

文章编号: 1004-7220(2023)03-0542-07

膝关节置换术后长期胫骨近端力学性能的预测

吕林蔚^{a,b}, 杨晨^{a,b}, 宋阳^{a,b}, 张春秋^{a,b}

(天津理工大学 a. 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室; b. 机电工程国家级实验教学示范中心, 天津 300384)

摘要:目的 分析膝关节单髁置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)和全膝置换术(total knee arthroplasty, TKA)后长期胫骨近端力学性能的变化,探究UKA和TKA的失效原因。方法 建立健康、UKA、TKA胫骨近端有限元模型,利用Wolff骨重建理论结合有限元法预测胫骨近端的密度分布和应力分布。结果 UKA外侧踝平均应力基本不变,但呈增大趋势,平均密度增加2%,内侧踝平均密度减小13%,平均应力均减少11%。TKA外侧踝平均密度减少1.5%,平均应力减少14%,内侧踝平均密度减少1.4%,平均应力减少19%,假体末端平均密度增加10%,平均应力增加15%。结论 UKA、TKA假体的植入会造成应力遮挡现象,可能是产生术后假体松动的主要原因。TKA假体末端应力增大,可能导致TKA失效。UKA非置换侧平均应力随着骨重建的进行不断增大,可能导致UKA中远期对侧骨关节炎恶化。研究结果可以为降低UKA、TKA并发症发生概率提供数据支持。

关键词: 单髁置换术; 全膝置换术; 胫骨近端; 骨重建; 骨密度

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.017

Long-Term Mechanical Property Prediction of the Proximal Tibia after Knee Arthroplasty

LÜ Linwei^{a,b}, YANG Chen^{a,b}, SONG Yang^{a,b}, ZHANG Chunqiu^{a,b}

(a. Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control; b. National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China)

Abstract: Objective To analyze long-term mechanical properties of the proximal tibia after unicompartmental knee arthroplasty (UKA) and total knee arthroplasty (TKA), and explore the causes of UKA and TKA failure. **Methods** The healthy, UKA, TKA proximal tibial finite element models were established. The density distribution and stress distribution of the proximal tibia were predicted using Wolff's bone reconstruction theory combined with the finite element method. **Results** The average stress in UKA lateral ankle was basically unchanged, but with an increasing tendency. There was a 2% increase in average density, the average density of the medial ankle was reduced by 13% and the average stresses were reduced by 11%. There was a 1.5% reduction in average density, and a 14% reduction in average stress in TKA lateral ankle. The average density of the medial ankle was reduced by 1.4%, and the average stress was reduced by 19%. There was a 10% increase in average density at the prosthetic end, and a 15% increase in average stress. **Conclusions** Implantation of UKA and TKA prostheses can cause stress shielding, which may be the main cause of post-operative loosening of the prosthesis. There is an increase in the stress at the end of TKA prosthesis, which may lead to the failure of TKA. The average stress

收稿日期: 2022-07-16; 修回日期: 2022-08-08

基金项目: 天津市自然科学基金项目(21JCYBJC00910), 国家自然科学基金项目(12072235)

通信作者: 张春秋, 教授, E-mail: zhang_chunqiu@126.com

on the non-replacement side of the UKA increases with the bone reconstruction, which may lead to worsening of osteoarthritis on the contralateral side of the UKA in the medium to long term. The results of this study may provide data support for reducing probability of UKA and TKA complications.

Key words: unicompartmental knee arthroplasty (UKA); total knee arthroplasty (TKA); proximal tibia; bone remodeling; bone density

膝关节单髁置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)和全膝置换术(total knee arthroplasty, TKA)是治疗晚期膝关节炎的有效方法。UKA仅适用于膝关节单间室的病变,韧带系统必须完整,且类风湿性关节炎一般不能行UKA治疗^[1]。相比之下,TKA没有上述的禁忌,并且手术操作更简单。因此,TKA是目前治疗膝关节炎最普遍的方法。但UKA术后恢复更快,且可以保留更多的骨量和完整的前后交叉韧带,使得膝关节的活动度在术后更大^[2]。近年来,UKA在治疗膝关节单间室病变时获得更多医生和患者的青睐^[3]。但TKA和UKA术后都有一定的概率会出现并发症,例如假体松动、疼痛、对侧骨关节炎恶化等^[4-5]。因此,如何降低术后并发症发生的概率是亟待解决的问题。

研究术后胫骨近端力学微环境的变化是分析术后并发症产生原因的有效方法。利用有限元法结合定量骨重建理论模拟骨重建进程,可以预测术后中远期膝关节内部力学微环境^[6-7]。本文利用Python脚本语言实现了Weinans等^[8]提出的骨重建控制方程,把基于应变能密度理论的骨自优化方程编写成骨重建程序,利用有限元法模拟胫骨近端模型,计算得到骨密度和应力数据,根据数据预测行UKA、TKA后胫骨近端力学微环境的变化,分析术后并发症产生的原因,为降低术后并发症产生的概率提供参考。

1 材料与方法

1.1 影像获取

选取1名成年健康男性志愿者,膝关节无外伤史,且无风湿、骨关节炎等关节疾病,通过CT影像技术对男性志愿者下肢进行扫描,扫描参数为:像素0.684 mm,分辨率251×355,层厚1.5 mm,电压120 kV,电流300 mA,共获取1 713张CT图像。

1.2 胫骨近端模型建立

Jia等^[4]研究TKA中胫骨柄的设计特征对胫骨骨重建行为影响,建立了单独胫骨近端模型,该模型模拟结果与真实胫骨结果一致,故本文只建立胫骨近端模型。将扫描得到的CT图像导入Mimics软件中生成胫骨近端三维模型,将胫骨近端三维模型在Magics中切取中心点所在冠状面,对其进行修复,获得胫骨近端二维模型。

建立UKA胫骨近端模型选用最新一代牛津膝的胫骨假体,胫骨假体与胫骨间通过骨水泥进行连接,参考牛津膝单髁置换操作手册^[9],对之前建立的健康胫骨近端模型进行截骨操作,建立UKA后胫骨三维模型[见图1(a)]。将单髁置换后的胫骨模型、假体模型、骨水泥模型在Magics中切取中心点所在冠状面,对其进行修复,获得UKA后胫骨近端二维模型[见图1(b)]。

建立TKA胫骨近端模型选用非骨水泥型假体,

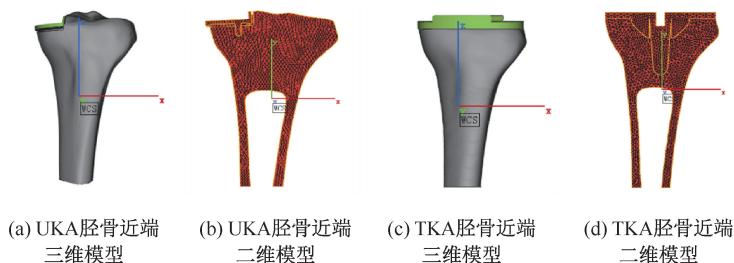


图1 胫骨近端模型

Fig. 1 Proximal tibial model (a) UKA 3D model of the proximal tibia, (b) UKA 2D model of the proximal tibia, (c) TKA 3D model of the proximal tibia, (d) TKA 2D model of the proximal tibia

根据 TKA 手术基本原则,对之前建立的健康胫骨近端模型进行截骨操作,建立 TKA 后胫骨近端三维模型[见图 1(c)].将截骨后的胫骨模型、假体模型在 Magics 中切取中心点所在冠状面,对其进行修复获得 TKA 后胫骨近端二维模型[见图 1(d)].

1.3 胫骨近端二维有限元模型建立

1.3.1 划分网格及材料属性 将修复完成的二维健康胫骨模型导入 ABAQUS 中划分网格,单元类型为 CPS4,共包含 21 722 个节点,21 214 个单元。将模型导入 Mimics 中,通过灰度赋值法为该模型赋予 4 类材料。根据密度范围 $1 \sim 1\,740 \text{ kg/m}^3$ [10],按照 Mimics 自带的材料属性公式,为每类材料赋予相应种类的材料属性 [11],共 1 740 种材料。具体如下:

$$\rho = \begin{cases} 1, & HU < -114 \\ 0.916HU + 114, & -114 \leq HU < 1\,110 \\ HU, & 1\,110 \leq HU < 1\,740 \\ 1\,740, & 1\,740 \leq HU < 1\,816 \end{cases} \quad (1)$$

$$E = \begin{cases} 0.51, & \rho \leq 1 \\ 0.51\rho^{1.37}, & 1 < \rho < 1\,110 \\ (0.013\rho - 3.842)1\,000, & 1\,110 \leq \rho < 1\,740 \\ 18\,778, & \rho \geq 1\,740 \end{cases} \quad (2)$$

式中: ρ 为骨的表现密度; HU 为灰度; E 为骨的弹性模量;泊松比均为 0.3 [12]。

TKA 和 UKA 手术后的胫骨模型初始材料属性分布与健康胫骨模型相同。将二维骨水泥和假体零件导入 ABAQUS 中。本文设置 TKA 胫骨假体材料为 Ti6Al4V,弹性模量为 117 GPa,泊松比为 0.3 [13];UKA 胫骨假体材料为 CoCrMo,弹性模量为 195 GPa,泊松比为 0.3 ;UKA 骨水泥弹性模量为 4 GPa,泊松比为 0.33 [14-15]。

将赋予材料属性的 UKA 胫骨模型和 UKA 假体、骨水泥模型进行装配,UKA 胫骨模型单元类型

为 CPS4,共包含 18 566 个节点,17 820 个单元。TKA 胫骨模型与 TKA 假体模型进行装配,TKA 胫骨模型单元类型为 CPS4,共包含 20 299 个节点,19 499 个单元。

1.3.2 设置载荷及边界条件 为模拟膝关节低水平负重的生理情况,建立人体双腿站立模型,志愿者体质量 75 kg,双足站立时膝关节共受力 750 N,则单侧胫骨受力 375 N [16]。胫骨内外侧受力按照 6:4 比例施加 [17],故胫骨内侧受力约 225 N,外侧受力约 150 N,方向竖直向下,受力面积近似等于内外侧半月板所占面积。在模型远端施加完全约束,该模型的有效性已有验证 [17]。对该模型进行有限元计算,得到应力分布云图[见图 2(a)]。

二维模型同样在模型远端施加完全约束。通过三维模型载荷来确定二维模型载荷,测量出三维模型施加载荷区域面积。结果表明,内侧受力面积为 661 mm^2 ,故胫骨内侧单位面积受力为 0.34 N ;外侧受力面积为 365 mm^2 ,故胫骨外侧单位面积受力为 0.4 N 。二维模型载荷施加区域长度近似于半月板宽度,测量出内、外侧半月板宽分别约为 14、12 mm。利用三维模型计算出的单位面积受力与二维模型受力区域长度的乘积,得出二维模型所受载荷。结果显示,二维模型胫骨内、外侧所受轴向载荷均为 4.8 N 。

为便于分析结果,在三维健康模型中心点所在冠状面和二维健康、UKA、TKA 胫骨近端模型上选取感兴趣区(region of interest, ROI),健康胫骨两个模型 ROI1 选在胫骨平台下方内侧踝区域($30 \text{ mm} \times 35 \text{ mm}$),ROI3 选在胫骨平台下方外侧踝区域($30 \text{ mm} \times 35 \text{ mm}$),ROI2 选在 ROI1 和 ROI3 中间区域($20 \text{ mm} \times 35 \text{ mm}$),UKA 胫骨在相应区域选取与健康胫骨相同的 ROI1 和 ROI3。由于行 TKA 对胫

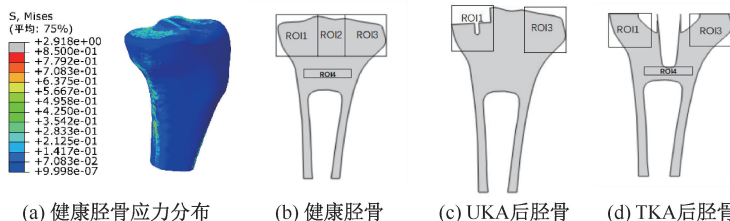


图 2 健康胫骨应力分布及胫骨各 ROI 分布

Fig. 2 Stress distribution of healthy tibia and ROI distribution of the tibia (a) Stress distributions of healthy tibia, (b) Healthy tibia, (c) Tibia after UKA, (d) Tibia after TKA

骨截骨 10 mm,为保证与其他状态胫骨模型选取相同的 ROI,在 TKA 胫骨相应区域选取 30 mm×25 mm 的 ROI1 和 ROI3。为便于对 TKA 胫骨进行研究,目前大部分针对 TKA 后胫骨近端的研究都会选取假体末端和胫骨连接处进行研究^[18]。因此,本文在二维健康胫骨模型和 TKA 胫骨模型上多选取了 1 个 35 mm×5 mm 的 ROI4[见图 2(b)~(d)]。

为验证对二维模型施加的载荷是否正确,对三维模型有限元计算结果云图进行切片处理。选取中心点所在冠状面,计算 ROI1、ROI2、ROI3 平均应力,对二维模型进行有限元计算,得到应力分布云图,计算 ROI1、ROI2、ROI3 平均应力,结果与三维模型基本一致,说明本文二维模型所需施加载荷是合理的。确定载荷后,创建二维健康胫骨近端有限元模型。

对于 UKA 模型,胫骨假体与胫骨间、骨水泥与胫骨假体间采用绑定接触^[19];除植入假体一侧的轴向载荷由胫骨转移到了假体上,UKA 有限元模型所受载荷和约束条件与健康模型一致。对于 TKA 模型,假体与胫骨间采用绑定接触^[18];内外侧载荷全部由胫骨转移到假体上,TKA 有限元模型所受约束与健康模型一致。

2 结果

2.1 有限元计算结果

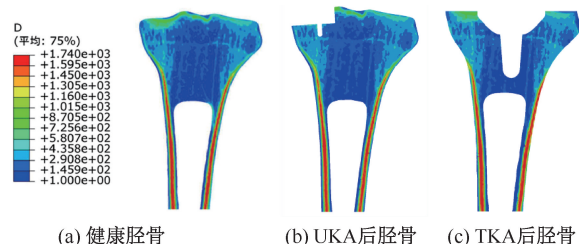
首先对健康状态胫骨近端二维有限元模型进行计算,运行骨重建程序,模拟骨重建进程,每次迭代相当于骨组织 2 d 的重建,迭代 200 次,代表 400 d 的骨重建^[20],得到健康胫骨近端的应力分布云图和密度分布云图,该模拟结果的密度分布与正常胫骨近端密度分布一致。并且,该结果与 Fang 等^[21]模拟的胫骨近端骨密度分布相似,验证了本文编写的骨重建程序的有效性。

对 TKA 和 UKA 手术后胫骨近端二维有限元模型进行计算,运行骨重建程序,迭代 200 次,模拟 400 d 的骨重建进程,得到手术后胫骨近端应力分布云图和密度分布云图。

2.2 有限元计算结果分析

2.2.1 胫骨近端骨密度分析 健康状态的胫骨近端迭代 200 次后,外层的骨干表面骨密度逐渐增大,形成皮质骨区域,胫骨近端的最大骨密度就出现在此处,最大密度为 1 740 kg/m³;胫骨平台下骨密度

减小,形成了松质骨区域,此时 ROI1、ROI3、ROI4 的密度范围分别为 24.67~1 220.00、30.50~863.00、33.67~512.50 kg/m³[见图 3(a)]。UKA 和 TKA 胫骨近端迭代 200 次后,术后胫骨骨密度分布大体上也还符合健康胫骨的骨密度分布,只在部分区域密度会发生比较大的变化。UKA 后,ROI1、ROI3 的密度范围分别为 46.67~1 230.00、50.25~585.00 kg/m³[见图 3(b)]。TKA 后,ROI1、ROI3、ROI4 的密度范围分别为 56.5~95.0、26.5~628.5、21.0~464.5 kg/m³[见图 3(c)]。



(a) 健康胫骨 (b) UKA 后胫骨 (c) TKA 后胫骨

图 3 不同胫骨密度分布

Fig. 3 Cone density distributions of different tibia (a) Healthy tibia, (b) Tibia after UKA, (c) Tibia after TKA

根据 TKA 和 UKA 术后状态和健康状态密度数据,可计算出各 ROI 平均密度。结果显示,UKA 后 ROI1 平均密度较健康状态有所减小,而 ROI3 平均密度较健康状态有微小的增大。TKA 后 ROI4 平均密度较健康状态有所增大,ROI1 和 ROI3 平均密度较健康状态略有减小(见图 4)。

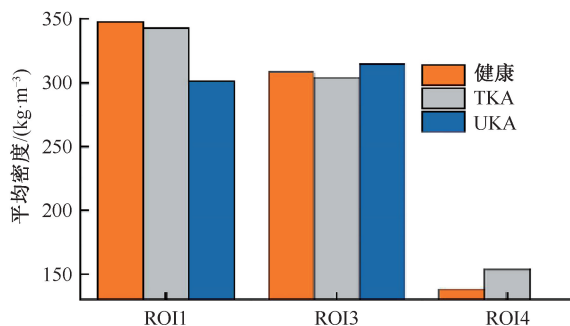


图 4 不同胫骨各 ROI 平均密度

Fig. 4 Mean density of each ROI in different tibia

2.2.2 胫骨近端应力分析 健康胫骨近端迭代 200 次后,明显可见健康胫骨模型近端应力相对较小,最大应力出现在骨干处[见图 5(a)]。UKA 后胫骨近端迭代 200 次后,假体上出现了应力集中现象,假体的最大应力出现在该处,位于假体柄与胫

骨交会处, 骨的最大应力在骨干处[见图 5(b)]。TKA 后胫骨近端迭代 200 次后, 可明显看出假体的加强肋与假体柄交界处出现了应力集中现象, 骨的最大应力依然在骨干处。

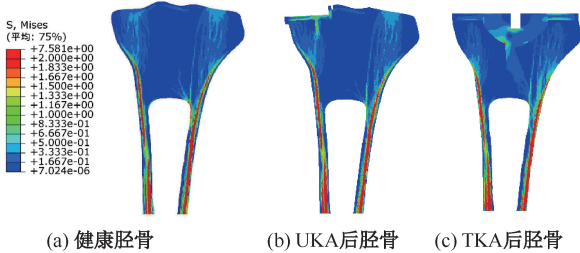


图 5 不同胫骨应力分布

Fig. 5 Stress distributions of different tibia (a) Healthy tibia, (b) Tibia after UKA, (c) Tibia after TKA

根据 TKA 和 UKA 术后和健康胫骨近端的应力数据, 可计算出各 ROI 平均应力。随着迭代的进行, 应力会发生变化, 各 ROI 的平均应力也会变化。结果表明, UKA 后胫骨平均应力较健康胫骨相比, ROI1 下降较为明显, 而 ROI3 略有增大。TKA 后胫骨平均应力较健康胫骨相比, ROI1、ROI3 下降较明显, 而 ROI4 明显增大。

随着骨重建的进行, UKA 和 TKA 后 ROI1、ROI3 平均应力均呈上升趋势, 且 UKA 后上升趋势要小于 TKA 后上升趋势, TKA 后 ROI4 平均应力呈下降趋势, 健康状态下平均应力 ROI1 呈上升趋势, ROI3 呈下降趋势, ROI4 后期呈上升趋势, 且各区的的变化趋势都趋于平缓(见表 1)。

表 1 不同胫骨 ROI 各时段平均应力

Tab. 1 ROI average stress of different tibia by time period

单位: kPa

迭代次数	ROI1			ROI3			ROI4		
	健康	TKA	UKA	健康	TKA	UKA	健康	TKA	UKA
1	190.61	151.92	168.91	196.59	165.61	194.51	120.01	141.62	—
50	190.76	152.10	168.98	195.42	165.82	194.52	117.02	141.52	—
100	190.79	152.09	169.13	195.17	166.02	194.54	116.11	141.48	—
150	190.82	152.14	169.06	195.04	166.11	194.56	116.32	141.46	—
200	190.83	152.18	169.08	194.94	166.21	194.57	116.41	141.45	—

注: 1、50、100、150、200 分别代表骨组织迭代 1、50、100、150、200 次。

3 讨论

本文利用 Weinans 等^[8]提出的骨重建控制方程, 通过 Python 的二次开发结合有限元法预测了健康、UKA 和 TKA 后胫骨近端力学微环境, 分别从密度和应力方面分析了 UKA 和 TKA 失效的原因。

对胫骨骨密度分布进行分析, 可以比较直观地看出胫骨骨重建情况。胡世民^[22]对 TKA 后胫骨近端骨重建进行研究, 通过密度分布云图发现, 假体末端密度显著增大, 并且提出这可能是 TKA 后胫骨疼痛的主要原因。本文同样获得 TKA 后胫骨近端密度分布云图, 结果却显示, 假体末端 ROI4 密度并没有明显地增大。但 TKA 后 ROI4 平均密度也要略大于健康胫骨, 故该区域骨的代谢以骨沉淀为主, 骨量增多最终可能也会导致 TKA 的失效。

UKA 后 ROI1 和 TKA 后 ROI1、ROI3 平均密度较健康胫骨均有所下降。因此, 这些区域内骨的代谢以骨吸收为主, 骨量随之减少, 从而可能导致术后假体松动^[23]。

通过对胫骨应力分布进行分析可以看出术后胫骨内部力学环境的变化, UKA 后与健康胫骨 ROI3 平均应力基本一致, 但随着骨重建的进行, UKA 后 ROI3 平均应力呈增大趋势, 而健康胫骨 ROI3 平均应力呈减小趋势, 故可预测在术后中远期 UKA 后 ROI3 平均应力会超过健康胫骨并且不断增大, 在这种持续高应力的作用下可能就导致 UKA 后对侧骨关节炎的恶化, 而在本研究的骨重建初期这种高应力并不存在, 可以推测出对侧骨关节炎恶化可能发生在 UKA 中晚期。这一结果与 List 等^[24]对膝关节单髁置换术失效原因的研究结果相同。马新硕等^[25]研究认为, 改变胫骨假体固定柱的形状可以改变术后胫骨的应力分布, 该方法或可减小此并发症发生的概率。

TKA 后 ROI4 平均应力大于健康胫骨, 虽然没有明显的应力集中现象, 但应力的增大也可能会导致 TKA 后产生疼痛。随着骨重建的进行, TKA 后 ROI4 平均应力呈下降趋势, 而健康胫骨 ROI4 平均应力呈上升趋势, 说明 TKA 后由于高应力产生的疼

痛或许高发于术后初期。

UKA 后 ROI1 和 TKA 后 ROI1、ROI3 平均应力较健康胫骨均有所下降,这是由于假体的植入使胫骨所受大部分载荷转移到假体,产生了应力遮挡现象,术后可能就会发生假体松动。而 UKA 后 ROI1 和 TKA 后 ROI1、ROI3 的平均应力在骨重建初期就小于健康胫骨,也说明了假体松动可能是 UKA 和 TKA 早期失效的主要原因。List 等^[24]在对膝关节单髁置换术失效原因的研究中也得到相同的结果。

臧学慧等^[26]研究表明,TKA 假体植入后造成的应力遮挡现象在短期内会增强但随着时间的推移会逐渐降低,且最后趋于稳定。本文发现,健康胫骨 ROI1、ROI3 和 UKA 后 ROI1 以及 TKA 后 ROI1、ROI3 的平均应力均呈增大趋势,但后期 UKA 后 ROI1 以及 TKA 后 ROI1、ROI3 的平均应力增大趋势均要大于健康胫骨,且各区域平均应力变化趋势最终都趋于平缓(见表 1)。

本文结果表明,骨重建初期 TKA 后 ROI1 平均应力和 UKA 后相差不大;随着骨重建的进行,TKA 和 UKA 后 ROI1 平均应力均增大,但 TKA 后 ROI1 平均应力增大趋势要比 UKA 后增大趋势大。由此推测,随着时间的推移,UKA 可能比 TKA 更容易发生假体松动。这与 Horikawa 等^[27]临床研究的结果相一致。

本研究存在如下的局限性:① 人体膝关节处还存在着大量肌肉组织。本文没有模拟这些肌肉所产生的力,故模型施加的载荷与人体膝关节的真实受力情况有一些差距;② 本文使用胫骨近端二维有限元模型。相比之下,三维有限元模型则更加接近实际生理情况,且将载荷按照一定比例直接施加到胫骨内外侧,与实际载荷通过股骨向下传递至完整膝关节也有一定差距。

4 结论

本文分析了 UKA 和 TKA 后胫骨近端力学微环境的变化。结果表明,UKA 截骨量比 TKA 截骨量少,证明进行 UKA 的创伤更小,恢复更快。在力学微环境范畴内,UKA 和 TKA 术后短期内的效果无明显差别,术后中远期 TKA 产生假体松动并发症的概率可能要略小于 UKA。本研究为分析术后并发症的产生原因提供数据支持,为临床手术方式的选择提供参考。

参考文献:

- [1] DESCHAMPS G, CHOL C. Fixed-bearing unicompartmental knee arthroplasty. Patients' selection and operative technique [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2011, 97(6): 648-661.
- [2] 凌晶, 章军辉, 狄正林, 等. 移动平台单髁置换术治疗膝关节内侧间室骨性关节炎[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2014, 29(8): 776-778.
- [3] CHANG TW, YANG CT, LIU YL, et al. Biomechanical evaluation of proximal tibial behavior following unicondylar knee arthroplasty: Modified resected surface with corresponding surgical technique [J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33(10): 1175-1182.
- [4] JIA Z, GONG H, HU S, et al. Influence of design features of tibial stems in total knee arthroplasty on tibial bone remodeling behaviors [J]. *Med Eng Phys*, 2017, 48: 103-113.
- [5] PEGG E C, WALTER J, MELLON SJ, et al. Evaluation of factors affecting tibial bone strain after unicompartmental knee replacement [J]. *J Orthop Res*, 2013, 31(5): 821-828.
- [6] SHEN Y, LI X, FU X, et al. A 3D finite element model to investigate prosthetic interface stresses of different posterior tibial slope[J]. *Knee Surg Sport Tr A*, 2015, 23(11): 3330-3336.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] WEINANS H, HUISKES R, GROOTENBOER HJ, et al. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models [J]. *J Biomech*, 1992, 25(12): 1425-1441.
- [10] PANDIT H. The Oxford medial unicompartmental knee replacement using a minimally-invasive approach [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2006, 88-B(1): 54-60.
- [11] 宫赫, 朱兴华. 初始密度对骨自优化结果的影响[J]. *中国生物医学工程学报*, 2000, 19(3): 276-280.
- [12] RHO JY, HOBATHO MC, ASHMAN RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone [J]. *Med Eng Phys*, 1995, 17(5): 347-355.
- [13] COMPLETO A, DUARTE R, FONSECA F, et al. Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An *in-vitro* and finite element analysis [J]. *Clin Biomech*, 2013, 28(3): 291-298.

- [13] THOMPSON SM, YOHUNO D, BRADLEY WN, *et al.* Finite element analysis: A comparison of an all-polyethylene tibial implant and its metal-backed equivalent [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015, 5(8): 1-7.
- [14] KWON OR, KANG KT, SON J, *et al.* Biomechanical comparison of fixed- and mobile-bearing for unicompartmental knee arthroplasty using finite element analysis [J]. *J Orthop Res*, 2013, 32(2): 338-345.
- [15] 李钟鑫. 膝关节单间室假体置换的生物力学研究[D]. 天津: 天津理工大学, 2021.
- [16] 潘哲尔, 张纯武, 李驰, 等. 基于MRI的膝关节三维有限元模型建立及模拟负载分析[J]. *中国中医骨伤科杂志*, 2010, 18(12): 3-5.
- [17] 李钟鑫, 刘璐, 王鑫, 等. 人体全膝关节精细有限元模型建立及有效性验证[J]. *生物医学工程与临床*, 2020, 24(05): 501-507.
- [18] 贾政斌. 胫骨假体的构型与材料对胫骨重建行为影响的数值仿真研究[D]. 长春: 吉林大学, 2017.
- [19] KRISTENSEN PW, HOLM HA, VARNUM C. Up to 10-year follow-up of the Oxford medial partial knee arthroplasty—695 cases from a single institution [J]. *J Arthroplasty*, 2013, 28(9): 195-198.
- [20] GONG H, WU W, FANG J, *et al.* Effects of materials of cementless femoral stem on the functional adaptation of bone [J]. *J Bionic Eng*, 2012, 9(1): 66-74.
- [21] FANG J, GONG H, KONG L, *et al.* Simulation on the internal structure of three-dimensional proximal tibia under different mechanical environments [J]. *Biomed Eng Online*, 2013, 12(1): 130.
- [22] 胡世民. 全膝关节置换术对胫骨近端骨重建的影响[D]. 长春: 吉林大学, 2015.
- [23] GONG H, KONG L, ZHANG R, *et al.* A femur-implant model for the prediction of bone remodeling behavior induced by cementless stem [J]. *J Bionic Eng*, 2013, 10(3): 350-358.
- [24] LIST J, ZUIDERBAAN HA, PEARLE AD. Why do medial unicompartmental knee arthroplasties fail today? [J]. *J Arthroplasty*, 2016, 31(5): 1016-1021.
- [25] 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): 76-82.
- 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): 76-82.
- [26] 臧学慧, 孙辉, 高立华, 等. 全膝关节置换后假体周围应力与骨密度的相关性[J]. *中国组织工程研究*, 2014, 18(44): 7071-7076.
- [27] HORIKAWA A, MIYAKOSHI N, SHIMADA Y, *et al.* Comparison of clinical outcomes between total knee arthroplasty and unicompartmental knee arthroplasty for osteoarthritis of the knee: A retrospective analysis of preoperative and postoperative results [J]. *J Orthop Surg Res*, 2015, 10(1): 1-5.