

文章编号: 1004-7220(2023)05-0961-08

活动式与固定式 UKA 衬垫的接触力学和磨损对比研究

屈亚飞¹, 张静¹, 陈真贤¹, 高永昌¹, 张焯¹, 靳忠民²

(1. 长安大学 工程机械学院, 西安 710064; 2. 西南交通大学 机械工程学院, 成都 610031)

摘要:目的 采用计算机模拟方法对比研究 ISO 14243-1:2009 力控制标准测试条件下单髁膝关节置换术 (unicompartmental knee arthroplasty, UKA) 活动式与固定式衬垫的接触力学和磨损性能。方法 采用有限元方法分析两种衬垫在测试条件下的接触应力和 von Mises 应力, 并采用磨损预测模型模拟 5 MC (million cycles, 百万次循环) 步态周期工况获得两种衬垫的线性磨损深度、磨损体积。结果 磨损前活动式与固定式衬垫的最大接触应力分别为 15.7、44.3 MPa, 最大 von Mises 应力分别为 11.94、23.33 MPa。随着磨损加剧, 活动式衬垫的最大接触应力和 von Mises 应力先减小后趋于稳定, 而固定式衬垫的基本保持不变。固定式衬垫的线性磨损深度为活动式的 1.5 倍, 但活动式衬垫的磨损体积是固定式的 5.4 倍, 且活动式衬垫的背部磨损体积占其总磨损体积的 70%。结论 与固定式 UKA 衬垫相比, 活动式 UKA 衬垫具有较低的接触应力与 von Mises 应力, 但有较大的磨损体积。活动式衬垫背部磨损是磨屑增加的另一个重要来源。

关键词: 单髁膝关节置换术; 固定式衬垫; 活动式衬垫; 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.1004-7220.2023.05.017

Comparative Study on Contact Mechanics and Wear of Mobile- and Fixed-Bearing UKA Inserts

QU Yafei¹, ZHANG Jing¹, CHEN Zhenxian¹, GAO Yongchang¹, ZHANG Xuan¹, JIN Zhongmin²

(1. School of Construction Machinery, Chang'an University, Xi'an 710064, China; 2. School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China)

Abstract: Objective To compare and study contact mechanics and wear performance of mobile- and fixed-bearing unicompartmental knee arthroplasty (UKA) under ISO 14243-1:2009 force control standard test condition by computational simulation. **Methods** The contact stress and von Mises stress of mobile- and fixed-bearing UKAs under the test condition were analyzed by finite element method. The linear wear depth and wear volume of both UKA inserts were obtained after simulating gait with 5 million cycles (MCs) using wear prediction model. **Results** The maximum contact stresses of mobile- and fixed-bearing UKAs before wear were 15.7 MPa and 44.3 MPa respectively, and the maximum von Mises stresses were 11.94 MPa and 23.33 MPa respectively. With the increase of wear, the maximum contact stress and von Mises stress of the mobile-bearing UKA decreased first and then became stable, while that of the fixed-bearing UKA remained basically unchanged. The linear wear depth of fixed-bearing UKA was 1.5 times that of mobile-bearing UKA. But the wear volume of mobile-

收稿日期: 2022-08-18; 修回日期: 2022-10-04

基金项目: 国家自然科学基金项目 (11902048, 12102065, 52035012), 陕西省自然科学基金项目 (2022JQ-529), 长安大学中央高校基本科研业务费专项资金 (300102252106)

通信作者: 陈真贤, 工程师, 硕士生导师, E-mail: zhenxian_chen@yeah.net

bearing UKA was 5.4 times that of fixed-bearing UKA, and the wear volume on backside surface accounted for 70% of the total wear volume of mobile-bearing UKA. **Conclusions** Compared with the fixed-bearing UKA, the mobile-bearing UKA had lower contact stress and von Mises stress, but larger wear volume. The backside wear of mobile-bearing UKA was an important source of increased wear debris.

Key words: unicompartmental knee arthroplasty (UKA); fixed-bearing insert; mobile-bearing insert; contact mechanics; wear prediction

单髁膝关节置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)常被用于治疗膝关节内侧间室骨关节炎。与全膝关节置换术(total knee arthroplasty, TKA)相比,UKA具有截骨量小、恢复快、保留前交叉韧带、术后膝关节活动度大等优点^[1-3]。临床数据显示,UKA手术的需求量不断增大,且越来越受年轻患者的欢迎^[4]。但是,UKA假体的磨损和松动问题限制了其使用寿命和临床应用^[5-6]。假体设计不合理会导致聚乙烯衬垫磨损,磨屑会引起骨溶解进而导致假体远期松动失效。因此,临床前测试与评估UKA假体的磨损性能非常重要。近年来,越来越多的研究者利用有限元和磨损模拟的仿真方法评估人工膝关节衬垫磨损性能,在步态载荷条件下计算机仿真模型可以得到衬垫的线性磨损深度和体积磨损量,且预测结果与实验结果具有良好的一致性^[7]。

UKA假体有活动式和固定式两种,其中活动式聚乙烯衬垫可在胫骨托盘表面自由滑动且与股骨部件关节面匹配度较高,而固定式聚乙烯衬垫固定在胫骨托盘且与股骨部件关节面匹配度较低。Jonathan等^[7]采用Archard磨损理论模型研究位移控制条件下活动式和固定式UKA衬垫的磨损性能,但未分析两种衬垫的接触力学差异。前人研究采用的Archard磨损理论模型并未考虑承载过程中交变剪切运动和蠕变对磨损的影响。Abdelgaied等^[8]开发并验证了新的磨损预测模型,该模型考虑了多向交变剪切运动,能解释多向运动中磨损较单向运动更严重的现象,还考虑了蠕变对聚乙烯衬垫形貌的影响。综上所述,国内外关于活动式和固定式UKA衬垫的接触力学和磨损对比研究较少,两种衬垫在力控制磨损测试条件下的接触力学和磨损性能差异尚未同时报道。

本文采用计算机仿真方法模拟固定式和活动

式UKA衬垫的体外磨损测试,在ISO 14243-1:2009力控制加载条件下对比研究两种衬垫的接触应力、von Mises应力、最大线性磨损深度和磨损体积差异,为UKA假体的设计优化与选取提供参考。

1 材料与方法

1.1 UKA假体的有限元模型

基于市面上常见的Oxford活动式单髁假体和Zimmer固定式单髁假体,通过逆向工程建模获得两种假体的三维CAD几何模型。使用HyperWorks 2020(Altair公司,美国)对两种假体的CAD模型进行网格划分。股骨部件、胫骨托盘和聚乙烯衬垫均采用线性8节点六面体非协调单元(C3D8I)进行网格划分。六面体非协调单元可以用较小的计算代价得到足够的计算精度。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^[9]。将固定式和活动式UKA衬垫的网格模型分别导入ABAQUS/Standard 2020(SIMULIA公司,法国)中建立相应的有限元模型(见图1)。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^[10-11]。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。活动式UKA假体在股骨部件与聚乙烯衬垫、聚乙烯衬垫与胫骨托盘间建立了两个接触对。固定式UKA假体只在股骨部件与聚乙烯衬垫间建立1个接触对^[12]。接触对之间定义为罚接触,摩擦系数为0.04^[12-13]。

由图1可见,模拟固定式和活动式UKA假体体外磨损模拟机测试的有限元模型被分别建立。模型采用了ISO 14243-1:2009力控制的体外磨损测

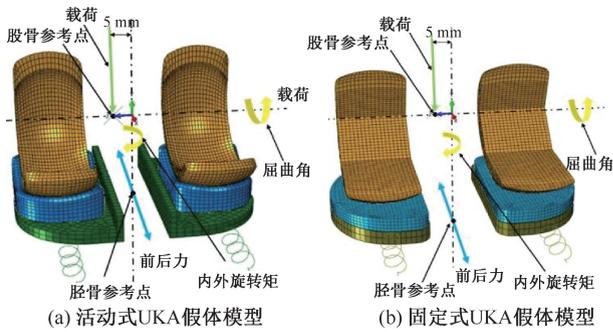


图1 UKA 假体有限元模型及力控制测试条件

Fig.1 UKA finite element models with load control conditions

(a) Model of mobile-bearing UKA, (b) Model of fixed-bearing UKA

试标准条件^[14],包括膝关节竖直轴向力、前后方向力、内外旋转矩和屈曲伸展运动,其中膝关节屈曲伸展运动范围为 $0^{\circ}\sim 58^{\circ}$,前后方向力范围为 $-265\sim 110\text{ N}$,内外旋转矩范围为 $-1\sim 6\text{ N/m}$,最大竖直轴向力为 2.6 kN 。模型在股骨屈曲伸展轴膝关节中心偏内侧 5 mm 处建立股骨参考点^[9]。股骨参考点与内外侧股骨内表面耦合约束。模型在胫骨部件下方膝关节中心建立了胫骨参考点。胫骨参考点和胫骨托盘下表面耦合约束。建立1个局部参考坐标系,参考坐标系 Z 轴和膝关节屈曲伸展轴重合, Y 轴和内外旋转轴重合, X 轴和前后平移方向一致。ISO测试标准中的轴向力和屈曲伸展运动施加在股骨参考点,前后方向力和内外旋转矩施加在胫骨参考点。此外,股骨部件的内外翻运动、上下平移运动自由,其余运动固定约束;胫骨部件的内外侧平移运动、上下平移运动、屈曲伸展运动、内外翻运动固定约束。模型中活动式UKA假体的聚乙烯衬垫所有自由度不受约束,固定式UKA假体的聚乙烯衬垫通过绑定约束固定到胫骨托盘。在两个模型胫骨托盘的内外侧前后方向,分别采用弹簧设置来模拟软组织对胫骨部件前后方向的约束,弹簧刚度为 $9.3\text{ N/mm}^{[14]}$ 。

1.2 UKA 假体磨损模型

本文采用 Abdelgaied 等^[8]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。磨损模型的磨损体积为:

$$V = CAS \quad (1)$$

式中: A 为接触面积; S 为滑动距离; C 是由交叉剪切比(CS)、接触应力(P)和弹性模量(E)共同决定的无量纲磨损系数,该系数由多方向 POD 销-盘磨损试验的实验测量确定^[8]:

$$C = 10^{-9} \times [1.47 \times (1 - \exp(-116.21 \times CS)) \times (0.84 + 450.23 \times ((P/E)^{1.49}))] \quad (2)$$

式中: P 、 E 分别为超高分子量聚乙烯衬垫上各节点所受的接触应力与材料弹性模量。根据磨损与摩擦功的统一理论,交叉剪切比定义如下^[15]:

$$CS = E_{\text{cross-shear}}/E_{\text{total}} \quad (3)$$

式中: $E_{\text{cross-shear}}$ 为垂直于主分子取向方向的摩擦功分量; E_{total} 为总摩擦功。交变剪切模型认为,超高分子量聚乙烯衬垫摩擦表面的分子经历长期多向运动时,分子排列的方向会改变,即存在1个主要的运动方向,沿着主运动方向抗磨损性能提高,垂直于主运动方向的摩擦功才会造成磨损。因此,运动多向性越明显磨损越严重。

本模型还考虑了超高分子量聚乙烯蠕变的影响。蠕变模型的蠕变变形为^[16]:

$$\delta_{\text{creep}} = [3.491 \times 10^{-3} + 7.966 \times 10^{-4}(\log t - 4)] \sigma_{\text{av}} h \quad (4)$$

式中: t 为时间; σ_{av} 为平均接触应力; h 为厚度。衬垫表面每个节点的总磨损变形(δ_{total})是线磨损(δ_{wear})和蠕变变形(δ_{creep})之和。

1.3 UKA 衬垫的接触力学和磨损分析

在力控制磨损测试标准条件下,活动式和固定式UKA假体的有限元模型预测了步态周期内聚乙烯衬垫的接触应力、范式等效应力以及衬垫表面的滑移距离。然后,将有限元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。然后,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。这样每个步态周期的有限元和磨损计算迭代需要执行5 MC(million cycle,百万次循环),然后获得聚乙烯衬垫的磨损体积结果^[9]。考

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。

2 结果

2.1 UKA 衬垫接触应力

结果表明,活动式衬垫磨损前关节面最大接触

应力为 15.75 MPa,3 MC 周期后最大接触应力减小到 8.10 MPa。固定式衬垫关节面磨损前最大接触应力为 43.84 MPa,随着磨损次数的增加,最大接触应力基本不变。活动式衬垫关节面和背部在 5 MC 周期后的最大接触面积分别为 369.5、539.5 mm²,固定式衬垫关节面在 5 MC 周期后的最大接触面积为 61.4 mm²(见图 2)。

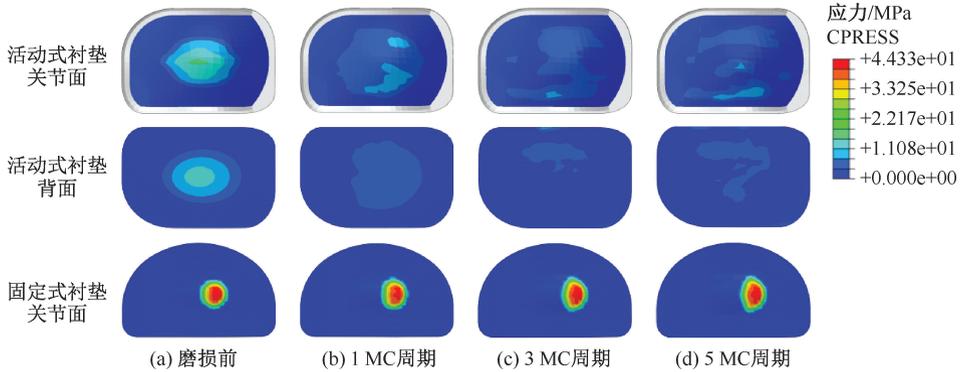


图 2 活动式与固定式衬垫接触应力云图

Fig. 2 Contact stress nephograms of mobile- and fixed-bearing inserts (a) Before wear, (b) After 1 million cycles, (c) After 3 million cycles, (d) After 5 million cycles

2.2 UKA 衬垫等效应力

活动式衬垫磨损前关节面最大 von Mises 应力为 11.94 MPa,随着磨损次数增加,最大 von Mises 应力

减小到约 7 MPa。固定式衬垫磨损前关节面最大 von Mises 应力为 23.33 MPa;随着磨损次数增加,表面最大 von Mises 应力基本保持不变(见图 3)。

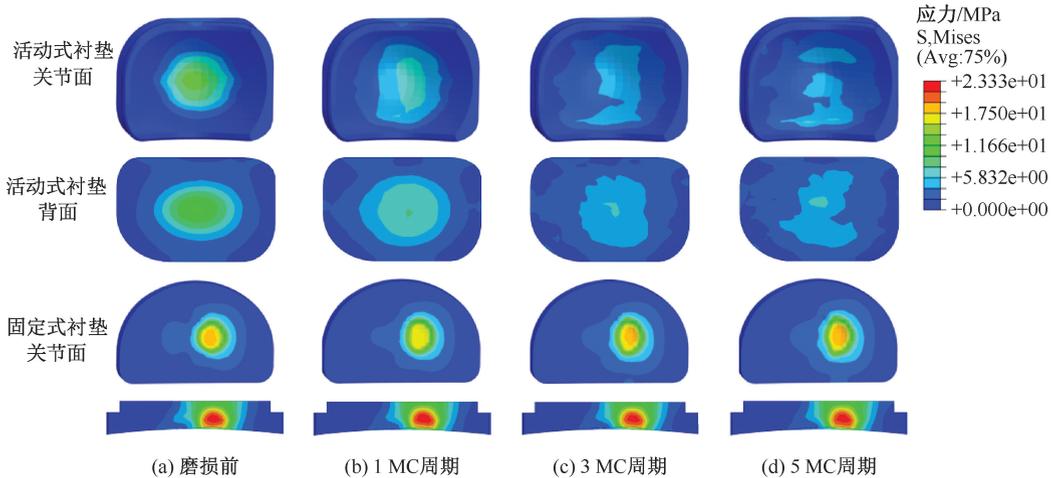


图 3 活动式与固定式衬垫 von Mises 应力云图

Fig. 3 Von Mises stress nephograms of mobile- and fixed-bearing inserts (a) Before wear, (b) After 1 million cycles, (c) After 3 million cycles, (d) After 5 million cycles

2.3 UKA 衬垫磨损

由于考虑蠕变的影响衬垫刚开始线性磨损深度变化很快,尤其前 0.2 MC 蠕变引起的表面变形

大于衬垫磨损深度。0.5 MC 后期线性磨损深度与循环周期趋于线性。活动式衬垫垂直方向上线性磨损深度磨损率为 42 μm/MC,固定式衬垫为

66 $\mu\text{m}/\text{MC}$ [见图 4(a)]。

UKA 假体衬垫在 5 MC 模拟期间的累积磨损体积呈线性变化。活动式衬垫总磨损体积为 119.12 mm^3 , 体积磨损率为 23.82 mm^3/MC , 其中活动式衬垫关节面的磨损体积为 35.6 mm^3 , 体积磨损率为 7.12 mm^3/MC ; 背部磨损体积为 83.5 mm^3 , 体

积磨损率为 16.7 mm^3/MC 。固定式衬垫总磨损体积为 22.06 mm^3 , 磨损率为 4.41 mm^3/MC 。前 0.2 MC 周期内, 固定式衬垫的体积磨损量大于活动式衬垫; 随着循环周期的增加, 活动式衬垫的体积磨损量逐渐大于固定式衬垫, 且活动式衬垫背部磨损最为严重 [见图 4(b)]。

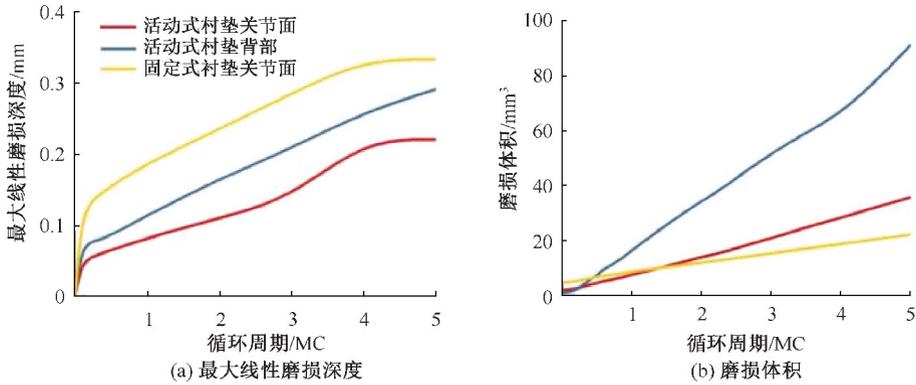


图 4 活动式与固定式衬垫磨损结果对比

Fig. 4 Comparison of wear results for mobile- and fixed-bearing inserts (a) Maximum linear wear depth, (b) Wear volume

固定式衬垫的累计滑移位置都比较集中且滑移距离大。活动式衬垫的关节面的累计滑移距离大于背部, 但是累计滑移的面积小于背部。

随着磨损周期的增加, 所有衬垫的累计滑移距离最大值在减小, 累计滑移的面积在增大 (见图 5)。

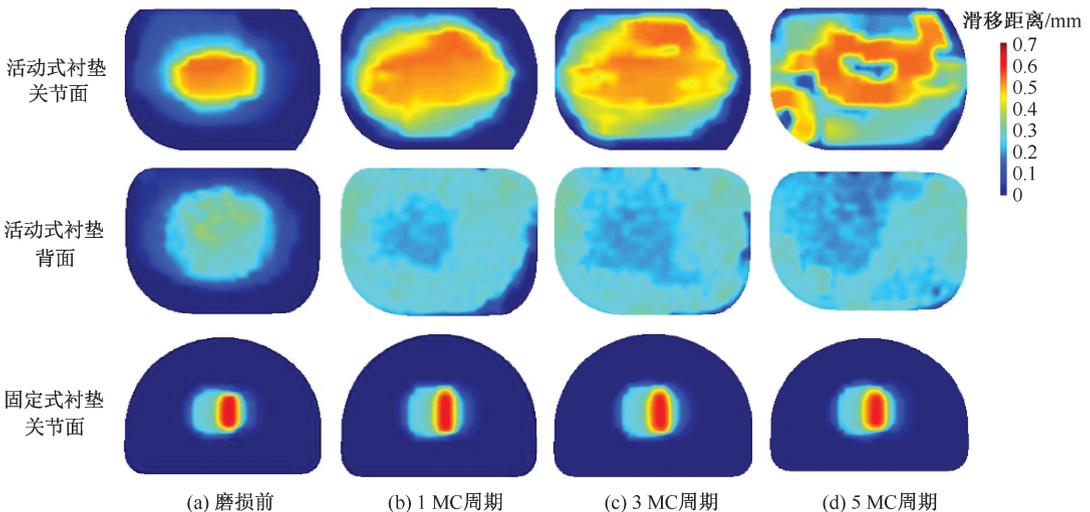


图 5 活动式与固定式衬垫的累计滑移距离云图

Fig. 5 Cumulative sliding distance nephograms of mobile- and fixed-bearing inserts (a) Before wear, (b) After 1 million cycles, (c) After 3 million cycles, (d) After 5 million cycles

对比活动式与固定式衬垫 5 MC 周期的磨损分布云图, 固定式衬垫最大磨损深度较大 (0.33 mm), 活动式衬垫关节面和背部的最大磨损深度较小 (分

别为 0.29、0.21 mm), 固定式衬垫的磨损区域较小, 活动式衬垫关节面和背部的磨损区域较大 (见图 6)。

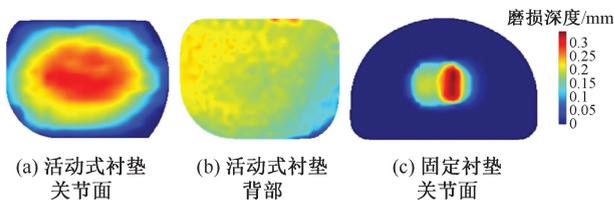


图6 活动式与固定式衬垫5 MC周期磨损分布云图

Fig. 6 Wear distribution nephograms of mobile- and fixed-bearing inserts after 5 million cycles (a) Mobile-bearing articular surface, (b) Mobile-bearing backside surface, (c) Fixed-bearing articular surface

3 讨论

本文利用有限元和磨损仿真方法预测了活动式与固定式UKA衬垫的接触力学和磨损性能差异。与前人相比,本文采用的磨损模型考虑了交变剪切以及聚乙烯蠕变对磨损的影响。文献中报道的活动式衬垫 von Mises 应力范围为8~21 MPa^[17-19],接触应力范围为11~18 MPa^[20-21];固定式衬垫 von Mises 应力范围为11~24 MPa^[22-23],接触应力范围为28~54 MPa^[24-25]。本文预测的活动式、固定式衬垫在磨损前最大 von Mises 应力分别为11.94、23.33 MPa,接触应力分别15.57、43.84 MPa,结果均在上述文献的范围内。本文在力控制测试标准下预测5 MC步态周期的活动式衬垫总磨损体积为119.12 mm³,其中衬垫关节面的磨损体积为35.6 mm³,背部磨损体积为83.5 mm³;固定式衬垫总磨损体积为22.06 mm³。Eckert等^[26]通过牛津活动式UKA假体取出物发现,5年的衬垫磨损量约为130 mm³。Netter等^[7]通过实验测得固定式UKA假体5 MC周期的衬垫磨损体积为19.45 mm³。本文模型预测结果与文献报道实验测量结果相近,间接验证了本文磨损预测的合理性。

与活动式UKA假体相比,固定式UKA假体的衬垫与股骨部件接触面积较少,关节面最大接触应力较大,von Mises 应力超过了聚乙烯材料的屈服极限(23 MPa^[27]),可能导致较大聚乙烯衬垫磨损深度。而活动式UKA假体的衬垫与其股骨部件的关节面匹配性较好、接触面积较大,故最大接触应力较小,线性磨损深度较小^[28-29]。但不能认为线性磨损深度较大则衬垫的体积磨损量就大,还应考虑接触区域的大小^[7,30]。5 MC步态周期后固定式衬垫的线

性磨损深度是活动式的1.5倍,但活动式衬垫的体积磨损量是固定式的5.4倍。因此,只考虑UKA假体单一的参数,并不能准确评价假体的整体性能^[31]。

研究表明,患者每年大约行走1 MC步态周期^[32]。因此,1 MC磨损率相当于每年的磨损率。Engh等^[33]研究发现,非交联的活动式与固定式衬垫的平均线性磨损率分别为61 μm/MC与54 μm/MC。本文预测的活动式衬垫的关节面线性磨损率为58 μm/MC,背部线性磨损率为40 μm/MC,固定式UKA衬垫关节面线性磨损率为66 μm/MC。本文采用力控制测试标准作为加载条件可能是导致线性磨损率较大的原因,在力控制测试标准条件下衬垫的相对滑动距离较大,交变剪切的作用、磨损因数随横向剪切程度的增加而增加^[34]。

人工膝关节衬垫的磨损量不仅与衬垫的接触面积、相对滑动距离、线性磨损深度有关,还与接触应力、交变剪切比有关。活动式衬垫和固定式衬垫接触表面的累计滑移距离无明显差异,两种衬垫上节点的最大交变剪切比无明显差异。虽然固定式UKA衬垫的最大接触应力较高,但只造成局部接触表面磨损较大。活动式衬垫关节面与背部的接触应力较小,但其接触面积远远大于固定式衬垫,这是导致活动式衬垫磨损量较大的重要因素。此外,活动式UKA衬垫背部磨损体积是其关节面磨损体积的2.3倍,大大增加了总体积磨损量。活动式UKA衬垫的双滑动面设计是其总体磨损量较大的重要原因^[7]。

本研究的局限性如下:①仅采用计算机仿真方法对比研究力控制条件下的两种UKA衬垫的接触力学和磨损性能;②只讨论了ISO 14243-2009标准测试条件下UKA衬垫的接触力学和磨损情况,未考虑日常要求较高的其他活动,如上下楼梯、下蹲、慢跑等;③只考虑了体外磨损模拟机测试时假体安装中立位置下的磨损性能,实际安装聚乙烯衬垫可能会考虑后倾角度等;④由于固定式衬垫反求建模时无法精确获得其背部的固定结构,所以在模型中未考虑其衬垫与胫骨托盘间的微动磨损。尽管存在上述诸多限制,但是本文在ISO 14243-2009力控制测试标准条件下预测的两种UKA衬垫的接触力学和磨损结果对理解假体磨损及松动失效问题和改进假体设计有重要的参考意义。

4 结论

本文利用有限元和磨损预测方法,在模拟体外力控制磨损模拟机测试 5 MC 步态周期条件下,对比研究了活动式和固定式 UKA 衬垫的接触力学和磨损性能差异。与活动式 UKA 衬垫相比,尽管固定式 UKA 衬垫的最大接触应力、最大 von Mises 应力与线性磨损深度较大,但总的磨损体积较小,有更低的体积磨损率。活动式衬垫背部磨损显著增加了其磨损总量。

参考文献:

- [1] O'ROURKE MR, GARDNER JJ, CALLAGHAN JJ, *et al.* The John Insall Award: Unicompartmental knee replacement. A minimum twenty-one-year followup, end-result study [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2005, 440: 27-37.
- [2] 李鹏祥, 赵改平. 膝关节 ACL 断裂单髁置换生物力学特性的有限元分析[C]//第十二届全国生物力学学术会议暨第十四届全国生物力学学术会议. 西安: [s. n.], 2018: 151.
- [3] 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.
- [4] 周雷, 王献抗, 黄绍祥, 等. 高屈曲对 UKA 衬垫磨损性能数值分析[J]. *天津理工大学学报*, 2019, 35(4): 9-13.
- [5] O'DONNELL T, NEIL MJ. The Repicci II® unicondylar knee arthroplasty: 9-year survivorship and function [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2010, 468(11): 3094-102.
- [6] SUGGS JF, LI G, PARK SE, *et al.* Knee biomechanics after UKA and its relation to the ACL—A robotic investigation [J]. *J Orthop Res*, 2006, 24(4): 588-594.
- [7] NETTER J, HERMIDA JC, D'ALESSIO J, *et al.* Effect of polyethylene crosslinking and bearing design on wear of unicompartmental arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2015, 3(2): 381-393.
- [8] 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 Mater*, 2018, 78: 282-291.
- [9] 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.

- [10] 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): 429-39.
- [11] 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]. *Bio-Med Mater Eng*, 2018, 29(5): 651-664.
- [12] 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(1): 116-125.
- [13] O'BRIEN S, LUO Y, WU C, *et al.* Prediction of backside micromotion in total knee replacements by finite element simulation [J]. *P I Mech Eng H*, 2012, 226(3): 235-245.
- [14] International Organization for Standardization. ISO 14243-1: 2009. Implants for surgery. Wear of total knee-joint prostheses— Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test [S].
- [15] WANG A. A unified theory of wear for ultra-high molecular weight polyethylene in multi-directional sliding [J]. *Wear*, 2001, 248(1): 38-47.
- [16] LEE KY, PIENKOWSKI D. Compressive creep characteristics of extruded ultrahigh-molecular-weight polyethylene [J]. *J Biomed Mater Res*, 1998, 39(2): 261-265.
- [17] 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.
- [18] 马新硕, 姚杰, 王慧枝, 等. 单髁膝关节置换胫骨元件不同固定柱形状的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34(2): 186-192.
- MA XS, YAO J, WANG HZ, *et al.* Finite element analysis on different geometric shapes of tibial component pegs in unicompartmental knee arthroplasty [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(2): 186-192.
- [19] SIMPSON D, GILL H. Polyethylene stresses in unicompartmental knee replacements during a step-up activity: A comparison between a fixed and mobile bearing [J]. *J Biomech*, 2007, 40(2): S59.
- [20] KOH YG, PARK KM, LEE HY, *et al.* Influence of tibiofemoral congruency design on the wear of patient-specific unicompartmental knee arthroplasty using finite element analysis [J]. *Knee*, 2019, 8(3): 156-164.
- [21] KANG KT, SON J, KWON SK, *et al.* Finite element

- analysis for the biomechanical effect of tibial insert materials in total knee arthroplasty [J]. *Compos Struct*, 2018, 201: 141-150.
- [22] 周秉正, 白伦浩, 李彬, 等. 单髁置换与全膝置换: 假体接触表面的应力分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2015, 19(22): 3467-3471.
- [23] STEKLOV N, SLAMIN J, SRIVASTAV S, *et al*. Unicompartmental knee resurfacing: Enlarged tibio-femoral contact area and reduced contact stress using novel patient-derived geometries [J]. *Open Biomed Eng J*, 2010, 4(1): 85-92.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] ECKERT J A, MUELLER U, WALKER T, *et al*. Bearing thickness is not a predictive factor for damage and penetration in oxford unicompartmental knee arthroplasty—A retrieval analysis [J]. *Materials*, 2020, 13(20): 1-10.
- [27] KURTZ SM, PRUITT L, WC, *et al*. The yielding, plastic flow, and fracture behavior of ultra-high molecular weight polyethylene used in total joint replacements [J]. *Biomaterials*, 1998, 19(21): 1989-2003.
- [28] SRINIVAS GR, DEB A, KUMAR MN. A study on polyethylene stresses in mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasty (TKA) using explicit finite element analysis [J]. *J Long Term Eff Med Implants*, 2013, 23(4): 275-283.
- [29] O'CONNOR JJ, GOODFELLOW JW. Theory and practice of meniscal knee replacement: Designing against wear [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 1996, 210(3): 217-222.
- [30] GHOSH P, MOHAMMAD HR, MARTIN B, *et al*. Low polyethylene creep and wear following mobile-bearing unicompartmental knee replacement [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2020, 29(10): 3433-3442.
- [31] SIMPSON DJ, GRAY H, D' LIMA D, *et al*. The effect of bearing congruency, thickness and alignment on the stresses in unicompartmental knee replacements [J]. *Clin Biomech*, 2008, 23(9): 1148-1157.
- [32] MCKELLOP HA, CAMPBELL P, PARK SH, *et al*. The origin of submicron polyethylene wear debris in total hip arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1995(311): 3-20.
- [33] ENGH GA, ZIMMERMAN RL, PARKS NL, *et al*. Analysis of wear in retrieved mobile and fixed bearing knee inserts [J]. *J Arthroplasty*, 2009, 24(6 Supplement): 28-32.
- [34] BRAGDON CR, O'CONNOR DO, LOWENSTEIN JD, *et al*. The importance of multidirectional motion on the wear of polyethylene [J]. *P I Mech Eng H*, 1996, 210(3): 157-165.