

文章编号: 1004-7220(2018)02-0121-05

松质骨拉力螺钉紧固过程的隐式动力分析

刘玉新¹, 孙培栋², 毕振宇², 欧阳钧²

(1. 宁波卫生职业技术学院 人体形态教研室, 浙江 宁波 315010;

2. 南方医科大学 基础医学院, 人体解剖学教研室, 广东省医学生物力学重点实验室, 广州 510515)

摘要:目的 利用有限元隐式动力学分析方法对拉力螺钉的紧固过程进行动态模拟,分析其骨-钉界面应力分布特征。**方法** 建立螺钉和周围骨性结构的有限元模型,利用有限元隐式求解器对拉力螺钉的紧固过程进行隐式动力学分析。根据螺钉及周围骨性结构的应力、分布情况分析骨-钉界面受力特征。**结果** 螺钉螺纹杆部近端为应力集中区域。螺钉周围骨性结构的高应力分布区域位于螺钉螺纹周缘向外区域,深度约相当于螺纹深度。此区域是抵抗螺钉滑脱的主要区域。**结论** 隐式动力学分析方法可准确模拟螺钉紧固过程中骨-钉界面的力学特性;螺钉周围骨质高应力分布区域的发现有助于进一步理解并改进螺钉的稳定性。

关键词: 松质骨拉力螺钉; 骨-钉界面; 置钉; 紧固过程; 隐式动力分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.02.005

Implicit Dynamic Analysis on Tightening Procedure of Cancellous Lag Screw Placement

LIU Yuxin¹, SUN Peidong², BI Zhenyu², OUYANG Jun²

(1. Department of Human Morphology, Ningbo College of Health Sciences, Ningbo 315010, Zhejiang, China;

2. Guangdong Provincial Key Laboratory of Medical Biomechanics, Department of Anatomy, School of Basic Medical Sciences, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China)

Abstract: Objective To simulate the tightening procedure of a cancellous lag screw by using the implicit dynamic analysis method, and to evaluate the stress distributions on the screw-bone interface. **Methods** Finite element models of a lag screw with the surrounding bone were developed, and the implicit solver was set up for implicit dynamic analysis on the tightening procedure of the lag screw. The mechanical properties of the screw-bone interface were also analyzed according to strain and stress distributions on the screw and the surrounding bone. **Results** The stress of the lag screw was mainly distributed in the proximal portion of the screw thread rod. The high-stress region of the bone around the screw was located outside the outer edge of the screw, and it was approximately equal to the depth of the thread. The area of high-stress distributions on the bone was the main region that resisted screw stripping. **Conclusions** The method of implicit dynamic analysis can accurately simulate the mechanical properties of the screw-bone interface during screw tightening. The discovery of high-stress distributions on the surrounding bone can help researchers to further understand and improve the stability of screw insertion.

Key words: cancellous lag screw; screw-bone interface; screw insertion; tightening procedure; implicit dynamic analysis

收稿日期:2017-06-08; 修回日期:2017-07-11

基金项目:宁波市健康养老协同创新项目(NBYL201619), 国家自然科学基金青年科学基金项目(81702160)

通信作者:孙培栋, E-mail: spdwwf@126.com

松质骨拉力螺钉是常用的关节内骨折内固定器械,具有消除骨折块间隙并产生加压力和提高骨折内固定术后稳定性的优点^[1]。拉力螺钉的抗拔出是螺钉置入后稳定性的基础,故多数研究者认为螺钉的抗拔出即代表其骨-钉界面的稳定性,但也有学者认为单纯依靠螺钉的抗拔出并不能完全代表其稳定性^[2]。由此可见,当前对拉力螺钉骨-钉界面稳定性的认识依然存在一些不足。

拉力螺钉骨-钉界面稳定性伴随螺钉紧固过程产生并维持,直至螺钉紧固至骨性钉道滑脱而丧失。了解拉力螺钉在紧固过程中其周围结构的受力特征,将对进一步认识骨-钉界面的即时稳定性具有重要作用^[3-4]。由于生物力学实验方法的限制,螺钉紧固过程中其周围骨性结构的应力、应变等受力情况无法进行准确的测量和分析,故有限元分析方法被广泛应用到拉力螺钉的研究中。然而有关拉力螺钉与周围骨性钉道之间的相互作用,多数有限元研究将骨-钉界面设置为绑定约束状态^[5]或是进行螺钉准静态拔出模拟^[6],鲜有研究对拉力螺钉紧固过程进行动态模拟,并准确描述骨性钉道随紧固过程的应力、应变分布情况。

本文利用隐式动力学分析方法对拉力螺钉紧固过程进行动态模拟,明确拉力螺钉及其周围骨性钉道在紧固过程中,构成系统各部分之间的应力、应变分布状况,为进一步认识骨-钉界面的稳定机制提供实验证据,并为深入理解临床置钉过程提供相关研究基础。

1 材料与方法

1.1 有限元模型建立

根据美国标准 ASTM F543-07 中所规定的 6.5 mm 标准松质骨螺钉规格尺寸,利用 ABAQUS 6.13-1 软件中的建模模块进行松质骨拉力螺钉及其所置入骨块的模型建立,其中螺钉长度为 65 mm,骨块尺寸为 40 mm × 40 mm × 20 mm。利用有限元软件建模模块中布尔运算功能进行骨性钉道的建模。拉力螺钉置于骨块中央,同时为保证螺钉紧固过程的准确性,设定骨性钉道中心距骨块边界 10 mm。为避免有限元模型过早因单元变形过大而发生不收敛,有限元模型中仅将螺钉螺纹中段置于骨性结构内。本例中螺钉螺纹长度为 32 mm,骨块

厚度为 20 mm(见图 1)。对拉力螺钉和松质骨块利用自由网格划分法进行 2 阶四面体网格划分,其中螺钉网格类型为 C3D10M,数量为 145 038,节点数为 220 248,骨块网格由 2 阶四面体网格(C3D10M)组成,其网格数量为 179 664,节点数量为 256 210。利用 DELL precision T7600 工作站(Xeon 16-core CUP, 64 GB 内存, 3 TB 硬盘)进行模拟分析。



图1 拉力螺钉及周围骨块实体模型装配

Fig. 1 Assembly for solid model of lag screw and bony structure

1.2 材料属性赋予

将拉力螺钉和松质骨块均设定为各向同性、均质的线弹性材料属性,其材料属性设定如表 1 所示。所有材料属性均不涉及材料塑性变形及材料失效特性。其中,松质骨块依据标准人工骨块的材料属性进行定义^[7],相关材料属性可在产品手册中获取。

表 1 有限元模型中各部件的单元类型和材料属性

Tab. 1 Material properties and element types for each part of the finite element model

部件	单元类型	E/mPa	ν	$\rho/(\text{g}\cdot\text{cm}^{-3})$
松质骨拉力螺钉	C3D10M	110 000	0.30	4.51
松质骨块	C3D10M	12	0.30	0.16

1.3 加载与边界条件

有限元模型中设定拉力螺钉螺纹和周围骨性结构之间为罚函数接触条件,摩擦系数设置为 0.3^[8-9]。拉力螺钉头部设定为绕螺钉轴尾向正方向的旋转加载,其余方向设置为完全约束条件。设置加载速度为 45.72 mrad/s^[2]。设定松质骨外周为完全约束状态。

2 结果

2.1 有限元模型的有效性验证

利用 Reynolds 等^[10]报道的同型号螺钉置入松质骨实验中所获取的角度-扭矩数据,对本例有限元模拟结果进行有效性验证。将置入扭矩数据利用

螺纹长度进行标准化,获取螺钉置入时单位螺纹长度的平均置入扭矩。对比本例有限元模拟结果与既往实验结果^[10]可知,其扭矩随紧固角度的变化情况具有较好的相似性,从而验证本文所建有限元模型的有效性(见图2)。

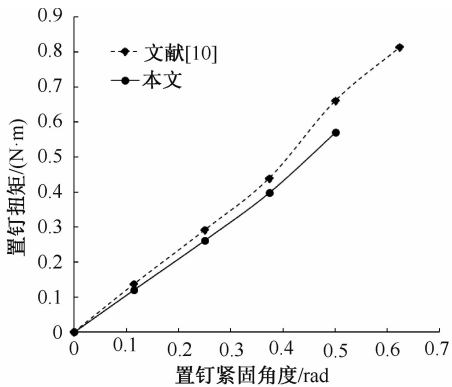


图2 有限元模拟和实验结果的角度-扭矩对比曲线

Fig.2 Angle-torque curves from finite element simulation and experimental results

2.2 拉力螺钉及其周围骨性钉道的受力特征

拉力螺钉的应力分布如图3所示。拉力螺钉紧固至周围骨性结构达屈服应力时,螺钉的高应力及高应变分布区域相重合,位于螺纹的起始部位及其与骨性钉道相作用部位之间的区域,其最大应力为329.9 mPa。置入骨性钉道内部的螺钉螺纹及螺杆所受应力及应变随螺钉置入深度逐渐降低;螺钉螺纹所受应力主要集中在螺纹周缘的外1/3区域,且随螺钉置入深度逐渐减小。

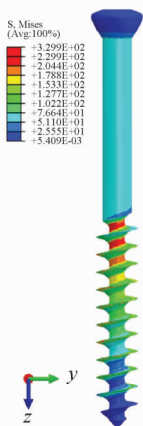


图3 拉力螺钉应力分布云图

Fig.3 Stress distributions on lag screw

拉力螺钉周围骨性钉道在螺钉拧紧过程中,其应力峰值达到其屈服应力时的应力分布如图4所示。从该轴向切面图可观察到,骨性钉道内部应力分布区域呈现较为规律的变化特点。位于骨性结构内部的骨性钉道周围应力分布相一致;以螺钉螺纹外周边缘为边界,骨性钉道应力集中区域分布于此边界外侧,峰值应力分布区域位于此边界区域,并且其应力分布数值随着向外周距离的增加而逐渐降低。根据骨性钉道对螺钉的把持特点,可证明此应力较为集中区域为抵抗螺钉滑脱的主要区域。骨性钉道周围的应力集中区域为由螺纹外周边缘开始向外周,深度约相当于螺纹深度。另外,螺钉上下螺纹之间的骨性钉道为应力分布相对较低区域,尤其是靠近螺钉侧的骨性钉道上方区域。

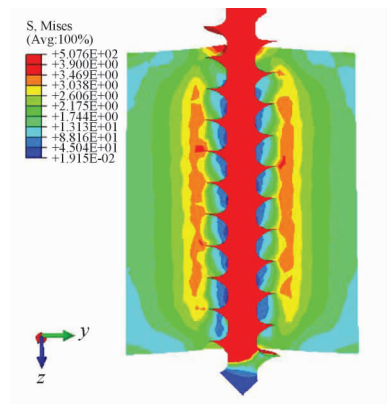


图4 拉力螺钉周围骨性结构应力分布云图

Fig.4 Stress distributions on bony structure of lag screw

3 讨论

松质骨拉力螺钉是用于治疗关节内骨折的常规医疗器械,螺钉适当的紧固程度是骨折术后稳定的基础,故诸多学者对螺钉的紧固特征进行实验及有限元研究。本研究利用有限元分析中的隐式动力学模拟方法,对拉力螺钉的紧固过程进行动态模拟,获取拉力螺钉及其周围骨性钉道随紧固过程应力、应变分布的变化情况,从而为拉力螺钉的动态模拟提供有效实验方法,同时也为深入理解螺钉置钉过程中其骨-钉界面的受力特征提供研究基础。

有限元研究中对动态状况的模拟有基于显式求解器的显式动力学分析和基于隐式求解器的隐式动力学分析两种方式。其中,显式求解适用于对极短时间内的冲击进行模拟,具有较强收敛性,但

模拟精确度会随时间而降低。隐式求解利用平衡迭代法进行运算,其模拟准确度不会随时间而降低,并且因其支持2阶单元进行运算,故相比显式求解中大多数情况下仅支持1阶单元,其模拟准确性更高,也更加适用于对本研究中螺钉置入过程进行模拟。本研究结果证实,隐式动力学分析方法用于模拟拉力螺钉紧固过程与实验结果的一致性较好,具有较高准确性。

螺钉紧固过程中,骨性钉道滑脱常作为置钉失败的判断依据,故骨性钉道在紧固过程中的受力特征及变形情况对于深入理解骨-钉界面稳定性具有重要作用。当前多数研究对骨-钉界面的设置采用绑定约束,此种方式可简化分析过程,并且不会对模型的受力特征造成严重影响,但该设置方式将导致骨-钉界面受力特征信息的缺失。Inzana等^[9]利用有限元分析方法评价螺钉与周围骨质之间不同设置方式对模拟结果准确性的影响,旨在确定可保证模拟准确度的最佳设置方式,但其模型中未模拟骨-钉界面之间的正常作用方式。有研究对螺纹及其所对应骨性钉道进行准静态拔出模拟,结果显示,螺纹周缘外侧为骨性结构的应力集中区域^[11-12],此应力集中状况与本研究中的模拟结果相似,但仅模拟单螺纹及其相对应的骨性钉道,未能反映整体骨性钉道的受力状况。现阶段研究者普遍认为,螺钉螺纹之间的骨性钉道为抵抗螺钉滑脱的主要区域;因此,为增加螺钉抗拔出力,在翻修螺钉时应使用更大直径的拉力螺钉,同时向钉道内填入骨屑来增加骨性钉道内的骨量^[13-14]。而本研究结果显示,螺钉周围骨性钉道的高应力分布区域仅位于螺钉周缘以外区域,深度约等同于螺纹深度,而其低应力分布区域位于骨性钉道上内侧区域(见图4)。推测造成此现象的原因是螺纹在旋转置入和拔出时,其螺纹周缘对骨性结构进行了剪切,从而引起此部位的应力集中,并最终在螺钉周缘的位置引起骨性钉道的滑脱。此应力分布区域的发现将有助于研究者对螺钉的螺纹形状进行改进,从而使骨性钉道应力分布更为均匀,提高螺钉置入的即时及远期稳定性。同时,根据螺钉紧固过程中其高应力分布区域的特点,对螺钉进行改进以增加其置入过程中的抗扭能力,可降低置钉过程中断钉的发生率。

由于本例中有限元模型不适于设置其塑性及材料失效特征,故模拟过程中会发生因螺纹周缘严重挤压周围骨质材料产生网格极大变形而引起运算错误,导致软件自行终止模拟过程而未取得完全收敛的结果。但此种情况在本例模拟中不会对模拟结果产生严重影响,因为在软件自行终止模拟之前,对螺钉紧固过程的模拟已获取可靠的结果,并且此结果经由实验结果的验证,可认为在达到骨性结构屈服模量之前的模拟过程与真实情况相符,可用于进行骨-钉界面的力学分析。并且关于螺钉拔出的有限元分析文献中也有未达到最终收敛进程但不影响实验结果的报道^[15]。另外,为保证周围钉道的模拟进程,本研究未将螺钉整体置入骨内的情况进行模拟。这一设置虽然与螺钉的实际应用方式不同,但如果在螺钉顶端和螺杆无螺纹区域设置网格,由于旋转置入过程会产生大位移与大变形,将直接导致在模拟初始阶段由于局部网格变形过大而产生运算错误,从而使骨性钉道在未达其屈服应力时就终止运算,将导致无法获取所需的实验结果。因此,本文对模型进行适当的简化,在不影响实验结果的情况下尽量与真实状态一致,而验证情况也证实了此种简化方式的有效性。

本研究利用隐式动力学分析方法对拉力螺钉的紧固过程进行动态模拟,获取了准确的实验结果,同时发现骨性钉道的高应力分布区域位于螺钉螺纹周缘外侧区域,而非位于螺钉螺纹之间的骨性结构内。此应力分布情况的发现将有利于深入认识骨-钉界面力学特征,并可在此基础上对螺钉进行改进,从而进一步提高螺钉的抗拔出力和稳定性,最终降低临床置钉的失败率。

参考文献:

- [1] XU DQ, SUN PD, WANG J, *et al.* The new shank construct of lag screw improves the maximum compression force for internal fixations: Preliminary results [J]. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 2015, 19(12): 2195-2201.
- [2] SUN P, XU D, ZHAO W, *et al.* Interfragmentary compression and pull-out properties of 6.5-mm AO cancellous lag screws in a uniform synthetic material during tightening procedures [J]. *Med Eng Phys*, 2017, 42: 116-120.
- [3] 漆伟, 雷伟, 严亚波. 椎弓根螺钉长度变化对螺钉-骨复合体模型应力影响的三维有限元分析研究[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(3): 206-211.

- QI W, LEI W, YAN B. Three dimensional finite element analysis of stress distribution on continuously varying of length of pedicle screw [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(3): 206-211.
- [4] 姚琦, 倪杰, 胡磊, 等. 改良中空加压螺钉内固定治疗股骨颈骨折的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(1): 103-108.
- YAO Q, NI J, HU L, *et al.* Finite element analysis on a modified cannulated screw for fixation of femoral neck fracture [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(1): 103-108.
- [5] WANG B, SUN P, XIE X, *et al.* A novel combined hemipelvic endoprosthesis for peri-acetabular tumours involving sacroiliac joint: A finite element study [J]. *Int Orthop*, 2015, 39(11): 2253-2259.
- [6] PROCTER P, BENNANI P, BROWN CJ, *et al.* Variability of the pullout strength of cancellous bone screws with cement augmentation [J]. *Clin Biomech*, 2015, 30(5): 500-506.
- [7] WAHNERT D, HOFMANN-FLIRI L, SCHWIEGER K, *et al.* Cement augmentation of lag screws: An investigation on biomechanical advantages [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2013, 133(3): 373-379.
- [8] LIU Y, XU J, SUN D, *et al.* Biomechanical and finite element analyses of bone cement-Injectable cannulated pedicle screw fixation in osteoporotic bone [J]. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2016, 104(5): 960-967.
- [9] INZANA JA, VARGA P, WINDOLF M. Implicit modeling of screw threads for efficient finite element analysis of complex bone-implant systems [J]. *J Biomech*, 2016, 49(9): 1836-1844.
- [10] REYNOLDS KJ, CLEEK TM, MOHTAR AA, *et al.* Predicting cancellous bone failure during screw insertion [J]. *J Biomech*, 2013, 46(6): 1207-1210.
- [11] LIU S, QI W, ZHANG Y, *et al.* Effect of bone material properties on effective region in screw-bone model: An experimental and finite element study [J]. *Biomed Eng Online*, 2014, 13: 83.
- [12] 田冲, 张美超, 欧阳钧. 不同骨密度下松质骨螺钉生物力学性能的三维有限元分析[J]. *南方医科大学学报*, 2010, 30(11): 2466-2468.
- [13] 张岩, 范鑫斌, 梁旭, 等. 不同载荷下3种固定方式治疗胫骨平台后外侧骨折的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(1): 62-67.
- ZHANG Y, FAN XB, LIANG X, *et al.* Finite element analysis on three internal fixations for posterolateral tibial plateau fracture under different loads [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(1): 62-67.
- [14] 倪明, 牛文鑫, 梅炯. 交叉螺钉与钢板内固定治疗 Sander III型跟骨骨折的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 501-505.
- NI M, NIU WX, MEI J. Finite element analysis on Sander III calcaneal fractures fixed by crossing screws or steel plate [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 501-505.
- [15] CHATZISTERGOS PE, MAGNISSALIS EA, KOURKOU-LIS SK. Numerical simulation of bone screw induced pre-tension: The cases of under-tapping and conical profile [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(3): 378-386.