

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2013.43.012 [http://www.crter.org]

余华, 李少星, 赵长义, 闫金成. 胫骨远端关节面缺损有限元模型的生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(43):7571-7580.

胫骨远端关节面缺损有限元模型的生物力学分析[★]

余华¹, 李少星², 赵长义³, 闫金成¹ (¹河北医科大学第三医院骨科, 河北省骨科生物力学重点实验室, 河北省石家庄市 050051; ²河北医科大学第二医院, 河北省石家庄市 050000; ³河北医科大学解剖教研室, 河北省石家庄市 050017)

文章亮点:

1 测试体位的选择: 实验测定了这3个位置的胫骨远端关节面的力学特征。

2 负载重量的选择: 本研究志愿者体质量是62 kg, 在中立位选择1倍人体质量, 即620 N; 在跖屈10°位选择2倍人体质量, 即1 240 N; 在背屈10°位选择3倍人体质量, 即1 860 N, 基本符合人在步行时的生理特征。

3 利用有限元技术分析得出踝关节在中立位和背屈10°位时, 应力峰值主要集中在胫骨远端关节面的后部; 在背屈位时, 距骨上关节面后移, 使距骨前方较宽的关节面与胫骨后较窄的关节面结合紧密。从应力云图上看受力部位也偏向胫骨远端关节面的内外侧, 胫距关节接触面相互之间没有位移发生, 而接触面以外位移明显, 且后部位移较大, 产生形变较大, 表明所受到的应力较大。接触面周围类似杠杆的作用, 接触的边缘相当于支点, 此处的应力最大。在中立位时, 胫骨下端关节面的中部与距骨上关节面中部相接触, 关节面切合程度比较好, 接触面以外的区域尤其是胫骨远端关节面后部相对位移较大, 产生的形变较大, 表明所受到的应力较大。

4 利用有限元技术通过制作胫骨远端关节面不同面积的缺损模型, 对胫距关节接触特征的影响, 预测胫骨远端关节面缺损的最大允许程度, 国内外尚少关于此类的报道。

关键词:

骨关节植入物; 数字化骨科; 胫骨远端关节面缺损; 有限元分析; 踝关节; 生物力学; Pilon 骨折

主题词:

胫骨骨折; 踝关节; 有限元分析; 生物力学; 计算机辅助

摘要

背景: 采用有限元分析法进行骨与关节的生物力学研究得到了广泛应用, 但是关于胫骨远端关节面缺损有限元分析, 国内外少见关于此类的报道。

目的: 建立踝关节的三维有限元模型, 制作胫骨远端关节面不同面积的缺损, 并模拟在不同位相下胫骨远端关节面发生形变、位移情况, 预测胫骨远端关节面缺损的最大允许程度和探讨踝关节创伤性关节炎的力学发病机制。

方法: 通过对1名正常成年男性踝关节的多排螺旋CT扫描, 获得连续断层图片, 导入Mimics医学建模软件生成实体模型后, 应用大型通用有限元分析软件ANSYS13.0进行网格划分、材料属性赋值生成有限元模型。约束边界条件, 模拟踝关节远端轴向受力, 得出在不同位相下胫骨远端关节面有限元模型上的应力分布与位移结果。

结果与结论: 建立人体踝关节有限元模型总单元数为157 990, 总节点数为193 801。3个位相, 都是随着胫骨远端缺损面积的增大, 接触面积逐渐减小, 尤其是跖屈位在缺损直径13 mm的面积时, 变化最为明显; 3个位相的接触面积, 在中立位接触面积最大; 在中立位和背屈位都是随着胫骨远端关节面缺损面积的增大, 应力峰值逐渐增大, 都是在11-13 mm以后应力峰值明显增大; 在中立位和背屈10°位, 主要集中在后内和后外象限; 在跖屈10°位, 变化比较复杂, 在11-13 mm, 随着缺损面积的增大应力峰值变化明显增大, 到13 mm应力峰值达到最大值。所以, 胫骨远端关节面的最大缺损直径可认为是11-13 mm。胫骨远端关节软骨及骨床缺损直径超过11-13 mm的圆面积, 关节功能将受到影响。

Finite element model of distal tibial articular surface defect: Biomechanical analysis

Yu Hua¹, Li Shao-xing², Zhao Chang-yi³, Yan Jin-cheng¹ (¹Department of Orthopedics, the Third Hospital of Hebei Medical University, Hebei Orthopaedic Biomechanics Laboratory, Shijiazhuang 050051, Hebei Province, China; ²The Second Hospital of Hebei Medical University, Shijiazhuang 050000, Hebei Province, China; ³Department of Anatomy, Hebei Medical University, Shijiazhuang 050017, Hebei Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Finite element analysis has been widely used for the research of bone and joint biomechanics, but the reports about finite element analysis of distal tibial articular surface defect are rare at home and abroad.

OBJECTIVE: To establish ankle three-dimensional finite element model, produce distal tibial articular surface defects with different areas, and to simulate the distal tibial articular surface deformation and displacement under the different phases, thus predict the maximum allowable degree of distal tibial articular surface defect and

余华[★], 男, 1983年生, 河南省信阳市人, 汉族, 2013年河北医科大学毕业, 硕士, 主要从事创伤骨科方面的研究。
1092230714@qq.com

通讯作者: 闫金成, 博士, 主任医师, 河北医科大学第三医院创伤急救中心, 河北省石家庄市 050051
yanjincheng163@163.com

中图分类号: R318
文献标识码: B
文章编号: 2095-4344
(2013)43-07571-10

收稿日期: 2013-03-05
修回日期: 2013-05-27
(201304133/D·C)

Yu Hua[★], Master, Department of Orthopedics, the Third Hospital of Hebei Medical University, Hebei Orthopaedic Biomechanics Laboratory, Shijiazhuang 050051, Hebei Province, China
1092230714@qq.com

Corresponding author: Yan Jin-cheng, M.D., Chief physician, Department of Orthopedics, the Third Hospital of Hebei Medical University, Hebei Orthopaedic Biomechanics Laboratory, Shijiazhuang 050051, Hebei Province, China
yanjincheng163@163.com

Received: 2013-03-05
Accepted: 2013-05-27

explore the mechanics pathogenesis of ankle traumatic arthritis.

METHODS: Continuous tomographic images were obtained by multi-slice spiral CT scan of a normal adult male ankle, and then the images were imported into the Mimics medicine modeling software to generate a entity model; the large general-purpose finite element analysis software ANSYS 13.0 was used for meshing, material property assignment and generating a finite element model. Restricted boundary conditions and simulated ankle distal end axial force, and then the stress distribution and displacement results of distal tibial articular surface in different phases were obtained.

RESULTS AND CONCLUSION: The total number of units of the established finite element model of ankle joint was 157 990, and the total number of nodes was 193 801. On three phases, with the increase of the distal tibial defect area, the contact area was gradually decreased, especially in plantar flexion with the defect diameter of 13 mm, the change of the area was most obvious; The contact area of the neutral position was largest; with the increase of the distal tibial defect area in the neutral position and dorsiflexion, the peak stress was increased gradually, and significantly increased after the diameter changed into 11-13 mm; in the neutral position and 10° of dorsiflexion, the peak stress mainly concentrated in the posteromedial and posterolateral quadrant; in 10° of plantar flexion, the change was complex, and when the diameter was 11-13 mm, the peak stress was increased gradually with the increasing of defect area, when the diameter increased to 13 mm, the peak stress reached maximum. The maximum diameter of distal tibial articular surface defect was considered to be 11-13 mm. The joint function will be affected when the diameter of distal tibial articular cartilage and bone bed defects was more than 11-13 mm.

Subject headings: tibial fractures; ankle joint; finite element analysis; biomechanics; computer-assisted

Yu H, Li SX, Zhao CY, Yan JC. Finite element model of distal tibial articular surface defect: Biomechanical analysis. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2013;17(43):7571-7580.

0 引言 Introduction

踝关节是人体负重最大的屈戌关节。站立时全身质量均落到踝关节上,行走时负重约为体质量的5倍。在日常生活中行走和跳跃活动主要依靠踝关节的背屈、跖屈活动^[1]。踝关节骨折尤其是Pilon骨折,如果关节面对位不良或缺损较大,踝穴增宽或变窄,都会引起负重疼痛或/和踝关节失稳,日后必然发生创伤性关节炎、退行性变等^[2-3]。从原始的足弓印迹法到复写纸、压敏片、压力测定板和应变片再到后来的鞋内测定传感器、步态分析仪、弹性光学法、尸体标本试验装置等^[4-8],虽然研究取得了大量的数据,但还存在一定的缺陷。随着数字医学的兴起,计算机技术和生物力学的发展,有限元技术在骨科领域得到广泛应用^[9-15],人体各部位骨骼的生物力学研究成为现实。有关踝关节的有限元研究主要集中在腓骨短缩后胫距关节接触面积及压力变化;距骨关节软骨本身的应力分布和压力变化;后踝截取不同面积后胫距关节压力变化等生物力学分析^[16-19]。但对不同位相胫骨远端关节面不同面积的缺损、缺损多大面积、踝关节特别是胫骨远端关节面产生重大影响在国内外尚未见报道。

实验通过对踝关节三维有限元模型进行重复力学实验,模拟在不同位相下,对胫骨远端关节面不同面积的缺损研究,探讨胫距关节受力变化,预测胫骨远端关节面缺损的最大允许程度,为临床应用提供理论依据。

1 对象和方法 Subjects and methods

设计: 单一样本重复实验观察。

时间及地点: 于2012年1月至2013年3月在河北医

科大学第三医院和河北医科大学研究生学院完成。

对象: 依据国人解剖学数值选取1名37岁汉族健康男性志愿者^[20],身高168 cm,体质量62 kg,排除其他方面疾病,经多层螺旋CT扫描获得左踝关节的图像。

胫骨远端关节面缺损有限元模型的建立及生物力学分析实验的主要设备及应用软件:

设备	来源
PC机(内存: 32 GB)	河北医科大学第三医院
ANSYS13.0 有限元软件	ANSYS 公司美国
MIMICS14.0 Materialise	比利时
64 排螺旋 CT	GE 美国

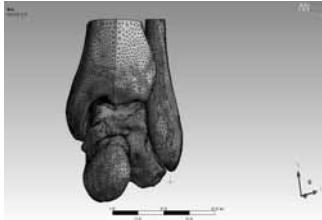
实验方法:

重建体数据: 采用GE 64排螺旋CT(美国通用电气医疗公司)对踝关节进行连续水平扫描,扫描层厚0.7 mm,共得到105层。扫描数据按顺序以DICOM 3.0文件格式直接处理及保存在CT工作站中。将CT扫描所得的图像数据以DICOM 3.0格式导入交互式医学图像控制系统Mimics (materialise's interactive medical image control system, MIMICS)软件,将二维数据重建为体数据。

踝关节的三维立体几何模型的建立: DICOM 3.0格式文件导入Mimics 14.0软件后能自动识别序列。利用阈值分割和区域增长等工具分出骨组织和软组织,提取出骨骼图像重建生成三维模型。通过Wrap、Smooth、Mesh等处理,最终生成踝关节的三维立体几何模型。

踝关节三维有限元模型的建立(Ansys 前处理): 将已生成的三维模型在Mimics中进行网格优化生成面网格,利用优化的面网格生成体网格,导入FEA模块,三维有限元模型以CDB格式输出到Ansys软件中。在Ansys软件中进行网格重新划分,共生成密质骨单元数为58 108,

松质骨单元数为98 861, 关节软骨单元数为1 021, 总单元数为157 990; 密质骨节点数为12 707, 松质骨节点数为179 895, 关节软骨节点数为1 199; 总节点数为193 801, 见图1。根据以往文献对体网格赋材质^[21-25], 对导入的模型赋以不同的材料属性, 见表1。



注: 三维有限元模型以 CDB 格式输出到 Ansys 软件中, 在 Ansys 软件中进行网格重新划分。

图 1 ANSYS13.0 中经网格划分后的踝关节数字模型

Figure 1 Meshed digital model of ankle joint in ANSYS13.0 software

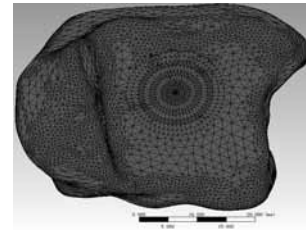
表 1 踝关节三维有限元模型所建立模型各组成部分的材料属性

Table 1 Material properties for various components of ankle joint three-dimensional finite element model

组织结构	弹性模量 (MPa)	泊松比
松质骨	840	0.2
密质骨	16 700	0.3
关节软骨	12	0.42

设定边界条件、踝关节位置、胫骨远端关节面缺损和加载计算: 设定边界条件将距骨与跟骨和足舟骨的接触面约束, 使其在各方向上的自由度为零。在胫腓骨的上表面施加载荷, 方向纵行向下, 把距骨滑车关节面中间凹所对应的胫骨远端关节面骨嵴的横向3等分, 以前中三等分点为圆心, 3 mm直径, 贯穿胫骨远端干骺端做圆柱缺损模型, 根据文献记载: 关节软骨缺损直径大于3 mm就不能得到很好的自行修复, 故以3 mm直径为起点^[26]; 关节软骨的厚度不一, 视不同的关节和不同的部位而异。多数关节软骨的厚度为2-4 mm^[27], 每次操作直径增加2 mm, 制作出不同底面积圆柱缺损模型, 直至胫骨远端关节面发生显著力学变化, 见图2。加载重量及踝关节位置, 在单肢负重初期, 关节处于跖屈10°位, 负重约为2倍体质量; 单肢负重中期, 踝关节处于中立位, 负重约为1倍体质量; 在单肢负重晚期, 踝关节处于背屈10°位, 踝关节负重可达4.8倍体质量。这一踝关节负重的变化也曾被一些文献所证实^[28-29]。本实验志愿者体质量为62 kg, 故在中立位时加载620 N, 跖屈10°位时加载1 240 N。在背屈10°位时, 由于足缺乏软组织的动力性稳定结构支撑, 足弓会随过度负载(约5倍体质量)

量)而塌陷, 所以只加载1 860 N, 即3倍体质量。



注: 利用有限元分析法建模, 和图 1 的建模方法相同, 为后续研究胫骨远端关节面不同直径缺损, 引起的应力变化做准备。

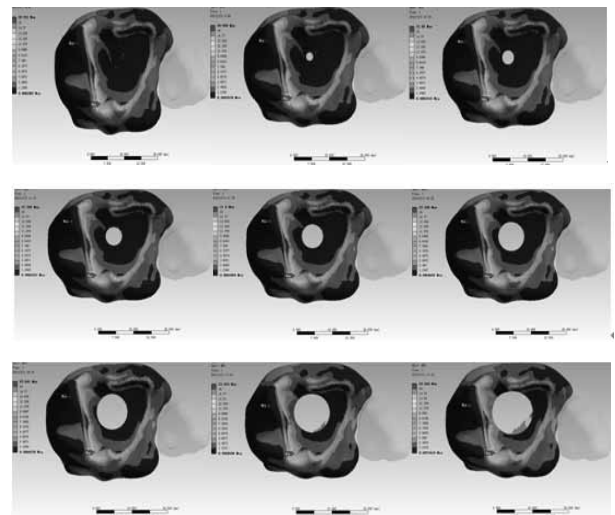
图 2 ANSYS13.0 中建立的缺损胫骨远端关节面数字模型

Figure 2 Digital model of the defect distal tibial articular surface in ANSYS 13.0 software

主要观察指标: 踝关节模型在中立位、跖屈10°位及背屈10°位3个不同位置, 分别施加620, 1 240, 1 860 N 的不同轴向载荷下的Von Mises应力云图、位移图并分析数据, 探讨其变化规律, 预测胫骨远端关节面缺损的最大允许程度。

2 结果 Results

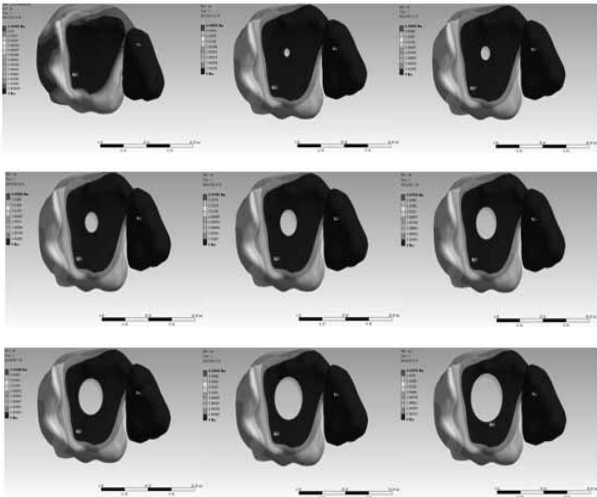
2.1 模型中立位时Von Mises应力云图、位移图 见图 3, 4。



注: 在中立位时, 胫骨下端关节面的中部与距骨上关节面中部相接触, 关节面切合程度比较好, 从应力云图上看接触面以外的区域尤其是胫骨远端关节面背部相对产生的形变较大, 表明所受到的应力较大, 且主要集中在后内象限。

图 3 中立位相载荷为 620 N 时缺损的胫骨远端关节面应力云图

Figure 3 Von Mises stress image of the defect distal tibial articular surface models in neutral position phase under the stress of 620 N

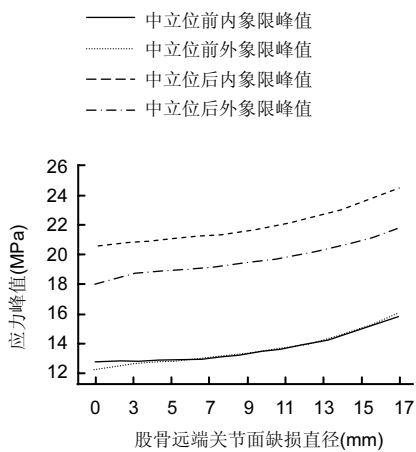


注: 在中立位时, 胫骨下端关节面的中部与距骨上关节面中部相接触, 关节面切合程度比较好, 从位移图上看接触面以外的区域尤其是胫骨远端关节面后部相对产生的位移较大, 表明所受到的应力较大, 且主要集中在后内象限。

图4 中立位相载荷为 620 N 时缺损的胫骨远端关节面的位移图

Figure 4 Displacement image of the defect distal tibial articular surface models in neutral position phase under the stress of 620 N

胫骨远端关节面划分成4个象限得出每个象限的峰值, 绘制成曲线图, 见图5, 表2。



注: 在中立位时, 随缺损面积的增大, 4 个象限的应力峰值都增大, 缺损直径为 0-13 mm 时, 曲线比较平直, 应力变化比较小, 从 13 mm 开始曲线上升, 应力变化变大; 且应力峰值主要集中在后内象限和后外象限。

图5 中立位相缺损的胫骨远端关节面 4 个象限的应力峰值曲线图

Figure 5 Peak stress curve of defect distal tibial articular surface models of four quadrants in neutral position phase

表2 中立位相载荷为 620 N 缺损的胫骨远端关节面 4 个象限的应力峰值表

Table 2 Peak stress of defect distal tibial articular surface models of four quadrants in neutral position phase under the stress of 620 N (MPa)

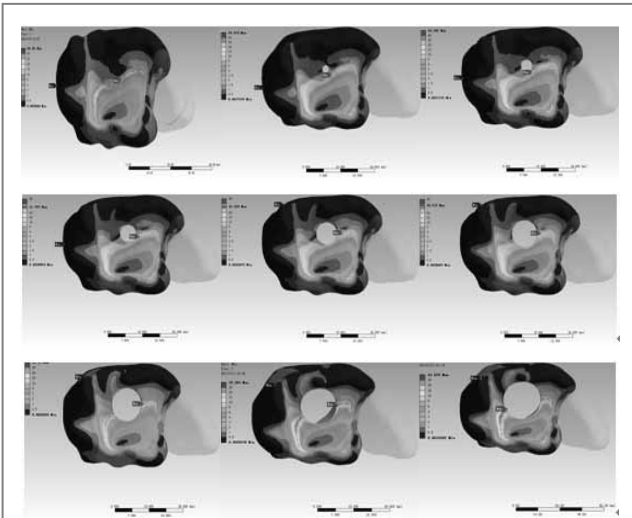
胫骨远端关节面缺损直径(mm)	中立位前内象限峰值	中立位前外象限峰值	中立位后内象限峰值	中立位后外象限峰值
0	12.746	12.287	20.551	18.050
3	12.797	12.642	20.856	18.743
5	12.897	12.776	21.020	18.907
7	13.064	12.977	21.262	19.122
9	13.315	13.271	21.600	19.422
11	13.683	13.677	22.046	19.796
13	14.202	14.254	22.641	20.297
15	14.912	15.040	23.423	20.918
17	15.804	16.060	24.504	21.756

注: 在中立位时, 随缺损面积的增大, 4 个象限的应力峰值都增大, 缺损直径为 0-13 mm 时, 应力变化比较小, 从 13 mm 开始应力变化变大; 且应力峰值主要集中在后内象限和后外象限。

图5是表2的曲线图, 图5和表2都表明: 在中立位时, 随缺损面积的增大, 4 个象限的应力峰值都增大, 缺损直径为0-13 mm时, 曲线比较平直, 应力变化比较小, 从13 mm开始曲线上升, 应力变化变大; 且应力峰值主要集中在后内象限和后外象限。

2.2 模型跖屈10°位时Von Mises应力 在跖屈10°位时, 后内象限及前内象限缺损直径为0-13 mm曲线比较平直, 应力峰值变化不大, 从缺损直径为13 mm开始, 曲线明显上升, 应力峰值增大; 后外象限直径为0-11 mm应力随着缺损面积增大而减小, 呈反相关, 从缺损直径为11 mm开始, 随着缺损面积的增大, 应力峰值逐渐增大, 到缺损直径为13 mm达到最大值; 前外象限在缺损直径为0-11 mm随着缺损面积的增大应力峰值变化不大, 在缺损直径为11-13 mm, 随着缺损面积的增大应力峰值变化明显增大, 到缺损直径为13 mm应力峰值达到最大值。应力云图、位移图, 见图6, 7。胫骨远端关节面划分成4个象限得出每个象限的峰值, 绘制成曲线图, 见图8, 表3。

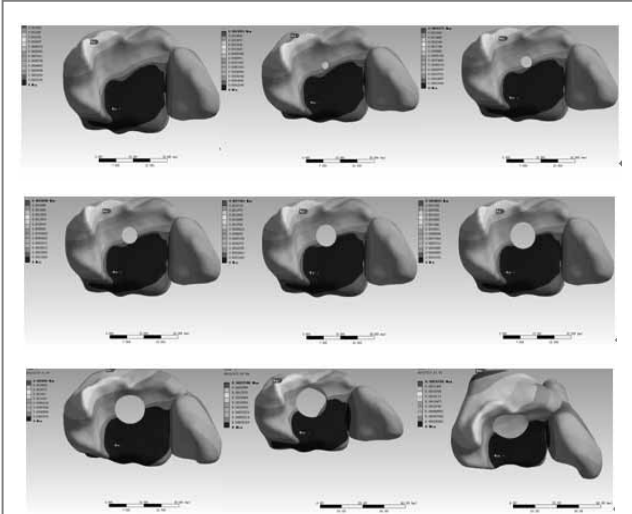
2.3 模型背屈10°位时Von Mises应力 在背屈10°位时, 缺损直径为0-15 mm, 前外、后内、后外象限, 曲线比较平直, 随着缺损面积的增大, 应力峰值变化不大, 在后内象限缺损直径达到15 mm时, 曲线突然上升, 应力峰值明显增大; 在前内象限, 缺损直径为0-9 mm曲线平直, 应力峰值没变化, 在缺损直径为9-11 mm曲线明显上升, 应力峰值明显增大, 在11 mm以后曲线又变得比较平缓, 应力变化不大; 并且应力峰值主要集中在后外象限和后内象限。应力云图、位移图, 见图9, 10。



注: 在跖屈 10°位时, 从应力云图上看胫骨下端关节面应力峰值主要集中在缺损关节面的周缘, 且所集中的象限不定和应力峰值变化较大。

图6 跖屈 10°位相载荷为 1 240 N 时缺损的胫骨远端关节面应力云图

Figure 6 Von Mises stress image of the defect distal tibial articular surface models in 10° of plantar flexion under the stress of 1 240 N

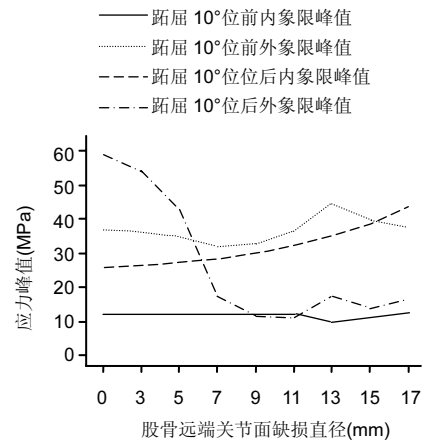


注: 在跖屈 10°位时, 从位移图上看缺损的胫骨远端关节面的前部相对产生的位移较大, 表明前部的形变较大, 位移峰值主要集中在前内象限。

图7 跖屈 10°位相载荷为 1 240 N 时缺损的胫骨远端关节面的位移图

Figure 7 Displacement image of the defect distal tibial articular surface models in 10° of plantar flexion under the stress of 1 240 N

胫骨远端关节面划分成4个象限得出每个象限的峰值, 绘制成曲线图, 见图11, 表4。



注: 在跖屈 10°位时, 后内象限及前内象限缺损直径为 0-13 mm 曲线比较平直, 应力峰值变化不大, 从缺损直径为 13 mm 开始, 曲线明显上升, 应力峰值增大; 后外象限直径为 0-11 mm 应力随着缺损面积增大而减小, 呈反相关, 从缺损直径为 11 mm 开始, 随着缺损面积的增大, 应力峰值逐渐增大, 到缺损直径为 13 mm 达到最大值; 前外象限在缺损直径为 0-11 mm 随着缺损面积的增大应力峰值变化不大, 在缺损直径为 11-13 mm, 随着缺损面积的增大应力峰值变化明显增大, 到缺损直径为 13 mm 应力峰值达到最大值。

图8 跖屈 10°位相缺损的胫骨远端关节面 4 个象限的应力峰值曲线图

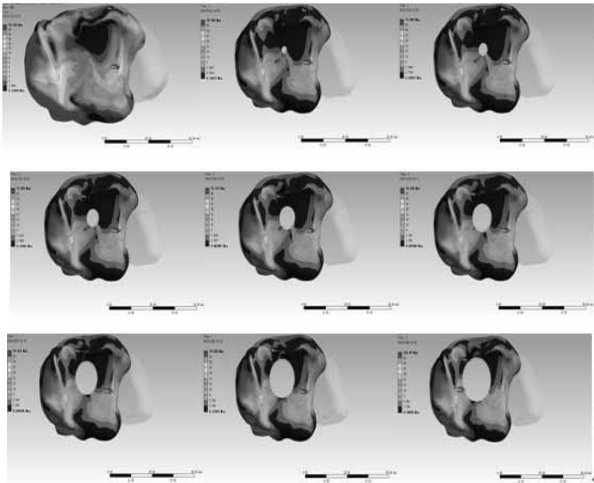
Figure 8 Peak stress curve of the defect distal tibial articular surface models of four quadrants in 10° of plantar flexion

表3 跖屈 10°位相载荷为 1 240 N 缺损的胫骨远端关节面 4 个象限的应力峰值表

Table 3 Peak stress of the defect distal tibial articular surface models of four quadrants in 10° of plantar flexion under the stress of 1 240 N (MPa)

胫骨远端关节面 缺损直径(mm)	跖屈 10°位 前内象限 峰值	跖屈 10°位 前外象限 峰值	跖屈 10°位 位后内象限 峰值	跖屈 10°位 后外象限 峰值
0	11.950	36.599	25.899	59.321
3	11.945	36.130	26.269	54.419
5	11.932	34.895	27.004	43.182
7	11.918	31.767	28.174	17.417
9	11.899	32.558	29.891	11.478
11	11.869	36.212	32.115	10.837
13	9.553	44.520	34.935	17.211
15	10.993	39.583	38.230	13.689
17	12.210	37.534	43.676	16.597

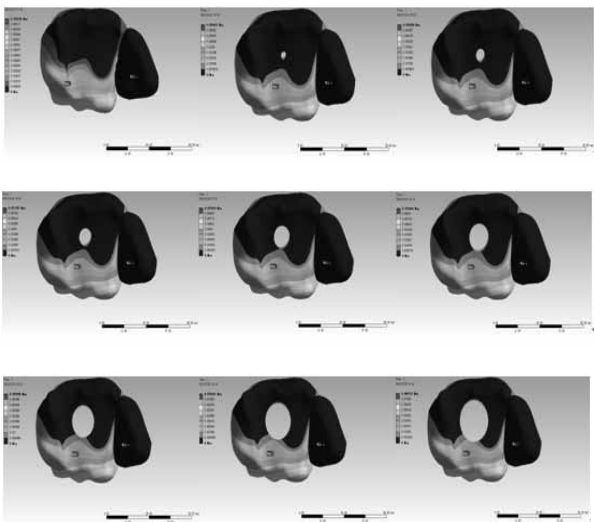
注: 在跖屈 10°位时, 后内象限及前内象限缺损直径为 0-13 mm 曲线比较平直, 应力峰值变化不大, 从缺损直径为 13 mm 开始, 应力峰值增大; 后外象限直径为 0-11 mm 应力随着缺损面积增大而减小, 从缺损直径为 11 mm 开始, 随着缺损面积的增大, 应力峰值逐渐增大, 到缺损直径为 13 mm 达到最大值; 前外象限在缺损直径为 0-11 mm 随着缺损面积的增大应力峰值变化不大, 在缺损直径为 11-13 mm, 随着缺损面积的增大应力峰值变化明显增大, 缺损直径为 13 mm 应力峰值最大。



注: 在背屈位时, 距骨上关节面后移, 使距骨前方较宽的关节面与胫骨后较窄的关节面结合紧密。从应力云图上看受力部位也偏向胫骨远端关节面的内外侧, 产生形变较大, 表明所受到的应力较大。接触面周围类似杠杆的作用, 接触的边缘相当于支点, 此处的应力最大。

图9 背屈10°位相载荷为1 860 N时缺损的胫骨远端关节面的应力云图

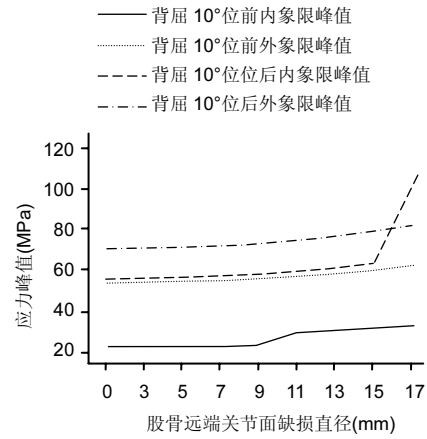
Figure 9 Von Mises stress image of the defect distal tibial articular surface models in 10° of dorsiflexion under the stress of 1 860 N



注: 在背屈10°位时, 从位移图上看缺损的胫骨远端关节面的后部位移明显, 表明产生形变较大, 而且位移峰值主要集中在后内象限和后外象限。

图10 背屈10°位相载荷为1 860 N时缺损的胫骨远端关节面的位移图

Figure 10 Displacement image of the defect distal tibial articular surface models in 10° of dorsiflexion under the stress of 1 860 N



注: 缺损直径为0-15 mm, 前外、后内、后外象限, 曲线比较平直, 随着缺损面积的增大, 应力峰值变化不大, 在后内象限缺损直径达到15 mm时, 曲线突然上升, 应力峰值明显增大; 在前内象限, 缺损直径为0-9 mm曲线平直, 应力峰值没变化, 在缺损直径为9-11 mm曲线明显上升, 应力峰值明显增大, 在11 mm以后曲线又变得比较平缓, 应力变化不大; 并且应力峰值主要集中在后外象限和后内象限。

图11 背屈10°位相缺损的胫骨远端关节面4个象限的应力峰值曲线图

Figure 11 Peak stress curve of the distal tibial articular surface models of four quadrants in 10° of dorsiflexion

表4 背屈10°位相载荷为1 860 N缺损的胫骨远端关节面4个象限的应力峰值表

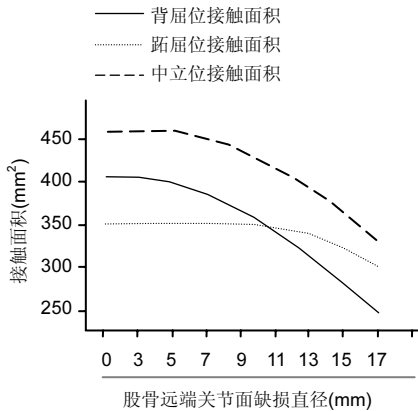
Table 4 Peak stress of the defect distal tibial articular surface models of four quadrants in 10° of dorsiflexion under the stress of 1 860 N (MPa)

胫骨远端关节面缺损直径(mm)	背屈10°位前内象限峰值	背屈10°位前外象限峰值	背屈10°位后内象限峰值	背屈10°位后外象限峰值
0	22.702	54.115	55.901	70.538
3	22.767	54.291	56.131	70.799
5	22.689	54.621	56.560	71.289
7	22.670	55.155	57.252	72.055
9	23.765	55.917	58.229	73.125
11	29.690	56.954	59.554	74.549
13	30.697	58.335	61.324	76.414
15	32.183	60.154	63.700	78.858
17	33.057	62.519	103.020	82.019

注: 缺损直径为0-15 mm, 前外、后内、后外象限随着缺损面积的增大, 应力峰值变化不大, 在后内象限缺损直径达到15 mm时, 应力峰值明显增大; 在前内象限, 缺损直径为0-9 mm应力峰值没变化, 在缺损直径为9-11 mm时, 应力峰值明显增大, 在11 mm以后应力变化不大; 并且应力峰值主要集中在后外象限和后内象限。

2.4 在胫骨远端关节面不同直径的缺损下胫距关节接触面积 3个位相的胫距关节的接触面积, 在胫骨远端

关节面缺损直径为0-5 mm时, 曲线比较平直, 接触面积变化很小; 从缺损直径为5-11 mm曲线开始逐渐下降, 接触面积逐渐变小, 从缺损直径为13 mm以后, 尤其是跖屈10°位, 曲线突然下降, 接触面积明显变小; 3个位相的接触面积中立位最大, 背屈10°位次之, 跖屈10°位最小, 见图12, 表5。



注: 3个位相的胫距关节的接触面积, 在胫骨远端关节面缺损直径为0-5 mm时, 曲线比较平直, 接触面积变化很小; 从缺损直径为5-11 mm曲线开始逐渐下降, 接触面积逐渐变小; 从缺损直径为13 mm以后, 尤其是跖屈10°位, 曲线突然下降, 接触面积明显变小; 3个位相的接触面积中立位最大, 背屈10°位次之, 跖屈10°位最小。

图12 缺损不同直径的胫骨远端关节面下胫距关节面的接触面积曲线图

Figure 12 Tibiotalar joint contact area curve under distal tibial articular surface with different diameter defects

表5 缺损不同直径的胫骨远端关节面的胫距关节面的接触面积表

Table 5 Tibiotalar joint contact area under distal tibial articular surface with different diameter defects (mm²)

胫骨远端关节面 缺损直径(mm)	背屈位 接触面积	跖屈位 接触面积	中立位 接触面积
0	405.8123	350.6585	458.7601
3	404.6170	350.6585	458.7601
5	397.6850	350.6585	458.6306
7	384.5482	350.6585	450.7354
9	366.3064	350.6585	436.0238
11	343.2009	346.9804	417.0150
13	314.8914	339.3116	394.0344
15	283.0904	322.5157	365.9370
17	248.4152	301.7672	330.5498

注: 在胫骨远端关节面缺损直径为0-5 mm时, 接触面积变化很小; 从缺损直径为5-11 mm接触面积逐渐变小, 从缺损直径为13 mm以后, 尤其是跖屈10°位, 接触面积明显变小; 3个位相的接触面积中立位最大, 背屈10°位次之, 跖屈10°位最小。

2.5 分析3个位相的图表关系 3个位相, 都是随着胫骨远端关节面缺损面积的增大, 胫距关节的接触面积逐渐减小, 尤其是跖屈10°位, 在缺损直径为13 mm时, 变化最为明显; 3个位相的接触面积, 在中立位接触面积最大; 在中立位和背屈10°位都是随着胫骨远端缺损面积的增大, 应力峰值逐渐增大, 都是在缺损直径为11-13 mm以后应力峰值明显增大; 而且二者应力峰值主要集中在后内和后外象限; 在跖屈10°位, 变化比较复杂, 在缺损直径为11-13 mm, 随着缺损面积的增大, 应力峰值明显增大, 到缺损直径为13 mm应力峰值达到最大值。所以, 胫骨远端关节面的最大缺损面积可认为是缺损直径为11-13 mm的圆面积。

3 讨论 Discussion

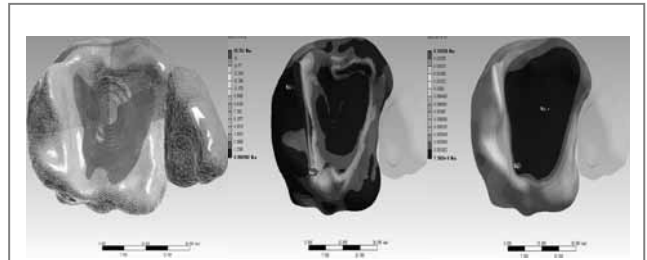
3.1 有限元技术在骨科领域的应用 有限元分析法是借助于电子计算机进行运算的数值计算方法, 是矩阵方法在结构力学和弹性力学等领域中的应用和发展。把复杂、不规则的力学分析对象离散化, 形成有限个几何单元体, 进行分解计算的一种生物力学分析方法。尤其在骨科领域, 可以对任意正常或损伤的骨骼或神经、血管、韧带等软组织利用CT、MRI扫描图像在软件中建模、划分网格并赋值, 通过模拟不同的工况计算测量其应力和位移变化特点等。

1943年Courant首创了有限元法, 1956年, Turner等将其用于对飞机结构力学问题进行分析; 20世纪60年代, 在与心血管相关的流体力学问题上, 有限元法得到了初步应用; 1972年Rybicki和Brekelmans^[30]首次将有限元法用于研究股骨内部应力的特点。随着计算机技术和有限元分析软件迅猛发展, 三维有限元分析法在骨科生物力学研究领域发挥了更大的潜力, 其应用范围不断扩大和深入, 已经涉及脊柱、关节、颅底、韧带、骨盆、假体等领域^[31-37]。三维有限元分析主要应用于分析骨的生物力学及其与结构的关系、内外固定器材选择改进的研究、分析受伤机制, 比较各种手术方式^[38-40]; 研究人体椎间盘、周围韧带、关节内软骨的生物力学特性; 各种关节置换假体的优化设计。分析方法也不断改进, 从二维线性软件发展至三维非线性软件, 从静态分析到动态分析的出现等^[41]。

3.2 本研究有限元模型建模的特点 ①这次建立的模型为三维有限元模型, 模型单元的数量划分更多, 结构层次增加, 使网格模型与实体模型保持高度的一致性, 实验采用10节点四面体单元和8节点六面体单元, 最终建立踝关节三维有限元模型含157 990单元和193 801的节点, 更接近解剖学实际。②这次建立模型的几何重建二维图像数据直接来自连续断层CT扫描数字信息, 以DICOM 3.0格式文件导入Mimics 14.0软件后能自动识

别方位。利用阈值分割和区域增长等工具分开骨骼和软组织, 提取出骨骼模板, 避免了图像生成、转化与存取中的信息丢失, 且图像更精确。③模型严格区分了松质骨、密质骨及软骨, 实验共建立密质骨单元数为58 108, 松质骨单元数为98 861, 软骨单元数为1 021。④有限元模型可在持续性研究中重复及改变任何质量与定量, 同时提供了局部以及内部的机制反应^[42], 可以使骨科生物力学的研究摆脱标本量缺乏的困难, 并且可以通过对实验条件的准确控制来解决很多在体实验无法检测的指标。⑤实验的可操控性强: 可根据需要对实验的重点部分进行研究, 精确显示某一结构或单元的应力和应变分布情况; 可以根据需要任意抑制模型、划分单元、设定层面及对模型进行切割。另外这次实验中对感兴趣区域采用手动控制划分网格予以细分, 保证疏密适中, 单元数量有度。避免了单元数目过多造成普通计算机无法计算, 费时费力, 而过少则造成影响实验数据的准确性。

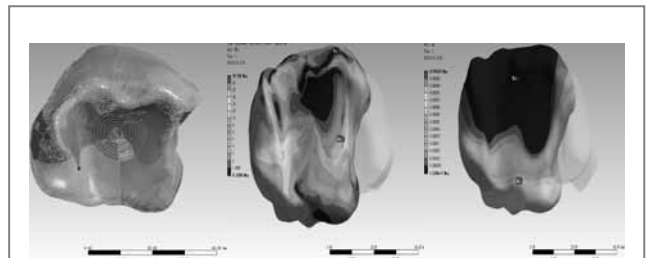
3.3 本研究的创新点 ①测试体位的选择: 以往的相关研究, 大多模仿人体站立静止位情况, 即踝关节的中立位^[43-44]。而人体行走时主要是: 中立位、跖屈10°位及背屈10°位, 作者这次实验测定了这3个位置的胫骨远端关节面的力学特征。②负载量的选择: 以往的研究因为模仿的是人体自然站立的情况, 往往选择一半或1倍成人体质量, 即350 N或700 N^[45-46]。本研究志愿者体质量是62 kg, 在中立位选择1倍人体质量, 即620 N; 在跖屈10°位选择2倍人体质量, 即1 240 N; 在背屈10°位选择3倍人体质量, 即1 860 N, 基本符合人在步行时的生理特征。③利用有限元技术分析得出踝关节在中立位和背屈10°位时, 见图13, 14。应力峰值主要集中在胫骨远端关节面的后部: 胫骨远端关节面呈四边形, 前宽后窄, 内外微向上凹, 中间有一纵向的骨嵴, 重力的传递主要靠骨嵴内外侧的关节面。距骨体中间凹陷, 两边突出成鞍形, 前宽后窄, 与胫骨远端关节面相适应。在背屈位时, 距骨上关节面后移, 使距骨前方较宽的关节面与胫骨后较窄的关节面结合紧密。从应力云图上看受力部位也偏向胫骨远端关节面的内外侧, 胫距关节接触面相互之间没有位移发生, 而接触面以外位移明显, 且后部位移较大, 产生形变较大, 表明所受到的应力较大。接触面周围类似杠杆的作用, 接触的边缘相当于支点, 此处的应力最大。在中立位时, 胫骨下端关节面的中部与距骨上关节面中部相接触, 关节面切合程度比较好, 接触面以外的区域尤其是胫骨远端关节面后部相对位移较大, 产生的形变较大, 表明所受到的应力较大。④利用有限元技术通过制作胫骨远端关节面不同面积的缺损模型, 对胫距关节接触特征的影响, 预测胫骨远端关节面缺损的最大允许程度, 国内外尚无关于此类的报道。



注: 胫骨下端关节面的中部与距骨上关节面中部相接触, 关节面切合程度比较好, 接触面以外的区域尤其是胫骨远端关节面后部相对位移较大, 产生的形变较大, 表明所受到的应力较大。

图 13 在中立位时, 胫距关节接触面、应力云图和位移图

Figure 13 The tibial articular contact surface, the Von Mises stress and the displacement image in the neutral position



注: 受力部位也偏向胫骨远端关节面的内外侧, 胫距关节接触面相互之间没有位移发生, 而接触面以外位移明显, 且后部位移较大, 产生形变较大, 表明所受到的应力较大。

图 14 在背屈 10°位时, 胫距关节接触面、应力云图和位移图

Figure 14 The tibial articular contact surface, the Von Mises stress and the displacement image in 10 degrees of dorsiflexion

3.4 本研究的临床意义 人类步行的周期主要是跖屈位-中立位-背屈位^[47], 相应的踝关节内部的应力峰值也从前外-后内-后外的变化规律, 但在每个位相随着胫骨远端关节面缺损面积的增大, 等效应力峰值随着增大, 在缺损直径为11-13 mm增大最为明显, 而在每个位相相关节面应力分布区域基本未变, 胫距关节的接触面积随之减小, 在缺损直径为11-13 mm减小最为明显; 总的来说, 随着胫骨远端关节面缺损程度的加重, 3个位相的应力峰值和接触面积在缺损直径为11-13 mm时变化最为明显。从以上的研究可以分析得出: 首先, 踝关节内部应力的急骤增高, 致使充有液体的多空介质的关节软骨上的压应力不能及时从接触区中心扩散出去, 导致类似冲击负荷对软组织的损害效应。其次, 正常的关节软骨组织能承受力学负荷并且把承受的压力传给骨床, 使关节负荷扩散到一个较大的区域, 以减少接触应

力; 关节软骨还具有润滑作用, 能使对侧关节面做相对运动时的摩擦力和磨损减低到最小限度。因此, 当胫骨远端关节软骨及骨床缺损直径超过11-13 mm的圆面积, 关节面应力峰值的明显增高, 关节功能将受到影响, 患者出现行走疼痛和关节功能障碍等症状, 是最终发展为踝关节创伤性关节炎的主要原因之一。Ramsey等^[48]和Greenwald等^[49]的报道有相似之处, 胫距关节接触面积明显缩小, 从而导致接触面上的压应力急剧上升, 作用于关节软骨导致退行性变。最后, 累及胫骨远端关节面骨折称Pilon骨折, 不包括单纯内、外踝骨折。约占下肢骨折的1%-5%, 占胫骨骨折的7%-10%^[50]。这类骨折特点为: 胫骨远端骨折呈粉碎性, 关节面破坏不平整, 胫骨远端松质骨的压缩与骨缺损, 以及相伴的严重的软组织损伤。因骨折粉碎及缺损不稳定, 尤其胫骨远端中间的关节面复位更困难。面对这种骨折要想关节面绝大部分复位, 需要大切口剥离较多的软组织在加上Pilon骨折自身就常伴有严重的软组织损伤, 术后易发生骨不连、切口皮肤感染、坏死及关节功能障碍等并发症^[51]。以往的对于Pilon骨折的研究主要集中在治疗效果、手术方法的分析及并发症的预防和治疗^[52-55]。作者这次实验从生物力学的角度考虑, 在胫骨远端关节面缺损直径大于11-13 mm的圆面积时, 才对踝关节的应力产生明显的影响。所以, 制定出胫骨远端关节面缺损的最大允许程度是直径为11-13 mm的圆面积, 为治疗Pilon骨折提供了有力的理论依据。

3.5 本研究的缺陷和不足 任何数字化的模型都是对真实情况的模拟, 不可能将大量标本的信息全部概括, 必然存在简化与假设, 从而影响结果的准确性。本研究由于无法完全模拟骨骼生理状态下的复杂受力环境及骨骼材料的各向异性, 且去除了肌肉、韧带等附着软组织, 而模型计算应用的材料特性是目前学者通用和暂时认为是正确的, 故与真实情况仍存在一定误差, 有限元法分析不能代替实物标本的解剖学和生物力学测试, 两者需相互补充和借鉴。随着医学影像学 and 计算机技术的发展, 利用有限元分析法建立更加精确器官和组织模型, 对人体各部位生物力学特征的研究将提供一个更为广阔的空间。

在跖屈10°位曲线变化比较复杂, 后外象限在直径为11-13 mm时, 应力峰值随着缺损面积的增大而减小, 呈反相关的原因, 有待进一步研究。

作者贡献: 实验设计由第一作者、通讯作者完成, 实验实施及评估由所有作者共同完成, 资料收集由第一、二作者完成, 第一作者成文, 通讯作者审校, 第一作者、通讯作者对文章负责。

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: 志愿者同意接受 CT 检查并将检查资料供试验使用, 得到医院伦理道德委员会批准。

学术术语: 有限元分析法是借助于电子计算机进行运算的数值计算方法, 是矩阵方法在结构力学和弹性力学等领域中的应用和发展。把复杂、不规则的力学分析对象离散化, 形成有限个几何单元体, 进行分解计算的一种生物力学分析方法。

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 References

- [1] 胥少汀, 葛宝丰, 徐印坎. 实用骨科学[M]. 3版. 北京: 人民军医出版社, 2011: 792.
- [2] 赵俊奇, 邱莉. 踝关节骨折伴下胫腓关节分离的治疗[J]. 中国实用医学, 2009, 4(10): 70-71.
- [3] 徐菲. 踝足数值模型的建立及踝关节外侧失稳的距骨有限元分析[D]. 天津: 天津医科大学, 2009.
- [4] Greenwald AS, Matejczyk MB, Keppler L, et al. Preliminary observations on the weight-bearing surfaces of the human ankle joint. Surg Forum. 1976; 27(62): 505-506.
- [5] Matricali GA, Bartels W, Labey L, et al. High inter-specimen variability of baseline data for the tibio-talar contact area. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2009; 24(1): 117-120.
- [6] Suckel A, Muller O, Wachter N, et al. In vitro measurement of intraarticular pressure in the ankle joint. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2010; 18(5): 664-668.
- [7] 吴水培, 俞立新, 等. 外踝缺损修复与重建前后力学变化的对比研究[J]. 2009, 11(6): 481-484.
- [8] 邹宇炜, 杨新明, 苏峰, 等. 外踝短缩对踝关节应力分布的影响[J]. 河北北方学院学报, 2006, 23(6): 1-3.
- [9] 裴国献. 数字骨科学的概念于临床初步应用[J]. 中华创伤骨科杂志, 2008, 10(2): 101-102.
- [10] Bono CM, Khandha A. Residual sagittal motion after lumbar fusion: a finite element analysis with implications on radiographic flexion-extension criteria. J Spine. 2007; 32(2): 417-422.
- [11] Ozan F, Yildiz H, Bora OA, et al. The effect of head trauma on fracture healing: biomechanical testing and finite element analysis. J Acta Orthop Traumatol Turc. 2010; 44(4): 313-321.
- [12] Arabmotlagh M, Pilz M, Warzecha J, et al. Changes of femoral periprosthetic bone mineral density 6 years after treatment with alendronate following total hip arthroplasty. J Orthop Res, 2009, 27(2): 183-188.
- [13] Dudda M, Gueleryuez A, Gautier E, et al. Risk factors for early dislocation after total hip arthroplasty: a matched case-control study. J Orthop Surg (Hong Kong). 2010; 18(2): 179-183.
- [14] Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, et al. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. J Biomech. 2006; 39(2): 375-380.
- [15] 马信龙, 付鑫, 马剑雄, 等. 人股骨近端空间结构重建新方法及有限元模型的建立[J]. 生物医学工程学杂志, 2011, 28(1): 71-75.
- [16] 牛文鑫, 杨云峰, 俞光荣, 等. 人体足部三维有限元模型的有效构建方法及其合理性的实验分析研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2009, 26(1): 80-84.

- [17] Cheung J T, Zhang M, An KN. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. *J Clin Biomech.* 2004;19(8):839.
- [18] Chen WP, Ju CW, Tang FT. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(6):S17-24.
- [19] 王旭,马昕,陶凯,等.足踝有限元模型的建立与初步临床应用[J].中国生物医学工程学报,2008,27(2):287-292.
- [20] 中国解剖学会体质调查委员会.中国人解剖学数值[M].北京:人民卫生出版社,2002:27.
- [21] Burkwalter JA.骨科基础科学[M].北京:人民卫生出版社,2001:231.
- [22] Turner CH, Cowin SC, Rho JY, et al. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *J Biomech.* 1990;23(6):549-561.
- [23] Duchemin L, Bousson V, Raoussanly C, et al. Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. *Med Eng Phys.* 2008;30(3):321-328.
- [24] Anderson DD, Goldsworthy JK, Shivanna K, et al. Intra-articular contact stress distributions at the ankle throughout stance phase-patient-specific finite element analysis as a metric of degeneration propensity. *Biomech Model Mechanobiol.* 2006;5(2-3):82-89.
- [25] Corazza F, O'connor JJ, Leardini A, et al. Ligament fibre recruitment and forces for the anterior drawer test at the human ankle joint. *J Biomech.* 2003;36(3):363-372.
- [26] 唐芳根,袁芬连,钟敬亮.通络生骨胶囊促进兔膝关节全层软骨缺损修复的研究[J].中国实用方剂学, 2010,16(12):153-156.
- [27] 王亦聪.骨与关节损伤.人民卫生出版社[M].第3版.北京:2001:296.
- [28] Seireg A, Arvikar. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J Biomech.* 1975;8(2):89-102.
- [29] Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1977;127:189-196.
- [30] Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop Scand.* 1972;43(5):301-317.
- [31] 李孝林.基于CT精细扫描构建人体胸腰段脊柱三维有限元模型的方法及意义[J].山东医药,2009,14(49):8-10.
- [32] 张功恒.寰枢椎三维有限元模型的建立及其应用[D].广西:广西医科大学,2009.
- [33] 林冬.一个退变颈椎三维有限元模型的建立和应用[D].四川:四川大学,2007.
- [34] 刘士明,周恩昌,张铮,等.肘关节三维有限元模型的建立及意义[J].山东医药,2009,27(49):22-23.
- [35] Amit G. Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *J Biomech.* 2002;35(5):629-637.
- [36] 曹志林.肱二头肌长头腱有限元力学分析[D].吉林:吉林大学,2009.
- [37] 史振满,史疆,王鑫,等.骨折髓支撑关节治疗股骨颈骨折的有限元力学分析[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(13):2462-2466.
- [38] Beaupre GS. Effect of fracture gap on stability of compression plate fixation: a finite element study. *J Orthop Res.* 2011; 29(1):152.
- [39] Amin S, Kopperdhal DL, Melton LJ 3rd, et al. Association of hip strength estimates by finite-element analysis with fractures in women and men. *J Bone Miner Res.* 2011; 26(7):1593-1600.
- [40] Huang CH, Liao JJ, Huang CH, et al. Stress analysis of the anterior tibial post in posterior stabilized knee prostheses. *J Orthop Res.* 2007;25(4):442-449.
- [41] 刘文芳,王菲,宋哲,等.以螺旋CT数据建立的颅底三维有限元模型[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(52):9726-9729.
- [42] 陈伯华,孙鹏.颈椎三维有限元模型的建立及意义[J].中国脊柱脊髓杂志,2002,12(2):105-107.
- [43] 郭国新,郭继涛,李伟,等.基于有限元模型的踝关节生物力学分析[J].中国组织工程研究, 2012,16(17):3056-3060.
- [44] 刘峻滔,刘云鹏.跟骨 Bohler' s角的改变对踝关节接触面积及压影响的实验研究[J].滨州医学院学报,2011,34(3):198-200.
- [45] 郑文奎,刘勇,焦建宝,等. 胫骨骨折侧方成角畸形对胫股关节生物力学的影响[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2011,14(28):8988-8992.
- [46] 刘勇,彭阿钦,等.腓骨短缩对胫距关节生物力学接触特性的影响[J].中国矫形外科杂志,2007,15(2):134-136.
- [47] 适存,郭霞.肌肉骨骼系统基础生物力学[M].北京:人民卫生出版社,2008:150-170.
- [48] Ramse PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift. *J Bone Joint Surg AM.* 1976; 58(3):356-357.
- [49] Greenwald AS, Matejczyk MB, Keppler L, et al. Preliminary observations on the weight-bearing surfaces of the human ankle joint. *Surg Forum.* 1976;27(62):505-506.
- [50] Egol KA, Wolinsky P, Koval KJ. Open reduction and internal fixation of tibial pilon fractures. *J Foot Ankle Clin.* 2000;5(4):873-885.
- [51] McCann PA, Jackson M, Mitchell ST, et al. Complications of definitive open reduction and internal fixation of pilon fractures of the distal tibia. *J Int Orthop.* 2011;35 (3):413-418.
- [52] 陈志龙,蔡林. Pilon骨折骨折的治疗进展[J].中国骨与关节损伤杂志,2011,26(4):383-384.
- [53] 朱玮,窦帮,秦涛,等.关节镜辅助下微创经皮钢板内固定治疗 Pilon骨折[J].实用骨科杂志,2011,17(3):266-269.
- [54] 王景超,朱勇,欧兆强. 闭合性III型Pilon骨折不同时机手术的疗效分析[J].中国中医骨伤科杂志,2011,19(2):28-32.
- [55] 姜丹生,汪志明,施铁军.锁定加压钢板治疗 Pilon骨折[J].临床骨科杂志,2011,14(3):357.