

文章编号: 1004-7220(2024)04-0637-07

UKA 胫骨托盘背部设计对骨-假体固定界面的生物力学影响

马张稳¹, 张兵², 薛敏², 董天琦², 张静², 陈臻贤²

(1. 延安大学附属医院 骨外科, 陕西 延安 716000; 2. 长安大学 工程机械学院, 西安 710064)

摘要:目的 研究 UKA 胫骨托盘背部设计对单髁膝关节置换(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)骨-假体固定界面的生物力学影响。方法 构建膝关节内侧置换的固定式 UKA 有限元模型,以膝关节行走运动下的关节载荷和关节运动为边界条件,对比研究大龙骨型、小龙骨型、两立柱带鳍骨型、三斜立柱型和三直立柱型 UKA 胫骨托盘背部设计下胫骨 von Mises 等效应力、骨-假体固定界面接触应力以及微动的差异。结果 在膝关节内侧最大受力时刻,相对于两立柱带鳍骨型的胫骨 von Mises 等效应力、骨-假体固定界面接触应力和微动,大龙骨型分别减小 8% 和 15.9%、增大 9.9%;小龙骨型分别减小 12.3%、增大 7.5% 和 1.6%;三斜立柱型分别减小 10% 和 10.5%、增大 1.2%;三直立柱型分别减小 7.7%、14.7%、1.6%。而骨-假体固定界面的最大微动发生在步态周期 21% 时刻,相对于两立柱带鳍骨型的骨-假体固定界面微动,大龙骨型增大 1.2%,小龙骨型增大 1.6%,三斜立柱型减小 0.4%,三直立柱型减小 2.3%。结论 为了提高胫骨假体的长期固定效果,建议 UKA 胫骨托盘设计应重点考虑两直立柱带鳍骨或小龙骨的组合设计,从而有效地平衡应力传递和界面微动,在保证假体稳定性的同时降低无菌性松动的风险。

关键词: 单髁膝关节置换; 假体设计; 微动; 有限元分析; 接触应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.010

Biomechanical Effects of the Backside Design of UKA Tibial Tray on the Bone-Prosthesis Fixation Interface

MA Zhangwen¹, ZHANG Bing², XUE Min², DONG Tianqi², ZHANG Jing², CHEN Zhenxian²

(1. Department of Bone Surgery, Affiliated Hospital of Yan'an University, Yan'an 716000, Shaanxi, China; 2. School of Construction Machinery, Chang'an University, Xi'an 710064, China)

Abstract: Objective To investigate the biomechanical effects of the backside design of tibial trays on the bone-prosthesis fixation interfaces in unicompartmental knee arthroplasty (UKA). **Methods** Finite element models of medial knee arthroplasty were constructed using a fixed UKA prosthesis. The knee joint load and joint motion under walking motion were considered as boundary conditions, and the differences in tibial von Mises stress, contact stress, and micromotion of the bone-prosthesis fixation interface of the UKA tibial trays with big keel, small keel, two-peg with fin, three-oblique peg, and three-upright peg types were compared. **Results** At the maximum medical knee force moment, compared to the two-peg with fin type, the tibial von Mises stress, contact

收稿日期: 2024-01-09; 修回日期: 2024-02-24

基金项目: 榆林市科技计划项目(CXY-2022-187), 国家自然科学基金项目(11902048, 1220021015)

通信作者: 陈臻贤, 高级工程师, 硕士生导师, E-mail: zhenxian_chen@yeah.net

stress, and micromotion of the bone-prosthesis fixation interface decreased by 8% and 15.9% and increased by 9.9% for the big keel type; decreased by 12.3% and increased by 7.5% and 0.9% for the small keel type; decreased by 10%, 10.5%, and increased by 1.2% for the three-oblique peg type; and decreased by 7.7%, 14.7%, and 1.6% for the three-upright peg type, respectively. However, the maximum micromotion of the bone-prosthesis fixation interface occurred at 21% of the gait cycle. Compared to the two-peg with fin type, the micromotion of the bone-prosthesis fixation interface increased by 11.6% for the big keel type, increased by 1.6% for the small keel type, decreased by 0.4% for the three-oblique peg type, and decreased by 2.3% for the three-upright peg type. **Conclusions** To improve the long-term fixation effects of tibial prostheses, it is recommended to focus on a two-upright peg with fin or small keel designs when UKA tibial trays are designed, which can effectively balance the stress transfer and interface micromotion, thereby ensuring prosthesis stability and reducing the risk of aseptic loosening.

Key words: unicompartmental knee arthroplasty (UKA); implant design; micromotion; finite element analysis; contact stress

自 20 世纪 70 年代以来,单髁膝关节置换术 (unicompartmental knee arthroplasty, UKA) 逐渐成为治疗中末期膝关节内侧骨关节炎的一种有效方法^[1-2]。Ahlback 等^[3]研究发现,85% 的膝骨关节炎发生在膝关节内侧间室。相对于全膝关节置换术 (total knee arthroplasty, TKA), UKA 具有手术切口小、术后恢复快以及膝关节功能保留完整等优势^[4]。但早期 UKA 假体存活率过低、术后翻修率较高,仍是目前亟待解决的问题^[5]。无菌性松动被认为是导致 UKA 早期术后翻修的主要原因,其中 53% 的翻修手术是由于 UKA 胫骨部件松动造成^[6]。而假体设计是影响 UKA 术后松动失效的重要因素之一。UKA 胫骨托盘背部设计逐渐成为降低 UKA 术后翻修率、提高长期存活率的研究重点。

UKA 胫骨托盘背部包括立柱、龙骨、鳍骨等主要的设计特征,具有固定与限位的作用。有研究团队通过有限元分析和体外模拟实验发现,TKA 中拥有固定立柱的胫骨托盘设计具有更好的早期稳定性^[7-10]。Yang 等^[7]研究发现,优化固定特性能有效降低骨-假体固定界面微动。马新硕等^[8]研究认为,不同几何形状的胫骨托盘固定立柱设计会影响胫骨 von Mises 等效应力分布。由此可见,胫骨托盘背部设计对胫骨托盘的固定稳定性有很大影响^[7-16]。而假体固定的早期稳定性与骨-假体固定界面的微动密切相关,小于 50 μm 微动有利于骨整合,有效降低无菌性松动的发生概率^[17]。但是,有关 UKA 胫骨托盘背部固定特征设计对骨-假体固定界面微动的影响,目前还鲜有报道。

本文针对 5 种不同内侧非骨水泥固定式 UKA 胫骨托盘背部设计建立有限元模型,研究步态情况下 UKA 胫骨托盘背部设计对骨-假体固定界面生物力学的影响,为临床确定合理的 UKA 胫骨托盘背部设计提供有效的依据。

1 材料和方法

获取 1 名男性志愿者 (身高 187 cm, 体质量 84.9 kg) 左腿膝关节 CT 医学影像数据,扫描层厚为 5 mm,分辨率为 512×512 。使用 Mimics 21.0 (Materialies 公司,比利时) 和 Geomagic Warp 2017 (Geomagic 公司,美国),建立胫骨近端三维模型。创建当前临床比较典型的 5 种 UKA 胫骨托盘背部设计,包括大龙骨型、小龙骨型、立柱带鳍骨型、斜立柱型和直立柱型。使用 SolidWorks 2019 (Dassault Systemes 公司,法国) 对胫骨平台内侧进行模拟截骨,截骨面在冠状面上垂直于胫骨机械轴^[18-20],在矢状面上具有 5° 后倾角^[19]。将截骨后的胫骨与股骨部件、聚乙烯衬垫和胫骨托盘在 SolidWorks 2019 中进行装配,建立内侧置换的 UKA 术后三维模型。

使用 HyperMesh 2019 (Altair 公司,美国) 对各部件进行网格划分。胫骨和胫骨部件采用 C3D10M 二次四面体修正单元,聚乙烯衬垫和股骨部件采用 C3D8I 八节点六面体非协调单元,基于网格收敛性分析,所有部件的网格单元尺寸为 2 mm,胫骨固定界面和 UKA 胫骨托盘背部网格单元尺寸细化为 1 mm。所有网格模型导入 ABAQUS 2021 (Dassault Systemes 公司,法国) 中进行有限元建模。

胫骨被认为是非均质、弹性和各向同性材料,其材料属性基于 CT 影像灰度值赋值方法^[13],根据骨密度(ρ)与 CT 灰度值(HU)的经验公式:

$$\rho = 0.0405 + (9.18 \times 10^{-4})HU \quad (1)$$

可测得骨密度在 0.04~1.49 g/cm³ 范围之间。获得骨密度值后,根据弹性模量-骨密度关系公式确定胫骨的弹性模量:

$$E = 8.87\rho - 0.57 \quad (2)$$

股骨部件和胫骨托盘均采用钴铬钼 (CoCrMo) 合金,其弹性模量为 210 GPa,泊松比为 0.3^[21];衬垫材料为超高分子量聚乙烯 (UHMWPE),其弹性模量为 463 MPa,泊松比为 0.46^[22]。在模型中,所有部件均被设置为各向同性线弹性材料^[13,23]。

UKA 有限元模型中包含两个接触对,分别为股骨部件与聚乙烯衬垫的接触(摩擦因数为 0.04^[24]),以及胫骨托盘背部结构与胫骨固定界面

之间的接触(摩擦因数为 0.2^[25])。设置胫骨托盘为非骨水泥安装方式,接触面之间有 0.7 mm 过盈配合^[26]。设置股骨部件为刚体,聚乙烯衬垫与胫骨托盘之间为绑定约束^[27]。

有限元模型以志愿者整个步态周期关节力和关节运动为边界条件^[28],包括膝关节内侧力、屈曲伸展运动、前后平移运动和内外旋转运动。其中,膝关节内侧力范围为 10~2 023 N,屈曲伸展运动范围为 -6°~68°,前后平移运动范围为 -0.91~0.71 mm,内外旋转运动范围为 -4.81°~2.87°。在股骨部件运动中心和胫骨远端分别建立股骨部件参考点和胫骨参考点,将内侧关节力以及屈曲伸展运动施加在股骨部件参考点上,将前后平移运动、内外旋转运动施加在胫骨参考点上^[29](见图 1)。

本文通过计算胫骨-假体固定界面对应邻近节点的相对运动位移量化骨-假体界面微动^[7,30]。

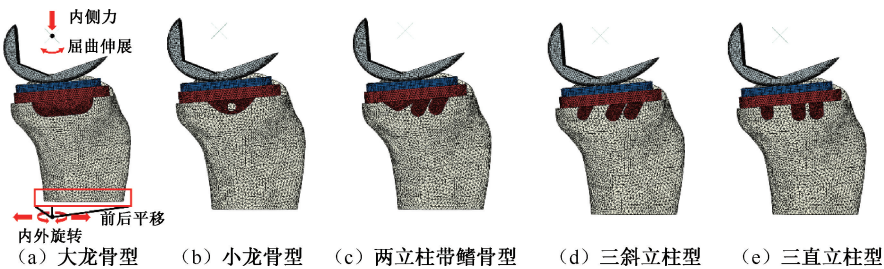


图 1 不同胫骨托盘背部设计 UKA 有限元模型

Fig. 1 Finite element models of UKA tibial tray with different backside designs (a) Big keel type, (b) Small keel type, (c) Two-peg with fin type, (d) Three-oblique peg type, (e) Three-upright peg type

2 结果

2.1 胫骨 von Mises 等效应力

由不同 UKA 胫骨托盘背部设计下的胫骨 von Mises 等效应力分布可见,在步态周期 50% 膝关节内侧最大受力时刻,大龙骨型、小龙骨型、两立柱带鳍骨型、三斜立柱型、三直立柱型的胫骨最大 von Mises 等效应力分别为 30.26、28.86、32.90、29.62、30.36 MPa。小龙骨型的胫骨最大 von Mises 等效应力最小;两立柱带鳍骨型的胫骨最大 von Mises 等效应力最大,且相比小龙骨型增大 14% (见图 2)。

2.2 骨-假体固定界面接触应力

由不同 UKA 胫骨托盘背部设计下的骨-假体

固定界面接触应力分布可见,在步态周期 50% 膝关节内侧最大受力时刻,大龙骨型、小龙骨型、两立柱带鳍骨型、三斜立柱型、三直立柱型的骨-假体固定界面最大接触应力分别为 10.66、13.64、12.68、11.35、10.82 MPa。小龙骨型的骨-假体固定界面最大接触应力最大,大龙骨型的骨-假体固定界面最大接触应力最小,小龙骨型相比大龙骨型和三直立柱型分别增加 22% 和 21% (见图 3)。

2.3 骨-假体固定界面微动

由不同 UKA 胫骨托盘背部设计下的骨-假体固定界面微动可见,在步态周期 50% 膝关节内侧最大受力时刻,大龙骨型、小龙骨型、两立柱带鳍骨型、三斜立柱型、三直立柱型的骨-假体固定界面微动分

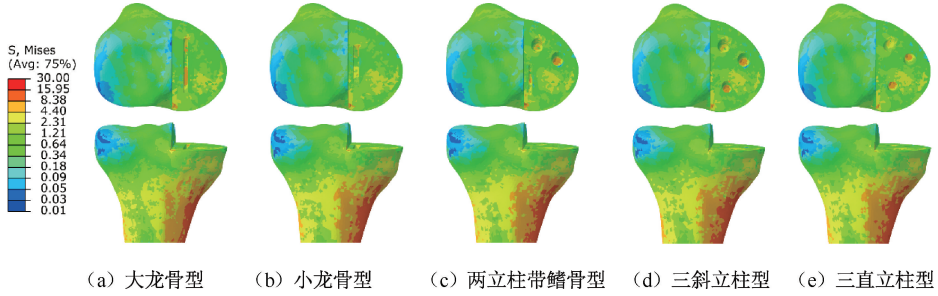


图2 不同UKA胫骨托盘背部设计下胫骨 von Mises 等效应力

Fig. 2 Tibial von Mises stresses of UKA tibial tray with different backside designs (a) Big keel type, (b) Small keel type, (c) Two-peg with fin type, (d) Three-oblique peg type, (e) Three-upright peg type

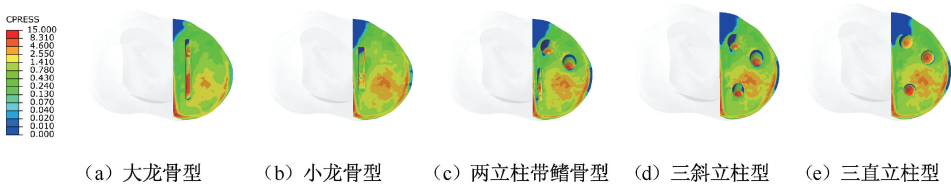


图3 不同UKA胫骨托盘背部设计下的骨-假体固定界面接触应力

Fig. 3 Contact stresses of bone-prosthesis fixation interface of UKA tibial tray with different backside designs (a) Big keel type, (b) Small keel type, (c) Two-peg with fin type, (d) Three-oblique peg type, (e) Three-upright peg type

别为 24.52、22.51、22.31、22.57、21.96 μm 。其中，大龙骨型的固定界面微动最大，其余类型的固定界面微动相差不超过 3%，且微动均分布在固定界面前内侧区域。然而，骨-假体固定界面的最大微动出现在步态周期 21% 时刻，大龙骨型、小龙骨型、两立柱带鳍骨型、三斜立柱型、三直立柱型的最大峰值

微动分别为 27.57、25.10、24.71、24.62、24.13 μm 。其中，三直立柱型具有最小的固定界面微动，而大龙骨型具有最大的固定界面微动，相比三直立柱型微动增大 14%。两立柱带鳍骨型、三斜立柱型和三直立柱型的骨-假体固定界面微动相差不大，相差范围在 2% 以内（见图 4）。

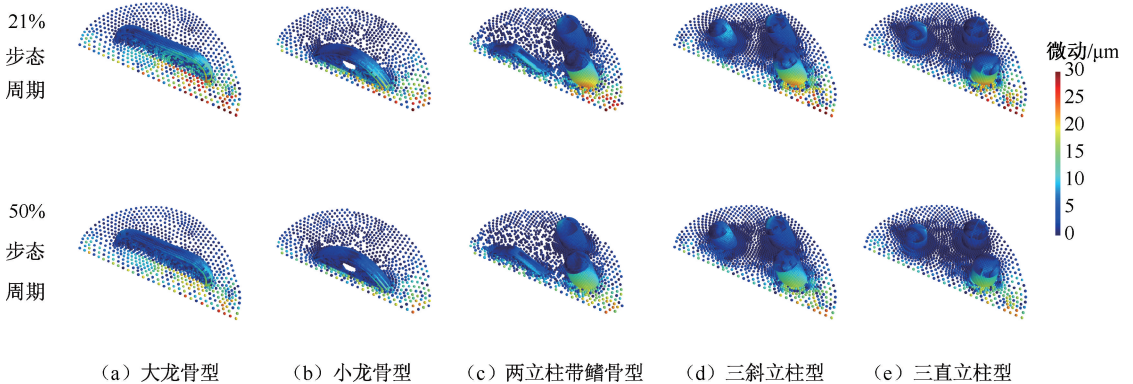


图4 不同UKA胫骨托盘背部设计下的骨-假体固定界面微动

Fig. 4 Micromotion of bone-prosthesis fixation interface of UKA tibial tray with different backside designs (a) Big keel type, (b) Small keel type, (c) Two-peg with fin type, (d) Three-oblique peg type, (e) Three-upright peg type

3 讨论

本文采用有限元方法,分析5种不同的UKA胫骨托盘背部设计对骨-假体固定界面的生物力学影响。根据文献报道,自然膝胫骨近端 von Mises 等效应力范围为17~42 MPa^[8,31-32],固定式UKA衬垫接触应力范围为18~104 MPa^[33-34],UKA术后胫骨近端最大 von Mises 等效应力范围为27~42 MPa^[8,32]。本文预测的自然膝胫骨近端最大 von Mises 等效应力为24 MPa,5种不同UKA胫骨托盘背部设计下的衬垫在全步态周期中最大接触应力分别为51.13、51.08、51.08、51.11、51.08 MPa,UKA术后胫骨近端最大 von Mises 等效应力分别为30.26、28.86、32.90、29.62、30.36 MPa,相对于自然膝胫骨近端 von Mises 等效应力分别增加26.08%、20.25%、35.92%、23.42%、26.5%,且胫骨应力均匀分布在胫骨近端内侧皮质骨区域,这一结果与Simpson等^[31]、Nie等^[32]和Chang等^[35]通过有限元计算和实验结果一致。本文模型预测结果在文献报道结果范围内,间接验证了本文UKA有限元模型的有效性。

由胫骨 von Mises 等效应力结果可知,两立柱带鳍骨型设计获得了较大的胫骨 von Mises 等效应力,小龙骨型设计获得了较小的胫骨 von Mises 等效应力。由此可见,增加胫骨托盘背部固定结构与骨的接触面积可有效传递应力。而较大的骨应力能够刺激骨生长,同时减小应力屏蔽效应^[36]。另外,本文发现,胫骨 von Mises 等效应力主要分布在胫骨远端后内侧皮质骨区域、龙骨和固定立柱底部以及胫骨水平截骨面和矢状截骨面相交处的后侧区域。

在骨-假体固定界面,最大接触应力主要分布在龙骨和固定钉底部、胫骨水平截骨面和矢状截骨面相交处的后侧区域、界面后内侧假体边。小龙骨型背部固定结构接触面积较小,容易产生较大的接触应力。三立柱型和三斜立柱型设计大大增加了与骨的接触面积,直立柱相比斜立柱更有利于接触应力的分布。本文认为,对于UKA胫骨托盘背部设计,其固定结构设计和位置分布会显著影响固定界面的接触力学。

UKA假体的早期稳定性可由骨-假体界面微动

来评价,微动小于50 μm能够促进骨长入,而微动超过150 μm可能会导致骨纤维化进而导致假体松动^[17,37-38]。Yang等^[7,30]通过胫骨托盘背面节点与胫骨截骨面邻近节点之间的相对运动预测了TKA中骨-假体固定界面的微动,并通过体外模拟实验验证了该方法的可靠性,为本文提供了一种可靠的微动预测方法。本文基于此方法发现,5种不同UKA胫骨托盘背部设计的骨-假体固定界面微动均在50 μm范围之内,均有利于促进骨与UKA假体表面多孔结构整合。本文同样发现,骨-假体固定界面微动变化高度依赖于膝关节内侧力,但是最大微动并不出现在最大关节力时刻,该结果和Taylor等^[11]研究结论一致。在步态周期单支撑相和摆动相中,单一龙骨型设计具有较大的骨-假体固定界面微动,通过增加固定立柱设计会降低微动,同时直立柱比斜立柱产生的微动更小。因此,综合考虑假体设计对胫骨应力分布和骨-假体固定界面微动的影响,本文认为,UKA胫骨托盘背部设计应着重考虑两立柱与鳍骨或小龙骨的组合设计,有利于提高假体长期稳定性和降低松动失效风险。

本文仍存在一定的局限性:①仅考虑了直立行走步态下的情况,没有考虑下蹲、跑步、上下楼梯等生理活动对不同假体设计的影响,不同胫骨托盘背部设计在不同生理活动下可能表现出不同的生物力学差异;②由于骨-假体固定界面生物力学的测试实验开展难度大,团队实验条件有限,仅对有限元模型进行了间接验证;③采集的CT影像数据和膝关节运动数据仅来源于1位男性志愿者,没有考虑不同个体差异对结果的影响;④只考虑了龙骨与固定立柱的组合设计,没有考虑龙骨和固定立柱的参数设计对应力分布和界面微动的影响。在未来的工作中,应综合考虑增加膝关节运动数据、志愿者数据和UKA假体参数化设计,进一步为优化UKA胫骨托盘背部设计提供数据支持。

4 结论

本文研究了UKA胫骨托盘背部设计对胫骨 von Mises 等效应力和骨-假体固定界面接触应力及微动的影响。结果表明,两立柱带鳍骨型胫骨托盘设计有利于骨应力的传递,获得较小的固定界面微动。直立柱型设计相比斜立柱更有利于接触应力

的分布、骨应力传递和限制固定界面微动。为了提高胫骨假体的长期固定效果,建议 UKA 胫骨托盘背部设计应着重考虑两直立柱与鳍骨或小龙骨的组合设计。这种设计能有效地平衡应力传递和界面微动,从而在保证假体稳定性的同时降低无菌性松动的风险。

利益冲突声明: 无。

作者贡献声明: 马张稳、陈瑱贤构思并设计研究方案,马张稳、陈瑱贤和张兵进行建模仿真和论文撰写,薛敏、董天琦、张静讨论并修改论文。

参考文献:

- [1] 郭蜀新, 管士坤, 刘宁, 等. 膝关节单髁置换术失败原因及翻修研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2023, 37(2): 221-227.
- [2] 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.
- [3] AHLBÄCK S. Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation [J]. Acta Radiol Diagn, 1968(277): 7-72.
- [4] 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.
- [5] MITTAL A, MESHRAM P, KIM WH, *et al.* Unicompartmental knee arthroplasty, an enigma, and the ten enigmas of medial UKA [J]. J Orthop Traumatol, 2020, 21(1): 15.
- [6] 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]. Orthop Traumatol Surg Res, 2012, 98(6): S124-S30.
- [7] YANG H, BEHNAM Y, CLARY C, *et al.* Drivers of initial stability in cementless TKA: Isolating effects of tibiofemoral conformity and fixation features [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2022(136): 10507.
- [8] 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): 186-192.
- [9] JYOTI GR, MONDAL S, GHOSH R, *et al.* Biomechanical analysis of three popular tibial designs for TAR with different implant-bone interfacial conditions and bone qualities: A finite element study [J]. Med Eng Phys, 2022(104): 103812.
- [10] HASHEMI A, SHIRAZI-ADL A. Finite element analysis of tibial implants—Effect of fixation design and friction model [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2000, 3(3): 183-201.
- [11] TAYLOR M, BARRETT DS, DEFFENBAUGH D. Influence of loading and activity on the primary stability of cementless tibial trays [J]. J Orthop Res, 2012, 30(9): 1362-1368.
- [12] SMALL SR, ROGGE RD, REYES EM, *et al.* Primary stability in cementless rotating platform total knee arthroplasty [J]. J Knee Surg, 2019, 34(2): 192-199.
- [13] SOPHER RS, AMIS AA, CALDER JD, *et al.* Total ankle replacement design and positioning affect implant-bone micromotion and bone strains [J]. Med Eng Phys, 2017(42): 80-90.
- [14] BARKER DS, TANNER KE, RYD L, *et al.* A circumferentially flanged tibial tray minimizes bone-tray shear micromotion [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2005, 219(6): 449-456.
- [15] WHITESIDE LA. Four screws for fixation of the tibial component in cementless total knee arthroplasty [J]. Clin Orthop Relat Res, 1994(299): 72-76.
- [16] YANG H, BAYOGLU R, CLARY CW, *et al.* Impact of patient, surgical, and implant design factors on predicted tray-bone interface micromotions in cementless total knee arthroplasty [J]. J Orthop Res, 2023, 41(1): 115-129.
- [17] PILLIAR RM, LEE JM, MANIATOPOULOS C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants [J]. Clin Orthop Relat Res, 1986(208): 108-113.
- [18] COBB JP, DIXON H, DANDACHLI W, *et al.* The anatomical tibial axis [J]. J Bone Joint Surg Br, 2008, 90-B(8): 1032-1038.
- [19] 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.
- [20] SIMILEYSKY AAH, MAURY L. Repeatability, reproducibility, and agreement of three methods for finding the mechanical axis of the human tibia [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2022(25): 1301-1309.
- [21] BERAHMANI S, JANSSEN D, WOLFSON D, *et al.* FE analysis of the effects of simplifications in experimental testing on micromotions of uncemented femoral knee implants [J]. J Orthop Res, 2016, 34(5): 812-819.
- [22] BROCKETT CL, ABDELGAIED A, HAYTHORNTHWAITTE T, *et al.* The influence of simulator input conditions on the

- wear of total knee replacements: An experimental and computational study [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2016, 230(5): 429-439.
- [23] DONAHUE TLH, HULL ML, RASHID MM, *et al.* How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint [J]. *J Biomech*, 2003, 36(1): 19-34.
- [24] GODEST AC, BEAUGONIN M, Haug E, *et al.* Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis [J], *J Biomech*, 2020, 35(2): 267.
- [25] KELLY N, CAWLEY DT, SHANNON FJ, *et al.* An investigation of the inelastic behaviour of trabecular bone during the press-fit implantation of a tibial component in total knee arthroplasty [J]. *Med Eng Phys*, 2013, 35(11): 1599-606.
- [26] SÁNCHEZ E, SCHILLING C, GRUPP TM, *et al.* The effect of different interference fits on the primary fixation of a cementless femoral component during experimental testing [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2021(113): 104189.
- [27] WEBER P, WOICZINSKI M, STEINBRÜCK A, *et al.* Increase in the tibial slope in unicondylar knee replacement: Analysis of the effect on the kinematics and ligaments in a weight-bearing finite element model [J/OL]. *Biomed Res Int*, 2018, doi: 10.1155/2018/8743604.
- [28] 任佳轩, 陈瑛贤, 张静, 等. UKA 关节线安装误差对膝关节接触力学和运动学影响[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(2): 290-296.
- REN JX, CHEN ZX, ZHANG J, *et al.* The influence of uka installation error of joint line on contact mechanics and kinematics of knee joint [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(2): 290-296.
- [29] 熊守林, 屈亚飞, 任佳轩, 等. 单髁膝关节置换术中假体关节线安装高度误差对衬垫磨损的影响[J]. *生物医学工程学杂志*, 2023, 40(6): 1192-1199.
- [30] YANG H, BAYOGLU R, RENANI M S, *et al.* Validation and sensitivity of model-predicted proximal tibial displacement and tray micromotion in cementless total knee arthroplasty under physiological loading conditions [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020(109): 103793.
- [31] 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.
- [32] NIE Y, YU Q, SHEN B, *et al.* 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.
- [33] MA P, MUHEREMU A, ZHANG S, *et al.* Biomechanical effects of fixed-bearing femoral prostheses with different coronal positions in medial unicompartmental knee arthroplasty [J]. *J Orthop Surg Res*, 2022, 17(1): 150.
- [34] DOBELLE E, AZA A, AVELLAN S, *et al.* Implantation of the femoral component relative to the tibial component in medial unicompartmental knee arthroplasty: A clinical, radiological, and biomechanical study [J]. *J Arthroplasty*, 2022, 37(6): S82-S87.
- [35] 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.
- [36] COMPLETO A, TALAIA P, FONSECA F, *et al.* Relationship of design features of stemmed tibial knee prosthesis with stress shielding and end-of-stem pain [J]. *Mater Design*, 2009, 30(4): 1391-1397.
- [37] BRAGDON CR, BURKE D, LOWENSTEIN JD, *et al.* Differences in stiffness of the interface between a cementless porous implant and cancellous bone *in vivo* in dogs due to varying amounts of implant motion [J]. *J Arthroplasty*, 1996, 11(8): 945-951.
- [38] ENGH CA, O'CONNOR D, JASTY M, *et al.* Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary-locking femoral prostheses [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1992, 10(285): 13-29.