

胫骨近端联合截骨术内固定钢板系统的有限元仿真

李冬燕¹, 赵改平¹, 嵇伟平²

(1. 上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海交通大学附属第六人民医院 骨科, 上海 200233)

摘要: 基于胫骨近端联合截骨术(CPTO)治疗内翻型膝骨性关节炎的手术方案, 采用有限元方法研究 CPTO 治疗中两种常用的内固定钢板系统对其生物力学特性的影响。建立胫骨近端联合截骨术植入 Tomofix 和 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统的三维有限元模型, 比较分析膝关节的刚度和楔形位移, 以及植入器械的应力分布特征。研究表明, 在 CPTO 手术中使用 Tomofix 亚洲型内固定系统相比使用 Tomofix 内固定系统的膝关节刚度增加了 23.8%, 平均楔形位移降低了 85.5%, 骨骼平均应力降低了 36.5%, 钢板和螺钉的最大应力分别增加了 16.6% 和 4.6%。因此, 在 CPTO 手术中使用 Tomofix 亚洲型内固定系统能较有效地提高膝关节结构的稳定性, 减小楔形微动, 为骨愈合提供强有力的支撑, 但在内固定系统的高强度支撑下骨骼应力降低较明显, 有引发应力遮挡效应进而导致骨质疏松的风险。

关键词: 胫骨近端联合截骨术; 内翻型膝骨性关节炎; 内固定系统; 生物力学特性; 有限元分析

中图分类号: R 318.01

文献标志码: A

Finite element simulation of internal fixation plate system in combined proximal tibial osteotomy

LI Dongyan¹, ZHAO Gaiping¹, JI Weiping²

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai, China; 2. Department of Orthopedic Surgery, Shanghai Jiao Tong University Affiliated Sixth People's Hospital, Shanghai, China)

Abstract: Based on the surgical program of the combined proximal tibial osteotomy (CPTO) to treat varus knee osteoarthritis, the biomechanical properties of two common internal fixation systems in CPTO with finite element analysis were studied. The three-dimensional finite element model of proximal tibial osteotomy combined with Tomofix and Tomofix-Asian internal fixation systems were established, the knee joint stiffness, wedge displacement and the stress distribution of tibia and implants were compared. The results show that the stiffness and the average wedge displacement increase by 23.8% and -85.5% respectively, using Tomofix-Asian internal fixation system compared with Tomofix internal fixation system. The average stress on tibia decreases by 36.5%, and the maximum stresses on plate and screw increase by 16.6% and 4.6%, respectively. Therefore, the

收稿日期: 2021-12-15

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(11502146); 上海市自然科学基金资助项目(15ZR1429600)

第一作者: 李冬燕(1997-), 女, 硕士研究生。研究方向: 生物力学。E-mail: veinard_ldy@163.com

通信作者: 赵改平(1975-), 女, 副教授。研究方向: 生物力学。E-mail: zgp_06@126.com

Tomofix-Asian internal fixation system usage during CPTO can improve the knee joint stability, reduce the wedge displacement, and provide strong support for bone healing. However, the obvious decrease of bone stress due to the high-strength support of the internal fixation system may increase the risk of stress shielding effect leading to osteoporosis.

Keywords: combined proximal tibial osteotomy (CPTO); varus knee osteoarthritis; internal fixation system; biomechanical property; finite element analysis

膝骨性关节炎 (knee osteoarthritis, KOA) 是膝关节外科中最常见的慢性关节疾病, 老年性人群患病率高达 30% 以上, 严重的膝骨性关节炎常伴有内翻畸形^[1-2]。内翻型膝骨性关节炎 (varus knee osteoarthritis, VKOA) 是由关节内和关节外病理共同作用引起的, 其常用的传统手术治疗方法包括胫骨近端开放性截骨术 (opening-wedge high tibial osteotomy, OWHTO) 和胫骨髁间截骨术 (tibial condylar valgus osteotomy, TCVO)。其中: OWHTO 以矫正关节外畸形为主, 矫正力线能力强, 但术后有部分关节内畸形残留; TCVO 以矫正关节内畸形为主, 矫正角度有限, 矫正力线能力相对较弱。已有研究表明, 对严重的 VKOA 患者进行 OWHTO 治疗调整下肢力线后, 膝关节外侧间室仍未完全接触, 无法充分改善膝关节内外间室的应力分布, 膝关节内侧磨损仍持续加重^[3]。

为了能够矫正严重的关节内翻畸形, 临床医生通过结合 OWHTO 和 TCVO 两种手术方式, 提出了一种新型截骨术——胫骨近端联合截骨术 (combined proximal tibial osteotomy, CPTO), 通过将 TCVO 手术从胫骨近端内侧到胫骨髁间隆起的 L 形截骨方式和 OWHTO 手术从胫骨近端内侧到胫骨外侧横向楔形截骨方式相结合, 实现同时矫正关节内和关节外畸形, 临床效果显著。治疗膝骨性关节炎的手术中常用的内植入器械是 Tomofix 钢板, 被认为是内固定系统的金标准。Tomofix 内固定系统是基于锁定加压钢板系统进行设计, 截骨固定较稳定, 无需使用骨移植材料来填补截骨间隙, 允许截骨间隙内的残余微动, 以促进骨愈合。该系统采用螺钉锁定头设计确保钢板和骨骼间不受压力时提供稳定的固定^[4-7]。采用 Tomofix 内固定系统进行骨固定的优点是: 创伤小、矫正效果好、术后无明显并发症, 在膝骨性关节炎治疗中疗效显著, 具有良好的临床应用价值^[8]。CPTO 作为一种新型的截骨术, 在临床手术治疗中还没

有专门的内固定钢板系统, 且对这一手术过程中使用的内植入器械的稳定性等生物力学特性的研究较少, 对后期的手术治疗效果评估和技术改进研究有很大的影响。因此, 本研究引入了两种常用的内植入器械 Tomofix 和 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统以研究适用于 CPTO 手术的内植入器械, 为后期研制 CPTO 专用内固定系统、改善手术治疗效果提供生物力学理论基础。

骨科生物力学采用有限元方法进行分析已有大量的研究, 徐志才等^[9]通过有限元方法对膝关节进行力学仿真, 探讨胫骨模型对膝关节生物力学行为的影响。范鑫斌等^[10]通过有限元分析技术, 探讨胫骨平台后外侧骨折 3 种内固定方式: 前侧 2 枚 6.5 mm 拉力螺钉、外侧 4.5 mm 的 L 型钢板、后侧 3.5 mm 的 T 型钢板下的生物力学特性, 为胫骨平台后外侧骨折的内固定方式疗效争议研究提供理论依据。贾军锋等^[11]使用数字化技术构建胫骨远端内外侧锁定钢板及胫骨远端髓内钉的三维有限元模型, 施加轴向载荷、侧向载荷和扭转载荷, 模拟人体在受力情况下胫骨骨折不同内固定模型的受力特征及位移变化情况。Ren 等^[12]采用有限元分析和生物力学实验方法研究一种治疗胫骨平台后外侧骨折的新型钢板, 对比分析两枚前外侧平行拉力螺钉、外侧解剖锁定板、后外侧支撑钢板 3 种传统的内固定方法与其之间的差异, 表明新设计的钢板具有较好的稳定性和可靠的生物力学性能。

本文基于胫骨近端联合截骨术 (CPTO) 治疗内翻型膝骨性关节炎的手术模型, 建立胫骨近端联合截骨术植入 Tomofix 和 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统的三维有限元模型, 比较分析两种常用内固定钢板系统对膝关节的刚度和楔形位移以及植入器械应力分布特征的影响, 研究这两种钢板系统用于胫骨近端联合截骨术治疗的稳定性和可靠性, 为胫骨近端联合截骨术治疗内翻型膝骨性关

节炎植入器械的选择和个性化新钢板系统的优化设计提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 胫骨近端联合截骨术模型的建立

通过计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 人造复合胫骨, 得到 876 张 0.6 mm 间隔的 CT 图像, 分辨率为 512×512。根据人体结构将胫骨结构分为皮质骨和松质骨, 在医学图像处理软件 Mimics 中采用阈值法提取胫骨内、外表面轮廓, 并将提取的轮廓进行叠加, 重建胫骨的三维模型。在逆向工程软件 Geomagic 中进行胫骨模型光滑处理, 根据 CPTO 的手术要求^[13], 在三维建模软件 SolidWorks 中模拟建立截骨模型, CPTO 的截骨尺寸如图 1 所示。图中 aa, bb 和 cc 为楔形边缘的 3 个位置, 分别位于胫骨前内侧、内侧和后侧。根据 OWHTO 手术方案要求, 在胫骨干骺端进行关节外翻截骨, 在胫骨前内侧距离胫骨平台 30 mm 位置斜向胫骨干骺端外侧行横向截骨, 留下 5 mm 皮质作为外侧铰链, 截骨终止位置距离胫骨平台 15 mm^[14-15]; 然后参照 TCVO 标准手术技术在胫骨干骺端内侧至胫骨平台髁间隆起作 L 形截骨, 截骨线的顶端位于胫骨平台的中部^[3]; 结合两种截骨, 实现矫正胫骨内翻畸形的胫骨平台到水平位置, 关节内外的矫正角度均为 6°^[13]。

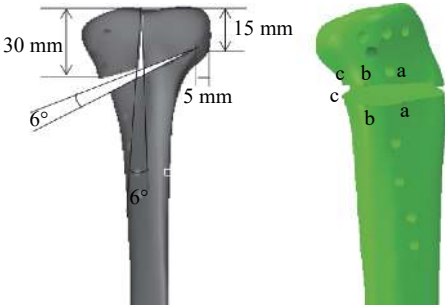


图 1 CPTO 楔形尺寸及楔形边缘位置
Fig.1 The wedge dimension and its edge displacement of CPTO

在 SolidWorks 软件中建立两种内固定钢板系统的三维实体模型, 包括 Tomofix 内固定钢板系统和 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统。两种内固定系统均由钢板和螺钉组成, 钢板上共有 8 个螺钉孔, 其中 3 个组合螺钉孔可以结合锁定螺钉或皮质骨螺钉。与 Tomofix 钢板相比, Tomofix 亚洲型钢板的厚度和长度较小。在临床骨科医生指导

下模拟内固定钢板系统的植入, 建立 CPTO-Tomofix 内固定钢板系统 (C-T) 和 CPTO-Tomofix 亚洲型内固定钢板系统 (C-TY) 的有限元模型。C-T 植入位置位于胫骨前内侧, C-TY 植入位置位于胫骨内侧, 如图 2 所示。

骨性结构 (皮质骨和松质骨) 均被设置为线弹性和各向同性材料^[16], 用弹性模量和泊松比两个参数描述。皮质骨的杨氏模量值和泊松比分别为 17 000 MPa 和 0.33, 松质骨的分别为 5 000 MPa 和 0.33^[17-18]。内固定钢板和螺钉的材料均为钛合金, 杨氏模量值和泊松比分别设置为 110 000 MPa 和 0.3^[5]。模型的所有部分都采用四节点线性四面体实体元素进行网格化, 单元类型为 C3D4。所有元素均采用长宽比和雅可比矩阵进行检验, 以尽可能提高结果的准确性。

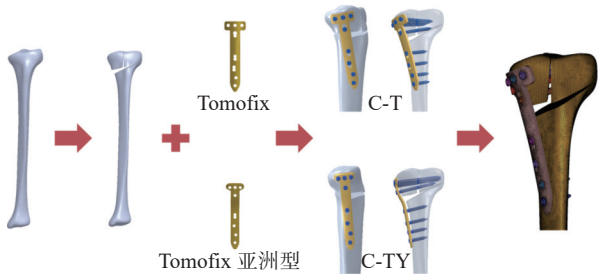


图 2 三维有限元模型重建
Fig.2 Reconstruction of three-dimensional finite element model

1.2 载荷与边界条件

将胫骨远端下表面所有节点固定, 限制其 6 个方向上的自由度。锁定螺钉头部和钢板锁定孔模拟为绑定^[19], 胫骨与螺钉界面模拟为表面接触, 摩擦系数设置为 0.3^[20]。人体正常行走时, 膝关节承担了身体重量的 2~3 倍^[21], 选择胫骨平台上表面的所有节点耦合到一个点, 对该点沿垂直方向施加 2 000 N 的轴向载荷, 用于模拟人体单腿站立状态。将得到的有限元模型 (包含网格单元、材料属性及载荷与边界条件) 导入有限元仿真软件 Abaqus 中对模型进行分析, 分析膝关节的稳定性以及胫骨和内植入器械的应力分布。

1.3 模型验证

建立完整胫骨的三维有限元模型代表术前阶段, 有限元模型由 133 454 个节点和 689 866 个单元组成。为验证完整胫骨模型, 对胫骨平台施加 2 030 N 的轴向压缩载荷。如图 3 所示, 在距离胫骨平台 33 mm 位置的胫骨后侧取 1 个测量点以及

距离胫骨平台 53, 133, 202 mm 位置的胫骨前侧、后侧、内侧各取 3 个测量点, 共计 10 个测量点, 施加载荷方式和测量点的位置均与前人的研究相同。将测得的主应变值与前人的生物力学实验数据和有限元分析结果进行比较^[22-23], 如图 4

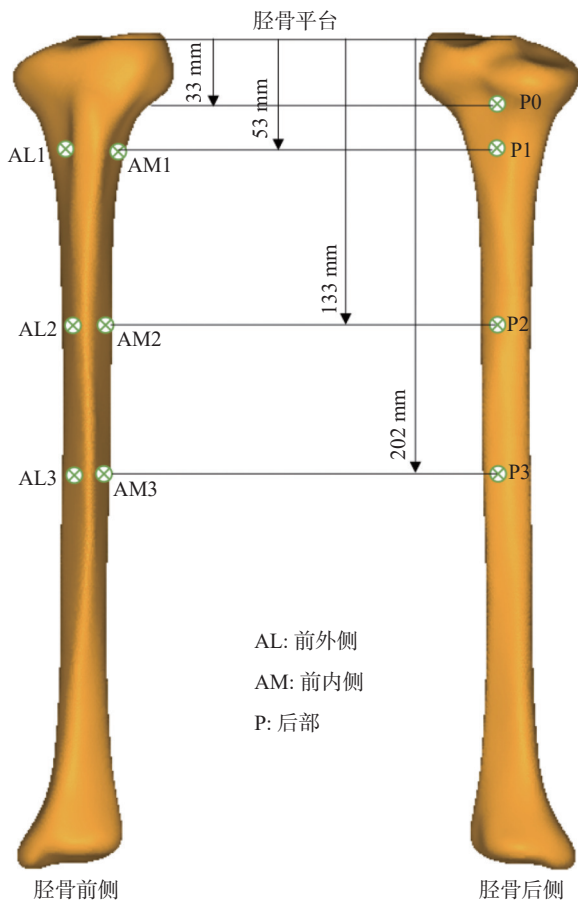


图 3 胫骨主应变测量位置

Fig. 3 Measurement positions of principal strain of tibia

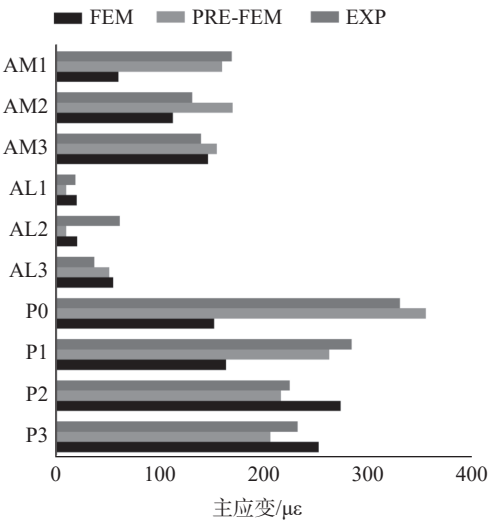


图 4 胫骨主应变结果对比

Fig. 4 Results comparison of principal strain of tibia

所示。其中 FEM 代表本研究结果, PRE-FEM 代表前人有限元分析结果, EXP 代表前人实验结果。本文结果与前人结果在大部分测量点上的相对差异在 10% 以内, 这证明本文所建模型是合理有效的。在靠近胫骨平台点 P0, P1 和 AM1 处的应变相对较小, 这是由于研究中胫骨存在内翻畸形影响了胫骨近端的应变值。

为了验证术后有限元模型, 将 CPTO 植入 Tomofix 内固定钢板系统得到的有限元模型结果与嵇伟平等^[13]的研究结果进行比较, 其胫骨刚度如图 5 所示。CPTO 结合 Tomofix 内固定钢板系统的刚度为 619.2 N/mm, 该有限元结果与文献中的结果相近似, 证明了所建模型的有效性。

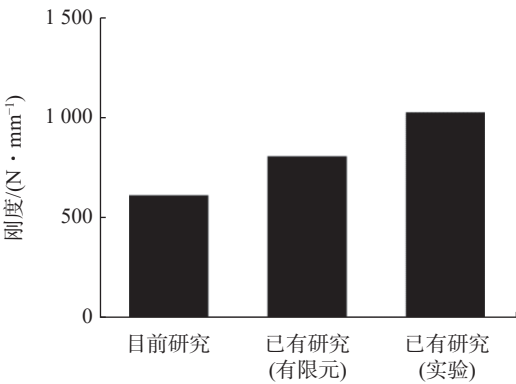


图 5 胫骨刚度结果对比

Fig. 5 Results comparison of stiffness of tibia

2 结 果

本文基于 CT 图像重建膝关节胫骨的模型, 建立胫骨近端联合截骨模型, 植入内固定钢板和锁定螺钉, 进行网格划分和有限元处理, 建立了 CPTO-Tomofix 内固定钢板系统 (C-T) 和 CPTO-Tomofix 亚洲型内固定钢板系统 (C-TY) 两组有限元模型。

2.1 膝关节的结构稳定性

C-T 和 C-TY 两组模型的胫骨刚度值分别为 619.2 N/mm 和 766.6 N/mm (如图 6 所示)。C-TY 组的胫骨刚度值较高, 比 C-T 组增加了 23.8%。图 7 显示了两组内固定钢板系统应用于 CPTO 手术后楔形边缘 aa, bb 和 cc 的微运动变化。两组模型的最大楔形位移均位于 cc 位置, 其次在 bb, aa 位置楔形位移最小。两者相比, C-TY 组的楔形位移较小, C-TY 组在 aa, bb, cc 位置的楔形位移比 C-T 组的分别减小了 82.6%, 85.5% 和 85.7%,

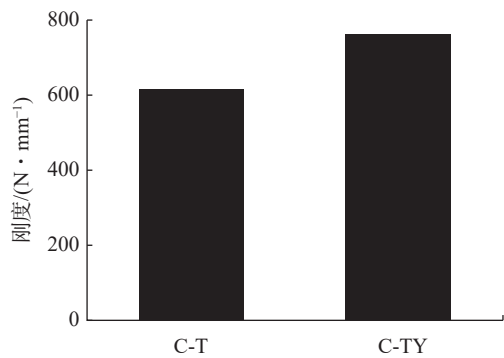


图 6 C-T 和 C-TY 的胫骨刚度
Fig. 6 Stiffness of tibia in C-T and C-T

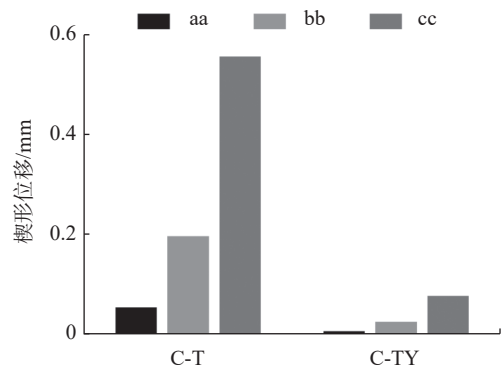


图 7 C-T 和 C-TY 的楔形位移
Fig. 7 Wedge displacement in C-T and C-TY

平均微运动减少了 85.5%。

2.2 胫骨和植入器械上的应力分布

C-T 和 C-TY 两组模型的骨、钢板和螺钉 (1~4) 的应力分布如图 8~9 所示。其中, S·Mises 代表冯·米塞斯应力。两组模型在胫骨髁间隆起处的骨应力分别为 140.6 MPa 和 53.1 MPa, 在外侧铰链处的骨应力分别为 114.2 MPa 和 108.6 MPa。两组模型的钢板最大应力分别为 266.8 MPa 和 311.0 MPa。两组模型近端螺钉的最大应力均发生在螺钉 4 处, 分别为 141.1 MPa 和 147.6 MPa。两者相比, C-TY 组的骨骼平均应力比 C-T 组的降低了 36.5%, C-TY 组的钢板、螺钉应力比 C-T 组的有所增加, 分别增加了 16.6% 和 4.6%, C-TY 组的近端螺钉相比 C-T 组所受的承载更大。两组模型内植入器械的峰值应力集中分布在钢板后内侧、楔形周围的螺钉孔位置和螺钉的中部位置, 胫骨峰值应力集中在胫骨髁间隆起和外侧铰链处。

3 讨论与结论

CPTO 是一种结合了 OWHTO 和 TCVO 截骨

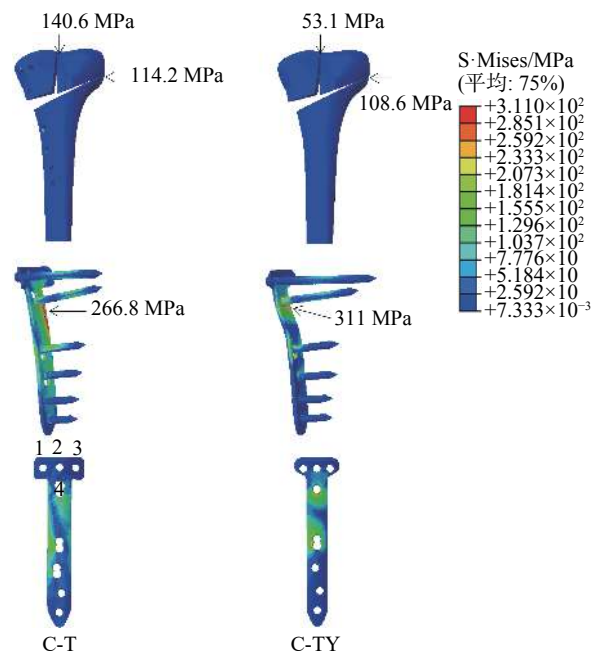


图 8 C-T 和 C-TY 的胫骨和植入器械的应力
Fig. 8 Stress on the tibia and implants in C-T and C-TY

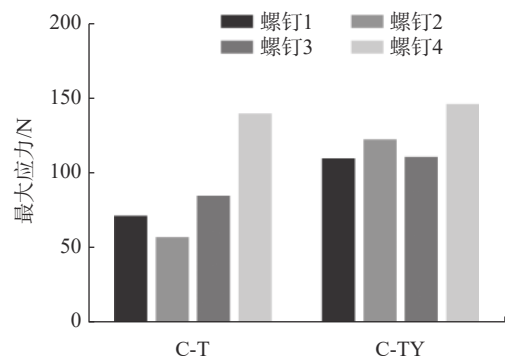


图 9 C-T 和 C-TY 的近端螺钉的最大应力
Fig. 9 Maximum stress on proximal screws in C-T and C-TY

方式的新型截骨术, 同时矫正关节内和关节外畸形, 纠正力线能力强, 能够治疗传统截骨术无法充分矫正的严重内翻型膝骨性关节炎。CPTO 手术中, 楔形开口间隙对胫骨近端来说是一种极不稳定的情况, 易出现楔形后部不稳问题。本文基于 CPTO 治疗内翻型膝骨性关节炎的手术模型, 建立了 CPTO 植入 Tomofix 和 Tomofix 亚洲型钢板系统的三维有限元模型, 研究 CPTO 手术中两种常用内固定钢板系统植入治疗的稳定性和可靠性, 为其用于胫骨近端联合截骨术治疗内翻型膝骨性关节炎提供理论依据。在本研究中, Tomofix 亚洲型与 Tomofix 内固定钢板系统相比, 能够为胫骨平台内外侧提供更多的支撑, 在保持骨骼间隙和膝关节稳定方面表现出良好的性能。

本研究选择膝关节结构稳定性和胫骨内植入物应力分布情况来比较 CPTO 手术中两种不同内固定钢板系统的生物力学性能差异。根据胫骨刚度和楔形位移变化来评估膝关节结构的稳定性。胫骨刚度定义为整个胫骨位移与施加载荷的比值；楔形位移即截骨端开口间隙的微动情况，在楔形开口间隙选择分别位于胫骨前内侧、内侧和后侧的 3 个位置进行测量，观察位移的变化量。施加静态载荷条件下，使用 Tomofix 内固定钢板系统的楔形微动更大，与 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统之间的楔形微动差异高达 0.48 mm。在正常生理循环负荷期间微动值可能会更高，而大量的相对微动可能会导致内植入物松动和膝关节稳定性降低，影响骨折愈合^[5, 24]。同时在 CPTO 手术中使用 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统胫骨刚度更大，因而其结构稳定性明显优于 Tomofix 内固定钢板系统。其原因可能是因为 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统的植入位置位于胫骨内侧，所有的螺钉植入方向均是从胫骨内侧指向外侧，能够为胫骨外侧平台提供足够的支撑，胫骨近端平台的内侧和外侧部分在近端螺钉的组合支撑下，重新整合成为一个完整的平台，提高了膝关节的结构稳定性^[20, 25]。

比较两组模型在胫骨髁间隆起处应力，C-TY 组的相比于 C-T 组的降低明显，而胫骨外侧铰链处的应力较为接近，说明 Tomofix 亚洲型钢板固定系统的使用能够有效降低胫骨髁间隆起处的骨应力。C-TY 组近端螺钉处的最大应力和平均应力都较大，原因可能是该手术方案下近端螺钉承担了大部分的载荷传递。此外，C-TY 组钢板的应力分布趋势相比 C-T 组不完全相同，可见钢板螺钉的植入位置会影响应力分布。两者的峰值应力均集中分布在钢板后内侧、楔形周围的螺钉孔位置和螺钉的中部位置。楔形开口会使内植入器械承受很高的应力，从而可能导致楔形周围的螺钉和钢板螺钉孔因屈服和开裂而失效。

目前，采用有限元方法模拟胫骨高位截骨术治疗膝骨性关节炎研究日趋成熟，但关于 CPTO 以及相关植入物的研究较少。本文基于 CPTO 的手术模型，比较分析了 Tomofix 和 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统的使用对膝关节的刚度、楔形位移、植入器械应力分布特征的影响。但研究也存在一些局限性，例如：尚未考虑接触应力对半月板和关节软骨的影响。在后续 CPTO 有限元研究

中进行全膝关节的研究，可以更好地反映膝关节的生物力学行为，并对临床上 CPTO 治疗提出更具指导性的作用。虽然研究结果显示使用 Tomofix 亚洲型内固定钢板系统会产生更好的稳定性，但在临床应用中也可能因为应力遮挡效应导致骨质疏松症^[26-27]，但现有的研究还尚未得出导致骨骼发生骨质疏松症的应力阈值数据，还需进行后续的研究加以证实。

参考文献：

[1] 帖小佳, 郑如庚, 赵梦, 等. 中国中老年人膝关节骨关节炎患病率的 Meta 分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2018, 22(4): 650–656.

[2] LESPASIO M J, PIUZZI N S, HUSNI M E, et al. Knee osteoarthritis: a primer[J]. *The Permanente Journal*, 2017, 21: 16–183.

[3] CHIBA K, YONEKURA A, MIYAMOTO T, et al. Tibial condylar valgus osteotomy (TCVO) for osteoarthritis of the knee: 5-year clinical and radiological results[J]. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2017, 137(3): 303–310.

[4] 常红星, 朱兵, 姚建华, 等. 内侧撑开胫骨高位截骨 Tomofix 内固定治疗膝内翻的初步观察 [J]. *中国骨肿瘤骨病*, 2011, 10(4): 367–370.

[5] IZAHAM R M A R, KADIR M R A, RASHID A H A, et al. Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy[J]. *Injury*, 2012, 43(6): 898–902.

[6] GOLOVAKHA M L, ORLJANSKI W, BENEDETTO K P, et al. Comparison of theoretical fixation stability of three devices employed in medial opening wedge high tibial osteotomy: a finite element analysis[J]. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2014, 15(1): 230.

[7] DIFFO KAZE A, MAAS S, WALDMANN D, et al. Biomechanical properties of five different currently used implants for open-wedge high tibial osteotomy[J]. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 2015, 2(1): 14.

[8] STAUBLI A E, DE SIMONI C, BABST R, et al. TomoFix: a new LCP-concept for open wedge osteotomy of the medial proximal tibia-early results in 92 cases[J]. *Injury*, 2003, 34(S2): 55–62.

[9] 徐志才, 胡广洪, 黄振宇, 等. 胫骨模型对膝关节有限元分析结果影响的探讨 [J]. *中国数字医学*, 2014, 9(4): 69–72.

[10] 范鑫斌, 张岩, 杨铁毅, 等. 胫骨平台后外侧骨折 3 种内固定方式的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2014, 18(22): 3510–3516.

- [11] 贾军锋,唐承杰,乐劲涛,等. 胫骨远端骨折3种不同固定方式的有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2019, 23(32): 5188–5194.
- [12] REN D, LIU Y J, LU J, et al. A novel design of a plate for posterolateral tibial plateau fractures through traditional anterolateral approach[J]. *Scientific Reports*, 2018, 8(1): 16418.
- [13] JI W P, LUO C F, ZHAN S, et al. Combined proximal tibial osteotomy for varus osteoarthritis of the knee: biomechanical tests and finite-element analyses[J]. *The Knee*, 2020, 27(3): 863–870.
- [14] LEE Y S, KANG J Y, LEE M C, et al. Osteotomy configuration of the proximal wedge and analysis of the affecting factors in the medial open-wedge high tibial osteotomy[J]. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2017, 25(3): 793–799.
- [15] JANG Y W, LIM D H, SEO H, et al. Role of an anatomically contoured plate and metal block for balanced stability between the implant and lateral hinge in open-wedge high-tibial osteotomy[J]. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2018, 138(7): 911–920.
- [16] KOH Y G, LEE J A, LEE H Y, et al. Design optimization of high tibial osteotomy plates using finite element analysis for improved biomechanical effect[J]. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2019, 14(1): 219.
- [17] LUO C A, LIN S C, HWA S Y, et al. Biomechanical effects of plate area and locking screw on medial open tibial osteotomy[J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2015, 18(12): 1263–1271.
- [18] LUO C A, HUA S Y, LIN S C, et al. Stress and stability comparison between different systems for high tibial osteotomies[J]. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2013, 14: 110.
- [19] KANG K T, KOH Y G, LEE J A, et al. Biomechanical effect of a lateral hinge fracture for a medial opening wedge high tibial osteotomy: finite element study[J]. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2020, 15(1): 63.
- [20] LUO C A, HWA S Y, LIN S C, et al. Placement-induced effects on high tibial osteotomized construct - biomechanical tests and finite-element analyses[J]. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2015, 16: 235.
- [21] KUMAR D, MANAL K T, RUDOLPH K S. Knee joint loading during gait in healthy controls and individuals with knee osteoarthritis[J]. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2013, 21(2): 298–305.
- [22] KIM H, NHA K W, LEE S J. A biomechanical analysis on the sensitivity of bone graft and osteotomy orientation in relation to post-operative stability in open wedge high tibial osteotomy[J]. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 2012, 7(4): 358–368.
- [23] GRAY H A, ZAVATSKY A B, TADDEI F, et al. Experimental validation of a finite element model of a composite tibia[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2007, 221(3): 315–324.
- [24] KAZIMOĞLU C, AKDOĞAN Y, ŞENER M, et al. Which is the best fixation method for lateral cortex disruption in the medial open wedge high tibial osteotomy? A biomechanical study[J]. *The Knee*, 2008, 15(4): 305–308.
- [25] BLECHA L D, ZAMBELLI P Y, RAMANIRAKA N A, et al. How plate positioning impacts the biomechanics of the open wedge tibial osteotomy; A finite element analysis[J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2005, 8(5): 307–313.
- [26] GONG H, FAN Y B, ZHANG M. Computational simulation for osteoporosis at the basic multicellular unit level[C]//7th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering. Berlin, Heidelberg: Springer, 2008:182-185
- [27] BENLI S, AKSOY S, HAVITCIOĞLU H, et al. Evaluation of bone plate with low-stiffness material in terms of stress distribution[J]. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41(15): 3229–3235.

(编辑:董伟)