# 膝关节单髁置换术保留圆角截骨技术的 生物力学研究

马嘉琦<sup>1</sup>,冀家中<sup>2</sup>,马 童<sup>2</sup>,吕海嘉<sup>1</sup>,卿 语<sup>1</sup>,钱陈苗<sup>1</sup>,王诗琪<sup>1</sup>,刘清玉<sup>1</sup>,赵雨珊<sup>1</sup>, 赵改平<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>上海理工大学健康科学与工程学院,上海 <sup>2</sup>同济大学附属杨浦医院骨科,上海

收稿日期: 2025年2月26日; 录用日期: 2025年3月19日; 发布日期: 2025年3月28日

## 摘要

目的:研究单髁膝关节置换术(Unicompartmental Knee Arthroplasty, UKA)中保留圆角截骨不同钻孔 半径和膝关节屈曲角度下的生物力学特性,为优化手术方案提供理论依据。方法:基于膝关节CT和MRI 图像,构建了在膝关节屈曲0°、30°和60°状态下常规截骨与保留圆角截骨不同钻孔半径(1~6 mm)的有限 元模型,以分析胫骨的应力分布特征。结果:保留圆角截骨钻孔半径2~6 mm模型中,胫骨近端截骨区 皮质骨的最大von Mises应力相比钻孔半径1 mm模型分别在膝关节屈曲0°时减少了10.11%、17.69%、 18.56%、29.03%、35.16%;屈曲30°时减少了1.73%、14.40%、17.80%、25.00%、38.98%;屈曲 60°时减少了5.87%、15.16%、18.38%、19.67%、22.39%。相同条件下,胫骨近端截骨区松质骨的最 大von Mises应力变化趋势与皮质骨相似。在保留圆角截骨的不同钻孔半径设置下,胫骨近端截骨区皮质 骨和松质骨的整体高应力分布区域,与相同膝关节屈曲角度下的常规截骨模型基本一致。结论:保留圆 角截骨通过优化截骨面的几何形状,可以有效改善胫骨近端截骨区的应力分布,减少应力集中风险,有 效降低了胫骨应力性骨折的风险,为临床上在膝关节单髁置换术中选择合适的手术方案提供理论依据。

## 关键词

膝关节单髁置换术,保留圆角截骨,有限元分析,生物力学

## Biomechanical Study for Radial-Corner Shape Reserved Osteotomy in Unicompartmental Knee Arthroplasty

Jiaqi Ma<sup>1</sup>, Jiazhong Ji<sup>2</sup>, Tong Ma<sup>2</sup>, Haijia Lyu<sup>1</sup>, Yu Qing<sup>1</sup>, Chenmiao Qian<sup>1</sup>, Shiqi Wang<sup>1</sup>, Qingyu Liu<sup>1</sup>, Yushan Zhao<sup>1</sup>, Gaiping Zhao<sup>1\*</sup>

\*通讯作者。

**文章引用:** 马嘉琦, 冀家中, 马童, 吕海嘉, 卿语, 钱陈苗, 王诗琪, 刘清玉, 赵雨珊, 赵改平. 膝关节单髁置换术保 留圆角截骨技术的生物力学研究[J]. 建模与仿真, 2025, 14(3): 610-621. DOI: 10.12677/mos.2025.143251

<sup>1</sup>School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai <sup>2</sup>Department of Orthopedics, Yangpu Hospital Affiliated to Tongji University, Shanghai

Received: Feb. 26<sup>th</sup>, 2025; accepted: Mar. 19<sup>th</sup>, 2025; published: Mar. 28<sup>th</sup>, 2025

#### Abstract

Objective: To explore the biomechanical characteristics of unicompartmental knee arthroplasty (UKA) under varying radii of radial-corner shape reserved osteotomy and knee flexion angles, to provide a theoretical basis for optimizing surgical protocols. Methods: Based on CT and MRI images of knee joint, finite element models of conventional osteotomy and radial-corner shape reserved osteotomy (1~6 mm radius) under the knee flexion of 0°, 30° and 60° were constructed to analyze stress distribution characterization of tibia. Results: In the radial-corner shape reserved osteotomy models (2~6 mm radius), the maximum von Mises stress in the cortical bone of the proximal tibial osteotomy region was reduced by 10.11%, 17.69%, 18.56%, 29.03%, and 35.16% at 0° flexion; by 1.73%, 14.40%, 17.80%, 25.00%, and 38.98% at 30° flexion; and by 5.87%, 15.16%, 18.38%, 19.67%, and 22.39% at 60° flexion, compared to the 1 mm radius model. Under the same conditions, the maximum von Mises stress in the cancellous bone of the proximal tibial osteotomy region exhibited a similar trend to that observed in the cortical bone. Under different radii in the radial-corner shape reserved osteotomy, the overall high-stress distribution regions in the cortical and cancellous bone of the proximal tibial osteotomy region were largely consistent with those in the conventional osteotomy model at the same knee flexion angles. Conclusion: The radial-corner shape reserved osteotomy, by optimizing the geometric configuration of the osteotomy surface, effectively improved stress distribution in the proximal tibial osteotomy region, reduced the risk of stress concentration, and significantly mitigated the risk of stress fractures in the tibia. These findings provide a theoretical basis for selecting appropriate surgical protocols in clinical UKA procedures.

#### **Keywords**

Unicompartmental Knee Arthroplasty, Radial-Corner Shape Reserved Osteotomy, Finite Element Analysis, Biomechanics

Copyright © 2025 by author(s) and Hans Publishers Inc. This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0). http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/

CC O Open Access

## 1. 引言

膝关节是人体最大的承重关节,也是骨关节炎(Osteoarthritis, OA)最好发的部位,85%的骨关节炎发 生在膝关节,全球膝骨关节炎患者超过2.5亿[1],预计到2050年其发病率将增加74.9%[2],典型症状包 括关节疼痛、活动受限,严重时可导致关节畸形甚至残疾。KOA的手术治疗方法主要分为三类:胫骨高 位截骨术(High Tibial Osteotomy, HTO)、全膝关节置换术(Total Knee Arthroplasty, TKA)和膝关节单髁置换 术(Unicompartmental Knee Arthroplasty, UKA)。UKA在治疗膝骨关节炎方面展现出显著优势,能够有效 保留膝关节的部分结构与功能。UKA技术已经十分成熟,但是仍存在小概率术后并发症,严重影响了手 术的远期效果和患者的生活质量[3][4]。UKA的主要并发症包括胫骨近端前内侧疼痛[5]、胫骨假体下方 胫骨平台应力性骨折(如胫骨平台塌陷)[6]、半月板衬垫磨损造成无菌性松动诱发对侧间室进行性骨关节 炎[7]等。有生物力学研究表明,过高的骨应变可能损害骨重建的过程,导致骨的力学性能出现退化[8]。 膝关节单髁假体根据胫骨假体的结构设计主要分为活动平台(Mobile-bearing)和固定平台(Fixedbearing)两种类型。活动平台假体的典型代表是 Oxford III 单髁假体,其特点是半月板衬垫可以在胫骨假 体平台上自由移动,从而减少接触应力并改善关节运动学。而固定平台假体则以 ZUK 假体(Zimmer 公司, 2004 年推出)为代表,其聚乙烯材质的半月板衬垫直接固定在胫骨假体平台上,提供了更高的稳定性。 Emerson 等[9]通过对比研究发现,活动平台假体在植入后能够实现更好的对齐效果,显著降低了聚乙烯 衬垫的接触应力,但同时也可能导致对侧间室的应力增加。Bonutti 等[10]的长期随访研究表明,固定平 台假体在临床应用中表现出更高的长期生存率,而活动平台假体由于需要精确的韧带平衡且存在衬垫脱 位的风险,对外科医生的手术技术和经验提出了更高的要求。

异常高的骨应变可能与胫骨截骨面拐角几何形状有关。常规截骨技术是参考 Oxford 膝关节单髁置换 手术技术说明书,使用髓外切割夹具通过垂直切割和水平切割形成正交截骨面。由于在预设位置精确切 出整齐直角的要求较高,经验不足的外科医生经常出现垂直锯切过长,导致截骨过深,增加了胫骨平台 假体周围骨折风险。此外,胫骨截骨表面在矢状面和横断面之间相交处呈现不连续性,由此产生的锐角 几何形状会引起胫骨应力/应变集中,是胫骨应力性骨折的发生处。Chang 等[11]基于复合胫骨的 CT 数据 构建三维胫骨有限元模型提出了保留圆角截骨技术,通过预先钻孔再截骨的方式有效避免了人为因素造 成的胫骨垂直截骨过深,同时改变了胫骨截骨面的几何形态,其力学结果表明圆角截骨后应力集中明显 降低。然而,目前关于该技术在不同胫骨后倾角度以及不同膝关节屈曲角度下的生物力学作用机制尚未 明确。

胫骨后倾角度的变化会显著影响膝关节的受力分布和运动学特性。Yuan 等[12]采用有限元分析方法, 比较了 3°、5°、7°、9°和 11°胫骨后倾角对胫骨软骨和半月板衬垫上接触应力的影响,研究结果表明随着 胫骨后倾角增加,半月板衬垫上的接触应力变化不大,但当胫骨后倾角超过 7°时,外侧胫骨软骨的最大 接触应力会明显增高。然而,Weber 等[13]在模拟步态周期的膝关节磨损试验中对四种不同的胫骨后倾角 (-4°、0°、4°、8°)进行了比较,证实增加胫骨后倾角可以有效降低单髁假体表面磨损。针对如何对截骨面 进行合理修改以及采用何种优化手术方案的相关研究目前仍处于探索阶段,尚未形成明确结论。

术后屈曲角度是评价关节置换术长期存活率和功能性的重要指标[14]。Takayama 等[15]研究了胫骨 后倾角变化与单髁假体组件间隙、屈曲角度间组件间隙差异以及术后膝关节伸直或屈曲角度之间的关系, 发现随着胫骨后倾角度的增加,膝关节伸直时的组件间隙比屈曲时更小。术后屈曲挛缩与临床预后差具 有一定相关性,因此应在手术过程中加以避免[16]。Suzuki 等[17]建议胫骨后倾角度不应设置过大,避免 在膝关节活动过程中出现关节松动。过大的关节间隙会导致内侧关节不稳定,并增加半月板衬垫脱位的 风险。

在膝关节单髁置换术中,采用保留圆角截骨技术时,不同胫骨后倾角度条件下,钻孔半径参数的改变在各膝关节屈曲角度(如直立位 0°、屈曲 30°、屈曲 60°等)所产生的生物力学效应,在临床实践中尚未得到充分阐明。为了评估接受膝关节单髁置换术后的膝骨关节炎患者的胫骨近端截骨区和对侧间室关节软骨生物力学特征和单髁假体机械不稳定性,本研究根据人体膝关节 CT 与 MRI 数据以及临床手术操作方案,在膝关节内侧间室的胫骨平台以后倾角 3°先进行水平截骨,再进行垂直截骨,其中垂直截骨面与水平截骨面形成尖锐直角,在此基础上设计了膝关节直立位(0°)、屈曲 30°和 60°,保留圆角截骨模型参照 Chang 等[11]的设计,截骨前预先进行钻孔,然后在圆孔的基础上再进一步截骨。为评估圆角半径对 UKA 的影响,保留圆角截骨模型选取了 1~6 mm 的钻孔半径,以 1 mm 递增,构建了 18 个不同钻孔半径的保留圆角截骨的三维有限元模型,分析了在不同膝关节屈曲角度时胫骨近端截骨区皮质骨和松质骨的最大 von Mises 应力及其分布特征。本研究旨在探讨保留圆角截骨技术下不同钻孔半径对 UKA 的生物力学影响,并与常规截骨进行比较,为后续研究提供理论基础。

## 2. 材料和方法

## 2.1. 研究对象

在本研究中,选取了一名健康的成年女性志愿者,采用计算机断层扫描(computed tomography, CT)对 其右膝关节进行成像,获得了共计 872 张层厚为 0.75 mm、分辨率为 512 × 512 的 CT 图像。同时,使用 磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)对同一膝关节进行扫描,获取了 354 张层厚为 0.6 mm、分 辨率为 256 × 256 的 MRI 图像。

#### 2.2. 模型建立与网格划分



**Figure 1.** Radial-corner shape reserved osteotomy models: (a) radial-corner shape reserved osteotomy model of 1 mm radius; (b) radial-corner shape reserved osteotomy model of 4 mm radius **图 1.** 保留圆角截骨模型示例: (a) 保留圆角截骨钻孔半径 1 mm 模型; (b) 保留圆角截骨钻孔半径 4 mm 模型

根据人体膝关节 CT 和 MRI 扫描数据和临床手术操作方案,重建了术前完整膝关节和膝关节内侧单 髁置换术(UKA)的三维非线性有限元模型。最终的膝关节模型包含骨骼、关节软骨、半月板和韧带等。将 CT 图像导入医学图像处理软件 Mimics 中采用阈值法,选取骨骼部位的阈值,进行区域生长自动分割骨 骼区域,包括股骨、胫骨、腓骨和髌骨。将 MRI 图像导入 Mimics 中,根据人体膝关节解剖学位置对关 节软骨、半月板及韧带等软组织进行分割,其中,关节软骨包括股骨软骨、内外侧胫骨软骨、腓骨软骨、 髌股软骨,韧带包括前交叉韧带(Anterior Cruciate Ligament, ACL)、后交叉韧带(Posterior Cruciate Ligament, PCL)、内侧副韧带(Medial Collateral Ligament, MCL)、外侧副韧带(Lateral Collateral Ligament, LCL)、髌韧 带和髌骨上方相连的股四头肌腱。三维重建出各组件的几何模型后,将完整膝关节三维模型导入逆向工 程软件 Geomagic 中进一步光滑处理以及生成曲面片。参照牛津单髁标准手术技术,在三维建模软件 SolidWorks 中对膝关节内侧间室的胫骨平台以后倾角 3° (内外翻倾角为 0°)先进行水平截骨,再进行垂直 截骨,建立了常规截骨模型,其中垂直截骨面与水平截骨面形成尖锐直角。参照 Chang 等[9]保留圆角截 骨技术的设计, 截骨前预先进行钻孔, 然后在圆孔的基础上再进一步截骨。为评估钻孔半径对 UKA 的影 响,在该后倾角度下分别建立了1~6mm钻孔半径(以1mm递增)的保留圆角截骨模型,如图1所示。根 据完整膝关节的股骨、胫骨等解剖结构的形态和尺寸,选取并绘制了 Oxford III 单髁假体,股骨假体半径 为 20 mm;半月板衬垫的厚度为 6 mm;胫骨假体的前后长度为 20 mm,厚度为 3 mm。对建立的常规截 骨模型和保留圆角截骨模型设计了膝关节直立位(屈曲 0°)以及屈曲 30°和 60°,共建立了 21 种不同状态下 的模型,在所有模型中植入单髁假体,并如图2所示对各个模型在 Hypermesh 软件中进行有限元网格划 分。胫骨的截骨种类繁多且结构复杂,因此对其进行四面体网格划分,采用 C3D4 单元类型,为区分胫 骨皮质骨和松质骨,将胫骨向内偏置 1.00 mm,形成皮质骨结构。其他所有结构均通过区域分割进行可映 射处理,并采用六面体单元(C3D8R)进行网格划分。经过检查,网格不存在穿透或交叉现象。在本研究中, 对网格进行了敏感性分析,最终推荐的网格尺寸:单髁假体网格尺寸为 1.00 mm,关节软骨和半月板网格 尺寸为 1.00 mm,胫骨网格尺寸在 0.80 mm 至 1.20 mm 之间,其他骨骼结构的网格尺寸为 1.50 mm。



**Figure 2.** 3D finite element model of radial-corner shape reserved osteotomy 图 2. 保留圆角截骨的三维有限元模型

#### 2.3. 材料属性

Table	<b>1.</b> Material properties used in the FE model
表1.	有限元模型中使用的材料属性

结构名称	弹性模量(MPa)	泊松比	密度(t/mm <sup>3</sup> )
皮质骨	17000	0.30	1.25E-09
松质骨	350	0.25	4.37E-08
半月板	$      E_1 = E_3 = 20,  E_2 = 120,  G_{12} = G_{23} = 57.70,  G_{13} = 8.33 $	$v_{13} = 0.20, v_{12} = v_{23} = 0.30$	1.07E-09
软骨	15	0.46	1.07E-09
前交叉韧带	$C_1 = 5.83$ , $D_1 = 0.00683$	-	1.00E-09
后交叉韧带	$C_1 = 6.06$ , $D_1 = 0.00410$	-	1.00E-09
内侧副韧带	$C_1 = 6.43$ , $D_1 = 0.00126$	-	1.00E-09
外侧副韧带	$C_1 = 6.06$ , $D_1 = 0.00126$	-	1.00E-09
髌韧带	15	0.45	1.00E-09
股四头肌腱	15	0.45	1.00E-09
钴铬钼合金(CoCr)	195,000	0.30	8.3E-09
高分子聚乙烯(UHMWPE)	685	0.40	9.4E-08

在有限元前处理软件 Hypermesh 中进行材料属性的设置。有限元模型中使用的材料属性设置如表 1 所示,其中胫骨假体和股骨假体的材料为钻铬钼合金(CoCr),半月板衬垫的材料为高分子聚乙烯 (UHMWPE)。骨性结构(皮质骨和松质骨)均设置为各向同性线弹性材料[18],区分皮质骨和松质骨。关节 软骨具有粘弹性材料的性质,但其粘弹性时间常数接近 1500 s,人体步行周期时间远小于该数值,因此 关节软骨视为各向同性线弹性材料。韧带是横观各向同性超弹性材料,使用基本的 Neo-Hookean 模型,其本构方程为 $\psi = C_1 \times (I_1 - 3)$ ,  $C_1$ 为初始剪切模量, $I_1$ 为 Cauchy-Green 应变张量第一修正不变量。半月 板为横观各向同性弹性材料,圆周向弹性模量为  $E_2$ ,径向和轴向的弹性模量为  $E_1$ 和  $E_3$ ( $E_1 = E_3$ ),单独设置柱坐标系,分配其横观各向同性弹性材料的数据。

## 2.4. 边界条件与载荷

胫骨及腓骨远端下表面六个自由度完全固定,且骨骼与关节软骨、韧带及单髁假体之间均施加绑定约束。股骨的内外踝中点被设定为股骨耦合点,并在该耦合点施加一个垂直向下的载荷,载荷大小为1000 N [19]。

#### 3. 结果

#### 3.1. 胫骨近端截骨区皮质骨的应力

参照牛津单髁标准手术技术,在膝关节内侧间室的胫骨平台以后倾角 3°先进行水平截骨,再进行垂 直截骨,其中垂直截骨面与水平截骨面形成尖锐直角,在此基础上设计了膝关节直立位(0°)、屈曲 30°和 60°。保留圆角截骨模型截骨前预先进行钻孔,然后在圆孔的基础上再进一步截骨。为评估圆角半径对 UKA 的影响,保留圆角截骨模型选取了 1~6 mm 的钻孔半径,以 1 mm 递增。由此排列组合得到 3 个常规截骨 模型和 18 个不同钻孔半径的保留圆角截骨模型的胫骨近端截骨区最大 von Mises 应力值的变化趋势和特 征不同,具体分布趋势如下:



**Figure 3.** The maximum von Mises stress of the cortical bone in the proximal tibia on conventional osteotomy and radialcorner shape reserved osteotomy (1~6 mm radius) models under the knee flexion angles of 0°, 30° and 60° 图 3. 常规截骨模型和保留圆角截骨钻孔半径 1~6 mm 模型在膝关节屈曲 0°、30°、60°中胫骨近端截骨区皮质骨的最 大 von Mises 应力值

常规截骨模型和不同钻孔半径的保留圆角截骨模型中胫骨近端截骨区皮质骨的最大 von Mises 应力 在膝关节屈曲为 0°、30°和 60°下的变化如图 3 所示。钻孔半径较小时保留圆角截骨模型中胫骨近端截骨 区皮质骨的最大 von Mises 应力明显高于常规截骨。保留圆角截骨钻孔半径 1 mm 模型中,胫骨截骨区皮 质骨在膝关节屈曲 0°、30°、60°条件下的最大 von Mises 应力分别为 13.85 MPa、14.44 MPa、13.98 MPa。 相同条件下,与常规截骨模型相比,胫骨近端截骨区皮质骨对应应力的增幅分别为 1:1.38、1:1.23、1:1.13, 可见随着膝关节屈曲角度增加,钻孔后应力增幅逐渐减小。保留圆角截骨钻孔半径 2 mm、3 mm、4 mm、 5 mm、6 mm 模型中,胫骨近端截骨区皮质骨的最大 von Mises 应力相比钻孔半径 1 mm 模型分别在膝关 节屈曲 0°时减少了 10.11%、17.69%、18.56%、29.03%、35.16%;膝关节屈曲 30°时减少了 1.73%、14.40%、 17.80%、25.00%、38.98%;膝关节屈曲 60°时减少了 5.87%、15.16%、18.38%、19.67%、22.39%。随着钻 孔半径的增大,应力值逐渐下降,并趋近常规截骨模型的应力水平。尤其在膝关节屈曲角度为 30°和 60° 时,钻孔半径 5 mm 和 6 mm 显著降低了胫骨近端截骨区皮质骨的最大 von Mises 应力。应力降低的原因 是增加钻孔半径使得截骨面应力重新分配,从而减小了截骨区域的应力集中。在常规截骨模型中,垂直 截骨面与水平截骨面形成尖锐直角,容易造成应力集中。而保留圆角截骨技术通过预先钻孔再截骨,改 变了截骨区的几何结构,使得应力能够沿着新的截骨面及钻孔周边进行重新分布,避免了应力在局部过 度聚集,从而改善了整个胫骨近端截骨区的应力分布。

#### 3.2. 胫骨近端截骨区皮质骨的应力分布

**Table 2.** Stress distribution on cortical bone of the proximal tibia in conventional osteotomy and radial-corner shape reserved osteotomy ( $R = 1 \sim 6 \text{ mm}$ ) models under knee flexion angles of 0°, 30°, and 60° **表 2.** 胫骨近端截骨区皮质骨在常规截骨模型和保留圆角截骨( $R = 1 \sim 6 \text{ mm}$ )模型中在膝关节屈曲为 0°、30°和 60°下的 应力云图



常规截骨模型和不同钻孔半径的保留圆角截骨模型中胫骨近端截骨区皮质骨在膝关节直立位(0°)和 屈曲 30°、60°条件下的应力分布变化趋势如表 2 所示。在常规截骨模型中,当膝关节处于直立位时,胫 骨近端截骨区皮质骨的应力于胫骨上呈现较为均匀的分布状态,应力集中区域位于胫骨后部偏内侧,且 在胫骨内侧平台截骨区域近端出现应力峰值点;当膝关节屈曲 30°时,应力分布于胫骨前侧,应力峰值点 出现于胫骨内侧平台截骨处以及胫骨假体前部下表面的挤压位置,此应力峰值大于膝关节直立位时的应 力峰值;而当膝关节屈曲 60°时,应力转移至胫骨内侧,应力峰值点位于植入单髁假体的一侧。对于保留 圆角截骨模型,在不同钻孔半径条件下,胫骨近端截骨区皮质骨的整体高应力分布区域与相同屈曲角度 下的常规截骨模型相似。保留圆角截骨模型中胫骨近端截骨区皮质骨在膝关节直立位时,其应力集中区 域同样主要出现于胫骨后部偏内侧,应力峰值区域位于胫骨内侧平台钻孔处;膝关节屈曲 30°时应力主要 分布在胫骨截骨区的前部近端,应力峰值点集中在胫骨截骨区前部的近端以及钻孔处,此时胫骨后部受 力较小;膝关节屈曲 60°时应力主要分布在胫骨内侧平台与胫骨假体因悬垂而产生挤压的区域,且由受压 侧的近端逐渐向远端蔓延,胫骨远端和后部受力较小,应力峰值点出现在受压侧的近端和钻孔处。进一 步分析发现,随着钻孔半径的增加,在相同膝关节屈曲角度下,保留圆角截骨模型的应力分布未出现明 显变化,这表明钻孔半径的改变对同一屈曲角度下的应力分布影响较小。同时,随着膝关节屈曲角度的 增大,相较于常规截骨模型,保留圆角截骨模型的应力集中区域在钻孔处亦有所体现,进而导致其应力 峰值区域显著减小,高应力区域缩小,低应力区域扩大。

#### 3.3. 胫骨近端截骨区松质骨的应力

参照牛津单髁标准手术技术,在膝关节内侧间室的胫骨平台以后倾角 3°先进行水平截骨,再进行垂 直截骨,其中垂直截骨面与水平截骨面形成尖锐直角,在此基础上设计了膝关节直立位(0°)、屈曲 30°和 60°。保留圆角截骨模型截骨前预先进行钻孔,然后在圆孔的基础上再进一步截骨。为评估圆角半径对 UKA 的影响,保留圆角截骨模型选取了 1~6 mm 的钻孔半径,以 1 mm 递增。由此排列组合得到 3 个常规截骨 模型和 18 个不同钻孔半径的保留圆角截骨模型的胫骨近端截骨区松质骨最大 von Mises 应力值的变化趋 势和特征不同,具体分布趋势如下:



**Figure 4.** The maximum von Mises stress of the cancellous bone in the proximal tibia on conventional osteotomy and radialcorner shape reserved osteotomy (1~6 mm radius) models under the knee flexion angles of 0°, 30° and 60° **图 4.** 常规截骨模型和保留圆角截骨钻孔半径 1~6 mm 模型在膝关节屈曲 0°、30°、60°中胫骨近端截骨区松质骨的最 大 von Mises 应力值

常规截骨模型和不同钻孔半径的保留圆角截骨模型中胫骨近端截骨区松质骨的最大 von Mises 应力 在膝关节屈曲为 0°、30°和 60°下的变化如图 4 所示。保留圆角截骨模型中胫骨近端截骨区松质骨的最大 von Mises 应力在钻孔半径 1 mm 时均高于常规截骨模型。保留圆角截骨钻孔半径 1 mm 模型中,胫骨近 端截骨区松质骨在膝关节屈曲 0°、30°、60°条件下的最大 von Mises 应力分别为 1.14 MPa、1.05 MPa、0.90 MPa。相同条件下,相较于常规截骨模型,胫骨截骨区松质骨的最大 von Mises 应力分别增大了 25.27%、 1.94%和 12.50%。随着钻孔半径的增大,最大 von Mises 应力逐渐减小。膝关节屈曲 30°和 60°时,应力分 别在钻孔半径 2 mm (0.90 MPa)和 4 mm (0.78 MPa)时开始低于常规截骨模型,而直立位钻孔半径 6 mm 时 (0.90 MPa)才低于常规截骨模型。保留圆角截骨技术对钻孔半径的调整能够有效降低膝关节屈曲 30°和 60° 时胫骨近端截骨区松质骨的应力集中。保留圆角截骨钻孔半径 2 mm、3 mm、4 mm、5 mm、6 mm 模型 中,胫骨近端截骨区松质骨的最大 von Mises 应力相比钻孔半径 1 mm 模型分别在膝关节屈曲 0°时减少了 6.14%、7.02%、16.67%、19.30%、21.05%;膝关节屈曲 30°时减少了 14.29%、17.14%、20.00%、22.86%、 24.76%;膝关节屈曲 60°时减少了 2.22%、10.00%、13.33%、16.67%、18.89%。应力降低的原因是钻孔半径的增加扩大了应力分散的面积,避免了应力在某一区域过度集中,从而实现了对胫骨近端截骨区松质 骨应力分布的优化。尤其在膝关节屈曲 30°和 60°时,这种优化效果更为显著。

#### 3.4. 胫骨近端截骨区松质骨的应力分布

常规截骨模型以及具有不同钻孔半径的保留圆角截骨模型中胫骨近端截骨区松质骨在膝关节处于直 立位(0°)、屈曲 30°以及屈曲 60°三种状态下的应力分布变化趋势,其结果如表 3 所示。在常规截骨模型 中,当膝关节处于直立位时,胫骨近端截骨区松质骨的应力在胫骨上呈现出较为均匀的分布态势,应力 峰值点出现在胫骨内侧平台的垂直截骨位置;当膝关节屈曲 30°时,应力分布于胫骨松质骨的内侧与前侧, 应力峰值点位于胫骨内侧平台龙骨槽与胫骨假体龙骨的相互挤压处,且该应力峰值小于膝关节直立位时 所对应的应力峰值;而当膝关节屈曲至 60°时,应力集中区域由前侧转移至胫骨内侧,应力峰值点则位于 植入单髁假体一侧的龙骨槽处。对于保留圆角截骨模型,在不同钻孔半径的条件下,胫骨近端截骨区松 质骨的整体高应力分布区域与相同屈曲角度下的常规截骨模型呈现出相似性。保留圆角截骨模型中胫骨 近端截骨区松质骨在膝关节直立位时应力呈现较为均匀的分布状态,应力集中区域主要出现在胫骨近端 截骨位置以及龙骨槽,应力峰值点位于胫骨内侧平台龙骨槽处;膝关节屈曲 30°时应力主要分布在松质骨 的内侧、前侧以及龙骨槽,应力峰值点集中于植入胫骨假体的龙骨槽位置,此时胫骨后部所受应力较小; 膝关节屈曲 60°时应力主要分布在胫骨内侧偏前部和龙骨槽位置,胫骨远端和后部所受应力相对较小,应 力峰值点依旧出现在龙骨槽。随着钻孔半径的增加,在相同膝关节屈曲角度下,保留圆角截骨模型中的 应力分布并未出现明显变化,这表明钻孔半径的改变对同一屈曲角度下的应力分布影响较为有限。同时, 随着膝关节屈曲角度的增大,与常规截骨模型相比,保留圆角截骨模型中高应力区域在胫骨近端截骨区 松质骨内侧呈现出增大的趋势。

**Table 3.** Stress distribution on cancellous bone of the proximal tibia in conventional osteotomy and radial-corner shape reserved osteotomy (R = 1~6 mm) models under knee flexion angles of 0°, 30°, and 60° **表 3.** 胫骨近端截骨区松质骨在常规截骨模型和保留圆角截骨(R = 1~6 mm)模型中在膝关节屈曲为 0°、30°和 60°下的 应力云图



## 4. 讨论

膝骨关节炎是临床实践中最常见的骨关节炎,其伴随患者终生的风险高达 44.7% [20]。尽管膝关节单 髁置换术是治疗膝骨关节炎的一种行之有效的手术治疗方法,但手术期间单髁假体植入位置欠佳、截骨 时产生的误差均可能造成膝关节内应力异常[21],进而引起患者术后膝关节疼痛[22]、假体周围骨折[23] [24]或者早期假体松动[25]等并发症。此外,膝关节屈曲角度会在一定程度上影响膝关节内应力分布。因 此,在本研究中,对膝关节内侧间室植入 Oxford III单髁假体,比较了常规截骨技术和保留圆角截骨技术 在膝关节屈曲角度为 0°、30°和 60°中的力学响应,并探讨了在各个条件下保留圆角截骨技术中钻孔半径 对胫骨近端截骨区皮质骨和松质骨的生物力学影响。

常规截骨模型与保留圆角截骨模型的应力分析显示,在常规截骨模型中,胫骨近端截骨区皮质骨的 最大 von Mises 应力在膝关节屈曲 0°、30°和 60°条件下均表现出较高的应力集中现象,尤其是在垂直截骨 面与水平截骨面形成的尖锐直角区域。这种应力集中可能导致局部骨质微损伤,进而影响假体的长期稳 定性。而保留圆角截骨技术通过在截骨区域引入圆角设计,显著改善了应力分布,随着钻孔半径的增大, 胫骨近端截骨区皮质骨的最大 von Mises 应力逐渐减小,并趋近于常规截骨模型的应力水平。特别是在膝 关节屈曲 30°和 60°时,钻孔半径 5 mm 和 6 mm 的模型显著降低了应力峰值,表明增加钻孔半径能够有 效缓解截骨区域的应力集中,从而降低皮质骨的应力峰值。这一结果与 Chang 等[11]的研究一致,通过优 化截骨设计可以减少局部应力集中,进而降低术后并发症的风险。在钻孔半径 1 mm 模型中,胫骨近端 截骨区皮质骨在膝关节屈曲 0°、30°和 60°条件下的最大 von Mises 应力分别为 13.85 MPa、14.44 MPa 和 13.98 MPa,较常规截骨模型分别增加了 38%、23%和 13%。这一现象可能与较小的钻孔半径未能有效分 散载荷传递路径上的应力集中有关。而膝关节屈曲角度的增加能够部分抵消钻孔半径较小带来的应力集 中效应。随着膝关节屈曲角度的增加,钻孔半径对应力峰值的影响逐渐减弱。

由于胫骨皮质骨的弹性模量显著高于胫骨松质骨,膝关节内外侧间室的主要承重职责由胫骨皮质骨 承担,在所有屈曲条件下胫骨松质骨上应力与皮质骨呈现相反趋势。然而,胫骨组件周围的胫骨皮质骨 应力增加以及胫骨松质骨应力降低,可能导致胫骨组件松动并引发疼痛[26]。在膝关节屈曲 30°和 60°时, 应力分别在钻孔半径 2 mm (0.90 MPa)和 4 mm (0.78 MPa)时开始低于常规截骨模型,而直立位钻孔半径 6 mm 时(0.90 MPa)才低于常规截骨模型。这一现象可能与膝关节屈曲时载荷分布的变化有关。随着屈曲角 度的增加,载荷更多地集中在截骨区域的后部,而较大的钻孔半径能够通过平滑过渡的几何设计,使得 载荷更加均匀地分布在松质骨上,从而降低术后松质骨塌陷的风险。

在应力分布方面,在常规截骨模型中,胫骨近端截骨区皮质骨的应力分布随膝关节屈曲角度的变化 呈现出明显的区域转移特征。直立位时,应力集中区域位于胫骨后部偏内侧;屈曲 30°时,应力转移至胫 骨前侧,峰值显著升高;屈曲 60°时,应力进一步集中于胫骨内侧假体一侧。胫骨近端截骨区松质骨的应 力分布也表现出类似趋势,直立位时应力均匀分布,屈曲 30°和 60°时应力分别集中于胫骨前侧和内侧。 在保留圆角截骨模型中,圆角设计显著改善了应力集中现象。直立位时,胫骨近端截骨区皮质骨的应力 峰值区域转移至胫骨内侧平台钻孔处;屈曲 30°和 60°时,应力峰值区域显著减小,高应力区域缩小,低 应力区域扩大。随着钻孔半径的增加,应力分布未出现明显变化,表明钻孔半径对同一屈曲角度下的应 力分布影响较小。然而,较大的钻孔半径在高屈曲角度下能够更有效地分散载荷,减少局部应力峰值。 胫骨近端截骨区松质骨的应力分布与皮质骨相似,表明圆角设计能够更有效地分散载荷。

#### 5. 结论

本研究建立了膝关节单髁置换术常规截骨技术以及保留圆角截骨技术的有限元模型,分析了不同钻

孔半径(1~6 mm)及膝关节屈曲角度(0°、30°、60°)下常规截骨模型与保留圆角截骨模型中胫骨近端截骨区 皮质骨与松质骨的应力值与分布变化。保留圆角截骨技术通过优化截骨面的几何形状,可以有效改善胫 骨近端截骨区的应力分布,降低应力集中风险,从而优化生物力学性能,为临床实践时医生在膝关节单 髁置换术中选择合适的手术方案提供理论依据。后期研究将进一步扩大胫骨后倾角和钻孔半径的研究范 围,纳入更多的临床样本进行分析,以提高研究结果的普适性。此外,还将研究不同截骨技术的组合应 用,以及新型截骨器械的研发,以进一步优化膝关节单髁置换术的手术效果。

#### 基金项目

国家自然科学基金(11502146); 上海市市建委科研课题 201940249, 北京市医院管理中心临床医学发展专项经费(XMLX202138)。

#### 参考文献

- [1] James, S.L., Abate, D., Abate, K.H., Abay, S.M., Abbafati, C., Abbasi, N., *et al.* (2018) Global, Regional, and National Incidence, Prevalence, and Years Lived with Disability for 354 Diseases and Injuries for 195 Countries and Territories, 1990-2017: A Systematic Analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *The Lancet*, **392**, 1789-1858. https://doi.org/10.1016/s0140-6736(18)32279-7
- [2] Zhu, S., Qu, W. and He, C. (2024) Evaluation and Management of Knee Osteoarthritis. Journal of Evidence-Based Medicine, 17, 675-687. <u>https://doi.org/10.1111/jebm.12627</u>
- [3] 姜灵凯, 魏垒, 董政权, 等. 活动平台与固定平台单髁置换治疗内侧膝骨关节炎的 Meta 分析[J]. 中国骨伤, 2022, 35(1): 67-75.
- [4] 吴东,杨敏之,曹正,等. 膝关节单髁置换术研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2020, 34(2): 145-150.
- [5] Simpson, D.J., Price, A.J., Gulati, A., Murray, D.W. and Gill, H.S. (2009) Elevated Proximal Tibial Strains Following Unicompartmental Knee Replacement—A Possible Cause of Pain. *Medical Engineering & Physics*, **31**, 752-757. <u>https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.02.004</u>
- [6] Ji, J.H., Park, S.E., Song, I.S., Kang, H., Ha, J.Y. and Jeong, J.J. (2014) Complications of Medial Unicompartmental Knee Arthroplasty. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 6, 365-372. <u>https://doi.org/10.4055/cios.2014.6.4.365</u>
- [7] Kendrick, B.J.L., Longino, D., Pandit, H., Svard, U., Gill, H.S., Dodd, C.A.F., *et al.* (2010) Polyethylene Wear in Oxford Unicompartmental Knee Replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, *British Volume*, **92**, 367-373. https://doi.org/10.1302/0301-620x.92b3.22491
- [8] Pattin, C.A., Caler, W.E. and Carter, D.R. (1996) Cyclic Mechanical Property Degradation during Fatigue Loading of Cortical Bone. *Journal of Biomechanics*, 29, 69-79. <u>https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00156-1</u>
- [9] Emerson, R.H., Hansborough, T., Reitman, R.D., Rosenfeldt, W. and Higgins, L.L. (2002) Comparison of a Mobile with a Fixed-Bearing Unicompartmental Knee Implant. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **404**, 62-70. <u>https://doi.org/10.1097/00003086-200211000-00011</u>
- [10] Bonutti, P.M. and Dethmers, D.A. (2008) Contemporary Unicompartmental Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 23, 24-27. <u>https://doi.org/10.1016/j.arth.2008.06.025</u>
- [11] Chang, T., Yang, C., Liu, Y., Chen, W., Lin, K., Lai, Y., et al. (2011) Biomechanical Evaluation of Proximal Tibial Behavior Following Unicondylar Knee Arthroplasty: Modified Resected Surface with Corresponding Surgical Technique. *Medical Engineering & Physics*, 33, 1175-1182. <u>https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.05.007</u>
- [12] Yuan, B., Mo, Z., Zhang, K., Zhu, X., Yan, S. and Zeng, J. (2023) The Effect of Different Posterior Inclinations of Tibial Component on Tibiofemoral Contact Pressures after Unicompartmental Knee Arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery* and Research, 18, Article No. 909. <u>https://doi.org/10.1186/s13018-023-04222-5</u>
- [13] Weber, P., Schröder, C., Schmidutz, F., Kraxenberger, M., Utzschneider, S., Jansson, V., *et al.* (2013) Increase of Tibial Slope Reduces Backside Wear in Medial Mobile Bearing Unicompartmental Knee Arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 28, 904-909. <u>https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.08.006</u>
- [14] Ritter, M.A., Lutgring, J.D., Davis, K.E. and Berend, M.E. (2008) The Effect of Postoperative Range of Motion on Functional Activities after Posterior Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 90, 777-784. <u>https://doi.org/10.2106/jbjs.f.01022</u>
- [15] Takayama, K., Matsumoto, T., Muratsu, H., Ishida, K., Araki, D., Matsushita, T., *et al.* (2016) The Influence of Posterior Tibial Slope Changes on Joint Gap and Range of Motion in Unicompartmental Knee Arthroplasty. *The Knee*, 23, 517-

522. https://doi.org/10.1016/j.knee.2016.01.003

- [16] Saito, T., Takeuchi, R., Yamamoto, K., Yoshida, T. and Koshino, T. (2003) Unicompartmental Knee Arthroplasty for Osteoarthritis of the Knee. *The Journal of Arthroplasty*, 18, 612-618. <u>https://doi.org/10.1016/s0883-5403(03)00196-7</u>
- [17] Suzuki, T., Ryu, K., Kojima, K., Oikawa, H., Saito, S. and Nagaoka, M. (2019) The Effect of Posterior Tibial Slope on Joint Gap and Range of Knee Motion in Mobile-Bearing Unicompartmental Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, **34**, 2909-2913. <u>https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.07.010</u>
- [18] Koh, Y., Lee, J., Lee, H., Chun, H., Kim, H. and Kang, K. (2019) Design Optimization of High Tibial Osteotomy Plates Using Finite Element Analysis for Improved Biomechanical Effect. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14, Article No. 219. <u>https://doi.org/10.1186/s13018-019-1269-8</u>
- [19] Zhu, G., Guo, W., Zhang, Q., Liu, Z. and Cheng, L. (2015) Finite Element Analysis of Mobile-Bearing Unicompartmental Knee Arthroplasty. *Chinese Medical Journal*, **128**, 2873-2878. <u>https://doi.org/10.4103/0366-6999.168044</u>
- [20] Murphy, L., Schwartz, T.A., Helmick, C.G., Renner, J.B., Tudor, G., Koch, G., et al. (2008) Lifetime Risk of Symptomatic Knee Osteoarthritis. Arthritis Care & Research, 59, 1207-1213. <u>https://doi.org/10.1002/art.24021</u>
- [21] Chatellard, R., Sauleau, V., Colmar, M., et al. (2013) Medial Unicompartmental Knee Arthroplasty: Does Tibial Component Position Influence Clinical Outcomes and Arthroplasty Survival? Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 99, S219-S225. <u>https://doi.org/10.1016/j.otsr.2013.03.004</u>
- [22] Hernigou, P. and Deschamps, G. (2004) Posterior Slope of the Tibial Implant and the Outcome of Unicompartmental Knee Arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 86, 506-511. <u>https://doi.org/10.2106/00004623-200403000-00007</u>
- [23] Pandit, H., Murray, D.W., Dodd, C.A., *et al.* (2007) Medial Tibial Plateau Fracture and Oxford Unicompartmental Knee. *Orthopedics*, **30**, 28-31.
- [24] Inoue, S., Akagi, M., Asada, S., Mori, S., Zaima, H. and Hashida, M. (2016) The Valgus Inclination of the Tibial Component Increases the Risk of Medial Tibial Condylar Fractures in Unicompartmental Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, **31**, 2025-2030. <u>https://doi.org/10.1016/j.arth.2016.02.043</u>
- [25] Migliorini, F., Maffulli, N., Cuozzo, F., Elsner, K., Hildebrand, F., Eschweiler, J., *et al.* (2022) Mobile Bearing versus Fixed Bearing for Unicompartmental Arthroplasty in Monocompartmental Osteoarthritis of the Knee: A Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, **11**, Article 2837. <u>https://doi.org/10.3390/jcm11102837</u>
- [26] Innocenti, B., Bilgen, Ö.F., Labey, L., van Lenthe, G.H., Sloten, J.V. and Catani, F. (2014) Load Sharing and Ligament Strains in Balanced, Overstuffed and Understuffed UKA. A Validated Finite Element Analysis. *The Journal of Arthroplasty*, 29, 1491-1498. https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.01.020