

文章编号:1004-7220(2019)02-0186-07

单髁膝关节置换胫骨元件不同固定柱形状的有限元分析

马新硕^{1a}, 姚杰^{1a}, 王慧枝^{1a}, 祁昕征^{1a}, 危紫翼^{1a}, 刘博伦^{1a}, 张敏^{1,2}, 郑诚功^{1,2}

(1. 北京航空航天大学 a.生物与医学工程学院, b.生物力学与力学生物学教育部重点实验室, 北京 100083;

2. 北京航空航天大学 生物医学工程高精尖创新中心, 北京 102402)

摘要:目的 针对单髁膝关节置换后胫骨前内侧疼痛、胫骨元件松动以及对侧关节炎恶化的问题,通过有限元方法比较分析胫骨元件固定柱的不同几何形状对胫骨应力分布的影响。**方法** 建立有效的单髁膝关节置换有限元模型,对胫骨元件固定柱的形状进行设计。在相同的加载条件下,分别对双柱形、单脊形、双脊形和十字星形胫骨元件进行有限元分析,并与完整膝关节模型进行对比,评估胫骨元件固定柱不同形状设计对胫骨前内侧皮质骨应力、胫骨截骨面松质骨应力、胫骨对侧软骨应力的影响。**结果** 单髁置换后胫骨前内侧皮质骨应力峰值均增大。与完整膝关节相比,在双柱形、单脊形、双脊形和十字星形胫骨元件固定柱的模型中,胫骨前内侧皮质骨应力峰值分别增加 56.1%、55.9%、54.5%和 68.4%。单脊形和双脊形胫骨元件松质骨截骨面应力峰值比完整胫骨分别减小 8.1%和 15.6%,而双柱形和十字星形则分别增大 67.9%和 121.5%,超过松质骨的疲劳屈服应力。双柱形、单脊形、双脊形和十字星形胫骨固定柱对应的胫骨对侧软骨应力峰值相比于完整胫骨分别减小 42.1%、26.6%、24.2%和 28.5%。**结论** 单髁膝关节置换改变了胫骨内外侧的载荷分布,使置换侧承受更大的载荷。单脊形和双脊形胫骨元件在降低胫骨前内侧皮质骨和截骨面松质骨应力方面效果更好,其中单脊形胫骨元件更接近完整膝关节胫骨的应力分布。研究结果可为设计更符合膝关节力学性能的单髁膝关节假体提供理论依据。

关键词:单髁膝关节置换; 胫骨元件; 固定柱; 应力; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.02.012

Finite Element Analysis on Different Geometric Shapes of Tibial Component Pegs in Unicompartamental Knee Arthroplasty

MA Xinshuo^{1a}, YAO Jie^{1a}, WANG Huizhi^{1a}, QI Xinzhen^{1a}, WEI Ziyi^{1a}, LIU Bolun^{1a}, ZHANG Min^{1,2}, CHENG Chengkung^{1,2}

(1. a. School of Biological Science and Medical Engineering, b. Key Laboratory of Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, Beihang University, Beijing 10083, China; 2. Beijing Advanced Innovation Centre for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 102402, China)

Abstract: Objective Aiming at solving the problems of pain on the anteromedial tibia, tibial component loosening and osteoarthritis progression after unicompartamental knee arthroplasty (UKA), the influence of different geometric shapes of tibial component pegs on stress distributions in tibia was analyzed by finite element method. **Methods** The finite element models with UKA were established and validated. Geometric shapes of tibial component were

收稿日期:2018-02-21; 修回日期:2018-03-25

基金项目:国家科技计划(国家重点研发计划)(210YBXM2016110002)

通信作者:郑诚功,教授,E-mail: ckcheng2018@163.com

designed. Under the same loading condition, the tibial components with double-peg, single-keel, double-keel and cross-star were studied for finite element analysis and compared with intact model, so as to evaluate the influence of tibial component with different shapes on stresses of cortical bone in anteromedial tibia, cancellous bone under tibial component and cartilage in contralateral tibia. **Results** Compared with the intact model, the peak stress of cortical bone in anteromedial tibia with double-peg, single-keel, double-keel and cross-star tibial components increased by 56.1%, 55.9%, 54.5% and 68.4%, respectively. The peak stress of cancellous bone under tibial component with single-keel and double-keels decreased by 8.1% and 15.6% respectively, while the peak stress of cancellous bone under tibial component with double-peg and cross-star increased by 67.9% and 121.5%, which were higher than the fatigue yield stress of cancellous bone. The peak stress of cartilage in contralateral tibia with double-peg, single-keel, double-keel and cross-star tibial components decreased by 42.1%, 26.6%, 24.2% and 28.5%, respectively. **Conclusions** The load distribution of the medial and lateral tibia changed after UKA operation, and a greater load was observed on the replacement side. Single-keel and double-keel tibial components were more effective in reducing stresses on cortical bone in anteromedial tibia and cancellous bone, while the stress distribution in tibia with single-keel tibial component was closer to that of the intact tibia. The research findings can provide theoretical references for designing single-keel tibial component of unicompartmental knee prosthesis which conforms to better mechanical properties of the knee joint.

Key words: unicompartmental knee arthroplasty (UKA); tibial component; pegs; stress; finite element analysis

单髁膝关节置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)是治疗膝关节单间室骨性关节炎的一种常用手术。相比于全膝关节置换,UKA具有手术创伤小、术后恢复时间短^[1]、获得更大的膝关节活动度、更好保持膝关节解剖结构及功能、使患者获得更好的本体感觉的优势^[2]。根据临床随访结果报道,单髁膝关节假体10年的存活率可达91%~98%^[3-5],但也有随访结果显示,其10年的存活率为80%~88%^[6-7]。UKA失效的主要表现形式有假体产生无菌性松动、对侧骨性关节炎恶化等^[8],其中胫骨元件比股骨元件更容易产生松动^[9],还有很多患者术后会产生胫骨前内侧疼痛的现象^[10]。同时,松质骨与胫骨元件固定柱接触部位会产生应力集中,是导致假体松动或胫骨骨折的主要原因^[11]。

胫骨元件底部的固定柱具有固定作用,同时其几何形状也会影响胫骨的载荷传递和应力分布^[12]。Chang等^[11]将元件的拐角处设计成圆角,大大降低了松质骨与假体接触部位拐角处的应力。Simpson等^[12]在胫骨元件与松质骨接触的矢状面上增加水平的侧脊,利用有限元方法比较其与传统脊的应力分布,结果发现增加侧脊可以降低胫骨元件凹槽处的应力,但是会增加手术难度。改变固定柱的几何形状可能会对解决胫骨前内侧疼痛以及松质骨应

力集中问题有重大意义,但目前对胫骨元件固定柱形状、位置、大小对胫骨应力分布影响的研究鲜有报道。

因此,本文建立内侧单髁膝关节置换的三维有限元模型,设计不同几何形状的胫骨元件固定柱,并分析不同形状的固定柱对胫骨应力分布的影响。

1 材料与方法

1.1 完整膝关节模型的建立

选取1名正常男性志愿者(30岁,体质量65 kg,身高172 cm),无膝关节疾病。对其右侧膝关节进行核磁共振扫描(1.5 T, Siemens公司,德国),扫描区域由关节面近端20 cm至远端20 cm。扫描参数为:层厚2 mm,分辨率0.47 mm×0.47 mm,回波时间/重复时间(TE/TR)43/7 170 ms。

根据MRI图像建立并得到验证的人体膝关节三维有限元模型^[13]。膝关节有限元模型包括半月板、韧带、胫骨、腓骨、股骨。模型各部件的材料属性如表1所示。

1.2 UKA 膝关节模型的建立

UKA假体元件采用固定组合式单髁置换系统 Miller/Galante II Unicompartmental Knee (Zimmer公司,美国),包括三部分:股骨元件、超高分子聚乙烯衬垫和胫骨元件,其中胫骨元件底部有两个圆形固

表1 各结构的材料属性

Tab.1 Material properties in the finite element model

结构名称	材料类型	材料参数
皮质骨 ^[14]	各向同性线弹性	$E = 17 \text{ GPa}, \nu = 0.33$
松质骨 ^[14]	各向同性线弹性	$E = 400 \text{ MPa}, \nu = 0.33$
软骨 ^[15]	各向同性线弹性	$E = 5 \text{ MPa}, \nu = 0.35$
半月板 ^[15]	正交各向异性线弹性	$E_\theta = 125 \text{ MPa}, E_R = E_Z = 27.5 \text{ MPa}, G_{\theta R} = G_{\theta Z} = 2 \text{ MPa}, \nu_{\theta R} = \nu_{\theta Z} = 0.1, \nu_{RZ} = 0.33$
半月板前后角 ^[13]	只受拉不受压线弹性	
韧带 ^[16-17]	超弹性	$f = \begin{cases} 0 & \varepsilon \leq 0 \\ \frac{1}{4}k\varepsilon^2/\varepsilon_1 & 0 \leq \varepsilon \leq 2\varepsilon_1 \\ k(\varepsilon - \varepsilon_1) & 2\varepsilon_1 \leq \varepsilon \end{cases}$
胫骨元件 ^[11]	各向同性线弹性	$E = 195 \text{ GPa}, \nu = 0.3$
股骨元件 ^[11]	各向同性线弹性	$E = 195 \text{ GPa}, \nu = 0.3$
超高分子聚乙烯衬垫 ^[11]	各向同性线弹性	$E = 634.92 \text{ MPa}, \nu = 0.45$

注: E 为弹性模量, ν 为泊松比, E_θ, E_R, E_Z, E_T 分别为周向、径向、轴向、拉伸模量, $G_{\theta R}$ 和 $G_{\theta Z}$ 为剪切模量, $\nu_{\theta R}, \nu_{\theta Z}, \nu_{RZ}$ 分别为周径向、周轴向、径轴向泊松比; f 为韧带上的力, ε 为韧带应变, $\varepsilon_1 (= 0.03)$ 为参考应变, ACL、PCL、MCL、LCL 上的刚度系数 k 分别为 10、18、60 和 8.25 kN

定柱。各元件采用光学数字化逆向工程进行三维重建后,导入三维建模软件 SolidWorks 2014 软件进行修整。

在 SolidWorks 2014 软件中对胫骨元件固定柱的几何形状进行设计,分别设计出单脊、双脊、十字星 3 种形状(见图 1)。这 3 种形状的设计高度与原来的双固定柱的最大高度均相同。同时,为了分析不同设计参数对结果的影响,对单脊形胫骨元件的 3 个参数进行敏感度分析(见表 2)。根据单髌置换系统手术操作指南在 ABAQUS 6.14 软件中进行模拟截骨,去除内侧半月板。将股骨元件、超高分子聚乙烯衬垫和胫骨元件与截骨后的膝关节模型进行组装,并将截骨后的胫骨与胫骨元件进行布尔运算,使其形成固定柱的凹槽。组装后的模型如图 2 所示。

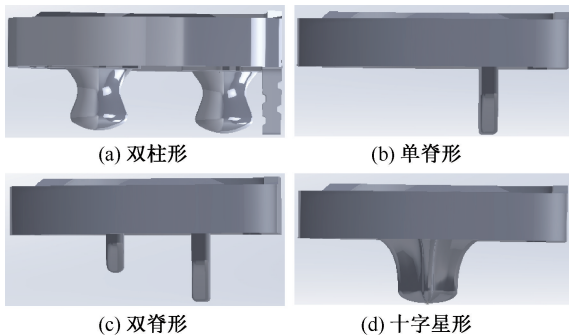


图1 不同固定柱形状的胫骨元件

Fig.1 Tibial components with different peg shapes (a) Double-peg, (b) Single-keel, (c) Double-keel, (d) Cross-star

表2 单脊形胫骨元件不同参数

Tab.2 Different parameters of one-keel tibial components

组别	长度/mm	高度/mm	位置/mm
1	35.0	8.4	6.0
2	35.0	7.4	6.0
3	35.0	9.4	6.0
4	33.0	8.4	6.0
5	37.0	8.4	6.0
6	35.0	8.4	5.0
7	35.0	8.4	7.0

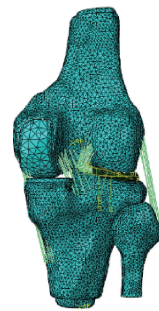


图2 单髌置换后的膝关节有限元模型

Fig.2 Finite element model of the knee after UKA

股骨元件、超高分子聚乙烯衬垫和胫骨元件均采用一阶四面体单元模拟,并以胫骨内侧水平截骨面所受合力为指标对模型进行网格收敛测试。胫骨网格尺寸为 3.5、3.0、2.5、2.3、2.0、1.8 mm 时,胫骨内侧水平截骨面所受合力分别为 1.651、1.645、1.639、1.637、1.653、1.688 kN,最大误差在 3.1%,网格大小对模型的影响属误差可接受范围。

兼顾模型的精度和计算速度,最终采用的胫骨、股骨、胫骨元件、股骨元件、衬垫的网格尺寸分别为 2.3、3.0、2.1、5.0、5.0 mm。元件与骨、胫骨元件与衬垫之间为固定连接,衬垫与股骨元件之间为无摩擦有限滑移接触。

1.3 边界条件的设定和加载

为了模拟在行走过程中膝关节所承受的最大应力,在所有模型中,固定胫骨远端,在股骨近端加载 2.6 kN 轴向力以及 6 N·m 的轴向扭矩(膝关节磨损试验 ISO 标准曲线最大峰值)^[18]。

评价不同胫骨元件差异的标准有:① 胫骨前内侧皮质骨的最大应力,以衡量胫骨前内侧疼痛的严重程度;② 胫骨截骨面松质骨的最大应力,以衡量胫骨元件的稳定程度;③ 对侧胫骨软骨的最大应力,以衡量对侧关节软骨的损伤情况。为了评估置换初期假体的稳定性,计算施加载荷后胫骨假体与

胫骨的相对位移。

2 结果

针对胫骨元件不同几何形状固定柱的模型进行有限元分析,得到 5 个模型在胫骨不同区域的应力分布以及最大应力,以衡量不同几何形状固定柱的差异。

2.1 胫骨前内侧皮质骨应力分析

由胫骨前内侧皮质骨的应力分布情况可知:完整膝关节胫骨前内侧皮质骨应力分布较为均匀,最大应力为 17.63 MPa;植入双柱形、单脊形、双脊形、十字星形胫骨元件后的胫骨前内侧皮质骨最大应力分别为 27.52、27.48、27.24、29.68 MPa,相比于完整膝关节,双柱形、单脊形、双脊形和十字星形最大应力分别增加 56.1%、55.9%、54.5% 和 68.4%。

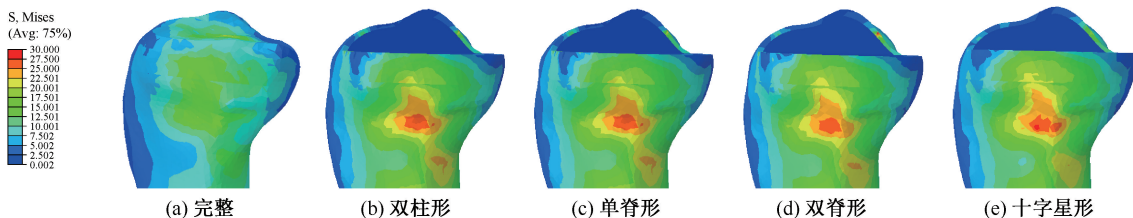


图 3 不同模型胫骨前内侧皮质骨的应力分布

Fig.3 Stress distributions of cortical bone in anteromedial tibia for different models

(a) Intact, (b) Double-peg, (c) Single-keel, (d) Double-keel, (e) Cross-star

2.2 胫骨截骨面松质骨应力分析

胫骨截骨面松质骨的应力分布如图 4 所示。完整膝关节胫骨松质骨的应力内外侧分布较为一致,胫骨内外侧平台的中部应力较大,最大应力为 2.16 MPa。在十字星形胫骨元件的胫骨截骨面上,较高的应力出现在固定柱的凹槽边缘以及矢状面与水平面截骨的拐角处,固定柱的凹槽处应力最

大,最大应力为 4.78 MPa;在双柱形胫骨元件的胫骨截骨面上,前侧和固定柱的底部边缘应力较大,其中固定柱的底部边缘的最大应力为 3.63 MPa。在单脊形和双脊形胫骨元件的胫骨截骨面上,松质骨的最大应力均出现在凹槽的底部边缘,分别为 1.92、1.82 MPa。

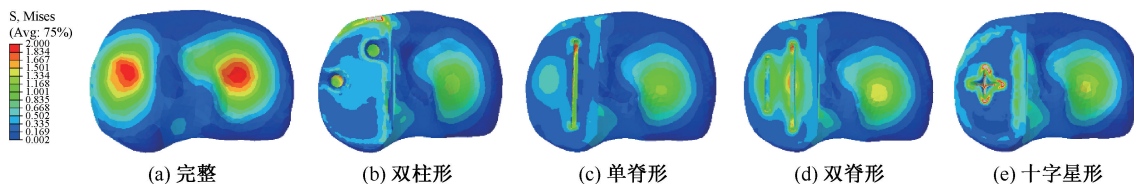


图 4 不同模型胫骨截骨面松质骨的应力分布

Fig.4 Stress distributions of cancellous bone in tibial osteotomy for different models

(a) Intact, (b) Double-peg, (c) Single-keel, (d) Double-keel, (e) Cross-star

2.3 胫骨对侧软骨的应力分析

胫骨对侧软骨的应力分布如图5所示。在完整胫骨软骨的应力分布图中,内侧软骨承受的应力比外侧大,内、外侧软骨的最大应力分别为2.16、1.68 MPa。单髁膝关节置换后,对侧软骨的应力均

比完整胫骨减小。双柱形、单脊形、双脊形和十字星形胫骨元件对侧软骨的最大应力分别为0.97、1.23、1.27、1.20 MPa,相比于完整胫骨,分别减小了42.1%、26.6%、24.2%、28.5%。其中,双脊形元件的对侧软骨最大应力与完整胫骨最为接近。

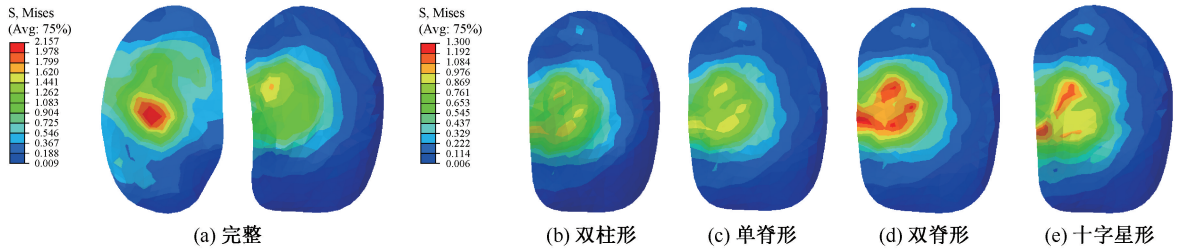


图5 不同模型胫骨对侧软骨的应力分布

Fig.5 Stress distributions of cartilage in contralateral tibia for different models

(a) Intact, (b) Double-peg, (c) Single-keel, (d) Double-keel, (e) Cross-star

2.4 单脊胫骨元件不同参数的敏感度分析

不同参数的单脊胫骨元件在胫骨不同部位的应力峰值如表4所示。当单脊的高度减小时,胫骨前内侧皮质骨最大应力和胫骨截骨面松质骨最大应力变化最大,改变率分别为1.45%和7.29%;当单脊的位置向外移时,胫骨前内侧皮质骨最大应力和胫骨截骨面松质骨最大应力变化最小,改变率分别为0.07%和1.04%。参数的改变不会对胫骨对侧软骨最大应力产生影响。

表4 单脊胫骨元件不同参数的应力峰值

Tab.4 Peak stresses of one-keel tibial component with different parameters

组别	胫骨前内侧皮质骨最大应力/MPa	胫骨截骨面松质骨最大应力/MPa	对侧软骨最大应力/MPa
1	27.48	1.92	1.23
2	27.88	1.78	1.23
3	27.33	2.06	1.23
4	27.56	1.83	1.23
5	27.33	1.84	1.23
6	27.58	1.78	1.23
7	27.46	1.90	1.23

2.5 胫骨元件与胫骨的相对位移

植入双柱形、单脊形、双脊形和十字星形固定柱后,胫骨元件与胫骨的相对位移分别为3.98、3.68、3.57、3.87 μm 。双脊形假体的相对位移最小,分别比双柱形、单脊形和十字星形假体的相对位移小10.37%、3.04%和7.89%。

3 讨论

本研究旨在比较不同几何形状的胫骨元件固定柱在单髁膝关节置换后对胫骨所承受应力的影响。建立了单髁膝关节置换后的膝关节三维有限元模型,从胫骨前内侧皮质骨应力、胫骨截骨面松质骨应力以及置换对侧胫骨软骨应力3个方面评价了不同几何形状的胫骨元件固定柱的差异。

Chang等^[11]和Simpson等^[12]建立的单髁膝关节置换模型仅包含胫骨的三维模型,载荷按照一定的比例分别加载到胫骨内外侧,与现实有一定的差距。本文采用的模型包括胫骨、股骨、半月板以及韧带,载荷通过股骨向下传递,更加接近真实的膝关节受力。完整膝关节模型的验证采用半月板形变和关节面接触面积作为实验验证的指标,详细验证方法如之前研究所述^[13]。验证结果显示,由膝关节有限元模型所预测的半月板形变和关节面接触面积均在实验测量的误差范围内,从而在一定程度上验证了膝关节模型的准确性。

目前市售单髁胫骨元件底部深入到胫骨中的形状主要分为圆形的固定柱^[19]和条形的固定脊^[20]两种,还有添加不规则形状的固定毛刺^[21]以及固定柱和固定脊混合使用^[22]的方式。添加各种形状的固定柱或固定脊的目的均为更好地固定胫骨元件,防止其发生旋转或松动,但目前鲜有研究比较评价不同形状的固定柱或固定脊的固定效果以及其对

膝关节力学环境的影响。因此,本文选取了应用较为广泛的圆形固定柱和条形固定脊以及结构更复杂的十字星形固定柱作为研究对象,比较固定柱形状对胫骨应力分布的影响。

进行单髁膝关节置换后,胫骨前内侧皮质骨的应力都比完整膝关节增大(见图3),这一结果与Chang等^[11]和Simpson等^[23]通过有限元模型计算得到的结果一致。Bouxsein等^[24]采用超声方法测得皮质骨的屈服应力为77 MPa,远远高于单髁膝关节置换后的胫骨皮质骨最大应力。进行单髁膝关节置换后,应力峰值尽管没有达到皮质骨的屈服应力,但由高应力引起的骨重建可能与患者在1年内容易出现胫骨前内侧疼痛的现象有关^[23]。因此,虽然目前没有相关的临床实验得到应力与疼痛的定量关系,但根据有限元分析得到的应力值和临床随访的结果相比较^[23],可以推测皮质骨前内侧受到的应力越大,产生的疼痛越加重。采用十字星形胫骨元件的模型中,胫骨皮质骨的应力峰值最大,比双柱形、单脊形、双脊形分别增加了7.9%、8.0%、9.0%,造成胫骨前内侧疼痛的可能性更大。其原因可能在于双柱形、单脊形和双脊形与骨之间传递载荷的支撑点更多,使载荷更分散的向下传递。

完整膝关节胫骨松质骨的应力峰值为2.16 MPa,进行单髁膝关节置换后,单脊形和双脊形的截骨面松质骨应力峰值分别比完整胫骨减小8.1%和15.6%,说明进行单髁膝关节置换后,胫骨元件下部松质骨存在应力遮挡现象。而单脊形的应力峰值比双脊形更加接近完整胫骨,并且从临床手术的角度讲,单脊形的去骨量要比双脊形的少,能够更好地保持松质骨的稳固性。由于股骨相对于胫骨存在轴向扭矩的作用,不同形状的胫骨元件应力峰值都出现在固定柱凹槽的边缘和底部,但是由于单脊形和双脊形胫骨元件与松质骨的接触面积更大,故应力分布更均匀。十字星形和双柱形的应力峰值分别为4.78、3.63 MPa,超过了松质骨的疲劳屈服应力3.57 MPa^[25],这意味着在日常活动中,使用十字星形和双柱形胫骨元件产生的高应力会导致松质骨损伤、元件松动,甚至引起骨折。

与完整胫骨相比,单髁置换后胫骨对侧软骨的应力均减小,而置换侧皮质骨的应力增大,其原因在于单髁置换改变了胫骨内外侧的载荷分布,使置

换侧承受更大的载荷。Chatellard等^[26]研究表明,进行内侧单髁膝关节置换后,48.1%患者内侧平台低于外侧平台,内外差距大于2 mm,并与胫骨元件松动有密切的关系,而13.7%患者外侧平台低于内侧平台,导致外侧的骨性关节炎恶化。置换后关节区域载荷的分布与截骨高度有关,截骨高度改变也会影响置换侧皮质骨和对侧软骨的应力分布。

改变单脊胫骨元件的参数对胫骨前内侧皮质骨和胫骨截骨面松质骨的应力峰值均会产生影响,但相同形状的不同参数对应力的影响远远不及不同固定柱形状对应力的影响。因此,在相同参数的情况下,比较不同形状固定柱得到的结论是可靠的。

在关节置换中,良好的初期稳定性对于手术短期和长期效果有非常重要的作用,初期稳定性通常采用置换后骨与假体界面间的相对位移量来衡量。本研究中4个模型的位移量差别不大,均未超过4 μm 。这一数值远远小于文献^[27]中指出的将导致骨纤维化的界面微动值(50~150 μm),即4种不同形状固定柱的胫骨元件都能保证良好的关节置换初期稳定性。

本研究也存在以下一些不足:①没有模拟肌肉以及周围的软组织,这与体内膝关节的受力情况有一定差距,需要不断修改和完善。②施加的载荷虽为静态载荷,与实际膝关节的运动存在差距。但本文采用膝关节在步态周期中所受到力和扭矩的最大值,能够更好评估元件的性能。不同的模型均施加相同的载荷,不会给结果带来太大的影响。③虽然对单脊的不同参数进行了敏感度分析,在对单脊参数进行微调之后产生的影响远远不及不同形状之间的差异,但具体的几何参数还需要进一步优化。

4 结论

本文建立了单髁膝关节置换有限元模型,评价了双柱形、单脊形、双脊形和十字星形胫骨元件固定柱在相同载荷下的差异。单脊形和双脊形胫骨元件在降低胫骨前内侧皮质骨和截骨面松质骨应力方面效果更明显,其中单脊形胫骨元件更接近完整膝关节胫骨的应力分布,其结果可以作为设计更符合膝关节力学性能的单髁膝关节假体的理论依据。

参考文献:

- [1] LOMBARDI AV, BEREND KR, WALTER CA, *et al.* Is recovery faster for mobile-bearing unicompartmental than total knee arthroplasty? [J]. *Clin Orthop*, 2009, 467(6): 1450-1457.
- [2] 祁昕征, 张家铭, 谭传明, 等. 从生物力学角度评价单髁置换术与腓骨截骨术[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 479-487.
- QI XZ, ZHANG JM, TAN CM, *et al.* Evaluation of unicompartmental knee arthroplasty and fibulectomy from a biomechanical viewpoint [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 479-487.
- [3] BERGER RA, MENEGHINI RM, JACOBS JJ, *et al.* Results of unicompartmental knee arthroplasty at a minimum of ten years of follow-up [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2005, 87(5): 999-1006.
- [4] LIST JP, MCDONALD LS, PEARLE AD. Systematic review of medial versus lateral survivorship in unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Knee*, 2015, 22(6): 454-460.
- [5] YOSHIDA K, TADA M, YOSHIDA H, *et al.* Oxford phase 3 unicompartmental knee arthroplasty in Japan. Clinical results in greater than one thousand cases over ten years [J]. *J Arthroplasty*, 2013, 28(S9): 168-171.
- [6] LIDDLE AD, JUDGE A, PANDIT H, *et al.* Adverse outcomes after total and unicompartmental knee replacement in 101,330 matched patients: A study of data from the National Joint Registry for England and Wales [J]. *Lancet*, 2014, 384(9952): 1437-1445.
- [7] NIINIMAKI T, ESKELINEN A, MAKELA K, *et al.* Unicompartmental knee arthroplasty survivorship is lower than TKA survivorship: A 27-year Finnish registry study [J]. *Clin Orthop*, 2014, 472(5): 1496-1501.
- [8] LIST JP, ZUIDERBAAN HA, PEARLE AD. Why do medial unicompartmental knee arthroplasties fail today? [J]. *J Arthroplasty*, 2016, 31(5): 1016-1021.
- [9] EPINETTE JA, BRUNSCHWEILER B, MERTL P, *et al.* Unicompartmental knee arthroplasty modes of failure: Wear is not the main reason for failure. A multicentre study of 418 failed knees [J]. *Otsr*, 2012, 98(S6): S124-130.
- [10] PEGG EC, 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.
- [11] 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.
- [12] SIMPSON DJ, KENDRICK BJ, DODD CA, *et al.* Load transfer in the proximal tibia following implantation with a unicompartmental knee replacement: A static snapshot [J]. *Proc Inst Mech Eng*, 2011, 225(5): 521-529.
- [13] YAO J, WEN C, CHEUNG JT, *et al.* Deterioration of stress distribution due to tunnel creation in single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions [J]. *Ann Biomed Eng*, 2012, 40(7): 1554-1567.
- [14] TAYLOR M, TANNER KE, FREEMAN MA. Finite element analysis of the implanted proximal tibia: A relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration [J]. *J Biomech*, 1998, 31(4): 303-310.
- [15] YAO J, SNIBBE J, MALONEY M, *et al.* Stresses and strains in the medial meniscus of an ACL deficient knee under anterior loading: A finite element analysis with image-based experimental validation [J]. *J Biomech Eng*, 2006, 128(1): 135-141.
- [16] LI G, SUGGS J, GILL T. The effect of anterior cruciate ligament injury on knee joint function under a simulated muscle load: A three-dimensional computational simulation [J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(5): 713-720.
- [17] 樊瑜波. 生物力学建模及应用的几个研究 [J]. *医用生物力学*, 2013, 28(S): 12-14.
- FAN YB. Studies on biomechanical modelling and application [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(S): 12-14.
- [18] Implants for surgery-Wear of total knee-joint prostheses. Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test [S]. ISO 14243-1: 2009.
- [19] 朱健, 徐龙伟. 一种组合式全有机高分子材料单髁人工膝关节: CN204709086U [P]. 2015-10-21.
- [20] 约翰古德费落, 约翰欧康纳, 克里斯多德, 等. 用于局部或单髁轴承关节置换的胫骨假体组件: CN103596532 [P]. 2014-02-19.
- [21] 刘昆玺. 单髁膝关节假体: CN107616859A [P]. 2018-01-23.
- [22] 肖骏, 靳忠民, 朱元莉, 等. 一种单髁人工膝关节: CN205515045U [P]. 2016-08-31.
- [23] 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): 752-757.
- [24] LEE S, COAN B, BOUXSEIN M. Tibial ultrasound velocity measured in situ predicts the material properties of tibial cortical bone [J]. *Bone*, 1997, 21(1): 119-125.
- [25] MICHEL MC, GUO XD, GIBSON LJ, *et al.* Compressive fatigue behavior of bovine trabecular bone [J]. *J Biomech*, 1993, 26(4-5): 453-463.
- [26] CHATELLARD R, SAULEAU V, COLMAR M, *et al.* Medial unicompartmental knee arthroplasty: Does tibial component position influence clinical outcomes and arthroplasty survival? [J]. *Otsr*, 2013, 99(4): S219-S225.