

文章编号:1004-7220(2021)03-0371-06

钛合金自攻骨钉力学方程验证及力学性能分析

梁成^{1a,2}, 刘晋琿^{1b,2}, 鲁梦婕^{1c}, 鲁晓波^{1b,2}

(1.西南医科大学附属医院 a.临床医学研究中心, b.骨与关节外科, c.病理科, 四川 泸州 646000;

2.四川省骨科植入器械研发及应用技术工程实验室, 四川 泸州 646100)

摘要:目的 验证推导的骨钉力学性能公式有效性,分析骨钉参数对其力学性能的影响。方法 建立骨钉-聚氨酯泡沫块的物理模型,推导骨钉自攻性能和拔出性能的计算公式;用聚氨酯泡沫块模拟人骨,参考 ASTM F543-07 金属医用骨钉标准规范,用 Instron E3000 力学试验机对抽选的锥形头浅螺纹锁定接骨螺钉(head shallow thread locking bone screw, HAZ)、锥形头深螺纹锁定接骨螺钉(head deep thread locking bone screw, HBZ)不同直径的自攻骨钉进行试验验证,分别测出5组骨钉的自攻力、自攻力矩和拔出力数据。结果 除个别误差较大的点外,计算值和实测值基本一致;两者平均误差为11.02%,总体来说理论计算值具有较高的可信度。骨钉越粗或者牙高越高,所需的自攻力和拔出力越大。结论 研究结果为骨钉力学性能的判断提供计算依据,并为后续骨钉的优化改进提供参考和方向。

关键词:骨钉;物理模型;自攻力;抗拔力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.03.012

Mechanical Equation Verification and Mechanical Property Analysis of the TC4 Self-Tapping Bone Screw

LIANG Cheng^{1a,2}, LIU Jinghui^{1b,2}, LU Mengjie^{1c}, LU Xiaobo^{1b,2}

(1a. The Clinical Medicine Research Center, 1b. Department of Bone and Joint Surgery, 1c. Department of Pathology, the Affiliated Hospital of Southwest Medical University, Luzhou 646000, Sichuan, China; 2. Sichuan Provincial Laboratory of Orthopaedic Engineering, Luzhou 646000, Sichuan, China)

Abstract: Objective To test the validity for mechanical equation of the TC4 self-tapping bone screw and analyze the influence of bone screw parameters on its mechanical properties. **Methods** In order to derive the equation of self-tapping and pull-out for bone screw, the physical model of bone screw-polyurethane foam block was built. By reference of ASTM F543-07 standard specification and test method for metallic medical bone screw, the mechanical verification tests of selected conical head shallow thread locking bone screw (HAZ) and conical head deep thread locking bone screw (HBZ) with different diameters were performed on Instron E3000 mechanical testing machine, and the data of self-tapping force, self-tapping torque and pull-out force from 5 groups of bone screws were tested respectively. **Results** The calculated and measured values were basically the same, except for a few points with large individual errors. The average error of the two values was 11.02%, so the theoretical calculation formula was highly credible. The bone screw with a larger diameter or a higher tooth height would require greater self-tapping force and pull-out force. **Conclusions** The research results provide the calculation

收稿日期:2020-05-21; 修回日期:2020-05-27

基金项目:泸州市科技局(2013LZLY-K63)

通信作者:鲁晓波,主任医师,E-mail: luxiaobo1963@126.com

basis for mechanical properties of bone screw and the research direction for optimization and improvement of bone screw in future.

Key words: bone screw; physical model; self-tapping force; pull-out force

骨折损伤普遍发生在日常生活中,骨质疏松的老年人极易发生骨折。现今多采用内置接骨板或者髓内钉治疗骨折,用骨钉将接骨板或者髓内钉和人体骨进行牢固连接^[1]。骨钉的力学性能决定接骨板或者髓内钉和人体骨连接牢固程度,一般用拔出强度描述骨钉的拔出性能,用自攻力和自攻力矩描述骨钉的自攻性能。牢固连接能够让人体骨承受一定负载,有利于骨折恢复;反之,承受负载将造成骨钉脱落,带来二次损伤^[2]。因此,研究骨钉的力学性能具有重要意义。

近年来,国内临床多采用对比方式对颈椎弓根钉生物力学性能进行研究,重点探讨椎弓根钉的稳定性^[3-4];采用有限元方法,对置入骨钉的整体生物力学性能进行分析^[5];从可降解的方向出发,研究置入骨钉所采用的材料^[6-7]。国外有学者对锁定自攻骨钉和接骨板治疗骨折开展生物力学分析,重点研究取钉时钉头类型的影响^[8-11]、骨钉尺寸对皮质骨轨迹骨钉性能的影响^[12]以及加孔空心骨钉、双螺纹骨钉和标准椎弓根骨钉的拔出强度^[13]。骨钉的力学性能涉及材料、机械等学科的知识,对其分析具有一定复杂性。多数研究通过临床对比实验分析骨钉力学性能,本文从力学和优化设计的角度出发,研究骨钉外径、螺旋角、牙高等对骨钉力学性能的影响,以期改进优化骨钉。

本文建立钛合金自攻骨钉-聚氨酯泡沫块的物理模型,揭示骨钉的自攻和拔出的力学原理,用力学方程展现骨钉各个参数对其力学性能的影响^[14]。采用 Instron E3000 动态力学试验机进行力学试验,处理和分析力学实验数据,并与力学方程的理论计算结果进行分析比较。研究结果有利于提升骨钉力学性能,为新型骨钉的设计提供力学的参考。

1 对象与方法

1.1 物理建模

骨钉材料选用 TC4 钛合金材料,对骨钉和圆柱形聚氨酯泡沫块进行力学推导和力学试验。本例分析采用的骨钉如图 1 所示。骨钉大径为 D 、小径

为 d 、螺距为 h ,螺纹截面与径向轴线的平面角分别为 θ_1 和 θ_2 ,骨钉尖端和轴向轴线的平面角为 α ,骨钉螺纹截面面积为 S ,骨钉螺纹上顶面宽 k 。

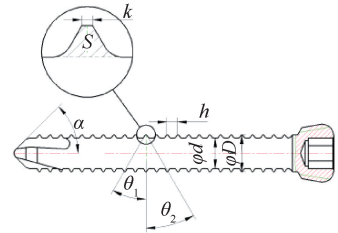
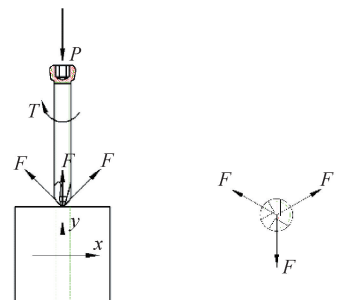


图 1 骨钉尺寸参数

Fig.1 Size parameters of bone screw

1.1.1 骨钉自攻建模 根据骨钉自攻的整体过程和受力情况,建立骨钉自攻的物理模型和坐标系(见图 2)。对于没有螺纹的预钻孔,骨钉的自攻是对部分材料的切削,产生和骨钉匹配的螺纹。材料切削和材料的强度极限有关,材料的强度极限决定骨钉自攻时轴向压力(P)大小。在保证骨钉竖直的情况下,骨钉和聚氨酯泡沫试样块接触会形成接触反力。以骨钉为研究对象,反力呈现空间对称分布,反力个数和骨钉尖自攻切削槽的数量(n)一致,本例中 $n=3$ 。



(a) 骨钉自攻受力模型 (b) 骨钉尖受力情况

图 2 骨钉自攻物理模型

Fig.2 Physical model for self-taping of bone screw

(a) Self-tapping force model of bone screw, (b) Stress on bone screw

1.1.2 骨钉抗拔建模 根据骨钉抗拔性能测试规定,建立骨钉抗拔的力学分析模型(见图 3)。骨钉

承受的轴向拔出力为 F_b , 聚氨酯泡沫螺纹对骨钉施加的挤压力为 F_{jy} , 挤压力垂直于挤压面, 螺纹高度为 δ 。聚氨酯泡沫块施加的反作用力阻碍骨钉拔出, 材料破坏或者骨钉螺纹破坏使骨钉被拔出, 故影响骨钉拔出性能主要为聚氨酯泡沫材料强度极限和骨钉材料极限中的较小者。

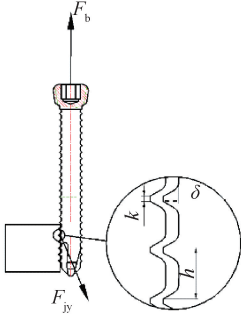


图3 骨钉抗拔物理模型

Fig.3 Physical model for pull-out of bone screw

1.2 自攻和抗拔性能

1.2.1 骨钉自攻力学推导 骨钉自攻性能的衡量指标主要为自攻力和自攻力矩, 沿着骨钉中径将螺纹展开为平面直线[见图4(a)]。图4(b)所示为骨钉开始切削聚氨酯泡沫材料的模型, 在骨钉重力和聚氨酯泡沫和骨钉接触力提供骨钉向下的压力, 施加转动力矩, 当压力和力矩超过一定值, 骨钉开始自攻。螺纹横截面接触的聚氨酯泡沫材料被挤压破坏掉。

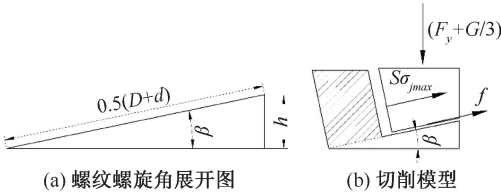


图4 自攻模型

Fig.4 Self-tapping model (a) Expanded view of helix angle of the thread, (b) Cutting model

根据骨钉尺寸参数和物理模型, 分别计算螺纹横截面积 S 、螺纹螺旋角 β 、摩擦力 f 和自攻力 P :

$$S = \frac{1}{2} (\tan\theta_1 + \tan\theta_2) \delta^2 + k \cdot \delta \quad (1)$$

$$\beta = \arcsin \frac{h}{0.5 \cdot \pi (D + d)} \quad (2)$$

$$f = \frac{nF + G}{n} \cdot \mu \quad (3)$$

$$\frac{nF + G}{n} \geq S \cdot \sigma_{jy\max} \cdot \sin\beta \quad (4)$$

$$P = \frac{nF}{\sin\alpha} \quad (5)$$

$$T \geq (n \cdot S \cdot \sigma_{jy\max} \cos\beta + f) \cdot 0.25(D + d) \quad (6)$$

式中: P 为骨钉自攻时的轴向压力即自攻力; T 为骨钉自攻时的自攻力矩; S 为骨钉螺纹的截面面积; β 为骨钉展开的螺纹螺旋角; f 为骨钉和材料之间形成的摩擦力; G 为骨钉受到的重力。当刚好满足式(4)和式(6), 骨钉开始自攻。

1.2.2 骨钉抗拔力学性能推导 分析骨钉拧入聚氨酯泡沫块5圈螺纹下的抗拔性能。衡量抗拔性能的主要参数是拔出力。骨钉抗拔性能主要由聚氨酯泡沫材料和骨钉所用钛合金材料的强度极限决定。在施加足够大负载的情况下, 强度极限小的材料最先破坏。由于聚氨酯泡沫材料的强度极限小于钛合金的强度极限, 故抗拔性能主要由聚氨酯泡沫材料决定。将聚氨酯泡沫材料的强度极限替换为人体骨骼材料的强度极限, 计算的抗拔性能为骨钉拧入骨骼的抗拔性能。

拔出时, 聚氨酯泡沫材料的破坏方式可能为剪切破坏或者挤压破坏。根据骨钉参数和拧入聚氨酯泡沫块的参数对剪切破坏和挤压破坏进行计算:

$$S_{jq1} = n_1 \cdot \pi D (h - k) \quad (6)$$

$$F_{bjq} = S_{jq1} \cdot \tau_{jq\max} \quad (7)$$

$$S_{jy2} = n_1 \cdot \pi (d + \delta) \frac{\delta}{\cos\theta_2} \quad (8)$$

$$F_{bjy} = S_{jy2} \cdot \sigma_{jy\max} \cdot \cos\theta_2 \quad (9)$$

$$F_{bc} = \min \{ F_{bjq}, F_{bjy} \} \quad (10)$$

式中: n_1 为骨钉拧入聚氨酯泡沫块的圈数; S_{jq1} 为聚氨酯泡沫块受剪切力面积, S_{jy2} 聚氨酯泡沫块受挤压面积; $\tau_{jq\max}$ 和 $\sigma_{jy\max}$ 分别为聚氨酯泡沫材料剪切强度和抗压强度; F_{bjq} 和 F_{bjy} 分别为材料受剪切和挤压破坏的剪切力和挤压力。结合图1和图3进行分析, 计算结果小的破坏方式即为骨钉抗拔性能的失效方式, 故最终理论计算的拔出力为材料剪切破坏和材料挤压破坏中的最小值, F_{bc} 为 F_{bjq} 和 F_{bjy} 中的较小值。

2 理论计算和力学试验测试

分别利用推导的公式对锥形头浅螺纹锁定接骨螺钉(head shallow thread locking bone screw, HAZ) $\Phi 1.5$ 、 $\Phi 2.7$ 、 $\Phi 3.5$ 、 $\Phi 5.0$ 和锥形头深螺纹锁定接骨螺钉(head deep thread locking bone screw, HBZ) $\Phi 6.5$ 、 $\Phi 7.3$ 、 $\Phi 8.0$ 进行理论计算。计算时为了得到最小自攻力和最小自攻力矩,式(4)和(6)取等号。根据选择的骨钉参数和聚氨酯泡沫材料的力学性能参数,计算得到表1数据。因为HBZ骨钉的螺纹牙更高,把持效果更好,故HAZ型号骨钉拔出采用PFC40的聚氨酯泡沫块,HBZ型号骨钉拔出采用PFC20的聚氨酯泡沫块。

表1 自攻力、自攻力矩、拔出力理论计算结果

Tab.1 Formula calculation results of self-tapping force, self-tapping torque and axial pull-out force

骨钉型号	自攻力/N	自攻力矩/(N·mm)	轴向拔出力/N	
HAZ	$\Phi 1.5$	2.085	7.709	91.302
	$\Phi 2.7$	2.903	15.734	210.361
	$\Phi 3.5$	7.732	54.708	438.252
	$\Phi 5.0$	10.930	125.062	657.378
HBZ	$\Phi 6.5$	15.677	88.073	341.412
	$\Phi 7.3$	20.151	214.583	519.54
	$\Phi 8.0$	41.575	299.982	689.554

2.1 试验条件及参数型号

根据试验条件加工聚氨酯泡沫块,为了保证试验骨钉和孔的中心对齐,将聚氨酯泡沫块加工为外径25 mm的圆柱体,并在圆柱聚氨酯泡沫块上预钻孔,圆柱聚氨酯泡沫块预钻孔孔径和骨钉匹配如表2所示。

表2 聚氨酯泡沫块尺寸匹配

Tab.2 Size matching of the polyurethane foam block

骨钉型号	聚氨酯泡沫块预钻孔径/mm	
HAZ	$\Phi 1.5$	1.0
	$\Phi 2.7$	2.1
	$\Phi 3.5$	2.5
	$\Phi 5.0$	4.0
HBZ	$\Phi 6.5$	5.0
	$\Phi 7.3$	5.2
	$\Phi 8.0$	5.4

采用Instron E3000动态力学试验机进行骨钉的自攻试验和拔出试验。根据试验要求,分别安

装骨钉自攻和骨钉拔出的夹具(见图5)。每种型号的骨钉做7组试验,根据试验结果选择5组最优结果进行数据分析。参考ASTM F543-07金属医用骨钉标准规范进行自攻试验和拔出试验的设置。为了出现明显的自攻拐点,将自攻试验轴向力的加载速率为2 N/s(± 1 N/s),转动速度设置为30 r/min。聚氨酯材料接近人骨的材料属性,根据聚氨酯块材料的刚度和为了得到连续完整的拔出力曲线,将轴向拔出试验设置拔出速率为5 mm/min。

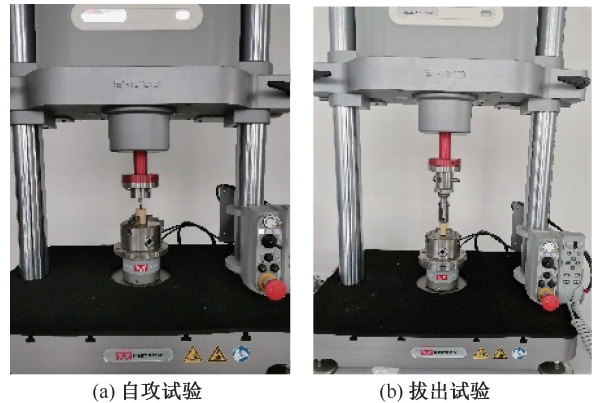


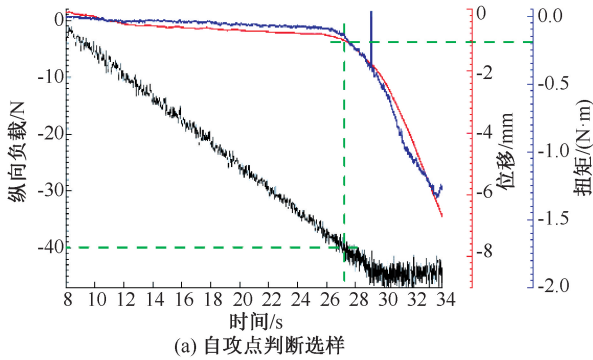
图5 力学试验装夹装置

Fig.5 Fixture of the mechanical test (a) Self-tapping experiment, (b) Pull-out experiment

2.2 试验结果

根据自攻试验结果可知,只有当轴向力增加到一定值后才能发生自攻。在自攻之前,骨钉轴向位移和转动扭矩基本不变,此时骨钉基本在原位置旋转;自攻发生时,骨钉切削圆柱聚氨酯泡沫块,骨钉转1周,骨钉轴向位移下降1个螺距,轴向位移发生突变,同时骨钉旋入圆柱聚氨酯泡沫块,旋动扭矩发生突变,旋动扭矩随旋入深度的增大而增大。突变点处的轴向压力及为自攻力、旋动扭矩及为自攻扭矩[见图6(a)]。

根据自攻试验确定各型号骨钉的自攻力,在自攻力作用下将骨钉旋入圆柱聚氨酯泡沫块5圈,进行轴向拔出试验,直到圆柱聚氨酯泡沫块失效或者骨钉螺纹失效。由于钛合金材料屈服极限大于聚氨酯泡沫块的屈服极限,所以一般都是聚氨酯泡沫块发生失效破坏[见图6(b)]。计算自攻试验和轴向拔出试验的均值和标准差(见表3)。



(a) 自攻点判断选择



(b) 拔出失效PFC20聚氨酯泡沫块选择

图6 自攻试验、拔出试验结果选择

Fig.6 Selections of self-tapping and pull-out experimental results (a) Selection of self-tapping judgment point, (b) Selection of invalid polyurethane foam block

表3 实测自攻力、自攻力矩和轴向拔出力结果

Tab.3 Experimental results of self-tapping force, self-tapping torque and axial pull-out force

骨钉型号	实测自攻力/ N	实测自攻力矩/ (N·mm)	实测轴向 拔出力/N
HAZ $\Phi 1.5$	2.45±0.15	9.00±0.50	111.39±18.40
$\Phi 2.7$	3.99±1.19	17.70±3.35	205.99±12.10
$\Phi 3.5$	7.03±0.63	56.67±1.24	433.56±33.30
$\Phi 5.0$	11.57±1.29	129.33±24.28	630.15±37.05
HBZ $\Phi 6.5$	18.28±2.55	80.33±1.247	407.01±12.8
$\Phi 7.3$	22.87±4.85	161.25±18.85	438.99±45.01
$\Phi 8.0$	43.85±0.94	305.75±47.37	734.15±21.55

3 讨论

为验证模型计算的自攻力、自攻力矩和轴向拔出力的有效性,将理论计算的数据和试验测得的数据进行对比分析。图7所示为自攻力、自攻力矩、轴向拔出力理论计算和试验实测值对比结果。计算自攻力、自攻力矩、轴向拔出力理论计算值和试验实测值的误差(见表4)。

表4 计算值和实验值误差对比

Tab.4 Error comparison of the calculations and experimental values

骨钉型号	自攻力误差/%	自攻力矩误差/%	拔出力误差/%
HAZ $\Phi 1.5$	15.1	14.3	18.0
$\Phi 2.7$	27.2	11.1	-2.1
$\Phi 3.5$	-9.9	3.4	-1.1
$\Phi 5.0$	5.5	3.3	-4.3
HBZ $\Phi 6.5$	14.2	-9.6	16.1
$\Phi 7.3$	11.9	-33.1	-18.3
$\Phi 8.0$	5.1	1.8	6.0

由图7可知,自攻力、自攻力矩、轴向拔出力的理论计算值和试验实测值的趋势相同。除极个别误差较大的点外,计算值和实测值基本一致;对比分析,理论计算数据和试验实测数据的最大误差为-33.07%,平均误差为11.02%。总体来说,理论计算值具有较高的可信度。对于同种骨钉,自攻力、自攻力矩、轴向拔出力和骨钉半径基本成正相关,拔出曲线斜率最大。该结果说明,越粗的骨钉的抗拔性能越好,但所需的自攻力、自攻力矩越大。因此,在自攻力、自攻力矩可接受的范围内,应尽可能选用粗骨钉。对不同种类的骨钉,自攻力、自攻力矩对骨钉外径的斜率不同,HBZ类骨钉的斜率偏大。该结果说明,牙高越高的松质骨骨钉自攻的难度越大,但它的抗拔性能越好。拔出力在HAZ骨钉与HBZ骨钉交汇处出现明显的跳变,而自攻力、自攻力矩跳变不明显,因为拔出力HAZ骨钉选用密度

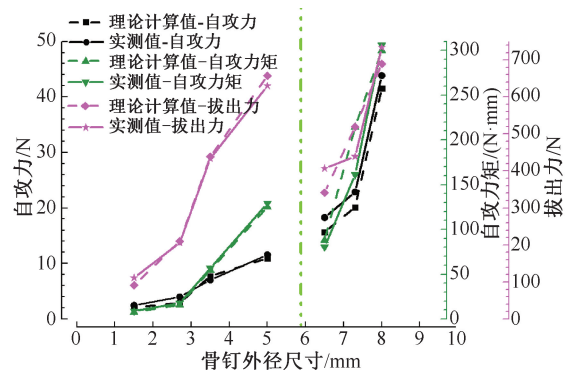


图7 计算值和实测值对比

Fig.7 Comparison of the calculation and experimental values

更大的 PFC40 聚氨酯泡沫块, HBZ 骨钉选用更疏松的 PFC20 聚氨酯泡沫块。

试验结果中曲线不是严格的线性正相关, 是因为骨钉螺距、螺旋角等非规律变化、试验条件带来误差、试验材料微小瑕疵等综合因素的影响。骨钉的力学性能受到骨钉尺寸参数的综合影响, 具有一定的复杂性, 骨钉压型、螺旋角、牙距等因素对骨钉性能的定量影响还有待进一步研究。

4 结论

本文建立了骨钉自攻和拔出的物理力学模型, 并推导出具有一定可信度的计算公式。试验验证结果表明, 在理论计算参数足够准确的情况下, 理论计算结果很接近试验仿真结果, 说明该计算公式具有一定的实用意义。

根据试验结果数据可知: 骨钉自攻力和自攻力矩与骨钉外径成正相关关系。越粗的骨钉的拔出性能越好, 但所需的自攻力、自攻力矩越大。因此, 在自攻力、自攻力矩可接受的范围内, 应尽可能地选用粗骨钉。松质骨骨钉牙高越高, 自攻的难度越大, 但抗拔性能越好。

根据模型推导的公式可进行骨钉力学性能的初步估算, 对研究和改进优化骨钉的力学性能具有参考意义。但理论计算结果和试验仿真结果存在一定的差距, 推测原因如下: 理论计算选取的参数和实际试验物品存在一定误差; 试验仪器存在一定误差; 聚氨酯泡沫块内部可能存在对试验有影响的缺陷。

骨钉尺寸参数对自攻性能和抗拔性能更精确的影响还有待进一步研究, 例如: 优化骨钉螺旋角、牙型、牙高等参数; 根据人体骨质和氧化后钛合金的摩擦系数、骨钉嵌入骨质的自锁性能, 优化骨钉的螺旋角和牙型等。后续试验可采用控制变量的方法, 分别对每个因素进行理论分析和试验验证分析。

参考文献:

[1] STAHEL PF, ALFONSO NA, HENDERSON C, *et al.* Introducing the "bone-screw-fastener" for improved screw fixation in orthopedic surgery: A revolutionary paradigm shift? [J]. *Patient Saf Surg*, 2017, doi: 10.1186/s13037-017-0121-5.

[2] 李斯铭, 王冬梅, 曲爱丽, 等. 钉棒内固定 Tile B2 型骨盆骨折的生物力学效果[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(3): 240-246.

Li SM, WANG DM, QU AL, *et al.* Biomechanics effect of screw-rod internal fixation for Tile B2 pelvic fracture [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(3): 240-246.

[3] 吴海昊, 汤涛, 庞清江, 等. 下颈椎三柱损伤前路椎弓根螺钉内固定的生物力学研究 [J]. *中华创伤骨科杂志*, 2017, 19(10): 897-901.

[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] 魏兵, 许泽川, 常山. 有限元法分析腰椎椎弓根螺钉的生物力学特征[J]. *中国组织工程研究*, 2018, 22(19): 3091-3096.

[6] 哈彤, 江雄, 张阔, 等. 可降解高纯镁骨钉在体降解分析 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34(1): 77-82.

HA T, JIANG X, ZHANG K, *et al.* Analysis on high purity magnesium bone screws *in vivo* [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(1): 77-82.

[7] 江雄, 哈彤, 高元明, 等. 镁基植入体植入兔股骨后周围骨微结构变化趋势[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(3): 256-261.

JIANG X, HA T, GAO YM, *et al.* Bone microstructural changes around the magnesium based-implant after implantation in rabbit femur [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(3): 256-261.

[8] TEPELINO M, MASEDU F, CHIMENTI C. Comparative evaluation of insertion torque and mechanical stability for self-tapping and self-drilling orthodontic miniscrews: An *in vitro* study [J]. *Head Face Med*, 2017, doi: 10.1186/s13005-017-0143-3.

[9] SHEA TM, LAUN J, GONZALEZ-BLOHM SA, *et al.* Designs and techniques that improve the pullout strength of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: Current status [J]. *Biomed Res Inter*, 2014, doi: 10.1155/2014/748393.

[10] YU W, PARK HS, KYUNG HM, *et al.* Dynamic simulation of the self-tapping insertion process of orthodontic microimplants into cortical bone with a 3-dimensional finite element method [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012, 142(6): 834-841.

[11] ČADA R, FRYDRÝŠEK K, SEJDA F, *et al.* Analysis of locking self-taping bone screws for angularly stable plates [J]. *J Med Biol Eng*, 2017, 37(6): 612-625.

[12] MATSUKAWA K, YATO Y, IMABAYASHI H, *et al.* Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: A finite element study [J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 23(4): 471-478.

[13] CHRISTODOULOU E, CHINTHAKUNTA S, REDDY D, *et al.* Axial pullout strength comparison of different screw designs: Fenestrated screw, dual outer diameter screw and standard pedicle screw [J]. *Scoliosis*, 2015, doi: 10.1186/s13013-015-0039-6.

[14] 医用聚氨酯泡沫骨架——医学界又一里程碑 [J]. *塑料工业*, 2011(9): 54.