

基于CT和MRI膝关节有限元模型建立与不同载荷下生物力学特性分析

杭声琪¹, 张文韬², 王泰淇¹, 任建澄¹, 李富超¹, 赵改平¹, 马童³

1. 上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 上海理工大学环境与建筑学院, 上海 200093; 3. 同济大学附属杨浦区中心医院骨科, 上海 200090

【摘要】基于CT和MRI图像数据建立膝关节有限元模型,采用六面体网格对不同载荷系统下人体膝关节生物力学特性进行研究,并进行有效性验证。建立膝关节有限元模型包括:股骨、胫骨、髌骨、腓骨、股骨软骨、胫骨软骨、腓骨软骨、半月板、前后交叉韧带、内外侧副韧带、髌韧带和股四头肌腱等。对膝关节施加1 kN轴向压缩载荷、134 N后向抽屈力和5、10、15 N·m内翻力矩和外翻力矩,分析膝关节内软骨和半月板的接触应力和接触面积,股骨内外翻倾角以及位移变化情况。在1 kN压缩载荷和134 N抽屈力作用下,股骨软骨、内外侧半月板和内外侧胫骨软骨的接触应力峰值分别为4.47、3.25、2.83、2.70、2.53 MPa, Von Mises 应力峰值分别为2.22、2.44、2.25、2.07、1.64 MPa。股骨相对胫骨前向位移为4.19 mm。施加5、10、15 N·m内翻和外翻力矩时,股骨内翻和外翻倾角分别为3.49°、4.48°、4.91°和3.22°、3.62°、4.01°。随着力矩的线性增大,膝关节各组成成分的应力呈非线性变化趋势。膝关节软骨、半月板和韧带的研究结果符合其生物力学特性,与前人数值分析和实验研究结果相一致,可为临床膝关节生理病理分析和治疗提供一定的理论依据。

【关键词】计算机断层扫描;磁共振成像;膝关节;生物力学特征;内外翻力矩;接触应力;六面体网格;有限元分析

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)03-0370-05

Establishment of finite element model of knee joint based on CT and MRI and analysis of biomechanical characteristics under different loads

HANG Shengqi¹, ZHANG Wentao², WANG Taiqi¹, REN Jiancheng¹, LI Fuchao¹, ZHAO Gaiping¹, MA Tong³

1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. School of Environment and Architecture, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 3. Department of Orthopedics, Yangpu Hospital Affiliated to Tongji University, Shanghai 200090, China

Abstract: Based on CT and MRI image data, a finite element model of the knee joint is established, and hexahedral mesh is used to analyze the biomechanical characteristics of human knee joint under different loads, thereby verifying the validity of the model. The established knee joint finite element model includes femur, tibia, patella, fibula, femoral cartilage, fibula cartilage, meniscus, anterior and posterior cruciate ligament, medial and lateral collateral ligament, patellar ligament and femoral quadriceps tendon. After the knee joint is applied with 1 kN axial compression load, 134 N in posterior drawer test, and 5, 10, 15 N·m varus and valgus torques, the contact stress and contact area of the internal cartilage and the meniscus of the knee joint, femoral varus angles and valgus angles are analyzed, and the displacement of the knee joint is measured. Under 1 kN compression load and 134 N in drawer test, the peak contact stresses of femur cartilage, medial and lateral meniscus, and medial and lateral tibial cartilage are 4.47, 3.25, 2.83, 2.70 and 2.53 MPa, respectively, with peak Von Mises stresses of 2.22, 2.44, 2.25, 2.07 and 1.64 MPa, respectively. The displacement of femur relative to tibia is 4.19 mm. When applying 5, 10 and 15 N·m varus and valgus torques, femoral varus and valgus angles are 3.49°, 4.48°, 4.91°, and 3.22°, 3.62°, 4.01°, respectively. With the linear increase of torque, the stress of each component of the knee joint presents a nonlinear change trend. The analysis results of knee articular cartilage, meniscus and ligaments are in accordance with their biomechanical properties, which is consistent with the previous results of numerical analysis and experimental studies. The established model can provide a certain theoretical basis for the physiological and pathological analyses on knee joint and its treatment research.

Keywords: computed tomography; magnetic resonance imaging; knee joint; biomechanical characteristics; varus and valgus torques; contact stress; hexahedral mesh; finite element analysis

【收稿日期】2020-10-23

【基金项目】国家自然科学基金(11502146);上海市自然科学基金(15ZR1429600)

【作者简介】杭声琪,硕士研究生,研究方向:生物力学,E-mail: hangshenqi@foxmail.com

【通信作者】赵改平,副教授,硕士生导师,E-mail: zgp_06@126.com

前言

膝关节是人体下肢活动的枢纽关节,其解剖结构和运动功能比较复杂,胫股关节和髌股关节通过肌肉、肌腱和韧带连接组成,保证膝关节运动的稳定性和灵活性。膝关节在运动中承受较大载荷,是易发生损伤和病变的部位,对膝关节生理病理和治疗机制的研究一直备受医生和学者们的关注。随着计算机技术和数值计算方法的快速发展,采用有限元方法研究膝关节的生理功能、损伤预防和治疗成为重要的辅助手段。

采用有限元方法研究不同载荷下骨骼、韧带及半月板的生物力学特性一直是众多临床和科研工作者研究的热点。如Bendjaballah等^[1]研究正常膝关节施加5、10和15 N·m内外翻力矩时,股骨旋转角度和前后交叉韧带张力的生物力学特性。Li等^[2]建立了正常膝关节的有限元模型,在胫骨上加载从0到10 N·m内旋外旋力矩,研究胫骨内旋和外旋角度的变化。Gardiner等^[3]建立膝关节屈曲0°、30°、60°的有限元模型,施加10 N·m外翻力矩,研究内侧副韧带的应变情况。Liu等^[4]在股骨上施加10 N·m内翻外旋力矩,研究后交叉韧带重建的膝关节内翻外旋角度。Vairi等^[5]建立膝关节正常、韧带缺失和重建的有限元模型,在股骨上施加1 150 N压缩力、134 N抽屈力以及10 N·m外翻力矩,分析前交叉韧带断裂与重建后膝关节的力学特性。Luczkiewicz等^[6]建立了正常膝关节有限元模型,在股骨上施加1 000 N载荷,研究挤压变形后不同横截面半月板的应力变化情况等。膝关节有限元模型进行网格划分时,国内外学者多数采用四面体网格进行划分^[7-9]。本文基于人体膝关节的CT和MRI图像建立几何模型,采用六面体单元网格建立包括骨骼、软骨、半月板和韧带在内的三维有限元模型。施加载荷,进行膝关节有限元模型的有效性验证与分析,得出软骨和半月板的接触应力、接触面积、Von Mises应力及位移情况,研究加载不同大小的内翻、外翻力矩时股骨内翻、外翻角度、半月板和韧带的应力变化情况等。

1 材料和方法

1.1 研究对象

选取一名膝关节健康女性志愿者,年龄52岁,体质量60 kg,使用CT对膝关节直立时进行扫描,得到层厚0.75 mm、大小为512×512像素的图像,使用MRI对同一膝关节进行扫描,得到层厚0.6 mm、大小为256×256像素的图像。

1.2 模型与网格划分

将CT和MRI图像导入Mimics(Materialise NV,

Leuven, Belgium),在CT图像中选取骨骼部位的阈值,进行区域生长自动分割骨骼区域,包括股骨、胫骨、髌骨和腓骨。由于在CT图像中软组织显示界限不清楚,因而在MRI图像中提取。在MRI图像T₁序列中,根据解剖学位置和MRI影像显示,分割股骨软骨、半月板、胫骨软骨、腓骨软骨、前交叉韧带(ACL)、后交叉韧带(PCL)、内侧副韧带(MCL)、外侧副韧带(LCL)、髌韧带和髌骨上方相连的股四头肌腱等。三维重建出各部分的几何模型后,将三维模型导入Geomagic Studio 12(Raindrop Geomagic, Inc.)中进行进一步修整模型以及曲面的生成,重建的全膝关节几何模型如图1a所示。利用hypermesh13.0进行六面体网格划分时,从源面生成二维四边形网格,然后沿着源面与目标面生成三维六面体网格,网格从源面映射到目标面。譬如股骨的六面体网格划分示意图如图1b所示。经过网格收敛性测试,将网格单元大小设置骨骼为2.0 mm,软骨、韧带、半月板为1.0 mm,单元类型为C3D8R,网格经检查无穿透或交叉。膝关节六面体网格有限元模型如图1c所示。

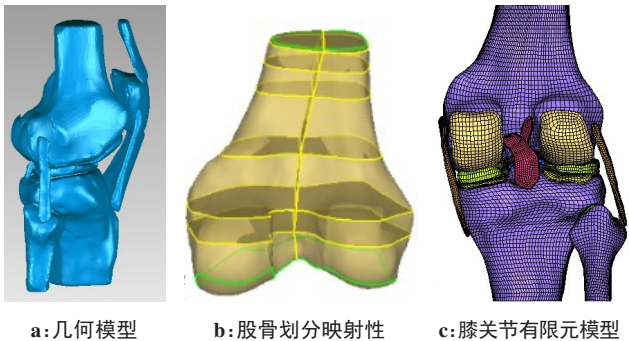


图1 膝关节几何模型和有限元模型

Fig.1 Geometric model and finite element model of the knee joint

1.3 材料属性

膝关节的股骨、胫骨和腓骨视为各向同性线弹性材料,各个关节软骨也视为各向同性线弹性材料^[10],数值如表1所示。韧带为各向同性的超弹性材料,采用Neo-Hooke本构模型,其能量密度函数为 $\Psi=C_1 \times (I_1-3)$, C_1 表示初始剪切模量, I_1 表示Cauchy-Green应变张量的第一修正不变量^[11]。半月板为横观各向同性弹性材料,即半月板所处平面内的力学性质与垂直面的不同^[12]。半月板周向上弹性模量为 E_c ,径向和轴向的弹性模量为 $E_a=E_r$,各方向泊松比和剪切模量数值如表1所示。内外侧半月板前后角与胫骨平台间通过韧带相连,采用刚度为2 000 N/mm线性弹簧单元模拟^[13]。内外侧半月板前角间相连的横韧带,也采用线性弹簧单元模拟,弹簧单元的刚度为900 N/mm^[13]。

表1 膝关节材料属性
Tab.1 Material properties of the knee joint

结构	弹性模量/MPa	泊松比	结构	C _t /MPa
骨骼	17 000	0.3	ACL	5.83
半月板	E _c =120	v _{ra} =0.2	PCL	6.06
	E _a =E _r =20	v _{rc} =v _{ac} =0.3		
	G _{ra} =8.33			
	G _{rc} =G _{ac} =57.7			
软骨	15	0.45	MCL	6.43
			LCL	6.06

1.4 边界条件和载荷

使用ABAQUS (Simulia, Providence, RI) 软件设置各结构的相互作用、边界条件以及载荷,股骨软骨和内外侧半月板之间设置2个接触对,股骨软骨和内外侧胫骨软骨之间设置2个接触对,内外侧半月板和内外侧胫骨软骨之间设置2个接触对,共计6个接触对。各部位的接触摩擦系数设为0.02,相互作用属性设置为有限滑动,主表面与从表面之间采用默认的“硬接触”。所有的软骨与相应的骨骼之间设置绑定约束,韧带的两端与骨骼之间也设置绑定约束。股骨的6个自由度不受固定,将边界条件设置在胫骨远端和腓骨远端,固定6个自由度。将股骨的网格设置耦合约束,耦合点设置在股骨两髁的中心点。耦合

点加载形式如下几种载荷:1 000 N压缩力以及股骨前向134 N抽屈力^[18],为了进行模型验证;1 000 N压缩力和分别为5、10、15 N·m外翻力矩以及1 000 N压缩力和分别为5、10、15 N·m内翻力矩^[14],为了对比施加不同内翻和外翻力矩时的生物力学特性。

2 结果

2.1 膝关节接触应力和接触面积

膝关节施加1 000 N轴向压缩载荷和股骨后向134 N抽屈力的作用,股骨软骨、内外侧半月板和内外侧胫骨软骨上的接触应力(CPRESS)如图2所示。膝关节接触应力体现了两个结构之间挤压时接触面上产生的应力。计算结果显示,股骨软骨上最大接触应力值为4.47 MPa,在内侧和外侧的中心部位出现应力集中,最大接触应力分布于内侧。内外侧半月板最大接触应力值分别为3.25和2.83 MPa,内侧半月板接触应力分布于中后部,分布面积较大且均匀,外侧半月板的接触应力分布于后部,半月板前部的接触应力相对较小。内外侧胫骨软骨的最大接触应力值分别为2.70和2.52 MPa,位于中心和股骨软骨与半月板接触的地方,外侧胫骨软骨的接触应力最大位置呈现在与股骨软骨接触的地方,其中内侧胫骨软骨接触应力比外侧胫骨软骨的分布要广泛。各个部位的接触面积与文献中结果^[16-20]对比如图3所示。在接触面积方面,内外侧胫骨软骨的接触面积分别为505.47和413.3 mm²。

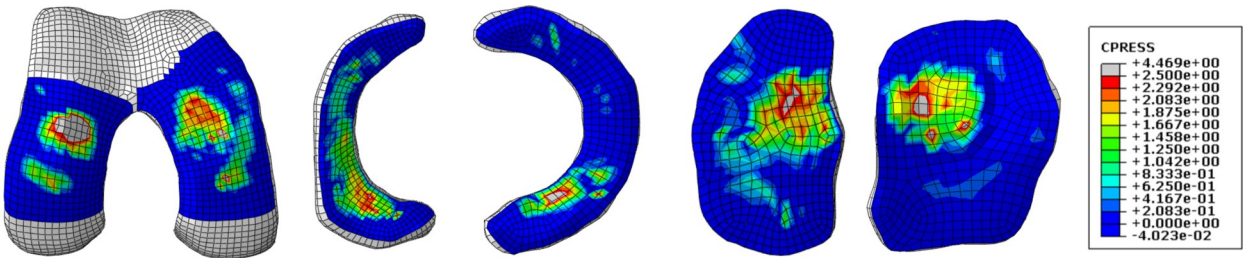


图2 膝关节股骨软骨、半月板和胫骨软骨的接触应力
Fig.2 Contact stresses of femoral cartilage, meniscus and tibial cartilage of the knee joint

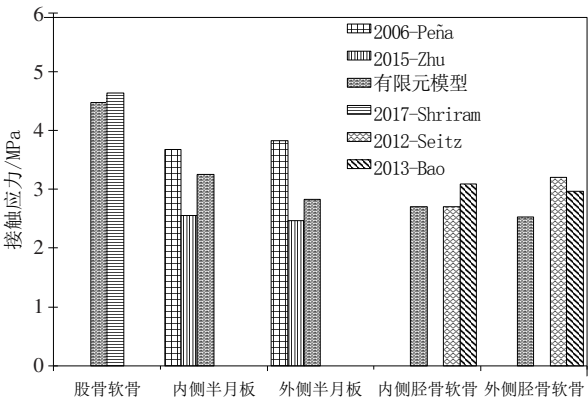


图3 膝关节接触应力的对比
Fig.3 Comparison of contact stresses of the knee joint

2.2 膝关节 Von Mises 应力和位移

膝关节的 Von Mises 应力分布如图4所示。股骨软骨、内外侧半月板和内外侧胫骨软骨最大 Von Mises 应力分别为2.22、2.44、2.25、2.07和1.64 MPa。分布上,股骨软骨最大 Von Mises 应力分布于内侧部位,半月板主要分布于中部以及前后角位置。胫骨软骨应力主要分布于与股骨软骨接触的中心位置,以及与半月板接触位置。位移方面,膝关节股骨相对于胫骨前向上的位移为4.19 mm。

2.3 膝关节不同内外翻力矩下应力结果

股骨内外翻倾角、半月板接触应力、前后交叉韧

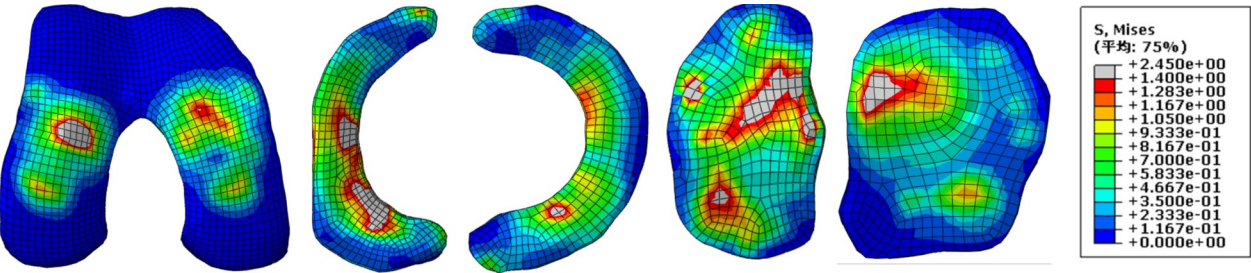


图4 膝关节股骨软骨、半月板和胫骨软骨 Von Mises 应力分布

Fig.4 Von Mises stress distribution of femoral cartilage, meniscus and tibial cartilage of the knee joint

带应力和内外侧副韧带峰值应力随不同力矩的变化分布如图5所示。随着内翻力矩从5、10增大到15 N·m, 股骨内翻倾角分别为3.49°、4.48°、4.91°, 随着外翻力矩同样线性增大, 股骨外翻倾角分别为3.22°、3.62°、4.01°。从内翻到外翻过渡过程中, 外侧半月板应力渐增, 而内侧渐减, ACL与PCL应力呈现出先减少再增大的趋势, MCL应力先渐减再趋于平稳, LCL应力呈现渐增的趋势。

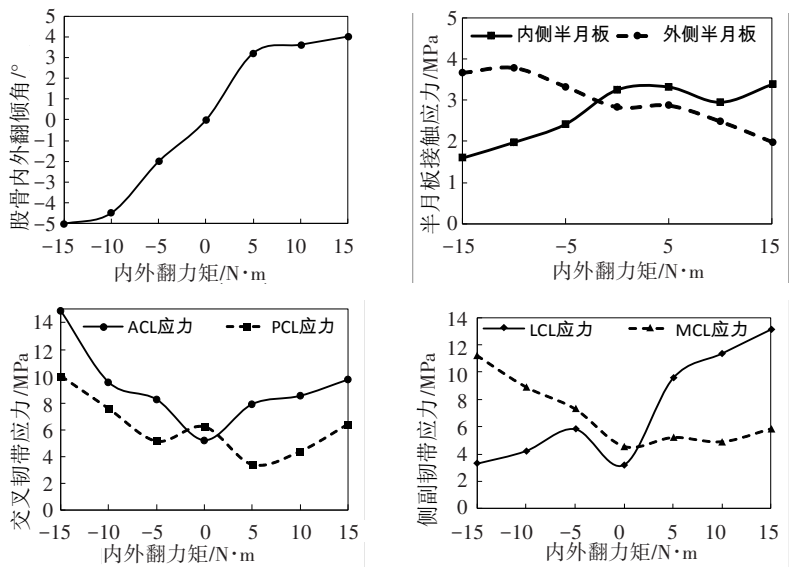


图5 膝关节内外翻力矩下股骨倾角、半月板和韧带峰值应力变化

Fig.5 Femoral inclination and the changes in peak stresses of meniscus and ligament of the knee joint under varus and valgus torques

3 讨论

人体膝关节三维有限元模型采用六面体网格划分,在膝关节直立位时,施加1 000 N压缩力和134 N抽屈力,研究关节软骨和半月板接触应力和 Von Mises应力的分布情况,胫骨软骨接触面积以及股骨的前后位移情况,验证了模型的有效性。

膝关节股骨软骨、内外侧半月板和内外侧胫骨软骨接触应力 CPRESS 的计算结果与前人体外试验和有限元分析结果^[16-20]的对比如图3所示。股骨软骨的接触应力与 Shriram 等^[16]施加1 150 N载荷计算

的最大接触应力4.64 MPa相一致,与Bae等^[15]计算的股骨软骨接触应力的分布趋势相同。半月板接触应力与Peña等^[17]施加1 150 N载荷和134 N胫骨前向抽屈力的计算结果3.68和3.82 MPa相比减少了11.7%和25.9%,原因在于半月板设置的材料属性以及施加的载荷不同,比Zhu等^[18]施加1 000 N载荷的数值2.55和2.47 MPa略大,由于其未考虑134 N抽屈力的作用。Seitz等^[19]和Bao等^[20]模拟内外侧胫骨软骨接触应力分别为2.7和3.2 MPa, 3.09和2.97 MPa,本文与其结果相近。接触面积比Liu^[21]计算的内外侧胫骨软骨和外侧胫骨的平均接触面积515.29和390.29 mm²减少了1.9%和增大了5.9%,与Geeslin等^[22]体外实验结果538 mm²减少了22.3%,由于施加载荷的不同以及个体膝关节的差异,而与前人的有限元结果相近,具有一定的准确性。股骨软骨 Von Mises 应力与 Shriram 等^[16]股骨软骨应力为2.76 Mpa相比减少了19.6%,内外侧半月板 Von Mises 应力与Peña等^[11]在1 150 N载荷下内外侧半月板应力分别为2.75和1.62 MPa相比减少10.9%和增加38.9%,内外侧胫骨软骨 Von Mises 应力与Peña^[17]等在1 150 N压缩载荷和134 N抽屈力作用下内外侧胫骨软骨应力分别为2.19和1.76 Mpa相比减少了5.5%和6.8%,存在差别的原因是施加载荷的不同所致,整体 Von Mises 应力接近。临床上,抽屈力试验用于检查交叉韧带损伤以及韧带重建后的疗效测评^[23],评价膝关节的稳定性。对于抽屈力的施加,可位于胫骨或股骨,方向前向或后向。本文选取在股骨上施加后向的134 N抽屈力,在位移的数值上,Gabriel等^[24]计算的位移为4.0 mm,位移结果与前人研究相一致。

内侧副韧带在外翻力矩增加时应力比其他韧带应力都要大,在抵抗外翻力矩作用时起主要作用, Ren等^[25]也表示内侧副韧带倾向于抵抗膝关节的外

翻运动。同时也注意到,膝关节在过度外翻时,可能会导致内侧副韧带损伤。前交叉韧带在内翻力矩达到最大时,应力比其他韧带应力都要大,在内翻力矩作用时起主要作用,Hinckel等^[26]的研究表明小于 10° 的内翻是导致前交叉韧带应力增大的主要原因。股骨倾角结果与Gardiner等^[27]体外试验在膝关节加载 $10\text{ N}\cdot\text{m}$ 外翻力矩时外翻倾角为 3.2° 的结果相近,Gardiner的结果也表明膝关节内翻时倾角略大于外翻时倾角。为膝关节在内外翻运动时的生物力学特性和运动损伤提供理论参考。

本文采用有限元方法分析膝关节复杂结构在承受不同载荷时的生物力学特性,与膝关节体外试验及有限元结果进行对比分析。膝关节模型包括骨骼、软骨、半月板和韧带等复杂结构,基于有限元方法强大的通用性和有效性,可依据临床特性精确调整材料属性及载荷等参数,获取膝关节组成中骨骼、软骨、半月板和韧带组织的应力分布及位移等,模型可为膝关节生理病变分析、进一步的手术方案设计和植入器械的力学特性研究提供有效可行的手段。

【参考文献】

- [1] BENDJABALLAH M Z, SHIRAZIADL A, ZUKOR D J. Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus [J]. Clin Biomech, 1997, 12(3): 139-148.
- [2] LI G, GIL J, KANAMORI A, et al. A validated three-dimensional computational model of a human knee joint [J]. J Biomech Eng, 1999, 121(6): 657-662.
- [3] GARDINER J C, WEISS J A. Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading [J]. J Orthop Res, 2003, 21(6): 1098-1106.
- [4] 刘晓敏, 王学锋, 吕劲, 等. 膝关节后外侧复合体有限元模拟重建的研究 [J]. 中国修复重建外科杂志, 2012, 26(11): 1310-1314.
LIU X M, WANG X F, LÜ J, et al. Analog reconstruction of posterolateral complex by the finite element [J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2012, 26(11): 1310-1314.
- [5] VAIRIS A, PETOUSIS M, STEFANOUDAKIS G, et al. Studying the intact, ACL-deficient and reconstructed human knee joint using a finite element model [C]//Asme International Mechanical Engineering Congress & Exposition. 2013.
- [6] LUCZKIEWICZ P, DASZKIEWICZ K, WITKOWSKI W, et al. The influence of a change in the meniscus cross-sectional shape on the medio-lateral translation of the knee joint and meniscal extrusion [J]. PLoS One, 2018, 13(2): e0193020.
- [7] 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.
CUI X Q, WANG F Z, ZHANG H C. Analysis on mechanical properties of cartilage in distal femur of knee joint in both normal and sclerosis cases [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2015, 30(1): 25-29.
- [8] 马雪梅, 张春秋, 高丽兰, 等. 骑行时不同屈曲角度膝关节软骨受力分析 [J]. 中国生物医学工程学报, 2016, 35(1): 119-123.
MA X M, ZHANG C Q, GAO L L, et al. The analysis of stress on knee cartilage in different flexion angles during riding [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2016, 35(1): 119-123.
- [9] SHRIRAM D, YAMAKO G, CHOSA E, et al. Effects of a valgus unloader brace in the medial meniscectomized knee joint: a biomechanical study [J]. J Orthop Surg Res, 2019, 14(1): 44.
- [10] WEI H W, SUN S S, JAO S H, et al. The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage [J]. Med Eng Phys, 2005, 27(4): 295-304.
- [11] PEÑA E, CALVO B, MARTÍNEZ M A, et al. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics [J]. Clin Biomech, 2005, 20(5): 498-507.
- [12] YANG N H. The effect of the frontal plane tibiofemoral angle on the contact stress and strain at the knee joint [J]. J Appl Biomech, 2010, 26(4): 432-443.
- [13] ZIELINSKA B, DONAHUE T L. 3D finite element model of meniscectomy: changes in joint contact behavior [J]. J Biomech Eng, 2006, 128(1): 115.
- [14] CHOKHANDRE S, BENNETTS C, HALLORAN J, et al. Comprehensive Identification of Tibiofemoral Joint Anatomy and Mechanical Response: Pathway to Multiscale Characterization [C]//Summer Bioengineering Conference. American Society of Mechanical Engineers, 2012: 1089-1090.
- [15] BAE J Y, PARK K S, SEON J K, et al. Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis [J]. Med Biol Eng Comput, 2012, 50(1): 53-60.
- [16] SHRIRAM D, PRAVEEN KUMAR G, CUI F, et al. Evaluating the effects of material properties of artificial meniscal implant in the human knee joint using finite element analysis [J]. Sci Rep, 2017, 7(1): 6011.
- [17] PEÑA E, CALVO B, MARTÍNEZ M A, et al. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint [J]. J Biomech, 2006, 39(9): 1686-1701.
- [18] 朱广铎, 郭万首, 程立明, 等. 活动平台单髁膝关节置换胫骨后倾的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(44): 7156-7162.
ZHU G D, GUO W S, CHENG L M, et al. Finite element analysis of tibial slope in mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2015, 19(44): 7156-7162.
- [19] SEITZ A M, LUBOMIERSKI A, FRIEMERT B, et al. Effect of partial meniscectomy at the medial posterior horn on tibiofemoral contact mechanics and meniscal hoop strains in human knees [J]. J Orthop Res, 2012, 30(6): 934-942.
- [20] BAO H R, ZHU D, GONG H, et al. The effect of complete radial lateral meniscus posterior root tear on the knee contact mechanics: a finite element analysis [J]. J Orthop Sci, 2013, 18(2): 256-263.
- [21] LIU C, WANG Y, LI Z, et al. Tibiofemoral joint contact area and stress after single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with transtibial versus anteromedial portal drilling techniques [J]. J Orthop Surg Res, 2018, 13(1): 247.
- [22] GEESLIN A G, CIVITARESE D, TURNBULL T L, et al. Influence of lateral meniscal posterior root avulsions and the meniscofemoral ligaments on tibiofemoral contact mechanics [J]. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2016, 24(5): 1469-1477.
- [23] 李卫平, 宋斌, 杨睿, 等. 关节镜下膝关节前后交叉韧带重建: 自体移植与异体移植的中远期疗效对比 [J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(5): 191-195.
LI W P, SONG B, YANG R, et al. One-stage arthroscopic reconstruction of anterior and posterior cruciate ligaments: A mid- and long-term curative effect of autograft versus allograft [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2012, 16(5): 191-195.
- [24] GABRIEL M T, WONG E K, WOO L Y, et al. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads [J]. J Orthop Res, 2004, 22(1): 85-89.
- [25] REN D, LIU Y, ZHANG X, et al. The evaluation of the role of medial collateral ligament maintaining knee stability by a finite element analysis [J]. J Orthop Surg Res, 2017, 12(1): 64.
- [26] HINCKEL B B, DEMANGE M K, GOBBI R G, et al. The effect of mechanical varus on anterior cruciate ligament and lateral collateral ligament stress: finite element analyses [J]. Orthopedics, 2016, 39(4): e729-e736.
- [27] GARDINER J C, WEISS J A, ROSENBERG T D. Strain in the human medial collateral ligament during valgus loading of the knee [J]. Clin Orthop Relat Res, 2001, 391: 266-274.

(编辑: 黄开颜)