

文章编号:1004-7220(2018)05-0435-07

接骨板不同螺钉布局下骨愈合过程有限元分析

方润心¹, 纪爱敏¹, 盛伟¹, 龙登燕¹, 陈长胜^{1,2}

(1. 河海大学 机电工程学院, 江苏 常州 213022; 2. 常州奥斯迈医疗器械有限公司, 江苏 常州 213000)

摘要:目的 探究螺钉布局方式对骨愈合的影响,为相关的骨折治疗提供基础。方法 采用有限元方法研究不同螺钉布局方式下骨愈合过程;采用骨折块应变理论(interfragmentary strain theory, IFS)模拟骨痂的生长变化过程;利用Python语言对ABAQUS进行二次开发,使得迭代过程中骨痂所划分的每个单元都根据IFS理论更新弹性模量,从而模拟骨折愈合过程。结果 不同数量螺钉对骨愈合过程的影响小于不同接骨板工作长度对骨愈合过程的影响;稳定固定的前提下,接骨板工作长度一定时,螺钉数量变化对接骨板或螺钉的应力影响较小;接骨板工作长度不同,对接骨板及螺钉的应力影响较大,且工作长度变化对螺钉上应力变化的影响大于对接骨板的影响。结论 相较于螺钉数量,对于接骨板工作的长度应着重考虑,应当遵循在保证内固定系统稳定的前提下,减少接骨板上的螺钉数量,并对接骨板工作长度的选择进行恰当的选择。

关键词:骨愈合;螺钉布局;骨折块应变理论;有限元分析

中图分类号: R 308.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.05.009

Finite Element Analysis on Bone Healing Under Different Screw Configurations

FANG Runxin¹, JI Aimin¹, SHENG Wei¹, LONG Dengyan¹, CHEN Changsheng^{1,2}

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Hohai University, Changzhou 213022, Jiangsu, China;
2. Changzhou Orthmed Medical Instrument Co., Ltd., Changzhou 213000, Jiangsu, China)

Abstract: Objective To explore the effects of screw configurations on bone healing, so as to provide the basis for related fracture treatment. **Methods** The process of bone healing under different screw configurations was studied by finite element method, and the change in the process of callus growth during healing periods was simulated by interfragmentary strain theory (IFS). The iterative process for renewing callus modulus in every finite element was conducted by the second-developed ABAQUS based on Python scripting language, thus the process of fracture healing was simulated. **Results** The effect from different numbers of screws on bone healing was smaller than that from different working length of bone plates. On the premise of stable fixation, given the certain working length of bone plates, the effect from different screw numbers on stress distributions in plates or screws was relatively small, while the effect from different working length on stress distributions in plates or screws was relatively large, and the stress distribution in plates was larger than that in screws at different working length. **Conclusions** It is necessary to take more consideration on working length of bone plates than the number of screws when they are under a stable fixed situation, and it is a wise choice to reduce the screw numbers and choose a suitable working length for bone healing process.

Key words: bone healing; screw configuration; interfragmentary strain theory; finite element analysis

收稿日期:2017-11-06; 修回日期:2017-12-04

基金项目:中央高校基本科研业务费专项基金资助项目(2017B674X14,2016B49614),江苏省研究生科研与实践创新计划项目(KYCX17-0533, KYLX16-0708),江苏省科技成果转化专项资金项目(BA2012061)

通信作者:纪爱敏,教授,E-mail:jam@ustc.edu

探索内固定参数的不同选择对骨愈合机制的影响以求得较好的愈合效果是医生们一直面对的问题与挑战。近年来,有限元方法作为一种重要的生物力学研究工具被广泛利用^[1]。盛伟等^[2]通过有限元方法,研究不同的螺钉布局对接骨板固定股骨干骨折的生物力学的稳定性;樊国峰等^[3]采用有限元方法研究不同螺钉布置情况下,板及螺钉上的最大等效应力的分布情况;刘雄等^[4]利用有限单元法比较不同长度锁定螺钉固定桡骨远端骨折的术后稳定性;林振恩等^[5]探究股骨远端骨折不同螺钉布局对内固定系统的影响。

虽然接骨板固定方式参数对内固定系统的稳定性有重要的影响,但众多的研究中都忽略了骨作为活体生物组织的特性。基于此,张先龙等^[6]设计应力松弛接骨板,在临床试验中获得了提高骨愈合效果的结果。孙兴文等^[7]对不同材料接骨板在不同愈合过程下的应力分布进行研究。程斌等^[8]则将骨愈合过程进行细分,每个过程中对骨痂赋予不同的弹性模量,利用消减理论和有限元方法研究不同形式应力刺激下的骨愈合结果。Kim等^[9]利用Perren等^[10]的研究结果,对骨愈合过程进行连续的建模,研究不同接骨板对骨愈合过程的影响。Wang等^[11]采用Claes等^[12]提出的组织分化的关系模型,探究镁合金的降解速率与骨愈合过程相符的问题。以上研究虽然考虑骨愈合过程,但缺少对内固定系统参数的探讨。综上所述,当前对内固定系统的研究,需要将螺钉布局的选取与骨愈合过程相结合,从而提高接骨板内固定对骨折治疗的效果。

本文以胫骨为例,利用有限元方法研究不同螺钉布局方式下骨愈合过程,利用Python语言对ABAQUS进行二次开发,模拟骨痂弹性模量变化过程,探究不同螺钉组合方式下的骨愈合过程,为相关骨折治疗提供基础。

1 材料与方法

1.1 骨愈合过程的模拟

骨愈合过程主要是骨痂的弹性模量的变化,故对骨愈合过程进行模拟可简化为对骨痂变化过程进行研究。从骨痂受力的角度来说,中央骨痂对所受的应力刺激较相邻骨痂以及外围骨痂更为敏

感^[13],为简化模型,仅考虑中央骨痂的作用。采用骨折块应变理论,将力学激励与骨愈合过程通过应变值进行联系。动物实验表明,骨痂的形成与骨折块间的相对位移有关,适度的相对位移能够促进骨愈合,过大或过小的位移会导致延迟愈合甚至是不愈合^[14]。骨折块间的位移与骨折间隙的比值称为骨折块间应变,骨折断端间的骨痂会根据不同的应变值而产生相应不同的愈合速率^[10]。骨折块间的不同位移产生不同的应变,骨折块间的组织类型则由其本身的性能决定。Kim等^[9]对不同愈合过程中不同的应变对应不同骨痂弹性模量变化值的关系进行量化:

$$E_i = \begin{cases} Ae^{Bx}, & 0 < x < 2\% \\ E_{\text{new}}, & 2\% \leq x \leq 10\% \\ Ce^{D(x-30)}, & 10\% < x < 30\% \\ E_{\text{gran}}, & 30\% \leq x \end{cases} \quad (1)$$

式中: E_i 为第*i*次迭代下的中央骨痂的弹性模量; x 为中央骨痂的应变大小; E_{new} 为每一次迭代过程中对应的更新骨痂的弹性模量^[15]; E_{gran} 为初始中央骨痂(初始肉芽组织)的弹性模量, $E_{\text{gran}} = 50 \text{ kPa}$ 。不同愈合阶段下愈合速率的曲线参数见表1。

表1 不同愈合阶段下的愈合速率曲线参数^[9]

Tab. 1 Curve parameters of healing rate under different healing period

术后愈合 时间/周	应变/%				E/MPa
	0~2		10~30		
	A	B	C	D	
4		1.126		-0.113	0.19
8		3.622		-0.362	28.00
12	0.02	3.667	0.02	-0.367	30.60
16		4.115		-0.412	75.00

对于骨痂变化过程的有限元分析,在建立内固定系统的有限元模型后,对术后的初始骨痂进行赋值,同时进行加载,借助所建有限元模型,分析内固定系统的力学环境,求解获得断骨间应变,并以此判断骨痂中不同单元弹性模量的变化情况,并对不同单元骨痂的弹性模量进行更新,以更新后的结果作为下一次迭代的初始条件,不断迭代,获得骨痂最终的愈合结果。

2.2 有限元模型建立

2.2.1 简化几何模型建立 主要探索螺钉布局

对骨愈合的影响,考虑到胫骨近端和远端的结构形式对骨折断端的影响不大,故采用圆柱体对胫骨进行简化,模拟胫骨长度为 300 mm,直径为 30 mm,在中段设置 3 mm 的间隙以模拟骨折,填充与间隙相同尺寸的物质模拟骨痂;为方便研究螺钉布局以及工作长度等相关因素,采用 12 孔接骨板设置在断骨两端,长度为 150 mm,具体尺寸如图 1(a)所示。

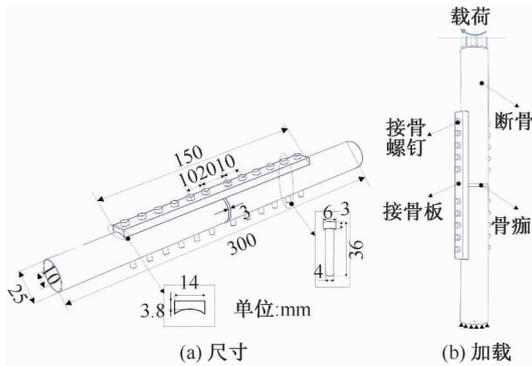


图1 内固定系统有限元模型及加载示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the internal fixation system and loading (a) Dimension, (b) Loading pattern

2.2.2 材料属性定义 根据文献[16],采用的皮质骨视为各向异性材料,轴向、周向和切向的弹性模量分别为 18.4、6.9 和 8.5 GPa;松质骨视为各向同性材料,弹性模量为 1.1 GPa;接骨板及螺钉采用钛合金材料(TC4),弹性模量为 105 GPa。

2.2.3 内固定系统约束与加载 在有限元软件 ABAQUS 6.14-1 中,通过设置绑定约束对“板-钉”,“骨-钉”及“骨-骨痂”之间的接触状态进行模拟。骨折模型的一端设置为完全固定,另一端由于人体负重施加轴向压力,其所受压力随愈合时间有关,根据文献[17]中介绍的胫骨治疗术后处理“术后 1 周活动踝膝关节,2 周持拐下地,8~10 周逐渐负重行走”的要求,愈合初期设定所受压力设为体重的 10%,后期随愈合时间的增加而增加,同时假设人体质量为 70 kg,由于扭转载荷对接骨板内固定系统的影响较大,考虑扭转对内固定系统的作用,施加的轴向压力及扭矩的大小与愈合时间的关系如表 2 所示。

整个内固定系统的受载示意图如图 1(b)所示。载荷设置为施加在一端截面上的压力 p ,计算公式为:

表2 轴向载荷与愈合时间的关系

Tab.2 Relationship between axial load and healing period

术后愈合时间/周	轴向载荷/kN	扭矩/(N·m)
0	0.07	0.3
4	0.35	1.5
8	0.70	3
12	1.40	6
16	2.10	9

$$p = \frac{F}{A} = \frac{F}{\pi r^2} \quad (2)$$

式中: F 为轴向载荷,具体数值见表 2; r 为胫骨半径, $r = 12.5$ mm。

2.2.4 螺钉布局方式 研究螺钉布局主要是在保证内固定系统稳定的前提下,考察螺钉数量以及接骨板工作长度(骨折内固定中靠骨折端最近的两个螺钉之间的距离)。Rozbruch 等^[18]研究认为,对于每一个主要的骨折块使用 2~3 枚螺钉即可,增加最远处和最近处螺钉之间的跨度能够增加内固定系统的稳定性。基于此,为了实现内固定系统稳定固定的要求,本文的螺钉布局方式设计保证骨折最远端接骨板上的螺钉孔内布有螺钉,同时保证接骨板上对称两端各至少有 3 个螺钉布置。其中,图 2(a)所示螺钉布局方式主要是在保证接骨板工作长度一定的情况下,进行不同数量的螺钉布置研究;图 2(b)所示螺钉布局方式是保证螺钉数量一定的情况下,对接骨板的工作长度进行研究。

2.2.5 求解与迭代 将三维模型导入 ABAQUS 中,对不同的部件赋以相应的材料属性,在 ABAQUS 中进行装配,对装配完成的部件进行加载求解。

加载求解后利用 Python 对 ABAQUS 进行二次开发,对根装配下的骨痂部件中最后 1 帧的结果下每个单元进行应变值的提取;同时,根据所获得的结果结合式(1)计算下一次迭代过程中骨痂所更新的弹性模量;随后将更新的弹性模量对相应的单元进行更新赋值,将完成赋值后的骨痂作为下一次迭代的初始状态。

3 有限元分析结果

3.1 骨痂上的应变分布

不同螺钉布局方式下骨痂中的应变分布随时间变化如图 3 所示。不同的螺钉数量对骨痂上应变分布的影响小于不同工作长度对骨痂上应变分

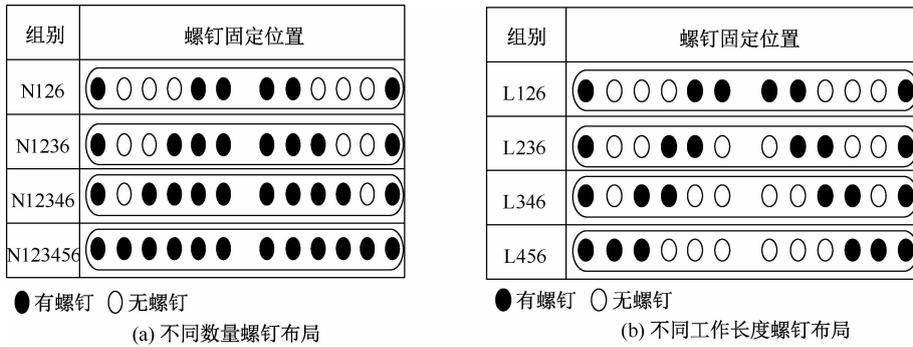


图2 不同螺钉布局方式示意图

Fig. 2 Schematic diagram of different screw configurations (a) Screws with different numbers, (b) Screws with different working length

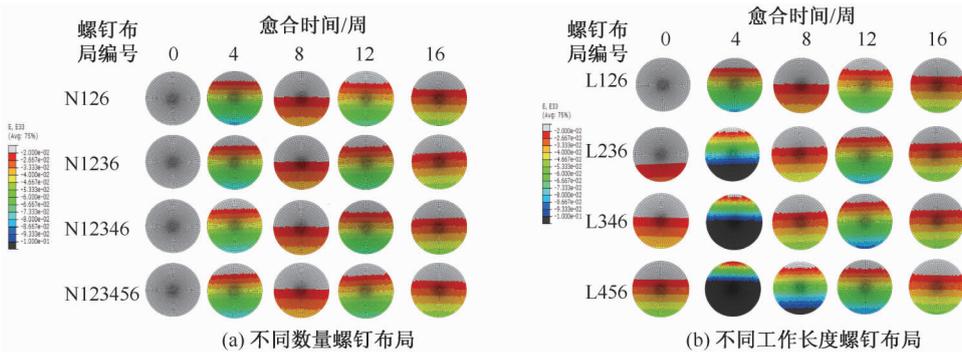


图3 不同螺钉布局方式下骨痂上的应变分布

Fig. 3 Strain distribution in callus under different screw configurations (a) Screws with different numbers, (b) Screws with different working length

布的影响。这一结论与 Field 等^[19]的研究结果相似,即板上部分螺钉孔不固定螺钉与板上全部螺钉孔都固定螺钉的内固定结构的力学环境无显著性差异。

3.2 骨痂的生长速率

根据上文提出的模型,当骨痂中的应变位于2%~10%时,属于骨痂生长的最优区间。因此,将不同螺钉布局下的骨痂生长速率定义为骨痂中应变

位于最优区间的单元占骨痂整体所划分单元总数的比率,可定义骨痂生长速率:

$$v_i = \frac{N_{opt}}{N_{sum}} \times 100\% , \quad i = N126, N1236 \dots \quad (3)$$

式中: N_{opt} 为骨痂中应变在2%~10%区间内的单元数量; N_{sum} 为骨痂中划分的单元总数。

根据有限元的分析结果,不同螺钉布局下骨痂生长速率(v)及相应的最大应变(ϵ_{max})如图4所示。

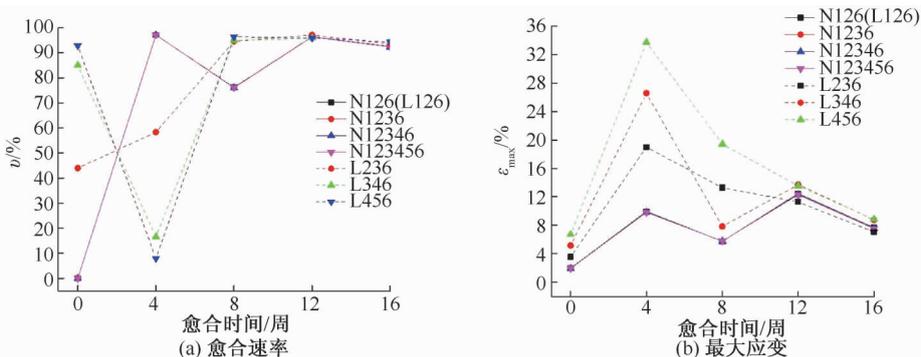


图4 不同螺钉布局下的愈合速率及应变

Fig. 4 Healing rate and strain under different screw configurations (a) Healing rate, (b) Maximum strain

随着螺钉数量的增加,骨痂的生长速率主要呈现下降的趋势,同时其相对应的骨痂上最大等效应变也逐渐减小;随着接骨板工作长度的增加,各阶段骨痂生长速率也产生变化,在愈合初期,骨痂弹性模量较小,接骨板工作长度在愈合初期对骨痂生长速率影响明显,在术后初期(0周)时,接骨板工作长度的增加会急剧的增加骨痂的生长速率;在术后4周时,增加接骨板的工作长度使得骨痂的生长速率下降,这种下降是由于其所受的最大等效应变超出骨痂生长最优区间的上限,使得骨痂过度受压,造成骨痂生长速率的下降。

随着骨痂的生长,其整体的弹性模量逐渐变大,接骨板工作长度变化对骨痂生长速率的影响变小,但随工作长度的增加也呈现上升的趋势。从整体分析结果来看,接骨板上1或2组螺钉空置的情况下,愈合结果较好。

因此,在考虑骨愈合过程的情况下,对接骨板工作长度的选择较为重要,较小的工作长度能够保证较高的内固定系统的刚度,但骨痂整体的生长速率较低;较大的工作长度,能够在一定范围内提高骨痂的生长速率,但内固定系统的整体刚度会有所降低,因此,应在确保内固定系统稳定的情况下,对接骨板的工作长度进行恰当的选择。

3.3 骨痂愈合结果

不同螺钉布局下,采用第16周的骨痂弹性模量对愈合结果进行判断,骨痂最终的弹性模量越高,其愈合结果越好。最终骨痂的愈合情况如图5所示。与骨痂生长速率的分析结果类似,螺钉数量对骨痂的最终愈合结果的影响小于接骨板工作长度对愈合结果的影响;随着接骨板工作长度的增加,愈合效果逐渐变好,但过高的接骨板工作长度会降低愈合效果。

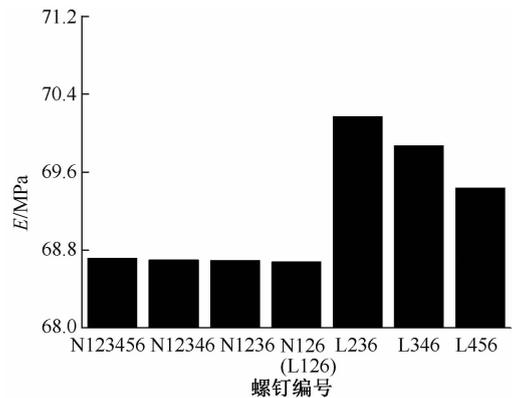


图5 不同螺钉布局下的骨痂愈合结果

Fig. 5 Healing results of callus under different screw configurations

3.4 接骨板、螺钉应力

愈合过程中不同螺钉布局下接骨板及螺钉的最大等效应力变化情况如图6所示。

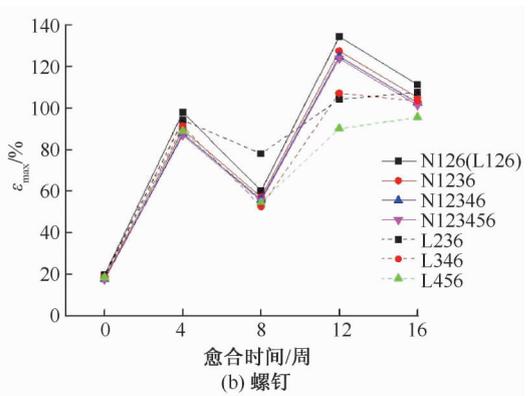
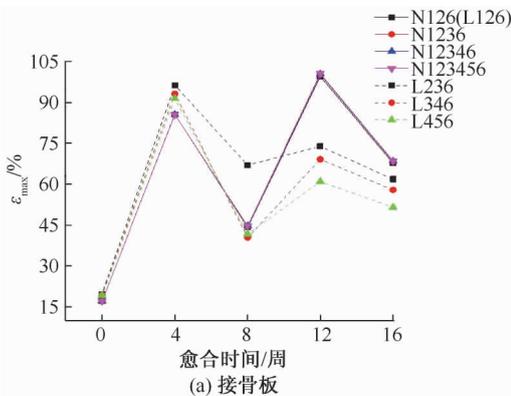


图6 不同螺钉布局下接骨板及螺钉的最大等效应力

Fig. 6 Maximum equivalent stress of screws and plates under different screw configurations (a) Bone plate, (b) Screw

接骨板及螺钉的最大等效应力均未超过其强度极限,可认为内固定系统是处于稳定固定状态,从应力角度来看,工作长度一定,稳定固定的前提下,螺钉数量的变化对接骨板或是螺钉的应力影响

是较小的;工作长度不同对接骨板及螺钉的最大等效应力影响较大,且工作长度的变化对螺钉上最大等效应力变化影响大于对接骨板的影响。

骨愈合初期(0~4周),螺钉及接骨板上的最大

等效应力变化较为明显;愈合后期(12-16周),螺钉及接骨板上的最大等效应力变化情况有所减缓。

结合骨痂上应变分布的变化情况进行分析,在第4~8周变化时,所受外力增加了2倍,但由于骨痂最优区间的弹性模量变化了近150倍,因而无论是骨痂的生长率或是接骨板及螺钉的最大等效应力都产生较大的减幅;愈合后期,随着骨痂的生长,骨痂的弹性模量逐渐变大,使得骨痂能够从接骨板及螺钉上分流一部分的应力,从而接骨板及螺钉上的应力逐渐降低。

4 讨论与结论

不同的螺钉布局中,至少有3个螺钉在接骨板上产生作用。何剑颖等^[20]研究表明,增加接骨板末端的螺钉能够明显的增加抗扭刚度。因此,在接骨板末端始终设置1枚螺钉,初步保证了内固定系统的稳定性。同时,所采用的固定螺钉皆为双皮质螺钉也对内固定系统的稳定性有着较大的作用。

本研究中,采用较少的螺钉数量就能够保证内固定系统的稳定性,这一结果与胡新佳等^[21]的研究结果相似。使用较少的螺钉可以增加表面的张力,达到刺激骨愈合的作用,同时不会影响内固定系统的稳定性。

Stoffel等^[22]研究认为,接骨板工作长度对内固定系统的刚度影响最大;Duda等^[23]则认为,较大的工作长度会降低接骨板上的应力。结合本文对骨痂生长过程的分析可知,接骨板工作长度的变化对骨痂上应力分布的影响较为明显,螺钉数量的变化对骨愈合过程的影响较小;接骨板工作长度增加会提高骨痂上的应变,但当接骨板工作长度较大时,骨痂上易产生过高的应变,不利于骨痂的生长;同时,螺钉数量增加会增加对骨表面的破坏,对骨愈合过程产生一定影响。因此,对接骨板工作长度及螺钉数量的选择,应当遵循在保证内固定系统稳定的前提下,减少接骨板上的螺钉数量,并对接骨板工作长度的选择进行恰当的考虑。

在保证稳定固定、不改变工作长度的前提下,从骨折近端向骨折远端增加螺钉,即减小骨折远端之间的螺钉间距,对骨愈合的结果以及内固定系统的最大等效应力的影响较小;在保证螺钉数量不变,改变接骨板工作长度对骨愈合的结果与内固定

系统上的最大等效应力产生着较大的影响,适当增加接骨板的工作长度能够提高骨愈合的效果。因此,在选择接骨板内固定系统上的螺钉布局时,在保证稳定固定的前提下,减少螺钉数量,控制接骨板一定的工作长度能够对骨愈合有较好的促进作用。

同时,当两个或两个以上具有不同弹性模量的构件组成一个机械系统承受荷载时,将会发生载荷及应力、应变重分配的现象,具有较高弹性模量的成分承担较多的载荷,较低者少承担或不承担载荷,应变也相应减少,形成应力遮挡效应,接骨板与骨的弹性模量不同,接骨板往往承担较多的载荷,对骨形成应力遮挡。不同的螺钉布局方式,对骨产生的应力遮挡效应不同;增加螺钉数量在愈合后期使得板上的应力较高,增加工作长度能够降低愈合后期接骨板上的应力;愈合后期接骨板上的应力较大,表明其在内固定系统中分流较多的载荷,对后期的愈合不利,容易形成较大的应力遮挡。因此,减少螺钉数量、增加一定的工作长度能够兼顾内固定的稳定性并产生更少的应力遮挡,使得骨在保证稳定性的前提下受到一定的应力刺激,对骨折愈合有一定的促进作用。

本研究在模型构建方面采用了简化的圆柱模型对胫骨进行模拟;同时以4周为1个迭代过程,细化的4周内骨痂变化过程需要进一步研究以提高模型的准确性;同时,所采用的加载状态仅考虑轴向压力及转矩,而实际情况则受到肌肉及韧带等众多软组织的影响。在骨折形式方面的研究,仅考虑简单的横行骨折形式,对于斜形及螺旋形骨折等复杂骨折的影响并未考虑;在螺钉布局的研究方面,仅考虑螺钉数量从骨折近端向远端增加的情况,未考虑其他螺钉数量变化的情况;在接骨板工作长度变化的研究方面,定性研究了工作长度变化对骨愈合过程的影响。因此,对骨折模型进行更精确的建模,以及不同骨折形式下接骨板工作长度对骨愈合过程影响的定量研究,将是下一步研究的方向。

参考文献:

- [1] 黄嘉华,林峰,姚天平.应用有限元检测植入器械的可行性分析[J].医用生物力学,2014,29(1):1-6.
HUANG SH, LIN F, YAO TP. Feasibility of finite element analysis in the application of quality inspection on implantable medical devices [J]. J Med Biomech, 2014, 29(1): 1-6.

- [2] 盛伟, 纪爱敏, 陈长胜. 股骨干骨折锁定钢板螺钉布局的有限元分析[J]. 中国医疗器械杂志, 2017, 41(3): 196-199.
- [3] 樊元峰, 董巍, 陈胜乐, 等. 基于有限单元法的股骨干粉碎性骨折锁定板内固定优化仿真[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2014, 29(12): 1212-1214.
- [4] 刘雄, 吴卫东, 荀福兴, 等. 不同长度锁钉固定桡骨远端不稳定骨折的生物力学比较[J]. 医用生物力学, 2014, 29(2): 161-166.
LIU X, WU WD, XUN FX, *et al.* Biomechanical comparison of unstable distal radius fractures fixed by locking screws with different length [J]. J Med Biomech, 2014, 29(2): 161-166.
- [5] 林振恩, 谢丹, 张森. 股骨远端骨折锁定钢板螺钉布局的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(22): 3517-3522.
- [6] 张先龙, 戴尅戎, 汤亭亭. 应力松弛接骨板对骨折愈合影响的生物力学研究[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2000, 15(1): 30-32.
- [7] 孙兴文, 董黎敏, 李炫, 等. 镁合金与钛合金接骨板在股骨骨折愈合中力学性能的研究[J]. 天津理工大学学报, 2017, 33(3): 49-54.
- [8] 程斌, 丁真奇, 姚小涛, 等. 轴向应力促进胫骨骨折愈合的三维有限元力学参数优化研究[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2016, 31(8): 839-842.
- [9] KIM HJ, KIM SH, CHANG SH. Finite element analysis using interfragmentary strain theory for the fracture healing process to which composite bone plates are applied [J]. Compos Struct, 2011, 93(11): 2953-2962.
- [10] PERREN SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: Choosing a new balance between stability and biology [J]. J Bone Joint Surg Br, 2002, 84(8): 1093-1100.
- [11] WANG HS, HAO ZX, WEN SZ. Do biodegradable magnesium alloy intramedullary interlocking nails prematurely lose fixation stability in the treatment of tibial fracture? A numerical simulation [J]. J Mech Behav Biomed, 2017, 65: 117-126.
- [12] CLAES LE, HEIGELE CA. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing [J]. J Biomech, 1999, 31(3): 255-266.
- [13] CARTER DR, BEAUPRÉ GS, GIORI NJ, *et al.* Mechanobiology of skeletal regeneration [J]. Clin Orthop Relat Res, 1998, 355:41-55.
- [14] GOODSHIP AE, KENWRIGHT J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures [J]. J Bone Joint Surg Br, 1985, 67(4): 650-655.
- [15] CHANG MH. Optimal design of a functionally graded biodegradable composite bone plate by using the Taguchi method and finite element analysis [J]. Compos Struct 2015, 119: 166-173.
- [16] GARDNER TN, STOLL T, MARKS L, *et al.* The influence of mechanical stimulus on the pattern of tissue differentiation in a long bone fracture; An FEM study [J]. J Biomech, 2000, 33(4): 415-425.
- [17] 张树栓, 王新华, 杜茂信. 骨折生物力学治疗学[M]. 北京: 中国科学技术出版社, 2001: 81-82.
- [18] ROZBRUCH SR, MÜLLER U, GAUTIER E, *et al.* The evolution of femoral shaft plating technique [J]. Clin Orthop Relat Res, 1998, 354(354): 195-208.
- [19] FIELD JR, TÖRNKVIST H, HEARN TC, *et al.* The influence of screw omission on construction stiffness and bone surface strain in the application of bone plates to cadaveric bone [J]. Injury, 1999, 30(9): 591-598.
- [20] 何剑颖, 舒勇, 黄山虎, 等. 扭转实验对不同螺钉数量钢板螺钉内固定结构载荷的影响[J]. 南昌大学学报(医学版), 2006, 46(2): 47-49.
- [21] 胡新佳, 杨述华, 林博文, 等. 胫骨中段骨折螺钉数量的生物力学实验[J]. 中国组织工程研究, 2009, 13(17): 3223-3227.
- [22] STOFFEL K, DIETER U, STACHOWIAK G, *et al.* Biomechanical testing of the LCP: How can stability in locked internal fixators be controlled? [J]. Injury, 2003, 34(Suppl 2): 11-19.
- [23] DUDA GN, MANDRUZZATO F, HELLER M, *et al.* Mechanical conditions in the internal stabilization of proximal tibial defects [J]. Clin Biomech, 2002, 17(1): 64-72.