

膝关节前交叉韧带断裂单髁置换生物力学特性的有限元分析

李鹏祥¹, 赵改平¹, 夏费一¹, 杨加静¹, 许海飞¹, 马童², 涂意辉²

(1.上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2.同济大学附属杨浦中心医院 骨科, 上海 200090)

摘要:目的 基于人体膝关节 CT 和 MRI 图像建立前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)断裂和正常膝关节三维实体模型,采用有限元方法研究 ACL 断裂膝关节在不同屈膝角度对植入假体生物力学性能的影响。方法 结合临床单髁置换手术方案植入第3代牛津单髁(Oxford III)假体,其中胫骨假体后倾7°,建立膝关节屈曲0°、30°、60°、90°和120°单髁置换的三维有限元模型,在股骨中心点上施加1 kN压缩载荷,分析5种屈膝角度下股骨假体、半月板衬垫、胫骨假体的应力分布情况。结果 膝关节 ACL 断裂组与正常组在5种屈膝状态下,半月板衬垫的最大主应力在 ACL 断裂组与正常组之间最大相差幅度为62.5%,在0°、30°、60°和120°屈膝状态下 ACL 断裂组最大应力均大于正常组;股骨假体在 ACL 断裂30°时的最大应力明显增加,其余4种屈膝状态下应力的最大增幅为60.81%;胫骨假体在5种屈膝状态下 ACL 断裂组最大应力比正常组分别增加了19.07%、36.78%、25.69%、-4.38%、51.19%。当 ACL 断裂后,除屈膝90°外半月板衬垫和胫骨假体上的均布应力均大于正常组,在屈膝30°和120°时对半月板衬垫的磨损较大。结论 单髁置换假体的应力分布随膝关节屈曲角度和 ACL 功能的变化而存在差异, ACL 断裂组应力整体趋势大于 ACL 正常组,且应力集中于内侧区域,在屈膝120°时应力最大,磨损最为明显。研究结果为临床膝关节 ACL 断裂单髁假体置换的手术方案和半月板假体的优化设计提供理论依据。

关键词:膝关节;前交叉韧带断裂;单髁置换术;生物力学特性;有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.01.015

Finite Element Analysis on Biomechanical Properties of Unicompartamental Knee Arthroplasty in ACL Fracture of the Knee Joint

LI Pengxiang¹, ZHAO Gaiping¹, XIA Feiyi¹, YANG Jiajing¹, XU Haifei¹, MA Tong², TU Yihui²

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopedics, Yang Pu Hospital Affiliated to Tongji University, Shanghai 200090, China)

Abstract: Objective To establish the three-dimensional (3D) solid models of the knee joint with anterior cruciate ligament (ACL) fracture and the normal knee joint based on CT and MRI images of human knee joints, so as to explore influences of the knee joint with ACL fracture at different knee flexion angles on its mechanical properties.

Methods Combined with the unicompartmental knee arthroplasty (UKA), an Oxford III prosthesis was implanted and the tibial prosthesis was inclined backward by 7° . The 3D finite element models for UKA at knee flexion of 0° , 30° , 60° , 90° and 120° were established, with application of 1 kN compressive load on the femur center, to analyze stress distributions of the meniscus cushion, femoral and tibial prosthesis at different knee flexion angles.

Results For both knee ACL fracture group and normal knee group under five knee flexion states, the maximum principal stress of the meniscus liner was statistically different, with the maximum difference of 62.5% between two groups. At 0° , 30° , 60° and 120° knee flexion, the maximum stress in the ACL fracture group was significantly higher than that in the normal knee group. At 30° knee flexion, the maximum stress of the femoral prosthesis in the ACL fracture group increased significantly. The maximum increase under the other four knee flexion states was 60.81%. Compared with the normal knee group under five knee flexion states, the maximum stress of the tibial prosthesis in the ACL fracture group was increased by 19.07%、36.78%、25.69%、-4.38%、51.19%, respectively. In the ACL fracture group, the uniform stress on the meniscus liner and the tibial prosthesis were higher than that in the normal group except at 90° knee flexion. Greater damage could be caused to the meniscus liner at 30° and 120° knee flexion. **Conclusions** The stress distribution of unicompartmental prosthesis varied with flexion angle of the knee joint and the ACL function. The overall stress of the ACL fracture group was larger than that of the normal knee group, with stress concentrated in the medial area. The maximum stress could be reached at the knee flexion of 120° , with the most obvious wear. The research findings provide a theoretical basis for surgical design of the knee joint ACL fracture in UKA and optimization of the meniscus prosthesis.

Key words: knee joint; anterior cruciate ligament (ACL) fracture; unicompartmental knee arthroplasty (UKA); biomechanical properties; finite element analysis

膝关节单髁置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)是治疗膝骨性关节炎(knee oosteoarthritis, KOA)常见的手术方式之一,其优点是创伤小、康复快、术后功能完善。前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)断裂是膝关节运动严重损伤之一,会导致胫骨过度前移,膝关节前向不稳,增加继发性骨关节炎的发病率^[1-2]。目前,临床UKA器械多采用第3代Oxford单髁假体(Biomet Sarl公司,美国),其有与骨骼解剖结构相似、超高耐磨性等特点。

ACL断裂膝关节实行UKA目前在临床和有限元分析方面都已取得了一定的研究进展。但体内外的研究表明,半月板衬垫的长期磨损率较低^[3]。例如,Argenson等^[4]研究ACL断裂膝关节植入单髁假体在不同屈膝状态下的位移特征,发现股骨假体向前滑动会加速半月板衬垫的磨损。Goodfellow等^[5]对膝关节ACL断裂情况下施行UKA,发现胫骨假体松动对半月板衬垫产生较高的磨损。而也有报道表明,ACL缺陷未影响UKA术后假体的生存率^[6-7]。贾迪等^[8]通过有限元方法分析膝关节屈伸活动的关节表面应力,结果表明,UKA会增加关节面应力,加速对侧间室关节炎发展。朱广铎等^[9]

建立胫骨假体不同后倾角度UKA有限元模型,在压缩载荷下分析内外侧间室应力,结果显示,增加后倾角度会导致假体应力增大,合理的后倾角度范围为 $3^\circ \sim 7^\circ$ 。Kwon等^[10]建立UKA有限元模型,分别探究移动与固定衬垫对膝关节内外间室接触压力的影响,结果发现,移动衬垫的接触压力较高。综上所述,在膝关节ACL断裂UKA中,假体后倾角度的选择和应力分布是目前临床研究及有限元分析的焦点。而膝关节ACL断裂情况下对患者实行UKA(胫骨假体后倾 7°),置换假体(半月板衬垫、胫骨假体、股骨假体)在不同屈曲角度下的有限元分析相对较少,需要对其应力分布区域开展进一步的研究。

本文研究ACL断裂情况下植入第3代Oxford单髁假体后,在不同屈膝角度下膝关节的生物力学特性。采用有限元方法分析膝关节ACL断裂植入单髁假体(尤其是活动性半月板衬垫)在5种屈膝角度下的应力分布差异,并与ACL正常单髁置换有限元分析结果进行对比分析,探讨ACL断裂下实行单髁置换对置换假体的影响,为临床膝关节单髁假体植入手术方案的改进和植入器械的优化设计提供理论依据。

1 材料与方 法

1.1 膝 关 节 无 损 有 限 元 模 型 建 立

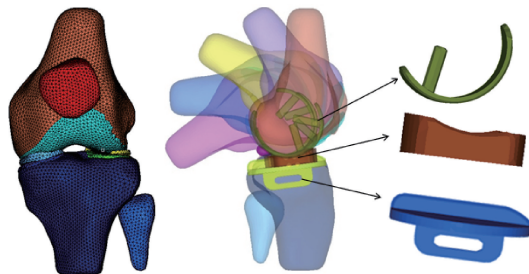
选取 1 名健康成年男性自愿者膝关节 CT 和 MRI 扫描图像,经受试者同意本扫描图像用于此次研究。图像以 DICOM 格式导入医学处理软件 Mimics 10.0 (Materialise 公司,比利时),通过逐层分割及修补将二维图像进行三维重建,将由 CT 和 MRI 得到的重建数据重新导入 Mimics 中进行配准,得到完整的初始膝关节无损模型。根据膝关节解剖结构,利用逆向工程软件 Geomagic Studio 12.0 (Geomagic 公司,美国)对模型各部分复杂曲面进行拟合处理并导入 Hypermesh 12.0 (Altair 公司,美国)有限元前处理软件中,对三维模型进行网格划分、材料赋值,ACL、后交叉韧带 (posterior cruciate ligament, PCL)、内侧副韧带 (medial collateral ligament, MCL) 和外侧副韧带 (lateral collateral ligament, LCL) 使用杆单元模拟。关节软骨与半月板之间引入接触关系,膝关节骨性结构及软骨材料设为各向同性,半月板衬垫与股胫假体之间的摩擦系数设为 0.07^[11],建立包括股骨、胫骨、腓骨、股骨软骨、胫骨软骨、半月板的膝关节无损有限元模型[见图 1(a)]。

1.2 UKA 有 限 元 模 型 的 建 立

基于膝关节内侧间室发病率高这一临床特点,按照膝关节内侧单髁置换手术方案,切除股骨内髁内侧缘和髁间窝内外侧缘上的所有骨赘,尽可能多切除内侧半月板,胫骨锯切过胫骨磨损底部下方 2 或 3 mm 处,并保证有 7° 后倾角。在修整股骨和胫骨后,植入单髁置换假体,分别建立 UKA 屈膝 0°、30°、60°、90° 和 120° 三维有限元模型[见图 1(b)]。UKA 手术模型包括:股骨、胫骨、腓骨、股骨软骨、胫骨软骨、半月板、ACL、PCL、MCL、LCL、股骨假体、胫骨假体和半月板衬垫,材料属性见表 1^[12-14]。模型中股骨组件与股骨共节点,胫骨组件与胫骨共节点,半月板衬垫不做约束以模拟活动衬垫^[9],分析单髁置换后 ACL 断裂与 ACL 正常情况下膝关节生物力学特性的差异。

1.3 负 载 与 边 界 条 件

对单髁置换膝关节有限元模型赋予载荷和边界条件,固定膝关节胫骨及腓骨下表面所有节点,限制其 6 个方向的自由度,耦合股骨表面所有节点



(a) 膝 关 节 无 损 有 限 元 模 型 (b) 不 同 屈 膝 角 度 单 髁 置 换 模 型

图 1 膝 关 节 无 损 模 型 和 单 髁 置 换 模 型

Fig.1 Knee joint non-invasive model and UKA model

(a) Finite element model of non-invasive knee joint,

(b) UKA models with different knee flexion angles

表 1 膝 关 节 有 限 元 模 型 材 料 属 性

Tab.1 Material properties of the knee joint finite element model

| 材料 | $E/$ MPa | ν | $\rho/$ ($\text{kg}\cdot\text{cm}^{-3}$) | 横截面积/ mm^2 |
|---------|-------------|-------|---|------------------------|
| 骨骼 | 17 000 | 0.30 | 1.25 | — |
| 软骨 | 15 | 0.46 | 1.07 | — |
| 半月板 | 27.5 | 0.33 | 1.07 | — |
| ACL | 116 | 0.30 | 1.00 | 42 |
| PCL | 87 | 0.30 | 1.00 | 62 |
| MCL/LCL | 48 | 0.30 | 1.00 | 25/20 |
| 股胫假体 | 195 000 | 0.30 | 8.30 | — |
| 半月板衬垫 | 685 | 0.40 | 9.40 | — |

于股骨内外髁中点,在该中心点施加垂直向下 1 kN 载荷。软骨与骨、韧带与骨之间均为绑定关系,半月板绑定于胫骨软骨上。使用 ABAQUS 6.13 (IMULIA 公司,美国)软件对模型进行模拟计算,探讨单髁假体的应力变化。

2 结 果

2.1 无 损 模 型 验 证

所建膝关节有限元无损模型包括股骨、胫骨、腓骨、半月板、股骨软骨、胫骨软骨、内外侧副韧带和前后交叉韧带,模拟人体双足负重,分析在 1 kN 载荷下半月板、股骨软骨和胫骨软骨的应力分布情况。通过将本文计算结果与前人研究结果对比可知:内外侧半月板接触应力分别为 2.96、2.46 MPa,与文献[15-16]中在相同载荷下模拟结果的变化趋势相似;内外侧胫骨软骨接触应力分别为 1.88、2.57 MPa,与文献[17]中胫骨软骨的结果和文献[15]中采用有限元分析获得的最大接触压力相近;股骨软骨接触应力为 2.40 MPa,与文献[15,18]中的研究结果近似(见图 2)。由于实验加载条件、

材料属性以及个性化差异等原因导致研究结果之间存在差异,但该差异处于生理范围之内。

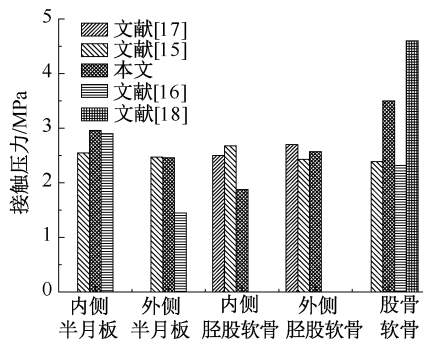


图2 无损模型接触压力与文献结果对比

Fig.2 Comparison of contact pressure between the non-invasive model and literature results

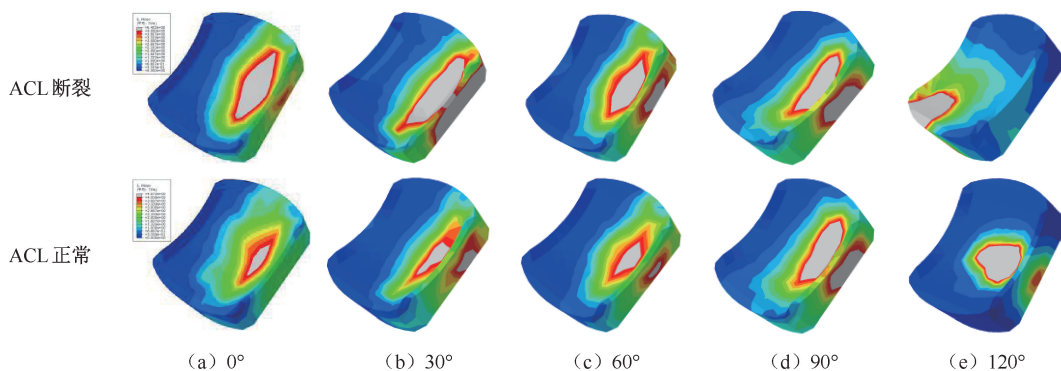


图3 不同屈膝角度下半月板衬垫的应力分布

Fig.3 Stress distributions of meniscus liners at different knee flexion angles (a) 0°, (b) 30°, (c) 60°, (d) 90°, (e) 120°

2.2.2 胫骨假体应力分布 胫骨假体为半月板衬垫提供移动平台。由不同屈膝角度下胫骨假体的应力分布可知:胫骨假体的最大应力分布在内侧,根部最大应力集中从屈膝0°时中前端逐渐过渡到30°和60°的中后端;而屈膝90°时,部分最大应力分布区域由根部转移到假体表面;在屈膝120°时,假体表面应力集中更加明显,且ACL断裂组应力分布区域比ACL正常组大。相同屈膝角度下,ACL断裂组比ACL正常组在根部承受的应力大(见图4)。

2.3 单髁置换假体最大应力分布

膝关节ACL断裂和正常情况下,对比单髁置换假体在不同屈膝角度下的最大主应力可知,半

2.2 单髁置换假体应力分布

2.2.1 半月板衬垫的应力分布 由ACL断裂模型和正常模型在膝关节5种屈膝状态下的半月板衬垫应力分布可知,ACL断裂时,半月板衬垫的应力分布范围基本大于ACL正常组,最大应力在衬垫表面均有分布,且集中于衬垫内侧,由中央向四周扩散且逐渐变小,在衬垫与股骨假体接触处呈现最大应力。屈膝0°时,ACL断裂组从内侧壁开始出现应力集中;屈膝30°、60°和90°时,最大应力在衬垫表面和内侧壁均有分布,其中屈膝60°时集中区域最小;半月板衬垫与股骨假体末端在屈膝120°时近似于点接触,使得半月板衬垫应力分布由一点向周围扩散(见图3)。

月板衬垫的最大主应力在屈膝90°时最小,屈膝30°时最大,且相差幅度分别为5.06%和62.5%;屈膝0°、60°和120°时,ACL断裂组的最大主应力均大于ACL正常组,相差幅度分别为37.46%、20.13%和19.93%。胫骨假体在5种屈膝状态下ACL断裂组最大主应力比ACL正常组分别增加了19.07%、36.78%、25.69%、-8.13%和51.19%。股骨假体具有与半月板衬垫和胫骨假体相同的变化趋势。屈膝120°时,置换假体所承受的最大主应力远远高于前4种屈膝状态;除屈膝90°外,置换假体应力均大于ACL正常组;在屈膝30°和120°时,最大主应力在ACL断裂组呈现剧增,对半月板衬垫的磨损较大。

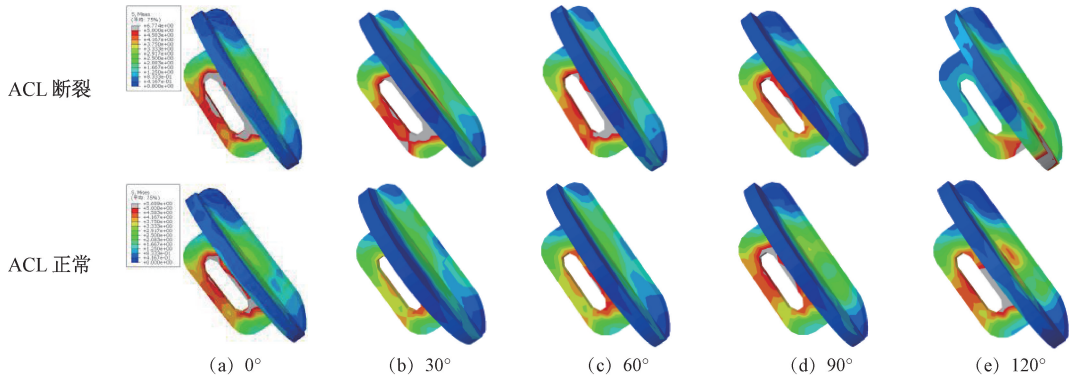


图4 不同屈膝角度下胫骨假体的应力分布

Fig.4 Stress distributions of tibia prosthesis at different knee flexion angles (a) 0°, (b) 30°, (c) 60°, (d) 90°, (e) 120°

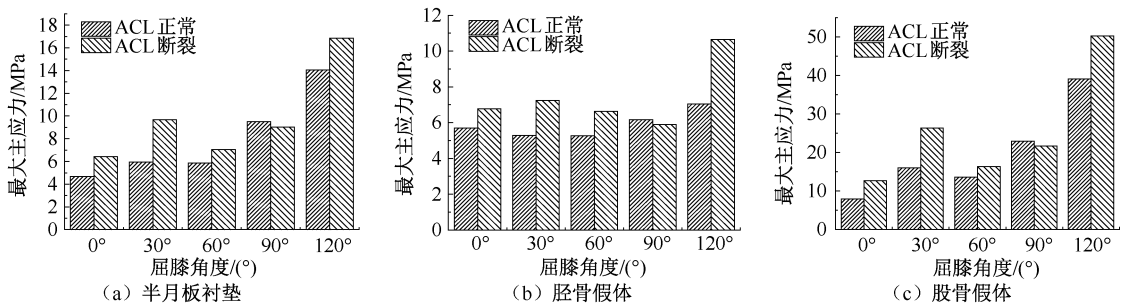


图5 不同屈膝角度 UKA 模型置换假体最大主应力比较

Fig.5 Comparison of the maximum principal stress on prosthesis of UKA models with different flexion angles

(a) Meniscus cushion, (b) Tibial component, (c) Femoral prosthesis

3 讨论与结论

本文重建了正常膝关节三维有限元模型,在验证模型有效性的基础上,参考第3代Oxford单髁假体,建立ACL断裂和ACL正常在不同屈膝角度下UKA三维有限元模型,研究膝关节ACL断裂对植入单髁假体应力分布的影响。单髁置换手术的应用条件苛刻,选择几率低,但随着假体设计、材料选择、手术技巧的改良,其临床效果逐渐得到认可,20年假体存活率达到80%以上^[19],已逐渐成为膝关节单间室骨关节炎的有效治疗方式。

采用有限元方法研究UKA假体的应力分布,载荷是假体应力大小及分布正确的前提。膝关节受力由肌肉力、惯性力、重力和地面反作用力共同作用^[20],体内肌力无法直接测量,但关节中的接触压力可通过仪器测量^[21]。Hao等^[22]在保持膝关节屈曲25°时施加压缩载荷,研究胫股关节的接触行为。朱广铎等^[9]采用1 kN压缩载荷,计算并分析

UKA模型中的胫骨应力、应变、接触压力和载荷分布。本文施加载荷主要是为了研究置换假体在特定载荷下的应力及应力分布。

本文所建单髁置换膝关节模型的结构较完善,保留了外侧间室的股骨软骨、胫骨软骨和半月板等基本结构。且在股骨中心点施加轴向载荷,内外侧间室均会受到挤压,较为自然地模拟了UKA术后单腿站立相的负重^[23]。分析置换后内侧间室半月板衬垫和胫骨假体的应力分布发现,ACL断裂的膝关节植入单髁假体因股骨假体和胫骨平台与半月板衬垫接触面较小而更易发生磨损。半月板衬垫的应力随着屈膝角度的增加而增大并集中分布,该趋势与文献^[24]中的研究结果近似。应力高峰在屈膝角度较大时呈现,推测膝关节的超负荷屈膝造成股骨假体与衬垫之间的接触面积发生改变,从而导致衬垫出现应力高度集中的现象,且集中于半月板衬垫单内侧中部靠后区域,而应力集中区域易发生磨损,本文ACL断裂组磨损更为明显。Engh等^[6]

临床研究发现,在 ACL 正常的膝关节中,实行 UKA 的半月板衬垫前部容易发生磨损;而在 ACL 断裂的膝关节中,磨损通常位于胫骨平台内侧,与本文有限元分析结果的趋势相似。Argenson 等^[4] 临床研究表明,接受 UKA 患者在完全伸直位时股骨假体与半月板衬垫的接触位置在前部,应证了本文得到的半月板衬垫应力分布于中上部的研究结果。相同屈膝角度下,ACL 断裂组比 ACL 正常组在根部承受的应力大。膝关节活动最常见的屈曲角度为 60° 和 90°^[8],单髁置换后膝关节在该角度下频繁活动,将加速半月板衬垫的磨损,其中 ACL 断裂组较 ACL 正常组磨损快;本模型置换假体在受到压缩载荷后,屈膝 30° 时压力有一定的急速增长,屈膝 60° 又有一定的回落,与 Boden 等^[25] 的体外膝关节实验研究结果相似。当 ACL 完整时,其在 30° 屈曲内对多种负荷产生的张力最大,到达或超过 60° 屈曲时 ACL 张力则显著降低,可以推测此时的压力变化与韧带在屈曲时的变化有关。Moglo 等^[26] 通过重建膝关节有限元模型研究 ACL 正常和断裂对膝关节屈曲的作用,结果表明,在屈曲 0°~60° 时,ACL 断裂显著增加了关节内侧半月板的负荷,随后在 90° 弯曲时半月板负荷增加,但 ACL 断裂关节中,90° 屈曲又会减小应力,与本文有限元模型在屈膝 0°~90° 的结果相似。屈膝 120° 时,两种模型的最大主应力差异最大,推测由于膝关节处于超屈膝状态,置换假体之间的接触由早期屈膝状态下的面面接触,逐渐转变为点面接触,导致应力增加。王海鹏等^[27] 建立膝关节三维模型研究韧带生物力学特性,认为膝关节屈曲 120° 时,ACL 前内侧束和后交叉韧带起主要作用,ACL 后外侧束起次要作用;而齐玮^[28] 研究高屈曲状态下的膝关节生物力学特性,认为屈曲 120° 时,膝关节后方软组织(半月板、囊肌肉、脂肪及皮肤等)可能起主要作用;王建平^[29] 通过膝关节建模研究屈曲运动学,结果表明,股骨髁在高屈曲时脱离胫骨表面几毫米,与后部半月板接触;同时由于胫骨内旋,胫骨关节的接触面积相对减小,会在内侧产生较大的应力。综上所述,膝关节在屈曲 120° 时,受力表现较复杂。贾迪等^[8] 研究 UKA 对膝关节内外侧间室应力变化影响,发现 ACL 正常膝关节屈曲 90°~120° 的内侧间室应力也在增大,与其膝关节无损模型的有限元分析结果一致,本文计算结果

也有上述趋势。胫骨假体的应力集中区域在膝关节屈曲 0°、30°、60° 和 90° 时逐渐向前端扩散,当达到 120° 时,应力集中区域有一定的后移,与半月板衬垫在屈膝时的活动有关。

本研究的局限性如下:① 缺乏对 UKA 术后膝关节运动学的探究,期待在后期的研究中不断完善;② 采用简化模型,没有对胫骨区分皮质骨和松质骨,且没有模拟实际情况中各部分的复杂材料属性;③ 只对单一后倾的 UKA 模型分析,没有更多模拟不同后倾 UKA 模型在各种内外翻及内外旋力矩作用下植入假体的有限元分析。今后建立单髁置换模型时,可加入肌肉作用力,使韧带等材料接近实际人体属性,或者为单髁置换模型加入动态载荷等措施来模拟实际膝关节的屈曲完整过程,以便进一步加深对 UKA 生物力学特性的分析。

参考文献:

- [1] CAPLAN N, KADER DF. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee: A biomechanical study [M]// *Classic Papers in Orthopaedics*. London: Springer, 2014: 259-270.
- [2] 陈凯宁. 基于三维有限元方法探索 ACL 断裂后股关节轨迹异常对半月板和软骨应力分布的影响[D]. 重庆: 第三军医大学, 2013.
- [3] KENDRICK BJ, LONGINO D, PANDIT H, *et al*. Polyethylene wear in Oxford unicompartmental knee replacement: A retrieval study of 47 bearings [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2010, 92(3): 367-373.
- [4] ARGENSON JN, KOMISTEK RD, AUBANIAC JM, *et al*. *In vivo* determination of knee kinematics for subjects implanted with a unicompartmental arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2002, 17(8): 1049-1054.
- [5] GOODFELLOW J, O'CONNOR J, DODD C, *et al*. *Unicompartmental arthroplasty with the Oxford knee* [M]. New York: Oxford University Press, 2006.
- [6] ENGH GA, AMMEEN DJ. Unicondylar arthroplasty in knees with deficient anterior cruciate ligaments [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2014, 472(1): 73-77.
- [7] CARTIER P, SANOUILLER JL, GRELSAMER RP. Unicompartmental knee arthroplasty surgery: 10-year minimum follow-up period [J]. *J Arthroplasty*, 1996, 11(7): 782-788.
- [8] 贾笛, 李彦林, 杨龄坚, 等. 单髁置换术后膝关节内外侧间室应力变化有限元分析[J]. *中国运动医学杂志*, 2017, 36(10): 852-857.

- [9] 朱广铎, 郭万首, 程立明, 等. 活动平台单髁膝关节置换三维有限元模型的建立[J]. 中国矫形外科杂志, 2015, 23(21): 1994-1998.
- [10] KWON OR, KANG KT, SON J, *et al.* Biomechanical comparison of fixed- and mobile-bearing for unicompartmental knee arthroplasty using finite element analysis [J]. *J Orthop Res*, 2014, 32(2): 338-345.
- [11] CROCKETT R, ROBA M, NAKA M, *et al.* Friction, lubrication, and polymer transfer between UHMWPE and CoCrMo hip-implant materials: A fluorescence microscopy study [J]. *J Biomed Mater Res A*, 2009, 89(4): 1011-1018.
- [12] WEN PF, GUO WS, GAO FQ, *et al.* Effects of lower limb alignment and tibial component inclination on the biomechanics of lateral compartment in unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Chin Med J*, 2017, 130(21): 2563-2568.
- [13] KANG KT, SON J, SUH DS, *et al.* Patient-specific medial unicompartmental knee arthroplasty has a greater protective effect on articular cartilage in the lateral compartment: A finite element analysis [J]. *Bone Joint Res*, 2018, 7(1): 20-27.
- [14] MOGLO KE, SHIRAZI-ADL A. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: A finite element study [J]. *Clin Biomech*, 2003, 18(8): 751-759.
- [15] BENDJABALLAH MZ, SHIRAZI-ADL A, ZUKOR DJ. Biomechanics of the human knee joint in compression: Reconstruction, mesh generation and finite element analysis [J]. *Knee*, 1995, 2(2): 69-79.
- [16] PENA E, CALVO B, MARTINEZ MA, *et al.* Why lateral meniscectomy is more dangerous than medial meniscectomy. A finite element study [J]. *J Orthop Res*, 2006, 24(5): 1001-1010.
- [17] KATO Y, INGHAM SJM, MAEYAMA A, *et al.* Biomechanics of the human triple-bundle anterior cruciate ligament [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2010, 18(1): 20-25.
- [18] SHRIRAM D, KUMAR GP, 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): 6001-6011.
- [19] PARRATTE S, PAULY V, AUBANIAC JM, *et al.* No long-term difference between fixed and mobile medial unicompartmental arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2012, 470(1): 61-68.
- [20] SASAKI K, NEPTUNE R. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking [J]. *J Biomech*, 2010, 43(14): 2780-2784.
- [21] KUTZNER I, HEINLEIN B, GRAICHEN F, *et al.* Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects [J]. *J Biomech*, 2010, 43(11): 2164-2173.
- [22] HAO Z, JIN D, ZHANG Y, *et al.* A finite element 3D model of *in vivo* human knee joint based on MRI for the tibiofemoral joint contact analysis[C]// Proceedings of International Conference on Digital Human Modeling. USA: Springer-Verlag, 2007: 616-622.
- [23] INNOCENTI B, BILGEN ÖF, LABEY L, *et al.* Load sharing and ligament strains in balanced, overstuffed and understuffed UKA. A validated finite element analysis [J]. *J Arthroplasty*, 2014, 29(7): 1491-1498.
- [24] LYONS MC, MACDONALD SJ, SOMERVILLE LE, *et al.* Unicompartmental versus total knee arthroplasty database analysis: Is there a winner? [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2012, 470(1): 84-90.
- [25] BODEN BP, GRIFFIN LY, GARRETT WE. Etiology and prevention of noncontact ACL injury [J]. *Phys Sports Med*, 2000, 28(4): 53-60.
- [26] MOGLO KE, SHIRAZI-ADL A. Biomechanics of passive knee joint in drawer: Load transmission in intact and ACL-deficient joints [J]. *Knee*, 2003, 10(3): 265-276.
- [27] 王海鹏, 王友, 容可, 等. 三维有限元法分析膝关节内侧副韧带的生物力学功能[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 40-45.
- WANG HP, WANG Y, RONG K, *et al.* Three-dimensional finite element analysis on biomechanical functions of medial collateral ligament in knee joint [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 40-45.
- [28] 齐玮. 高屈曲状态下膝关节生物力学研究[D]. 北京: 中国人民解放军医学院, 2013.
- [29] 王建平. 膝关节力学建模与屈曲运动生物力学特性研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2010.