文章编号:1004-7220(2025)05-1122-07

骨质量差异对单髁膝关节置换假体稳定性的生物力学影响

马张稳[1]，　许敬亭[2]，　樊一鸣[2]，　张　静[2]，　陈填贤[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　研究患者骨质量差异对单髁膝关节置换(unicondylar knee arthroplasty,UKA)假体稳定性的影响。**方法**　建立 UKA 有限元模型,以个体化 UKA 骨肌多体动力学模型预测的膝关节内侧力和关节运动作为边界条件,量化研究 5 种不同骨质量情况对胫骨近端 von Mises 应力、骨-假体固定界面接触应力以及骨-假体固定界面微动的影响。**结果**　骨质量差异对胫骨近端 von Mises 应力和骨-假体固定界面接触应力的影响并不明显,骨质量强度相差最大的两组模型间胫骨近端 von Mises 应力峰值相差不超过 5%,骨-假体固定界面接触应力峰值相差仅 2.37 MPa。但是骨质量强弱对骨-假体固定界面微动的影响显著,弱骨质量更容易引起骨-假体固定界面微动的变化。相比中性骨质量患者,弱骨质量患者在 20% 步态周期时假体固定界面微动增加了 84.67%。**结论**　骨质量较弱的 UKA 患者假体松动风险更高。建议医生应谨慎选择手术策略,以降低 UKA 术后翻修率。

关键词:单髁膝关节置换术;骨质量;假体松动;微动;接触应力
中图分类号:R 318.01　　**文献标志码**:A
DOI:10.16156/j.1004-7220.2025.05.005

Biomechanical Effects of Bone Quality Differences on Stability of Unicondylar Knee Replacement Prostheses

MA Zhangwen[1],　XU Jingting[2],　FAN Yiming[2],　ZHANG Jing[2],　CHEN Zhenxian[2]
(*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 effects of patient bone mass differences on the stability of unicondylar knee arthroplasty (UKA) prostheses. **Methods**　A UKA finite element model was established to quantify the effects of five different bone quality conditions on the proximal tibial von Mises stress, bone-prosthesis fixation interface contact stress, and bone-prosthesis fixation interface micromotion, using the medial knee force and joint motion predicted by the individualized UKA musculoskeletal multibody dynamics model as boundary conditions. **Results**　The influences of bone strength on the proximal tibia von Mises stress and bone-prosthesis fixation interface contact stress were not obvious, and the difference in peak values of the proximal tibia von Mises stress between two groups of models with the largest difference in bone strength was not more than 5%, and the difference in peak values of the bone-prosthesis fixation interface contact stress was only 2.37 MPa. However, the influence of bone strength on the bone-prosthesis fixation interface micromotion was significant, and the weaker bones were more prone to cause the bone-prosthesis fixation interface micromotion. However, bone

---

收稿日期:2024-12-10;**修回日期**:2025-01-18
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(11902048,12202074)

通信作者:陈填贤,高级工程师,E-mail:zhenxian_chen@yeah.net

strength had a significant effect on the bone-prosthesis fixation interface micromotion, and weak bone was more likely to cause changes in the bone-prosthesis fixation interface micromotion. Compared to patients with the neutral bone quality, the prosthesis fixation interface micromotion increased by 84.67% at 20% gait cycles for patients with the weakest bone quality. **Conclusions** UKA patients with a weaker bone quality have a higher risk of prosthesis loosening. It is recommended that surgeons should carefully choose their surgical strategy in order to reduce the rate of postoperative revision in UKA.

Key words: unicondylar knee arthroplasty; bony quality; prosthesis loosening; micromotion; contact stress

单髁膝关节置换（unicondylar knee arthroplasty，UKA）已广泛应用于治疗终末期膝关节单髁骨性关节炎。然而，假体松动造成的 UKA 术后翻修高达 45%[1]。假体固定界面设计、安装精度和患者自身因素是影响假体松动的重要方面，其中患者骨质量特征是影响 UKA 骨-假体固定界面稳定性的重要因素。由于老龄化或患病等因素会造成骨密度和骨质量下降，骨质量下降会影响骨的弹性模量下降，进而增加骨折[2-3]、假体沉降[4]和骨-假体界面松动[5-6]等风险，因此，研究患者骨质量差异与 UKA 假体松动风险间的内在关系，对降低 UKA 术后翻修率具有重要的临床意义。

国内学者主要对 UKA 术后因骨质疏松产生的并发症[7]、骨质量较弱术后易引起假体周围骨折[8]以及 UKA 术后假体周围骨密度变化情况[9]进行研究。Jyoti 等[2]研究发现，弱骨质量患者进行全膝关节置换后体内会引起较高的骨应力和较大的骨-假体固定界面微动。Scheele 等[10]通过动态压缩-剪切试验发现，UKA 胫骨的失效载荷与骨密度显著正相关。目前有关 UKA 术后患者行走步态下骨质量差异对 UKA 假体固定的生物力学影响研究较少，患者骨质量强弱与假体松动失效风险间的关系尚不明确。

前人进行 UKA 有限元仿真时多采用标准步态[11]或静态分析[10]，并未考虑患者实际膝关节受力状态。Zhang 等[12]研究发现，标准步态条件无法复现体内膝关节内侧和外侧关节的载荷分布。个体化 UKA 骨肌多体动力学模型可以预测膝关节内侧力和关节运动，能够为 UKA 有限元仿真提供更合理的边界条件[13]。因此，亟待采用更合理的加载方式，研究步态条件下骨质量差异对 UKA 假体固定的生物力学影响。

本文考虑了弱骨质量、较弱骨质量、中性骨质量、较强骨质量、强骨质量 5 种骨质量情况，基于有限元方法分别建立 UKA 假体固定的有限元模型，采用行走步态下膝关节内侧力和关节运动为边界条件，探究患者不同骨质量情况对 UKA 假体固定的生物力学影响，为理解 UKA 假体松动失效机制提供理论参考。

1 材料和方法

1.1 三维模型建立

采用的医学影像数据来源于 1 名健康男性志愿者（年龄 26 岁，身高 187 cm，体重 84.9 kg），在获得西安红会医院伦理审查（201903001）和患者知情同意后，志愿者位于仰卧位，膝关节屈曲 0°进行 CT 扫描，扫描层厚 1 mm，分辨率 512×512。将 CT 数据导入 Mimics 21.0（Materialise 公司，比利时）中对左腿胫骨进行建模，然后在骨科医生的指导下对胫骨近端模拟胫骨内侧 UKA 手术截骨[14]，截骨面在冠状面上垂直于胫骨机械轴[15-16]（0°内外翻）并低于内侧胫骨平台最低点 8 mm，在矢状面上具有 5°后倾角[17]。将截骨后的胫骨近端与股骨部件、聚乙烯衬垫和胫骨托盘在 SolidWorks 2016（Dassault Systemes 公司，法国）中模拟装配，建立内侧 UKA 三维实体模型。

1.2 有限元模型

将 UKA 三维实体模型导入 HyperMesh 2019（Altair 公司，美国）中进行网格划分。股骨髁假体和聚乙烯衬垫的网格类型为 C3D8I 八节点六面体网格，胫骨托盘和胫骨的网格类型为 C3D10M 十节点四面体网格。UKA 有限元模型单元网格尺寸分别采用 1、2、4 mm 进行网格敏感性分析，网格数量分别为 397 533、193 766、150 169，2、4 mm 网格的胫骨 von Mises 应力和骨-假体固定界面微动相比 1 mm 变化分别为 2.8%、0.6%和 4.4%、2.8%。

基于网格敏感性分析,假体部件和胫骨整体平均网格尺寸设为 2 mm,UKA 骨-假体固定界面接触区域采用细化网格 1 mm。将构建好的网格模型分别导入 ABAQUS 2021(Dassault Systemes 公司,法国)中建立有限元模型(见图 1)。

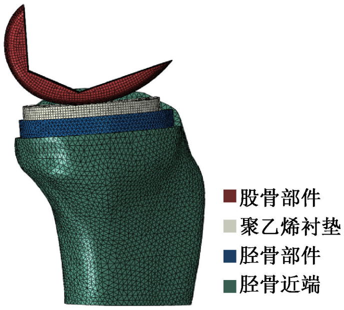

图 1 UKA 有限元模型

Fig. 1 UKA finite element model

骨密度是最常用的骨质量指标,而骨密度、强度和应力分布之间存在密切的关系[18-19]。本文通过 Mimics 软件获得胫骨灰度值范围为 0～1 543 GV。于 CT 灰度值(GV)与骨密度(ρ)关系[20]为:

$$\rho = 0.0405 + (9.18 \times 10^{-4})\,\mathrm{GV} \qquad (1)$$

计算得到骨密度范围为 0.04～1.49 $\mathrm{g/cm^3}$。为了研究不同骨质量情况对 UKA 假体固定的生物力学影响,将此骨质量下的骨密度作为基准值,以基准值两侧偏差 20% 的变化增量表征更广泛人群所代表的骨质量情况[21]。将基准值下的骨密度模型定义为中性骨质量模型,而骨密度与基准值相比为 60%(0.024～0.984 $\mathrm{g/cm^3}$)、80%(0.032～1.192 $\mathrm{g/cm^3}$)、120%(0.048～1.788 $\mathrm{g/cm^3}$)、140%(0.56～2.086 $\mathrm{g/cm^3}$)的情况分别定义为弱、较弱、较强、强骨质量模型。最后,根据骨密度与弹性模量(E)之间的关系

$$E = \begin{cases} 3.60\rho - 0.14, & 0 < \rho \leqslant 0.1 \\ 18.49\rho^{1.93}, & 0.1 < \rho \leqslant 0.37 \\ 8.87\rho - 0.57, & 0.37 < \rho \leqslant 1.5 \\ 4.83\rho^{2.39}, & \rho > 1.5 \end{cases} \qquad (2)$$

分别计算得到不同质骨模型下的弹性模量。最终针对弱、较弱、中性、较强、强骨质量模型,以 UKA 术后行走活动下的膝关节内侧力和运动参数[13]作为边界条件,建立 5 种不同骨质量的 UKA 有限元模型。

股骨部件和胫骨托盘均采用钴铬钼(CoCrMo)合金[22],衬垫材料为超高分子量聚乙烯(UHMWPE)[23],所有部件均被设置为各向同性线弹性材料[20,24]。UKA 模型材料属性如表 1 所示。

表 1 UKA 有限元模型材料属性

Tab. 1 Material properties of the UKA finite element model

部件/材料	E/MPa	ν
聚乙烯衬垫-UHMWPE	463	0.46
股骨部件-CoCrMo	210 000	0.30
胫骨部件- CoCrMo	210 000	0.30
胫骨(弱骨质量)	138.1～7 413.1	0.30
胫骨(较弱骨质量)	184.1～9 884.2	0.30
胫骨(中性骨质量)	230.1～12 355.2	0.30
胫骨(较强骨质量)	276.1～14 826.2	0.30
胫骨(强骨质量)	322.1～17 297.3	0.30

有限元模型中,将股骨部件与聚乙烯衬垫之间定义为接触,摩擦系数为 0.04[25];胫骨托盘为非骨水泥安装固定,将托盘背部结构与胫骨定义为接触,摩擦系数为 0.2[26];接触面之间设置 0.7 mm 过盈配合[27]。设置股骨部件为刚体,股骨部件参考点与股骨部件之间采用刚性耦合,股骨远端参考点与胫骨之间采用运动学耦合,聚乙烯衬垫背部与胫骨托盘之间为绑定约束[28]。

参考点位置以及膝关节运动加载如图 2 所示,股骨参考点过屈曲伸展轴,位于股骨假体宽度中心位置;胫骨参考点过胫骨髓腔中心,位于胫骨远端。轴向载荷及屈曲伸展运动施加于股骨参考点,其他自由度约束。前后平移及内旋外旋运动施加于胫骨参考点,其他自由度约束。

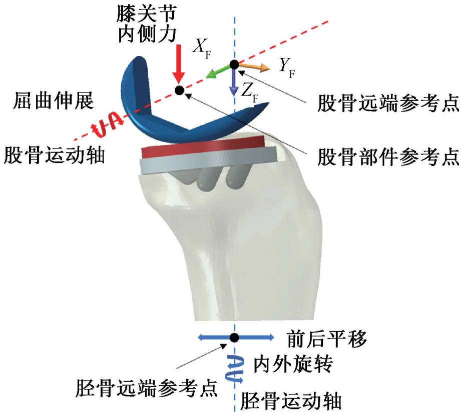

图 2 运动轴和参考点位置及膝关节运动加载

Fig. 2 Motion axis, reference point position and loading of knee joint motion

以个体化 UKA 骨肌多体动力学模型预测的患者行走步态下的膝关节内侧力和关节运动为边界条件[13]，膝关节内侧力范围为 29.25～1 779.31 N，屈曲角度范围为-4.11°～64.94°，分别加载到有限元模型参考点上。

2　结果

2.1　有限元模型验证

文献报道的固定式 UKA 衬垫 von Mises 应力范围为 22～27 MPa[29-30]；胫骨近端 von Mises 应力范围为 12～43 MPa[31-32]。本文预测所得衬垫和胫骨近端最大 von Mises 应力与上述文献报道范围相近（见表 2）。

表 2　本文模型预测的最大 von Mises 应力与文献报道对比

Tab. 2　Comparison of the maximum von Mises stress between model predictions in this study and literature reports

单位：MPa

文献	衬垫	胫骨近端
本模型	29.45	27.22
[29]	25.64±1.33	—
[30]	23.83±1.39	—
[32]	—	25.91±4.73
[31]	—	27.39±14.95

文献报道的行走步态下骨-假体固定界面微动范围为 9.65～34.27 μm，本文预测所得骨-假体固定界面的峰值微动在上述文献报道范围内（见表 3）。

表 3　本文模型预测的峰值微动与文献报道对比

Tab. 3　Comparison of peak micromotion between model predictions in this study and literature reports

单位：μm

文献出处	骨-假体固定界面
本模型	24.70
[33]	22.63±10.44
[34]	21.96±12.31

2.2　胫骨近端 von Mises 应力

分析行走活动下 UKA 患者不同骨质量情况对胫骨近端 von Mises 应力分布的影响，结果显示，患者骨质量变化对胫骨 von Mises 应力的影响不显著。在膝关节内侧力达到第 1 个峰值时刻（20% 步态周期）、第 2 个峰值时刻（50% 步态周期）和膝关节屈曲角度最大时刻（72% 步态周期），膝关节内侧力分别为 1 737.36、1 766.19、71.28 N；和中性骨质量强度相比，胫骨近端 von Mises 应力在弱骨质量下分别减小了 1.58%、1.95%、1.41%，在强骨质量下分别增加了 0.81%、0.55% 和 0.42%（见图 3）。

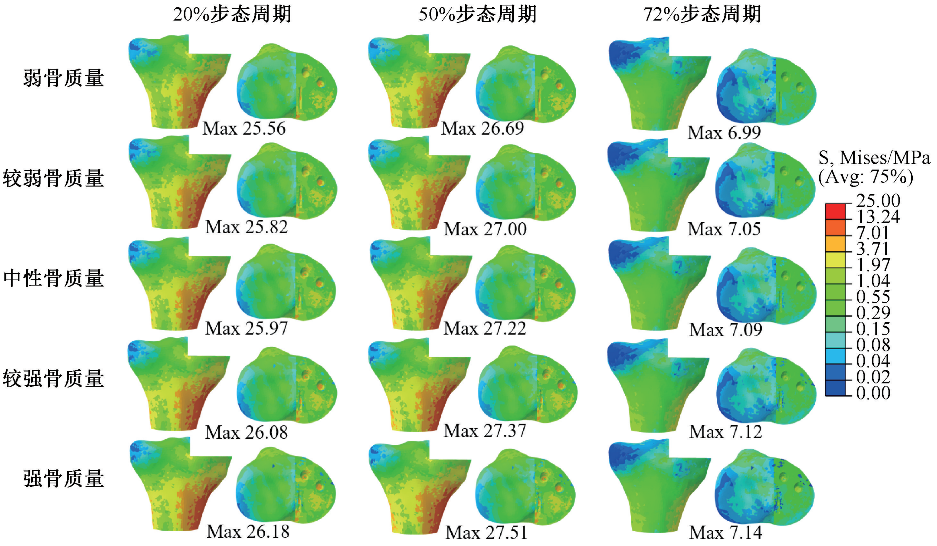

图 3　行走步态下不同骨质量条件下 UKA 胫骨近端 von Mises 应力云图

Fig. 3　Von Mises stress contours of UKA proximal tibia under different bone quality conditions during walking

2.3　骨-假体固定界面接触应力

分析行走活动下 UKA 患者不同骨质量情况对骨-假体固定界面接触应力分布的影响，结果显示，随着骨质量的增强，骨-假体固定界面接触应力呈现减小的趋势。在膝关节内侧力达到第 1 个峰值时刻（20% 步态周期），和中性骨质量强度相比，骨-假体固

定界面接触应力在弱骨质量下增大了 9.63%，在强骨质量下减小了 8.77%；在膝关节内侧力达到第 2 个峰值时刻(50%步态周期)，和中性骨质量强度相比，骨-假体固定界面接触应力在弱骨质量下增大了 10.81%，在强骨质量下减小了 9.52%；在膝关节屈曲角度最大时刻(72%步态周期)，和中性骨质量强度相比，骨-假体固定界面接触应力在弱骨质量下减小了 3.09%，在强骨质量下增大了 2.32%(见图 4)。

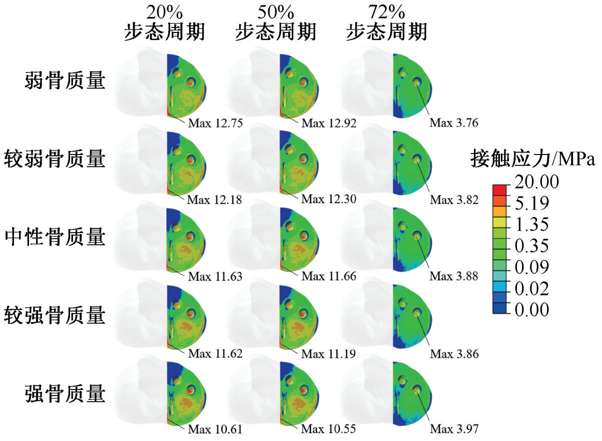

图 4　行走步态下不同骨质量条件下 UKA 骨-假体固定界面接触应力云图

Fig. 4　Contact stress contours of UKA bone-prosthesis fixation interface under different bone quality conditions during walking

2.4　骨-假体固定界面微动

分析行走步态下不同骨质量情况对 UKA 骨-假体固定界面微动的影响，结果显示，随着骨质量的增强，UKA 骨-假体固定界面微动减小，并在 20%步态周期附近呈现最大(见图 5)。

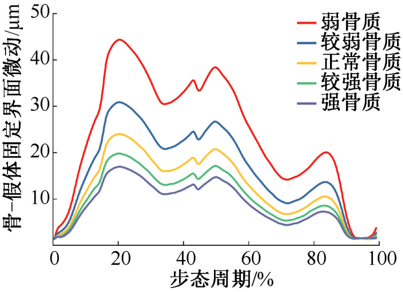

图 5　不同骨质量条件对 UKA 骨-假体固定界面微动的影响

Fig. 5　Effects of different bone quality conditions on micromotion at the UKA bone-prosthesis fixation interface

分析 20%步态周期下不同骨质量对 UKA 骨-假体固定界面最大微动分布的影响，结果显示，与中性骨质量强度相比，UKA 骨-假体固定界面微动在弱骨质量和较弱骨质量下分别增大了 84.67%和 28.62%(分别增大了 20.38、6.89 μm)，在较强骨质量和强骨质量下分别减小了 17.52%和 29.37%(分别减小了 4.22、7.07 μm)，见图 6。

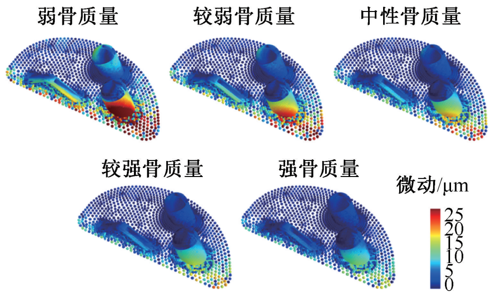

图 6　20%步态周期不同骨质量条件下 UKA 骨-假体固定界面微动云图

Fig. 6　Micromotion coutours at UKA bone-prosthesis fixation interface under different bone quality conditions in 20% gait cycle

3　讨论

本文发现，骨质量强度对 UKA 术后胫骨近端 von Mises 应力影响不明显，变化不超过 2%。Liu 等[11]研究发现，骨质量强度对胫骨近端 von Mises 应力的影响不超过 7%，该结果与本文结论相近。但是 Seeger 等[35]研究认为，接受非骨水泥型 UKA 治疗的骨质量较差患者，发生假体周围胫骨骨折的风险更高，并且最大胫骨 von Mises 应力位于胫骨内侧平台下方的皮质骨上[36]，这与本文的研究结果一致。

UKA 骨-假体固定界面最大接触应力出现在截骨面拐角处，这与马振等[37]研究结论相同，侧面证明了本文有限元模型的准确性。随着骨质量的增强，UKA 骨-假体固定界面接触应力在步态周期站立相随之减小，而在步态周期摆动相随之增大。但是，在接触应力较大的 20%、50%步态周期下，虽然在强骨质量下比在弱骨质量下骨-假体固定界面接触应力相差接近 20%，但最大相差仅 2.37 MPa。由此可见，骨质量强度对 UKA 骨-假体固定界面接触应力的影响不明显。

Jyoti 等[2]和本文均发现，随着骨质量的增强，骨-假体固定界面微动随之减小，并且弱的骨质量

更容易引起骨-假体固定界面微动的变化。本文结果显示,弱骨质量相比中性骨质量在 20% 步态周期峰值微动处增加了 84.67%。随着骨质量的减弱,胫骨就会变得像海绵状和多孔状,表现出弹性模量较小的柔软材料特性;同时,在 UKA 胫骨托盘材料不变的情况下,弱骨质量就容易发生更大的微动,增加假体松动的可能性。这一发现强调了在 UKA 术前评估患者骨质量状况的重要性,并提示医生在面对骨质量较弱的患者时采取相应的预防措施。

本研究存在以下局限性:① 基于中性骨密度情况,通过定量增减讨论了 5 种不同骨质量情况,并未采用不同患者真实骨密度情况,在后续研究中应统计并采用更合理的骨密度情况。② 只进行了行走步态模拟,未考虑日常活动中其他高频活动,如上下楼梯、起立坐下、慢跑。③ 为了节省计算时间,未建立包括股骨、腓骨、关节软骨、对侧半月板和韧带在内的完整 UKA 膝关节模型。④ 应扩大骨质疏松的骨密度变化范围进行研究。尽管本文存在上述局限性,但不影响讨论患者骨质量与 UKA 假体固定稳定性的生物力学关系,研究结果为理解 UKA 假体松动失效提供了理论参考。

4 结论

本文通过有限元方法量化研究了行走步态下不同骨质量情况对 UKA 假体固定稳定性的生物力学影响。行走时 UKA 骨-假体固定界面微动对患者骨质量变化较为敏感。患者骨质量越弱,UKA 骨-假体固定界面微动越显著,假体松动风险越高。因此,对于骨质量较弱的患者,医生应谨慎选择手术策略以降低 UKA 术后翻修率。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:马张稳、张静和陈瑱贤构思并设计研究方案;许敬亭和樊一鸣进行模型仿真;许敬亭和马张稳进行论文撰写;张静和陈瑱贤修改论文。

参考文献:

[1] 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-S130.

[2] MONDAL S, GHOSH R. 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.

[3] YOKOYAMA M, NAKAMURA Y, EGUSA M, *et al.* Factors related to stress fracture after unicompartmental knee arthroplasty [J]. Asia Pac J Sport Med Arthrosc Rehabil Technol, 2019(15): 1-5.

[4] LIDDLE AD, PANDIT HG, JENKINS C, *et al.* Valgus subsidence of the tibial component in cementless Oxford unicompartmental knee replacement [J]. Bone Joint J, 2014, 96-B(3): 345-349.

[5] NIXON M, TAYLOR G, SHELDON P, *et al.* Does bone quality predict loosening of cemented total hip replacements? [J]. J Bone Joint Surg, 2007, 89(10): 1303-1308.

[6] KOPPENS D, RYTTER S, DALSGAARD J, *et al.* The effect of bone quality on tibial component migration in medial cemented unicompartmental knee arthroplasty. A prospective cohort study using dual X-ray absorptiometry and radiostereometric analysis [J]. J Arthroplast, 2020, 35(3): 675-682.

[7] 许瀚, 吕波, 赵永正, 等. 单髁置换术治疗 70 岁以上老年膝内侧间室骨关节炎合并骨质疏松症的近期疗效观察[J]. 实用骨科杂志, 2020, 26(12): 1075-1078.

[8] 王煜东, 汪利合, 孙明帅, 等. 单髁置换术后假体周围骨折的危险因素及防治措施的研究进展[J]. 实用临床医药杂志, 2022, 26(14): 144-148.

[9] 魏文兴, 吴元刚, 曾羿, 等. 膝关节置换术后骨密度变化的研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2021, 35(1): 124-129.

[10] SCHEELE CB, PIETSCHMANN MF, SCHRÖDER C, *et al.* Effect of bone density and cement morphology on biomechanical stability of tibial unicompartmental knee arthroplasty [J]. Knee, 2020, 27(2): 587-597.

[11] LIU M, JIANG K, JU X. Biomechanical effects of femoral prosthesis misalignment on the structure of the lateral compartment during medial unicompartmental knee arthroplasty in osteoporotic patients [J]. J Orthop Surg, 2024, 32(2): 10225536241273924.

[12] ZHANG J, CHEN Z, WANG L, *et al.* Load application for the contact mechanics analysis and wear prediction of total knee replacement[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2017, 231(5): 444-454.

[13] 任佳轩, 陈瑱贤, 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.

[14] DE GRAVE PW, LUYCKX T, RYCKAERT A, *et al.* Medial unicompartmental knee arthroplasty with a fixed bearing implant[J]. JBJS Essent Surg Tech, 2019, 9(3): e26.

[15] COBB J, DIXON H, DANDACHLI W, *et al.* The anatomical tibial axis: Reliable rotational orientation in knee replacement [J]. J Bone Joint Surg, 2008, 90(8): 1032-1038.

[16] SIMILEYSKY A, HULL ML. Repeatability, reproducibility, and agreement of three methods for finding the mechanical axis of the human tibia [J]. Comput Methods Biomech Biomed Eng, 2022, 25(11): 1301-1309.

[17] 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 Jt Res, 2019, 8(3): 126-135.

[18] MCCLOSKEY E, JOHANSSON H, ODEN A, *et al.* Fracture risk assessment [J]. Clin Biochem, 2012, 45 (12): 887-893.

[19] KLOTZ MC, BECKMANN NA, BITSCH RG, *et al.* Bone quality assessment for total hip arthroplasty with intraoperative trabecular torque measurements [J]. J Orthop Surg Res, 2014(9): 1-8.

[20] 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.

[21] CHATTERJEE S, KOBYLINSKI S AND BASU B. Finite element analysis to probe the influence of acetabular shell design, liner material, and subject parameters on biomechanical response in periprosthetic bone [J]. J Biomech Eng, 2018, 140(10): 101014.

[22] 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.

[23] BROCKETT CL, ABDELGAIED A, HAYTHORNTHWAITE 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.

[24] DONAHUE TLH, HULL M, 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.

[25] GODEST A, BEAUGONIN M, HAUG E, *et al.* Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis [J]. J Biomech, 2002, 35(2): 267-275.

[26] KELLY N, CAWLEY D, SHANNON F, *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): 1599-1606.

[27] 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.

[28] 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]. Biomed Res Int, 2018(1): 8743604.

[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] STEKLOV N, SLAMIN J, SRIVASTAV S, *et al.* Unicompartmental knee resurfacing: Enlarged tibio-femoral contact area and reduced contact stress using novel patient-derived geometries [J]. Open Biomed Eng J, 2010 (4): 85.

[31] NIE Y, YU Q, SHEN B. 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.

[32] 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.

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): 186-192.

[33] JAEGER S, RIEGER JS, BRUCKNER T, *et al.* The protective effect of pulsed lavage against implant subsidence and micromotion for cemented tibial unicompartmental knee components: An experimental cadaver study [J]. J Arthroplast, 2014, 29(4): 727-732.

[34] YILDIRIM G, GOPALAKRISHNAN A, DAVIGNON RA, *et al.* Comparative fixation and subsidence profiles of cementless unicompartmental knee arthroplasty implants [J]. J Arthroplast, 2016, 31(9): 2019-2024.

[35] SEEGER JB, HAAS D, JÄGER S, *et al.* Extended sagittal saw cut significantly reduces fracture load in cementless

(下转第 1143 页)

TKR［J］. J Med Biomech, 2009, 24 (5): 333-337.

［20］ CASTELLARIN G, BORI E, RAPALLO L, *et al.* Biomechanical analysis of different levels of constraint in TKA during daily activities［J］. Arthroplasty, 2023, 5(1): 3.

［21］ APOSTOLOPOULOS V, TOMÁŠ T, BOHÁČ P, *et al.* Biomechanical analysis of all-polyethylene total knee arthroplasty on periprosthetic tibia using the finite element method［J］. Comput Meth Prog Bio, 2022(220): 106834.

［22］ DU M, SUN J, LIU Y, *et al.* Tibio-femoral contact force distribution of knee before and after total knee arthroplasty: combined finite element and gait analysis［J］. Orthop Surg, 2022, 14(8): 1836-1845.

［23］ ABD MANAP MF, ZAINUDDIN PNB, ISMAIL NF, *et al.* Topology optimization and mechanical properties studies on total knee replacement (TKR) using finite element simulation method［J］. J Mek, 2023, 46(2): 21-29.

［24］ KLASAN A, KAPSHAMMER A, MIRON V, *et al.* Kinematic alignment in total knee arthroplasty reduces polyethylene contact pressure by increasing the contact area, when compared to mechanical alignment—A finite element analysis［J］. J Pers Med, 2022, 12(8): 1285.

［25］ MADERBACHER G, KESHMIRI A, SPRINGORUM HR, *et al.* Are we subluxating knees in total knee arthroplasty? A cadaveric investigation［J］. J Arthroplasty, 2017, 32(1): 263-269.

［26］ RHOADS DD, NOBLE PC, REUBEN JD, *et al.* The effect of femoral component position on the kinematics of total knee arthroplasty［J］. Clin Orthop Relat R, 1993(286): 122-129.

［27］ AKBARI SHANDIZ M, BOULOS P, SAEVARSSON SK, *et al.* Changes in knee kinematics following total knee arthroplasty［J］. P I Mech Eng H, 2016, 230(4): 265-278.

［28］ AKALAN NE, ÖZKAN M, TEMELLI Y. Three-dimensional knee model: Constrained by isometric ligament bundles and experimentally obtained tibio-femoral contacts［J］. J Biomech, 2008, 41(4): 890-896.

［29］ SHIMIZU N, TOMITA T, YAMAZAKI T, *et al. In vivo* movement of femoral flexion axis of a single-radius total knee arthroplasty［J］. J Arthroplasty, 2014, 29(12): 2407-2411.

［30］ LÜTZNER J, KIRSCHNER S, GÜNTHER KP, *et al.* Patients with no functional improvement after total knee arthroplasty show different kinematics［J］. Int Orthop, 2012, 36(9): 1841-1847.

［31］ WANG Y, YAN S, ZENG J, *et al.* The biomechanical effect of different posterior tibial slopes on the tibiofemoral joint after posterior-stabilized total knee arthroplasty［J］. J Orthop Surg Res, 2020(15): 1-10.

［32］ WILSON DR, FEIKES JD, O' CONNOR JJ. Ligaments and articular contact guide passive knee flexion［J］. J Biomech, 1998, 31(12): 1127.

［33］ HEYSE TJ, EL-ZAYAT BF, DE CORTE R, *et al.* Internal femoral component malrotation in TKA significantly alters tibiofemoral kinematics［J］. Knee Surg Sport Tr A, 2018, 26(6): 1767-1775.

［34］ ROUSSIGNOL X, GAUTHE R, RAHALI S, *et al.* Opening the medial tibiofemoral compartment by pie-crusting the superficial medial collateral ligament at its tibial insertion: A cadaver study［J］. Orthop Traumatol Surg Res, 2015, 101(5): 529-533.

［35］ BOSCO F, GIUSTRA F, GHIRRI A, *et al.* The pie-crust surgical technique for medial collateral ligament release: Enhancing visualization of the medial compartment in knee arthroscopy［J］. Ann Joint, 2024(9): 14.

* * *

(上接第 1128 页)

unicompartmental knee arthroplasty compared to cemented tibia plateaus: An experimental cadaver study［J］. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012(20): 1087-1091.

［36］ MONDAL S, GHOSH R. A numerical study on stress distribution across the ankle joint: Effects of material distribution of bone, muscle force and ligaments［J］. J Orthop, 2017, 14(3): 329-335.

［37］ 马振, 吕林蔚, 刘璐, 等. 膝关节单髁置换界面应力失效分析［J］. 医用生物力学, 2024, 37(3): 473-478.
MA Z, LV LV, LIU L, *et al.* Failure analysis on interface stress in unicompartmental knee arthroplasty［J］. J Med Biomech, 2024, 37(3): 473-478.