

文章编号: 1671-7104(2020)03-0194-05

骨重建过程下接骨螺钉生物力学性能分析

【作者】 龙登燕, 纪爱敏, 赵仲航

河海大学 机电工程学院, 常州市, 213022

【摘要】 为评估骨重建下不同结构参数的钛合金接骨螺钉的生物力学稳定性, 本研究建立了6组不同长度与直径的HA型螺钉内固定的骨-钉三维有限元模型, 运用用户自定义子程序对植入螺钉后的骨重建过程进行了模拟。研究发现, 骨上应力集中于内螺纹凹槽及根部, 螺钉应力主要集中在螺纹起始处, 整体应力沿着螺钉长轴递减。在骨重建试验过程中, 各试验组骨及螺钉应力分布趋势无明显变化, 其最大等效应力值出现不同程度的变化, 螺钉与松质骨上最大等效应力增加, 而皮质骨上最大等效应力值有所下降。**【关键词】** 骨科螺钉; 有限元分析; 二次开发; 生物力学; 骨重建**【中图分类号】** R318.01**【文献标志码】** A

doi: 10.3969/j.issn.1671-7104.2020.03.002

Biomechanical Analysis of Orthopedic Screw Under Bone Remodeling

【Writers】 LONG Dengyan, JI Aimin, ZHAO Zhonghang

School of Mechanical and Electrical Engineering, Hohai University, Changzhou, 213022

【Abstract】 In order to evaluate the biomechanical stability of titanium alloy screw with different structural parameters under bone remodeling, some three-dimensional finite element models were established and the bone remodeling process after implanting the screw was simulated. Three-dimensional finite element models consist of bone and screw with different lengths and diameters. Bone remodeling process was simulated by user-defined subroutine. It is found that the stress on the bone is concentrated on the groove and root of the internal thread. The screw stress is mainly on the beginning of the thread, and the whole stress decreases along the long axis of the screw. The stress distribution trend of bone and screw did not change significantly during the bone remodeling. The maximum equivalent stress value was different, the maximum equivalent stress on the screw and cancellous bone increased while the maximum equivalent stress value on the cortical bone decreased.**【Key words】** orthopedic screw, finite element analysis, secondary development, biomechanics, bone remodeling

0 引言

接骨螺钉作为一种有效的骨折内固定器械, 在临床上广为使用, 但由于螺钉断裂、松脱等引起的内固定失效情况也时有发生^[1-3]。为解决以上问题, 许多研究对内固定失效原因进行了探讨, 对接骨螺钉稳定性展开了研究。周邵波等^[4]通过拔出力实验对骨折内固定中螺钉稳定性影响因素进行了研究。张其美^[5]将有限元方法和力学实验相结合对骨螺钉进行结构优化。毛彦

杰等^[6]通过三维有限元方法探讨不同设计对螺钉力学性能的影响, 优化了螺钉参数。刘志礼等^[7]通过轴向拔出强度测试对全螺纹松质骨螺钉长度进行了探讨。TSUANG等^[8]探讨椎弓根螺钉螺纹与螺杆部分设计对固定强度的影响。BROWN等^[9]建立松质骨-螺钉近似模型, 利用有限元方法对不同骨水泥配置模型进行稳定性研究。CHATZISTERGOS等^[10]通过轴向力拔出实验对椎弓根螺钉结构参数进行力学性能分析并验证有限元模型的正确性。BENEDIKT等^[11]对固定肱骨骨折的接骨螺钉结构参数进行了稳定性研究, 发现大直径、低螺距螺钉固定性能更好。然而, 仅考虑植入物即刻力学稳定性而忽略骨

收稿日期: 2019-08-19**基金项目:** 中央高校基本科研业务费专项基金资助项目(2019B63914); 江苏省研究生科研与实践创新项目(SJKY19_0435)**作者简介:** 龙登燕, E-mail: 18852000595@163.com**通信作者:** 纪爱敏, E-mail: jam@ustc.edu

的生物学特性来对植入物参数进行评估是远远不够的。根据Wolff定律可知：骨是一种活性组织，骨应力低于一定生理水平会导致骨的适应性重建，种植体附近骨吸收大于骨生成从而骨的质量减少^[12]，这种现象会直接影响植入物稳定性同时增加了早期植入物松动脱出的风险。

因此，本研究将有限元方法和骨重建理论相结合对接骨螺钉植入后的骨适应性重建过程进行了数值模拟，通过全面试验方法对HA型接骨螺钉长度和直径两个参数进行研究，为临床治疗骨螺钉的选型提供一定理论指导。

1 材料与方法

1.1 试验因素及方案

本研究对接骨螺钉的A、B两个结构参数进行多水平试验，A参数考虑因素为螺钉是否穿透两侧皮质骨，即不同螺钉长度，A₁~A₂代表螺钉长度分别为16 mm和32 mm；B参数考虑因素为螺钉大径，B₁~B₃分别代表螺钉直径为4.0 mm、4.5 mm、5 mm。为全面考察各因素及因素之间对接骨螺钉内固定稳定性的影响规律，本研究将开展全面试验，各试验组合如表1所示，各组螺钉三维模型如图1所示。

表1 全面试验组合方案
Tab.1 List of test schemes

试验方案编号	A	B	备注
1	A ₁	B ₁	单皮质固定，螺钉长16 mm，直径为4 mm
2	A ₁	B ₂	单皮质固定，螺钉长16 mm，直径为4.5 mm
3	A ₁	B ₃	单皮质固定，螺钉长16 mm，直径为5 mm
4	A ₂	B ₁	双皮质固定，螺钉长32 mm，直径为4 mm
5	A ₂	B ₂	双皮质固定，螺钉长32 mm，直径为4.5 mm
6	A ₂	B ₃	双皮质固定，螺钉长32 mm，直径为5 mm

根据表1所确定的试验方案，在Solidworks 2016中完成接骨螺钉、皮质骨、松质骨三维实体模型建模并完成骨-钉模型的装配。其中，接骨

螺钉的螺纹类型为HA型，具体结构尺寸参数参照行业标准YY 0018—2016；为了简化计算，本研究对螺钉头部进行了简化。骨简化为一个直径30 mm的圆柱体，视厚度7.5 mm的外环为皮质骨，内部嵌入一个直径为15 mm的圆柱体视为松质骨。接骨螺钉结构及由接骨螺钉、皮质骨与松质骨组成的骨-钉模型装配关系如图1所示。装配后的三维实体模型以X_T格式导入有限元软件Abaqus 6.14-1中，根据文献[13]将皮质骨、松质骨弹性模量分别设置为20 GPa和1 GPa，泊松比均设为0.3；采用四面体单元自由网格划分技术对各部件进行网格划分；将松质骨-皮质骨、骨-钉之间接触关系设定为绑定约束；在螺钉头部加载一个大小为80 N的轴向拔出力，设定皮质骨及松质骨外周为完全约束状态，得到各试验方案下的骨-钉三维有限元模型。

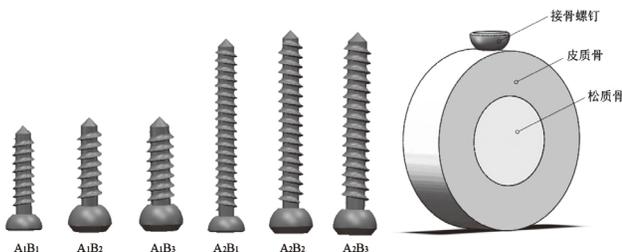


图1 接骨螺钉及骨-钉装配模型
Fig.1 Assembly model of bone screw and bone-nail

1.2 骨重建理论

本研究采用MULLENDER等^[14]提出的重建理论进行骨重建过程模拟，算式如下：

$$\frac{d\rho}{dt} = B(U - (1 \pm \omega)K) \quad (1)$$

$\frac{d\rho}{dt}$ 式中为密度变化率， B 为骨重建速率， U 为力学激励， K 为平衡状态下的参考激励。考虑“惰性区域”和过载损伤，将控制方程写成如下分段函数：

$$\begin{cases} \text{过载吸收} & \Delta\rho = B(K_{over} - U)\Delta t & \text{if } U \geq K_{over} \\ \text{骨生成} & \Delta\rho = B(U - (1 + \omega)K_{ref})\Delta t & \text{if } (1 + \omega)K_{ref} < U < K_{over} \\ \text{骨平衡} & \Delta\rho = 0 & \text{if } (1 - \omega)K_{ref} < U < (1 + \omega)K_{ref} \\ \text{失用吸收} & \Delta\rho = B(U - (1 - \omega)K_{ref})\Delta t & \text{if } U < (1 - \omega)K_{ref} \end{cases} \quad (2)$$

式中惰性区域 ω 取值为10%，重建系数 B 取值为3，平衡状态参考激励 K_{ref} 取值为0.004，过载吸收参考力学激励 K_{over} 取值为0.398， U 为应变能密度，以应变能调控为主的力学系统如图2所示^[15]。

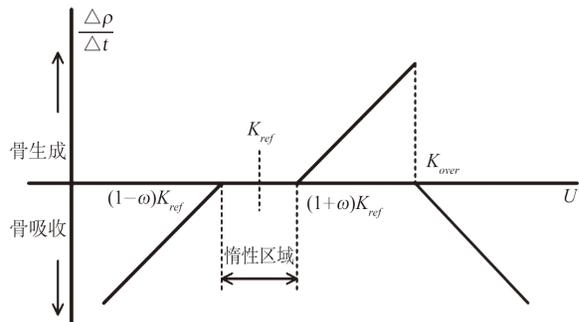


图2 力学调控系统
Fig.2 Mechanical control system

根据式（2）更新单元密度，从而根据式（3）骨密度与模量的定量关系更新单元弹性模量。

$$\begin{cases} E_{trabecular} = 2349\rho^{2.15} & (0.6 \leq \rho_{trabecular} < 1.2) \\ E_{cortical} = -2393 + 2400\rho & (1.2 \leq \rho_{cortical} \leq 2.0) \end{cases} \quad (3)$$

在计算中用迭代计算来模拟骨重建过程，假设骨的重建以天为单位，每循环计算一次为一天。在Abaqus有限元软件中可通过调用用户自定义子程序USDFLD定义骨材料属性并实现循环计算，其子程序运行流程如图3所示。

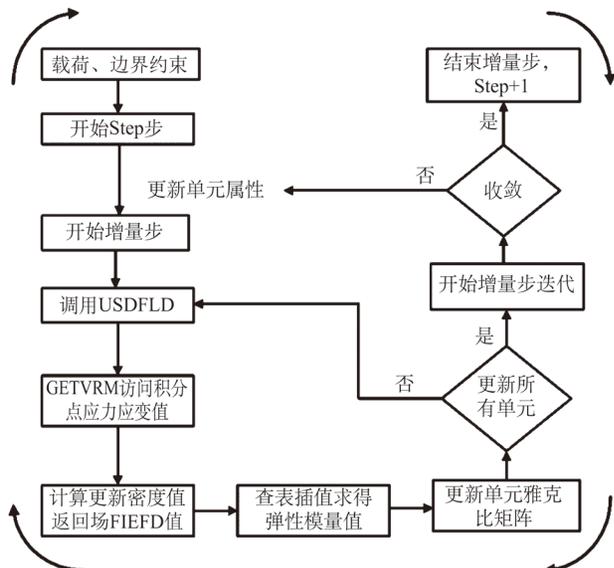


图3 运行流程图
Fig.3 Running flowchart

2 试验结果

对不同重建时期骨-钉内固定系统三维有限元模型应力应变分布云图进行观察，经对比发现应力分布趋势大体一致，主要差异反映在应力值大小上。图4、图5所示为重建16周后各试验组螺钉及骨的应力云图，黑色到白色表示应力值由低到高。

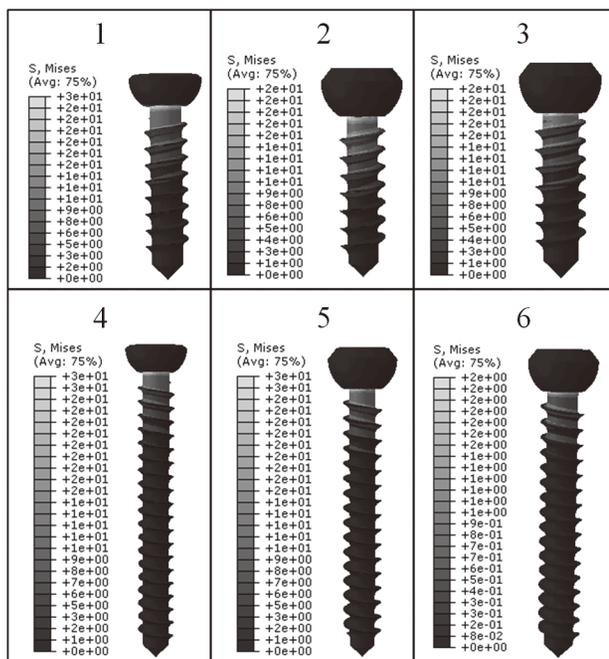


图4 螺钉应力云图
Fig.4 Screw stress cloud

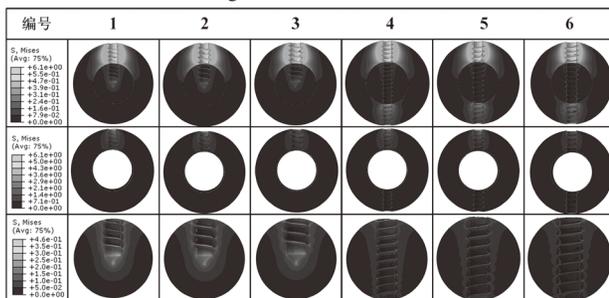


图5 骨的应力分布云图
Fig.5 Stress distribution of bone

由图4可知，螺钉的应力分布主要集中于螺钉近端，最大应力主要集中在与皮质骨接触的螺纹部分尤其是螺纹起始的前三圈，螺钉中部与松质骨接触部分应力较小。植入骨内部的螺钉螺纹及螺杆所受应力随螺钉植入深度的增加而逐渐降低。

为了便于观察螺钉孔内钉道应力分布情况，

沿着骨截面和接骨螺钉中心对骨-钉三维模型进行半剖。由图5可知, 皮质骨应力明显高于松质骨应力, 说明承受力的部位主要是皮质骨。皮质骨上置钉点附近应力集中且置钉侧应力较出钉侧要高很多, 即与螺钉近端接触面应力远高于与螺钉远端接触面应力。松质骨上应力呈V字型分布, 应力主要集中在螺钉起始区域及螺钉尾部, 与螺钉螺纹接触的部位应力较大。

对各模型重建前后最大等效应力值及重建16周后骨质的降低率进行了数据统计, 得到表2试验结果。

表2 各方案试验结果统计
Tab.2 Statistics of test results

模型	时间(周)	最大等效应力(MPa)			骨质流失率(%)
		螺钉	皮质骨	松质骨	
1	0	24.808	7.071	0.414	26.331
	16	25.013	6.865	0.541	
2	0	19.872	5.872	0.466	26.324
	16	20.365	4.713	0.619	
3	0	16.593	5.042	1.053	26.310
	16	16.752	4.291	1.277	
4	0	26.679	6.879	0.272	26.258
	16	26.824	6.191	0.371	
5	0	21.966	4.433	0.409	26.238
	16	22.312	5.366	0.739	
6	0	15.808	5.198	0.245	26.186
	6	15.899	4.191	0.279	

表中所示0周与16周分别表示重建前后状态, 骨质流失率定义为重建16周后骨质量与重建前0周时骨质量的数值之比。由表可知, 内固定系统中最大等效应力值大小顺序为: 螺钉>皮质骨>松质骨, 各部件间应力差值较大, 螺钉与皮质骨之间最大差值达到20.6 MPa, 螺钉与松质骨、皮质骨与松质骨之间最大差值为26.5 MPa和6.7 MPa。经过16周的重建, 不同部件的最大等效应力值出现不同程度的变化, 螺钉与松质骨上最大等效应力增加, 而皮质骨上最大等效应力值却有所下降。第16周的骨质流失率数值表明螺钉长度及螺钉直径均对骨重建过程有一定影响, 螺钉长度为16 mm的1~3组骨质流失率略高于螺钉长度为32 mm的4~6组; 在长度均为16 mm时,

骨质流失率大小顺序为1组>2组>3组; 在长度均为32 mm时, 骨质流失率大小顺序为4组>5组>6组, 即在本试验范围内骨质流失率随螺钉直径增大而减小。

3 讨论

螺钉的失效可能会导致内固定失败, 从而需要进行二次固定, 增加医疗成本, 也给患者增加了痛苦。螺钉的设计, 例如外径、内径、螺距、螺纹等, 可能会影响螺钉中产生的应力^[6]。以往有大量研究通过拔出实验对骨科螺钉稳定性进行研究, 这些研究多集中于脊柱系统椎弓根螺钉和加压螺钉^[17-18], 而对于HA型普通接骨螺钉且考虑骨的生物特性的研究较少。随着三维有限元方法技术在骨科生物力学方面的应用不断推广和完善^[19], 让计算机模拟骨的生物特性变得易于实现。本研究利用Fortran语言对Abaqus有限元软件进行二次开发, 重新定义了骨的材料属性, 骨弹性模量随应力激励变化而变化, 骨不再是简单的工程材料而成为了“活”性组织。

研究发现, 由骨-钉组成的内固定系统中各部件最大等效应力差值较大, 这可能是因为各部件弹性模量不一致。外载荷作用下高弹性模量高部件承担力更多, 低弹性模量部件承担较少载荷。因而内固定系统中接骨螺钉应力值最大, 其次是皮质骨, 松质骨最小。观察应力云图可知, 骨上应力集中于内螺纹凹槽及根部, 螺钉应力主要集中在螺纹起始处, 整体应力沿着螺钉长轴递减。在骨重建试验过程中, 骨及螺钉应力分布趋势无明显变化, 但最大等效应力值出现不同程度的变化, 螺钉与松质骨上最大等效应力增加, 皮质骨上最大等效应力值有所下降。应力值大小的改变反映出骨的适应性重建特性, 骨在适当的激励下骨生成大于骨吸收, 骨密度和骨强度增加, 骨在过大或过小的激励下骨吸收大于骨生成, 骨密度和骨强度降低。骨在仅受80 N轴向拔钉作用力下整体力学激励略低于正常生理水平, 骨重建16周后各实验组的骨质流失率均为26%左右,

表明试验所选参数(长度与直径)对骨重建没有显著影响。虽然骨质流失率相差甚小,但仍呈现出一定的规律。长度为16 mm的螺钉组合骨质流失率较长度为32 mm的螺钉组合骨质流失率大;直径越大,骨质流失率越小,与GHOLAMREZA等^[20]研究结果一致。这可能是由于直径大的长螺钉,穿过了整个皮质骨,内固定稳定性较只穿过单层皮质骨的更好。并且直径越大螺纹的表面积也越大,提供了更多的接触面积,在相同的拔出力状况下,骨-钉之间应力传递均匀,在一定程度上改善了骨吸收现象。

本研究建立了接骨螺钉与骨块三维有限元模型,并结合骨重建算法模拟了植钉后骨重建过程,分析了应力分布及大小变化情况,得到了较为合理的结果。由于有限元模型计算基于一定的条件假设,其计算结果与临床实际情况具有一定的误差,因而不能准确预算骨和钉上应力的精准数值,试验结果也需要进一步的力学实验及临床数据来验证。但是,6种不同类型的接骨螺钉模型在相同的假设条件下进行试验,其结果具有可比性,可为骨科螺钉设计提供一定理论参考。

参考文献

- [1] 王江泽,丁真奇.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.
- [2] 张克玉,华子恺.接骨螺钉的失效分析与强度测试[J].医用生物力学,2018,33(3):280-284.
- [3] LOWERY G L, MCDONOUGH R F. The significance of hardware failure in anterior cervical plate fixation. Patients with 2- to 7-year follow-up[J]. Spine, 1998, 23(2): 181-187.
- [4] 周绍波,冯文强,江文涛,等.内固定术中螺钉稳定性影响因素的研究现状[J].中华创伤骨科杂志,2018,20(6):548-552.
- [5] 张其美.基于有限元分析的Mg-Zn-Y-Nd合金骨螺钉的结构优化[D].郑州:郑州大学,2017.
- [6] 毛彦杰,韩培,詹玉林,等.应用有限元分析优化设计应用于踝关节骨折可吸收镁合金螺钉的研究[J].国际骨科学杂志,2017,38(3):200-204.
- [7] 刘志礼,舒勇,许永武,等.三种不同长度全螺纹松质骨螺钉最大轴向拔出强度的测试[J].江西医学院学报,2005,45(4):27-30.
- [8] TSUANG F Y, CHEN C H, WU L C, et al. Biomechanical arrangement of threaded and unthreaded portions providing holding power of transpedicular screw fixation[J]. Clin Biomech, 2016, 39(1):71-76.
- [9] BROWN C J, SINCLAIR R A, DAY A, et al. An approximate model for cancellous bone screw fixation[J]. Comput Methods Biomech Biomed Eng, 2013, 16(4): 443-450.
- [10] CHATZISTERGOS P E, MAGNISSALIS E A, KOURKOULIS S K. A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite-element model[J]. Med Eng Phys, 2010, 32(2): 145-154.
- [11] BENEDIKT S, NADINE R, ANDRE F, et al. Screws with larger core diameter and lower thread pitch increase the stability of locked plating in osteoporotic proximal humeral fractures[J]. Clin Biomech, 2019, 23(63): 21-26.
- [12] WOLFF J. The law of bone remodeling[M]. Berlin Heidelberg: Springer, 1987.
- [13] HOSSEINITABATABAEI S, ASHJAEI N, TAHANI M. Introduction of maximum stress parameter for the evaluation of stress shielding around orthopedic screws in the presence of bone remodeling process[J]. J Med Biol Eng, 2017, 37(5): 703-716.
- [14] MULLENDER M G, HUISKES R, WEINANS H. A physiological approach to the simulation of bone remodeling as a self-organizational control process[J]. J Biomech, 1994, 27(11): 1389-1394.
- [15] 樊瑜波,王丽珍.骨肌系统生物力学建模与仿真[M].北京:人民卫生出版社,2018.
- [16] ER M S, VERIM O, EROGLU M, et al. Biomechanical evaluation of syndesmotom screw design via finite element analysis and Taguchi's method[J]. J Am Podiatr Med Assoc, 2015, 105(1): 14-21.
- [17] HASHEMI A, BEDNAR D, ZIADA S. Pullout strength of pedicle screws augmented with particulate calcium phosphate: an experimental study[J]. J Spine, 2009, 9(5): 404-410.
- [18] 刘玉新,孙培栋,毕振宇,等.松质骨拉力螺钉紧固过程的隐式动力分析[J].医用生物力学,2018,33(2):121-125.
- [19] 周建华,王跃.有限元分析在骨科中的应用及研究进展[J].实用医院临床杂志,2018,15(1):205-208.
- [20] GHOLAMREZA R, MASOUD T, BEHNOUD H, et al. Prediction of stress shielding around orthopedic screws: time-dependent bone remodeling analysis using finite element approach[J]. J Med Bioeng, 2015, 35(4): 545-554.