

单髁置换过程中胫骨假体立柱长度对膝关节生物力学的影响

张凯¹, 赵鸣昕², 杨雨竹², 郭媛², 纪斌平¹<https://doi.org/10.12307/2024.086>

投稿日期: 2023-04-04

采用日期: 2023-06-08

修回日期: 2023-07-23

在线日期: 2023-07-29

中图分类号:

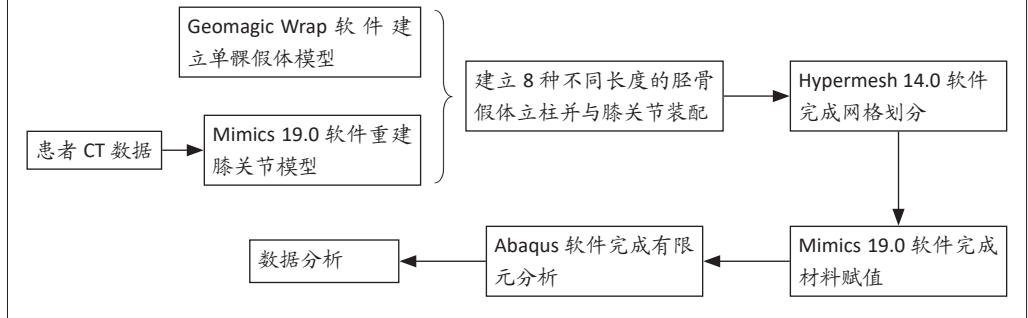
R459.9; R318; R687

文章编号:

2095-4344(2024)21-03281-05

文献标识码: A

文章快速阅读: 不同长度单髁假体胫骨立柱长度对膝关节影响的有限元分析



文题释义:

单髁关节置换: 是治疗膝关节单间室骨关节炎的一种方法, 有手术切口小、截骨量少、前后交叉韧带完整、手术时间较短、术中术后出血量少、术后功能恢复快的特点。

有限元法: 一种将连续体离散化以求解各种力学问题的数值方法。

摘要

背景: 膝关节单髁置换手术能有效治疗膝关节单侧严重骨关节炎, 临床上发现单髁置换后容易发生胫骨后侧骨皮质断裂, 断裂始于胫骨截骨的龙骨槽处, 胫骨假体立柱长度影响单髁置换后膝关节的生物力学结果。

目的: 探讨单髁置换中胫骨假体立柱长度对膝关节生物力学的影响, 找出假体立柱长度与患者胫骨前后径的关系。

方法: 选取37岁无膝关节疾病史健康女性志愿者的计算机断层扫描图像数据和常用单髁假体, 建立自然膝关节模型并建立单髁假体模型。建立8种不同长度的胫骨假体立柱, 最小长度为31 mm, 最大长度为34.5 mm, 以0.5 mm递进, 与医院常使用假体立柱长度33.2 mm进行对比。股骨组件和胫骨组件的材料是钴铬钼合金, 胫骨衬垫材料是超高分子量聚乙烯。使用有限元分析软件在股骨上方加载1 000 N观察膝关节的生物力学变化。

结果与结论: ①胫骨假体立柱长度为33 mm时胫骨应力最小, 前交叉韧带应力最小, 外侧半月板应力最小, 股骨假体应力最小; 余下各部件应力都较小; ②受试者本身胫骨内侧平台前后径长度为53 mm, 通过计算比例, 胫骨假体立柱长度占胫骨前后径最佳比应为62%左右, 如果低于此值可能会发生假体无菌性松动, 如果高于此值, 则胫骨前后端的骨皮质有发生断裂的可能性。

关键词: 单髁置换; 膝骨关节炎; 胫骨假体; 立柱长度; 有限元分析

Effect of tibial prosthesis riser length on knee biomechanics after unicompartmental knee arthroplasty

Zhang Kai¹, Zhao Mingxin², Yang Yuzhu², Guo Yuan², Ji Binping¹¹Shanxi Huajin Orthopaedic Hospital, Taiyuan 030400, Shanxi Province, China; ²College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Jinzhong 030600, Shanxi Province, China

Zhang Kai, Associate chief physician, Shanxi Huajin Orthopaedic Hospital, Taiyuan 030400, Shanxi Province, China

Corresponding author: Ji Binping, MD, Chief physician, Shanxi Huajin Orthopaedic Hospital, Taiyuan 030400, Shanxi Province, China

Abstract

BACKGROUND: Unicompartmental knee arthroplasty can effectively treat severe unilateral knee osteoarthritis. It has been found that posterior tibial cortical fracture is prone to occur after unicompartmental knee arthroplasty. The fracture begins at the keel groove of tibial osteotomy. The tibial prosthesis riser length affects the biomechanical results of the knee joint after unicompartmental knee arthroplasty.

OBJECTIVE: To investigate the effect of tibial prosthesis riser length on knee biomechanics in unicompartmental knee arthroplasty, and to find out the relationship between prosthesis riser length and anterior and posterior tibial diameters of patients.

METHODS: Computed tomography image data and commonly used unicompartmental prostheses were selected from a 37-year-old healthy female with no history of knee disease. A natural knee joint model was established and a unicompartmental prosthesis model was built. Eight different lengths of tibial prosthesis risers were established, with a minimum length of 31 mm and a maximum length of 34.5 mm in 0.5 mm increments, for comparison with the commonly used hospital prosthesis riser length of 33.2 mm. The material of the femoral component and tibial disc was cobalt-chromium-molybdenum alloy, and the tibial spacer was ultra-high molecular weight polyethylene. The biomechanical changes of the knee joint were observed using finite element analysis software loaded with 1 000 N over the femur.

¹山西华晋骨科医院, 山西省太原市 030400; ²太原理工大学, 生物医学工程学院, 山西省晋中市 030600

第一作者: 张凯, 男, 1984年生, 山西省运城市人, 副主任医师, 主要从事临床骨关节外科研究。

通讯作者: 纪斌平, 博士, 主任医师, 山西华晋骨科医院, 山西省太原市 030400

<https://orcid.org/0000-0001-1469-7019> (张凯)

基金资助: 国家自然科学基金面上项目(11772214), 项目参与人: 郭媛

引用本文: 张凯, 赵鸣昕, 杨雨竹, 郭媛, 纪斌平. 单髁置换过程中胫骨假体立柱长度对膝关节生物力学的影响[J]. 中国组织工程研究, 2024, 28(21):3281-3285.



RESULTS AND CONCLUSION: (1) The tibial stress was minimal at a tibial prosthesis riser length of 33 mm; the anterior cruciate ligament stress was minimal; the lateral meniscus stress was minimal, and the femoral prosthesis stress was minimal. The remaining components were less stressful. (2) The subject's medial tibial plateau anterior-posterior diameter length was 53 mm, and by calculating the ratio, the optimal ratio of tibial prosthesis riser length to anterior-posterior tibial diameter should be about 62%. If it is lower than this value, aseptic loosening of the prosthesis may occur, and if it is higher than this value, fracture of the bone cortex at the anterior-posterior end of the tibia may occur.

Key words: unicompartmental knee arthroplasty; knee osteoarthritis; tibial prosthesis; riser length; finite element analysis

Funding: National Natural Science Foundation of China (General Program), No. 11772214 (to GY)

How to cite this article: ZHANG K, ZHAO MX, YANG YZ, GUO Y, JI BP. Effect of tibial prosthesis riser length on knee biomechanics after unicompartmental knee arthroplasty. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2024;28(21):3281-3285.

0 引言 Introduction

膝关节单髁置换 (unicompartmental knee arthroplasty, UKA) 是治疗单侧膝关节间隙变窄型骨关节炎的手术方式。膝关节外侧关节炎发病率较低^[1], 与全膝关节置换相比, UKA 在理论上具有活动范围和功能结果改善的优势, 术后评分高^[2], 临床手术中也具有创口小、截骨量少、术后恢复快等优势^[3-4]。目前临床常用单髁假体产品主要有 Link 单髁突膝关节假体、瑞士品牌 GMK UNI、国产春立正达 XK 等。研究表明单髁假体 10 年植入物存活率为 91.4%–95%^[5-6]。也有研究报告证明 UKA 术后有令人满意的耐久性和功能。目前膝关节 UKA 手术能有效治疗膝关节单侧严重骨关节炎。

正常膝关节屈曲过程中胫骨平台表面应力随屈膝度数加深而增加, 并主要集中于内侧表面^[7], 所以 UKA 主要集中在内侧平台。UKA 术后, 高分子聚乙烯衬垫磨损、无菌性松动和胫骨组件下沉在失败的单室膝关节成形术中很常见^[8]。临床上发现 UKA 术后容易发生胫骨后侧骨皮质断裂, 断裂始于胫骨截骨的龙骨槽处, 胫骨假体立柱长度影响 UKA 术后膝关节的生物力学结果。针对上述失效形式, 此文建立 8 种不同长度的胫骨假体立柱模型, 最小为 31 mm, 最大为 34.5 mm, 以 0.5 mm 递进, 与常规使用假体立柱长度 33.2 mm 进行对比, 通过有限元分析评估胫骨假体立柱长度对 UKA 术后膝关节生物力学的影响。此次研究可为假体设计提供理论依据和数据支撑。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 基于 CT 扫描数据的有限元建模及有限元分析实验。

1.2 时间及地点 实验于 2020 年 3 月至 2021 年 3 月在山西省华晋骨科医院、太原理工大学生物医学工程学院完成。

1.3 材料 选取无膝关节疾病史的健康女性志愿者膝关节 CT 图像数据, 年龄 37 岁。志愿者对实验方案知情同意, 此次研究经太原理工大学生物医学工程学院医学伦理委员会批准。

64 排螺旋 CT(SIEMENS/Sensation 16); Mimics 19.0 及 3-Matic 11.0 软件(比利时 Materialise 公司); Geomagic Wrap 2021(美国 Raindrop 公司); UG NX 11.0 软件(德国 Siemens PLM Software 公司); Hypermesh 14.0 软件(美国 Altair 公司); Abaqus 17.0 软件(美国 Dassault 公司)。

1.4 实验方法

1.4.1 人体膝关节模型和活动平台单髁假体几何模型 选取志愿者膝关节 CT 图像数据, 拍摄时志愿者采用平躺体位,

以保证膝关节不受外力, 扫描层厚 2 mm, 选择数据导出。将上述数据导入到 Mimics 19.0(Materialise, Leuven, 比利时) 构建出主要的骨组织结构。将其导入到软件 3-Matic 11.0 进行软组织构建以及光滑操作。使用以上两个软件建立膝关节模型, 包括股骨、胫骨、髌骨、腓骨、内外侧半月板、前交叉韧带、后交叉韧带、内外侧副韧带、股骨与胫骨的内外侧软骨以及髌韧带, 如图 1 所示。对模型进行静力学验证, 在股骨上表面施加 1 000 N 向下垂直载荷, 约束胫骨和腓骨的 6 个自由度方向, 约束股骨内外平移和旋转方向, 得到了部件的接触应力峰值在 5.296–2.457 MPa。结果与 LASKIN^[9] 的结果相似, 他的实验将尸体股骨胫骨固定在应力加载试验机上, 施加压力 1 000 N 后完整膝关节接触区域平均接触应力为 $(8.0 \pm 2.0) \times 10^{-1}$ MPa。

1.4.2 假体模型 选用山西华晋骨科医院常用的 UKA 假体(ZIMMER BIOMET, 第 3 代水泥型单髁关节), 此胫骨假体立柱长度为 33.2 mm。股骨组件和胫骨组件的材料是钴铬钼合金, 衬垫是超高分子量聚乙烯。使用三维扫描仪分别对股骨假体、衬垫、胫骨假体进行扫描, 如图 2 所示。扫描后的假体需要使用 Geomagic Wrap 进行后处理, 将 stp 格式的股骨胫骨假体与上述自然膝关节进行装配。



图 1 | 完整膝关节模型

Figure 1 | Intact knee model

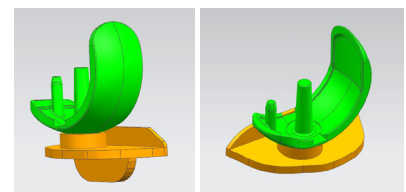


图 2 | 膝关节单髁置换假体模型

Figure 2 | Prosthesis model of unicompartmental knee arthroplasty

1.4.3 网格划分与材料属性 有限元分析可以评估不同因素对 UKA 术后生物力学的影响, 以优化假体设计、预防并发症、提高假体生存率及手术效果满意度等^[10-13]。使用 Hypermesh 14.0 软件对所有部件进行网格化划分, 根据 KANG 等^[14] 的研究结果, 设定股骨、胫骨、腓骨网格大小为 2 mm, 其余软组织韧带网格大小为 1 mm, 所有网格类型均为四面体。单元数量和节点数量分别为 37 592 和 156 455, 参考以往文献^[15-17], 为模拟人骨更加真实的生理属性, 骨材料属性使用经验公式赋值^[18], 材料赋值软件使用 Mimics 19.0, 全部赋值结果如表 1 所示。

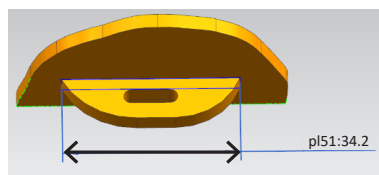
表 1 | 各部件的材料属性

Table 1 | Material properties of each component

部件	弹性模量 E (MPa)	泊松比 ν
骨	-388.3+5 925 ρ	0.3
半月板、软骨	5	0.46
韧带、后交叉韧带	87	0.3
内外侧韧带	48	0.3
前交叉韧带	116	0.3
股骨假体、胫骨假体	209 000	0.31
衬垫	1 016	0.46

使用 Abaqus 6.02 进行装配，股骨内外侧软骨与内外侧半月板设定 2 对接触，内外侧半月板与胫骨软骨设定 2 对接触，共 4 对接触，接触属性设置为罚接触，表面与表面接触的有限滑移，韧带、软骨分别与骨设置为绑定。

1.4.4 胫骨假体立柱长度工况建立 如图 3 所示，胫骨假体立柱原长度为 34.2 mm。在此基础上建立了 8 种不同立柱长度的模型，分别为 31, 31.5, 32, 32.5, 33, 33.5, 34, 34.5 mm，胫骨假体其他参数不变。股骨假体与衬垫、衬垫与胫骨假体设置罚接触，摩擦系数 0.04，胫骨假体与胫骨设置绑定。约束股骨内外侧平移以及内外旋方向，其余方向不做约束，约束胫骨底端所有自由度方向。在股骨上表面施加 1 000 N 垂直于地面的载荷模拟单腿站立，观察生物力学结果。



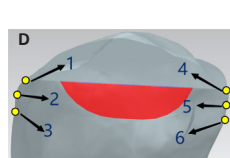
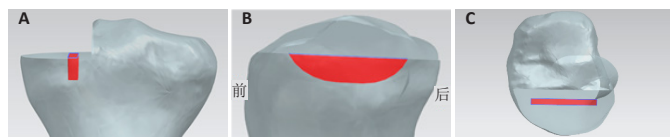
图注：此图表示立柱长度为 34.2 mm。

图 3 | 胫骨假体立柱长度
Figure 3 | Tibial prosthesis riser length

1.5 主要观察指标 将 8 种不同长度的胫骨假体立柱分别装配到膝关节中进行有限元模拟计算，观察各部件的应力情况。

2 结果 Results

2.1 感兴趣区域应力 UKA 术后，胫骨假体立柱对应的前后方向上可能发生胫骨断裂。通过观察胫骨的三视图，选取侧视图。在胫骨前后骨皮质上选取 6 个感兴趣区域观察其应力值变化，1, 2, 3 点对应胫骨前端区域，4, 5, 6 点对应胫骨后端区域；1, 4 点对应胫骨假体立柱凹槽的上层，2, 5 点对应胫骨假体立柱凹槽的中层，3, 6 点对应胫骨假体立柱凹槽的底层，如图 4 所示。



图注：图 A-C 分别为胫骨正视图、侧视图及俯视图；图 D 中，1, 2, 3 点对应胫骨前端区域，4, 5, 6 点对应胫骨后端区域；1, 4 点对应胫骨假体立柱凹槽的上层，2, 5 点对应胫骨假体立柱凹槽的中层，3, 6 点对应胫骨假体立柱凹槽的底层。

图 4 | 胫骨三视图与感兴趣区域

Figure 4 | Three views of the tibia with the region of interest

如图 5 所示，从上层点的应力结果看，8 种工况下前端点 1 应力都高于后 endpoint 4，当立柱长度为 31.0–33.5 mm 时，总体上 1 点与 4 点是两种相反的趋势。当胫骨假体立柱长度 > 33.5 mm 时，两点的应力都开始减小；上层立柱长度 33.5 mm 时应力最大为 0.462 MPa，33 mm 时应力最小为 0.382 MPa；立柱长度在 31–33 mm 之间随着立柱长度增加，上层后 endpoint 应力总体呈现下降趋势。

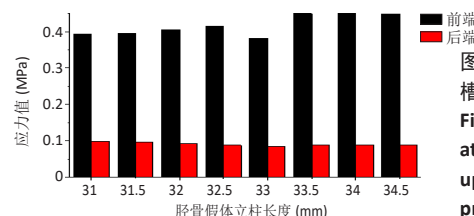


图 5 | 胫骨假体立柱凹槽上层两端点的应力值
Figure 5 | Stress at two points of the upper groove of tibial prosthesis riser

如图 6 所示，从中层点的应力结果来看，前端 2 点的应力值总体大于后端 5 点的应力值。立柱长度在 31.0–32.0 mm 之间时逐渐减小，中层前 endpoint 在立柱长度为 31 mm 应力最大为 0.397 MPa，32 mm 和 33 mm 最小为 0.384 MPa；中层后 endpoint 的应力在立柱长度 34 mm 达到最大为 0.136 MPa，31.5 mm 最小为 0.097 MPa。

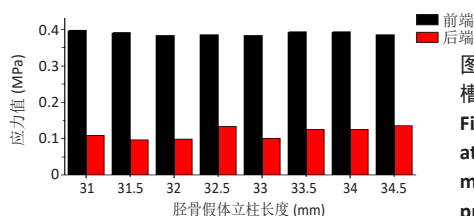


图 6 | 胫骨假体立柱凹槽中层两端点的应力值
Figure 6 | Stress at two points of the middle groove of tibial prosthesis riser

如图 7 所示，从底层点的应力结果来看，前端 3 点的应力值总体大于后端 6 点的应力值。立柱长度在 31–34 mm 之间时前端 2 点的应力值几乎无差异，在 34.5 mm 时减小；底层前 endpoint 在立柱长度为 31 mm 应力最大为 0.5 MPa，34 mm 最小为 0.459 MPa；底层后 endpoint 的应力在立柱长度 32.5 mm 达到最大为 0.238 MPa，34.5 mm 最小为 0.11 MPa。

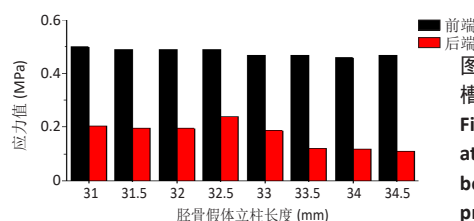


图 7 | 胫骨假体立柱凹槽底层两端点的应力值
Figure 7 | Stress at two points of the bottom groove of tibial prosthesis riser

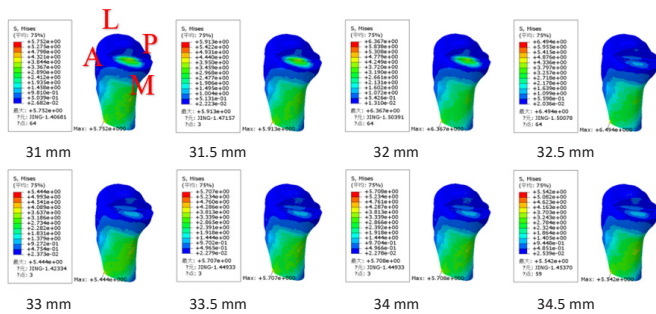
如表 2 所示，33 mm 时胫骨应力最小，前交叉韧带应力最小，外侧半月板应力最小，8 种工况下外侧半月板应力基本一致；31.5 mm 胫骨假体应力最小；32.5 mm、33 mm 时股骨假体应力最小，8 种工况下股骨假体应力基本一致；31.5 mm、32 mm 外侧软骨应力最小。8 种工况下外侧软骨应力基本一致。差别比较明显的是胫骨、前交叉韧带、胫骨假体上的应力。

表 2 | 不同胫骨假体立柱长度时各部件应力 (MPa)

Table 2 | Stress in each component of various tibial prosthesis riser lengths

胫骨假体立柱长度 (mm)	胫骨	前交叉韧带	外半月板	胫骨假体	股骨假体	外侧软骨
31.0	5.752	0.707	0.391	11.36	76.16	0.399
31.5	5.913	0.849	0.392	7.305	76.20	0.395
32.0	6.367	0.814	0.391	11.03	76.20	0.395
32.5	6.494	0.641	0.365	23.98	73.26	0.397
33.0	5.444	0.640	0.364	26.27	73.26	0.397
33.5	5.707	0.738	0.365	22.97	73.29	0.397
34.0	5.708	0.711	0.365	22.91	73.30	0.397
34.5	5.542	0.757	0.365	31.98	73.31	0.397

2.2 胫骨前后侧应力 股骨应力峰值范围在 5.444–6.494 MPa 之间, 胫骨假体立柱长度为 32.5 mm 时, 胫骨应力最大, 为 6.494 MPa; 33 mm 时胫骨应力最小, 为 5.444 MPa; 8 种工况下应力峰值均在胫骨远端约束处; 31.0, 31.5, 32.0 mm 时胫骨内侧平台截骨处应力较为集中。胫骨应力全部集中在内侧。见图 8。



图注: A、P、M、L 分别为前、后、内、外。

图 8 | 不同胫骨假体立柱长度时的胫骨应力云图

Figure 8 | Tibial stress nephogram at various tibial prosthesis riser lengths

综合所有结果来看, 前端应力大于后端应力。立柱长度为 33 mm 时各部位应力值都较小, 此时胫骨上的应力最小, 上层、中层前 endpoint 应力最小。受试者本身胫骨内侧平台前后径长度为 53 mm, 通过计算比例, 胫骨假体立柱占胫骨前后径最佳比例应为 $(33/53) \times 100\% \approx 62\%$, 在此基础上设计胫骨假体立柱。根据该计算比例, 如果低于此值可能会发生假体无菌性松动, 如果高于此值, 则胫骨前后端皮质可能发生断裂等情况。

3 讨论 Discussion

中国逐步步入老龄化时代, 老年人发生骨关节炎趋势逐渐增加。UKA 手术能有效解决单侧严重的骨关节炎, 并且术后疗效可靠^[19-20]。UKA 术分内侧置换和外侧置换, 目前内侧置换的案例要多于外侧置换, UKA 术后常见的失效形式有胫骨内侧平台断裂、单髁假体无菌性松动等。临床医生虽依赖于 UKA 手术器械进行单髁假体置换, 但是最终假体的位置确定很大程度上取决于医生的经验和技能^[21]。UKA 过程中假体安装方式也影响着假体的生存率, 安装误差会导致接触应力增大 15% 左右, 进而导致假体磨损加剧, 影响膝关节假体的使用寿命^[22]。胫骨后倾角影响假体与膝关节之间的应力峰值和

接触应力^[23-25]。UKA 后随着步态屈曲度增加胫骨假体周围应力增加 20%, 其中内侧置换带来的影响更大^[26]。假体周围骨折是 UKA 的一种复杂并发症, 具有严重的后果, 并与死亡率和发病率增加有关。UKA 手术的假体周围骨折最常见于胫骨侧, 因此胫骨平台骨折是假体置入后发生骨折的主要形式^[27], 这成为假体失效的主要原因之一。王煜东等^[28] 研究中指出假体周围骨折的危险因素主要有胫骨平台形态与种族差异、骨质疏松、肥胖、生物型假体的选择和手术操作误差; 并将测量下肢力线、抗骨质疏松治疗、选择合适的假体、精确的手术操作作为预防手段。年龄增大和骨质疏松症之间存在关系; 与男性相比, 女性假体周围胫骨骨折的比例较高, 可能是由于女性骨质疏松症的发生率较高。减少了支撑胫骨部件的骨体积, 这可能增加骨折的风险。过长的立柱需要长的胫骨槽使松质骨骨质损失更大, 甚至侵犯到皮质骨。外科医生应避免大的胫骨切除以及外周定位^[29], 特别是那些已没有多少骨容量来支持胫骨部件的患者。BURGER 等^[30] 研究发现胫骨假体周围骨折除与上述原因相关以外, 也与术后对齐角度增加、胫骨内侧髁突出有关; 也同时提出无骨水泥和骨水泥假体周围骨折发生率相当低, 但无水泥与内压技术的过度配合可能会带来额外的风险。在 ALETO 等^[31] 的研究中发现, 32 例 UKA 患者中有 47% 的主要失败模式是胫骨内侧平台断裂, 并且得出结论, 如果是全聚乙烯、固定平台、小一致性的衬垫容易导致过度外周或者局部边缘负荷的影响。在临床病例中发现胫骨组件的龙骨, 即立柱结构, 其几何结构特征对胫骨平台骨折有着极为重要的影响。MOHAMMAD 等^[32] 报道了内固定的改进, 拓宽龙骨槽可以降低牛津部分膝关节植入物胫骨骨折的风险, 同时不影响固定。一些作者建议在非常小的无水泥 Oxford Partial Knee 假体中改变胫骨龙骨深度, 因为目前所有假体的龙骨深度都是相同的, 这会增加骨折的风险^[33]。每一位患者的胫骨形态不同, 胫骨内侧短窄的患者在 UKA 术后更容易发生内侧平台断裂。另外聚乙烯磨损、无菌性松动和胫骨组件断裂在失败的单室膝关节成形术中很常见^[34-36]。

胫骨假体立柱长度会影响假体植入后膝关节的应力。临床上胫骨平台有多种骨折线导致内侧平台骨折, 从胫骨龙骨延伸到内侧皮质生成骨折线, 这种骨折线可能就与胫骨假体的长度有着一定的关系。临床发现, 尤其是胫骨内侧短窄的患者, 在 UKA 术后更容易在胫骨内后方发生应力集中从而发生断裂。此次研究旨在比较不同胫骨假体立柱长度在 UKA 术后各部件所承受应力的影响, 建立了 31.5–34.0 mm 以 0.5 mm 递增的共 8 种立柱长度模型, 从胫骨应力、胫骨截骨截面 6 个不同区域应力以及胫骨假体应力评价不同立柱长度对膝关节的影响。临床使用的胫骨假体立柱长度为 34.2 mm, 当胫骨假体立柱长度在正常基础上缩短 3%, 也就是胫骨假体立柱长度为 33 mm 时, 胫骨假体立柱距离前后骨皮质为 5 mm 左右, 此时胫骨应力、胫骨假体位移、前交叉韧带应力、外侧半月板应力、股骨假体应力均处于最小值。在胫骨关节面前内侧几厘米的部位作为应力检测的区域,

是因为该部位在临床中是疼痛发生的常见区域，有研究评估该部位胫骨平台骨折可能发生的应力^[37-38]，这些研究表明，UKA 胫骨前内侧的骨应力会增加 60%，这也解释为什么术后胫骨前内侧疼痛。因为不同个体胫骨有着一定的差异，根据所得到的最佳胫骨假体立柱长度数值与受试者本身胫骨内侧前后径长度 53 mm 相结合，针对 UKA 术后失效形式，得到当胫骨假体立柱长度占胫骨前后径 62% 左右，既能得到良好的固定效果，各部件峰值应力较其他工况也较小。

此次研究的不足：只进行了静态模拟，因此，未来更可靠的研究需要模拟更高要求的活动，如步态、坐起椅子、爬楼梯、蹲下等；以后的研究应该增加其他安装位置、假体内、外旋转等工况。此外，在 UKA 手术之前，外科医生应该考虑患者的初始韧带状况、年龄和机械轴，然后筛选有适应证的患者对假体做出针对性的选择。后续研究可以增加步态模拟或者其他日常动作。

患者膝关节大小不一，UKA 术后出现的并发症存在差异，但主要出现的失效形式是假体无菌性松动和胫骨内侧髁骨折。单髁假体的结构对膝关节应力有着重要的影响，有限元分析后的结果可以为假体设计提供数据支撑。结构合理的假体可以有效避免 UKA 术后常见的失效形式。

作者贡献：山西华晋骨科医院张凯、纪斌平进行资料收集、实验设计和实验评估，太原理工大学生物医学工程学院赵鸣昕做有限元分析，杨雨竹进行文章编排、郭媛进行技术指导并审核。

利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让：文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范：该文章撰写遵守了国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次文字和图表查重，文章经小同行外审专家双盲审稿，同行评议认为文章符合期刊发表宗旨。

4 参考文献 References

- [1] 涂意辉. 外侧单髁置换术: 挑战与希望并存 [J]. 中华外科杂志, 2020, 58(9): 687-690.
- [2] LUSTIG S, LORDING T, FRANK F, et al. Progression of medial osteoarthritis and long term results of lateral unicompartmental arthroplasty: 10 to 18 year follow-up of 54 consecutive implants. *Knee*. 2014; 21 Suppl 1: S26-S32.
- [3] MURRAY DW, GOODFELLOW JW, O'CONNOR JJ. The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br*. 1998; 80(6): 983-989.
- [4] CHRISTENSEN NO. Unicompartmental prosthesis for gonarthrosis. A nine-year series of 575 knees from a Swedish hospital. *Clin Orthop Relat Res*. 1991; (273): 165-169.
- [5] GILL JR, CORBETT JA, WASTNEDGE E, et al. Forgotten Joint Score: Comparison between total and unicompartment knee arthroplasty. *Knee*. 2021; 29: 26-32.
- [6] HALAWI MJ, BARSOUWK. Unicompartment knee arthroplasty: Key concepts. *J Clin Orthop Trauma*. 2017; 8(1): 11-13.
- [7] PEERSMAN G, JAK W, VANDENLANGENBERGH T, et al. Cost-effectiveness of unicompartmental versus total knee arthroplasty: a Markov model analysis. *Knee*. 2014; 21 Suppl 1: S37-S42.
- [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] LASKIN RS. Unicompartmental tibiofemoral resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1978; 60(2): 182-185.
- [10] NEWMAN JH, ACKROYD CE, SHAH NA. Unicompartmental or total knee replacement? Five-year results of a prospective, randomised trial of 102 osteoarthritic knees with unicompartmental arthritis. *J Bone Joint Surg Br*. 1998; 80(5): 862-865.

- [11] TAYLOR M, BRYAN R, GALLOWAY F. Accounting for patient variability in finite element analysis of the intact and implanted hip and knee: a review. *Int J Numer Method Biomed Eng*. 2013; 29(2): 273-292.
- [12] KANG KT, KWON OR, SON J, et al. Effect of joint line preservation on mobile-type bearing unicompartmental knee arthroplasty: finite element analysis. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2018; 41(1): 201-208.
- [13] 朱广铎. 单髁膝关节置换有限元分析 [D]. 北京: 北京协和医学院, 2016.
- [14] 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. *Biomed Mater Eng*. 2018; 29(5): 651-664.
- [15] GALBUSERA F, FREUTEL M, DÜRSELEN L, et al. Material models and properties in the finite element analysis of knee ligaments: a literature review. *Front Bioeng Biotechnol*. 2014; 2: 54.
- [16] ZHU GD, GUO WS, ZHANG QD, et al. Finite Element Analysis of Mobile-bearing Unicompartmental Knee Arthroplasty: The Influence of Tibial Component Coronal Alignment. *Chin Med J (Engl)*. 2015; 128(21): 2873-2878.
- [17] BAO HR, 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 Orthop Sci*. 2013; 18(2): 256-263.
- [18] RHO JY, HOBATHO MC, ASHMAN RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med Eng Phys*. 1995; 17(5): 347-355.
- [19] 张国栋, 廖维靖, 陶圣祥, 等. 股骨有限元分析材料属性的方法 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(43): 8436-8441.
- [20] 卢明峰, 钟露斌, 李泽晖, 等. 牛津单髁置换术与全膝关节置换术治疗膝内侧单间室骨关节炎的近期疗效对比研究 [J]. 中华骨与关节外科杂志, 2016, 9(6): 476-479, 503.
- [21] 胡懿邵, 王贤, 廖前德, 等. 单髁膝关节置换治疗膝关节单间室病变 [J]. 中国矫形外科杂志, 2008, 16(3): 161-163.
- [22] COSSEY AJ, SPRIGGINS AJ. The use of computer-assisted surgical navigation to prevent malalignment in unicompartmental knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2005; 20(1): 29-34.
- [23] 崔文, 杨抒, 张小刚, 等. 国内全膝关节置换磨损测试及数值模拟研究进展 [J]. 中华骨科杂志, 2021, 41(7): 459-470.
- [24] 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. *Knee*. 2021; 29: 116-125.
- [25] 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.
- [26] PEGG EC, WALTER J, MELLON SJ, et al. Evaluation of factors affecting tibial bone strain after unicompartmental knee replacement. *J Orthop Res*. 2013; 31(5): 821-828.
- [27] THOREAU L, MORCILLO MARFIL D, THIENPONT E. Correction to: Periprosthetic fractures after medial unicompartmental knee arthroplasty: a narrative review. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2022; 142(8): 2049.
- [28] 王煜东, 汪利合, 孙明帅, 等. 单髁置换术后假体周围骨折的危险因素及防治措施的研究进展 [J]. 实用临床医药杂志, 2022, 26(14): 144-148.
- [29] HOUSKAMP DJ, TOMPANE T, BARLOW BT. What Is the Critical Tibial Resection Depth During Unicompartmental Knee Arthroplasty? A Biomechanical Study of Fracture Risk. *J Arthroplasty*. 2020; 35(8): 2244-2248.
- [30] BURGER JA, JAGER T, DOOLEY MS, et al. Comparable incidence of periprosthetic tibial fractures in cementless and cemented unicompartmental knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2022; 30(3): 852-874.
- [31] ALETO TJ, BEREND ME, RITTER MA, et al. Early failure of unicompartmental knee arthroplasty leading to revision. *J Arthroplasty*. 2008; 23(2): 159-163.
- [32] MOHAMMAD HR, MATHARU GS, JUDGE A, et al. New surgical instrumentation reduces the revision rate of unicompartmental knee replacement: A propensity score matched comparison of 15,906 knees from the National Joint Registry. *Knee*. 2020; 27(3): 993-1002.
- [33] HIRANAKA T, YOSHIKAWA R, YOSHIDA K, et al. Tibial shape and size predicts the risk of tibial plateau fracture after cementless unicompartmental knee arthroplasty in Japanese patients. *Bone Joint J*. 2020; 102-B(7): 861-867.
- [34] SMALL SR, BEREND ME, RITTER MA, et al. Bearing mobility affects tibial strain in mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty. *Surg Technol Int*. 2010; 19: 185-190.
- [35] PRICE AJ, SVARD U. A second decade lifetable survival analysis of the Oxford unicompartmental knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011; 469(1): 174-179.
- [36] WALKER T, HETTO P, BRUCKNER T, et al. Minimally invasive Oxford unicompartmental knee arthroplasty ensures excellent functional outcome and high survivorship in the long term. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019; 27(5): 1658-1664.
- [37] PEGG EC, WALTER J, MELLON SJ, et al. Evaluation of factors affecting tibial bone strain after unicompartmental knee replacement. *J Orthop Res*. 2013; 31(5): 821-828.
- [38] SEEGER JB, HAAS D, JÄGER S, et al. Extended sagittal saw cut significantly reduces fracture load in cementless unicompartmental knee arthroplasty compared to cemented tibia plateaus: an experimental cadaver study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012; 20(6): 1087-1091.

(责任编辑: LYJ, GD, ZN, QY)