

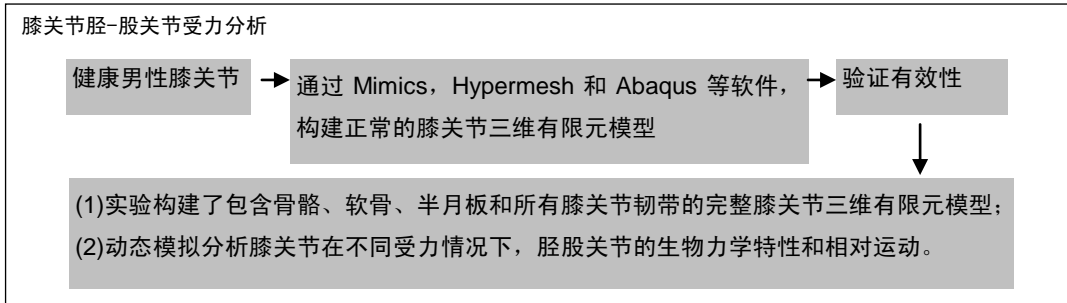
有限元分析不同屈曲状态下胫-股关节的生物力学变化

王俊然¹, 杜玮瑾¹, 王长江², 郭媛¹, 陈维毅¹ (¹太原理工大学应用力学与生物医学工程研究所, 山西省太原市 030024; ²萨塞克斯大学工程设计学院, 英国布莱顿 BNI 9RH)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.0336

ORCID: 0000-0003-3414-3125(王俊然)

文章快速阅读:



王俊然, 男, 1994 年生, 内蒙古自治区赤峰市人, 汉族, 2018 年太原理工大学毕业, 硕士。

通讯作者: 陈维毅, 博士, 教授。太原理工大学应用力学与生物医学工程研究所, 山西省太原市 030024

中图分类号:R318

文献标识码:B

稿件接受: 2018-05-22



文题释义:

膝关节: 人体膝关节由股骨内、外侧髁和胫骨内、外侧髁以及髌骨构成, 为人体最大且构造最复杂, 损伤机会亦较多的关节, 属于滑车关节。

有限元分析: 是利用数学近似的方法对真实物理系统(几何和载荷工况)进行模拟。利用简单而又相互作用的元素(即单元), 就可以用有限数量的未知量去逼近无限未知量的真实系统。

摘要

背景: 三维有限元模型有助于人们对膝关节损伤机制和力学特性的分析, 但动态模拟膝关节运动的研究较少。

目的: 建立正常的男性膝关节三维有限元模型, 动态模拟膝关节运动并析膝关节在不同屈曲状态下受力后, 胫-股关节的力学特性和相对运动, 为膝关节生物力学的研究提供有三维有限元模型, 并为膝关节的个性化假体设计和 3D 打印提供指导。

方法: 对 1 名健康男性的膝关节进行 CT 扫描, 然后通过 Mimics, Hypermesh 和 Abaqus 等软件, 构建正常的膝关节三维有限元模型。并对其施加不同载荷进行仿真及应力分析。

结果与结论: ①实验构建的膝关节有限元模型, 能够准确地体现膝关节的几何结构和生物力学特性, 可模拟膝关节的多种运动, 并有效进行膝关节生物力学的研究; ②模拟膝关节屈曲 0°-60°过程中, 外翻的角度范围为 3.34°-6.13°; 内旋角度范围为 1.56°-29.17°; 股骨相对胫骨有明显的后移, 其范围是 4.36-7.23 mm; ③股骨软骨、胫骨软骨和半月板在 0°的最大接触应力分别为 1.45, 1.03 和 2.59 MPa; 而 60°的最大接触应力分别为 6.41, 6.73 和 8.65 MPa; ④上述数据说明, 在模拟膝关节屈曲 0°-60°过程中, 膝关节外翻的角度范围较小, 相对稳定; 而膝关节内旋角度范围相对较大。股骨软骨和胫骨软骨的接触应力随着屈曲角度的增大而逐渐增大; 内、外侧半月板的接触应力变化不同, 内侧半月板的接触应力变化较大, 相反外侧半月板的接触应力相对平稳, 变化较小, 且内侧半月板的接触应力大于外侧半月板的接触应力。

关键词:

膝关节; 胫股关节; 屈曲; 生物力学; 有限元分析; 胫骨; 股骨; 半月板; 软骨; 接触应力; 组织工程; 骨关节生物力学

主题词:

膝关节; 半月板, 胫骨; 软骨; 生物力学; 有限元分析

基金资助:

国家自然科学基金(11472185, 11772214)

Biomechanical characteristics of tibio-femoral joint under different flexion angles by finite element analysis

Wang Jun-ran¹, Du Wei-jin¹, Wang Chang-jiang², Guo Yuan¹, Chen Wei-yi¹ (¹Institute of Applied Mechanics and Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, Shanxi Province, China;

²Department of Engineering and Design, University of Sussex, Brighton, UK, BNI 9RH)

Abstract

BACKGROUND: Despite three-dimensional (3D) finite element model is helpful for the analysis of the injury mechanism and mechanical characteristics of knee joint, there are few researches on dynamic movement simulation of knee joint.

Wang Jun-ran, Master, Institute of Applied Mechanics and Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, Shanxi Province, China

Corresponding author: Chen Wei-yi, PhD, Professor, Institute of Applied Mechanics and Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, Shanxi Province, China

OBJECTIVE: A 3D finite element model of normal male knee joint was established to dynamically simulate the movement of knee joint and analyze the biomechanical characteristics and relative movement of the tibio-femoral joint under different flexion angles, so as to provide a 3D finite element model for the investigation of knee biomechanics, and provide basis for the design of personalized knee prosthesis and 3D printing.

METHODS: The knee joint from a healthy male adult was scanned by CT. Then, a normal 3D finite element model of knee joint was constructed by Mimics, Hypermesh and Abaqus. Simulation and stress analysis of knee joint were carried out under different loads.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The constructed finite element model of knee joint could accurately reflect the geometrical structure and biomechanical characteristics of the knee joint, and could simulate multiple movements of knee joint and was effective for biomechanical research of the knee joint. (2) In the process of simulating knee flexion at 0°-60°, the range of knee valgus angle was 3.34°-6.13°, and the range of internal rotation angle was 1.56°-29.17°. The femur had a significant posterior shift relative to tibia, and the shifted distance was from 4.36 mm to 7.23 mm. (3) At knee flexion 0°, the maximum contact stresses of femur cartilage, tibial cartilage and meniscus were 1.45, 1.03 and 2.59 MPa, respectively, and 6.41, 6.73 and 8.65 MPa, respectively at knee flexion 60°. (4) Our findings indicate that in the process of simulating knee flexion at 0°-60°, the range of knee valgus angle is relatively small, and stable, while the range of internal rotation angle is relatively large. In the process of simulating knee flexion at 0°-60°, the contact stress of femoral and tibial cartilage gradually increased with the varied flexion angle, while the changes of contact stress of medial and lateral menisci are different, the changes of medial meniscus are much great, and the contact stress of lateral meniscus is relatively stable. The contact stress of medial meniscus is greater than that of lateral meniscus.

Subject headings: Knee Joint; Menisci, Tibial; Cartilage; Biomechanics; Finite Element Analysis

Funding: the National Natural Science Foundation of China, No. 11472185 and 11772214

0 引言 Introduction

膝关节是人体所有关节中构造最为复杂的关节,是维持人体运动最重要的生理结构。由于膝关节的运动复杂且运动量大,因此膝关节的伤病率远大于人体中的其他关节,它的任何一个组成部分的损伤都会导致膝关节的非正常运动,久而久之则形成相关的膝关节疾病,进而严重影响患者的正常生活,为患者带来极大的困扰^[1-3]。因此,建立符合实际的三维膝关节有限元模型,能够准确地了解膝关节的生物力学性质和损伤机制^[4-6],对预防膝关节疾病、运动损伤、膝关节术后康复以及个性化膝关节假体设计和3D打印具有重要意义^[8-9]。

随着科学技术的快速发展和进步,有限元方法已经逐渐渗透到了实际工程中的各个领域,也包含生物学领域。最早在1972年,Rybicki等^[10]开始用有限元方法对骨骼进行力学分析。1980年,Wismans等^[11]成功建立了第一个基于人体生理解剖结构的膝关节准静力学模型。1995年,Bendjaballah^[12]和Jalani等^[13]对人体膝关节进行CT扫描获得膝关节的有关数据,进而建立了包含骨骼、关节软骨以及半月板的膝关节有限元模型;通过有限元方法分析了膝关节在完全伸展状态下,受不同载荷作用时,胫股关节的生物力学特性。2004年,Caruntu等^[14]建立了包含髌股关节和胫股关节的膝关节有限元模型,并且可以模拟关节表面间的变形接触,但模型中缺少半月板。2006年,Zielinska等^[15]构建了膝关节有限元模型,并对不同载荷作用下半月板的相对位移情况进行了研究分析。2010年,姜华亮等^[16]通过MRI扫描数据和逆向工程技术建立了比较完整的膝关节三维数值模拟模型,使其在解剖学上更加贴近人体膝关节,并对其进行了有效性验证及深入分析。2012年,Baldwin等^[17]创建了膝关节动力学模型,并对髌股关节和胫股关节进行力学分析。2017年,鲍春雨等^[18]建立的完整的人体膝关节三维有限元模型,研究分析了发生膝关节损伤的力学机制。

目前,已有大量的学者开始利用有限元方法研究膝关

节,但多数的膝关节有限元研究都为静态分析,且大量的膝关节模型中并没有关节软骨、半月板和韧带等软组织结构,然而这些软组织结构对膝关节的正常运动起到重要作用。实验利用医学影像处理软件Mimics和有限元分析软件Abaqus,构建了完整的膝关节三维有限元模型,进而对膝关节进行动态模拟,并分析膝关节在不同屈曲状态下受力后,胫-股关节的生物力学特性和关节间的相对运动情况。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维膝关节有限元模型的建立及分析实验。

1.2 时间及地点 于2017年5月到2018年2月在太原理工大学应用力学与生物医学工程研究所完成。

1.3 对象 选择1名膝关节健康的男性志愿者,年龄26岁,身高176 cm,体质量70 kg,无膝关节疾病和外伤史,对其膝关节进行CT扫描,实验方案已经山西医科大学第一附属医院伦理委员会讨论批准,经志愿者知情同意,并签署知情同意书。

1.4 材料 扫描设备:64排螺旋CT扫描机(Siemens公司,德国);计算机设备:Dell工作站;软件:医学影像控制软件Mimics16.0(Materialise公司,比利时),网格处理软件Hypermesh (Altair公司,美国),有限元分析软件Abaqus(ABAQUS公司,美国)。

1.5 实验方法

1.5.1 膝关节三维有限元模型的建立 将膝关节的CT数据导入Mimics,标记正确方位;设定阈值,利用区域增长功能分别以髌骨、股骨和胫骨图像中任意像素点为基本点创建分割体并建立模型的骨骼热区;用编辑蒙板逐层去掉具有和膝关节(髌骨、股骨和胫骨)相同灰度值的多余标记,并完善膝关节(髌骨、股骨和胫骨)中未被自动识别的像素,使用计算模型功能生成膝关节(髌骨、股骨和胫骨)三维模型^[19]。将生成的三维膝关节模型导入到Mimics的衍生软件3-mastic中,对其进行优化处理(图1);根据膝关节CT图像上的位置、生理解剖学以及其他学者的测量结果,先利用

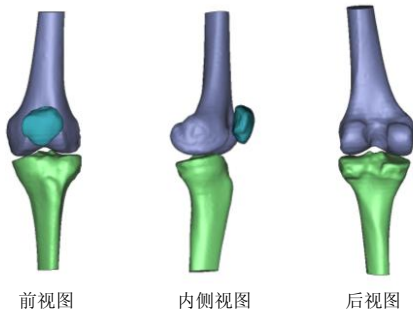


图1 优化的膝关节骨组织几何模型
Figure 1 Optimized geometric model of the knee joint

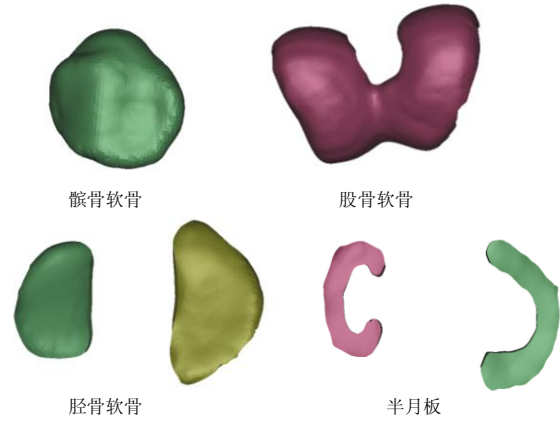


图2 关节软骨和半月板
Figure 2 Articular cartilage and meniscus

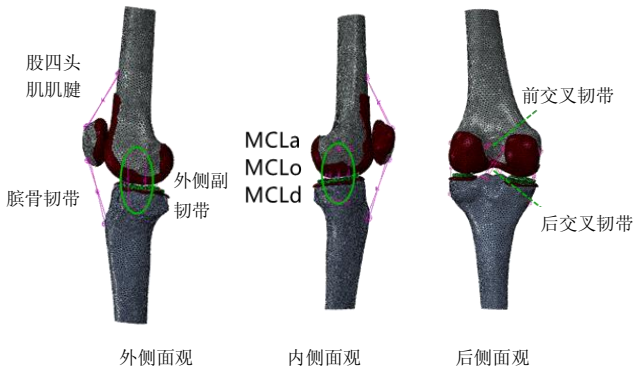


图3 膝关节三维有限元模型
Figure 3 Three-dimensional finite element model of the knee joint
图注: 线圈代表各条韧带。MCL a, o, d: 分别为内侧副韧带的前部, 中部和后部。

表1 膝关节模型各部件的单元数和节点数
Table 1 Unit number and node number of the knee joint model

项目	髌骨	股骨	胫骨	髌骨软骨	股骨软骨	胫骨软骨	半月板
单元数	51 282	60 237	60 390	6 415	21 148	29 334	14 772
节点数	10 933	13 197	11 043	1 404	4 406	5 780	3 364

表2 骨骼、软骨和半月板的材料属性
Table 2 Material properties of skeleton, cartilage and meniscus

组织结构	弹性模量(MPa)	泊松比
骨骼	11 000	0.30
软骨	5	0.46
半月板	59	0.49

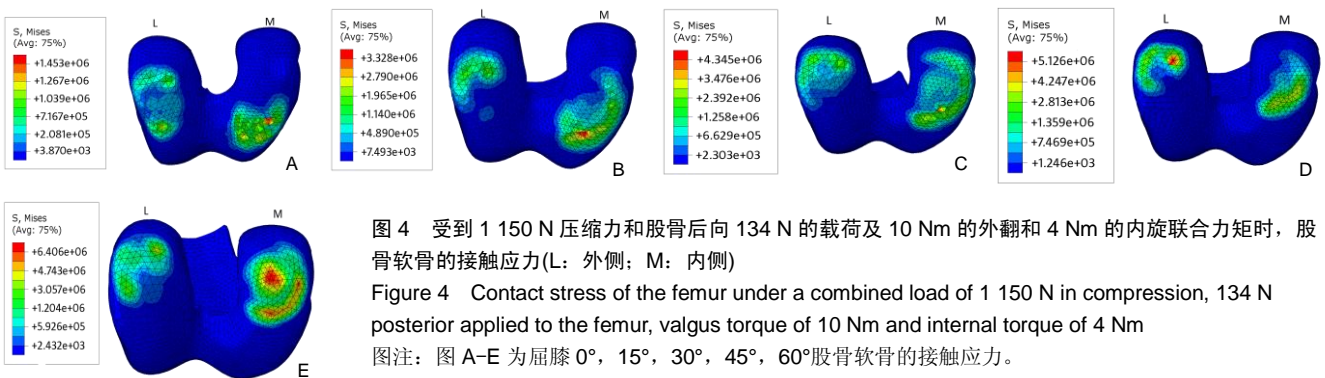


图4 受到1 150 N压缩力和股骨后向134 N的载荷及10 Nm的外翻和4 Nm的内旋联合力矩时, 股骨软骨的接触应力(L: 外侧; M: 内侧)
Figure 4 Contact stress of the femur under a combined load of 1 150 N in compression, 134 N posterior applied to the femur, valgus torque of 10 Nm and internal torque of 4 Nm
图注: 图A-E 为屈膝0°, 15°, 30°, 45°, 60°股骨软骨的接触应力。

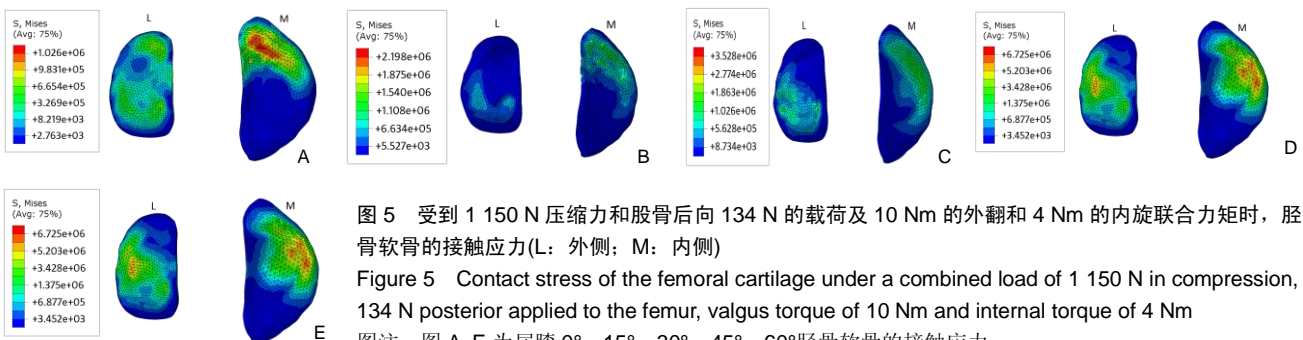


图5 受到1 150 N压缩力和股骨后向134 N的载荷及10 Nm的外翻和4 Nm的内旋联合力矩时, 胫骨软骨的接触应力(L: 外侧; M: 内侧)
Figure 5 Contact stress of the femoral cartilage under a combined load of 1 150 N in compression, 134 N posterior applied to the femur, valgus torque of 10 Nm and internal torque of 4 Nm
图注: 图A-E 为屈膝0°, 15°, 30°, 45°, 60°胫骨软骨的接触应力。

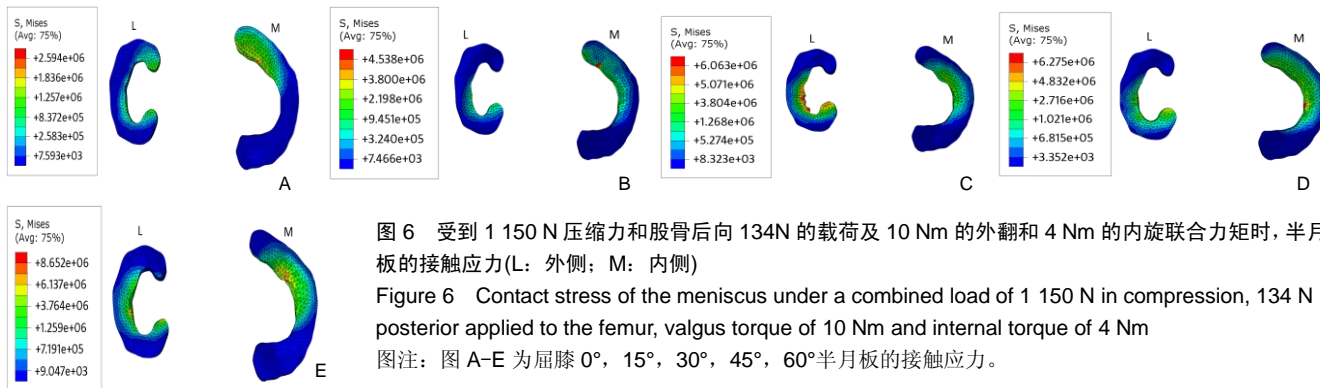


图6 受到1 150 N压缩力和股骨后向134N的载荷及10 Nm的外翻和4 Nm的内旋联合力矩时,半月板的接触应力(L:外侧;M:内侧)
Figure 6 Contact stress of the meniscus under a combined load of 1 150 N in compression, 134 N posterior applied to the femur, valgus torque of 10 Nm and internal torque of 4 Nm
图注:图A-E为屈膝0°,15°,30°,45°,60°半月板的接触应力。

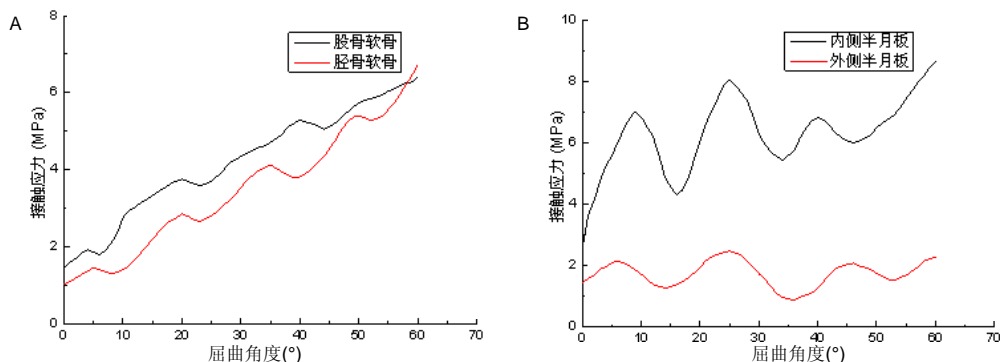


图7 受到1 150 N压缩力和股骨后向134 N的载荷及10 Nm的外翻和4 Nm的内旋联合力矩时,接触压力随屈曲角度变化情况
Figure 7 Changes of contact stress with flexion angles under a combined load of 1 150 N in compression, 134 N posterior applied to the femur, valgus torque of 10 Nm and internal torque of 4 Nm
图注:图A为屈股骨软骨和胫骨软骨;B为内、外侧半月板。

表3 韧带的弹性刚度
Table 3 Stiffness of ligaments

韧带	刚度(N/mm)
外侧副韧带	91.3
内侧副韧带 a	27.9
内侧副韧带 o	21.1
内侧副韧带 d	72.2
前交叉韧带	125
后交叉韧带	125
腓骨韧带	300
股四头肌肌腱	300

表注: a, o, d 分别表示内侧副韧带的前部、中部和后部。

表4 受到1 150 N压缩力和股骨后向134 N的载荷时,膝股关节相对运动结果

Table 4 Results of the relative movement of tibio-femoral joint under a combined load of 1 150 N in compression and 134 N posterior applied to the femur

屈曲角度	前后方向位移(mm)	内外方向位移(mm)	内外旋角度(°)	内外翻角度(°)
0°	4.25	1.39	3.6	0.66
15°	5.27	1.52	4.1	0.65
30°	6.93	1.72	5.7	0.54
45°	6.43	1.60	5.1	0.76
60°	5.54	1.51	4.6	0.89

3-mastic中的Mark功能,在关节表面刻画出关节软骨的轮廓,再利用Offset功能,对其进行拉伸其中髌骨软骨、股骨软骨和胫骨软骨的厚度分别为2, 3, 3 mm,从而建立出关节软骨和半月板(图2),最后生成符合实际的三维膝关节模型。以inp格式的文件导入到网格处理软件HyperMesh中,对膝关节进行网格划分及优化,单元类型为四面体单元,具体单元数和节点数见表1。再将其导入到有限元软件Abaqus中,设置材料属性赋值、装配以及定义约束和加载^[20]。在Abaqus中,用非线性弹簧单元来代替韧带,包括:内侧副韧带(MCL)、外侧副韧带(LCL)、前交叉韧带(ACL)、后交叉韧带(PCL)、髌骨韧带(PL)和股四头肌肌腱(QT)。另外,因内侧副韧带(MCL)的结构较为复杂,所以内侧副韧

带(MCL)分为3个部分(MCLa, MCLo, MCLd)。根据解剖学上的附着位置及形态^[21],以及Rao等^[22]的研究,确定各条韧带的附着点位置,最后构建出膝关节三维有限元模型如图3所示。

1.5.2 材料属性 实验主要关注关节软骨和半月板的受力和相对运动,不考虑骨骼的形变,因此将骨骼部分看作为密质骨且假设其为均匀各向同性材料,弹性模量E=11 000 MPa,泊松比ν=0.3。虽然半月板和软骨都是黏弹性组织,但人体的步态单摆周期(1 s)远小于软骨的黏弹性时间常数(1 500 s)^[23];且Donzelli等^[24]认为黏弹性材料在承受负载后短时间内不会有明显的变化,因此实验将关节软骨和半月板均定义为线弹性各向同性的材料,关节软骨的

弹性模量 $E=5\text{ MPa}$ ，泊松比 $\nu=0.46$ ；半月板的弹性模量 $E=59\text{ MPa}$ ，泊松比 $\nu=0.49$ 。骨骼、关节软骨和半月板的详细材料属性见表2^[25]。有限元模型中还包含了膝关节运动中重要的软组织结构：韧带。其中，由于韧带只受拉力、不受压力的材料特性，所以在ABAQUS中将韧带的材料属性设置为非线性弹簧单元属性，该弹簧单元在受到拉伸和收到压缩的外力作用下的力学行为完全不同。韧带的弹性刚度如表3所示。

1.5.3 边界条件及加载 根据膝关节生理解剖学的特征，三维有限元模型的边界条件如下：股骨不受约束，胫骨受到屈曲自由度和3个平移自由度约束，半月板前后角与胫骨平台相连^[19, 23]；韧带端点分别连接到相应的位置。由于实验使用非线性弹簧单元代替韧带，因此可能发生接触区域相对较少，共定义了7个可能会发生接触的区域，包括髌骨软骨的外表面、股骨软骨外表面、胫骨软骨上表面和内、外侧半月板的上下2个表面^[26]。实验在Abaqus中使用通用接触算法定义接触，将所有接触均定义为无摩擦接触。

加载条件：对股骨施加转动位移载荷，动态模拟膝关节 0° – 60° 的屈曲过程，其旋转轴为股骨内外髁中心的连线，对膝关节三维有限元模型施加4种不同的载荷：①施加1 150 N的压缩力，加载在股骨顶端的截面上，沿竖直向下的方向；并对股骨施加134 N的股骨后向推力，加载在股骨内外髁中点连线的中点，沿垂直冠状面的方向；②施加1 150 N的压缩力，并对膝关节施加10 Nm的内、外翻力矩，模拟膝关节内、外翻运动；③施加1 150 N的压缩力，并对膝关节施加4 Nm的内、外旋力矩，模拟膝关节内、外旋运动；④施加1 150 N的压缩力，并对股骨施加134 N的股骨后向推力以及对膝关节施加外翻10 Nm和内旋4 Nm的联合力矩。采用Abaqus中的有限元显式算法，分析膝关节在 0° – 60° 屈曲运动中，胫-股关节的力学特性。

1.6 主要观察指标 在不同屈曲状态下，胫股关节相对位移和旋转情况及胫股关节软骨和半月板所受的接触应力情况。

2 结果 Results

2.1 三维有限元模型的鉴定 实验构建了成年男性正常膝关节的三维有限元模型，包括髌骨、股骨、胫骨、关节软骨、内外侧半月板、髌韧带(PL)、股四头肌(QT)、前后交叉韧带(ACL, PCL)和内外侧副韧带(MCL, LCL)。模型的结构和相对位置均符合正常的膝关节生理构造，共包含200 043个单元数和50 127个节点。

2.2 膝关节在不同屈曲角度受力的力学特性 在屈曲 0° ，受到1 150 N的压缩力及股骨后向134 N的载荷时，实验得到的前后、内外方向上的位移分别为4.25, 1.39 mm；内外旋和内外翻角度分别为 3.6° 和 0.66° 。在相同载荷条件下，Song等^[27]得到的结果分别为4.3, 0.39 mm, 1.9° 和 0.09° ；Peña等^[28]得到的结果分别为4.75 mm、0.56 mm、 1.6° 和

0.76° 。通过实验结果与其他作者的结果比较，可说明此模型的有效性^[27-29]。

膝关节在屈曲 0° 到 60° ，施加1 150 N的压缩力及股骨后向134 N的载荷时，胫股关节间的相对位移，以前后位移为主，屈曲 0° 时位移最小，为4.25 mm；屈曲 30° 时位移最大，为6.93 mm。其他方向的相对位移较小，且旋转角度变化不大，见表4。

膝关节在屈曲 0° – 60° ，受到1 150 N的压缩力及10 Nm的内、外翻力矩时，主要研究股骨相对胫骨产生的内、外翻。Wascher等^[30]对胫骨施加15 Nm内、外翻的力矩，在 10° – 20° 的屈膝过程中，得到其内、外翻的范围是 7.7° – 9.2° 。Markolf等^[31]采用29 Nm的力矩，得到在屈膝 0° – 90° ，内、外翻角度为 2° – 8° 。实验由于没有包括肌肉和皮肤等组织，所以使用10 Nm的内、外翻力矩，膝关节在屈曲 0° – 60° ，得到内、外翻活动范围为 3.54° – 6.12° (表5)。可见膝关节内、外翻运动相对稳定，角度变化较小。

表5 受到1 150 N压缩力和10 Nm的内外翻力矩时，胫股关节的相对外翻角度

Table 5 Relative varus-valgus angles of tibio-femoral joint under a combined load of 1 150 N in compression and varus-valgus torque of 10 Nm

项目	屈曲角度				
	0°	15°	30°	45°	60°
内翻角度($^{\circ}$)	3.86	4.25	5.68	5.53	5.94
外翻角度($^{\circ}$)	3.54	4.54	5.51	5.72	6.12

膝关节在屈曲 0° – 60° 运动中，受到1 150 N的压缩力及4 Nm的内、外旋力矩时，主要研究股骨相对胫骨产生的内、外旋。Wascher等^[30]研究得出当膝关节微屈 10° – 20° 时，内、外旋的活动范围为 31.6° – 37.6° 。Markolf等^[31]采用4 Nm的旋转力矩时，研究得出当膝关节屈膝超过 20° 时，其内、外旋角度均可达到 25° 。实验也使用4 Nm的内旋力矩，测得在 0° – 60° 屈膝过程中，膝关节内旋的范围为 2.36° – 28.93° ，外旋的范围为 1.98° – 32.87° (表6)。可见在 0° – 60° 屈膝过程中内、外旋角度随屈曲角度的增大逐渐增大，但外旋的活动范围略大于内旋范围。

表6 受到1 150 N压缩力和4 Nm的内外旋力矩时，胫股关节的相对内旋角度

Table 6 Relative internal-external angles of the tibio-femoral joint under a combined load of 1 150 N in compression and internal-external torque of 4 Nm

项目	屈曲角度				
	0°	15°	30°	45°	60°
内旋角度($^{\circ}$)	2.36	18.64	24.65	26.57	28.93
外旋角度($^{\circ}$)	1.98	20.26	28.52	30.18	32.87

为了更准确地模拟人体膝关节运动，在 0° – 60° 屈膝运

动中, 施加1 150 N压缩力和股骨后向134 N的载荷以及10 Nm的外翻和4 Nm的内旋联合力矩, 得到如下数据(表7)。内旋和外翻的角度随屈膝角度的增大而增大, 其活动范围分别为1.56°-29.17°和3.34°-6.13°; 股股关节的前后位移, 在屈曲0°时位移最小, 为4.36 mm, 30°时最大, 为7.23 mm, 则其前后位移范围是4.36-7.23 mm。

表7 受到1 150 N压缩力和股骨后向134 N的载荷以及10 Nm的外翻和4 Nm的内旋联合力矩时, 股股关节的相对运动的结果
Table 7 Results of the relative movement of tibio-femoral joint under a combined load of 1 150 N in compression, 134 N posterior applied to the femur, valgus torque of 10 Nm and internal torque of 4 Nm

屈曲角度	前后方向位移 (mm)	内外方向位移 (mm)	内外旋角度 (°)	内外翻角度 (°)
0°	4.36	1.38	1.56	3.34
15°	5.75	1.45	20.32	4.62
30°	7.23	1.64	26.63	5.48
45°	6.46	1.62	28.14	5.84
60°	5.66	1.56	29.17	6.13

为了更好的分析股股关节间的力学特性, 给出了膝关节在0°-60°受到1 150 N压缩力和股骨后向134 N的载荷及10 Nm的外翻和4 Nm的内旋联合力矩时, 股股关节接触应力云图(图4-6)和各关节面接触应力变化曲线(图7)。

由图4-7可知, 股骨软骨、胫骨软骨和半月板在0°的最大接触应力分别为1.45, 1.03和2.59 MPa; 而60°的最大接触应力分别为6.41, 6.73和8.65 MPa。膝关节在0°-60°的屈曲运动中, 股骨软骨和胫骨软骨的接触应力随着屈膝角度的增加而增大, 且接触区域逐渐向后侧移动。在此过程中, 内、外侧半月板接触应力的变化不同, 内侧半月板的接触应力的波动较大, 而与之相反, 外侧半月板的接触应力相对稳定, 且内侧半月板的接触应力大于外侧半月板的应力值。膝关节在0°-30°的屈膝阶段, 股股关节的接触区域主要发生在胫骨平台和半月板的前侧, 且接触面积相对较小; 而从30°-60°屈膝阶段, 接触区域逐渐转移到胫骨平台和半月板的中央, 接触面积也随之变大。

3 讨论 Discussion

有限元法具有许多优点, 它可以克服一些传统研究中存在的缺点, 如实验费用高、实验周期长以及无法分析几何结构复杂的关节力学特性等。在研究膝关节生物力学时, 三维有限元模型可以较为准确地模拟膝关节在日常生活中的多种运动^[32-33], 如行走、奔跑和上下楼梯等; 可得到在复杂条件下膝关节的运动情况和生物力学特性。

实验具体给出了在膝关节屈曲0°-60°过程受不同载荷作用下, 股股关节各软骨和半月板的接触应力的大小和分布规律, 以及相对位移和角度情况, 能够更直观的探讨膝关节的运动状态和受力特性。综上所述, 实验得到以下结论:

(1)在模拟0°-60°屈膝运动中, 膝关节外翻的角度范围较小, 相对稳定, 而膝关节内旋角度范围相对较大; 股骨相对胫骨有明显的后移, 且在屈曲0°时位移最小, 而在30°时位移最大。

(2)在模拟0°-60°屈膝运动中, 股股关节软骨和半月板的接触应力随着屈膝角度的增大而增大, 而内侧半月板的接触应力始终大于外侧半月板的接触应力。随着膝关节的不断屈曲, 股股关节的接触面积逐渐增大。

目前, 针对膝关节的有限元研究存在一些问题。主要有大多数的膝关节模型都未能包含膝关节的全部结构, 如, 有的缺少半月板、有的韧带不完整; 且有关膝关节的有限元分析, 也多是进行静态模拟, 因此, 模拟结果和膝关节的实际运动存在较大的差异。

实验与多数的膝关节有限元研究相比具有以下特点:

①实验构建了包含骨骼、韧带以及所有软骨和半月板的完整膝关节三维有限元模型; ②然后对膝关节在不同受力情况下, 进行动态模拟分析。

实验的膝关节有限元模型有良好的精确度, 但也存在一些缺陷。由于实验条件有限, 没有考虑肌肉、皮肤和关节囊等结构; 且由于膝关节组织材料的不均匀性、各项异性和非线性使其本构关系难以确定, 以及关节间具有较为复杂的接触和运动; 而有限元方法只能进行定性的描述, 所以设置的材料属性、边界条件和加载条件, 不能和膝关节的实际运动完全一致, 因此实验结果会有一定的误差。

下一步的研究计划是将此模型中的韧带(弹簧单元)用超弹性体单元替换^[28], 模拟更多的膝关节运动, 分析韧带、关节软骨和半月板的力学特性。

致谢: 感谢太原理工大学生物医学工程研究所的全体老师和同学的帮助。

作者贡献: 第一作者负责建模分析。通讯作者负责问题的提出和审阅。其他作者负责对结果的审查及文章的修改。

经费支持: 该文章接受了“国家自然科学基金项目(11472185, 11772214)”的资助。所有作者声明, 经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程不存在利益冲突。

机构伦理问题: 实验的内容和方案已经山西医科大学第一附属医院伦理委员会讨论批准。

知情同意问题: 参与实验的志愿者过程完全知情同意, 在充分了解实验方案的前提下签署了“知情同意书”。

写作指南: 该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE指南)。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审, 同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

生物统计学声明: 本文统计学方法已经太原理工大学应用力学与生物医学工程研究所生物统计学专家审核。

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, 根据《知识共享许可协

议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”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] 贾焕英.膝关节软骨损伤磁共振扫描序列临床应用价值的研究[J].中国药物与临床,2017,17(6):826-827.
- [2] 林昊,张余,李国安.人工全膝关节研究新进展[J].医用生物力学,2012,27(2):115-121.
- [3] 李春娥.膝关节有限元模型研究进展[J].科技经济导刊,2017,1(9):158.
- [4] Tanska P, Mononen ME, Korhonen RK. A multi-scale finite element model for investigation of chondrocyte mechanics in normal and medial meniscectomy human knee joint during walking. *J Biomech*. 2015;48(8):1397-1406.
- [5] Naghibi BH, Janssen D, Van GS, et al. The influence of ligament modelling strategies on the predictive capability of finite element models of the human knee joint. *J Biomech*. 2017;65(5):1-11.
- [6] Kang KT, Koh YG, Son J, et al. Finite element analysis of the biomechanical effects of 3 posterolateral corner reconstruction techniques for the knee joint. *Arthroscopy*. 2017;33(8):1537-1550.
- [7] Woiczinski M, Steinbrück A, Weber P, et al. Development and validation of a weight-bearing finite element model for total knee replacement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2016;19(10):1033.
- [8] Ali AA, Shalhoub SS, Cyr AJ, et al. Validation of predicted patellofemoral mechanics in a finite element model of the healthy and cruciate-deficient knee. *J Biomech*. 2016;49(2):302-309.
- [9] Dong R, Liu Y, Zhang X, et al. The evaluation of the role of medial collateral ligament maintaining knee stability by a finite element analysis. *J Orthop Surg Res*. 2017;12(1):64-71.
- [10] Rybicki EF, Simonen FA, Jr WE. On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomech*. 1972; 5(2):203-215.
- [11] Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, et al. A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. *J Biomech*. 1980;13(8):677-679.
- [12] Bendjaballah MZ, Shirazi A. Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *Knee*. 1995;2(2):69-79.
- [13] Jilani A, Shirazi-Adl A, Bendjaballah MZ. Biomechanics of human tibio-femoral joint in axial rotation. *Knee*. 1997;4(4):203-213.
- [14] Caruntu DI, Hefzy MS. 3-D anatomically based dynamic modeling of the human knee to include tibio-femoral and patello-femoral joints. *J Biomech Eng*. 2004;126(1):44-53.
- [15] Zielinska B, Donahue TL. 3D finite element model of meniscectomy: changes in joint contact behavior. *J Biomech Eng*. 2006;128(1):115-123.
- [16] 姜华亮,华锦明,许新忠,等.正常人膝关节三维有限元模型的建立[J].苏州大学学报:医学版,2008,28(3):421-422.
- [17] 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.
- [18] 鲍春雨,郭宝川,孟庆华.人体膝关节有限元模型建立及其有效性验证[J].应用力学学报,2017,34(3):559-563.
- [19] 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.
- [20] Manda K, Ryd L, Eriksson A. Finite element simulations of a focal knee resurfacing implant applied to localized cartilage defects in a sheep model. *J Biomech*. 2011;44(5):794-801.
- [21] 崔晓倩,王辅忠,张慧春.膝关节股骨远端软骨硬化前后力学性能分析[J].医用生物力学,2015,30(1):25-29.
- [22] Rao C, Fitzpatrick CK. A statistical finite element model of the knee accounting for shape and alignment variability. *Medical Engineering&Physics*. 2013,35(10):1450-1456.
- [23] 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.
- [24] Donzelli PS, Spilker RL, Ateshian GA, et al. Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlations with tissue failure. *J Biomech*. 1999;32(10):1037-1047.
- [25] Marouane H, Shiraziadl A, Hashemi J. Quantification of the role of tibial posterior slope in knee joint mechanics and ACL force in simulated gait. *J Biomech*. 2015;48(10):1899-905.
- [26] 吴辉群,严培培,耿兴云,等.基于Mimics软件虚拟人膝关节三维图像融合实验[J].中国组织工程研究,2011,15(48):8943-8946.
- [27] Song Y, Debski RE, Musahl V, et al. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *J Biomech*. 2004;37(3):383-390.
- [28] Peña AE, Calvo B, Martá-Nez MA, et al. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *J Biomech*. 2006;39(9):1686-1701.
- [29] Suggs J, Wang C, Li G. The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction-a 3D computational simulation. *Clin Biomech*. 2003;18(1):35-43.
- [30] Wascher DC, Markolf KL, Shapiro MS, et al. Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: the effect of multiplane loading in the intact knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1993;75(3):377-386.
- [31] Morkolf K. Stiffness and laxity of the knee-the contributions of the supporting structures. *J Bone Joint Surg A*. 1976;58(5):583-594.
- [32] Naghibi H, Khoshgoftar M, Sprengers A, et al. A comparison between dynamic implicit and explicit finite element simulations of the native knee joint. *Med Eng Phys*. 2016; 10(38):1123-1130.
- [33] 王光达,张祚福,齐晓军,等.膝关节三维有限元模型的建立及生物力学分析[J].中国组织工程研究,2010,14(52):9702-9705.