

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2013.17.008

[http://www.crter.org]

黄诸侯, 李俊, 杜景文, 陈日齐, 张建新. 三维有限元分析钢板内固定治疗跟骨骨折[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(17):3094-3100.

三维有限元分析钢板内固定治疗跟骨骨折*

黄诸侯¹, 李俊², 杜景文³, 陈日齐⁴, 张建新⁵

1 晋江市安海医院骨科, 福建省晋江市 362200

2 苏州大学附属第一医院骨科, 江苏省苏州市 215006

3 三门峡市中医院骨科, 河南省三门峡市 472000

4 福州大学光弹实验室, 福建省福州市 350003

5 厦门市中医院骨科, 福建省厦门市 361009

文章亮点:

1 三维有限元模型能很好的模拟形态不规则、结构复杂的跟骨及其周围骨骼, 并根据跟骨表面为皮质骨、内部为松质骨的特点, 用不同的弹性材料分别模拟, 从而获得理想的模型, 其形态还原性好, 能任意变动加载方向和体位, 可了解各种不同体位、受力大小时跟骨内部的应力应变情况, 进而根据其内部应力的薄弱点构建出跟骨骨折三维有限元模型, 发现其与实际跟骨骨折线具有极高的相似性。

2 建立了在踝关节中立位和背伸 20°位跟骨骨折三维有限元模型, 在此基础上进一步模拟常用的跟骨 I 型、II 型、III 型 3 种形状钢板对骨折进行固定, 加载后计算内固定物自身的应力分布、骨骼的应力分布及骨折块间的移位程度, 通过得到客观量化的数据, 结果发现采用 I 型钢板固定跟骨骨折, 跟骨及钢板的应力分布相对比较均匀, 较符合生物力学原理。

关键词:

骨关节植入物; 数字化骨科; 骨科三维有限元; 跟骨骨折; 钢板内固定; 三维有限元; 生物力学; 其他基金

摘要

背景: 有多种钢板治疗跟骨骨折, 但究竟哪种效果更好, 目前尚无定论。

目的: 在跟骨骨折三维有限元模型上模拟加载 3 种类型的钢板, 观察比较应力、应变及移位等生物力学性能。

方法: 在踝关节中立位和背伸 20°位建立跟骨骨折三维有限元模型, 分别模拟使用跟骨 I 型、II 型、III 型 3 种形状钢板对骨折进行固定, 加载后计算内固定物自身的应力分布、骨骼的应力分布及骨折块间的移位程度。

结果与结论: ①两种体位骨折模型 3 种固定方式下的钢板应力分布都不均匀, 钢板前部应力水平均高于后部, I 型钢板的应力分布相对比较均匀。②两种体位骨折模型 3 种固定方式下跟骨的应力最大值均在跟骨前部, 而正常跟骨最大应力值在跟结节处, I 型钢板固定跟骨骨折后骨骼的最大应力值均小于 II 型、III 型钢板。③两种体位骨折模型 3 种固定方式下均发生了骨折块间的位移, 其位移趋势是一致的。结果显示, 与 II 型、III 型钢板固定相比较, 跟骨 I 型钢板固定后所承受应力更小, 且应力分布更均匀, 较符合生物力学原理。

黄诸侯, 男, 1964 年生, 福建省南安市人, 汉族, 1987 年福建中医学院毕业, 主任医师, 主要从事创伤骨科及关节外科方面的研究。
hzhdoc@sina.com

通讯作者: 张建新, 博士, 主任医师, 厦门市中医院骨科, 福建省厦门市 361009
fjzjx@126.com

中图分类号: R318

文献标识码: A

文章编号: 2095-4344

(2013)17-03094-07

收稿日期: 2012-09-07

修回日期: 2013-03-05

(20120707002/M·C)

Three-dimensional finite element analysis of calcaneus fracture treated with plate fixation

Huang Zhu-hou¹, Li Jun², Du Jing-wen³, Chen Ri-qi⁴, Zhang Jian-xin⁵

1 Department of Orthopedics, Anhai Hospital of Jinjiang, Jinjiang 362200, Fujian Province, China

2 Department of Orthopedics, First Affiliated Hospital of Soochow University, Suzhou 215006, Jiangsu Province, China

3 Department of Orthopedics, Sanmenxia Hospital of Traditional Chinese Medicine, Sanmenxia 472000, Henan Province, China

Huang Zhu-hou, Chief physician, Department of Orthopedics, Anhui Hospital of Jinjiang, Jinjiang 362200, Fujian Province, China
hzhdoc@sina.com

Corresponding author: Zhang Jian-xin, Doctor, Chief physician, Department of Orthopedics, Xiamen Hospital of Traditional Chinese Medicine, Xiamen 361009, Fujian Province, China
fjzjx@126.com

Supported by: Project Funded by Quanzhou Science and Technology Bureau, No. 2007z52*

Received: 2012-09-07
Accepted: 2013-03-05

4 Photoelastic Laboratory of Fuzhou University, Fuzhou 350003, Fujian Province, China
5 Department of Orthopedics, Xiamen Hospital of Traditional Chinese Medicine, Xiamen 361009, Fujian Province, China

Abstract

BACKGROUND: There are many types of plate can be used for the treatment of calcaneus fracture, but it is not clear which type has the best effect.

OBJECTIVE: To observe and compare the biomechanical properties, such as stress, strain and displacement of three types of plate through loading them on the three-dimensional finite element model of calcaneus fracture.

METHODS: The three-dimensional finite element model of calcaneus fracture was established when the ankle joint was in neutral position and back stretches 20° position, then the type I, type II and type III plates were used to fix the fracture model. Through loading force on the model, the stress distribution of plates and calcaneus, and displacement between fracture gaps were calculated.

RESULTS AND CONCLUSION: In the position of the neutral and back stretches 20°, the stress distribution of type I, type II and type III plates was not uniform, and the stress at the front was higher than that at back. Comparatively, the stress distribution of type I plate was more uniform than type II plate and type III plate. And the stress distribution of calcaneus at the front was higher than that at back, while the largest stress of the normal calcaneus was distributed on the tubercle. The maximum stress of calcaneus after fixed with type I plate was lower than that fixed with type II and type III plates. Displacement among fracture gaps occurred after fixed with three types of plates in two positions, and the displacement tendency was uniform. The results show that when compared with type II and type III plates, the stress of calcaneus after fixed with type I plate is smaller and more uniform which corresponds with the biomechanics principle.

Key Words: bone and joint implants; digital orthopedics; orthopedic three-dimensional finite element; calcaneus fracture; plate internal fixation; three-dimensional finite element; biomechanics; other grants-supported paper

Huang ZH, Li J, Du JW, Chen RQ, Zhang JX. Three-dimensional finite element analysis of calcaneus fracture treated with plate fixation. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2013;17(17):3094-3100.

0 引言

跟骨解剖结构复杂,骨折后骨折线多不规则,且多涉及关节面,治疗上要求较高,不恰当的治疗会遗留严重的后遗症,切开复位钢板内固定是治疗跟骨骨折的有效手段之一,正得到普遍应用^[1-2]。但临床上出现多种钢板的形状,使用哪种钢板更为合理、有效,目前尚无定论,因此有必要进行生物力学研究。作者前期建立踝关节在中立位和背伸20°位时跟骨骨折三维有限元模型^[3],实验进一步在此模型上加载跟骨I型、II型、III型3种钢板及螺钉固定骨折,通过分析比较这3种内固定钢板生物力学性能的优劣,为跟骨骨折治疗中钢板形状的选择提供理论指导,减少其并发症的发生。

1 材料和方法

设计: 骨科生物力学实验。

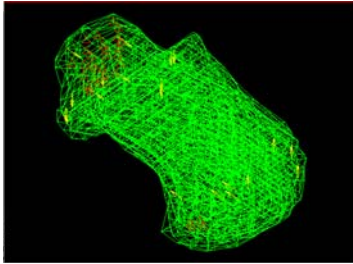
时间及地点: 实验于2007年7月至2008年4月在福建中医学院完成。

材料: 德国西门子64排螺旋CT机;联想家悦D3050A计算机;Super-Sap93计算软件;跟骨I型、II型和III型钢板均为浙江广慈医疗器械有限公司生产。

方法:

正常跟骨及其骨折三维有限元模型的建立: 前期作者已建立正常跟骨的三维有限元模型^[3],选取1名正常男性志愿者,25岁,身高174 cm,体质量60 kg,无跟痛及外伤史,X射线检查未见足跟部的畸形及退变,作右侧跟骨螺旋CT扫描,层厚2.5 mm,得到CT数据,然后各层划分8节点6面体单元,跟骨内外层骨质不一致且几何形状复杂,实验严格区分密质骨、松质

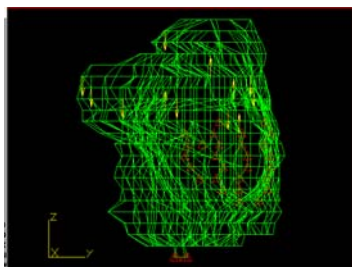
骨的边界, 准确细致的划分不同材料的节点和单元, 将各单元序号及组成各单元的相应节点的序号及三维坐标值输入 Super-Sap93 软件, 进行 AEDIT 建图观察, SSAP0H 运算, 顺利通过后即完成正常跟骨三维有限元空间模型的建立, 见图 1 和图 2。该模型由 1 959 个节点, 1 496 个单元组成。



注: 对跟腱止点、跟骰关节面和跟距关节面进行约束和加载。

图 1 正常跟骨三维有限元模型(斜面观)

Figure 1 Normal three-dimensional finite element model of calcaneus (Cant view)



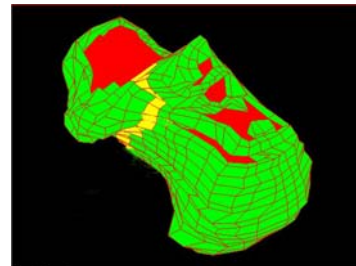
注: 跟骨体是松质骨及中空结构, 较为薄弱, 易产生塌陷骨折。

图 2 正常跟骨三维有限元模型(矢状位观)

Figure 2 Normal three-dimensional finite element model of calcaneus (Sagittal view)

在跟骨三维有限元模型上分别模拟跟骨在中立位和背伸 20° 位时的受力状况, 对模型施以 500 N 的垂直轴向载荷, 分别在跟腱与跟骨的接触面上、跖腱膜(包括足底长韧带)与跟骨的接触面上、跟骰关节面的跟骨端、后距关节面的跟骨端、前中距关节面的跟骨端各选 4 个节点进行力的加载。运用 SAP-93 计算软件进行运算, 得出模型中各节点的主应力值、剪应力值、拉应力值、压应力值、位移量。从众多数据中选取各节点的主应力值和位移量, 分析得出跟骨在中立位时通过跟距外侧的关节面, 及后内斜向前外方向的骨质所受的应力最大, 于该模型上精确划分出应力较大值节点, 改变其弹性模量

后运算建立跟骨骨折模型, 见图 3, 该模型骨折线与临床上 Essex-Lopresti 分型的 II 型 I 度舌型骨折线走形相似。

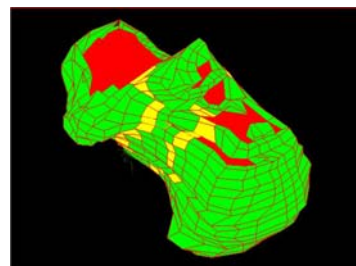


注: 可见跟骨中立位受力时通过跟距外侧的关节面, 并且由内后斜向前外方向的跟骨处遭受应力最大, 产生了一条斜形骨折线。

图 3 中立位模型受力后产生的骨折线整体观

Figure 3 Calcaneus fracture line of neutral position model after stressing (Integral view)

同样分析得出跟骨在背伸 20° 位时通过跟距外侧的关节面, 及后内斜向前外方向的跟骨处所受应力最大, 同时, 从跟骨体部走向后距关节面与跟腱之间的部位所受应力也比较大, 于该模型上精确划分出应力较大值节点, 改变其弹性模量后运算建立跟骨骨折模型, 见图 4, 该模型骨折线与临床上 Essex-Lopresti 分型的 II 型 II 度舌型骨折线走形相似。

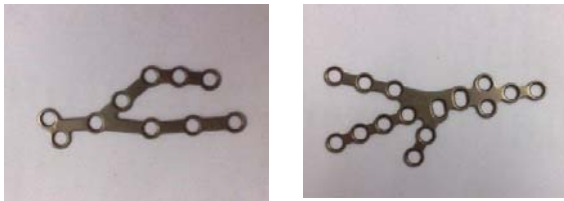


注: 可见跟骨背伸 20° 受力时除上述位置所受应力最大外, 从跟骨体部走向后距关节面与跟腱之间的部位遭受应力也比较大, 产生了两条斜形骨折线。

图 4 背伸 20° 位模型受力后产生的骨折线整体观

Figure 4 Calcaneus fracture line of back stretches 20° position model after stressing (Integral view)

跟骨中立位骨折时钢板固定后三维有限元模型的建立: 于中立位骨折模型上精确划分出骨折线单元后, 分别将跟骨 I 型、II 型、III 型钢板, 固定到该模型的外侧, 见图 5。忽略螺纹形态, 将钉简化为圆杆, 钢板与螺钉均为各向同性材料, 有关材料的弹性性能常数均参考文献[4-13], 见表 1。



A: 跟骨 I 型钢板

B: 跟骨 II 型钢板



C: 跟骨 III 型钢板

注: 跟骨 I 型、II 型、III 型钢板为浙江广慈公司生产; 3 种钢板具有以下特点: ①均为钛钢板, 组织相容性好, 反应小, 可有效降低感染率。②钢板厚度仅为 1.5 mm, 伤口缝合后张力小, 可有效减小皮肤坏死的风险。③钢板具有可塑性, 能根据跟骨外侧复杂的解剖结构塑形, 使钢板紧贴于跟骨外侧壁。④3 种钢板都有安排相对应的孔使螺钉能与对侧的载距突相连, 从而将钢板与内侧的载距突连成一体, 形成内外夹板作用, 增加了钢板固定的稳定性。

图 5 跟骨 I, II, III 型钢板外观

Figure 5 Appearance of type I, type II and type III plates

表 1 有关材料的弹性性能常数

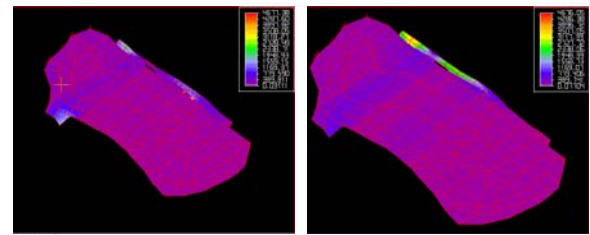
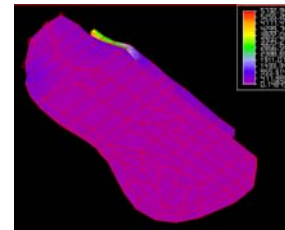
Table 1 Elastic properties constants of relative materials

材料	弹性模量(MPa)	泊松比
皮质骨	7 300	0.3
松质骨	100	0.3
骨折线	5	0.4
钢板与螺钉	2×10^5	0.28

建模时螺钉杆、帽、螺孔与骨均以共用节点刚性连接; 螺钉方向垂直钢板达对侧皮质; 每种工况保证有 2 枚螺钉从后关节面下由外至内固定到载距突上; 得到 3 种模型分别为: 跟骨 I 型钢板固定的模型由 2 039 个节点, 1 521 个单元组成, 含 6 颗螺钉; 跟骨 II 型钢板固定的模型由 2 059 个节点, 1 527 个单元组成, 含 7 颗螺钉; 跟骨 III 型钢板固定的模型由 2 083 个节点, 1 532 个单元组成, 含 6 颗螺钉, 见图 6^[14]。

跟骨背伸 20° 位骨折时钢板固定后三维有限元模型的建立: 同样将跟骨 I 型、II 型、III 型钢板及螺钉添加到背伸 20° 位骨折模型上, 钢板仍放置在跟骨的外侧, 建模的方法和条件同中立位。在这种条件下得到的模型中: I 型钢板固定的模型由 2 039 个节点, 1 521 个单元组成, 含 6 颗螺钉; II 型钢板固定的模型由 2 059 个节点, 1 527 个单元组成, 含 7 颗螺钉; III 型钢板固定的模型由

2 083 个节点, 1 532 个单元组成, 含 6 颗螺钉, 见图 7^[14]。

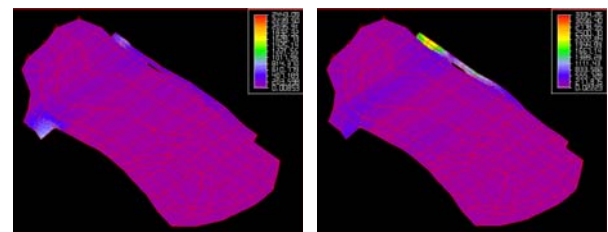
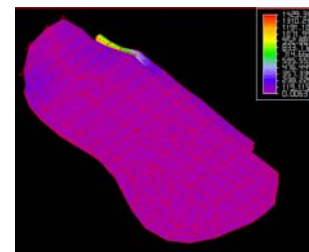
A: 中立位骨折模型 I 型钢板固定
受力截面观B: 中立位骨折模型 II 型钢板固
定受力截面观

C: 中立位骨折模型 III 型钢板固定受力截面观

注: 右上角示出综合应力与彩色的对应关系, 从应力云图的彩色即可直观地观察综合应力的大小分布情况。

图 6 中立位使用不同型号钢板时产生的不同综合应力的应力云图

Figure 6 Stress cloud of different integrated stress after fixed with different types of plates in neutral position

A: 背伸 20° 位骨折模型 I 型钢板固
定受力截面观B: 背伸 20° 位骨折模型 II 型钢板固
定受力截面观

C: 背伸 20° 位骨折模型 III 型钢板固定受力截面观

注: 右上角示出综合应力与彩色的对应关系, 从应力云图的彩色即可直观地观察综合应力的大小分布情况。

图 7 背伸 20° 位骨折使用不同型号钢板时产生的不同综合应力的应力云图

Figure 7 Stress cloud of different integrated stress after fixed with different types of plates in back stretches 20° position

主要观察指标: 加载后内固定物自身的应力分布、骨骼的应力分布及骨折块间的移位程度。

2 结果

2.1 跟骨钢板固定的模型加载后骨骼应力分布情况 内固定物对骨骼应力分布的影响是衡量内固定方式优劣的一个因素。在踝关节中立位和背伸20°位时骨折模型使用跟骨 I 型、II 型和 III 型钢板 3 种方式固定后综合应力值的最大值均出现于跟骨前部, 而正常跟骨最大应力值位于跟结节处。两种体位骨折模型用 I 型钢板固定跟骨骨折后骨骼的最大应力值均小于 II 型和 III 型钢板固定后的最大应力值, 见表 2^[14]。

表 2 踝关节中立位和背伸 20° 位骨折模型在 3 种固定方式下骨骼承受的最大应力值

Table 2 Maximal stress value of calcaneus in neutral position and back stretches 20° position fracture model after fixed by three types of plates (MPa)

钢板类型	中立位	背伸20°位
跟骨 I 型钢板	343.9	137.9
跟骨 II 型钢板	436.2	299.5
跟骨 III 型钢板	502.6	322.6

注: 从表中可以看到两种体位骨折模型用 I 型钢板固定后骨骼所承受应力更小。

2.2 钢板固定的模型加载后内固定物自身应力分布情况 内固定物自身应力分布状况是衡量内固定方式优劣的另一个因素。理想的内固定物应使应力尽可能均匀地分布于内固定物上, 不应过度集中在某些部位。踝关节中立位时 3 种钢板固定后的综合应力值分布都不均匀, 钢板前部应力值均高于后部; 跟骨 I 型钢板的综合应力分布相对比较均匀, 钢板整体平均应力值约为 10.58 MPa, 最大应力值在钢板前端上支螺钉孔周围为 31.40 MPa; 跟骨 II 型钢板的综合应力分布最不均匀, 钢板整体平均应力值约为 16.12 MPa, 最大应力值在钢板上臂螺钉孔周围为 127.90 MPa; 跟骨 III 型钢板的综合应力分布介于两者之间, 钢板整体平均应力值约为 14.24 MPa, 最大综合应力值在钢板最前端的下部螺钉孔周围为 102.60 MPa。踝关节背伸 20° 位时 3 种固定方式下的钢板综合应力值分布也不均匀, 钢板前部应力值均高于后部; 跟骨 I 型钢板的综合应力分布相对比较均匀, 钢板整体平均应力值约为 3.56 MPa, 最大应力值在钢板

前端上支螺钉孔周围为 12.41 MPa; 跟骨 II 型钢板的综合应力分布最不均匀, 钢板整体平均应力值约为 9.77 MPa, 最大应力值在钢板上臂螺钉孔周围为 60.67 MPa; 跟骨 III 型钢板的综合应力分布介于两者之间, 钢板整体平均应力值约为 2.90 MPa, 最大综合应力值在钢板最前端的下部螺钉孔周围为 16.46 MPa, 见表 3^[14]。

表 3 踝关节中立位和背伸 20° 位骨折模型在 3 种固定方式下钢板应力的平均值和最大值

Table 3 Maximal stress value and the mean value of plate in neutral position and back stretches 20° position fracture model after fixed with three types of plates (MPa)

钢板类型	中立位		背伸20°位	
	平均值	最大值	平均值	最大值
跟骨 I 型钢板	10.58	31.40	3.56	12.41
跟骨 II 型钢板	16.12	127.90	9.77	60.67
跟骨 III 型钢板	14.24	102.60	2.90	16.46

注: 从表中可以看到两种体位骨折模型用 I 型钢板固定后钢板所承受应力更小。

2.3 钢板固定的模型加载后骨折断端位移情况 骨折块经内固定后的位移程度是衡量内固定方式优劣的又一个因素。踝关节中立位和背伸 20° 位时 3 种钢板固定方式在加载后均发生了骨折块之间的位移, 且其位移趋势一致。骨折块间 X 轴、Y 轴、Z 轴方向的最大位移量, 见表 4^[14]。

表 4 踝关节中立位和背伸 20° 位骨折模型在 3 种固定方式下骨折块间最大位移

Table 4 Maximal displacement value of fracture sites in neutral position and back stretches 20° position fracture model after fixed with three types of plates

钢板类型	中立位			背伸20°位		
	X轴	Y轴	Z轴	X轴	Y轴	Z轴
跟骨 I 型钢板	0.039	0.024	0.074	0.013	0.012	0.030
跟骨 II 型钢板	0.092	0.018	0.057	0.035	0.010	0.045
跟骨 III 型钢板	0.094	0.055	0.131	0.020	0.012	0.062

注: 踝关节中立位和背伸 20° 位时 3 种钢板固定方式在加载后均发生了骨折块之间的位移, 且其位移趋势一致。

3 讨论

跟骨骨折特别是涉及到跟骨关节面的关节内骨折,

是一种严重而复杂的创伤^[15], 切开复位钢板内固定已经成为治疗这类骨折的有效手段, 但跟骨钢板类型较多, 利用哪种形状的钢板进行固定比较合理, 以及钢板固定后的生物力学机制尚不明确。

有限元法是对连续体力学及物理问题的一种新的数值求解方法。随着计算机技术的快速发展, 有限元法模拟仿真的精确度不断提高。由于有限元法具有计算复杂形状、载荷和材料性能的独特能力, 有限元方法被广泛地应用于骨科研究^[16-20], 如应用于骨、关节软骨及韧带、椎间盘等组织器官的生物力学特性分析, 关节假体及内固定设计、材料选择、安装方式等的比较评估等^[20-29]。而与二维有限元相比, 三维有限元的模型更为逼真, 用于定量分析获得结果更为可靠^[30]。

目前与跟骨及其骨折固定后相关的三维有限元生物力学研究近年来取得了一定的进展。刘立峰等^[31]利用有限元法, 对跟骨的冠状面骨折采用H型、Y型和T型钢板固定的效果进行了研究, 分析得出T型钢板固定对于跟骨冠状面骨折来讲是最佳固定方式。黄海晶等^[32]通过建立一个健康人体的跟骨三维有限元模型, 静态分析双足站立相时跟骨内部的生物力学特性, 认为精确的跟骨三维有限元模型可用于分析跟骨内部的应力分布变化。除了使用三维有限元方法研究外, 廖钰等^[33-34]应用三维光弹实验研究跟骨骨折的发生机制, 认为三维光弹的实验手段可弥补机械试验方法的不足, 并认为应用三维光弹试验和有限元分析方法, 对跟骨及其骨折的生物力学研究, 将会有互补作用。

跟骨三维有限元建模包括直接法、间接法和直接与间接结合法, 牛文鑫等^[35]应用这3种方法建立跟骨三维有限元模型并进行分析和比较, 认为模型表面的粗糙程度和材质赋予的形式对模型的计算结果有较大影响, 不同建模方法具有不同的适用领域。直接法建模基于二维图片的像素, 所生成的单元比较均匀细致, 能够降低计算误差, 而且在该方法中CT图片保留并充分利用了骨组织内全部灰度信息, 模拟了骨组织材料性质非均匀的特性。间接方法建模所得模型表面光滑, 更接近目标组织原型。直接与间接相结合的方法所建立的模型基本综合了前两种模型的优点。本实验采用间接建模法, 所建有限元模型数据直接来自连续断层CT扫描的数字信息, 建模时严格区分密质骨、松质骨等各种特性材料的边界, 准确细致的划分不同材料的节点和单元, 并运用解剖知

识使模型更接近于人体的实际情况, 最终能够很好地用来分析跟骨的应力分布。在建立三维有限元骨折钢板固定模型时做了简化处理, 将钢板螺钉材料均近似地认为是各向同性的均质性弹性材料, 将螺钉简化为圆杆。因为目前为止, 所有的三维有限元模型在钢板加载上都不不可避免的根据其研究的目的和条件进行适当的假设与简化^[36]。

目前治疗跟骨骨折使用的异形钢板种类较多, 选择哪种形状的钢板固定骨折效果最佳还没有公认的标准。但无论哪一形状的钢板, 最主要的目的是使内固定后骨骼及钢板自身的应力尽可能的均匀分布, 才能保证骨折愈合以最佳方式进行^[14]。实验结果可见, 与II型和III型钢板固定相比较, 跟骨I型钢板固定后所承受应力更小, 而且分布更均匀, 骨折断端更为稳定。故可以推断, 使用跟骨I型钢板固定能更好的促进骨折愈合, 有利于术后关节早期功能锻炼, 减少关节僵硬的发生率, 实验结果是否正确还有待于临床证实。

基金资助: 福建省泉州市科技局资助项目(2007z52)。

作者贡献: 实验设计为张建新, 实验实施为杜景文, 实验评估为陈日齐。李俊成文, 张建新审校, 黄诸侯对文章负责。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理要求: 没有与相关伦理道德冲突的内容。

作者声明: 文章为原创作品, 数据准确, 内容不涉及泄密, 无一稿两投, 无抄袭, 无内容剽窃, 无作者署名争议, 无与他人课题以及专利技术的争执, 内容真实, 文责自负。

4 参考文献

- [1] Fu CM, Yang ZH, Qian CS, et al. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011; 15(9):1686-1689.
付昌马, 杨祖华, 钱春生, 等. 可塑性钛钢板置入治疗有移位的跟骨关节内骨折[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(9): 1686-1689.
- [2] Han MJ, Wang ZJ, Zou YW, et al. Zhonghua Guke Zazhi. 2011; 31(4): 335-338.
韩明建, 王志杰, 邹云雯, 等. 锁定跟骨钢板治疗新鲜跟骨骨折[J]. 中华骨科杂志, 2011, 31(4): 335-338.
- [3] Huang ZH, Li J, Chen RQ, et al. Zhongguo Gushang. 2012; 25(2): 97-101.
黄诸侯, 李俊, 陈日齐, 等. 跟骨三维有限元模型的建立及其骨折发生机制[J]. 中国骨伤, 2012, 25(2): 97-101.
- [4] Liu LF, Cai JF, Liang J. Zhongguo Jiaoxing Waike Zazhi. 2003; 11(8): 557-558.
刘立峰, 蔡锦方, 梁进. 跟骨骨折内固定方法的有限元模拟比较[J]. 中国矫形外科杂志, 2003, 11(8): 557-558.

- [5] Liu LF, Cai JF, Liang J. Gu yu Guanjie Shunshang Zazhi. 2003; 18(7): 458-460.
刘立峰,蔡锦方,梁进.畸形愈合的跟骨在不同步态位相应力分布的三维有限元研究[J].骨与关节损伤杂志,2003, 18(7): 458-460.
- [6] Surendran S, Kwak DS, Lee UY,et al. Anthropometry of the medial tibial condyle to design the tibial component for unicondylar knee arthroplasty for the Korean population. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2007;15(4):436-442.
- [7] Cheung JT, Zhang M, An KN. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2006;21(2):194-203.
- [8] Cheung JT, Zhang M, An KN. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004;19(8):839-846.
- [9] Nakamura S, Crowninshield RD, Cooper RR. An analysis of soft tissue loading in the foot--a preliminary report. Bull Prosthet Res. 1981;10-35:27-34.
- [10] Siegler S, Block J, Schneck CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. Foot Ankle. 1988;8(5):234-242.
- [11] Wright DG, Rennels DC. A study of the elastic properties of plantar fascia. J Bone Joint Surg Am. 1964;46:482-492.
- [12] Athanasiou KA, Liu GT, Lavery LA, et al. Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint. Clin Orthop Relat Res. 1998;(348): 269-281.
- [13] Lemmon D, Shiang TY, Hashmi A, et al. The effect of insoles in therapeutic footwear--a finite element approach. J Biomech. 1997;30(6):615-620.
- [14] Du JW. Fuzhou: Fujian Collage of TCM, 2008.
杜景文.跟骨的三维有限元分析及临床意义[D].福州:福建中医药大学,2008.
- [15] Chen XM, Ma HS, Liu YZ, et al. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(39): 7331-7335.
陈晓明,马华松,刘玉增,等.克氏针撬拨结合钢板置入内固定与局部植骨治疗跟骨关节内骨折[J].中国组织工程研究与临床康复, 2011,15(39):7331-7335.
- [16] Little JP, Taddei F, Viceconti M, et al. Changes in femur stress after hip resurfacing arthroplasty: response to physiological loads. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2007;22(4):440-448.
- [17] Li SQ, Li DS, Qi X, et al. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2009;13(9):1785-1788.
李叔强,李冬松,齐欣,等.不同骨质密度下生物型及骨水泥型股骨假体置入后的三维有限元分析[J].中国组织工程研究与临床康复, 2009,13(9):1785-1788.
- [18] Bevil G, Keaveny TM. Trabecular bone strength predictions using finite element analysis of micro-scale images at limited spatial resolution. Bone. 2009;44(4):579-584.
- [19] Abdul-Kadir MR, Hansen U, Klabunde R, et al. Finite element modelling of primary hip stem stability: the effect of interference fit. J Biomech. 2008;41(3):587-594.
- [20] Janssen D, van Aken J, Scheerlinck T, et al. Finite element analysis of the effect of cementing concepts on implant stability and cement fatigue failure. Acta Orthop. 2009;80(3): 319-324.
- [21] Beillas P, Lee SW, Tashman S, et al. Sensitivity of the tibio-femoral response to finite element modeling parameters. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2007;10(3): 209-221.
- [22] Mesfar W, Shirazi-Adl A. Computational biomechanics of knee joint in open kinetic chain extension exercises. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2008;11(1):55-61.
- [23] Chantarapanich N, Nanakorn P, Chernchujit B, et al. A finite element study of stress distributions in normal and osteoarthritic knee joints. J Med Assoc Thai. 2009;92 Suppl 6:S97-103.
- [24] Zelle J, Van der Zanden AC, De Waal Malefijt M, et al. Biomechanical analysis of posterior cruciate ligament retaining high-flexion total knee arthroplasty. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2009;24(10):842-829.
- [25] Guess TM, Thiagarajan G, Kia M, et al. A subject specific multibody model of the knee with menisci. Med Eng Phys. 2010;32(5):505-515.
- [26] Gíslason MK, Stansfield B, Nash DH. Finite element model creation and stability considerations of complex biological articulation: The human wrist joint. Med Eng Phys. 2010; 32(5):523-531.
- [27] Frehill B, Crocombe A, Cirovic S, et al. Initial stability of type-2 tibial defect treatments. Proc Inst Mech Eng H. 2010;224(1): 77-85.
- [28] Chong DY, Hansen UN, Amis AA. Analysis of bone-prosthesis interface micromotion for cementless tibial prosthesis fixation and the influence of loading conditions. J Biomech. 2010; 43(6): 1074-1080.
- [29] Hopkins AR, New AM, Rodriguez-y-Baena F, et al. Finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty. Med Eng Phys. 2010;32(1):14-21.
- [30] Gefen A. Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. Med Eng Phys. 2002;24(5):337-347.
- [31] Liu LF, Cai JF. Zhongguo Jiaoxing Waikexue Zazhi. 2003; 11(11): 786-789.
刘立峰,蔡锦方.跟骨骨折的生物力学研究[J].中国矫形外科杂志, 2003,11(11):786-789.
- [32] Huang HJ, Wan J, Ma JX, et al. Zhonghua Guke Zazhi. 2010; 30(3): 282-286.
黄海晶,王捷,马建雄,等.跟骨三维有限元模型的建立与静态分析 [J].中华骨科杂志,2010, 30(3): 282-286.
- [33] Liao T, Zhang JX. Zhongguo Zhongyi Gushangke Zazhi. 2008; 16(2): 64-66.
廖钰,张建新.跟骨骨折的生物力学实验研究进展[J].中国中医骨伤科杂志,2008, 16(2): 64-66.
- [34] Liao T, Zhang JX. Zhongguo Zhongyi Gushangke Zazhi. 2009; 17(7): 7-8.
廖钰,张建新.跟骨的三维光弹实验与跟骨骨折发生机制[J].中国中医骨伤科杂志,2009, 17(7): 7-8.
- [35] Niu WX, Ding ZQ. Yiyong Shengwu Lixue. 2007; 22(4): 345-350.
牛文鑫,丁祖泉.三种三维有限元建模方法在跟骨模型建立中的应用和比较[J].医用生物力学,2007,22(4): 345-350.
- [36] Du MK, Wang QG, Zhang QL, et al. Yiyong Shengwu Lixue. 2007; 22(1): 94-98.
杜明奎,王秋根,张秋林,等.锁定加压钢板固定骺骨不稳定骨折的三维有限元分析[J].医用生物力学,2007, 22(1): 94-98.