉的最大旋入力矩, 螺钉拧入后均经X射线检查证实钉杆与椎弓根的纵轴平行。

**椎弓根螺钉的最大轴向拔出力<sup>[8-10]</sup>:** 将胸椎标本前部用牙托粉包埋固定于特制的固定用夹具, 确保不发生撬拨和位移, 并安置在SWD-10型材料试验机上, 调整固定椎体的角度, 使椎弓根螺钉的长轴与试验机的拉伸方向一致。测试前将拔出力的初始数据归零, 以免产生正向及负向的初始力,

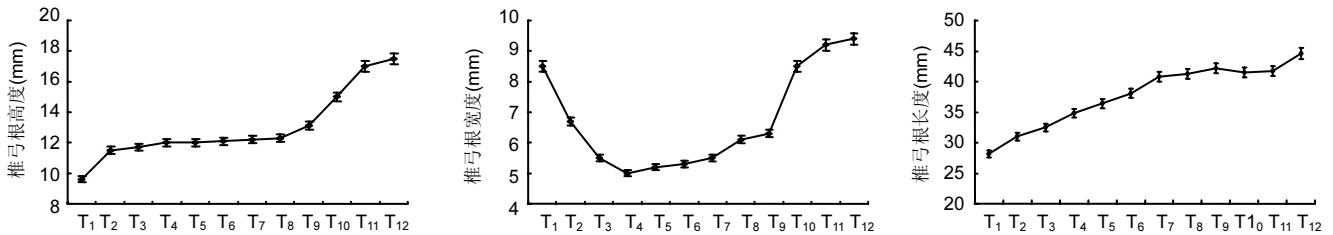


图3 胸椎椎弓根骨性结构的测量结果

Figure 3 Measurement of thoracic pedicle bone structure

图注: 图中 A 为椎弓根高度, 胸椎椎弓根高度从 T<sub>1</sub> 到 T<sub>12</sub> 呈逐渐增大, 同一椎体的左右侧椎弓根高度比较差异无显著性意义; B 为椎弓根宽度, 胸椎椎弓根宽度 T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub> 高于 T<sub>4</sub>-T<sub>9</sub>, T<sub>4</sub> 胸椎椎弓根宽度最小, T<sub>12</sub> 最大。椎弓根宽度均数图呈“U”, 左右侧椎弓根宽度比较差异无显著性意义; C 为椎弓根长度, 胸椎椎弓根长度从 T<sub>1</sub>-T<sub>12</sub> 呈逐渐增大, 左右侧椎弓根长度比较差异无显著性意义。

沿椎弓根螺钉长轴方向以 5 mm/min 的加载速率进行拔出试验, 出现螺钉拔出破坏后停止(载荷-变形曲线出现最高点), 通过计算机自带软件直接得出螺钉的最大轴向拔出力。

1.5 主要观察指标 两组螺钉的最大弯曲载荷与最大载荷时位移、最大旋入力矩及最大轴向拔出力。

1.6 统计学分析 使用 SPSS 18.0 软件进行统计学分析, 组间比较予以 t 检验。P < 0.05 为差异有显著性意义。

## 2 结果 Results

2.1 椎弓根螺钉的最大弯曲强度 Ti6Al4V 钛合金螺钉的三点弯曲最大弯曲载荷、最大载荷时位移与 Ti2448 钛合金螺钉比较差异无显著性意义(P > 0.05), 见表 1, 说明 Ti2448 钛合金螺钉力学强度与 Ti6Al4V 钛合金螺钉没有明显差别, Ti2448 钛合金螺钉能满足对内固定强度的要求。

表 1 两组椎弓根螺钉力学强度的比较 (x̄±s)  
Table 1 Comparison of the mechanical strength of pedicle screws in the two groups

螺钉	三点弯曲最大弯曲载荷(N)	三点弯曲最大载荷时位移(mm)
Ti2448 钛合金螺钉	4 327±215	3.77±0.13
Ti6Al4V 钛合金螺钉	4 204±237	3.76±0.12
P	> 0.05	> 0.05

2.2 胸椎椎弓根骨性结构的测量结果 见图 3。

**椎弓根高度:** 椎弓根上下皮质外缘之间最短距离, 胸椎椎弓根高度从 T<sub>1</sub> 到 T<sub>12</sub> 呈逐渐增大, 同一椎体的左右侧椎弓根高度比较差异无显著性意义。

**椎弓根宽度:** 椎弓根内外皮质外缘之间的最短距离; 胸椎椎弓根宽度 T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub> 高于 T<sub>4</sub>-T<sub>9</sub>, T<sub>4</sub> 胸椎椎弓根宽度最小, T<sub>12</sub> 最大。椎弓根宽度均数图呈“U”, 左右侧椎弓根宽度比较差异无显著性意义。

**椎弓根长度:** 经椎弓根到椎体前缘的距离, 胸椎椎弓根长度从 T<sub>1</sub>-T<sub>12</sub> 呈逐渐增大, 左右侧椎弓根长度比较差异无显著性意义。

2.3 椎弓根螺钉的最大旋入力矩和最大轴向拔出力 Ti6Al4V 钛合金螺钉组的最大旋入力矩为(1.76±0.29) N·m, Ti2448 钛合金螺钉组的最大旋入力矩为(1.81±0.31) N·m,

组间比较差异无显著性意义(P > 0.05); Ti6Al4V 钛合金螺钉组的最大拔出力为(994.25±254.00) N, Ti2448 钛合金螺钉组的最大拔出力为(960.63±342.00) N, 组间比较差异无显著性意义(P > 0.05), 最大的轴向拔出力在 T<sub>12</sub> 出现, 轴向拔出力最小在 T<sub>2</sub> 出现, 见图 4。

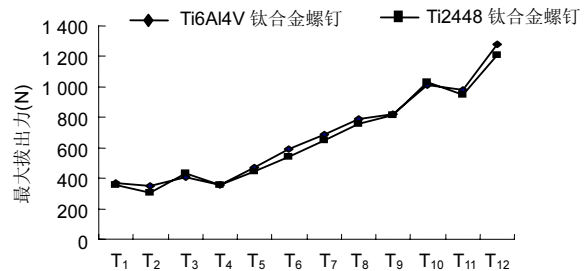


图 4 Ti2448 钛合金螺钉与 Ti6Al4V 钛合金螺钉轴向拔出力对比图  
Figure 4 Comparison of axial pullout force of Ti2448 titanium alloy screw and Ti6Al4V titanium alloy screw

图注: 两组螺钉最大拔出力比较差异无显著性意义。

2.4 测试后大体观察 各椎体的螺钉均位于椎弓根通道内, 未发现明显的四周骨壁破坏。轴向拔出实验中, 未见椎弓根骨折, 且均按钉道方向拔出。

## 3 讨论 Discussion

椎弓根技术的临床应用有力地推动了脊柱外科的发展, 计算机导航系统的应用更是提高了椎弓根螺钉置入的准确性, 经皮椎弓根螺钉术也已开始应用。椎弓根螺钉置入的适用范围主要有脊柱压缩性骨折、爆裂骨折且出现成角畸形、脊柱不稳定、椎管占位等需要手术处理<sup>[11]</sup>。运用全椎弓根螺钉技术治疗特发性脊柱侧弯在国际上应用越来越广泛, 取得了良好的临床效果<sup>[12-14]</sup>。

椎弓根螺钉内固定手术在 C 臂机透视下进行, 通过 C 臂机引导, 为患者精准置入椎弓根钉棒。与传统的开放手术相比, 不仅手术切口小、术中出血量减少, 术后恢复效果更好, 显著缩短了患者的卧床时间及住院时间<sup>[15-20]</sup>。椎弓根螺钉内固定术尽可能减少对正常组织的破坏, 最大限度降低对全身各系统功能的影响, 最大程度减轻患者的痛苦。

良好的脊柱内固定系统本身应具有足够的力学强度、合适的弹性模量, 为脊柱融合营造一个稳定的力学环境<sup>[21-23]</sup>,

一方面有利于植骨的爬行替代, 另一方面不会导致临近节段应力增加, 引起临近节段退变。针对Ti6Al4V钛合金螺钉弹性模量较大, 置入体内容易出现应力遮挡效应等不足, 研究开发生物相容性更好、弹性模型更低、综合性能更优的新型生物医用钛合金, 已成为生物医用材料研究的主要方向。Ti2448螺钉的材质为多功能柔韧钛合金, 强度高, 具有良好的阻尼性能及低弹性模量<sup>[24]</sup>。另外, 螺钉的耐疲劳强度及机械强度也是临床医师关注的焦点。随着椎弓根固定系统的问世, 其已在脊柱骨折、退行性疾病及侧弯的治疗中取得了突破性进展, 随之在临床工作中会发生各种并发症, 其中虽然很少发生断钉现象, 但一旦发生就会引起严重的后果, 这是螺钉疲劳的表现。从材料疲劳角度分析椎弓根螺钉断裂的原因, 主要是因为脊柱骨折节段未做植骨融合, 这样前柱缺乏有效的支撑, 而后外侧融合仅能承担20%–30%的负重, 剩下的载荷大部分通过椎弓根系统传导, 易导致内固定的疲劳断裂, 是造成椎弓根螺钉断裂的主要原因。另外, 从泊松比角度进行分析, 与其他一些常规金属材料比较, Ti2448螺钉的泊松比显著降低<sup>[25–26]</sup>。泊松比是指在材料的比例极限范围内, 由均匀分布的纵向应力所引起的横向应变与相应的纵向应变之比的绝对值, 它是反映材料横向变形的弹性常数。泊松比水平较高的材料具有较高的韧性。对于不同类型的材料, 其韧性随着泊松比的降低而降低。研究中低弹性模量椎弓根螺钉由山东威高骨科医疗器械公司加工制作, 材料为Ti2448钛合金, 安全无毒, 具有良好的生物相容性, 弹性模量30 GPa, 泊松比为0.1。在实验中对两种材料施加一定的载荷, 分析材料所发生的位移以及弯曲情况。Ti6Al4V钛合金螺钉三点弯曲最大弯曲载荷、最大载荷时位移与Ti2448钛合金螺钉比较差异无显著性意义( $P > 0.05$ ), 说明Ti2448钛合金螺钉力学强度与Ti6Al4V钛合金螺钉没有明显差别, Ti2448钛合金螺钉能满足对内固定强度的要求。

在临床应用过程中, 脊柱内固定系统应该具有足够的力学强度及合适的弹性模量, 为脊柱融合营造一个稳定的力学环境; 一方面有利于植骨的爬行替代, 另一方面不会导致临近节段应力增加, 引起临近节段退变。研究表明, Ti2448材质的脊柱椎弓根螺钉内固定系统, 在维持脊柱稳定性的同时, 能够降低临近节段应力遮挡, 增加椎间盘椎骨部位的应力刺激。另外由于具有上述特点, 可以优化脊柱内固定系统设计, 减小内固定的体积, 使其具有更小的空间占位, 这一点适合儿童脊柱手术。内固定的目的在于维持融合区的稳定性, 直至骨性愈合, 当融合完成后若不及时取出内植物, 随着时间的延长, 螺钉承受的周期性负荷增多, 也就越易出现应力疲劳导致的断钉。同时, 由于应力遮挡作用, 可导致固定节段椎体骨质疏松和植骨融合质量下降。临床实践中, 应针对患者的具体情况选用合适的内固定器材, 术中充分植骨, 尽早取出内固定材料, 术后常规进行外固定, 这均能有效防止椎弓根内固定物的断

裂。一旦发生内固定物的断裂, 应该根据具体情况进行处理, 以获得较好的预后。胸椎椎弓根长度从T<sub>1</sub>到T<sub>12</sub>呈逐渐增大, 椎弓根长度决定了手术使用螺钉的长度, 对于椎弓根螺钉置入长度学者意见不统一, 螺钉置入深度对于椎弓根螺钉把持力是不同的。Magerl<sup>[27]</sup>置螺钉达椎体前皮质下, Roy-Camille等<sup>[28]</sup>使螺钉进入50%–60%, 唐天骊<sup>[29]</sup>主张以80%的骨螺钉通道插入深度较为合适。Krag等<sup>[30]</sup>分别对螺钉通道全长(上关节关节面后缘至椎体前缘的长度)的50%、80%和100%进行模拟脊柱屈伸, 扭转导致螺钉松动的加载强度测定, 80%的深度较50%加载强度增加32.5%( $P < 0.05$ ), 100%深度较80%强度增加, 但差异无显著性意义, 螺钉穿透椎体后有可能损伤腹主动脉、下腔静脉等重要结构。因此, 80%的骨-螺钉通道插入深度是较佳的选择方法。研究中各椎体的螺钉均位于椎弓根通道内, 未发现明显的四周骨壁破坏。轴向拔出实验中, 未见椎弓根骨折, 且均按钉道方向拔出。

有研究表明, 螺钉的抗拔出力大小可用来衡量螺钉固定系统的强度或者说固定系统的稳定性, 其抗拔出力越大其固定强度越大固定系统越稳定<sup>[31]</sup>。通常情况下, 影响螺钉旋入扭矩和抗拔出强度的因素较多, 如骨密度、螺钉的直径、螺钉外形、螺纹形状和凿深高度、进钉方向和深度、攻丝孔直径等。研究选择相同直径的螺钉, 在钉道长度基本相同情况下, 两种螺钉的拔出强度相近( $P > 0.05$ ), 且螺钉的旋入扭矩与其抗拔出力有一定的相关性, 与Kwok等<sup>[32]</sup>和Ryken等<sup>[33]</sup>的结论一致, 说明Ti2448钛合金螺钉与Ti6Al4V钛合金螺钉均具有很好的椎弓根锚固作用, 获得良好的拔出强度是椎弓根系统达到治疗目的的必要条件, 实验结果显示了Ti2448椎弓根螺钉较好的力学性能, 但仍有待经临床应用结果进一步证实。另外体外实验没有涉及到肌肉的生物力学作用和活体组织的协调作用, 不能完全客观地反映器械与人体相互作用的生物力学特性, 因而体内研究有待进一步开展。

总之, 临床上螺钉发生疲劳断裂的主要原因是椎弓根螺钉长时间载荷过大, 因此, 应在术中行必要的植骨融合, 保持椎间隙高度, 减少螺钉前负荷, 术后佩戴支具, 避免早期下床活动。实验证明胸椎椎弓根螺钉应用有安全、有效和生物力学上的优点, 根螺钉的耐疲劳强度及颈部静态抗折弯强度是足以满足临床需要的。

**作者贡献:** 实验设计、实施、评估为黄象望, 刘宏哲。

**利益冲突:** 所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

**伦理问题:** 未涉及与伦理冲突内容。

**文章查重:** 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

**文章外审:** 文章经国内小同行外审专家审核, 符合本刊发稿宗旨。

**作者声明:** 文章第一作者对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁, 可接受核查。

**文章版权:** 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

**开放获取声明:** 这是一篇开放获取文章, 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

#### 4 参考文献 References

- [1] 邓海涛,王清.椎弓根螺钉置入内固定治疗胸腰段骨折脱位后脊柱的生物力学变化[J].中国组织工程研究, 2014,18(13): 2055-2058.
- [2] Lee JK,Jang JW,Kim TW,et al.Percutaneous short-segment pedicle screw placement without fusion in the treatment of thoracolumbar burst fractures: Is it effective?: Comparative study with open short-segment pedicle screw fixation with posterolateral fusion.Acta Neurochirurgica. 2013;155(12): 2305-2312.
- [3] 雷伟,吴子祥,李明全,等.膨胀式脊柱椎弓根螺钉固定的生物力学研究[J].中国脊柱脊髓杂志,2004,14(11):669-672.
- [4] 杜炜,钱明权.椎弓根螺钉置入椎体深度与其稳定性的生物力学分析[J].中国组织工程研究,2016,20(9):1289-1294.
- [5] 杨锐,郝玉琳.高强度低模量医用钛合金Ti2448的研制与应用[J].新材料产业,2009,11(6):10-13.
- [6] 裴晓东.两种不同的胸椎椎弓根螺钉固定技术的应用解剖与生物力学研究[D].内蒙古:内蒙古医学院,2006.
- [7] Kim YJ,Lenke LG,Bridwell KH,et al.Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine:is it safe.Spine (Phila Pa 1976). 2004;29(3):333-342.
- [8] 徐德利,林浩,陶海鹰,等.双侧椎弓根螺钉置入内固定修复腰椎间盘突出: 椎间高度恢复的影像学评估[J].中国组织工程研究, 2015, 19(26):4191-4196.
- [9] [Huang DG,Hao DJ.Answer to the Letter to the Editor concerning "Is the 4 mm height of the vertebral artery groove really a limitation of C1 pedicle screw insertion" by Da-Geng Huang, et al. Eur Spine J (2014) 23(5):1109-1114.Eur Spine J.2014;23(9):2011.
- [10] 辛大奇,霍洪军,杨学军,等.中上胸椎椎弓根-肋骨复合体应用不同截面积螺钉的力学特点[J].中国组织工程研究, 2014,18(9): 1356-1361.
- [11] 曾红生,陈子华,陈建威,等.经伤椎椎弓根螺钉置入内固定修复胸腰椎骨折: 远期效果及生物力学分析[J].中国组织工程研究, 2016,20(4):571-576.
- [12] Wu ZH,Zheng Y,Yin QS,et al.Anterior pedicle screw fixation of C2: An anatomic analysis of axis morphology and simulated surgical fixation.Eur Spine J.2014;23(2):356-361.
- [13] 王祥善,鲍朝辉,赵卫东,等.膨胀式脊柱内固定系统椎弓根螺钉翻修作用的生物力学研究[J].中国脊柱脊髓杂志, 2005,15(7): 436-439.
- [14] Raley DA,Mobbs RJ.Retrospective computed tomography scan analysis of percutaneously inserted pedicle screws for posterior transpedicular stabilization of the thoracic and lumbar spine: Accuracy and complication rates.Spine (Phila Pa 1976).2012;37(12):1092-1100.
- [15] Ploss C,Maier B,Mack MG,et al.Accuracy of CT-assisted pedicle screw placement after CT-controlled, presurgical guide wire implantation in traumatic and pathological fractures in the thoracic spine.Eur J Trauma Emerg Surg.2011;37(2):121-126.
- [16] Amato V,Giannachi L,Irace C,et al.Accuracy of pedicle screw placement in the lumbosacral spine using conventional technique: Computed tomography postoperative assessment in 102 consecutive patients-Clinical article.J Neurosurg Spine. 2010;12(3):306-313.
- [17] 李书纲,邱贵兴,翁习生,等.通用型脊柱内固定系统椎弓根螺钉翻修作用的生物力学研究[J].中华骨科杂志,2002,22(11):648-652.
- [18] Huang DG,He SM,Pan JW,et al.Is the 4 mm height of the vertebral artery groove really a limitation of C1 pedicle screw insertion?Eur Spine J.2014;23(5):1109-1114.
- [19] 李熙雷,车武,董健,等.经伤椎单节段椎弓根螺钉固定治疗胸腰椎爆裂骨折的生物力学研究[J].中华创伤骨科杂志,2012,14(3):225-227.
- [20] 刘达,伍红桦,郑伟,等.骨质疏松尸体腰椎中膨胀式椎弓根螺钉与骨水泥强化椎弓根螺钉固定稳定性的比较研究[J].中国脊柱脊髓杂志,2014,24(7):638-642,643.
- [21] 朱爱国,张烽,陈向东,等.两种内固定物置入增强前路椎间融合后腰椎即刻稳定性的差异[J].中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(39):7243-7245.
- [22] 车武,姜允琦,马易群,等.单节段椎弓根螺钉固定联合上方棘突间Coflex置入的生物力学评价[J].中国脊柱脊髓杂志,2015, 25(1): 62-66.
- [23] Lieberman IH,Hardenbrook MA,Wang JC,et al.Assessment of pedicle screw placement accuracy, procedure time, and radiation exposure using a miniature robotic guidance system.J Spinal Disord Tech.2012;25(5):241-248.
- [24] Ling JM,Dinesh SK,Pang BC,et al.Routine spinal navigation for thoraco-lumbar pedicle screw insertion using the O-arm three-dimensional imaging system improves placement accuracy.J Clin Neurosci.2014;21(3):493-498.
- [25] 朱如森,冯世庆,刘岩,等.脊柱内固定椎弓根螺钉置入后生物力学的稳定性[J].中国组织工程研究,2013,17(17):3156-3163.
- [26] Patel RD,Rosas HG,Steinmetz MP,et al.Repair of pars interarticularis defect utilizing a pedicle and laminar screw construct: A new technique based on anatomical and biomechanical analysis-Laboratory investigation.J Neurosurg Spine.2012;17(1):61-68.
- [27] Magerl FP.Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation.Clin Orthop Relat Res.1984; (189):125-141.
- [28] Roy-Camille R,Saillant G,Mazel C.Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating.Clin Orthop Relat Res. 1986;(203):7-17.
- [29] 唐天骊.胸腰椎骨折患者的椎弓根短节段脊柱内固定器治疗[J].苏州大学学报(医学版),1986,27(3):272-275.
- [30] Krag MH,Beynon BD,Pope MH,et al.Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength.J Spinal Disord. 1988; 1(4):287-294.
- [31] 韦兴,侯树勋,赵卫东,等.胸椎椎弓根螺钉抗拔出强度的生物力学测试[J].中国临床解剖学杂志,2002,20(5):329-330.
- [32] Kwok AW,Finkelstein JA,Woodside T,et al.Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone.Spine (Phila Pa 1976). 1996; 21(21):2429-2434.
- [33] Ryken TC,Clausen JD,Traynelis VC,et al.Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque, and holding strength of anterior cervical plate screws. J Neurosurg.1995;83(2):325-329.