

不同载荷条件下半月板动态仿真生物力学分析

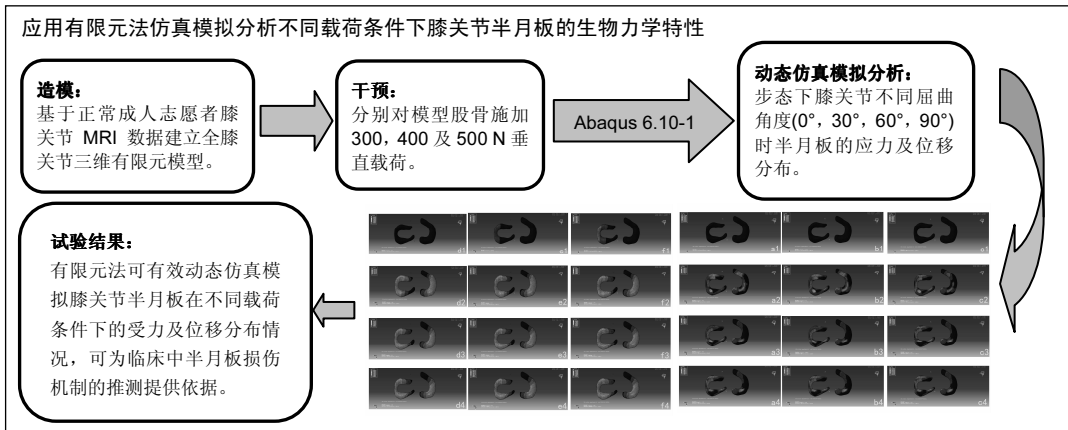
陈文栋¹, 杨光²(¹昆明医科大学第一附属医院麻醉科, 云南省昆明市 650032; ²常州市第四人民医院骨科, 江苏省常州市 213001)

引用本文: 陈文栋, 杨光. 不同载荷条件下半月板动态仿真生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(11):1742-1747.

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.2017.11.018

ORCID: 0000-0002-9388-7653(陈文栋)

文章快速阅读:



陈文栋, 男, 1981 年生, 云南省剑川县人, 白族, 2012 年昆明医科大学毕业, 博士, 主治医师, 主要从事生物医学系统建模及仿真研究。

通讯作者: 陈文栋, 主治医师, 昆明医科大学第一附属医院麻醉科, 云南省昆明市 650032

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2017)11-01742-06

稿件接受: 2016-12-10

文题释义:

半月板: 半月板的功能即在于稳定膝关节, 传布膝关节负荷力, 促进关节内营养, 其自身的生物力学呈各向异性及不均一性说明半月板能适应膝关节运动中的各种力学要求。作者应用有限元法仿真模拟并分析不同载荷条件下半月板步态屈曲过程中受力及位移分布情况, 可为临床中半月板的损伤机制的推测提供依据。

动态仿真: 一个在不同载荷条件下, 接近真实的模拟步态屈曲过程中膝关节半月板相似性能生物力学过程, 作者在该过程中获取膝关节屈曲 0°, 30°, 60°, 90°时半月板的应力及位移变化指标, 揭示不同载荷条件下膝关节屈曲过程中半月板的生物力学变化规律, 为进一步研究半月板正常的生物力学功能变化提供参考。

摘要

背景: 目前临床上半月板的损伤较为常见, 其可导致严重的膝关节损伤。目前, 关于半月板生物力学的研究已有报道, 但不同载荷条件下半月板动态仿真模拟生物力学特性的研究还未见报道。

目的: 应用有限元法仿真模拟并分析不同载荷条件下膝关节半月板的生物力学特性。

方法: 基于正常成人志愿者膝关节 MRI 数据建立全膝关节三维有限元模型, 通过分别对模型股骨施加 300, 400 及 500 N 垂直载荷, 动态仿真模拟分析步态下膝关节不同屈曲角度时半月板的应力、位移分布及变化情况。

结果与结论: ①在分别载荷 300, 400 及 500 N 条件下, 膝关节正常动态屈曲过程中 0°, 30°, 60°, 90°时最大应力点均从内侧半月板后角胫骨附着面前缘移动到外侧半月板前角胫骨附着面后缘; 最大位移点均从接近内侧半月板内缘中点的地方移动到外侧半月板前外上缘; 且外侧半月板应力及位移范围大于内侧半月板, 同时应力及位移分布范围与载荷的大小及屈曲角度大小成正比; ②结果表明, 膝关节半月板三维有限元模型可以有效的动态仿真模拟半月板在不同载荷条件下的受力及位移分布情况, 可为临床中半月板损伤机制的推测提供依据。

关键词:

骨科植入物; 数字化骨科; 载荷; 半月板; 有限元分析; 动态; 生物力学

主题词:

半月板; 胫骨; 有限元分析; 生物力学; 组织工程

基金资助:

常州市应用基础研究计划项目(CJ20130049)

Chen Wen-dong, M.D.,
Attending physician,
Department of
Anesthesiology, First
Affiliated Hospital of Kunming
Medical University, Kunming
650032, Yunnan Province,
China

Corresponding author:
Chen Wen-dong, Department
of Anesthesiology, First
Affiliated Hospital of Kunming
Medical University, Kunming
650032, Yunnan Province,
China

Biomechanical analysis of dynamic simulation of meniscus under different loading conditions

Chen Wen-dong¹, Yang Guang² (¹Department of Anesthesiology, First Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming 650032, Yunnan Province, China; ²Department of Anesthesiology, Changzhou Fourth People's Hospital, Changzhou 213001, Jiangsu Province, China)

Abstract

BACKGROUND: At present, the meniscus injury is very common, and can lead to serious injury of the knee joint. Meniscus biomechanics has been reported, but no studies have concerned the biomechanical characteristics of the meniscus in knee buckling during gait under different loading conditions.

OBJECTIVE: To simulate and analyze the biomechanical characteristics of the knee joint meniscus under different loading conditions using finite element method.

METHODS: Based on the knee magnetic resonance imaging data of normal adult volunteers, three-dimensional finite element model of knee joint was reconstructed. The stress, distribution and changes in the meniscus under different flexion angles were analyzed at 300 N, 400 N and 500 N.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) Under the respectively loading conditions of 500 N, 400 N and 300 N, the maximum stress point all from the place of posterior horn of medial meniscus anterior surface of tibia moved to the posterior margin of the anterior tibial attachment of the lateral meniscus, and the maximum displacement all from the place of midpoint of the inner edge of the medial meniscus moved to front outer edge of the lateral meniscus during normal dynamic buckling process of 0°, 30°, 60° and 90°, and the range of stress and displacement of lateral meniscus was greater than that of medial meniscus; simultaneously, the distribution range of stress and displacement was proportional to the size of the loading and the angle of the buckling. (2) The three-dimensional finite element model of the knee joint meniscus can be used to effectively dynamically simulate the distribution of force and displacement under different loading conditions, and can provide evidence for speculation of the mechanism of the injury of the meniscus in clinic.

Subject headings: Menisci, Tibial; Finite Element Analysis; Biomechanics; Tissue Engineering

Funding: the Applied Basic Research Program of Changzhou City, No. CJ20130049

Cite this article: Chen WD, Yang G. Biomechanical analysis of dynamic simulation of meniscus under different loading conditions. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu.* 2017;21(11):1742-1747.

0 引言 Introduction

半月板的功能即在于稳定膝关节, 传布膝关节负荷力, 促进关节内营养, 其自身的生物力学呈各向异性及不均一性说明半月板能适应膝关节运动中的各种力学要求。临床上半月板的损伤较常见, 其可引起膝关节载荷传导紊乱^[1], 导致严重的膝关节骨关节炎。因此, 探讨半月板的生物力学特性显得非常重要, 目前, 关于半月板生物力学的研究已有报道, 但不同载荷条件下半月板动态仿真模拟生物力学特性的研究还未见报道。文章通过建立全膝关节三维有限元模型, 并应用有限元法分析半月板在不同载荷条件下及运动过程中的生物力学特性, 旨在为临床提供参考。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 三维有限元分析实验。

1.2 时间及地点 于2015年12月至2016年9月在昆明医科大学第一附属医院MRI室及麻醉科完成。

1.3 材料

设备: 设备为GE 3.0T超导型MRI机(General Electric Company, 通用电气公司, 美国); 计算机(华硕工作站 Precision T7500, CPU: Intel®Core(TM)i7 M430 2.40GHz 六核(X2), 内存: 24 GB DDR3 1 333 MHz, 硬盘: 1 TB 7200转, SATA, 显卡: NVIDIA Quadro4000 2 GB, 24寸液晶显示屏, windows7专业版操作系统); 医学有限元仿真软件Mimics 14.11(Materialise公司, 比利时); 逆向工程软件Rapidform XOR3(INUS 公司, 韩国); 高级有限元分析软件: Abaqus6.10-1(HKS公司, 美国)。

1.4 对象 根据国人解剖学数值随机选择1名健康成年女性志愿者^[2], 年龄25岁, 身高170 cm, 体质量59 kg, 利用

普通X射线检查排除外伤骨折、肿瘤、退变、畸形等, 经MRI检查无膝关节及半月板异常。

1.5 方法

1.5.1 膝关节半月板三维有限元模型的建立 在自然状态下用采用GE 3.0T超导型MRI机(General Electric Company, 通用电气公司, 美国)扫描, 体位为膝关节自然伸直并外旋10°-15°, MRI机用头线圈作为接收线圈, 选择扫描矢状位3D(three-dimensional, 三维)质子密度加权成像序列, 成像参数为: 重复时间11 000 ms、回波时间25 ms、层厚1.0 mm、层间距0.2 mm、回波链14、激励次数2次、矩阵192/320、视域18, 并将获得的资料按DICOM格式导入医学有限元仿真软件Mimics 14.11重建出包括股骨远端、胫骨近端、前交叉韧带、半月板、髌骨及腓骨等在内的膝关节三维实体数字化模型, 分别以Stl格式导入逆向工程软件Rapidform XOR3进行打磨, 定义初步划分网格数值, 在本研究里定义股骨、胫骨、前交叉韧带、及后交叉韧带的网格数值为110, 半月板为220, 为后面建立三维有限元模型的网格划分做铺垫。并对股骨和胫骨两端定义切割平面, 获得平整的股骨和胫骨两端, 为后面有限元生物力学分析做基础, 按IGE格式导入Abaqus6.10-1高级有限元分析软件, 对模型的每一部分分别进行网格定义, 前交叉韧带与后交叉韧带的网格大小定义为0.8, 半月板的网格大小也定义为0.8, 股骨与胫骨的网格大小定义为1.6, 理论上网格定义越细结果越接近真实, 定义后分别绑定以上各部分, 便建立了膝关节的三维有限元模型, 见图1, 2。

1.5.2 材料属性定义及边界条件 在研究膝关节韧带的生物力学特性时, 膝关节各结构的材料属性对有限元分析结果影响很大。为了对结果进行有效的验证, 在Abaques

6.10-1里分别定义骨、半月板及韧带3种材料属性,将骨和半月板定义为弹性材料,韧带定义为超弹性材料。各材料结构参数均参考既往文献^[3],见**表1**。

表1 各材料结构参数

Table 1 Structural parameters of each material

材料	杨氏模量(MPa)	泊松比
骨	11 000	0.30
半月板	59	0.45
韧带	215	0.40

依据韧带的单向应力测试数据^[4],将股骨和胫骨定位为相似性质的固体,半月板定义为相似性质的固体,前交叉韧带和后交叉韧带定义为相似性质的固体,并分别绑定。

边界定义如下:通过生理及解剖知识,设定前交叉韧带与后交叉韧带的股骨端与胫骨端接触的面为绑定面,半月板前后角与胫骨接触的面为绑定面,其余的半月板与股骨接触、半月板与胫骨接触、股骨与胫骨相互接触为相互运动接触及碰撞的面,并设定为有限滑动相互作用的面。同时定义接触面为常态行为,切应力方向属性为无摩擦,法向方向属性为Hard。单独分割股骨残端与胫骨残端一小片层设置为刚体,目的为让模型承受的切应力集中在股骨近端及前交叉韧带附着点以及集中在胫骨远端,不让受力弥散而影响生物力学分析。

1.5.3 生物力学分析 本研究动态模拟分析屈曲0°-90°过程中正常成人膝关节生物力学情况,选取了0°,30°,60°和90°时为观察点,由此,设定了5步,定义胫骨为完全固定,以股骨髁中点连线为旋转轴,进行加力及力矩定义,在受力设置上,定义从第二步开始在股骨方向施加载荷垂直的力,大小为300 N^[3],受力类型定义为集中受力,作用点在设定的刚体上,创建模型运算,得出结果。并以同样的方式进行加载400及500 N的载荷生物力学分析,得出结果。所得结果分别与Kazemi等^[5]和Depalma^[6]的研究进行对比。

1.6 主要观察指标 观察分别对模型股骨轴向施加300,400及500 N垂直载荷,动态仿真模拟分析步态下膝关节不同屈曲角度(0°,30°,60°,90°)时半月板的应力、位移分布以及大小变化情况。

2 结果 Results

2.1 模型验证 为了验证模型的有效性,通过回顾相关文献^[5-6],找出与本研究中模型及加载方式均相似的实验,对比其分析其结果与本实验得出的应力峰值及位移峰值,因目前还未见关于位移峰值的报道,但可验证该模型的有效性,见**表2**。此外,在股骨垂直方向上加载300 N及400 N压力负荷下分析得出的应力峰值非常接近人尸体膝关节在350 N负荷下实验测量值的平均值^[7]。这些研究的半月板应力分布特点验证了本研究中膝关节有限元模型的有效性。

表2 各不同实验研究与本研究的应力峰值结果比较 (MPa)
Table 2 Comparison of different experimental studies and stress peak results of this study

项目	载荷 300 N 时 应力峰值	载荷 400 N 时 应力峰值	载荷 500 N 时 应力峰值
屈曲 0°			
Kazemi ^[5]	11.63	-	-
Depalma ^[6]	10.71	-	-
本研究	12.79	12.97	13.35
屈曲 30°			
Kazemi ^[5]	14.21	-	-
本研究	13.36	13.00	15.35
屈曲 60°			
Kazemi ^[5]	16.30	-	-
本研究	17.95	21.49	26.73
屈曲 90°			
Kazemi ^[5]	27.50	-	-
本研究	30.71	32.39	33.04

2.2 膝关节半月板在不同载荷条件下屈曲过程中的应力分布 膝关节在分别载荷300,400及500 N条件下,正常动态屈曲过程中0°,30°,60°,90°时最大应力点均从内侧半月板后角胫骨附着面前缘移动到外侧半月板前角胫骨附着面后缘;最小应力点均从外侧半月板前角胫骨面后上缘移动到外侧半月板后角后上缘,不同载荷条件下各角度的最大及最小应力峰值曲线见**图3**。而且,随着角度的增加外侧半月板中间靠近前角的范围应力越来越大,内侧半月板中间的部分应力范围也慢慢变大,且外侧半月板应力范围大于内侧半月板,同时应力分布范围与载荷的大小成正比,见**图4**。

2.3 膝关节半月板在不同载荷条件下屈曲过程中的位移分布 膝关节在分别载荷300,400及500 N条件下,正常动态屈曲过程中0°,30°,60°,90°时最大位移点均从接近内侧半月板内缘中点的地方移动到外侧半月板前外上缘;最小位移点均从外侧半月板前角胫骨附着面接近中心的地方移动到外侧半月板胫骨附着面内缘,不同载荷条件下各角度的最大及最小位移峰值曲线见**图5**。而且,随着角度的变化,内外侧半月板的位移范围也慢慢增大,外侧半月板较内侧半月板位移大,位移分布范围随载荷的增大而增大,见**图6**。

3 讨论 Discussion

有限元法是一种应用几何及数字化模型计算复杂结构内部应力、应变的计算方法,可以模拟不同加载方式及约束条件,也可以仿真研究各种状态下的生物力学特性^[8]。有限元分析以简洁、仿真能力强的优势广泛用于生物力学研究^[9-12]。在研究膝关节生物力学时,有限元模型逼真、客观、精确,可以模拟膝关节的不同运动及受力状态,得到各组织结构在复杂情况下全面的应力分布特点^[13-27]。目前,多数有限元相关研究只针对单一组织结构进行分析^[16,18-26],而膝关节在运动和受力时,是由多个组织结构协同作用来维持膝关节的稳定性,所以很有必要研究完整膝关节条件下各个组织结构的生物力学特性。本研究建立了包括膝关节

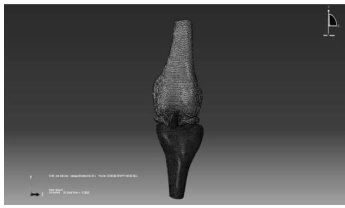


图1 膝关节三维有限元模型
Figure 1 Three-dimensional finite element model of knee joint

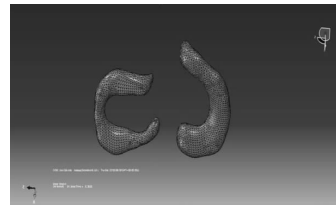


图2 半月板三维有限元模型
Figure 2 Three-dimensional finite element model of meniscus

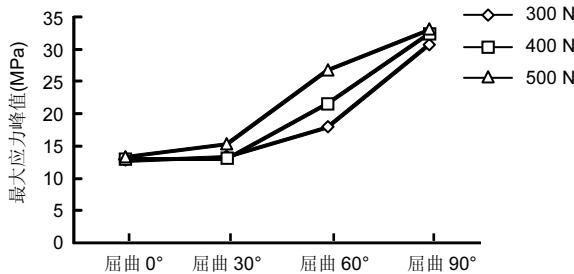


图3 不同载荷条件下半月板在屈曲过程中各角度时的最大应力峰值
Figure 3 Maximum stress peak value of meniscus under different loading conditions in various angles in the buckling process

图注: 随着角度的增加外侧半月板中间靠近前角的部分应力越来越大, 内侧半月板中间的部分应力范围也慢慢变大, 且外侧半月板应力范围大于内侧半月板。

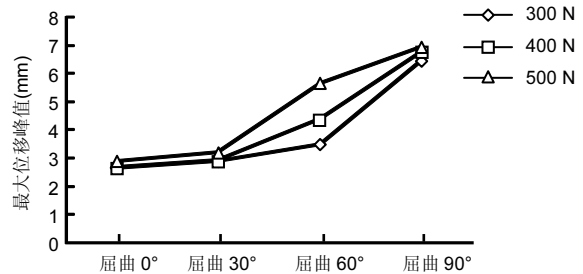


图5 不同载荷条件下半月板在膝关节屈曲过程中的最大位移峰值
Figure 5 Maximum displacement peak value of meniscus under different loading conditions in various angles in the buckling process

图注: 随着角度的变化, 内外侧半月板的位移范围也慢慢增大, 外侧半月板较内侧半月板位移大, 位移分布范围随载荷的增大而增大。

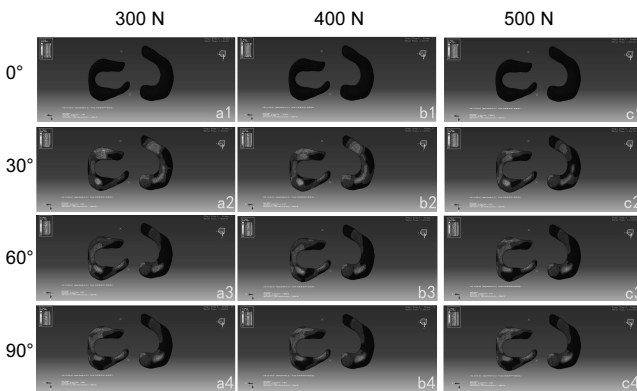


图4 不同载荷条件下半月板在屈曲过程中各角度时的最大应力分布云图

Figure 4 Maximum stress distribution cloud image of meniscus under different loading conditions in various angles in the buckling process

图注: 图 a1、a2、a3、a4 分别为加载 300 N 载荷时膝关节屈曲 0°, 30°, 60° 和 90° 时半月板应力分布云图; 图 b1、b2、b3、b4 分别为加载 400 N 载荷时膝关节屈曲 0°, 30°, 60° 和 90° 时半月板应力分布云图; 图 c1、c2、c3、c4 分别为加载 500 N 载荷时膝关节屈曲 0°, 30°, 60° 和 90° 时半月板应力分布云图。

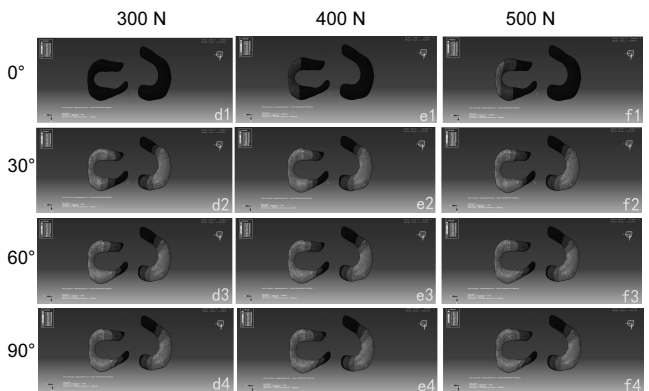


图6 不同载荷条件下半月板在膝关节屈曲过程中的最大位移分布云图

Figure 6 Maximum displacement distribution cloud image of meniscus under different loading conditions in various angles in the buckling process

图注: 图 d1、d2、d3、d4 分别为加载 300 N 载荷时膝关节屈曲 0°, 30°, 60° 和 90° 时半月板位移分布云图; 图 e1、e2、e3、e4 分别为加载 400 N 载荷时膝关节屈曲 0°, 30°, 60° 和 90° 时半月板位移分布云图; 图 f1、f2、f3、f4 分别为加载 500 N 载荷时膝关节屈曲 0°, 30°, 60° 和 90° 时半月板位移分布云图。

主要韧带及半月板在内的较完整三维有限元模型, 并经过材料属性定义与网格定义、结合解剖进行相互接触面的设定、刚体设定、分别加载股骨轴向的垂直应力 300, 400, 500 N 的荷条件, 设定膝关节屈曲 0°, 30°, 60°, 90° 的 5 步分析, 导入 Abaqus 6.10-1 高级有限元仿真软件里进行分析, 经过有效地运算与拟合后, 才得出有限元生物力学分析结果, 分析得出的数据与外国学者的研究结果也非常接近^[28-38]。说明该模型有效地仿真模拟了较为完整膝关节动态屈曲运动过程中半月板的应力及位移状态, 比较接近真实, 得到了以往研究中所缺乏的半月板复杂的生物力学

数据, 是一种可取而有效的分析方法。

本研究通过对膝关节股骨垂直方向上加载 300, 400, 500 N 载荷条件下, 仿真模拟膝关节屈曲过程中半月板的应力与位移情况, 并选取该过程中 0°, 30°, 60°, 90° 时的结果, 以便于与类似研究作对比及验证^[24, 26-31, 39-40], 本研究得出, 在载荷 300 N 条件下, 屈曲 0° 时的应力为 12.79 MPa, 屈曲 30° 时的应力为 13.36 MPa, 屈曲 60° 时的应力为 17.95 MPa, 屈曲 90° 时的应力为 30.71 MPa; 在载荷 400 N 条件下, 屈曲 0° 时的应力为 12.97 MPa, 屈曲 30° 时的应力为 13.00 MPa, 屈曲 60° 时的应力为 21.49 MPa,

屈曲90°时的应力为32.39 MPa, 在载荷500 N条件下, 屈曲0°时的应力为13.35 MPa, 屈曲30°时的应力为15.35 MPa, 屈曲60°时的应力为26.73 MPa, 屈曲90°时的应力为33.04 MPa。与Kazemi等^[5]和Depalma^[6]的研究结果在载荷300 N条件下, 屈曲0°时的应力分别为11.63 MPa和10.71 MPa及Kazemi等^[5]的研究结果屈曲30°时的应力为14.21 MPa, 屈曲60°时的应力为16.30 MPa, 屈曲90°时的应力为27.50 MPa较为接近, 该结果间的差异可能与运用分析软件的不同及设定定义条件差异有关。此外, 目前尚未有载荷400 N及500 N条件下的膝关节半月板的生物力学分析结果报道, 这可能与载荷300 N时是最为能有效反映正常约为60 kg体质量的成人在无负重状态下的膝关节生物力学结果有关。本研究结果也是取自于59 kg体质量志愿者的MRI数据图像建立三维有限元模型进行分析而获得, 因此结果与以往研究较接近, 至于载荷400 N与500 N的条件, 可认为给予59 kg体质量的志愿者负重10 kg及20 kg状态下的膝关节生物力学结果, 可有效地为半月板损伤机制的推理提供有效的参考。同时在该研究中Abaques 6.10-1高级有限元仿真软件还同步计算分析了半月板的位移情况, 目前虽尚未有关于膝关节屈曲过程中半月板生物力学位移的报道, 但在研究过程中, 位移是由该软件按定义的条件对模型进行自动运算及拟合而随应力同步得出结果, 在计算分析过程中, 如果模型条件不符合设定要求, 运算与拟合过程将无法得出研究分析结果。而作者成功地运算及拟合出膝关节在不同载荷条件下从直立位到屈曲90°过程中的生物力学应力及位移结果, 表明该过程中半月板的应力及位移结果是相关的, 更为接近实体。由此, 说明本研究的分析结果具有一定的真实性、有效性、可靠性及仿真性。

由于膝关节腔内解剖结构的特殊性使得半月板的应力十分复杂, 本研究从半月板自身的生物力学特质出发, 详细的分析出了内、外侧半月板在不同载荷条件下仿真动态运动过程中的应力及位移大小和分布变化规律, 较为简洁、直观、细致地探讨半月板在膝关节屈曲运动过程中的生物力学特性及损伤机制。结果显示, 在伸直位0°到屈膝90°位过程中, 在股骨垂直方向上加载300 N负荷时, 最大应力从外侧半月板前角到中部, 且外侧半月板应力要比内侧半月板大; 最大位移从接近内侧半月板内缘中点移至外侧半月板前外上缘, 且外侧半月板比内侧半月板位移大。同时显示, 在屈膝90°位时应力及位移最大, 分别为33.04 MPa、6.967 mm, 在伸直位0°时应力及位移最小, 分别为12.79 MPa、2.677 mm; 随着载荷的加大, 即加载400, 500 N时, 应力及位移的分布区域的移动及变化不大, 只是分布的面积与颜色加深, 根据材料力学中的第四强度理论, 可认为该处为“结构危险区”, 易发生半月板损伤, 是半月板损伤的常见区域, 即外侧半月板损伤多于内侧半月板, 这点与刘祺等^[4]发现的报道结果较为一致。由此可知, 这些区域的半月板损伤与载荷的大小成正比, 即载荷越大半月板损伤的几率越大。此

外, 目前尚未有半月板的位移结果的相关研究报道, 通过本研究得出应力与位移成正比, 即应力大的区域位移也大; 提示半月板在股骨垂直方向不同载荷条件下, 应力及位移随屈曲角度的加大而加大, 且外侧半月板应力及位移大于内侧半月板, 即半月板的损伤风险随屈曲角度及载荷的增加而增大, 外侧半月板损伤的风险大于内侧半月板; 且以外侧半月板前角到中部区域损伤为常见。结合临床, 该方法及分析结果可为临床中半月板损伤的诊断及损伤过程的推理提供可靠的参考。

综上所述, 通过本文证实了半月板在屈曲运动过程中的一些生物力学规律, 具有较高的可信度, 然而有限元分析是一种通用的近似计算方法, 属于理论性分析, 由于膝关节几何形状、材料特性和外部载荷的不规则性, 很难求得精确的解, 其结论需要与其他研究资料和临床检测结果相结合, 才能真实的反映半月板的受力情况, 但本研究得出的结论可为半月板的运动损伤机制提供了理论依据, 可为进一步研究半月板的生物力学奠定基础, 也可为临床提供参考。

致谢: 向参与该研究的昆明医科大学第一附属医院 MRI 室致谢。

作者贡献: 实验设计及实验过程、生物力学分析、数据分析均由全体作者共同完成。

利益冲突: 所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

伦理问题: 实验方案经昆明医科大学第一附属医院伦理委员会批准, 批准号为 2015162, 实验方案已经志愿者知情同意。

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: 第一作者陈文栋对于研究和撰写的论文中出现的不良行为承担责任。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。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 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。根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] Pujol N, Tardy N, Boisrenoult P, et al. Magnetic resonance imaging is not suitable for interpretation of meniscal status ten years after arthroscopic repair. *Int Orthop*. 2013; 37(12):2371-2376.
- [2] 中国解剖学会体质调查委员会编. 中国人解剖数值[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2002:27.
- [3] McNulty AL, Guilak F. Mechanobiology of the meniscus. *J Biomech*. 2015; 48(8):1469-1478.
- [4] DeVries Watson NA, Duchman KR, Bollier MJ, et al. A Finite Element Analysis of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Iowa Orthop J*. 2015; 35:13-19.
- [5] Kazemi M, Dabiri Y, Li LP. Recent advances in computational mechanics of the human knee joint. *Comput Math Methods Med*. 2013; 2013:718423.

- [6] Depalma AF. Diseases of the knee. *J Bone joint surg Am*. 1955;37:661-662.
- [7] Lee BI, Kim BM. Concomitant Osteochondral Autograft Transplantation and Fixation of Osteochondral Fragment for Treatment of a Massive Osteochondritis Dissecans: A Report of 8-Year Follow-up Results. *Knee Surg Relat Res*. 2015; 27(4):263-268.
- [8] Haase K, Rouhi G. A Discussion on Plating Factors that Affect Stress Shielding Using Finite Element Analysis. *J Biomed Sci*. 2010;5(2):129-141.
- [9] Geramy A, Shahroudi AS. Fixed versus Removable Appliance for Palatal Expansion; A 3D Analysis Using the Finite Element Method. *J Dent (Tehran)*. 2014; 11(1):75-84.
- [10] Tan J, Mu M, Liao G, et al. Biomechanical analysis of the annular ligament in Monteggia fractures using finite element models. *J Orthop Surg Res*. 2015;10:30.
- [11] Li Q, Ren S, Ge C, et al. Effect of jaw opening on the stress pattern in a normal human articular disc: finite element analysis based on MRI images. *Head Face Med*. 2014; 10:24.
- [12] Hazrati Marangalou J, Ito K, van Rietbergen B. A new approach to determine the accuracy of morphology-elasticity relationships in continuum FE analyses of human proximal femur. *J Biomech*. 2012;45(16):2884-2892.
- [13] Liong K, Lee SJ, Lee HP. Preliminary Deformational Studies on a Finite Element Model of the Nasal Septum Reveals Key Areas for Septal Realignment and Reconstruction. *J Med Eng*. 2013; 2013:250274.
- [14] Argatov I, Mishuris G. Articular Contact Mechanics from an Asymptotic Modeling Perspective: A Review. *Front Bioeng Biotechnol*. 2016; 4:83.
- [15] Besier TF, Pal S, Draper CE, et al. The Role of Cartilage Stress in Patellofemoral Pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2015; 47(11):2416-2422.
- [16] Chan DD, Cai L, Butz KD, et al. In vivo articular cartilage deformation: noninvasive quantification of intratissue strain during joint contact in the human knee. *Sci Rep*. 2016; 6: 19220.
- [17] Wheatley BB, Fischenich KM, Button KD, et al. An optimized transversely isotropic, hyper-poro-viscoelastic finite element model of the meniscus to evaluate mechanical degradation following traumatic loading. *J Biomech*. 2015; 48(8): 1454-1460.
- [18] Chen X, Zhou Y, Wang L, et al. Determining Tension-Compression Nonlinear Mechanical Properties of Articular Cartilage from Indentation Testing. *Ann Biomed Eng*. 2016; 44(4):1148-1158.
- [19] Peloquin JM, Santare MH, Elliott DM. Advances in Quantification of Meniscus Tensile Mechanics Including Nonlinearity, Yield, and Failure. *J Biomech Eng*. 2016; 138(2): 021002.
- [20] Homyk A, Orsi A, Wibby S, et al. Failure locus of the anterior cruciate ligament: 3D finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012;15(8):865-874.
- [21] ABAQUS, Version 6.10 Documentation, ABAQUS Analysis Manual Simulia, Dassault Systèmes, 33 RI, USA, 2010.
- [22] 万超,郝智秀,温诗铸.前交叉韧带力学特性差异对膝关节有限元仿真结果的影响[J].医用生物力学, 2012,27(4):375-380.
- [23] Dai C, Yang L, Guo L, et al. Construction of finite element model and stress analysis of anterior cruciate ligament tibial insertion. *Pak J Med Sci*. 2015; 31(3):632-636.
- [24] Filardi V. FE analysis of stress and displacements occurring in the bony chain of leg. *J Orthop*. 2014; 11(4):157-165.
- [25] Wang L, Lin L, Feng Y, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction and cartilage contact forces—A 3D computational simulation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015; 30(10):1175-1180.
- [26] Smith CR, Lenhart RL, Kaiser J, et al. Influence of Ligament Properties on Tibiofemoral Mechanics in Walking. *Knee Surg*. 2016; 29(2):99-106.
- [27] Shearer T, Rawson S, Castro SJ, et al. X-ray computed tomography of the anterior cruciate ligament and patellar tendon. *Muscles Ligaments Tendons J*. 2014; 4(2):238-244.
- [28] Kato Y, Ingham SJ, Maeyama A, et al. Biomechanics of the human triple-bundle anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*. 2012;28(2):247-254.
- [29] Kazemi M, Dabiri Y, Li LP. Recent advances in computational mechanics of the human knee joint. *Comput Math Methods Med*. 2013;2013:718423.
- [30] Baldwin MA, Clary CW, Fitzpatrick CK, et al. Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics. *J Biomech*. 2012;45(3): 474-483.
- [31] Fitzpatrick CK, Komistek RD, Rullkoetter PJ. Developing simulations to reproduce in vivo fluoroscopy kinematics in total knee replacement patients. *J Biomech*. 2014; 47(10): 2398-2405.
- [32] Fitzpatrick CK, Rullkoetter PJ. Estimating total knee replacement joint load ratios from kinematics. *J Biomech*. 2014; 47(12):3003-3011.
- [33] Pianigiani S, Vander Sloten J, Pascale W, et al. A new graphical method to display data sets representing biomechanical knee behaviour. *J Exp Orthop*. 2015; 2(1):18.
- [34] Nenezic D, Kocijancic I. The value of the sagittal-oblique MRI technique for injuries of the anterior cruciate ligament in the knee. *Radiol Oncol*. 2013; 47(1):19-25.
- [35] Muhle C, Ahn JM, Dieke C. Diagnosis of ACL and meniscal injuries: MR imaging of knee flexion versus extension compared to arthroscopy. *Springerplus*. 2013; 2(1):213.
- [36] Kosaka M, Nakase J, Toratani T, et al. Oblique coronal and oblique sagittal MRI for diagnosis of anterior cruciate ligament tears and evaluation of anterior cruciate ligament remnant tissue. *Knee*. 2014; 21(1): 54-57.
- [37] Taketomi S, Inui H, Sanada T, et al. Remnant-preserving anterior cruciate ligament reconstruction using a three-dimensional fluoroscopic navigation system. *Knee Surg Relat Res*. 2014;26(3): 168-176.
- [38] Araki D, Kuroda R, Matsumoto T, et al. Three-dimensional analysis of bone tunnel changes after anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using multidetector-row computed tomography. *Am J Sports Med*. 2014; 42(9): 2234-2241.
- [39] Bohn MB, Petersen AK, Nielsen DB, et al. Three-dimensional kinematic and kinetic analysis of knee rotational stability in ACL-deficient patients during walking, running and pivoting. *J Exp Orthop*. 2016; 3(1):27.
- [40] Zanella LA, Junior AB, Badotti AA, et al. Anatomical reconstruction of anterior cruciate ligament of the knee: double band or single band? *Rev Bras Ortop*. 2015; 47(2):197-203.
- [41] 刘祺,郭林,杨柳,等.膝关节半月板及股骨髁软骨损伤关节镜标准化分区法及其临床应用[J].创伤外科杂志,2007,9(3):203-205.