

文章编号: 1004-7220(2024)02-0236-07

UKA 假体后倾角安装位置对衬垫磨损的影响

党晓栋¹, 熊守林¹, 屈亚飞¹, 任佳轩¹, 张静¹, 张净宇², 乔锋³, 陈瑱贤¹

(1. 长安大学 工程机械学院, 西安 710064; 2. 天津医院 骨与软组织肿瘤科, 天津 300211;

3. 西安交通大学医学院附属红会医院 中西医结合骨科, 西安 710054)

摘要:目的 研究单髁膝关节置换(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)假体不同后倾角度安装对膝关节承载、运动及衬垫磨损的影响。方法 联合 UKA 骨肌多体动力学模型、有限元模型和磨损模型, 分析固定式 UKA 假体 5 种后倾角安装位置情况对术后膝关节力和运动、衬垫接触应力、线性磨损深度和体积磨损量的影响。结果 后倾角 0° 时, 衬垫的最大 von Mises 等效应力为 24.84 MPa, 接触应力为 47.61 MPa, 5 百万次循环 (million cycle, MC) 周期的磨损量为 47.29 mm³。随着 UKA 胫骨假体后倾角的增加, 步态周期内旋和后移运动均增大, 摆动相的内侧关节力增大, 5 MC 磨损周期后衬垫 von Mises 等效应力与接触应力显著减小, 衬垫的磨损面积、最大线性磨损深度和体积磨损量随之减少。相对于后倾角 0°, 后倾角为 3°、5°、7° 时衬垫的线性磨损深度分别减小了 17.8%、19.2%、20.6%; 衬垫体积磨损量分别下降了 24.5%、30.9%、34.3%。结论 UKA 假体考虑后倾角安装超过 3° 时会显著增加步态周期内旋运动和后移运动, 减小聚乙烯衬垫关节面的磨损。

关键词: 单髁膝关节置换术; 后倾角; 骨肌多体动力学; 接触力学; 磨损预测

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.02.007

Effects of Posterior Slope Installation Position of UKA Prosthesis on Insert Wear

DANG Xiaodong¹, XIONG Shoulin¹, QU Yafei¹, REN Jiaxuan¹, ZHANG Jing¹,
ZHANG Jingyu², QIAO Feng³, CHEN Zhenxian¹

(1. School of Construction Machinery, Chang'an University, Xi'an 710064, China; 2. Department of Bone and Soft Tissue Oncology, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China; 3. Department of Chinese-Western Integrated Orthopaedics, Honghui Hospital, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China)

Abstract: Objective To study the effects of different posterior slope installations of unicompartmental knee arthroplasty (UKA) prostheses on the loading and motion of the knee joint and insert wear. **Methods** A combined approach involving the UKA musculoskeletal multibody dynamic, finite element, and wear prediction models was used to investigate the effects of five different posterior slope installation positions of the UKA prosthesis on the postoperative knee joint force and motion, insert contact stress, linear wear depth, and wear volume. **Results** At a 0° posterior slope, the maximum von Mises stress of the insert was 24.84 MPa, maximum contact stress was 47.61 MPa, and volumetric wear after 5 million cycles (MC) was 47.29 mm³. As the posterior slope angle of the UKA prosthesis increased, the internal rotation and posterior translation during the gait cycle

收稿日期: 2023-09-02; 修回日期: 2023-10-23

基金项目: 国家自然科学基金项目 (11902048, 1220021015), 陕西省自然科学基金项目 (2022JQ-529, 2023-JC-YB-402), 长安大学中央高校基本科研业务费专项资金 (300102252106), 天津市卫生健康科研项目 (TJWJ2022MS024)

通信作者: 陈瑱贤, 高级工程师, 硕士生导师, E-mail: zhenxian_chen@yeah.net

increased, the medial joint force during the swing phase increased, the von Mises and contact stresses of the insert after 5 MC decreased significantly, and the wear area, maximum linear wear depth, and volumetric wear volume of the insert were consequently reduced. Compared to the 0° posterior slope, the linear wear depths of the insert at the 3° , 5° , and 7° posterior slopes decreased by 17.8%, 19.2%, and 20.6%, respectively. The volumetric wear volumes of the inserts decreased by 24.5%, 30.9%, and 34.3%, respectively. **Conclusions** Installing a UKA prosthesis with a posterior slope exceeding 3° significantly increases internal rotation and posterior translation during the gait cycle, further reducing the articular volumetric wear of the polyethylene insert.

Key words: unicompartmental knee arthroplasty (UKA); posterior slope; musculoskeletal multi-body dynamics; contact mechanics; wear prediction

单髁膝关节置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)是治疗人体膝关节单间室骨关节炎的一种常见方法。相较于全膝关节置换术(total knee arthroplasty, TKA), UKA 具有创伤更小、疼痛缓解更明显以及膝关节功能恢复更好等优点^[1]。然而, UKA 术后翻修率高于 TKA^[2]。UKA 假体磨损、松动和关节软骨退化是导致术后翻修及临床失效的主要问题。研究表明, UKA 假体手术安装误差成为导致术后翻修率较高的主要原因, 假体安装校准不良显著改变了膝关节的生物力学和运动学特性^[3-4]。异于生理水平的膝关节力学承载和运动, 已成为直接影响假体过早磨损、松动和关节软骨加速退化的重要原因。

胫骨平台后倾角对膝关节的稳定性、最大屈曲角度、静止位置以及周围韧带的张力有重要影响^[5-8]。胫骨平台后倾角度与 UKA 中植入物的失效有关, 后倾角过小或过大均会引起植入物失效^[9]。保留十字交叉韧带的单髁膝关节置换术中, 胫骨假体后倾角的改变会影响患者术后的活动范围, 以及患者术后的软组织张力^[10]。然而, UKA 假体不同后倾角对 UKA 的治疗效果, 以及对膝关节应力分布和衬垫体积磨损量的影响, 需要进一步探究。

针对 UKA 假体后倾角安装已经开展了大量研究^[11-12], 但临床观察难以量化假体后倾角安装对膝关节功能的影响, 有限元研究仅考虑了膝关节承载不变情况下膝关节接触应力、应变和关节角。现阶段, 骨肌多体动力学仿真方法被用于研究 UKA 假体内外翻安装误差和人体下肢生物力学与运动学的影响^[5, 13]。但是, 从骨肌多体动力学角度研究 UKA 术后不同后倾角安装在步行活动中对膝关节接触

力学和关节运动的影响, 进而研究 UKA 不同后倾角安装对胫骨衬垫关节面接触力学和磨损的影响, 目前鲜有报道。

本文针对固定式 UKA 膝关节置换, 通过个体化 UKA 骨肌多体动力学模型研究假体不同后倾角安装条件对内侧关节力和关节运动的影响, 进而建立 UKA 有限元模型与磨损预测模型, 以 UKA 骨肌多体动力学输出为有限元模型的边界条件, 研究假体不同后倾角度对聚乙烯衬垫接触力学及磨损的影响, 为临床医生进行假体安装提供理论参考。

1 材料和方法

1.1 膝关节模型

在线获得 1 位女性志愿者(身高 165 cm, 体质量 56.69 kg)膝关节开源核磁共振数据(<https://simtk.org>), 将数据以 DICOM 格式导入 Mimics 2017a (Materialise 公司, 比利时)中, 利用灰度值的差异逐一提取出膝关节股骨、胫骨、髌骨、股骨软骨、髌骨软骨、内外侧胫骨软骨和内外侧半月板。在 Geomagic Studio 12.0 (Geomagic 公司, 美国)中处理模型边缘不齐和表面不光顺等问题, 并利用软件精确曲面功能将模型曲面片化, 获得 step 格式的实体模型。将膝关节 step 模型导入 SolidWorks 2016 (Dassault Systemes 公司, 美国)后进行装配, 获得人体膝关节模型。在骨科医生的指导下, 对膝关节模型进行计算机模拟截骨, 并植入反求获得的 Zimmer 固定式 UKA 假体, 建立内侧置换的 UKA 膝关节模型。

1.2 UKA 骨肌多体动力学分析

招募 1 名健康女性志愿者(身高 165 cm, 体质量 56.69 kg), 采用 Vicon 三维步态分析系统采集志

愿者步态数据。将采集的步态数据以 C3D 格式导入骨肌多体动力学建模软件 AnyBody 7.0 (AnyBody & Technology 公司, 丹麦) 中, 基于身高-体质量-脂肪比缩放定律^[14], 根据志愿者身高、体质量和步态数据缩放模型, 以获得和志愿者体节同比例的骨肌多体动力学模型[见图 1(a)]。

将内侧 UKA 置换的膝关节模型导入 AnyBody 缩放后的下肢骨肌模型, 替换原有简化的铰链膝关节模型。使用依赖于力的运动学 (force dependent kinematics, FDK) 方法建立具有 6 自由度的胫股骨关节和 5 自由度的髌股骨关节, 髌股骨关节中的髌

骨在沿股骨方向的 1 个自由度被髌骨韧带刚性约束。在 UKA 置换的膝关节模型中建立 5 对接触对, 分别为股骨软骨-髌骨软骨、股骨软骨-胫骨软骨、股骨软骨-半月板、半月板-胫骨软骨、股骨假体-聚乙烯衬垫^[15]。在膝关节模型周围建立韧带模型, 包含前后交叉韧带、内外侧副韧带和内外侧髌骨韧带, 韧带附着点的位置来源于模型中韧带解剖位置, 模型中韧带模拟为非线性弹簧约束^[16]。用行走步态数据驱动骨肌多体动力学模型模拟人体步行生理活动, 通过逆向运动学分析获得膝关节接触力、关节运动和周围韧带力。

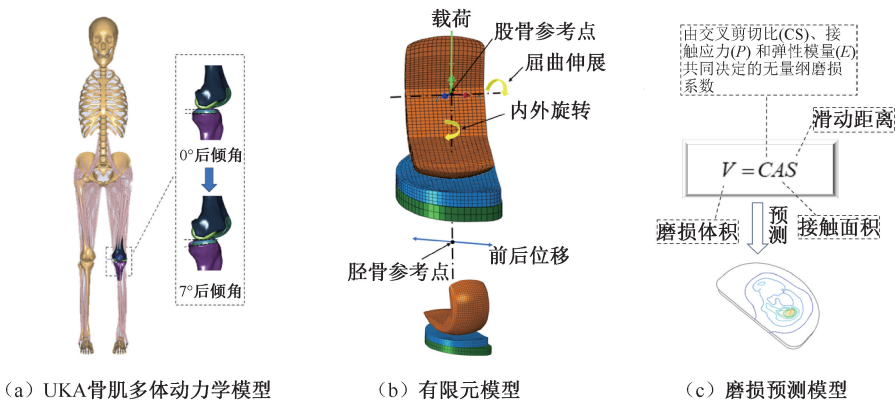


图 1 UKA 联合仿真示意图

Fig. 1 Diagram of the combined simulations of UKA (a) UKA musculoskeletal multibody dynamics model, (b) finite element model, (c) Wear prediction model

为了研究内侧 UKA 假体不同后倾角安装对膝关节接触力学和关节运动的影响, 通过改变胫骨假体在矢状面上的后倾角度来模拟不同安装情况, 分别针对 UKA 假体 0°、1°、3°、5°、7° 后倾角建立了 5 种安装位置的 UKA 骨肌多体动力学模型。通过模拟步态行走, 骨肌多体动力学模型预测了不同 UKA 假体后倾角安装情况下的内侧膝关节接触力和关节运动。

1.3 UKA 假体的有限元分析

将 Zimmer 固定式 UKA 假体的 CAD 模型导入 HyperWorks 2020 (Altair 公司, 美国), 采用线性 8 节点六面体协调单元 (C3D8I) 分别对股骨假体、聚乙烯衬垫以及胫骨托盘进行网格划分。基于网格敏感性分析, 聚乙烯衬垫网格单元尺寸为 1.0 mm, 股骨假体与胫骨托盘的网格单元尺寸为 1.5 mm^[17]。将网格模型导入 ABAQUS/Standard 2020 (Dassault Systemes 公司, 美国) 建立相应的有限元模型, 股骨

部件、胫骨托盘为钴铬钼 (CoCrMo) 材料, 其弹性模量为 230 GPa, 泊松比为 0.32; 聚乙烯衬垫为非线性超高分子量聚乙烯材料, 弹性模量为 463 MPa, 泊松比为 0.46^[18-19]。由于钴铬钼材料的弹性模量远大于聚乙烯材料的弹性模量, 为了减少有限元计算时间, 将股骨假体设为刚体。在股骨假体与聚乙烯衬垫间建立 1 个接触对, 接触对之间定义为罚接触, 摩擦因数为 0.04^[20-21]。

以上述 UKA 骨肌多体动力学模拟预测的假体不同后倾角情况下的内侧接触力和关节运动作为有限元模型的边界条件, 内侧接触力和股骨屈曲伸展运动施加在模型股骨参考点, 前后平移与内外旋转施加在模型胫骨参考点[见图 1(b)]。由于骨肌多体动力学模型预测的膝关节运动为全膝的整体运动, 为了获得内侧单髌的运动学数据, 通过欧拉变换将全膝的整体运动转换为单髌加载坐标系下的内侧股骨髌与胫骨衬垫间运动。由于单髌加载

坐标系相对全膝加载坐标系上下平移和前后平移没有相对位移,在屈伸旋转运动和内外翻旋转运动没有相对旋转,故而欧拉变换公式如下:

$$P_{\text{dist}} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \mathbf{d} \end{pmatrix}, \quad R_y(\beta) = \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$Y = R_y(\beta)^{-1}(X - P_{\text{dist}}) \quad (2)$$

式中: d 为单髌加载坐标系相对全膝加载坐标系的向内平移距离; β 为单髌加载坐标系相对全膝加载坐标系的内外旋转角度; P_{dist} 为平移矩阵; $R_y(\beta)$ 为旋转矩阵; X 为全膝加载坐标系下的股骨胫骨间运动; Y 为欧拉矩阵变换后获得单髌加载坐标系的内侧股骨髌与胫骨衬垫间运动。以单髌加载坐标系的内侧股骨髌与胫骨衬垫间运动作为边界条件,通过步态模拟,研究不同后倾角安装情况对衬垫 von Mises 等效应力和接触应力的影响。本文通过前人研究^[22-25]间接验证了有限元模型的有效性。

1.4 UKA 假体的磨损分析

采用 Abdelgaied 等^[26]开发并验证的最新磨损预测模型,在 Matlab 2017a(MathWorks 公司,美国)中建立 UKA 假体的磨损模型,本模型考虑了超高分子量聚乙烯蠕变的影响。将 UKA 假体有限元模型计算的聚乙烯衬垫接触表面各个节点在每个时刻的接触应力与滑移距离代入磨损模型,计算步态周期内各个节点的磨损深度、接触表面的磨损体积和磨损分布[见图 1(c)]。根据各个节点计算的磨损深度,通过调整接触表面各节点的坐标,实现接触表面网格模型的磨损变化。将磨损后的聚乙烯衬垫模型再次导入有限元模型进行下一个步态周期的模拟,获得新的网格节点接触应力和滑移距离,并再次进行磨损计算迭代。每个步态周期的有限元和磨损计算迭代需要执行 5 百万次循环(million cycle, MC),然后获得聚乙烯衬垫的磨损体积结果^[17]。考虑到蠕变的影响,第 1 MC 周期分别以 0.1、0.2、0.2、0.2、0.3 MC 增量迭代,第 2~5 MC 周期分别以 0.5、0.5、1、1、1 MC 增量迭代。

针对 5 种 UKA 假体后倾角安装情况,上述磨损迭代计算过程被重复执行,磨损模型预测了不同后倾角安装情况下胫骨衬垫表面最大线性磨损深度和体积磨损量。

2 结果

2.1 对关节力和关节运动的影响

UKA 假体安装角度显著影响了步态周期内膝关节内外旋转运动、前后平移运动以及摆动相的膝关节内侧关节力,对膝关节屈曲伸展运动影响不明显。在步态周期 76% 时,随后倾角增大,内侧关节接触力增大。相对于 0° 后倾角,内侧关节接触力在后倾角 3° 时增加了 31.0% (增大 149 N),在后倾角 7° 时增加了 78.1% (增加 375 N)。在步态周期 43% 时,随后倾角增大,膝关节内旋和后移运动均增大。相比于 0° 后倾角,在 3° 后倾角时内旋运动角增大 1.15°, 关节后移 1.28 mm; 在 7° 后倾角时内旋运动角增大 2.71°, 关节后移 2.56 mm (见图 2)。

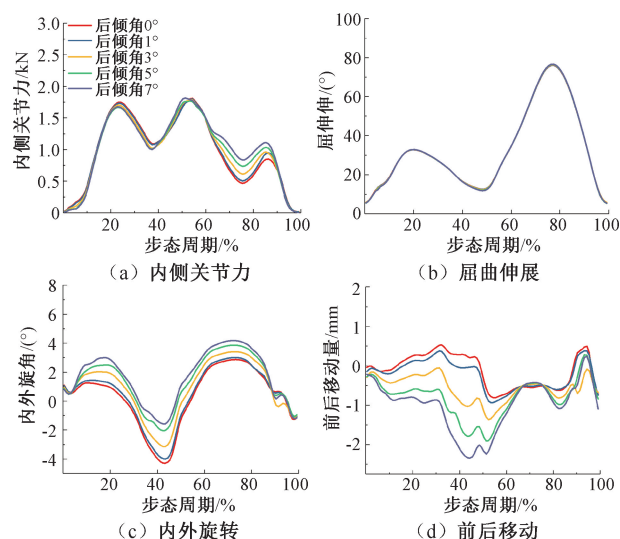


图 2 UKA 假体后倾角度安装对膝关节内侧关节力和关节运动的影响

Fig. 2 Effects of UKA prosthesis posterior slope installation on medial knee joint force and joint motion (a) Medial contact force, (b) Flexion-extension rotation, (c) Internal-external rotation, (d) Anterior-posterior translation

2.2 对衬垫 von Mises 等效应力的影响

胫骨衬垫磨损前后倾角 0° 下最大 von Mises 等效应力为 24.84 MPa, 1 MC 周期后最大 von Mises 等效应力为 21.35 MPa。随着磨损次数的增加,最大 von Mises 等效应力基本保持稳定, 5 MC 后最大 von Mises 等效应力为 21.02 MPa。衬垫磨损前后倾角为 1°、3°、5°、7° 时的最大 von Mises 等效应力分

别为 24.93、24.87、24.84、24.88 MPa, 差异没有统计学意义。随着磨损次数的增加, 表面最大 von Mises 等效应力逐渐减小, 5 MC 周期后分别减小至 21.11、22.35、22.97、23.03 MPa (见图 3)。

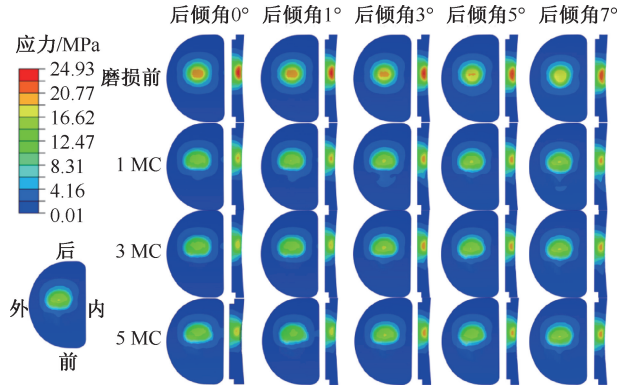


图3 UKA 胫骨假体不同后倾角安装对衬垫 von Mises 等效应力的影响

Fig. 3 Effects of different posterior slope installations of UKA tibial prosthesis on von Mises stresses of the insert

注: 衬垫右侧相邻视图为 von Mises 等效应力处切面的衬垫剖视图云图。

2.3 对衬垫接触应力的影响

胫骨衬垫磨损前后倾角度分别为 0° 、 1° 、 3° 、 5° 、 7° 时, 关节面最大接触应力分别为 47.61、47.92、48.19、48.46、49.71 MPa, 随着磨损次数的增加, 表面最大接触应力逐渐减小, 5 MC 周期后衬垫最大接触应力分别为 40.07、40.93、43.29、45.05、46.90 MPa (见图 4)。

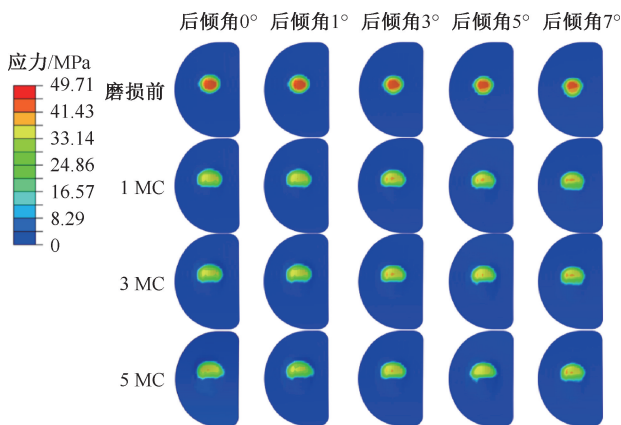


图4 UKA 胫骨假体不同后倾角安装对衬垫表面接触应力的影响

Fig. 4 Effects of different posterior slope installations of UKA tibial prosthesis on contact stresses on insert surface

2.4 对衬垫磨损的影响

随着磨损次数的增加, 最大线性磨损深度呈线性增大。后倾角度分别为 0° 、 1° 、 3° 、 5° 、 7° 时, 衬垫在 5 MC 周期磨损后的最大线性磨损深度分别为 0.757、0.754、0.622、0.612、0.601 mm [见图 5(a)]。

随着后倾角的增加, 5 MC 周期内总体积磨损量有减小的趋势。在后倾角度 0° 、 1° 、 3° 、 5° 、 7° 条件下, 衬垫磨损量分别为 47.29、44.23、35.71、32.70、31.07 mm^3 [见图 5(b)]。

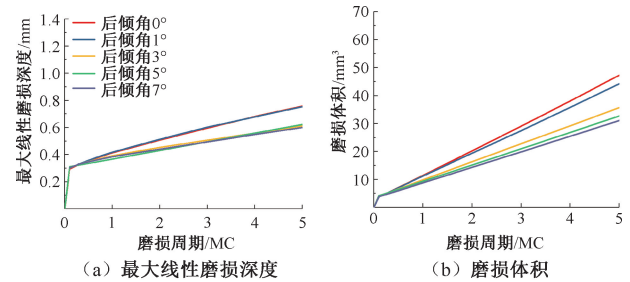


图5 UKA 胫骨假体不同后倾角安装对衬垫磨损的影响

Fig. 5 Effects of different posterior slope installations of UKA tibial prosthesis on insert wear (a) The maximum linear wear depth, (b) The volumetric wear

5 MC 周期磨损计算结果表明, 后倾角 7° 时磨损最轻, 0° 磨损最为严重。整体磨损分布较为集中, 区域接近圆形, 且圆形中心位置磨损最为严重, 向外磨损逐渐变轻。磨损主要发生在衬垫中后部, 0° 磨损区域中心偏前侧区域, 随着后倾角度的增加, 磨损区域向后部转移 (见图 6)。

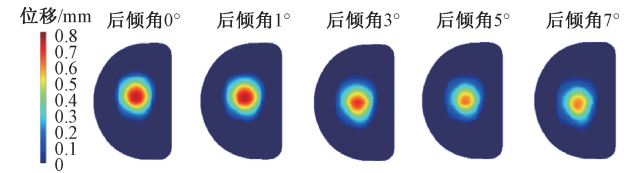


图6 UKA 胫骨假体不同后倾角安装对衬垫表面磨损分布的影响

Fig. 6 Effects of different posterior slope installations of UKA tibial prosthesis on wear distributions on insert surface

3 讨论

UKA 假体后倾角安装变化对膝关节接触力和运动均具有显著影响。Sekiguchi 等^[5] 运用骨肌模型分析发现, 步态行走运动中后倾角的增大会产生更大的前交叉韧带力, 且会使前后位移产生更大的运动范围。本研究表明, UKA 假体后倾角增大会使

步态周期前后平移的运动范围也随之增大,这与 Sekiguchi 等^[5]的研究一致。此外,本文还发现,随着 UKA 胫骨假体后倾角的增加,步态周期内旋运动增大,摆动相的内侧关节力增大。

胫骨假体后倾角是胫骨假体安装位置的重要参数,与膝关节术后稳定性、衬垫的磨损及术后的翻修密切相关。合理的胫骨后倾角可以改善衬垫及对侧间室应力分布,减轻患者术后疼痛,提高假体稳定程度以及延长假体寿命,使患者术后有更大的关节活动度。Kang 等^[27]研究发现,水平行走步态时固定式聚乙烯衬垫上的接触应力随着后倾角的增大而逐渐减小。Koh 等^[28]也发现,水平行走条件下活动式 UKA 衬垫的最大接触应力随胫骨假体后倾角的增大而减小。本文结果显示,随着后倾角的增大,衬垫磨损前的接触应力没有显著差异;而随着磨损加剧,衬垫的最大接触应力随胫骨假体后倾角的增大而逐渐增大。由于本文使用了骨肌多体动力学模型预测的内侧关节力和关节运动作为有限元模型的边界条件,考虑了不同后倾角对关节力和关节运动的影响,而前人使用固定的 ISO 标准测试条件,这可能造成了上述磨损前接触应力的差异。而随着磨损加剧,磨损面积随后倾角增大而减小,这可能是衬垫磨损后接触应力增大的原因。

Weber 等^[29]通过膝关节模拟器对 4 种不同后倾角的固定式 UKA 假体进行磨损实验,发现随着后倾角的增加,磨损显著减少。本文结果与之相同,线性磨损深度与体积磨损量整体趋势上随着胫骨平台后倾角的增加而减小。相对于后倾角 0°,后倾角 3°、5°、7°时衬垫的线性磨损深度分别减小了 17.8%、19.2%、20.6%。后倾角为 0°与 1°时衬垫的磨损量相近,后倾角为 3°、5°、7°时相对于后倾角 0°体积磨损量分别下降了 24.5%、30.9%、34.3%。因此,在保障患者正常的生理活动度的基础上适当增加截骨后倾角,可以减小聚乙烯衬垫的磨损深度,延长假体的寿命,获得更好的临床效果。

由于很难获得个体化患者的生物力学信息,本文建立的个体化有限元模型无法直接进行验证。因此,本文通过文献间接验证了有限元模型的有效性。研究表明,步态模拟下的膝关节接触应力在 28~54 MPa 之间^[22-23],5 MC 磨损周期后 0°后倾角

下的衬垫累积磨损量在 35.5~52.7 mm³ 之间^[24-25]。本文通过有限元模型预测的步态周期的膝关节接触应力为 47.61 MPa,0°后倾角下的关节面累计磨损量为 47.29 mm³,均在前人研究报道的范围之内,间接验证了模型预测能力。

本研究仍有一定的局限性:① 后倾角的选取范围不够,没有计算后倾角超过 7°的情况;② 仅进行了步态模拟,未进行如上下楼梯、下蹲、慢跑等高要求的生理活动的模拟。下一步研究将对人体高要求的生理活动进行模拟,并对其在不同后倾角安装位置情况下的接触应力、磨损量等进行评估,为医生和患者提供更全面的指导。

4 结论

本文联合个体化 UKA 骨肌多体动力学模型、有限元模型和磨损模型,研究了不同 UKA 假体后倾角度安装条件下衬垫的接触力学和磨损性能。随着 UKA 胫骨假体后倾角的增加,膝关节内旋运动和向后平移运动显著增加,后倾角超过 3°时聚乙烯衬垫最大线性磨损深度和体积磨损量显著减少。因此,UKA 假体考虑后倾角安装超过 3°时会显著增加膝关节活动功能,减小聚乙烯衬垫关节面的磨损。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:党晓栋负责论文撰写;党晓栋、熊守林、屈亚飞、任佳轩负责模型建立和计算分析;张静、张净宇和乔锋负责论文审阅和修改;陈填贤负责研究设计及论文指导。

参考文献:

- [1] 李二虎,山发荣,吕南宁,等. 膝内侧室骨性关节炎全膝与单髁置换早期结果比较[J]. 中国矫形外科杂志, 2022, 30(3): 203-207.
- [2] BAKER PN, PETHERAM T, AVERY PJ, et al. Revision for unexplained pain following unicompartmental and total knee replacement [J]. J Bone Joint Surg, 2012, 94(17): e126.
- [3] KANG KT, KWON OR, SON J, et al. Effect of joint line preservation on mobile-type bearing unicompartmental knee arthroplasty: Finite element analysis [J]. Phys Eng Sci Med, 2018, 41(1): 201-208.
- [4] KAMENAGA T, HIRANAKA T, KIKUCHI K, et al. Influence of tibial component rotation on short-term clinical outcomes in Oxford mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty [J]. Knee, 2018, 25(6): 1222-1230.

- [5] SEKIGUCHI K, NAKAMURA S, KURIYAMA S, *et al.* Effect of tibial component alignment on knee kinematics and ligament tension in medial unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Bone Joint Res*, 2019, 8(3): 126-135.
- [6] HERNIGOU P, DESCHAMPS G. Posterior slope of the tibial implant and the outcome of unicompartmental knee arthroplasty [J]. *J Bone Joint Surg*, 2004, 86(3): 506.
- [7] UTZSCHNEIDER S, GOETTINGER M, WEBER P, *et al.* Development and validation of a new method for the radiologic measurement of the tibial slope [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011, 19(10): 1643-1648.
- [8] WHITESIDE LA, AMADOR DD. The effect of posterior tibial slope on knee stability after ortholoc total knee arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 1988, 3: S51-S57.
- [9] ALETO TJ, BEREND ME, RITTER MA, *et al.* Early failure of unicompartmental knee arthroplasty leading to revision [J]. *J Arthroplasty*, 2008, 23(2): 159-163.
- [10] TAKAYAMA K, MATSUMOTO T, MURATSU H, *et al.* The influence of posterior tibial slope changes on joint gap and range of motion in unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Knee*, 2016, 23(3): 517-522.
- [11] 吴坤能, 赵改平, 刘冬青, 等. 膝关节单髁置换术胫骨假体不同后倾角对假体磨损和功能的影响 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(4): 618-624.
- WU KN, ZHAO GP, LIU DQ, *et al.* Effects of different posterior tibial slopes in unicompartmental knee arthroplasty on the wear and function of prosthesis [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(4): 618-624.
- [12] 苑博, 莫中军, 朱旭, 等. 单髁置换胫骨假体后倾角对关节接触应力影响 [J]. *医用生物力学*, 2022, 37(6): 1070-1075.
- YUAN B, MO ZJ, ZHU X, *et al.* The influence from posterior inclinations of tibial prosthesis on tibio-femoral contact force after unicompartmental knee arthroplasty [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(6): 1070-1075.
- [13] HU J, XIONG R, CHEN X, *et al.* Effect of components mal-alignment on biomechanics in fixed unicompartmental knee arthroplasty using multi-body dynamics model during a walking cycle [J]. *Med Eng Phys*, 2022(100): 103747.
- [14] PELLIKAAN P, VAN DER KROGT MM, CARBONE V, *et al.* Evaluation of a morphing based method to estimate muscle attachment sites of the lower extremity [J]. *J Biomech*, 2014, 47(5): 1144-1150.
- [15] ARGATOV I, MISHURIS G. Contact mechanics of articular cartilage layers: asymptotic models [M]. Cham: Springer International Publishing, 2015.
- [16] BLANKEVOORT L, HUISKES R, DE LANGE A. Recruitment of knee joint ligaments [J]. *J Biomech Eng*, 1991, 113(1): 94-103.
- [17] SHU L, HASHIMOTO S, SUGITA N. Enhanced *in-silico* polyethylene wear simulation of total knee replacements during daily activities [J]. *Ann Biomed Eng*, 2021, 49(1): 322-333.
- [18] BROCKETT CL, ABDELGAIED A, HAYTHORNTHWAITE T, *et al.* The influence of simulator input conditions on the wear of total knee replacements: An experimental and computational study [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2016, 230(5): 429-439.
- [19] KANG KT, SON J, KWON SK, *et al.* Preservation of femoral and tibial coronal alignment to improve biomechanical effects of medial unicompartment knee arthroplasty: Computational study [J]. *Biomed Mater Eng*, 2018, 29(5): 651-664.
- [20] FOTTNER A, WOICZINSKI M, KISTLER M, *et al.* Varus malalignment of cementless hip stems provides sufficient primary stability but highly increases distal strain distribution [J]. *Clin Biomech*, 2018(58): 14-20.
- [21] SAVA MM, MUNTEANU B, RENAULT E, *et al.* Tribological analysis of UHMWPE tibial implants in unicompartmental knee replacements: From retrieved to *in vitro* studies [J]. *Biotribology*, 2018(13): 1-15.
- [22] 王献抗, 张月静, 杨友, 等. 单间室膝关节假体衬垫在步态载荷下的磨损性能仿真分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2021, 25(12): 1831-1835.
- [23] NETTER J, HERMIDA J, FLORES-HERNANDEZ C, *et al.* Prediction of wear in crosslinked polyethylene unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Lubricants*, 2015, 3(2): 381-393.
- [24] GRUPP TM, UTZSCHNEIDER S, SCHRÖDER C, *et al.* Biotribology of alternative bearing materials for unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Acta Biomater*, 2010, 6(9): 3601-3610.
- [25] LAURENT MP, JOHNSON TS, YAO JQ, *et al.* *In vitro* lateral versus medial wear of a knee prosthesis [J]. *Wear*, 2003, 255(7-12): 1101-1106.
- [26] ABDELGAIED A, FISHER J, JENNINGS LM. A comprehensive combined experimental and computational framework for pre-clinical wear simulation of total knee replacements [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2018(78): 282-291.
- [27] KANG KT, PARK JH, KOH YG, *et al.* Biomechanical effects of posterior tibial slope on unicompartmental knee arthroplasty using finite element analysis [J]. *Biomed Mater Eng*, 2019, 30(2): 133-144.
- [28] KOH YG, PARK KM, KANG K, *et al.* Finite element analysis of the influence of the posterior tibial slope on mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Knee*, 2021(29): 116-125.
- [29] WEBER P, SCHRÖDER C, SCHWIESAU J, *et al.* Increase in the tibial slope reduces wear after medial unicompartmental fixed-bearing arthroplasty of the knee [J/OL]. *Biomed Res Int*, 2015, doi: 10.1155/2015/736826.