

文章编号: 1004-7220(2023)02-0290-07

# UKA 关节线安装误差对膝关节接触力学和运动学影响

任佳轩<sup>1</sup>, 陈臻贤<sup>1</sup>, 张静<sup>1</sup>, 张焯<sup>1</sup>, 马张稳<sup>2</sup>, 靳忠民<sup>3</sup>

(1. 长安大学 工程机械学院, 西安 710064; 2. 延安大学附属医院 骨科, 陕西 延安 716099;

3. 西南交通大学 机械工程学院, 成都 610031)

**摘要:**目的 针对单髁膝关节置换(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)内侧假体松动和外侧关节软骨退化问题,通过骨肌多体动力学方法研究不同生理活动中 UKA 关节线安装误差对膝关节接触力学和运动学的影响。方法 以内侧自然关节线为 0 mm 误差,分别考虑 $\pm 2$  mm、 $\pm 4$  mm、 $\pm 6$  mm 共 6 种关节线安装误差情况,建立 7 个内侧 UKA 置换的骨肌多体动力学模型,对比研究步行和下蹲运动中膝关节接触力学和运动学的变化。结果 在步行步态周期 70% 时,相比于 0 mm 误差 UKA 假体关节线升高 2 mm 时内侧假体接触力增大 127.3%,外侧软骨接触力减少 12.0%;在 UKA 假体关节线降低 4 mm 时内侧假体接触力接近 0 N,外侧软骨接触力增大 10.1%;胫股关节总接触力在关节线升高和降低 2 mm 时分别增大 19.7% 和减小 14.2%。在下蹲屈膝 100° 时,相比于 0 mm 误差膝关节内侧假体接触力和胫股关节总接触力在 UKA 假体关节线升高 2 mm 时分别增大 31.6% 和 11.1%,在 UKA 假体关节线降低 2 mm 时分别减小 24.5% 和 8.5%,而膝关节外侧软骨接触力变化不大。同时,在步行步态周期 70% 时,随 UKA 假体关节线升高,膝关节外翻运动增大、内旋运动增大、关节前移;随关节线的降低,而呈现相反趋势。下蹲运动中膝关节内外翻运动和前后平移运动与步行步态趋势一致,但内外旋运动则刚好相反。结论 为了降低内侧假体失效风险和外侧软骨退化风险,建议医生控制 UKA 假体关节线误差在 $-2\sim 2$  mm 范围内。研究结果为 UKA 假体关节线变化引起的临床失效问题提供理论依据。

**关键词:** 单髁膝关节置换; 骨肌多体动力学; 关节线; 接触力学; 关节运动

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.02.013

## The Influence of UKA Installation Error of Joint Line on Contact Mechanics and Kinematics of Knee Joint

REN Jiakuan<sup>1</sup>, CHEN Zhenxian<sup>1</sup>, ZHANG Jing<sup>1</sup>, ZHANG Xuan<sup>1</sup>, MA Zhangwen<sup>2</sup>, JIN Zhongmin<sup>3</sup>

(1. School of Construction Machinery, Chang'an University, Xi'an 710064, China; 2. Department of Orthopedic, Affiliated Hospital of Yan'an University, Yan'an 716099, Shaanxi, China; 3. School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China)

**Abstract: Objective** Aiming at the medial prosthetic loosening failure and lateral cartilage degeneration after unicompartmental knee arthroplasty (UKA), the effects of prosthetic installation errors of joint line in UKA on knee contact mechanics and kinematics during different physiologic activities were studied using musculoskeletal multi-body dynamic method. **Methods** Taking the medial natural joint line as 0 mm error, six installation errors of

收稿日期: 2022-04-20; 修回日期: 2022-05-16

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: 陈臻贤, 工程师, 硕士生导师, E-mail: zhenxian\_chen@yeah.net

joint line including  $\pm 2$  mm,  $\pm 4$  mm and  $\pm 6$  mm were considered respectively, and seven musculoskeletal multi-body dynamic models of medial UKA were established, to comparatively study the variations in knee contact mechanics and kinematics during walking and squatting. **Results** At 70% of walking gait cycle, compared with 0 mm error, the medial prosthetic contact force was increased by 127.3% and the contact force of the lateral cartilage was decreased by 12.0% under 2 mm elevation in joint line, the medial prosthetic contact force was close to 0 N, but the lateral cartilage contact forces were increased by 10.1% under 4 mm reduction in joint line. The tibiofemoral total contact forces were increased by 19.7% and decreased by 14.2% under 2 mm elevation and 2 mm reduction in joint line, respectively. At the 100° knee flexion during squatting, compared with 0 mm error, the medial prosthetic contact force and the tibiofemoral total contact force increased by 31.6% and 11.1% under 2 mm elevation in joint line, and decreased by 24.5% and 8.5% under 2 mm reduction in joint line, respectively. The change in the lateral cartilage contact force was not marked. Moreover, at 70% of walking gait cycle, the varus angle decreased, the internal rotation and the anterior translation increased along with the elevation of joint line in UKA, while it was just the opposite along with the reduction of joint line in UKA. The trends of the varus-valgus movement and anterior-posterior translation during squatting were consistent with those during swing phase of walking, but the trend of the internal-external rotation was opposite. **Conclusions** In order to reduce the risk of medial prosthetic loosening failure and lateral cartilage degeneration, it is recommended that the installation error of joint line in UKA should be controlled in the range of  $-2$  mm to  $+2$  mm. This study provides theoretical basis for UKA clinical failure caused by changes in joint line.

**Key words:** unicompartmental knee arthroplasty (UKA); musculoskeletal multi-body dynamics; joint line; joint movement; contact mechanics

自 20 世纪 70 年代, 单髁膝关节置换 (unicompartmental knee arthroplasty, UKA) 已是有效快速治疗单侧膝关节炎的一种常见方法<sup>[1]</sup>。相较于全膝关节置换 (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<sup>[2]</sup>。但早期 UKA 假体的失效率高、术后效果不理想, 成为困扰医生和患者的问题<sup>[3]</sup>。随着假体设计的改进, 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<sup>[4]</sup>。

膝关节线是指人体冠状面内经胫骨平台关节承重面与股骨内外侧髁远端接触点的一条相切直线。学者们针对 UKA 内外翻、内外旋和后倾角等安装误差开展了大量研究<sup>[5-7]</sup>, 而对于 UKA 关节线安装误差的研究较少。然而, UKA 关节线位置变化对膝关节翻修率有显著影响<sup>[8]</sup>。膝关节的力线校准和 UKA 关节线升高具有显著相关性<sup>[9]</sup>。聂勇等<sup>[10]</sup>研究认为, 保留自然关节线有助于保证膝关节内外侧间室的应力水平, 从而降低 UKA 假体的失效风险。由此可见, UKA 假体关节线位置对术后膝关节功能恢复和寿命具有重要影响。

针对 UKA 假体关节线安装误差, 多采用临床观

察<sup>[11-12]</sup>或有限元方法<sup>[4, 10, 13]</sup>研究其对膝关节功能和生物力学的影响。但临床观察难以量化假体关节线安装误差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的膝关节接触应力、应变和关节角。最近, 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<sup>[14-15]</sup>。但是, 从骨肌多体动力学角度研究 UKA 关节线安装误差在步行和下蹲活动中对膝关节接触力学和关节运动的影响, 还鲜有报道。

本文针对内侧固定式 UKA 假体关节线安装误差问题, 建立内侧 UKA 的骨肌多体动力学模型, 研究 UKA 假体关节线安装误差对步行和下蹲活动中膝关节接触力和关节运动的影响, 为医生 UKA 术前规划和术后失效分析提供参考。

## 1 材料和方法

### 1.1 UKA 骨肌多体动力学模型

获取 1 位女性志愿者 (身高 168 cm, 体重 77.1 kg) 左膝关节开源的核磁共振数据 (<https://simtk.org>), 利用 Mimics 2017 软件 (Materialise 公司, 比利时) 和 Geomagic Studio 12.0 软件 (Geomagic 公司, 美国),

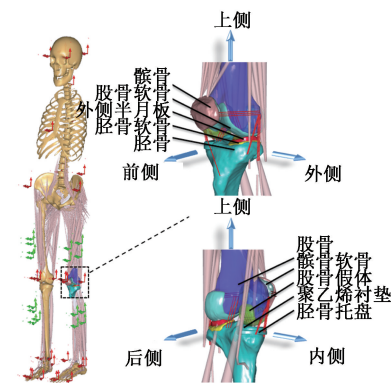
建立含有胫骨、股骨、髌骨、内外侧半月板、韧带的膝关节三维模型。在医生指导下,对膝关节内侧进行模拟截骨,胫骨平台的截骨面在冠状面垂直于胫骨机械轴,在矢状面具有 $5^\circ$ 的后倾角<sup>[16]</sup>。然后,植入反求获得的 Zimmer 固定式 UKA 假体,建立内侧置换的 UKA 膝关节模型。

招募 1 名同样身高、相近体重的无膝关节患病史的志愿者,采用 Vicon 三维运动采集系统采集志愿者在站立、步行和下蹲过程中的人体运动数据[见图 1(a)]。将采集的数据以 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)中进行缩放建模。基于身高-体重-脂肪比例缩放定律,对模型库提供的通用下肢骨肌模型进行整体缩放,获得与志愿者相匹配的下肢骨肌模型[见图 1(b)]。

将建立内侧置换的 UKA 膝关节模型[见图 1(c)]以 STL 格式导入缩放后的骨肌多体动力学模型,构建内侧 UKA 置换的下肢骨肌多体动力学模



(a) 步态数据采集



(b) 骨肌模型 (c) UKA 置换的膝关节模型

图 1 步态数据采集和 UKA 骨肌多体动力学模型

Fig. 1 Gait data collection and UKA musculoskeletal multi-body dynamic model (a) Gait data collection, (b) Musculoskeletal model, (c) Knee joint model with UKA

型。新导入内侧置换的 UKA 膝关节模型采用依赖于力的运动学(force-dependent kinematics)方法建立 6 自由度的胫股关节和 5 自由度的髌股关节<sup>[14]</sup>。在构建内侧置换的 UKA 膝关节模型中建立 5 对弹性接触对,分别为股骨假体和聚乙烯衬垫接触对、股骨软骨和胫骨外侧半月板接触对、股骨软骨和胫骨外侧软骨接触对、胫骨外侧半月板和胫骨外侧软骨接触对、股骨软骨和髌骨软骨接触对。根据 AnyBody 线性力-渗透体积定律,计算不同接触对间的接触力<sup>[17]</sup>:

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

$$F = PV \quad (2)$$

式中: $V$ 为渗透体积; $d$ 为渗透深度; $A$ 为接触面积; $P$ 为接触压力模量; $F$ 为关节面接触力。本文设置内侧 UKA 假体接触压力模量为 $1.24 \times 10^8 \text{ kN/m}^3$ ,外侧软骨对软骨和软骨对半月板的接触压力模量分别为 $1.2 \times 10^7$ 、 $2.2 \times 10^7 \text{ kN/m}^3$ <sup>[14]</sup>。

在新建的膝关节模型中添加韧带来保持关节稳定,包括前交叉韧带、后交叉韧带、内侧旁系韧带、外侧旁系韧带、后内侧韧带、前外侧韧带和内外侧髌骨韧带。韧带在模型中被模拟为非线性弹簧约束<sup>[18]</sup>。基于以下关系计算韧带力:

$$f = \begin{cases} 0.25k\varepsilon^2, & 0 \leq \varepsilon \leq 2\varepsilon_1 \\ \varepsilon_1, & \varepsilon > 2\varepsilon_1 \\ 0, & \varepsilon < 0 \end{cases} \quad (3)$$

$$\varepsilon = (L - L_0)/L_0 \quad (4)$$

$$L_0 = L_R/(\varepsilon_r + 1) \quad (5)$$

式中: $f$ 为作用力; $k$ 为韧带刚度; $\varepsilon_1$ 为非线性应变参数, $\varepsilon_1 = 0.03$ ; $\varepsilon$ 为韧带在力作用下的应变; $L$ 为韧带长度; $L_0$ 为韧带零载荷长度,主要取决于韧带的初始长度 $L_R$ 和参考应变 $\varepsilon_r$ 。具体韧带材料参数参考文献[19-20],韧带附着点标记位置来源于模型中韧带的解剖位置。

## 1.2 UKA 假体的关节线分析

为了研究内侧 UKA 关节线安装误差对膝关节接触力学和关节运动的影响,本文以构建正常自然膝关节内侧关节线为 0 mm 误差,通过改变股骨假体和胫骨垫片的安装高度模拟不同关节线安装误差,分别针对 UKA 假体关节线 $\pm 2 \text{ mm}$ 、 $\pm 4 \text{ mm}$ 、 $\pm 6 \text{ mm}$ 、0 mm 误差建立 7 种安装位置的 UKA 骨肌多体动力学模型(见图 2)。

以步行和下蹲运动数据为输入条件,驱动骨肌

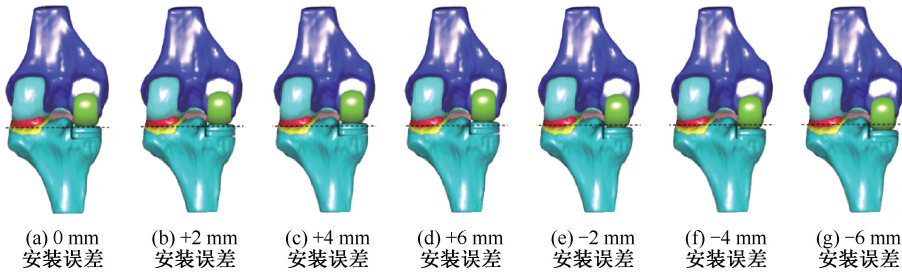


图2 不同假体关节线安装误差的 UKA 模型

Fig. 2 The UKA models with different installation errors of prosthetic joint line (a) 0 mm installation error, (b) +2 mm installation error, (c) +4 mm installation error, (d) +6 mm installation error, (e) -2 mm installation error, (f) -4 mm installation error, (g) -6 mm installation error

多体动力学模型模拟人体相应的日常生理活动,通过逆向运动学分析获得人体模型的关节角和体节位置信息,进一步通过逆向动力学分析获得内侧假体接触力、外侧软骨接触力、股骨关节总接触力、髌股骨关节接触力以及膝关节屈曲伸展运动、内外翻运动、内外旋运动、前后平移运动。外侧软骨接触力是指外侧股骨软骨与胫骨软骨接触力和半月板与胫骨软骨接触力之和。股骨关节总接触力是指内侧假体接触力与外侧软骨接触力之和。步行模拟 1 个步态周期,下蹲模拟膝关节  $10^{\circ} \sim 100^{\circ}$  的屈膝运动。步态周期是指人体正常步行中单侧下肢脚跟着地到下一次脚跟着地这一运动周期,从单侧脚跟着地到脚趾离地称为站立相,占步态周期 60%;从单侧脚趾离地到脚跟再次着地称为摆动相,占步态周期 40%。

## 2 结果

### 2.1 不同活动膝关节接触力

#### 2.1.1 步行运动 在站立相,UKA 假体关节线安

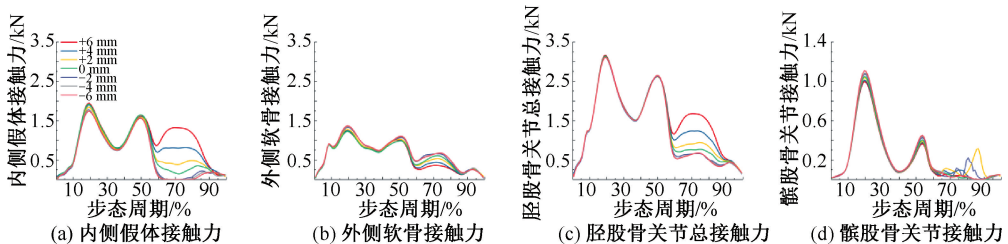


图3 步行运动中 UKA 假体关节线安装误差对膝关节接触力影响

Fig. 3 Effects from prosthetic installation errors of joint line in UKA on knee contact forces during walking (a) Medial prosthetic contact force, (b) Lateral cartilage contact force, (c) Tibiofemoral total contact force, (d) Patellofemoral contact force

2.1.2 下蹲运动 股骨关节内侧假体接触力和总接触力随假体关节线升高有显著增大,假体关节线变化对外侧软骨接触力和髌股骨关节接触力影

响不明显。在摆动相,膝关节内侧假体接触力随假体关节线升高有明显增大,膝关节外侧软骨接触力随假体关节线升高而减小,整体接触力随假体关节线升高而增大。在步态周期 70% 时,膝关节内侧假体接触力相比 0 mm 误差 (173 N) 在关节线误差 +2、+4、+6 mm 时分别增大 127.3%、369.1%、668.0%,在关节线误差 -2、-4、-6 mm 时内侧假体接触力接近 0 N;外侧软骨接触力相比 0 mm 误差 (585 N) 在关节线误差 +2、+4、+6 mm 时分别减小 12.0%、28.5% 和 41.3%,在关节线误差 -2、-4、-6 mm 时分别增大 7.7%、10.1%、10.2%;股骨关节总接触力相比 0 mm 误差 (758 N) 在关节线误差 +2、+4、+6 mm 时分别增大 19.7%、63.2% 和 121.2%,在关节线误差 -2、-4、-6 mm 时减小 14.2%、16.0%、16.2%。在整个步行运动中,髌股骨关节接触力受假体关节线变化影响不明显 (见图 3)。

响不明显。膝关节屈膝  $100^{\circ}$  时,内侧假体接触力相比 0 mm 误差 (1 155 N) 在关节线误差 +2、+4、+6 mm 时分别增大 31.6%、62.2%、96.7%,在关节



线误差-2、-4、-6 mm 时分别减小 24.5%、40.4% 和 46.7%；胫股骨关节总接触力相比 0 mm 误差 (3 875 N) 在关节线误差+2、+4、+6 mm 时分别增

大 11.1%、30.3% 和 57.7%，在关节线误差-2、-4、-6 mm 时分别减小 8.5%、14.9% 和 19.1% (见图 4)。

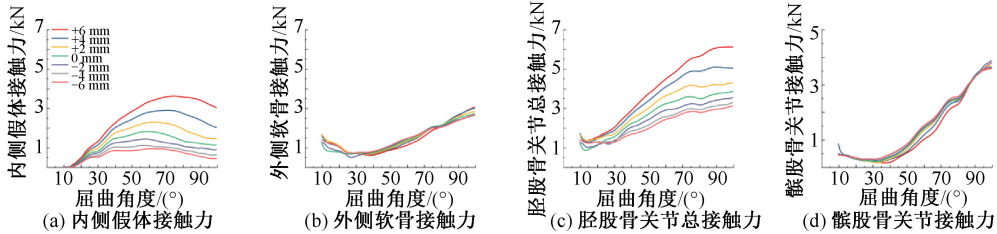


图 4 下蹲运动中 UKA 假体关节线安装误差对膝关节接触力的影响

Fig. 4 Effects of the prosthetic installation error of joint line in UKA on knee contact forces during squatting (a) Medial prosthetic contact force, (b) Lateral cartilage contact force, (c) Tibiofemoral total contact force, (d) Patellofemoral contact force

### 2.2 不同活动膝关节运动

2.2.1 步行运动 在站立相,假体关节线安装误差对膝关节运动影响不明显。在摆动相,随着假体关节线升高膝关节外翻运动、内旋运动和前移运动增大,随假体关节线降低膝关节内翻运动、外旋运动和后移运动增大。在步态周期 70% 时,膝关节内外翻运动相比 0 mm 误差 0.83°,在关节线误差+2、+4、+6 mm 时分别减小到-0.14°、-1.24°和-2.34°,

在关节线误差-2、-4、-6 mm 时分别增大到 1.72°、1.86°和 1.88°;膝关节内外旋运动相比 0 mm 误差 2.48°,在关节线误差+2、+4、+6 mm 时分别增大到 2.78°、2.99°和 3.27°,在关节线误差-2、-4、-6 mm 时均减小到 2.05°;膝关节前后平移运动相比 0 mm 误差 2.89 mm,在关节线误差+2、+4、+6 mm 时分别增大到 3.04、3.26、3.61 mm,在关节线误差-2、-4、-6 mm 时均达到 2.75 mm(见图 5)。

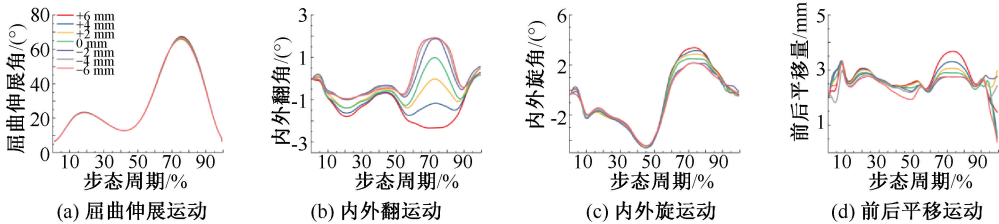


图 5 步行运动中 UKA 假体关节线安装误差对膝关节运动影响

Fig. 5 Effects from prosthetic installation errors of joint line in UKA on knee motions during walking (a) Flexion-extension rotation, (b) Varus-valgus rotation, (c) Internal-external rotation, (d) Anterior-posterior translation

2.2.2 下蹲运动 假体关节线安装误差对膝关节内外旋运动和屈曲伸展运动影响较小,但随假体关节线升高外翻运动增大、前移运动增大,随关节线降低而内翻运动增大、后移运动增大。在下蹲运动膝关节屈膝 100°时,膝关节内外翻运动相对 0 mm 误差 0.45°,在关节线误差+2、+4、+6 mm 时减小到

-2.17°、-4.7°和 -7.6°,在关节线误差-2、-4、-6 mm 时分别增大到 2.91°、5.33°和 7.4°;膝关节前后平移运动相比 0 mm 误差-0.31 mm,在关节线误差+2、+4、+6 mm 时增大到 0.79、1.94、3.15 mm,在关节线误差-2、-4、-6 mm 时减小到 -1.36、-2.4、-3.27 mm(见图 6)。

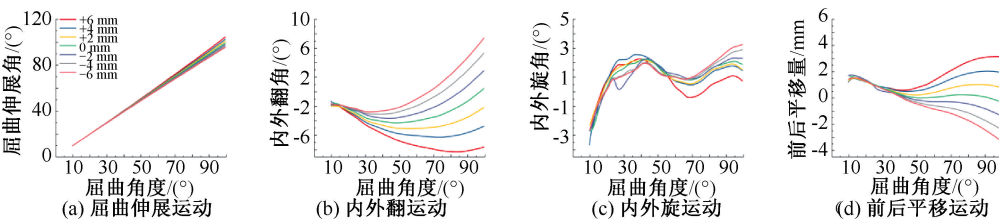


图 6 下蹲运动中 UKA 假体关节线安装误差对膝关节运动影响

Fig. 6 Effects from prosthetic installation errors of joint line in UKA during squatting (a) Flexion-extension rotation, (b) Varus-valgus rotation, (c) Internal-external rotation, (d) Anterior-posterior translation

### 3 讨论

本文采用骨肌多体动力学仿真方法,更真实地模拟了膝关节在体内的工作情况,避免有限元研究中静态加载条件和施加恒定关节载荷与运动的局限性,从人体宏观运动学角度研究了膝关节内外侧力学承载和关节运动的变化。同时,本文综合分析步行和下蹲活动下 UKA 假体关节线安装误差带来的影响,发现 UKA 假体关节线安装误差影响了膝关节内外侧力学分布和关节运动。

研究表明,UKA 术后假体关节线变化可能导致膝关节内外侧接触力的重新分布,甚至会导致内侧假体或者外侧软骨的过载<sup>[4,10,21]</sup>。本文同样发现,步行步态周期摆动相和下蹲运动中,膝关节内外侧接触力的重新分布。UKA 假体关节线变化进一步导致胫股骨关节总接触力的变化。本文发现,在步行运动摆动相和下蹲运动中,胫股骨关节总接触力随着 UKA 假体关节线升高显著增大、降低显著减少。UKA 假体关节线的变化引发膝关节周围肌肉力和韧带力的变化,进而导致胫股骨关节总接触力的变化。

UKA 假体关节线变化不仅影响膝关节的接触力,还影响膝关节的运动功能。虽然 Takayama 等<sup>[12]</sup>和本文均发现,随着关节线升高,膝关节屈曲伸展运动没有显著变化,但随着 UKA 假体关节线安装误差的增大,步行运动摆动相和下蹲运动中的膝关节内外翻运动变化越显著。随着 UKA 假体关节线升高,步行运动摆动相和下蹲运动中的膝关节前移运动增大;而随着 UKA 假体关节线降低,情况正好相反。由此可见,UKA 假体关节线安装误差越大,关节越不稳定。此外,步行运动摆动相的膝关节内旋运动随 UKA 假体关节线的升高增大、降低减小,但下蹲运动中膝关节内外旋变化则刚好相反。该现象主要是因为步行运动摆动相中膝关节主要发生内旋运动,下蹲运动中膝关节主要发生外旋运动<sup>[22-23]</sup>。UKA 关节线升高加剧了内外旋运动朝相应方向的变化趋势。

内侧过载会引发假体松动和磨损失效问题,外侧过载会引发关节软骨退化问题。尽管关节线误差+2 mm 条件下步行步态周期 70% 和下蹲运动屈膝 100° 时内侧假体接触力分别增大 127.3% 和

31.6%,但相对于 0 mm 误差仅增大了 220、365 N,这对假体承载面的受力磨损影响较小<sup>[24-25]</sup>。外侧软骨接触力在关节线误差-2、-4 mm 时分别增大到 0 mm 误差的 7.7% 和 10.1%。但在关节线误差-4 mm 条件下,下蹲运动屈膝 100° 时膝关节内外翻运动范围接近 9°,明显超过正常人体自然膝关节同条件下的内外翻运动范围,可能会导致韧带损伤或关节不稳<sup>[26-27]</sup>。因此,结合步行和下蹲运动中胫股骨关节承载和关节运动情况,以 10% 的接触力变化为阈值,本文认为,医生应控制 UKA 关节线的安装误差在-2~2 mm 范围内,有利于降低 UKA 膝关节内侧假体的磨损、松动失效风险和外侧软骨的退化风险。

本研究的局限性如下:① 受数据来源影响,模型中除膝关节外的其他部位通过缩放获得,而不是来自志愿者数据;② 步态数据采集时只测量了志愿者的身高体重,未测量其各肢段参数,因而模型采用了基于身高体重的宏观缩放而不是肢段缩放;③ 只考虑了假体安装位置的差异,并未考虑韧带的松解情况;④ 未考虑除步行运动和下蹲运动外的其他运动。上述这些因素的影响应在后续研究中继续探讨。虽然本研究存在上述局限性,但研究方法和结果仍可以为理解 UKA 假体安装参数和解决临床失效问题提供参考。

### 4 结论

UKA 假体关节线变化不仅显著影响了步行运动摆动相和下蹲运动中的膝关节接触力,还影响了膝关节内外翻、内外旋和前后平移运动的范围。随着 UKA 假体关节线升高,步行步态周期摆动相和下蹲条件下胫股骨关节内侧接触力增大而外侧接触力减小,膝关节外翻运动和关节前移滑动增加,且加剧了内外旋运动的变化趋势,关节线降低则产生了相反的影响。综合步行和下蹲运动中膝关节接触力变化,医生应控制 UKA 假体关节线安装误差-2~2 mm 范围内,以降低内侧膝关节假体磨损松动和外侧软骨退化的风险。

### 参考文献:

[1] 熊华章,曾羿,斯海波,等.膝内侧间室骨关节炎单髁置换术有限元分析研究进展[J].中国修复重建外科杂志,2021,

- 35(6): 781-785.
- [ 2 ] 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): 1-5.
- [ 3 ] JOHAL S, NAKANO N, BAXTER M, *et al.* Unicompartmental knee arthroplasty: The past, current controversies, and future perspectives [J]. *J Knee Surg*, 2018, 30(10): 992-998.
- [ 4 ] KANG KT, KWON OR, SON J, *et al.* Effect of joint line preservation on mobile-type bearing unicompartmental knee arthroplasty: Finite element analysis [J]. *Australas Phys Eng Sci Med*, 2018, 41(1): 201-208.
- [ 5 ] NIE Y, YU Q, SHEN B. Impact of tibial component coronal alignment on knee joint biomechanics following fixed-bearing unicompartmental knee arthroplasty: A finite element analysis [J]. *Orthop Surg*, 2021, 13(4): 1423-1429.
- [ 6 ] FUJITA M, HIRANAKA T, MAI B, *et al.* External rotation of the tibial component should be avoided in lateral unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Knee*, 2021, 30: 70-77.
- [ 7 ] 朱广铎, 郭万首, 程立明, 等. 活动平台单髁膝关节置换胫骨后倾的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(44): 7156-7162.
- [ 8 ] HOPGOOD P, MARTIN CP, RAE PJ. The effect of tibial implant size on post-operative alignment following medial unicompartmental knee replacement [J]. *Knee*, 2004, 11(5): 385-388.
- [ 9 ] KUWASHIMA U, OKAZAKI K, TASHIRO Y, *et al.* Correction of coronal alignment correlates with reconstruction of joint height in unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Bone Joint Res*, 2015, 4(8): 128-133.
- [ 10 ] 聂涌, 胡钦胜, 沈彬, 等. 膝关节单髁置换术后关节线位置对内外侧间室应力影响的生物力学研究[J]. 中华骨科杂志, 2017, 37(22): 1416-1423.
- [ 11 ] 杨赞礼, 袁跃群, 谢剑新, 等. 胫骨内侧关节线改变程度对单髁置换术患者膝关节屈伸功能的影响[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2020, 35(2): 134-136.
- [ 12 ] TAKAYAMA K, ISHIDA K, MURATSU H, *et al.* The medial tibial joint line elevation over 5 mm restrained the improvement of knee extension angle in unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2018, 26(6): 1737-1742.
- [ 13 ] 赵鸣昕, 郭媛, 王长江, 等. 膝关节单髁假体安装角度对膝关节应力的影响[J]. 医用生物力学, 2021, 36(S1): 38.
- [ 14 ] 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.
- [ 15 ] 庞博, 纪仲秋, 张子华, 等. 基于 AnyBody 仿真的太极拳不同步型特征[J]. 医用生物力学, 2021, 36(6): 916-922.
- PANG B, JI ZQ, ZHANG ZH, *et al.* Characteristics of different Tai Chi step types based on AnyBody simulation [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(6): 916-922.
- [ 16 ] 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.
- [ 17 ] BEI Y, FREGLY BJ. Multibody dynamic simulation of knee contact mechanics [J]. *Med Eng Phys*, 2004, 26(9): 777-789.
- [ 18 ] BLANKEVOORT L, HUISKES R, DELANGE A. Recruitment of knee joint ligaments [J]. *J Biomech Eng-Trans ASME*, 1991, 113(1): 94-103.
- [ 19 ] THELEN DG, CHOI KW, SCHMITZ AM. Co-Simulation of neuromuscular dynamics and knee mechanics during human walking [J]. *J Biomech Eng*, 2014, 136(2): 021033.
- [ 20 ] BLANKEVOORT L, KUIPER JH, HUISKES R, *et al.* Articular contact in a three-dimensional model of the knee [J]. *J Biomech*, 1991, 24(11): 1019-1031.
- [ 21 ] KWON OR, KANG KT, SON J, *et al.* Importance of joint line preservation in unicompartmental knee arthroplasty: Finite element analysis [J]. *J Orthop Res*, 2017, 35(2): 347-352.
- [ 22 ] TSAI T, LIOW MH, Li G, *et al.* Bi-cruciate retaining total knee arthroplasty does not restore native tibiofemoral articular contact kinematics during gait [J]. *J Orthop Res*, 2019, 37(9): 1929-1937.
- [ 23 ] VARADARAJAN KMM, ZUMBRUNN T, RUBASH HE, *et al.* Cruciate retaining implant with biomimetic articular surface to reproduce activity dependent kinematics of the normal knee [J]. *J Arthroplast*, 2015, 30(12): 2149-53. e2.
- [ 24 ] 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.
- [ 25 ] 王晓红, 宋大勇, 董骧, 等. 膝关节假体股胫接触面积的影响因素[J]. 医用生物力学, 2019, 34(6): 594-600.
- WANG XH, SONG DY, DONG X, *et al.* Influencing factors of femoro-tibial contact area for knee prostheses [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(6): 594-600.
- [ 26 ] 杜刚, 李政甜, 劳山. 膝关节单髁置换术后膝关节登梯动作生物力学分析[J]. 医用生物力学, 2021, 36(4): 633-637.
- DU G, LI ZT, LAO S. Biomechanical analysis of the knee after unicompartmental knee arthroplasty during stair ascent [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(4): 633-637.
- [ 27 ] SUGGS JF, LI GA, PARK SE, *et al.* Knee biomechanics after UKA and its relation to the ACL: A robotic investigation [J]. *J Orthop Res*, 2010, 24(4): 588-594.