

文章编号: 1004-7220(2023)04-0730-06

膝关节单髁置换胫骨优化截骨设计的生物力学研究

林涛¹, 周柏安¹, 陈海聪¹, 梁振明¹, 钟环¹, 魏波¹, 邓羽平², 欧阳汉斌^{1*}, 黄文华^{1,2*}

(1. 广东医科大学附属第一医院 骨科中心, 广东 湛江 524001; 2. 南方医科大学 基础医学院, 人体解剖学教研室, 广东省数字医学与生物力学重点实验室, 广东省医学 3D 打印应用转化工程技术研究中心, 广州 510515)

摘要:目的 比较膝关节单髁置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)常规截骨、保留圆角截骨及全新扩大圆角截骨方法对术后胫骨近端生物力学特性的影响。方法 基于 Sawbones 胫骨的 CT 数据, 构建完整胫骨模型及不同截骨方式下 UKA 术后胫骨模型, 采用轴向压缩工况对模型进行有限元分析, 比较不同模型间胫骨近端应变情况及骨水泥应力差异。结果 在轴向压缩工况下, 扩大圆角组其截骨区皮质骨 von Mises 应变峰值较常规截骨组与保留圆角组有所增加, 而松质骨 von Mises 应变峰值则分别减少 24.3%~42.9%、26.0%~48.7%。对比截骨区松质骨与皮质骨 von Mises 应变峰值差 $\Delta\varepsilon_{\text{peak}}$, 发现扩大圆角组其 $\Delta\varepsilon_{\text{peak}}$ 远远小于其余两组。UKA 后不同模型间胫骨前内侧皮质骨最小主应变无明显差异, 但较完整胫骨模型增加 23.3%~34.5%。扩大圆角组骨水泥单元平均 von Mises 应力随着圆角半径增大呈现下降趋势, 且整体均小于常规截骨组与保留圆角组。结论 全新扩大圆角截骨方法可使健康骨质条件下胫骨近端应力传递更均匀, von Mises 应变峰值更低, 假体-骨界面压强更小, 相比传统截骨方法及保留圆角截骨方法更有优势。

关键词: 骨关节炎; 膝关节单髁置换术; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.04.014

Biomechanical Study on Optimal Tibial Osteotomy in Unicompartmental Knee Arthroplasty

LIN Tao¹, ZHOU Boan¹, CHEN Haicong¹, LIANG Zhenming¹, ZHONG Huan¹, WEI Bo¹, DENG Yuping², OUYANG Hanbin^{1*}, HUANG Wenhua^{1,2*}

(1. Department of Orthopedics Center, The Affiliated Hospital of Guangdong Medical University, Zhanjiang 524001, Guangdong, China; 2. Guangdong Engineering Research Center for Translation of Medical 3D Printing Application, Guangdong Provincial Key Laboratory of Digital Medicine and Biomechanics, Department of Human Anatomy, School of Basic Medical Sciences, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China)

Abstract: Objective To compare the biomechanical characteristics of proximal tibia after unicompartmental knee arthroplasty (UKA) between conventional osteotomy, radial-corner shape reserved osteotomy and radial-corner shape extended osteotomy. **Methods** On the basis of CT data from the Sawbones tibia, the complete tibia model and the UKA model under different osteotomy methods were constructed. The finite element analysis was

收稿日期: 2022-10-14; 修回日期: 2022-11-26

基金项目: 湛江市科技发展专项资金竞争性分配项目(2018A01036), 中国博士后科学基金(2022M711533), 广东省基础与应用基础研究基金(2020B1515120001), 广东医科大学-南方医科大学结对科研团队项目(G622280009, 4SG22260G)

通信作者: 欧阳汉斌, 副主任医师, 硕士生导师, E-mail: robin85@163.com; 黄文华, 教授, 博士生导师, E-mail: huangwenhua2009@139.com

* 为共同通信作者

performed on these models under axial compression condition to compare the strain situation of proximal tibia and the difference of bone cement stress. **Results** Under axial compression conditions, the peak von Mises strain on the resected area of cortical bone was calculated. The strain of the radial-corner shape extended group was increased compared with that in regular osteotomy group and the radial-corner shape reserved group, while the peak von Mises strain of cancellous bone was decreased by 24.3%-42.9% and 26.0%-48.7%, respectively. Comparing the peak von Mises strain difference between cancellous bone and cortical bone in the resected area, it was found that the difference of the radial-corner shape extended group was much smaller than the other two groups. There were no significant differences in the minimum principal strain on the anteromedial tibial cortex between different models after UKA, but they increased by 23.3%-34.5% compared with the intact tibial model. The average von Mises stress in the cement unit of the radial-corner shape extended group tended to decrease as the fillet radius of the corner increased, which was smaller than that of the regular osteotomy group and the radial-corner shape reserved group. **Conclusions** The new radial-corner shape extended osteotomy method results in more uniform stress transfer to the proximal tibia under healthy bone conditions, lower peak von Mises strain, and less compression at the prosthesis-bone interface, which is more advantageous than regular osteotomy method and radial-corner shape reserved osteotomy method.

Key words: osteoarthritis; unicompartamental knee arthroplasty; finite element analysis; biomechanics

膝关节单髁置换术 (unicompartamental knee arthroplasty, UKA) 是治疗终末期膝关节前内侧骨关节炎的有效方法。与全膝关节置换术 (total knee arthroplasty, TKA) 相比, UKA 只需移除少量病变部位, 膝关节韧带、本体感觉及大部分骨质得以保留, 术后膝关节运动功能更接近自然关节。另外, 其假体长期生存率亦表现十分出色^[1-3]。然而, 随着越来越多的患者接受 UKA 手术, UKA 并发症逐渐被认识和报道。David 等^[4] 分析发现, UKA 术后常见的并发症有无菌性松动、假体周围骨折、聚乙烯磨损、膝关节内侧疼痛以及外侧关节病变等。其中, 膝关节内侧疼痛和假体周围骨折常导致 UKA 走向翻修。值得注意的是, 疼痛患者进行翻修手术的意愿较假体周围骨折高。Kyung 等^[5] 对 120 例 UKA 患者进行随访, 发现其中 2 例出现严重假体周围骨折并最终接受 TKA 翻修。针对 UKA 并发症, 有研究发现, 传统 UKA 截骨方法存在设计缺陷, 水平截骨与垂直截骨连接处存在严重应力集中; 其次, 因垂直截骨对术者技术水平要求高, 一旦后方皮质截骨过深极易引起术后胫骨平台塌陷以及假体周围骨折^[6-7]。有限元研究表明, UKA 术后胫骨近端应变增加, 这将极大影响骨重塑过程, 导致胫骨承载能力下降^[8-9]。为有效避免人为因素造成垂直截骨过深, Chang 等^[10] 提出保留圆角截骨技术, 其力学结果表明圆角截骨后应力集中明显降低, 但该技术

存在一定局限性: 保留圆角截骨使骨床面积减少, 进而限制了假体横径尺寸, 导致假体-骨界面压强增大。为了解决上述局限性, 本研究提出一种新型的扩大圆角截骨技术, 同时采用有限元方法比较不同截骨技术对胫骨近端生物力学的影响。

1 材料与方 法

1.1 UKA 前后三维几何模型建立

采集 Sawbones 胫骨模型 (left Sawbones, No. 3401, 美国太平洋实验室) CT 数据 (层厚 0.75 mm, 层距 0.5 mm), 共获得连续横断面图像 847 张, 将该 CT 数据以 DICOM 格式导入 Mimics 14.0 (Materialise 公司, 比利时) 中, 进行图像处理获得胫骨三维几何模型, 以 STL 格式导出保存。进一步将 STL 文件加载到 Geomagic Studio 2013 (Geomagic 公司, 美国) 中进行处理, 最终根据模型外表形态曲率构建 NURBS 曲面并拟合实体, 以 STP 格式输出 Sawbones 胫骨实体模型。选择第 3 代牛津单髁系统 (Biomet 公司, 英国) 进行三维激光扫描, 构建假体数字化模型。

将上述 STP 文件输入 UG NX 14.0 (Siemens 公司, 德国) 软件中, 以不同的截骨方式对胫骨实体模型进行虚拟截骨操作, 再分别与牛津单髁假体数字化模型进行装配, 得到 3 种不同的 UKA 模型: 常规直角截骨、保留圆角截骨以及扩大圆角截骨模型。

其中,常规截骨模型参考牛津单髁标准手术技术,在内侧胫骨平台最低点下 4 mm,后倾 7°进行水平截骨,垂直截骨面与水平截骨面形成尖锐直角,然后在胫骨与胫骨托之间构建 1 mm 厚的骨水泥层。保留圆角截骨模型则参照 Chang 等^[10]的设计,截骨前预先钻孔,然后在圆孔的基础上再进一步截骨。而本研究中的扩大圆角截骨模型与保留圆角截骨模型一样,截骨前预先钻孔。但不同的是,扩大圆角以水平截骨面与垂直截骨面的相交处为基准轴进行钻孔,相当于对承载平台进行进一步的扩大(见图 1)。为了评估圆角半径对 UKA 的影响,保留圆角截骨组及扩大圆角截骨组设计了 1~6 mm 的钻孔半径,以 1 mm 递增。

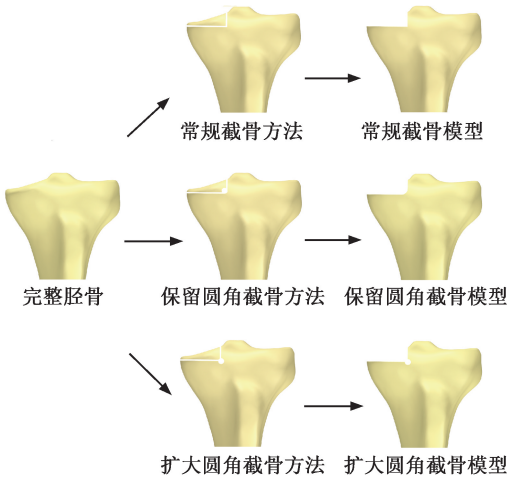


图 1 采用不同截骨方法构建胫骨三维模型
Fig. 1 Three-dimensional tibial models constructed by different osteotomy methods

1.2 完整胫骨及 UKA 术后三维有限元模型建立

将上述三维模型导入 Hypermesh 14.0 (Altair 公司,美国)中,采用二次四面体单元(C3D10)对模型进行网格划分。通过网格收敛性分析确定模型的网格尺寸为 1.8 mm,在水平截骨面与垂直截骨面连接处以及圆角处,将网格尺寸细化到 1.6 mm 以获得更准确结果。网格划分完成后输出 INP 文件,将 INP 文件进一步导入 ABAQUS 6.14 (Dassault 公司,法国)进行装配、材料赋值。各部件的材料属性如表 1 所示。

分别对胫骨内外侧平台施加 1 160 N 和 870 N 压缩载荷^[15],载荷方向与胫骨长轴方向一致,载荷作用于关节面中心区域,其中胫骨远端进行约束固

定。对于 UKA 模型,内侧载荷均施加于垫片中心区域^[16],胫骨托与垫片、胫骨托与骨水泥、骨水泥与胫骨及胫骨托与龙骨槽之间均设为绑定关系。

表 1 有限元模型材料参数

Tab. 1 Material properties of finite element model

部件	弹性模量/MPa	泊松比
松质骨	155 ^[10]	0.30
皮质骨	16 700 ^[10]	0.30
骨水泥	1 940 ^[11]	0.40 ^[13]
聚乙烯衬垫	940 ^[12]	0.46 ^[12]
胫骨托	195 000 ^[11]	0.30 ^[14]

1.3 主要计算参数

将完成前处理的有限元模型提交至 ABAQUS Standard 求解器中进行计算,提取不同模型中胫骨截骨区 von Mises 应变峰值、胫骨前内侧皮质骨应力集中区域最小主应变以及骨水泥单元平均 von Mises 应力。

2 结果

2.1 有限元模型有效性验证

结合既往文献^[17],将完整胫骨有限元模型与文献实验的主应变结果进行对比,通过线性回归分析确定两者之间的整体相关性。图 2 显示了完整胫骨模型有限元应变与文献中实验测量应变之间的线性回归结果,其回归线斜率为 1.07,相关系数为 0.94,截距为 5.41 微应变,表明本有限元模型与文献实验模型具有良好的一致性。

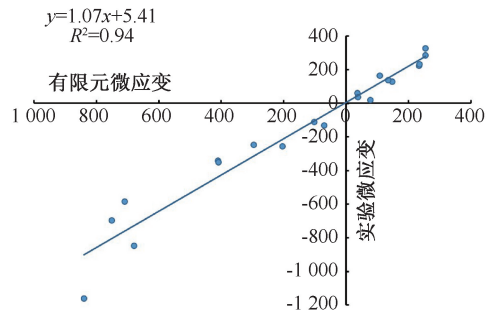


图 2 完整胫骨有限元模型主应变验证结果

Fig. 2 Principal strain validation of complete tibia finite element model

2.2 不同截骨方式下胫骨截骨区应变

3 种 UKA 模型中,胫骨截骨区 von Mises 应变峰值均出现在胫骨后缘。其中,在皮质骨上,常规截骨组 von Mises 应变峰值为 3.191;而对于保留圆角组,当圆角半径为 1 mm 时,其 von Mises 应变峰

值为 4.435,随着圆角半径的增加,von Mises 应变峰值逐渐下降,在圆角半径为 6 mm 时降低至 2.435,比常规截骨组低 31%;在扩大圆角组中,von Mises 应变峰值在圆角半径 1 mm 时为 4.395,其随着圆角半径的扩大逐渐下降到 3.688,但仍然比常规截骨模型增加 15.6%,整体较常规截骨模型增加 15.6%~37.7%。与保留圆角组相比,扩大圆角组应变下降趋势较缓。随着圆角半径增大,扩大圆角组与保留圆角组应变差值越大(-0.9%~51.5%)。在松质骨上,常规截骨组 von Mises 应变峰值为 8.935,而保留圆角组随着圆角半径的增大,von Mises 应变峰值先下降后上升,从最大值 11.374 下降至 7.296,再上升至 8。对于扩大圆角组,随着圆角半径的增加,von Mises 应变峰值从 9.025 下降至 5.096,比常规截骨模型减小 24.3%~42.9%,比保留圆角截骨模型减小 26.0%~48.7%(见图 3)。

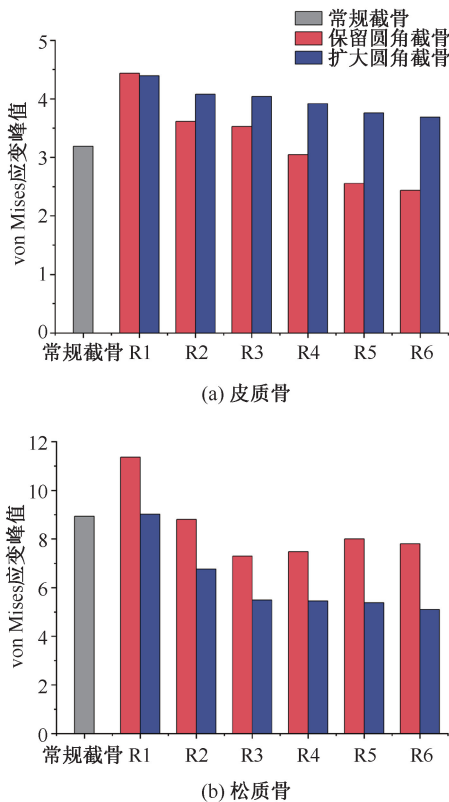


图 3 不同截骨方式对胫骨截骨区 von Mises 应变峰值的影响

Fig. 3 Comparison of peak von Mises strain in tibial resected area between different osteotomy methods

(a) Cortical bone, (b) Cancellous bone

注:R1~R6 分别代表圆角半径为 1、2、3、4、5、6 mm。下同。

图 4 显示了不同截骨方式下截骨区松质骨与皮质骨 von Mises 应变峰值差 $\Delta\varepsilon_{\text{peak}}$ 。在常规截骨组中, $\Delta\varepsilon_{\text{peak}}$ 为 5.744;在保留圆角组中, $\Delta\varepsilon_{\text{peak}}$ 最大值为 6.939,最小值为 3.773,且随着圆角半径增加, $\Delta\varepsilon_{\text{peak}}$ 呈现出先下降后上升的趋势;而在扩大圆角组中,其 $\Delta\varepsilon_{\text{peak}}$ 最大值为 4.630,最小值为 1.408,该结果远小于常规截骨组与保留圆角组。

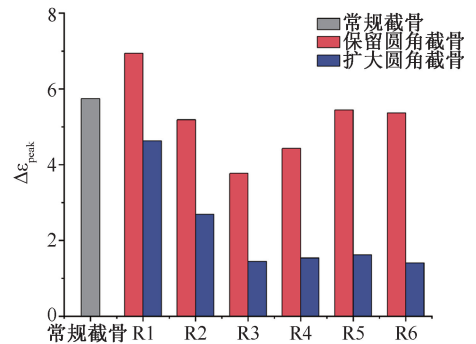


图 4 不同截骨方式下胫骨截骨区松质骨与皮质骨 von Mises 应变峰值差值

Fig. 4 Comparison of peak von Mises strain difference between cancellous and cortical bone of tibial resected area under different osteotomy methods

2.3 不同截骨方式下胫骨近端前内侧皮质骨应变

除胫骨截骨区外,所有模型均在胫骨近端前内侧皮质骨上出现应力集中区。其中,在完整胫骨模型中,该区域最小主应变(压应变)为 0.455;在常规截骨模型中为 0.612;而扩大圆角截骨模型与保留圆角截骨模型最小主应变结果如表 2 所示。与完整胫骨模型对比,UKA 术后胫骨近端前内侧皮质骨最小主应变上升 23.3%~34.5%。植入 UKA 假体后,两种不同圆角截骨方式和不同圆角尺寸得到的胫骨模型之间的应变差异不大。

表 2 保留圆角组与扩大圆角组胫骨近端前内侧皮质骨最小主应变
Tab. 2 Minimum principal strain of anterior medial cortical bone of proximal tibia in radial-corner shape group and extend radial-corner shape group

半径/mm	保留圆角截骨	扩大圆角截骨
1	0.603	0.610
2	0.598	0.607
3	0.591	0.608
4	0.585	0.609
5	0.573	0.608
6	0.561	0.609

2.4 不同截骨方式下骨水泥的应力

在常规截骨组中,骨水泥层单元平均 von Mises 应力为 1.097 MPa;在保留圆角组中,随着圆角半径扩大,应力从 1.053 MPa 增加到 1.159 MPa;与之相反,在扩大圆角组中,应力随着圆角半径的扩大呈现总体下降趋势,在圆角半径为 2 mm 时平均 von Mises 应力最大,为 1.048 MPa,然后逐渐下降至最低值 1.001 MPa(见图 5)。与常规截骨组相比,扩大圆角组骨水泥层单元平均 von Mises 应力减少 4.3%~9.2%。

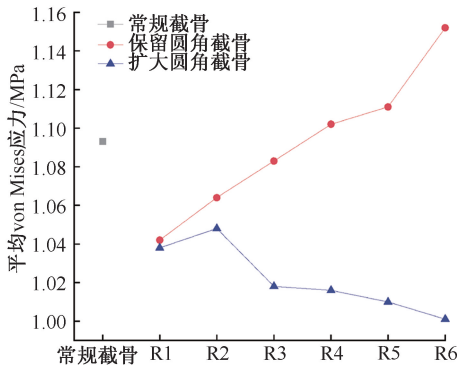


图5 不同截骨方式下骨水泥层单元平均 von Mises 应力

Fig. 5 Average elemental von Mises stress of bone cement layer under different osteotomy methods

3 讨论

近年来,UKA 已成为膝关节前内侧室关节炎患者的重要治疗手段。与 TKA 相比,UKA 术中失血量少、创伤小,术后本体感觉更好,且膝关节功能恢复更快^[18-19]。但仍有相当部分患者 UKA 术后出现膝关节内侧持续性疼痛、假体周围骨折或早期假体松动而不得不接受翻修手术^[7,20]。有学者围绕上述并发症进行研究并发现:传统 UKA 截骨方法存在固有的设计缺陷,截骨形成的尖锐直角存在显著的应力集中现象,高应力应变条件影响骨-假体界面的稳定性,从而导致假体的早期松动和术后持续性疼痛,而直角截骨更是构成了胫骨平台内侧应力性塌陷的危险因素^[6,9,21]。UKA 的胫骨截骨主要采用髓外定位,垂直截骨时易出现摆锯抬高造成胫骨后方皮质骨损伤,这将对胫骨近端的支撑结构造成严重破坏,使得早期发生假体周围骨折并发症的风险显著提高^[7]。对此,Change 等^[10]对传统截骨方法进

行了改进,截骨前预先钻孔,预留空隙防止垂直截骨过深,避免因手术操作不当造成胫骨后方皮质骨损伤。生物力学研究证实,该预钻孔技术可有效降低 UKA 术后胫骨平台应变,但其所采用的保留圆角截骨技术不可避免地减少了骨床承载面积,在一定程度上增大假体-骨界面的压强,进而影响胫骨内侧的支撑强度。此外,保留圆角截骨如果半径超过 2 mm,将会影响 UKA 胫骨假体的型号,使得假体横径偏小,从而带来垂直壁撞击活动垫片和增加磨损的风险。为此,本研究提出一种全新的扩大圆角截骨技术用于 UKA 胫骨侧的截骨优化,并运用有限元分析方法深入评估扩大圆角截骨技术的生物力学特性和安全性。

本文采用 Sawbones 胫骨有限元模型进行研究,并提取既往文献的实验数据进行模型有效性验证^[17]。验证结果表明,有限元数据与实验数据之间有良好的 consistency。进一步研究结果显示,在保留圆角截骨组中,截骨区皮质骨 von Mises 应变峰值随圆角半径扩大而逐渐下降,且比常规截骨模型降低 31%,该结果与既往研究结果基本一致^[10]。对于扩大圆角截骨组,其皮质骨 von Mises 应变峰值相对于常规截骨组及保留圆角截骨组均有所增加;而在松质骨层面,扩大圆角组显示出较低的 von Mises 应变结果,比常规截骨组减少 24.3%~42.9%,比保留圆角组减少 26.0%~48.7%。对比截骨区松质骨与皮质骨 von Mises 应变峰值差 $\Delta \epsilon_{peak}$,可发现扩大圆角组明显小于常规截骨组与保留圆角组。本文推测,扩大圆角截骨技术使截骨面应力重新分配,皮质骨承载更多应力,有效降低了松质骨的应变,使得整个截骨面应力分配更加均匀。

既往研究显示,UKA 假体植入后胫骨近端内侧皮质骨的压应变相对于完整胫骨将增加 20%~59%,而不同 UKA 模型之间的应变结果无太大差异^[8-10,16],本研究所得结果与之相符。然而这些研究结果均显示,UKA 术后胫骨前内侧皮质骨压应变并未超过 4 这一文献报道的“痛性”阈值^[21],而本文有限元模型无法完全模拟体内复杂的力学环境,模型未包含韧带、肌腱和皮肤软组织结构,故有限元模型得到的术后胫骨内侧皮质骨应变增加的结果在临床上实际是否会引起患者膝关节内侧持续性疼痛尚不明确。近期的研究显示,接受关节置换手术

并出现不明原因持续性疼痛的患者,在关节镜下可见膝关节内侧皱襞出现程度不一的磨损及纤维化,这可能是引起患者膝关节内侧持续性疼痛的原因之一^[22]。然而,膝关节镜下内侧松解术对胫骨近端应变的影响仍不清楚,有待后续研究进一步探明。

早期假体松动是 UKA 术后并发症之一,而假体无菌性松动与假体-骨界面应力分布有直接关系^[23]。本文分析结果显示,对于不同截骨方式下骨水泥层平均 von Mises 应力,保留圆角组随着圆角半径增大,其骨床承载面积逐渐减小,故平均 von Mises 应力逐渐增大,金属垫片分载效果下降。与之相反,扩大圆角组随着圆角半径增大,其骨水泥层平均 von Mises 应力逐渐下降。本文认为,扩大圆角截骨对截骨面进一步扩展,进而导致骨床面积增大,假体-骨界面压强相比保留圆角模型更小,呈现出较为合理的承载模式。

另外,本研究尚存在一定局限性:① 使用 Sawbones 胫骨模型代替人体胫骨模型来研究 UKA 的生物力学行为,并未考虑真实人体环境中肌腱和韧带等稳定结构的影响,可能会对结果产生一定的影响,尽管在轴向压缩荷载条件下,这种影响可能并不显著;② 尽管 Sawbones 胫骨已被广泛应用于预测膝关节假体的性能,其力学特征已得到充分验证,但它仅能代表健康成年人的骨质条件,未能体现出人群的个体化差异;③ 本研究仅采用牛津单髁假体设计,单一的骨质条件及假体设计将影响研究结论的外推,还需要进一步研究不同截骨方式、不同假体、不同骨质以及不同力线条件下的胫骨生物力学特性;④ UKA 术后胫骨的力学适应性重塑是受循环动态载荷作用下的一个复杂生理过程,静力学分析并不能反映整个变化过程,构建完整的膝关节动力学有限元模型是本研究的下一阶段工作。尽管如此,本研究在同等假体植入位置、力学加载参数和网格密度条件下对模型数据进行对比,能够更为有效地控制计算结果的准确度和稳定性,结果具有较强的可靠性和一定说服力。

4 结论

本研究提出的全新扩大圆角截骨方法可使健康骨质条件下胫骨近端应力传递模式更为合理,骨床压应变更小,相比传统截骨方法及保留圆角截骨

方法更有优势,但其临床应用效果仍有待进一步验证。

参考文献:

- [1] 吕欣,苏日娜,孙智文,等.单髁置换术与全膝置换术治疗高龄患者膝关节内侧单间室骨关节炎的近期疗效比较[J].中华损伤与修复杂志(电子版),2021,16(6):471-477.
- [2] WINNOCK DE GRAVE P, BARBIER J, LUYCKX T, et al. Outcomes of a fixed-bearing, medial, cemented unicompartmental knee arthroplasty design: Survival analysis and functional score of 460 cases [J]. J Arthroplasty, 2018, 33(9): 2792-2799.
- [3] PORTEOUS AJ, SMITH JRA, BRAY R, et al. St Georg Sled medial unicompartmental arthroplasty: Survivorship analysis and function at 20 years follow up [J]. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2022, 30(3): 800-808.
- [4] CRAWFORD DA, BEREND KR, LOMBARDI AV. Management of the failed medial unicompartmental knee arthroplasty [J]. J Am Acad Orthop Sur, 2018, 26(20): e426-e433.
- [5] KIM KT, LEE S, LEE JS, et al. Long-term clinical results of unicompartmental knee arthroplasty in patients younger than 60 years of age: Minimum 10-year follow-up [J]. Knee Surg Relat Res, 2018, 30(1): 28-33.
- [6] SEEGER JB, JAEGER S, RÖHNER E, et al. Treatment of periprosthetic tibial plateau fractures in unicompartmental knee arthroplasty: Plates versus cannulated screws [J]. Arch Orthop Traum Su, 2013, 133(2): 253-7.
- [7] CLARIUS M, HAAS D, ALDINGER PR, et al. Periprosthetic tibial fractures in unicompartmental knee arthroplasty as a function of extended sagittal saw cuts: An experimental study [J]. Knee, 2010, 17(1): 57-60.
- [8] ZHU GD, GUO WS, ZHANG QD, et al. Finite element analysis of mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty: The influence of tibial component coronal alignment [J]. Chinese Med J, 2015, 128(21): 2873-8.
- [9] SIMPSON DJ, PRICE AJ, GULATI A, et al. Elevated proximal tibial strains following unicompartmental knee replacement—A possible cause of pain [J]. Med Eng Phys, 2009, 31(7): 752-727.
- [10] CHANG TW, YANG CT, LIU YL, et al. Biomechanical evaluation of proximal tibial behavior following unicompartmental knee arthroplasty: Modified resected surface with corresponding surgical technique [J]. Med Eng Phys, 2011, 33(10): 1175-1182.
- [11] WALKER PS, HAJEK JV. The load-bearing area in the knee joint [J]. J Biomech, 1972, 5(6): 581-589.