

三种固定方式修复胫骨平台后外侧骨折的生物力学比较

张岩¹, 梁旭¹, 范鑫斌¹, 邵进¹, 刘粤¹, 叶维光¹, 吴亮¹, 杨铁毅¹, 龚璐璐² (1上海市浦东新区公利医院骨科, 上海市 200135; 2同济大学生命科学与技术学院, 上海市 200092)

文章亮点:

- 1 文章通过有限元法和实验生物力学方法观察胫骨平台后外侧骨折模型的不同固定效果, 对比3种轴向载荷下不同固定方式的稳定性, 为临床胫骨平台后外侧骨折的治疗提供依据。
- 2 实验结果显示, 在生物力学稳定性方面, 前后拉力螺钉组最具优势, 外侧钢板螺钉组较差。临床可以考虑将前后拉力螺钉固定作为修复胫骨平台后外侧骨折的首选方案。
- 3 实验的不足之处在于尸体骨样本量有限, 尚无法进行大样本的统计, 数据统计结果存在一定的局限。

关键词:

植入物; 骨植入物; 胫骨平台; 内固定; 骨折; 有限元; 生物力学

主题词:

假体和植入物; 内固定器; 胫骨骨折; 有限元分析; 生物力学

基金资助:

上海市浦东新区卫生系统重点学科建设资助资金项目(PWZx2014-09); 上海市浦东新区卫生系统学科带头人资助项目(PWRd2012-16)

摘要

背景: 胫骨平台后外侧骨折修复方案包括后侧钢板螺钉、外侧钢板螺钉和前后拉力螺钉内固定; 选择何种内固定方法主要是靠医师的临床经验, 研究结果也大多是临床报道, 缺乏力学实验的依据。

目的: 从生物力学角度比较外侧钢板螺钉组、后侧钢板螺钉组、前后拉力螺钉组3种固定方式修复胫骨平台后外侧骨折的生物力学变化。

方法: 采用6具成年男性防腐尸体胫骨标本共12个进行干骺端骨密度测定。电动摆锯建立胫骨平台后外侧1/2骨折模型, 模型随机分3组进行前后拉力螺钉固定、外侧钢板螺钉固定、后侧钢板螺钉固定。利用有限元法和生物力学方法在250, 500, 1 000 N的轴向载荷下测试骨折块的轴向位移值及最大位移值分布区。

结果与结论: 3组标本干骺端平均骨密度差异无显著性意义($P > 0.05$)。在轴向载荷为250 N时, 有限元实验中骨折块的位移值, 前后拉力螺钉组最小, 为0.013 521 mm; 后侧钢板螺钉组居中, 为0.016 991 mm; 外侧钢板螺钉组最大, 为0.138 200 mm, 在500, 1 000 N时情况类似。实验生物力学结果显示, 前后拉力螺钉组的位移值明显小于外侧钢板螺钉组和后侧拉力螺钉组($P < 0.05$); 后侧钢板螺钉组与外侧钢板螺钉组比较差异无显著性意义($P > 0.05$), 两种测试方法最大位移值分布区域都在近侧胫腓关节交界区。提示在生物力学稳定性方面, 前后拉力螺钉组最具优势, 外侧钢板螺钉组较差。临床可以考虑将前后拉力螺钉固定作为修复胫骨平台后外侧骨折的首选方案。

张岩, 梁旭, 范鑫斌, 邵进, 刘粤, 叶维光, 吴亮, 杨铁毅, 龚璐璐. 三种固定方式修复胫骨平台后外侧骨折的生物力学比较[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(31):5011-5016.

Biomechanical comparison of three fixation methods in the repair of posterolateral tibial plateau fracture

Zhang Yan¹, Liang Xu¹, Fan Xin-bin¹, Shao Jin¹, Liu Yue¹, Ye Wei-guang¹, Wu Liang¹, Yang Tie-yi¹, Gong Lu-lu² (1Department of Orthopedics, Gongli Hospital of Pudong New Area, Shanghai 200135, China; 2School of Life Science and Technology, Tongji University, Shanghai 200092, China)

Abstract

BACKGROUND: Repair programs of posterolateral tibial plateau fracture included posterior plate screws, lateral plate screw and anterior and posterior lag screw fixation. To choose which fixation methods depends on clinical experiences of physicians. Study results are mainly clinical reports, and lack of mechanical evidence.

OBJECTIVE: To compare biomechanical changes in three fixed manners (lateral plate screw group, posterior plate screw group and anterior and posterior lag screw group) in the repair of posterolateral fracture of tibial plateau from the angle of biomechanics.

METHODS: A total of tibial specimens of six adult male antisepsis corpses (12 samples) were used for measuring bone mineral density of metaphysis. 1/2 posterolateral tibial plateau fracture model was established by electric pendulum saw. The model was randomly divided into three groups: lateral plate screw group, posterior plate screw group and anterior and posterior lag screw group. Finite element method and biomechanics were used to test axial displacement value and the maximal displacement distribution area under the axial loads of 250, 500, and 1 000 N.

张岩, 男, 1971年生, 山东省泰安市人, 汉族, 1995年新疆医科大学毕业, 博士, 副主任医师, 主要从事骨与关节损伤的研究。

通讯作者: 杨铁毅, 主任医师, 上海市浦东新区公利医院骨科, 上海市 200135

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2014.31.016
[http://www.crter.org]

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2014)31-05011-06

稿件接受: 2014-06-26

Zhang Yan, M.D., Associate chief physician, Department of Orthopedics, Gongli Hospital of Pudong New Area, Shanghai 200135, China

Corresponding author: Yang Tie-yi, Chief physician, Department of Orthopedics, Gongli Hospital of Pudong New Area, Shanghai 200135, China

Accepted: 2014-06-26

RESULTS AND CONCLUSION: There was no significant difference in average bone density in three groups of metaphysis ($P > 0.05$). The minimum axial displacement of the fracture fragments was in the anterior and posterior lag screw group (0.013 521 mm), followed by posterior plate screw group (0.016 991 mm), and the maximum was visible in the lateral plate screw group (0.138 200 mm) under 250 N load. Displacement value was similar to the 250 N under 500 and 1 000 N. According to the results of biomechanics, displacement values of anterior and posterior lag screw was obviously less than the lateral plate screw group and posterior plate screw group ($P < 0.05$). There was no significant difference between the lateral plate screw group and posterior plate screw group ($P > 0.05$). The maximal displacement distribution area was proximal tibiofibular joint border zone in two methods. These data indicated that the biomechanical stability was most advantageous in the anterior and posterior lag screw group, and poorest in the lateral plate screw group. In the clinic, anterior and posterior lag screw fixation can be used as a first choice for repair of posterolateral tibial plateau fracture.

Subject headings: prostheses and implants; internal fixators; tibial fractures; finite element analysis; biomechanics

Funding: the Key Discipline Construction Project of Shanghai Pudong New Area Health System, No. PWZx2014-09; the Academic Leaders Project of Shanghai Pudong New Area Health System, No. PWRd2012-16

Zhang Y, Liang X, Fan XB, Shao J, Liu Y, Ye WG, Wu L, Yang TY, Gong LL. Biomechanical comparison of three fixation methods in the repair of posterolateral tibial plateau fracture. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2014;18(31):5011-5016.

0 引言 Introduction

由于高能量损伤的增多, 临床上遇到了更为复杂的胫骨平台骨折病例^[1-3], 近来的研究表明平台骨折已经跨越了内外侧简单的双侧结构, 在水平面 360° 上都出现了骨折, 针对此类骨折处理上出现了较大的分歧, 治疗的过程中出现的并发症也逐渐增多^[4-8]。基于CT下的胫骨平台骨折分型进一步完善了对胫骨平台骨折的认识, 也使胫骨平台后侧骨折的复位支撑及其稳定性受到越来越多的重视^[9-10]。

由于胫骨的外侧平台较内侧高, 且骨密度较内侧低, 所以在胫骨平台后侧骨折中以后外侧最多见, 临床上对于胫骨平台骨折的治疗探讨与研究也是后外侧比较多见, 但由于平台后外侧创伤机制及损伤瞬间的暴力大小不同, 会引起平台后外侧复杂的骨折, 有单纯劈裂的骨折、劈裂塌陷骨折等, 对于复杂骨折的处理尚没有统一的入路及复位步骤。

胫骨平台后外侧骨折的复位及固定对纠正下肢力线起着不容忽视的作用, 下肢的正常力线是保证膝关节稳定的重要因素。但目前对于胫骨平台后外侧骨折的治疗研究大多停留在临床治疗, 对其骨折治疗的生物力学研究鲜有报道。

文章通过有限元法和实验生物力学方法建立胫骨平台后外侧骨折的不同固定方式模型, 对模型实施不同的轴向载荷, 旨在研究3种轴向载荷下不同固定方式的稳定性, 为临床胫骨平台后外侧骨折的治疗提供科学依据^[11-13]。

1 对象和方法 Subjects and methods

设计: 基础性生物力学实验。

时间及地点: 于2013年3月至12月在上海市浦东新区公利医院骨科、同济大学生物医学工程研究所完成。

材料:

实验标本: 6具经甲醛处理的成年男性防腐尸体胫骨标本共12个, 由上海交通大学医学院解剖学教研室提供, 年龄53-76岁, 平均65.2岁。经X射线片检查及骨密度测试排

除基本的骨骼系统疾病及严重的骨质疏松标本。

不同固定方式修复胫骨平台后外侧骨折生物力学实验的主要仪器:

仪器	来源
64排螺旋CT机	德国西门子
医学图像处理软件ITK-SNAP	同济大学生命科学院
双能X射线骨密度仪	美国GE公司
CSS-44000电子万能试验机	由长春试验机研究所和德国DOULI电子公司合作产品
WAT-902H 黑白高清晰度摄像机	北京嘉恒中自图像技术有限公司

实验用材料: 钢板螺钉及使用的全套器械, 由Synthes公司提供, 包括前侧6.5 mm拉力螺钉、胫骨平台外侧L型4.5 mm解剖锁定钢板、后侧T型3.5 mm锁定钢板, 所有钢板螺钉均为钛合金材料, 生物相容性良好。

方法: 为实验前后统一及便于操作, 将尸体骨标本胫骨近端去除周围肌肉、韧带、血管神经等软组织, 同时去除腓骨, 在胫骨后外侧部位处注意标记与腓骨小头的关节面, 实验中采用的固定位置均尽可能远离此部位关节面, 模拟临床中可能因腓骨小头而阻挡固定位置的情况。

标本分组: 将12个胫骨标本按随机数字表法随机分为前后拉力螺钉组、后侧钢板螺钉组、外侧钢板拉力螺钉组, 每组4个标本。测定3组标本干骺端的骨密度, 对比3组差异有无显著性意义。

有限元实验: 在12个标本中随机抽取1个标本进行CT扫描得到DICOM数据, 将DICOM数据导入图像处理软件ITK-SNAP(version 2.2.0)^[14], 导出文件后建立3种固定方式的表面网格模型, 将表面网格模型文件导入HyperMesh 10.0中, 分别赋予材料参数^[15-16], 1/2截骨线定义为a, 在胫骨平台后外侧区域经平台中心与平台后侧缘相交的线定义为b, a为经过平台中心b的垂线, 胫骨、钢板及螺钉均假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料, 将胫骨远端

底面进行三向平移和三向旋转约束作为模型的基本边界条件^[17], 建立不同固定方式的有限元模型, 见图1。冠状面与矢状面相交线定为Z轴, 测试在250, 500, 1 000 N的轴向载荷作用下骨折块在Z轴的最大位移值及分布区域^[18]。

骨质及固定材料相关属性是根据国内外文献^[19]得到的, 具体为胫骨的弹性模量为 1.40×10^4 MPa, 泊松比为0.40, 螺钉及钢板的弹性模量为 2.00×10^5 MPa, 泊松比为0.30。

生物力学实验: 将有限元法测试后的标本放回原组, 分别使用前侧6.5 mm拉力螺钉、胫骨平台外侧L型4.5 mm解剖锁定钢板、后侧T型3.5 mm锁定钢板固定3组胫骨平台后外侧骨折模型。为了便于应力的均匀加载, 在每个模型平台上方使用牙托粉制作一个加载平台, 使用牙托粉结合应力加载仪器的球头压出一个相互吻合的半圆形凹槽(直径2.0 cm)。制作时需保持胫骨标本标准直立位, 防止侧向偏移影响力的传导, 见图2A。在实验标本的骨折块中选取5个小五字体的黑色圆点作为人工位移标识点, 5个位移标识点的位置分别位于后外侧平台骨折块的上方、内侧、骨折块中间、下方及外侧。使用WAT-902H黑白高清晰度摄像机采集预先标识好的5个散斑点, 连接控制电脑, 通过电脑指令对模型进行力的加载及测试, 分别记录加载至250, 500, 1 000 N时的标本上位移记录标识点的位移变化, 本次研究轴向加载的速率为2 mm/min, 操作在室温下进行, 见图2B。

主要观察指标: 有限元及生物力学实验不同固定方式骨折块的最大轴向位移值及分布区域。

统计学分析: 应用SPSS 16.0对数据进行统计学处理, 使用单因素方差分析法(one-way ANOVA)进行数据统计分析, 先用levene法进行方差齐性检验, 方差齐性后采用S-N-K法(*q*检验)进行均数间的两两比较。 $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果 Results

2.1 骨密度测定 3组标本干骺端的骨密度测试值见表1, 前后拉力螺钉组的骨密度为 (0.374 ± 0.019) g/cm³, 外侧钢板螺钉组的骨密度为 (0.370 ± 0.016) g/cm³, 后侧钢板螺钉组的骨密度为 (0.371 ± 0.017) g/cm³, 经过分析比较3组差异无显著性意义($P > 0.05$)。

2.2 有限元法骨折块的轴向最大位移 3种模型在轴向载荷分别为250, 500, 1 000 N时, 骨折块的轴向最大位移值依次变大。在250 N的轴向载荷下前后拉力螺钉组骨折块的轴向位移值最小, 其次为后侧钢板螺钉组, 外侧钢板螺钉组最大, 位移值为0.138 200 mm。在500, 1 000 N轴向载荷下, 骨折块的轴向最大位移值情况同250 N情况类似。根据模拟出的骨折三维立体图像显示, 在250 N时3组固定方式轴向最大位移值的分布区域都在骨折块的后外侧处, 其余两种载荷下骨折块最大位移值的位置与250 N相似, 见表2, 图3。

2.3 实验生物力学结果 3组不同固定方式在250 N时, 5个点在前后拉力螺钉组、后侧钢板螺钉组、外侧钢板螺钉组间所测量的位移值见表3。5个点分别经S-N-K法对3组进行两两间*q*检验, 前后拉力螺钉组与后侧拉力螺钉组比较, 差异有显著性意义($P < 0.05$); 前后拉力螺钉组与外侧钢板螺钉组比较, 差异有显著性意义($P < 0.05$); 后侧钢板螺钉组与外侧钢板螺钉组比较, 两组间差异无显著性意义($P > 0.05$)。每组在500, 1 000 N时5个点在3组固定模型上的位移值趋势同250 N相似, 随着轴向载荷力的增加, 位移值相应增加, 3组间两两比较的统计学结果同250 N一致, 在3种固定方式的5个点中, 点5的位移值最大, 分布区域在骨折模型的后外侧。

3 讨论 Discussion

3.1 实验结果的分析 通过实验生物力学研究结果与有限元法的位移值大小的趋势变化及在骨折块上分布区域的对比发现, 有限元法能够模拟不同载荷下胫骨平台后外侧骨折3种固定方式的有限元模型, 并为实验生物力学研究提供理论参考, 因而广泛应用于骨科、口腔科等医学领域^[20-21]。但在实验生物力学的研究中所对应相同载荷, 相同固定方式的位移值都较有限元法偏大, 这可能和尸体骨的骨质疏松有关系, 因为有限元法对模型设计时设置的骨密度参数为正常人^[22-25]。

骨折块轴向位移值的大小可以反映不同固定方式的稳定性, 位移值越大, 稳定性越差^[26-27]。胫骨平台后外侧骨折的不同固定模型在3种不同的轴向载荷下, 后侧钢板螺钉组与外侧钢板螺钉组比较差异无显著性意义, 前后拉力螺钉组分别同另外两组比较差异均有显著性意义, 其位移值最小, 表明在本部分的研究中, 对于胫骨平台后外侧1/2骨折, 前后拉力螺钉组的生物力学稳定性最好。3种固定方式在不同载荷下5个散斑点中第5点的位移值相对偏大, 这和第一部分有限元法的结果相一致, 这提示临床医生对于第5点的位置的固定应引起足够的重视。而此点是胫腓骨近侧关节的交界区。

虽然有限元分析有相当高的准确度, 忽略了力学实验的多样性、不均一性、以及生物组织的非线性等特征, 但这些都给分析的结果产生了不确定性^[28-29]。

3.2 实验结果的临床意义 骨折手术的目的最终取决于临床的效果, 即骨折的愈合情况^[30-33]。骨的二次修复取决于诸多因素, 而其中的两个重要因素是个体的负重和固定的稳定性^[34]。通过本次实验生物力学的研究, 对于胫骨平台后外侧骨折类似于本实验制作的1/2骨折块模型, 前后拉力螺钉具有明显的优势, 此种方法虽然也对膝关节周围的软组织损伤小, 且固定物的去除相对简单, 最大限度的避免了膝关节后侧软组织的二次损伤。对于后侧钢板拉力螺钉组与外侧钢板拉力螺钉组在骨折块模型上5个点的位移值都没有显著性差异, 提示临床医生对于临床上粉碎较严

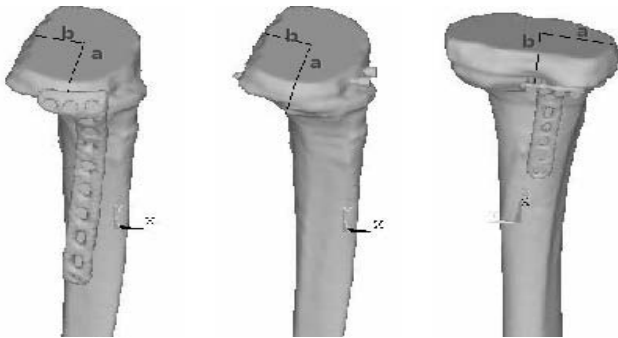


图 1 不同固定方式的有限元模型

Figure 1 Finite element models of different internal fixations

图注: 1/2 截骨线定义为 a, 在胫骨平台后外侧区域经平台中心与平台后侧缘相交的线定义为 b, a 为经过平台中心 b 的垂线。

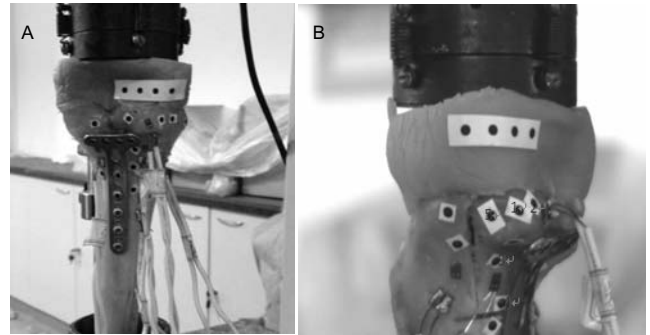


图 2 生物力学实验图片

Figure 2 Pictures of biomechanical tests

图注: 图中 A 为加载平台模型; B 为位移标识点的分布。

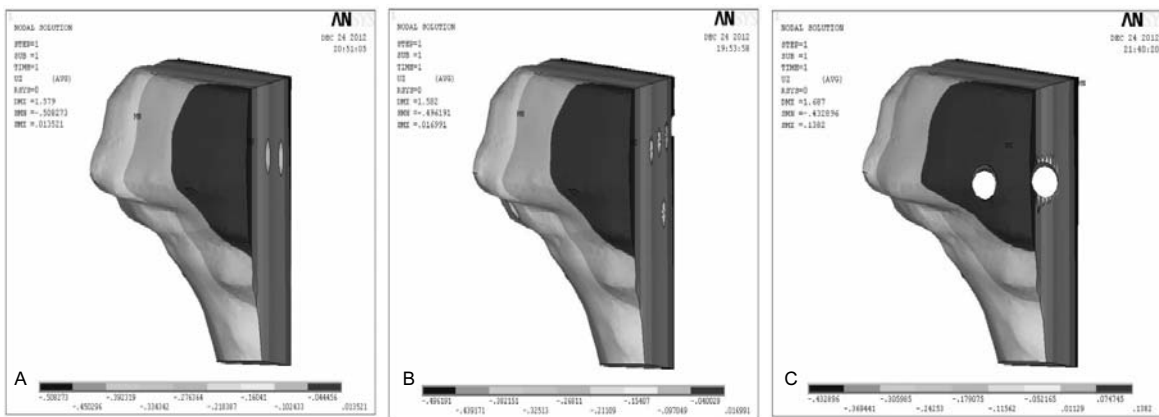


图 3 轴向载荷为 250 N 时各组骨折块的位移云图

Figure 3 Displacement clouds of fracture fragments under 250 N load in each group

图注: 图中 A 为前后拉力螺钉组; B 为后侧钢板螺钉组, C 为外侧钢板螺钉组。黑色显像区是模拟骨折块在轴向载荷下的最大位移分布区。

表 1 各组标本干骺端的骨密度测试值比较

Table 1 Comparison of bone mineral density test values of metaphysis among three groups (g/cm³)

组别	标本			
	1	2	3	4
前后拉力螺钉组	0.355	0.367	0.399	0.375
外侧钢板螺钉组	0.358	0.370	0.392	0.358
后侧钢板螺钉组	0.360	0.395	0.356	0.372

表注: 3 组骨密度比较差异无显著性意义($P > 0.05$)。

表 3 轴向载荷为 250 N 时 3 组固定方式 5 个散斑点的位移值

Table 3 Displacement values of five scattered spots under 250 N load in each group using three fixation methods ($\bar{x} \pm s$, mm)

散斑点	后侧钢板螺钉组	外侧钢板螺钉组	前后拉力螺钉组	F	P
点 1	0.231±0.068	0.239±0.079	0.087±0.046 ^{ab}	6.739	0.016
点 2	0.264±0.057	0.273±0.064	0.090±0.033 ^{ab}	15.249	0.001
点 3	0.281±0.059	0.287±0.062	0.111±0.027 ^{ab}	14.751	0.001
点 4	0.265±0.049	0.275±0.052	0.094±0.011 ^{ab}	24.091	0.000
点 5	0.288±0.059	0.296±0.064	0.090±0.007 ^{ab}	21.780	0.000

表注: 与后侧钢板螺钉组比较, ^a $P < 0.05$; 与外侧钢板螺钉组比较, ^b $P < 0.05$ 。

提示 3 组不同固定方式在 250 N 时, 5 个点的位移值比较, 前后拉力螺钉组均显著小于后侧拉力螺钉组及外侧钢板螺钉组($P < 0.05$)。

表 2 轴向不同载荷下各组骨折块的轴向最大位移值比较

Table 2 Comparison of maximum displacement results of fracture fragments under different axial loads in each group (mm)

载荷	外侧钢板螺钉组	前后拉力螺钉组	后侧钢板螺钉组
250 N	0.138 200	0.013 521	0.016 991
500 N	0.276 401	0.027 042	0.033 982
1 000 N	0.552 802	0.054 085	0.067 964

表注: 3 种模型在轴向载荷分别为 250, 500, 1 000 N 时, 骨折块的轴向最大位移值依次变大。在 250 N 的轴向载荷下前后拉力螺钉组骨折块的轴向位移值最小, 外侧钢板螺钉组最大。在 500, 1 000 N 轴向载荷下, 骨折块的轴向最大位移值情况同 250 N 类似。

重的平台后外侧骨折, 在前后拉力螺钉不能进行很好的固定时, 可以对粉碎的骨折块进行植骨整理复位, 先将粉碎的骨折拼凑成类似于完整 1/2 骨折块, 通过外侧的排钉钢板进行固定, 其固定的牢靠程度能起到后侧支撑钢板的作用, 但避免了后侧钢板置入时对软组织造成损伤的并发症, 同样在取出内固定装置时也相对简单, 但通过此种入路进行后外侧复杂骨折的复位时往往达不到复位的要求, 不能够恢复下肢良好的力线, 这时可以通过前外侧骨皮质开窗协助对后外侧骨折块的复位。对于具有丰富临床经验, 熟悉

后入路膝关节周围神经血管解剖结构的临床医师可以采用后侧支撑钢板对复杂的骨折块进行固定, 经后侧入路对神经血管清晰的解剖后可以完整的暴露后外侧的骨折, 直接对骨折块进行解剖复位, 恢复关节面的平整, 纠正下肢力线。对于内固定置入后不要求取出的老年患者来讲, 后侧钢板螺钉固定方式无疑是一个很好的选择。

在研究中发现骨折块中5个点中, 腓骨颈上方第5点的位移值最大, 可能与实验中剔除了腓骨有关系。有文献指出, 随访胫骨平台骨折合并有腓骨骨折术后的膝关节外翻患者, 发现腓骨颈延迟愈合或不愈合, 这说明腓骨颈的不愈合与膝外翻密切相关, 提示在这种特殊的结构中, 腓骨对胫骨平台后外侧的支撑起到了至关重要的作用, 甚至可以作为手术中胫骨平台后外侧骨折复位的标准^[35-36]。另外, 对于采取后路手术的患者, 腓总神经显露良好的情况下, 可以考虑对腓骨骨颈进行复位固定, 进一步支撑后外侧粉碎的平台骨折块。

3.3 研究的不足与展望 本文通过尸体骨的简化处理, 只选取了单纯的胫骨却忽略了腓骨的作用, 去除了膝关节周围的韧带等软组织, 没有考虑软组织对平台稳定性的影响, 虽然通过牙托粉制备成的胫骨平台与力学加载装置之间的衬垫能使不同轴向载荷的力传导平均的分配在胫骨平台上, 但尚不能完全真正的模拟股骨髁对胫骨平台的力学状态^[37-39]。本文仅模拟了后外侧1/2骨折的简单骨折模型, 对骨折块做了简化处理, 尚不能代表临床上遇到的复杂的胫骨平台后外侧骨折, 对胫骨平台只加载了垂直的载荷, 尚没有对膝关节屈曲状态下股骨髁对胫骨平台的力学状态进行分析。本实验选用尸体骨模型, 由于其来源的限制, 使得研究的标本数量有限, 在分析测量的数据时容易产生偏倚。在下一步的研究中, 将保留膝关节周围的软组织及股骨和腓骨, 制作不同的固定模型, 在不同的膝关节屈曲角度进行股骨远端力的加载, 分析不同工况下各种固定模型的生物力学稳定性, 使实验模拟的各种工况更接近膝关节周围力学分布的实际情况, 使实验结果更合理科学。

致谢: 感谢杨铁毅主任对实验的全程关心和支持, 感谢梁旭、范鑫斌等在实验过程中所付出的努力, 感谢龚璐璐对实验的指导和帮助。

作者贡献: 张岩、范鑫斌全面负责实验全过程, 杨铁毅主任负责实验统筹协调, 龚璐璐教授负责组织安排实验设施提供软硬件, 梁旭医师负责实验具体执行、资料数据整理, 邵进、刘粤、叶维光医师负责资料整理、论文书写, 吴亮医师负责数据统计。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 实验方案得到医院伦理委员会批准。

学术术语: 复杂胫骨平台骨折-由于高能量损伤的增多, 临床上遇到了更为复杂的胫骨平台骨折病例, 近来的研究表明平台骨折已经跨越了内外侧简单的双侧结构, 在水平面 360°上都出现了

骨折, 针对此类骨折处理上出现了较大的分歧。

作者声明: 文章为原创作品, 无抄袭剽窃, 无泄密及署名和专利争议, 内容及数据真实, 文责自负。

4 参考文献 References

- [1] Piposar J, Fowler JR, Gaughan JP, et al. Race may not affect [correct] outcomes in operatively treated tibia fractures. Clin Orthop Relat Res. 2012;470(5):1513-1517.
- [2] Babis GC, Evangelopoulos DS, Kontovazenitis P, et al. High energy tibial plateau fractures treated with hybrid external fixation. J Orthop Surg Res. 2011;(14):35.
- [3] Zura RD, Browne JM, Black MD, et al. Current management of high-energy tibial plateau fractures. Curr Orthop. 2007;21(3): 229-235.
- [4] Papagelopoulos PJ, Partsinevelos AA, Themistocleous GS, et al. Complications after tibia plateau fracture surgery. Injury. 2006;37(6):475-484.
- [5] Stauffer KD, Tuttle TA, Elkins AD, et al. Complications associated with 696 tibial plateau leveling osteotomies (2001-2003). J Am Anim Hosp Assoc. 2006;42(1):44-50.
- [6] Cross WW 3rd, Levy BA, Morgan JA, et al. Periarticular raft constructs and fracture stability in split-depression tibial plateau fractures. Injury. 2013;44(6):796-801.
- [7] Heikkilä JT, Kukkonen J, Aho AJ, et al. Bioactive glass granules: a suitable bone substitute material in the operative treatment of depressed lateral tibialplateau fractures: a prospective, randomized 1 year follow-up study. J Mater Sci Mater Med. 2011;22(4):1073-1080.
- [8] Hsieh CH, Huang HT, Liu PC, et al. Anterior approach for posteromedial tibial plateau fractures. Kaohsiung J Med Sci. 2010;26(3):130-135.
- [9] Luo CF, Hu CF, Gao H, et al. Three-column classification for tibial plateau fractures. Chin J Orthop Trauma 2009;11(3): 201-205.
- [10] Luo CF, Sun H, Zhang B. Three-column fixation for complex tibial plateau fractures. J Orthop Trauma. 2010;24(11): 683-692.
- [11] Cooper HJ, Kummer FJ, Egol KA, et al. The effect of screw type on the fixation of depressed fragments in tibial plateau fractures. Bull Hosp Jt Dis. 2002;60:72-75.
- [12] Ali AM, Yang L, Hashmi M, et al. Bicondylar tibial plateau fractures managed with the Sheffield Hybrid Fixator. Biomechanical study and operative technique. Injury. 2001;32 Suppl 4:SD86-91.
- [13] Ali AM, Saleh M, Bolongaro S, et al. The strength of different fixation techniques for bicondylar tibial plateau fractures-abiomechanical study. Clin Biomech. 2003; 18: 864-870.
- [14] Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, et al. User- guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. NeuroImage. 2006;3:1116-1128.
- [15] Sonoda N, Chosa E, Totoribe K, et al. Biomechanical analysis for stress fractures of the anterior middle third of the tibia in athletes: nonlinear analysis using a three-dimensional finite element method. J Orthop Sci. 2003;4:505-513.
- [16] Lacroix D, Prendergast PJ. Three-dimensional simulation of fracture repair in the human tibia. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2002;5: 369-376.

- [17] 龚璐璐,杨铁毅,张岩,等.LISS钢板治疗胫骨远端骨折有限元建模及分析[J].生物医学工程进展,2010, 31(1):12-17.
- [18] 孙江波,廖怀章,蒋勇,等.胫骨平台后柱骨折钢板固定的三维有限元分析[J].临床医学研究,2012, 29(5):813-817.
- [19] Sonoda N, Chosa E, Totoribe K, et al. Biomechanical analysis for stress fractures of the anterior middle third of the tibia in athletes: nonlinear analysis using a three-dimensional finite element method. *J Orthop Sci.* 2003;8:505-513.
- [20] Meng L, Zhang Y, Lu Y. Three-dimensional finite element analysis of mini-external fixation and Kirschner wire internal fixation in Bennett fracture treatment. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013;99(1):21-29.
- [21] Kantardžić I, Vasiljević D, Blažić L, et al. Influence of cavity design preparation on stress values in maxillary premolar: a finite element analysis. *Croat Med J.* 2012;53(6):568-576.
- [22] Herrera A, Ibarz E, Cegoñino J, et al. Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. *World J Orthop.* 2012; 3(4): 25-41.
- [23] Liu XS, Wang J, Zhou B, et al. Fast trabecular bone strength predictions of HR-pQCT and individual trabeculae segmentation-based plate and rod finite element model discriminate postmenopausal vertebral fractures. *J Bone Miner Res.* 2013;28(7):1666-1678.
- [24] Varga P, Schefzig P, Unger E, et al. Finite element based estimation of contact areas and pressures of the human scaphoid in various functional positions of the hand. *J Biomech.* 2013;46(5):984-990.
- [25] Nishiyama KK, Macdonald HM, Hanley DA, et al. Women with previous fragility fractures can be classified based on bone microarchitecture and finite element analysis measured with HR-pQCT. *Osteoporos Int.* 2013;24(5):1733-1740.
- [26] Miranda MA. Locking plate technology and its role in osteoporotic fractures. *Injury.* 2007;38(9):Suppl 3:S35-39.
- [27] Will R, Englund R, Lubahn J, et al. Locking plates have increased torsional stiffness compared to standard plates in a segmental defect model of clavicle fracture. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2011;131(6):841-847.
- [28] Jia YW, Cheng LM, Yu GR, et al. A finite element analysis of the pelvic reconstruction using fibular transplantation fixed with four different rod-screw systems after type I resection. *Chin Med J.* 2008;121(4):321-326.
- [29] Graeff C, Marin F, Petto H, et al. High resolution quantitative computed tomography-based assessment of trabecular microstructure and strength estimates by finite-element analysis of the spine, but not DXA, reflects vertebral fracture status in men with glucocorticoid-induced osteoporosis. *Bone.* 2013;52(2):568-577.
- [30] 张国柱,蒋协远,王满宜.CT扫描对胫骨平台骨折分型及治疗的影响[J].中华创伤骨科杂志,2006,8(4):326-329.
- [31] 谢祖宏,吕亮,胡汉敏,等.胫骨平台骨折后需早期康复锻炼但不宜过早负重锻炼[J].中国临床康复, 2002, 6(2): 238-239.
- [32] Howard NE, Phaff M, Aird J, et al. Does human immunodeficiency virus status affect early wound healing in open surgically stabilised tibial fractures?: A prospective study. *Bone Joint J.* 2013;95-B(12):1703-1707.
- [33] Uchiyama S, Itsubo T, Nakamura K, et al. Effect of early administration of alendronate after surgery for distal radial fragility fracture on radiological fracture healing time. *Bone Joint J.* 2013;95-B(11):1544-1550.
- [34] Matsunaga FT, Tamaoki MJ, Matsumoto MH, et al. Treatment of the humeral shaft fractures--minimally invasive osteosynthesis with bridge plate versus conservative treatment with functional brace: study protocol for a randomised controlled trial. *Trials.* 2013;14:246.
- [35] Urita A, Iwasaki N, Kondo M, et al. Effect of low-intensity pulsed ultrasound on bone healing at osteotomy sites after forearm bone shortening. *J Hand Surg Am.* 2013;38(3): 498-503.
- [36] Epari DR, Kassi JP, Schell H., et al. Timely fracture-healing requires optimization of axial fixation stability. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(7):1575-1585.
- [37] Guo LX, Teo EC, Qiu TX. Prediction of biomechanical characteristics of intact and injured lower thoracic spine segment under different loads. *J Musculoskel Res.* 2004;8: 87-99.
- [38] 巴雪峰,孙改生,凯瑟尔,等. 胫骨平台骨折的治疗新进展[J].中国矫形外科杂志,2012,20(12):1104-1107.
- [39] 冯卫,郝廷,郝增涛,等.3种股骨近端髓内钉固定股骨转子间骨折的有限元分析[J].中国矫形外科杂志,2012,20(8):730-733.