

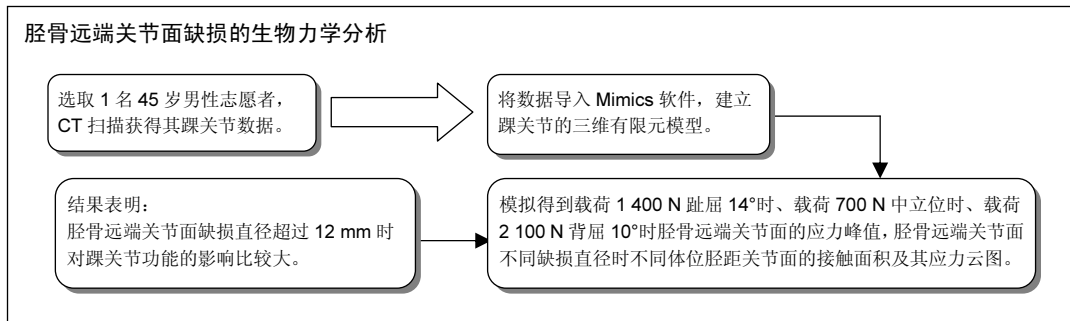
踝关节胫骨远端关节面缺损生物力学特征的三维有限元分析

宋作成¹, 闫小龙²(¹山东大学齐鲁医院南山分院, 山东省龙口市 265718; ²山东中医药大学附属医院骨科, 山东省济南市 250014)

引用本文: 宋作成, 闫小龙. 踝关节胫骨远端关节面缺损生物力学特征的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(48): 7212-7218.

DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.2016.48.010 ORCID: 0000-0001-7154-0483(宋作成)

文章快速阅读:



宋作成, 男, 1980年生, 山东省龙口市人, 汉族, 主治医师, 从事骨科临床工作。

通讯作者: 闫小龙, 硕士, 山东中医药大学附属医院骨科, 山东省济南市 250014

中图分类号: R318

文献标识码: B

文章编号: 2095-4344

(2016)48-07212-07

稿件接受: 2016-09-17

文题释义:

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。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/和踝关节不稳, 日后必然发生创伤性关节炎、退行性变等。

踝关节生物力学研究: 踝关节骨折时, 如果缺损比较大或者关节面对位不良, 踝穴变窄或者增宽, 都会引起踝关节不稳、负重时疼痛, 发生退行性变或者创伤性关节炎。因此, 对踝关节进行生物力学分析具有重要意义。对踝关节的生物力学研究从最早的足弓印迹法, 到后来的复写纸法、压力测定板法、步态分析仪法以及尸体标本实验等, 虽然取得了大量有效数据, 但仍存在一定缺陷。

摘要

背景: 研究发现三维有限元分析可以用于踝关节生物力学研究, 但关于胫骨远端关节面缺损方面的研究不多。

目的: 对踝关节胫骨远端关节面缺损的生物力学特征进行三维有限元分析, 为踝关节损伤相关疾病的发生机制提供依据。

方法: 建立踝关节的三维有限元模型, 设定不同直径的胫骨远端关节面缺损, 观察趾屈 14° 时载荷 1400 N 胫骨远端关节面的应力峰值, 中立位时载荷 700 N 胫骨远端关节面的应力峰值, 背屈 10° 时载荷 2100 N 胫骨远端关节面的应力峰值, 以及胫骨远端关节面不同缺损直径时不同体位胫距关节面的接触面积。

结果与结论: ①载荷 1400 N 趾屈 14°: 胫骨远端关节面前外象限应力峰值在关节面缺损直径为 8 mm 时最小, 关节面缺损直径为 16 mm 时最大; 前内象限应力峰值在关节面缺损直径为 12 mm 时最小, 关节面缺损直径在 16 mm 时最大; 后外象限应力峰值在关节面缺损直径为 12 mm 时最小; 后内象限应力峰值在关节面缺损直径为 0 mm 时最小, 关节面缺损直径为 16 mm 时应力峰值最大; ②载荷 700 N 中立位时, 胫骨远端关节面前外、前内、后外和后内象限应力峰值均随着关节面缺损直径的增加而增加, 在关节面缺损直径为 16 mm 时 4 个象限的应力峰值最大; ③载荷 2100 N 背屈 10° 时在关节面缺损直径为 16 mm 时 4 个象限的胫骨远端关节面应力峰值均最大; ④结果表明, 胫骨远端关节面缺损直径不超过 12 mm 对踝关节功能的影响不大, 胫骨远端关节面缺损直径超过 12 mm 时对踝关节功能的影响比较大。

关键词:

骨科植入物; 数字化骨科; 胫骨远端关节; 关节面缺损; 三维有限元; 生物力学; 踝关节; 趾屈; 背屈

主题词:

踝关节; 有限元分析; 生物力学; 组织工程

基金资助:

河北省卫生厅 2013 年医学科学研究课题(20130192)

Song Zuo-cheng,
Attending physician,
Nanshan Branch, Qilu
Hospital, Shandong
University, Longkou
265718, Shandong
Province, China

Corresponding author:
Yan Xiao-long, Master,
Department of
Orthopedics, Affiliated
Hospital, Shandong
University of Traditional
Chinese Medicine, Jinan
250014, Shandong
Province, China

Biomechanical characteristics of distal tibial articular surface defect of the ankle joint: three-dimensional finite element analysis

Song Zuo-cheng¹, Yan Xiao-long² (¹Nanshan Branch, Qilu Hospital, Shandong University, Longkou 265718, Shandong Province, China; ²Department of Orthopedics, Affiliated Hospital, Shandong University of Traditional Chinese Medicine, Jinan 250014, Shandong Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Studies found that three-dimensional finite element analysis can be used in the study of ankle biomechanics, but research on distal tibial articular surface defect was few.

OBJECTIVE: To analyze the biomechanics of distal tibial articular surface defect with three-dimensional finite element, and provide the basis for mechanism of ankle injury related diseases.

METHODS: We established ankle three-dimensional finite element model, and set different diameters of distal tibial articular surface defect, observed the peak stress of distal tibial articular surface at load of 1 400 N and the flexor of 14°, at load of 700 N and neutral position, at load 2 100 N and dorsiflexion of 10°, and contact area of tibial astragaloid joint surface at different postures and different defect diameters.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) At load of 1 400 N and plantar flexion of 14°, the distal tibial articular surface front quadrant stress peak was smallest when the distal tibial articular surface defect diameter was 8 mm, and was maximum when defect diameter was 16 mm; the distal tibial articular surface front inner quadrant stress peak was smallest when the distal tibial articular surface defect diameter was 12 mm, and maximum when defect diameter was 16 mm; the distal tibial articular surface posterior quadrant stress peak was smallest when defect diameter was 12 mm, distal tibial articular surface posterior inner quadrant stress peak was smallest when defect diameter was 0 mm; the distal tibial exterior stress peak was maximum when defect diameter was 16 mm. (2) At load of 700 N and neutral position, exterior front quadrant, front inner quadrant, posterior quadrant and posterior inner quadrant stress peaks increased with the distal tibial articular surface defect increases; the distal tibial articular surface defect stress peak was maximum when defect diameter was 16 mm. (3) At load of 2 100 N and dorsiflexion of 10°, the distal tibial articular surface stress peak was maximum when defect diameter was 16 mm. (4) Results showed that distal tibial articular surface defect diameter was not exceeding 12 mm, and has little effect on the function of the ankle joint; defect diameter exceeding 12 mm has great effect on the ankle function.

Subject headings: Ankle Joint; Finite Element Analysis; Biomechanics; Tissue Engineering

Funding: the Medical Science Research Project of Health Department of Hebei Province in 2013, No. 20130192

Cite this article: Song ZC, Yan XL. Biomechanical characteristics of distal tibial articular surface defect of the ankle joint: three-dimensional finite element analysis. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2016;20(48): 7212-7218.

0 引言 Introduction

踝关节为铰链关节, 是人体下肢的比较重要的关节, 具有负重功能, 由距骨、内踝和外踝构成的踝穴组成, 距骨的3个关节面分别和胫骨下面、内踝和外踝形成关节, 趾屈和背屈是踝关节的主要活动, 趾屈的活动范围比背屈的活动范围大, 足部固定时, 踝关节能做一定的旋转、内收和外展。在生活中的跳跃和行走主要靠踝关节的趾屈和背屈活动, 踝关节骨折时, 如果缺损比较大或者关节面对位不良, 踝穴变窄或者增宽, 都会引起踝关节不稳、负重时疼痛, 发生退行性变或者创伤性关节炎。因此, 对踝关节进行生物力学分析具有重要意义^[1-8]。对踝关节的生物力学研究从最早的足弓印迹法, 到后来的复写纸法、压力测定板法、步态分析仪法以及尸体标本实验等, 虽然取得了大量有效数据, 但仍存在

一定缺陷。随着计算机、生物力学以及医学的不断发展, 三维有限元分析法成为一种研究生物力学比较重要的方法, 在多个领域中被广泛应用, 在骨科领域的应用也比较广泛。在踝关节生物力学方面对腓骨短缩后胫距关节压力和接触面积进行过研究, 关于胫骨远端关节面缺损方面的研究不多, 文章通过建立踝关节胫骨远端关节面缺损的生物力学特点进行研究, 从而为踝关节损伤相关疾病的发生机制提供理论依据。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 三维有限元分析试验。

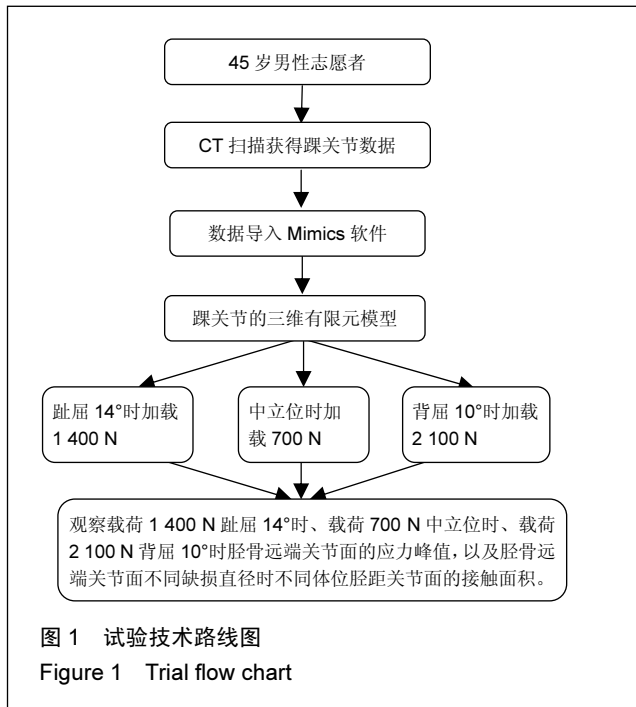
1.2 时间及地点 于2015年2月至2016年12月在山东中医药大学附属医院实验室完成。

1.3 材料 CT扫描机、核磁共振成像仪, 山东大学齐

鲁医院南山分院提供; Mimics 15.0软件, 比利时Materialise公司; ANSYS软件, 美国ANSYS公司; 计算机, 山东中医药大学附属医院提供。

1.4 对象 选取1名45岁男性志愿者, 体质量70 kg, 身高182 cm, 该志愿者无其他疾病, 踝关节影像学检查无异常。过去无踝关节外伤史, 其日常职业活动量一般, 影像学检查CT片检查正常。

1.5 方法 技术路线图见图1。



1.5.1 获得志愿者膝关节影像资料 CT扫描机对志愿者踝关节进行扫描, 扫描厚度为0.6 mm。将扫描的踝关节影像数据以DICOM格式保存到CT工作站中。将CT扫描的DICOM格式的踝关节影像数据导入Mimics软件中建立体数据。

1.5.2 建立踝关节骨性结构的三维几何模型 将DICOM格式的CT机扫描的踝关节影像数据导入Mimics软件, Mimics软件对其进行序列识别, 将踝关节影像经过转换, 分离出踝关节软组织和骨组织, 将胫腓骨下端、跟骨、距骨、内侧楔骨、足舟骨的图像提出, 进行编辑后生成三维模型, 对三维模型进行界定阈值、读取边界、填充骨髓腔等处理, 勾画出踝关节骨性结构蒙罩, 生成踝关节骨性结构的三维几何模型。

1.5.3 建立踝关节软骨的三维模型 将踝关节的核磁共振图像数据导入Mimics软件, Mimics软件对踝关节影像经过转换, 分离出踝关节软骨组织, 将踝关节软骨组织图像提出, 进行编辑后生成三维模型, 对三维模型

进行界定阈值、读取边界、填充骨髓腔等处理, 勾画出踝关节软骨蒙罩, 生成踝关节软骨的三维几何模型。

1.5.4 踝关节骨组织和软骨组织的有限元网络划分 Mimics软件建立的骨组织和软骨组织模型表面粗糙, 直接进行有限元网络划分会影响分析精度, 因此在Mimics软件内对踝关节骨组织和软骨组织进行平滑处理, 然后精简有限元仿真模型的网格以及节点数量, 最后对有限元仿真模型重新进行表面网格划分, 将其转变为拟真度高、网格数和节点数适中的有限元单元模型, 以lis格式保存, 并导入ANSYS软件, 定义单元类型、材料属性、实常数, 得到踝关节骨组织和软骨组织的三维有限元模型。

1.5.5 踝关节材料属性 胫骨的弹性模量为12 800 MPa, 泊松比设置为0.30; 腓骨的弹性模量为12 800 MPa, 泊松比设置为0.28; 距骨的弹性模量为12 800 MPa, 泊松比设置为0.29; 跟骨的弹性模量为13 000 MPa, 泊松比设置为0.28; 舟骨的弹性模量为12 900 MPa, 泊松比设置为0.29; 内侧楔骨的弹性模量为12 900 MPa, 泊松比设置为0.30; 关节软骨的弹性模量为390 MPa, 泊松比设置为0.39。

1.5.6 踝关节骨组织和软骨组织的组装 将踝关节骨组织和软骨组织的三维有限元实体模型数据导入ANSYS软件, 组装踝关节的三维有限元模型(图2)。

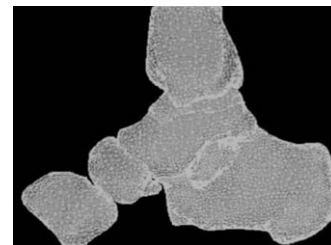


图2 踝关节的三维有限元模型

Figure 2 Three-dimensional finite element models of the ankle joint

设定边界条件: 将距骨和跟骨与足舟骨的接触设定为约束, 其他方向自由度均为0。

制作胫骨远端关节面缺损: 将胫骨远端关节面骨嵴沿横向3等分, 以3 mm为直径, 前中3等分点作为圆心在胫骨远端干骺端制作圆柱形缺损, 制作出直径为0 mm、4 mm、8 mm、12 mm以及16 mm的不同面积胫骨远端关节面缺损模型。

载荷的加载: 载荷加载在胫腓骨上表面, 加载方向纵向向下, 志愿者趾屈14°时加载1 400 N, 中立位时加载700 N, 背屈10°时加载2 100 N。

1.6 主要观察指标 载荷1 400 N趾屈14°时胫骨远端关节面的应力峰值, 载荷700 N中立位时胫骨远端关节面的应力峰值, 载荷2 100 N背屈10°时胫骨远端关节面

表 1 载荷 1 400 N 趾屈 14°时胫骨远端关节面的应力峰值 (MPa)

Table 1 Peak stress of distal tibial articular surface at 1 400 N and toes bend of 14°

关节面缺损直径(mm)	前外象限	前内象限	后外象限	后内象限
0	37.423	12.347	61.574	26.843
4	36.756	12.325	54.723	27.324
8	31.747	12.746	18.426	29.546
12	38.742	9.648	11.527	33.145
16	40.124	12.974	17.548	44.278

表 3 载荷 2 100 N 背屈 10°时胫骨远端关节面的应力峰值 (MPa)

Table 3 Peak stress of distal tibial articular surface at the load of 2 100 N and dorsiflexion of 10°

关节面缺损直径(mm)	前外象限	前内象限	后外象限	后内象限
0	55.233	23.014	71.246	56.843
4	55.349	23.145	71.567	56.241
8	56.147	23.006	73.156	58.267
12	58.023	30.027	75.543	60.254
16	61.425	33.145	79.867	64.317

的应力峰值, 以及胫骨远端关节面不同缺损直径时不同体位胫距关节面的接触面积。

2 结果 Results

2.1 载荷 1 400 N 趾屈 14°时胫骨远端关节面的应力峰值 由表 1 看出, 载荷 1 400 N 趾屈 14°时, 胫骨远端关节面前外象限应力峰值在关节面缺损直径为 8 mm 时最小, 关节面缺损直径为 16 mm 时最大, 关节面缺损直径在 0, 4 和 12 mm 时最大应力峰值变化不大; 胫骨远端关节面前内象限应力峰值在关节面缺损直径为 12 mm 时最小, 关节面缺损直径在 0, 4, 8 和 16 mm 时最大应力峰值变化不大; 胫骨远端关节面后外象限应力峰值在关节面缺损直径为 12 mm 时最小, 关节面缺损直径为 0 mm 和 4 mm 时比较大; 胫骨远端关节面后内象限应力峰值在关节面缺损直径为 0 mm 时最小, 随着关节面缺损直径的增大关节面的应力峰值逐渐增大, 关节面缺损直径为 16 mm 时应力峰值最大。

2.2 载荷 700 N 中立位时胫骨远端关节面的应力峰值 由表 2 看出, 载荷 700 N 中立位时, 胫骨远端关节面前外、前内、后外和后内象限应力峰值均随着关节面缺损直径的增加而增加, 在关节面缺损直径为 16 mm 时 4 个象限的应力峰值均最大, 其中后外象限和后内象限的胫骨远

表 2 载荷 700 N 中立位时胫骨远端关节面的应力峰值(MPa)
Table 2 Peak stress of distal tibial articular surface at the load of 700 N and neutral position

关节面缺损直径(mm)	前外象限	前内象限	后外象限	后内象限
0	13.145	13.647	19.041	21.451
4	13.231	13.702	19.637	21.648
8	13.754	14.014	20.110	22.125
12	14.533	14.637	20.645	23.044
16	16.021	16.014	21.746	13.017

表 4 胫骨远端关节面不同缺损直径时不同体位胫距关节面的接触面积 (mm²)

Table 4 Contact area of tibial astragaloid joint surface at different positions during different diameters of distal tibial articular surface defects

关节面缺损直径(mm)	趾屈位	中立位	背屈位
0	351.4	459.4	406.2
4	351.3	459.5	405.3
8	351.4	449.7	383.1
12	347.0	416.5	342.2
16	321.6	367.7	282.1

端关节面应力峰值均大于前外象限和前内象限。

2.3 载荷 2 100 N 背屈 10°时胫骨远端关节面的应力峰值 由表 3 看出, 载荷 2 100 N 背屈 10°时, 胫骨远端关节面前外象限应力峰值在关节面缺损直径为 0 mm 和 4 mm 时变化不大, 在关节面缺损直径为 8-16 mm 时随着关节面缺损直径的增加, 4 个象限的应力峰值均增加, 在关节面缺损直径为 16 mm 时 4 个象限的胫骨远端关节面应力峰值均最大。

2.4 胫骨远端关节面不同缺损直径时不同体位胫距关节面的接触面积 由表 4 看出, 趾屈位时, 胫骨远端关节面缺损直径为 0, 4 和 8 mm 时胫距关节面的接触面积没有明显变化, 关节面缺损直径为 12 mm 时胫距关节面的接触面积开始减小, 关节面缺损直径为 16 mm 时胫距关节面的接触面积最小。中立位时, 胫骨远端关节面缺损直径为 0 mm 和 4 mm 时胫距关节面的接触面积没有明显变化, 关节面缺损直径从 8 mm 时开始胫距关节面的接触面积开始减小, 关节面缺损直径为 16 mm 时胫距关节面的接触面积最小; 背屈位时, 胫骨远端关节面缺损直径为 0 mm 和 4 mm 时胫距关节面的接触面积没有明显变化, 关节面缺损直径从 8 mm 时开始胫距关节面的接触面积开始减小, 关节面缺损直径为 16 mm 时胫距关节面的接触面积最小。应力云图见图 3。

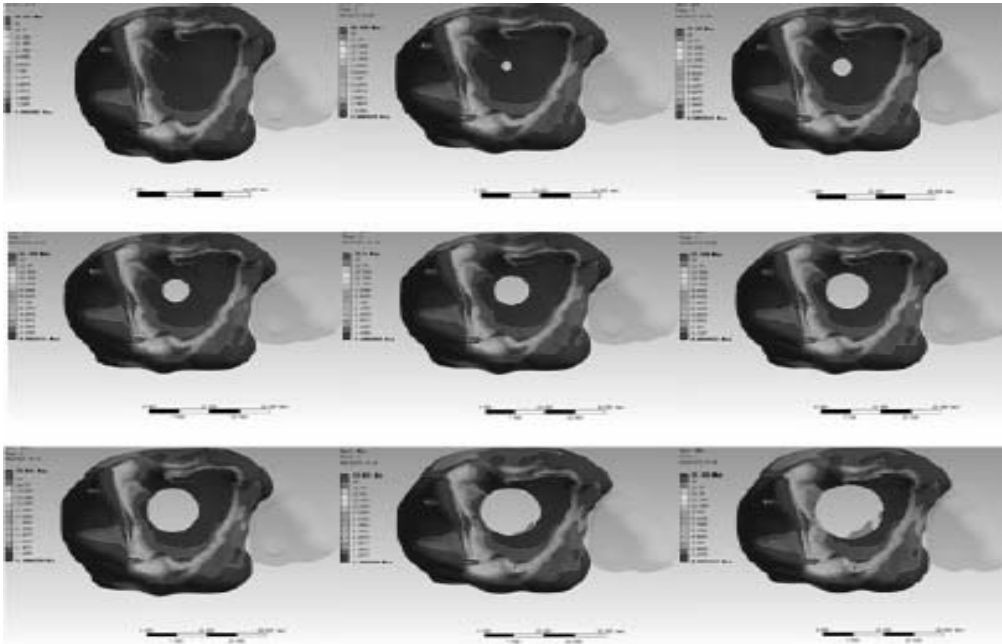


图3 胫骨远端关节面不同缺损直径时不同体位胫距关节面应力云图

Figure 3 Von Mises stress image of tibial astragaloid joint surface at different positions during different diameters of distal tibial articular surface defects

图注: 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后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。

3 讨论 Discussion

有限元分析法是矩阵方法在弹性力学和结构力学领域的发展和应用, 借助于计算机进行数值计算, 原理为由无限个质点组成近似有限个单元构成的集合体, 小单元为多种形状, 在特殊部位上互相连接, 单元之间依靠节点进行传递作用力, 有限元分析在生物力学研究方面应用广泛。生物力学研究中有限元法具有以下特点: 实验结果不受实验条件限制; 能够用数字的形式限制约束和概括研究对象的性能, 并且能够多次重复实验, 降低实验成本; 能够比较精确的建立三维有限元模型结构, 在建立的精确模型的基础上对其生物力学特点进行研究。

有限元的建模方法有^[9-11]: ①几何建模法: 根据研究对象的几何形状进行建模, 该方法难度比较大; ②三维坐标仪建模法: 该方法只能对研究对象的外部轮廓进行测定, 无法重建研究对象的内部空间形态; ③组织切片法: 该方法获得一致的断面厚度比较困难, 不能直接利用彩色图形, 信息在传递中容易丢失; ④医学图像建模法: 通过 CT 扫描获得数据, 建模的准确性受对位是否准确影响; ⑤DICOM 数据建模法: 该方法对研究部位进行 CT 扫描, 扫描数据以 DICOM 格式保存, 获得研究部位的二维图像, 导入三维有限元分析软件中建立三维有限元模型, 该方法数据不宜丢失, 人为因素影响少, 能够减少工作量。

有限元分析法的优点有: 有限元法在动物模型到人体应用中起到桥梁作用; 三维有限元法不容易受人为因

素的影响, 比实验模型研究更准确; 三维有限元法使研究者能够通过计算机对实验条件进行控制, 模拟生物力学实验。三维有限元法在医学领域, 尤其在骨科领域得到广泛应用。由于人体有些骨骼形状不规则, 解剖结构比较复杂, 通过动物实验或者尸体研究难度比较大, 三维有限元方法作为一种新的生物力学研究方法迅速发展起来。在脊柱生物力学研究方面通过建立人体脊柱的三维有限元模型, 对其进行生物力学分析, 为脊柱选择合适的手术方式以及内固定材料, 提高患者的手术效果^[12-19]; 在疾病的病理机制方面, 三维有限元方法可以用于研究糖尿病患者的足底应力分布情况; 在人工关节假体设计方面, 三维有限元分析可以模型人体实验, 对人工关节假体进行合理的开发、优化和改进, 通过模型人工假体材料的属性, 对其进行生物力学研究, 获得较为准确的结果, 对临床应用具有指导意义^[20-25]; 三维有限元法在四肢骨的生物力学分析中也有广泛的应用。

踝关节作为下肢比较重要的关节, 踝关节损伤最为常见, 关于踝关节骨折引起的创伤性关节炎、踝关节闭合软组织损伤的诊治、踝关节骨折后引起的关节退行性变等生物力学的研究比较多^[26-29], 既往的研究多集中的传统方法的生物力学研究。随着三维有限元方法的不断发展, 应用三维有限元方法对踝关节的生物力学进行分析成为一种新的研究方法。通过建立踝关节三维有限元模型, 能够比较准确的反映足踝部的力学特点以及解剖结构, 并能够对踝关节各受力部位的受力情况进行分析, 为临床提供生物力学依据^[30-33]。

本研究通过建立踝关节的三维有限元模型, 设定不同直径的胫骨远端关节面缺损。观察了 4 种情况: ①趾屈 14°时载荷 1 400 N 胫骨远端关节面的应力峰值; ②中立位时载荷 700 N 胫骨远端关节面的应力峰值; ③背屈 10°时载荷 2 100 N 胫骨远端关节面的应力峰值; ④胫骨远端关节面不同缺损直径时不同体位胫距关节面的接触面积。结果发现: ①载荷 1 400 N 趾屈 14°时, 胫骨远端关节面前外象限应力峰值在关节面缺损直径为 8 mm 时最小, 关节面缺损直径为 16 mm 时最大, 胫骨远端关节面前内象限应力峰值在关节面缺损直径为 12 mm 时最小, 关节面缺损直径在 0, 4, 8 和 16 mm 时最大应力峰值变化不大; 胫骨远端关节面后外象限应力峰值在关节面缺损直径为 12 mm 时最小, 关节面缺损直径为 0 mm 和 4 mm 时比较大; 胫骨远端关节面后内象限应力峰值在关节面缺损直径为 0 mm 时最小, 随着关节面缺损直径的增大关节面的应力峰值逐渐增大, 关节面缺损直径为 16 mm 时应力峰值最大; ②载荷 700 N 中立位时, 胫骨远端关节面前外、前内、后外和后内象限应力峰值均随着关节面缺损直径的增加而增加, 在关节面缺损直径为 16 mm 时 4 个象限的应力峰值均最大, 其中后外象限和后内象限的胫骨远端关节面应力峰值均大于前外象限和前内象限; ③载荷 2 100 N 背屈 10°时, 胫骨远端关节面前外象限应力峰值在关节面缺损直径为 0 mm 和 4 mm 时变化不大, 在关节面缺损直径为 8-16 mm 时随着关节面缺损直径的增加, 4 个象限的应力峰值均增加, 在关节面缺损直径为 16 mm 时 4 个象限的胫骨远端关节面应力峰值均最大。趾屈位时, 胫骨远端关节面缺损直径为 0, 4 和 8 mm 时胫距关节面的接触面积没有明显变化, 关节面缺损直径为 12 mm 时胫距关节面的接触面积开始减小, 关节面缺损直径为 16 mm 时胫距关节面的接触面积最大。中立位时, 胫骨远端关节面缺损直径为 0 mm 和 4 mm 时胫距关节面的接触面积没有明显变化, 关节面缺损直径从 8 mm 时开始胫距关节面的接触面积开始减小, 关节面缺损直径为 16 mm 时胫距关节面的接触面积最小; 背屈位时, 胫骨远端关节面缺损直径为 0 mm 和 4 mm 时胫距关节面的接触面积没有明显变化, 关节面缺损直径从 8 mm 时开始胫距关节面的接触面积开始减小, 关节面缺损直径为 16 mm 时胫距关节面的接触面积最小。由此可见, 胫骨远端关节面缺损直径不超过 12 mm 对踝关节功能的影响不大, 胫骨远端关节面缺损直径超过 12 mm 时对

踝关节功能的影响比较大。有学者通过对胫骨远端关节面缺损的生物力学研究发现在胫骨远端关节面缺损直径超过 11-13 mm 时会影响踝关节的关节功能, 认为 11-13 mm 是胫骨远端关节面的最大缺损直径。本文结果和上述研究结果一致。

作者贡献: 实验设计及实施为宋作成, 实验评估及资料收集为闫小龙, 宋作成成文, 闫小龙审校。

利益冲突: 所有作者共同认可文章内容不涉及相关利益冲突。

伦理问题: 试验方案经山东大学齐鲁医院伦理委员会批准, 试验方案已经患者/家属知情同意。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审, 符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 宋作成对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁, 可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

4 参考文献 References

- [1] 苏应军, 董新延, 胡力. 以踝关节解剖结构及生物力学特征分析慢性踝关节不稳[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(15):2415-2419.
- [2] Baumhauer JF. CORR Insights(®): How Do Hindfoot Fusions Affect Ankle Biomechanics: A Cadaver Model. Clin Orthop Relat Res. 2016;474(4):1017-1018.
- [3] Hutchinson ID, Baxter JR, Gilbert S, et al. How Do Hindfoot Fusions Affect Ankle Biomechanics: A Cadaver Model. Clin Orthop Relat Res. 2016;474(4):1008-1016.
- [4] 赵勇, 王钢. 踝关节扭伤的生物力学与运动学研究进展[J]. 中国骨伤, 2015, 28(4):374-377.
- [5] 董伟强, 余斌, 白波. 不同手术方式治疗踝关节韧带复合体损伤的生物力学评价[J]. 中国临床解剖学杂志, 2015, 33(5):573-576.
- [6] Hong YN, Shin CS. Gender differences of sagittal knee and ankle biomechanics during stair-to-ground descent transition. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2015;30(10):1210-1217.
- [7] Hoch MC, Farwell KE, Gaven SL, et al. Weight-Bearing Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics in Individuals With Chronic Ankle Instability. J Athl Train. 2015;50(8):833-839.

- [8] 戴海飞,余斌,张凯瑞,等.踝关节周围韧带损伤对距骨稳定性影响的有限元分析[J].中国骨与关节损伤杂志,2012, 27(2):121-124.
- [9] 孙卫东,温建民. 足部有限元建模方法应用现状[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2010, 14(13):2457-2461.
- [10] 陈灼彬,万磊. 医学有限元的建模方法[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2007,11(31):6265-6267.
- [11] 胡志刚,李洪波. 仿真环境下医学器官的三维有限元建模方法[J].中国组织工程研究与临床康复,2011, 15(48): 8951-8954.
- [12] 林旻中. 特发性脊柱侧凸伴骨盆矢状位失衡有限元建模及三维矫形生物力学研究[D].中南大学,2013.
- [13] 李劲松. 有限元法模拟特发性脊柱侧凸后路矫形及内固定应力分析研究[D].中南大学,2013.
- [14] Mackiewicz A, Banach M, Denisiewicz A, et al. Comparative studies of cervical spine anterior stabilization systems - Finite element analysis. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2016;32:72-79.
- [15] 原芳,薛清华,刘伟强. 有限元法在脊柱生物力学应用中的新进展[J]. 医用生物力学,2013, 28(5):585-590.
- [16] 李伟,张宏,曹丽君,等. 脊柱腰段正常及骨质疏松三维有限元数字模型的建立[J]. 中国组织工程研究,2013, 17(9):1521-1526.
- [17] Jaramillo HE, Gómez L, García JJ. A finite element model of the L4-L5-S1 human spine segment including the heterogeneity and anisotropy of the discs. Acta Bioeng Biomech. 2015;17(2):15-24.
- [18] Henao J, Aubin CÉ, Labelle H, et al. Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2016;19(8):901-910.
- [19] 郑杰,杨永宏,楼肃亮,等. 退变性脊柱侧弯的生物力学有限元分析[J]. 中国组织工程研究,2013, 17(30): 5490-5496.
- [20] 钟俊青. 股骨节段型人工假体设计的有限元研究[D].天津医科大学,2012.
- [21] Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, et al. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. J Prosthet Dent. 2015;114(5):644-651.
- [22] Sui X, Huang Y, Feng F, et al. 3D finite element modeling of epiretinal stimulation: Impact of prosthetic electrode size and distance from the retina. Int J Artif Organs. 2015;38(5):277-287.
- [23] 徐灵军,朱海波,张银网,等. 活体人工髋关节假体植入位置的有限元分析[J]. 临床骨科杂志,2012, 15(2):205-209.
- [24] Shen Y, Li X, Fu X, et al. A 3D finite element model to investigate prosthetic interface stresses of different posterior tibial slope. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2015;23(11):3330-3336.
- [25] 郑圣龢,韩廷成,姚庆强,等. 非限制性人工椎间盘假体植入三维有限元模型的建立[J]. 南京医科大学学报(自然科学版),2013, 33(8):1155-1160.
- [26] Karakaşlı A, Erduran M, Bakıroğlu L, et al. The effects of tibiofibularis anterior ligaments on ankle joint biomechanics. Ulus Travma Acil Cerrahi Derg. 2015; 21(2):90-95.
- [27] Nüesch C, Huber C, Paul J, et al. Mid- to Long-term Clinical Outcome and Gait Biomechanics After Realignment Surgery in Asymmetric Ankle Osteoarthritis. Foot Ankle Int. 2015;36(8):908-918.
- [28] Button KD, Braman JE, Davison MA, et al. Rotational stiffness of American football shoes affects ankle biomechanics and injury severity. J Biomech Eng. 2015;137(6):061004.
- [29] 周一飞,卢晓郎,赖红燕,等. Evans和Chrisman-Snook术式治疗踝关节外侧副韧带II度损伤的生物力学比较[J]. 中国骨伤,2012, 25(8):654-657.
- [30] Zhu ZJ, Zhu Y, Liu JF, et al. Posterolateral ankle ligament injuries affect ankle stability: a finite element study. BMC Musculoskelet Disord. 2016;17(1):96.
- [31] 李立,谭瑞昌,聂伟志. 正常踝关节模型的建立及后踝骨折对踝关节稳定性影响的有限元分析[J]. 中国中医骨伤科杂志,2014, 22(2):65-66.
- [32] Jay Elliot B, Gundapaneni D, Goswami T. Finite element analysis of stress and wear characterization in total ankle replacements. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;34:134-145.
- [33] Terrier A, Larrea X, Guerdat J. Development and experimental validation of a finite element model of total ankle replacement. J Biomech. 2014;47(3): 742-745.