

文章编号:1004-7220(2023)01-0097-07

新型运动模式铰链膝关节假体磨损有限元分析

孔令跃¹, 张静², 田东牧³, 张净宇^{4*}, 胡永成^{4*}

(1. 内蒙古医科大学第二附属医院 运动医学中心, 呼和浩特 010000; 2. 长安大学 工程机械学院, 西安 710064;
3. 北京威高亚华人工关节开发有限公司, 北京 101301; 4. 天津市天津医院 骨与软组织肿瘤科, 天津 300211)

摘要:目的 对新型球轴运动模式铰链膝关节假体进行有限元分析, 研究假体磨损仿真的方法及运动方式对假体磨损的影响。**方法** 基于球轴假体接触力学有限元模型, 根据 Archard 磨损理论, 建立磨损有限元模型, 以各种运动数据为加载条件, 模拟生理活动下膝关节的力学环境, 研究球轴假体磨损情况。**结果** 对于胫骨衬垫, 上下楼时平均和最大接触应力均高于步行, 上楼时累积磨损体积大于下楼和步行, 且磨损均主要发生在衬垫下表面。对于球轴衬套, 仅步行时存在短接触和磨损, 累积磨损体积为 0.19 mm³。**结论** 铰链膝关节假体的球轴运动模式可改善置换后膝关节力学环境, 降低衬套磨损, 延长假体生存期。有限元仿真可有效预测铰链假体的磨损, 为其设计及改进提供理论支持。

关键词: 铰链膝关节假体; 假体设计; 磨损; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.014

The Wear on a Novel Motion Mode Hinged Knee Prosthesis: A Finite Element Analysis

KONG Lingyue¹, ZHANG Jing², TIAN Dongmu³, ZHANG Jingyu^{4*}, HU Yongcheng^{4*}

(1. Sports Medicine Center, the Second Affiliated Hospital of Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010000, China; 2. School of Construction Machinery, Chang'an University, Xi'an 710064, China; 3. Beijing Weigao Yahua Artificial Joint Development Company, Beijing 101301, China; 4. Department of Bone and Soft Tissue Oncology, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China)

Abstract: Objective To perform finite element analysis on a novel motion mode hinged knee prosthesis, and investigate the method of wear simulation on hinged prosthesis and the influence of motion mode on wear of the prosthesis. **Methods** Based on the finite element model of contact stress on spherical axis prosthesis, the finite element model of wear was established according to Archard wear theory. The kinematics data during different motions were input as loading condition to simulate mechanical environment of the knee arthroplasty in physiological activities. The wear results of spherical axis prosthesis were studied. **Results** For tibial insert, the average and maximum contact stresses during upstairs and downstairs climbing were higher than those during walking, and the cumulative wear volume during upstairs climbing was larger than that during downstairs climbing and walking. The wear mainly occurred on lower surface of tibial insert during all 3 motions. For rotating bushing, there was only a short period of contact and wear during walking, and the cumulative wear was 0.19 mm³. **Conclusions** The spherical axis motion of hinged knee prosthesis can improve the mechanical environment of knee, reduce the wear of rotating bushing, and prolong the prosthesis survival. The finite element simulation can predict the wear of hinged prosthesis effectively, and provide the theoretical basis for design and improvement of the prosthesis.

Key words: hinged knee prosthesis; prosthesis design; wear; finite element analysis

收稿日期:2022-03-26; 修回日期:2022-04-09

基金项目:天津市卫生健康科研项目(TJWJ2022MS024)

通信作者:胡永成,主任医师,博士生导师, E-mail: huyedoctor@163.com; 张净宇,副主任医师, E-mail: zhangjingyu2010@163.com

* 为共同通信作者

复杂初次关节置换、人工关节翻修和膝关节骨肿瘤切除时常需采用具有内在稳定性的铰链膝关节假体重建^[1-3]。研究显示,过去10年我国膝关节置换数量呈指数式增长,2019年初次置换和翻修量分别为37.4万台和3.3万台,到2030年翻修量预计将增长3倍^[4-5]。由此可见,未来铰链膝关节假体的需求将显著增加。然而尽管目前的旋转铰链膝关节(rotating hinge knee, RHK)假体早期效果满意,但设计上的约束性相较于常规膝关节假体仍较高,使应力难以完全分散,假体远期失效率高^[3,6]。

RHK假体的运动轴衬套和胫骨衬垫磨损是导致假体远期失效的主要原因之一。既往研究尝试通过缩短屈伸铰链长度降低横轴负重、增加胫股关节面接触面积降低接触应力、增加旋转衬垫设计改善假体运动等方式降低假体磨损,但最终效果和评价方式不尽相同,难以形成共识^[7-11]。本课题组前期根据球轴(ball-and-socket)设计原理研发球轴立柱旋转平台RHK假体(以下简称球轴假体),增加了假体接触面积并改善运动性,但未对假体磨损开展研究^[12]。

目前RHK假体的磨损研究主要采用临床回顾性分析和假体磨损实验。然而回顾性分析难以明确假体磨损的动态演变;磨损实验存在周期长、价格昂贵、受周围环境影响大等问题^[13-15]。随着计算机仿真技术的发展,近年来基于有限元接触力学分析的磨损仿真已成为分析假体磨损性能的重要手段,但针对RHK假体磨损的仿真研究鲜有报道。

为探讨RHK假体的磨损仿真方法,初步明确球轴假体的抗磨损性能,本文基于前期建立的球轴假体接触力学有限元模型,根据Archard磨损理论,通过建立球轴假体磨损数值模型,分析球轴假体在行走、上下楼过程中的磨损情况,为球轴假体的设计及改进提供理论支持。

1 材料和方法

1.1 球轴假体的设计特点

新型运动模式的球轴假体将传统的屈曲铰链和旋转铰链合并为球轴立柱,假体的屈曲和旋转中心为球头的球心,球头和球轴衬套间存在一定间

隙,降低了假体的约束性;假体通过球头和衬套的球窝接触实现了仿生的多方向运动模式,增加了运动轴处的接触面积,有效抵挡了假体的前后和侧方运动;假体采用旋转衬垫设计,可实现各12°的内外侧旋转,有效分散了旋转应力^[12](见图1)。

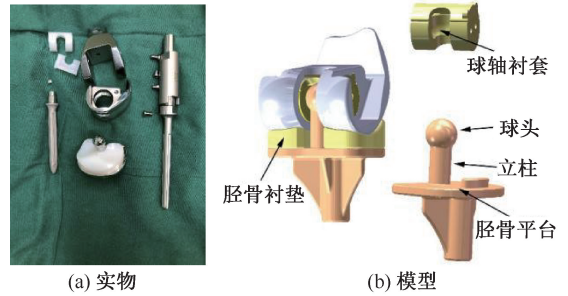


图1 球轴假体

Fig. 1 Spherical axis prosthesis (a) Photo, (b) Model

1.2 球轴假体接触力学有限元模型建立

本文采用既往已验证的球轴假体接触力学有限元模型^[12]。该模型包括钴铬钼材质的股骨部件和胫骨部件,以及超高分子量聚乙烯材质的胫骨衬垫和球轴衬套。股骨部件和胫骨部件设定为刚体,采用弹性基理论方程计算接触面上接触应力和渗透深度间的关系^[16-17]:

$$p = \frac{(1 - \nu)E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \frac{y}{h}$$

式中: p 为接触压力; E 为聚乙烯的弹性模量; ν 为泊松比; h 为超高分子量聚乙烯部件的局部厚度; y 为弹性挠度,定义为未变形表面在局部接触区域法线方向上的渗透深度。聚乙烯部件的初始弹性模量为463 MPa,泊松比为0.46。利用图2所示的非线性超高分子量聚乙烯材料真实应力、应变数据,

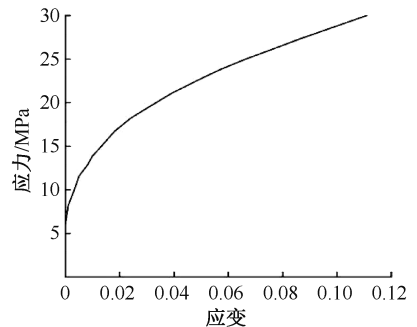


图2 超高分子量聚乙烯材料应力-应变曲线

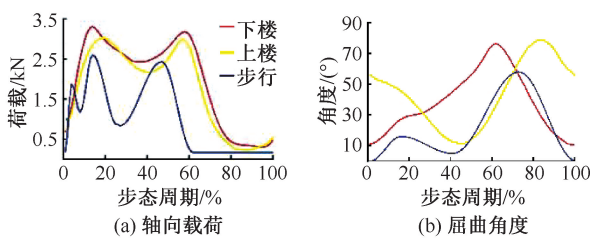
Fig. 2 Stress-strain curve of ultra-high molecular weight polyethylene material

斜率计算为整个材料应力应变数据剖面的弹性模量。利用计算得到弹性模量、泊松比和超高分子量聚乙烯部件(衬垫为 10 mm, 衬套为 5 mm)的厚度计算接触压力与弹性挠度之间的关系, 以此定义摩擦表面法向接触属性。该方法已经过验证, 并广泛应用膝关节生物力学分析及磨损数值计算。采用罚接触公式描述切向行为, 摩擦因数为 0.04^[12]。

球轴假体部件采用 10 节点二次缩减积分单元 (C3D10M) 进行网格划分, 网格尺寸 (1.0~1.5 mm) 通过收敛实验研究确定。最终获得的胫骨衬垫网格数为 167 784, 球轴衬套网格数为 58 953。

1.2 边界条件与加载

使用 ABAQUS 6.18 (Simulia 公司, 美国) 软件



开发球轴假体的动态显式有限元模型, 以同时预测假体的接触力学和运动学。模型设定 6 副接触对, 分别包括股骨内/外侧髁与胫骨衬垫内/外侧上表面、胫骨部件与胫骨衬垫下表面、球头与球轴衬套内表面、球轴立柱与胫骨衬垫内表面、胫骨平台旋转轴与胫骨衬垫旋转导槽。球轴衬套与股骨部件设定为绑定。

采用 ISO 14243-1 2009 力控制条件下的行走步态和 Reinders 等^[18] 上下楼梯步态作为磨损计算的边界条件, 分析不同日常生理活动对假体磨损的影响。边界条件包括轴向载荷、屈曲伸展运动、前后平移力、内外旋转矩。3 种日常生理活动下的载荷及运动控制曲线如图 3 所示。

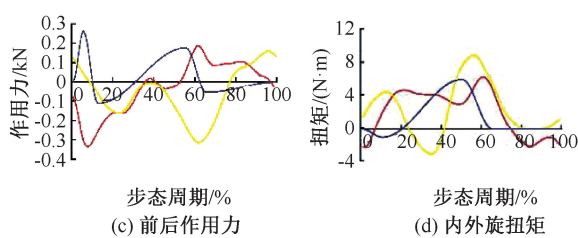


图 3 步行及上下楼运动时步态曲线

Fig. 3 Gait curve during walking, upstairs and downstairs climbing (a) Axial load, (b) Flexion angle, (c) Anterior-posterior force, (d) Rotational torque

股骨参考点设定在球头中心偏内 5 mm, 胫骨参考点设定在立柱与胫骨平台相交面的中心。轴向载荷和屈曲伸展运动作用在股骨参考点, 股骨内外翻放开, 其他自由度约束。前后作用力和内外旋转矩作用在胫骨参考点。胫骨部件其他自由度约束。使胫骨部件前移的力或胫骨部件前移定义为前后正方向, 使胫骨部件内旋的转矩或向内旋转定义为内外旋正方向 (见图 4)。参照 ISO 标准及模拟机实

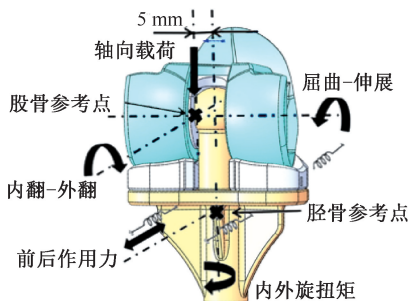


图 4 球轴假体的加载和边界条件施加方法

Fig. 4 Method of loading and boundary conditions of spherical axis prosthesis

验配置, 采用弹簧模拟软组织约束, 用于限制前后方向位移和内外旋转, 前后方向弹簧刚度设置为 9.3 N/mm, 内外旋转弹簧刚度设置为 0.13 N·m/(°)。

1.3 磨损模拟

磨损定律采用 Archard 磨损理论。通过接触力学有限元分析获得胫骨衬垫和球轴衬套每个节点和每个时间增量的接触应力和滑动距离, 使用 Python 脚本从 ABAQUS 输出数据库中提取结果, 建立 Matlab 2019b (Mathworks 公司, 美国) 脚本, 利用输出的接触应力和滑动距离, 计算每个节点的磨损和蠕变, 根据计算后节点的新位置更新胫骨衬垫和球轴衬套的位置信息。利用 Matlab 脚本与 ABAQUS 输入文件交互, 再次进行球轴假体的接触力学有限元分析, 重复上述过程, 最终实现 5 MC (million cycle, 百万次循环) 的迭代磨损仿真。

2 结果

2.1 不同运动时球轴假体接触应力对比

本文发现, 最大平均接触应力 (4.37 MPa) 发生

在磨损 1 MC 时上楼运动的衬垫上表面内侧,最小平均接触应力(1 MPa)发生在磨损 1 MC 时步行运动的衬垫下表面底部。在 1~5 MC 周期内,衬垫上表面外侧、内侧和下表面底部、槽部最大平均接触应力增加了 24.9%、76.6%、88.9% 和 138.7%。由

此可见,对于胫骨衬垫的不同接触区域,在相同的磨损周期内,上下楼运动的平均接触应力均显著高于步行运动。对于球轴衬套,仅步行运动时存在接触,且平均接触应力较小,最大接触应力仅为 0.14 MPa。

表 1 球轴假体胫骨衬垫各部分平均接触应力

Tab. 1 Average contact stress on each part of tibial insert of spherical axis prosthesis

单位:MPa

磨损周期/ MC	上表面外侧			上表面内侧			下表面底部			下表面槽部		
	步行	上楼	下楼	步行	上楼	下楼	步行	上楼	下楼	步行	上楼	下楼
1	2.30	2.92	2.77	2.61	4.37	4.21	1.00	1.36	1.69	1.19	2.84	2.29
2	1.86	2.33	1.96	2.05	3.40	3.16	1.09	1.49	2.06	1.33	2.63	2.47
3	1.77	2.21	2.23	1.88	3.23	3.32	1.20	1.80	1.91	1.39	2.69	2.46
4	1.74	1.96	2.11	1.84	3.04	3.20	1.29	2.15	2.04	1.39	2.74	2.43
5	1.86	2.23	2.00	1.86	3.10	3.16	1.28	2.01	2.14	1.42	2.84	2.49

对于轴向载荷最大时刻的聚乙烯表面接触应力,在磨损初期,步行运动时胫骨衬垫上表面内侧、上表面外侧、下表面底部、下表面槽部和球轴衬套的最大接触应力分别为 11.40、8.52、4.50、3.37、0 MPa,发生在 14% 步态周期;上楼运动时胫骨衬垫上表面内侧、上表面外侧、下表面底部、下表面槽部和球轴衬套的最大接触应力分别为 12.89、8.94、8.09、8.03、0 MPa,发生在 19% 步态周期;下楼运动时胫骨衬垫上表面内侧、上表面外侧、下表面底部、下表面槽部和球轴衬套的最大接触应力分别为 13.54、8.45、10.11、9.06、0 MPa,发生在 14% 步态周期。经过磨损演变,5 MC 周期时,步行运动 14%

步态时刻胫骨衬垫上表面内侧、上表面外侧、下表面底部、下表面槽部和球轴衬套的最大接触应力分别为 7.12、6.58、15.45、3.23、0 MPa;上楼运动 19% 步态时刻胫骨衬垫上表面内侧、上表面外侧、下表面底部、下表面槽部和球轴衬套的最大接触应力分别为 9.75、6.93、16.31、15.80、0 MPa;下楼运动 14% 步态时刻胫骨衬垫上表面内侧、上表面外侧、下表面底部、下表面槽部和球轴衬套的最大接触应力分别为 11.41、8.87、10.94、16.08、0 MPa(见图 5)。总体来说,衬垫上表面最大接触应力减小,背部表面及槽部最大接触应力增大,球轴衬套在行走步态中短暂接触,在上下楼运动中始终未接触。

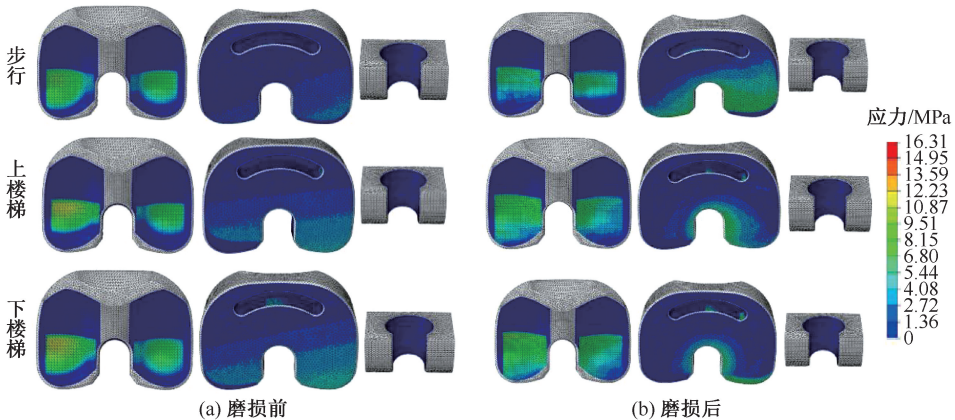


图 5 14% 步态周期胫骨衬垫和球轴衬套接触应力分布

Fig. 5 Contact stress distribution on tibia insert and rotating bushing during 14% gait cycle (a) Before the wear, (b) After the wear

2.2 不同运动时球轴假体运动学对比

本文结果表明,最大累积滑移距离(40.8 mm)

发生在磨损 3 MC 时下楼运动的衬垫上表面内侧,最小累积滑移距离(3.8 mm)发生在磨损 5 MC 时

步行运动的衬垫下表面槽部。在 1~5 MC 周期内, 衬垫上表面外侧、内侧和下表面底部、槽部平均最大累计滑移距离分别增加了 114.1%、41.8%、103.6% 和 102.5%。由此可见, 对于胫骨衬垫的不

同接触区域, 在各磨损周期内, 上下楼运动的平均累计滑移距离均显著高于步行运动。对于球轴衬套, 仅步行运动时存在滑移, 且平均累积滑移距离非常小, 最大值仅为 1.6 mm(见表 2)。

表 2 球轴假体胫骨衬垫各部分平均累积滑移距离

Tab. 2 Average cumulative slip distance of tibial insert for spherical axis prosthesis

单位: mm

磨损周期/ MC	上表面外侧			上表面内侧			下表面底部			下表面槽部		
	步行	上楼	下楼	步行	上楼	下楼	步行	上楼	下楼	步行	上楼	下楼
1	17.8	24.1	26.4	29.2	27.3	29.1	8.3	19.5	16.9	4.0	7.2	8.1
2	18.8	32.6	34.7	31.5	34.8	38.0	6.5	14.0	12.4	4.3	6.1	7.2
3	18.9	33.0	38.8	34.4	36.2	40.8	7.9	17.6	10.9	4.1	6.1	6.9
4	17.7	33.5	37.9	28.7	36.8	40.7	7.7	13.6	11.2	4.4	6.1	6.9
5	17.8	34.2	37.5	34.3	38.6	40.0	7.4	12.6	10.8	3.8	4.3	6.6

2.3 不同运动时球轴假体磨损体积对比

本文结果表明, 球轴假体的累积磨损体积随着运动周期的增加呈线性增加趋势。在步行和上下楼梯过程中衬垫上表面内外侧、下表面底部和槽部均发生磨损, 以胫骨衬垫下表面底部最为显著。步行、上楼、下楼时最终磨损体积分别为 74.43、144.69、117.47 mm³。对于胫骨衬垫上表面外侧和胫骨衬垫下表面底部, 累积磨损体积为上楼>下楼>

步行; 对于胫骨衬垫上表面内侧和球轴衬套, 累积磨损体积为步行>上楼>下楼; 对于胫骨衬垫槽部, 累积磨损体积为下楼>上楼>步行。球轴衬套的磨损仅发生在步行过程中(最终磨损体积为 0.19 mm³), 上、下楼梯过程中无磨损。对于聚乙烯部件的总磨损体积, 上楼梯(194.26 mm³)>下楼梯(167.39 mm³)>步行(124.60 mm³), 上楼梯与步行相比增加了 56.7%(见图 6)。

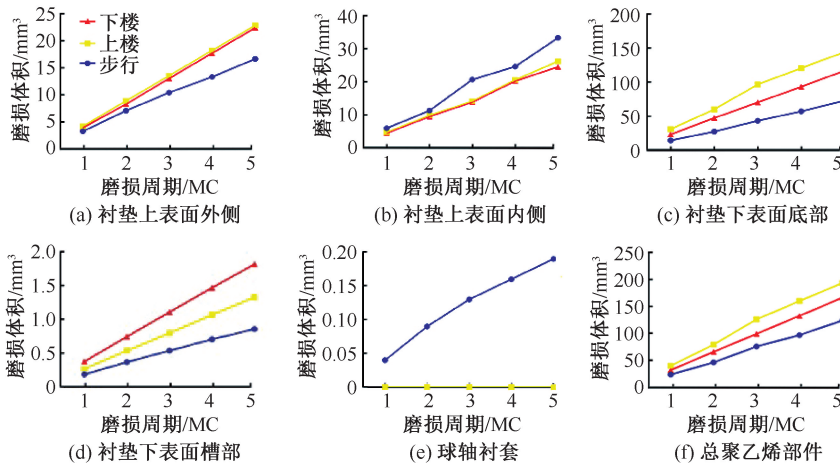


图 6 不同运动时聚乙烯部件各摩擦面不同磨损周期的累积磨损体积变化曲线

Fig. 6 Cumulative wear volume curves on friction surfaces of polyethylene components during different motions (a) Lateral upper surface of tibial insert, (b) Medial upper surface of tibial insert, (c) Bottom of lower surface of tibial insert, (d) Rotary guide groove of tibial insert, (e) Rotating bushing, (f) Total polyethylene component

3 讨论

RHK 假体组件中运动轴衬套和胫骨衬垫的材料为超高分子量聚乙烯, 相对于金属组件较为薄

弱; 同时, 不同于常规膝关节假体的三维 6 自由度运动, RHK 假体存在运动模式不仿生、屈曲过程中铰链承担大部分轴向载荷的问题, 导致假体运动轴衬套易磨损破坏^[3,6-9]。为解决该问题, 本课题

组前期研发全新运动模式的球轴假体,并进行接触力学分析^[12]。在此基础上,本文采用球轴假体磨损有限元分析方法,在进一步明确假体磨损性能的基础上,达到为同类假体的磨损仿真提供思路的目的。

理论上,磨损实验是研究 RHK 假体磨损性能最直接的方式,核心在于通过复制假体的在体力学环境加载实验机以实现性能检测^[14-15]。目前体外实验多采用 ISO 磨损标准,分为位移控制和力控制两种。Franta 等^[19]采用力控 ISO 标准对类金刚石和聚醚醚酮涂层的钛合金 RHK 假体进行磨损实验,结果显示,涂层可显著延长假体使用寿命。然而 ISO 标准来源于常规膝关节假体置换后的运动、动力学数据,是否适用于明显改变关节运动的假体有待商榷。基于 RHK 假体前后和旋转运动高约束的设计特点,有学者将 ISO 标准中的前后作用力和扭矩降低为原赋值的 1/6,进行 RHK 假体的磨损实验,并将结果与假体翻修时的真实情况进行对比验证,发现体外实验的磨损明显低于假体翻修时的真实磨损,同时提出 RHK 假体在体力学研究的必要性^[15,20]。此外,本研究中,3 种步态的载荷与运动学数据均针对西方人建立,较之于国人在身高、体重、解剖学等方面存在一定差异。考虑到国人体型略小,轴向载荷幅值理应当减小,但目前并没有针对国人建立的用于评价膝关节假体的生物力学与摩擦学性能的轴向载荷与运动学配置文件。为与既往文献的研究结果进行对比,本文仍沿用 ISO 以及文献一致的加载标准,虽明确了球轴假体在 ISO 行走步态、上下楼步态的磨损性能区别,但对假体真实的在体磨损性能反映不佳。

对于 RHK 假体步行运动的磨损,Grupp 等^[15]采用降低的 ISO 标准研究氧化锌和钴铬钼材质金属部件与碳纤维增强型聚醚醚酮材质衬套和超高分子量聚乙烯材质胫骨衬垫的磨损,发现钴铬钼组衬套和衬垫累积磨损量分别为 (12.9 ± 3.95) 、 (0.31 ± 1.00) mm^3 ,氧化锌组则分别为 (0.31 ± 1.00) mm^3 和近乎为 0。Schroeder 等^[21]采用 ISO 标准研究 4 种材质 RHK 假体屈曲衬套的磨损,发现超高分子量聚乙烯、聚醚醚酮、PAN 基碳纤维增强型聚醚醚酮、沥青基碳纤维增强型聚醚醚酮组 1 MC 周期的磨损率分别为 (-0.015 ± 0.011) 、 $(0.764 \pm$

$0.283)$ 、 (6.657 ± 0.714) 、 (32.085 ± 2.748) mg 。Zimmer 公司公布的 Nexgen RHK 假体累积磨损量为 58 mg ,但未明确衬套磨损量。本文采用 ISO 标准预测的 5 MC 周期累积磨损体积为 124.60 mm^3 (质量为 115.01 mg),衬套磨损体积为 0.19 mm^3 (质量为 0.175 mg)。对比既往研究可发现,球轴假体有效改善了衬套的磨损,但总磨损量仍有待降低,研究结果符合假体球头与衬套间存在间隙和旋转衬垫增加相对位移的设计特点。

在日常生理活动中,上下楼运动的磨损高于步行运动。本研究结果验证了活动范围更大和载荷更高的运动将导致铰链膝关节假体更高磨损量的论述。上下楼运动与步行运动相比,主要区别在于上下楼时膝关节屈曲范围和轴向应力显著高于步行运动。

使用传统的磨损研究方法对 RHK 假体进行磨损实验困难较大,除较高的机器运行成本和较长的实验周期外,夹具的加工和测量时假体的拆解均会增加实验误差,不适用于研发阶段的初步性能评估。目前采用有限元方法模拟 RHK 假体生物力学特性的研究日趋成熟,但以往研究多为膝关节单屈曲角度的静力学分析,较少研究进行假体的三维动态有限分析^[12]。本文通过建立球轴假体的动态磨损有限元模型,结合 ISO 步行数据和既往文献的上下楼数据,模拟计算球轴假体的动态磨损情况,仿真度更高。但本研究也存在一定的局限性:① 尚需磨损实验验证结果的可靠性;② 尚未采用球轴假体真实的在体力学数据进行加载;③ 尚需与目前主流的 RHK 假体磨损性能进行对比分析。在后续的研究中,可以结合球轴假体置换后的个体化肌多体动力学分析^[22],更好复制假体在体力学环境,更加针对性明确球轴假体的磨损行为;并通过与其他 RHK 假体的对比,明确运动模式对假体磨损性能的影响,从而对假体的优化设计和临床降低并发症提出更具指导性的作用。

参考文献:

- [1] NERI T, BOYER B, PAPIN PE, *et al.* Contemporary rotating hinge arthroplasty can safely be recommended in complex primary surgery [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2020, 28(6): 1780-1788.
- [2] VAN RENSCH PJH, HEESTERBEEK PJC, HANNINK G,

- et al.* Improved clinical outcomes after revision arthroplasty with a hinged implant for severely stiff total knee arthroplasty [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2019, 27(4): 1043-1048.
- [3] HAIJIE L, DASEN L, TAO J, *et al.* Implant survival and complication profiles of endoprotheses for treating tumor around the knee in adults: A systematic review of the literature over the past 30 years [J]. *J Arthroplasty*, 2018, 33(4): 1275-1287.
- [4] 边焱焱,程开源,常晓,等. 2011至2019年中国人工髌膝关节炎置换手术量的初步统计与分析[J]. *中华骨科杂志*, 2020, 40(21): 1453-1460.
- [5] KURTZ SM, ONG KL, LAU E, *et al.* International survey of primary and revision total knee replacement [J]. *Int Orthop*, 2011, 35(12): 1783-1789.
- [6] ZHANG HR, ZHANG JY, YANG XG, *et al.* Predictive value of the nomogram model in patients with megaprosthesis failure around the knee: A retrospective analysis [J]. *J Arthroplasty*, 2020, 35(10): 2944-2951.
- [7] HINTZE JV, NIEMELÄINEN M, SINTONEN H, *et al.* Good mid-term outcome of the rotating hinge knee in primary total knee arthroplasty – Results of a single center cohort of 106 knees with a median follow-up of 6.3 years [J]. *Knee*, 2021, 28: 273-281.
- [8] BÖHLER C, KOLBITSCH P, SCHUH R, *et al.* Midterm results of a new rotating hinge knee implant: A 5-year follow-up [J]. *Biomed Res Int*, 2017, 2017: 7532745.
- [9] PERRIN DL, TURGEON TR. Guided-motion hinged knee replacement prosthesis: Early survival rate and postoperative patient function and satisfaction [J]. *Can J Surg*, 2020, 63(3): E196-E201.
- [10] KOMILOV N, WAGENAAR FC, KULIABA T, *et al.* Dislocation of modern design rotating hinge total knee arthroplasty: Case series and narrative review [J]. *Acta Orthop*, 2020, 86(2): 303-312.
- [11] VAN LAARHOVEN SN, HEESTERBEEK PJC, VAN HELLEMONDT GG. Instability, an unforeseen diagnosis of the Legion™ Hinge knee system [J]. *Knee*, 2021, 28: 97-103.
- [12] ZHANG J, ZHANG H, TIAN D, *et al.* Comparative assessment of biomechanics induced by hinge knee prostheses with two different motion axial system [J]. *Artif Organs*, 2021, 45(6): 608-615.
- [13] KAHLENBERG CA, BARAL EC, LIEBERMAN LW, *et al.* Retrieval analysis of polyethylene components in rotating hinge knee arthroplasty implants [J]. *J Arthroplasty*, 2021, 36(8): 2998-3003.
- [14] 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.
- [15] GRUPP TM, GIUREA A, MIEHLKE RK, *et al.* Biotribology of a new bearing material combination in a rotating hinge knee articulation [J]. *Acta Biomater*, 2013, 9(6): 7054-7063.
- [16] ZHAO D, BANKS SA, D’LIMA DD, *et al.* *In vivo* medial and lateral tibial loads during dynamic and high flexion activities [J]. *J Orthop Res*, 2007, 25(5): 593-602.
- [17] GALVIN A, JENNINGS LM, MCEWEN HM, *et al.* The influence of tibial tray design on the wear of fixed-bearing total knee replacements [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2008, 222(8): 1289-1293.
- [18] REINDERS J, SONNTAG R, VOT L, *et al.* Wear testing of moderate activities of daily living using *in vivo* measured knee joint loading [J]. *PLoS One*, 2015, 10(3): e0123155.
- [19] FRANTA L, FOJT J, JOSKA L, *et al.* Hinge-type knee prosthesis wear tests with a mechanical load and corrosion properties monitoring [J]. *Tribol Int*, 2013, 63: 61-65.
- [20] SCHIERJOTT RA, GIUREA A, NEUHAUS HJ, *et al.* Analysis of carbon fiber reinforced peek hinge mechanism articulation components in a rotating hinge knee design: A comparison of *in vitro* and retrieval findings [J]. *Biomed Res Int*, 2016, 2016: 7032830.
- [21] SCHROEDER S, BRAUN S, MUELLER U, *et al.* Carbon-fibre-reinforced PEEK: An alternative material for flexion bushings of rotating hinged knee joints? [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020, 101: 103434.
- [22] 刘佳耕,闫松华,曾纪洲,等. 全膝关节置换前后患者下肢肌骨模型步态模拟与分析[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(3): 347-355.
- LIU JK, YAN SH, ZENG JZ, *et al.* Gait simulation and analysis of lower limb musculoskeletal model before and after total knee arthroplasty [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(3): 347-355.