·临床研究·

多种锁定接骨板组合固定过伸型胫骨平台骨折的生物力学研究

姚　翔[1,2]，潘蔚劼[2]，仲　正[2]，徐　勇[1*]

[1]江苏大学附属人民医院骨科，江苏　镇江　212000；[2]江苏大学医学院，江苏　镇江　212013

［摘　要］ **目的：**评估多种锁定接骨板组合固定过伸型胫骨平台骨折（hyperextension tibial plateau fracture，HTPF）的生物力学效能差异。**方法：**使用标准化人工仿生胫骨构建HTPF模型，分别装配6种接骨板固定方案[前外侧组（第1组）、前内侧组（第2组）、前外侧+前内侧组（第3组）、前内侧+后内侧组（第4组）、前外侧+后内侧组（第5组）、3块接骨板固定组（第6组）]。9个模型于胫骨平台上表面施加250、500、1 000、1 500 N的纵向载荷，通过三维摄像系统计算不同固定方案时的综合位移。9个模型以0.5°/s的角速度匀速扭转近端骨块，记录内旋10°及外旋10°时不同固定方案所需的扭矩。采用重复测量方差分析评价固定方式与压缩/旋转及其交互作用对内固定的影响。采用配对t检验进行组间两两比较，并采用Bonferroni法校正多重比较的检验水准，计算配对标准化效应量Cohen's d及其95%置信区间。**结果：**纵向加压试验中，载荷越大综合位移量越大，纵向载荷为1 500 N时，各固定方案组的综合位移排序为：第1组[（5.16±2.39）mm]>第2组[（4.04±1.40）mm]>第3组[（2.56±0.57）mm]>第4组[（1.75±0.71）mm]>第5组[（0.70±0.27）mm]>第6组[（0.34±0.10）mm]。水平扭转试验中，旋转10°时的平均扭矩排序为：第1组[（9.87±2.07）N·m]<第2组[（10.61±1.91）N·m]<第4组[（24.72±4.75）N·m]<第3组[（27.61±3.06）N·m]<第5组[（32.81±6.62）N·m]<第6组[（43.95±8.23）N·m]。双板固定方案中，1 500 N载荷下第3、4组的综合位移值显著高于第5组（$P<0.05$）。双板固定方案中，第3组与第4组、第3组与第5组间扭矩无显著差异（$P>0.05$）；第5组的扭矩值显著高于第4组（$P<0.05$）。**结论：**对于关节面完整的HTPF，锁定接骨板的固定效能随接骨板数量的增加而提升。在本研究模型和加载条件下，双板方案中，前外侧+后内侧固定表现出较小的位移，抗扭转能力在数值上较高，其固定效能可能更具优势。

［关键词］ 胫骨平台骨折；过伸型损伤；生物力学；内固定；锁定接骨板

［中图分类号］ R681.8　　［文献标志码］ A　　［文章编号］ 1007-4368（2026）11-1704-11

doi：10.7655/NYDXBNSN260856

Biomechanical research of combined fixation with multiple locking plate osteosynthesis for hyperextension tibial plateau fractures

Yao Xiang[1,2]，Pan Weijie[2]，Zhong Zheng[2]，Xu Yong[1*]

[1]Department of Orthopaedics，the Affiliated People's Hospital of Jiangsu University，Zhenjiang 212000；[2]School of Medicine，Jiangsu University，Zhenjiang 212013，China

［**Abstract**］ **Objective：**To evaluate the differences in biomechanical performance of using multiple locking plate osteosynthesis for hyperextension tibial plateau fracture（HTPF）. **Methods：**HTPF models were constructed using standardized artificial biomimetic tibia. Six plate fixation schemas were assembled：anterolateral，anteromedial，anterolateral + anteromedial，anteromedial + posteromedial，anterolateral+posteromedial，and tri-plate schema. Nine models were subjected to longitudinal loads of 250，500，1 000，and 1 500 N applied to the superior surface of the tibial plateau. The comprehensive displacement for each fixation schema was calculated using a three-dimensional camera system. Nine models were subjected to a uniform rotation of the proximal bone segment at a constant angular velocity of 0.5°/s. The torque required to achieve 10° of internal rotation and 10° of external rotation was recorded for each fixation schema. A repeated-measures analysis of variance was employed to assess the effects of fixation modality，compression（rotation），and their interaction on internal fixation outcomes. Pairwise comparisons were performed *via* paired t-tests，with multiple comparison adjustments implemented using the Bonferroni correction. Additionally，the paired standardized effect size（Cohen's d）and its 95%

［基金项目］ 国家自然科学基金面上项目（82472436）；江苏省科技计划专项资金（重点研发计划社会发展）项目（BE2023756）；江苏省卫生健康委员会高层次卫生人才"六个一工程"拔尖人才科研项目（LGY2020062）

*通信作者（Corresponding author），E-mail：xyorthopedic@126.com（0000-0003-2146-3701）

confidence interval were calculated. **Results:** The axial load tests revealed that the greater the applied pressure, the larger the overall displacement. When the axial load was 1500 N, the comprehensive displacement values of the groups of fixation schemas were as follows: anterolateral (5.16 ± 2.39) mm>anteromedial (4.04 ± 1.40) mm>anterolateral + anteromedial (2.56 ± 0.57) mm>anteromedial + posteromedial (1.75±0.71) mm>anterolateral+posteromedial (0.70±0.27) mm>tri-plate schema (0.34±0.10) mm. The horizontal rotation tests revealed that the average torque for a ±10° rotation was as follows: anterolateral (9.87±2.07) N·m<anteromedial (10.61±1.91) N·m<anteromedial+posteromedial (24.72±4.75) N·m<anterolateral+anteromedial (27.61±3.06) N·m<anterolateral+posteromedial (32.81±6.62) N·m<tri-plate schema (43.95±8.23) N·m. At a load of 1500 N, within the dual-plate fixation schemas, the comprehensive displacement values of Groups 3 and 4 were significantly higher than that of Group 5 ($P < 0.05$). For the average torque, within the dual-plate fixation schemas, no significant differences in torque were detected between Group 3 and Group 4, or between Group 3 and Group 5 ($P > 0.05$); by contrast, the torque value of Group 5 was significantly higher than that of Group 4 ($P < 0.05$). **Conclusion:** For HTPF with intact articular surfaces, the fixation efficacy of locking plates increases with the number of plates used. Under the model and loading conditionsof this study, the dual-plate schema combining anterolateral and posteromedial plates exhibited smaller displacement and numerically higher torsional resistance, indicating a potential advantage in fixation performance.

[**Key words**] tibial plateau fracture; hyperextension injury; biomechanics; internal fixation; locking plate

[J Nanjing Med Univ, 2026, 46(11): 1704-1713, 1735]

过伸型胫骨平台骨折（hyperextension tibial plateau fracture，HTPF）是胫骨平台骨折的一种特殊亚型。该类型的骨折以膝关节过伸畸形（伸直>0°）为主要表现，常伴有平台后倾角丢失的特征[1]。在典型HTPF中，骨折线多起自胫骨结节上缘皮质骨，继而向前下方延伸至后缘，形成倾斜的骨折面。此外，该类型的骨折常合并前内侧与前外侧区域的关节面塌陷；严重的病例还会合并韧带、血管及神经损伤，治疗难度较高。因此，此类骨折预后较差，对骨折复位及康复进程均存在显著影响[2-3]。抬起前方塌陷的关节面、恢复后倾角并锁定接骨板维持复位，已成为HTPF的主流治疗策略。既往文献报道了多种锁定板固定方案，包括单独或联合应用前外侧、前内侧及后内侧接骨板[4]。然而，针对HTPF最佳固定策略的生物力学研究证据仍较有限。本研究构建了标准化HTPF模型并对多种锁定接骨板方案进行生物力学测评，旨在评估不同组合方案的固定效能差异。

1　材料和方法

1.1　材料

选用美国Sawbones公司（产品编号：Sawbones-3402）同一批次标准化仿生胫骨18根，力学性能见表1。选取标准化仿生胫骨的中上段，根据三维热区图设计典型HTPF骨折线[5]：以胫骨结节上方约2 cm处为起点与胫骨上关节面呈35°夹角刻绘骨折线，并延伸至胫骨后下壁。在矢状面上，骨折线最高点与最低点的纵向高度差约5 cm。沿骨折线截骨，将胫骨近端分为上下两段，构建出不累及关节面的HTPF模型（图1A~D）。本研究经江苏大学附属人民医院伦理委员会批准（伦理审批号：SQK-20230015Y）。

1.2　方法

1.2.1　固定

选用3种原厂设计的预成型前外侧、前内侧及后内侧锁定接骨板（厦门大博医疗，接骨板编号：T025881007、T025991006和T021520004）（图1E~M）。将前外侧、前内侧及后内侧锁定接骨板分别置于仿生胫骨表面手术放置的标准位置。使用2.7 mm电钻钻孔，以3.5 mm直径锁定螺钉经接骨板孔固定模型，使用1.6 N·m扭矩限制扳手完成每枚螺钉的锁定操作。记录每块接骨板的位置以及每枚锁定螺钉的孔位和长度，在每个模型上重复。所有建模和固定操作由1名经过专业培训且经验丰富的骨科医师完成。

1.2.2　预试验

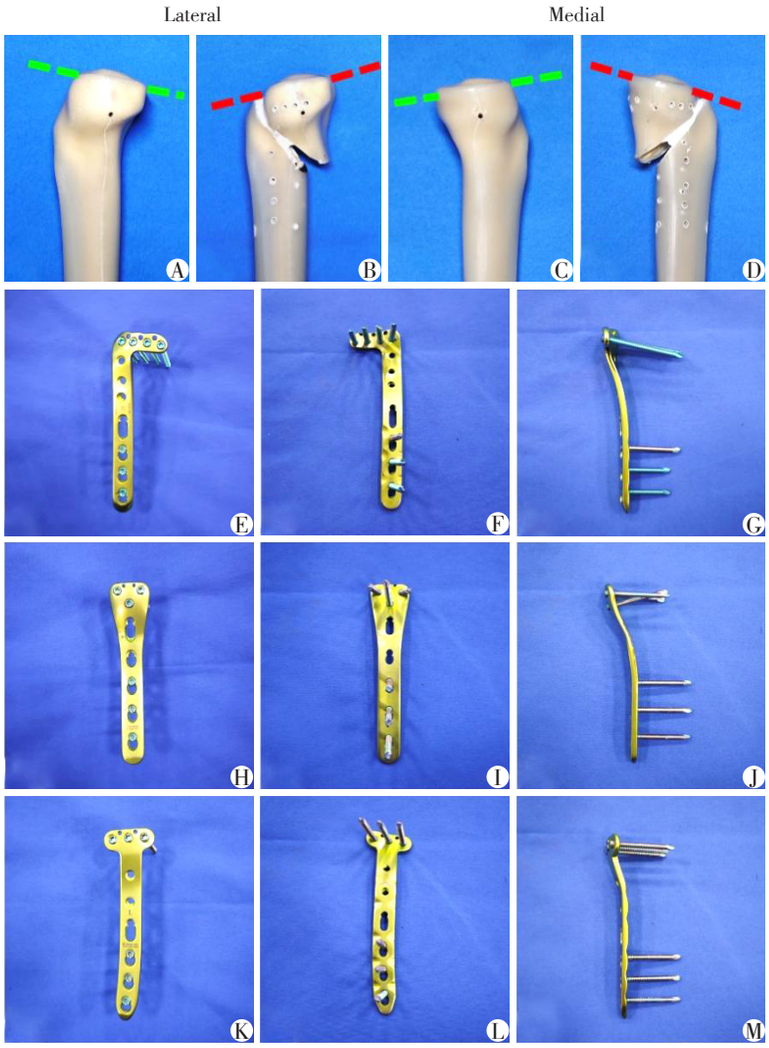
仿生骨模型6种接骨板方案为：①前外侧组（第1组）；②前内侧组（第2组）；③前外侧+前内侧组（第3组）；④前内侧+后内侧组（第4组）；⑤前外侧+后内侧组（第5组）；⑥3块接骨板固定组（第6组）（图2）。加压预试验：加压至300 N后缓慢下降至0 N重复3次，消除模型固定后的内部应力，随后按照三板、双板及单板固定方式顺序进行加压，1 500 N压力下循环加压10次，直视下模型均未出现明显变

表1　标准化仿生胫骨的生物力学特性

Table 1　The biomechanical properties of standardized biomimetic tibias

Vriable		Simulatedcortical bone(short fiber filled epoxy)	Simulatedcancellous bone(rigid polyurethane foam)
Density		1.64 g/cc	0.27 g/cc
Compressive	Strength	157.0 MPa	6.0 MPa
	Modulus	16.7 GPa	155.0 MPa
Longitudinal tensile	Strength	106.0 MPa	/
	Modulus	16.0 GPa	/
Transverse tensile	Strength	93.0 MPa	/
	Modulus	10.0 GPa	/

/: not available.



A-D: Normal tibia model and hyperextension tibial plateau fracture model with loss of the posterior inclination angle. E-G: Anterolateral plate. H-J: Posteromedial plate. K-M: Anteromedial plate.

图1　截骨前后的骨折模型及用于固定的3种锁定接骨板

Figure 1　Fracture models pre- and post-osteotomy, and three locking plates used for fixation

形失效，10次加压结果基本相似。旋转预试验：在进行下1次扭转操作前，均沿与前1次扭转相反的方向旋转一定角度，并重新校准扭矩调零，以消除模型内部的旋转应力，随后按序进行扭转，内/外旋10次后，直视下模型均未出现明显变形失效，10次扭转结果基本相似。预试验显示模型固定可靠且拆装

接骨板对试验的影响可控，后续试验均按照预试验的顺序进行。

1.2.3　纵向加压试验

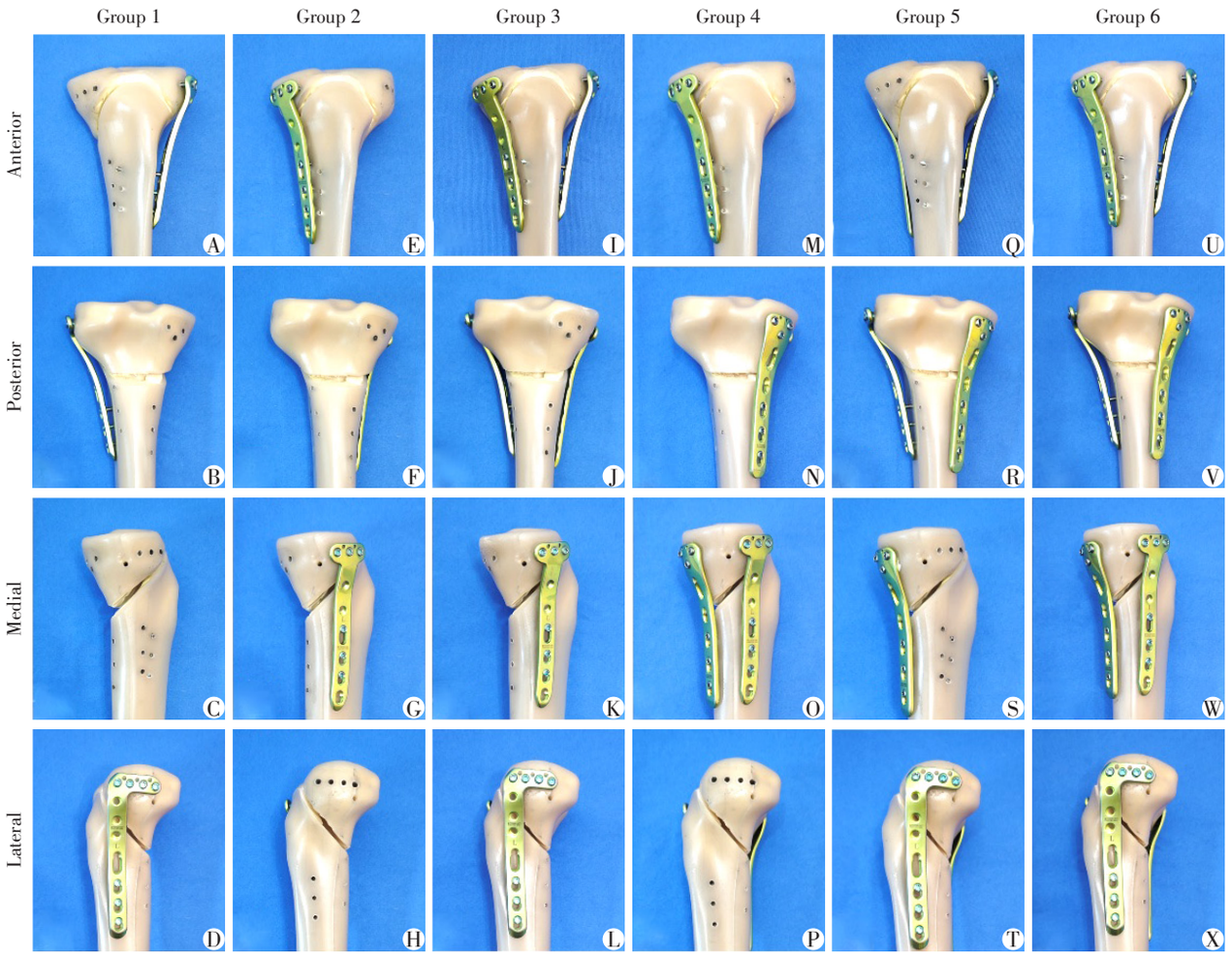
选取义齿基托粉与单体液混合搅拌后倒入模具底座，将接骨板固定后的骨模型放入模具，等待混合液完全硬化。将带底座的骨模型安装至电子万能试验机（苏州Shimadzu公司，AGS-X-300kN），骨模型上表面和分力仪对准。设定分力仪控制65%载荷作用于内侧平台、35%作用于外侧平台，缓慢向胫骨上表面垂直加压，速率为10 N/s（图3A）。在骨块间隙上、下方各粘贴4个观测标记点，使用光学测量仪（三维光学测量系统，GOM公司，德国），分别在0、250、500、1 000、1 500 N纵向载荷时采集图像（图3B）。设定地球重力线方向为Y轴，规定向上为正方向，根据左手坐标系原则，分别设定X轴、Z轴。

记录不同载荷情况下上、下两组标记点的X、Y、Z轴位移数据，计算上、下骨块自身的平均位移坐标（Δx_1，Δy_1，Δz_1）和（Δx_2，Δy_2，Δz_2）。Δx表示两骨块间在X轴方向的相对位移，计算公式为$\Delta x=\Delta x_2-\Delta x_2$；$\Delta y$表示两骨块间在Y轴方向的相对位移，计算公式为$\Delta y=\Delta y_2-\Delta y_1$；$\Delta z$表示两骨块间在Z轴方向的相对位移，计算公式为$\Delta z=\Delta z_2-\Delta z_1$。最终两骨块间的空间综合位移计算公式为$\sqrt{\Delta x^2+\Delta y^2+\Delta z^2}$。

使用9个仿生骨，依次采用6种接骨板模式进行固定后纵向加压，分别计算6种固定方案下骨模型受到4组纵向加压压力时上、下骨块之间的综合位移。

1.2.4　水平扭转试验

在仿生骨模型顶部和底部钻孔，插入直径6 mm的金属杆，与扭转试验机（上海Orthotek Lab公司，型



A-D: Group 1: Anterolateral. E-H: Group 2: Anteromedial. I-L: Group 3: Anterolateral+Anteromedial. M-P: Group 4: Anteromedial+Posteromedial. Q-T: Group 5: Anterolateral+Posteromedial. U-X: Group 6: Anterolateral+Anteromedial+Posteromedial.

图2　6种接骨板固定方案

Figure 2　Six fixation schemas of the bone plate

号Dynamo-EcoT40）旋转模块相连（图3C~F）。对模型上部金属杆（上方骨块）缓慢施加扭转力，旋转速度0.5°/s，底部传感器自动采集实时扭矩（图3G）。

使用9个仿生骨，依次采用6种接骨板模式进行固定后加载水平扭力。胫骨近端顺时针内旋方向定义为“+”，胫骨近端逆时针外旋方向定义为“−”。记录6种固定方案下每个骨模型内旋+10°与外旋−10°时所需的扭矩值，取其绝对值的平均值，得到平均扭矩。



A: The model, after being fixed with a bone plate, was positioned on a vertical compression machine (SHIMADZU, AGS-X-300kN). B: An optical experimental instrument (GOM, ARAMIS system) scanned eight marked points to record the coordinates of the initial points and those after compression. C: After inserting a metal rod into the model fixed with a bone plate, it was placed on a rotational testing machine (Orthotek Lab, Dynamo-EcoT40). D–G: The torsion test model after penetration into the metal rod (anterior view, posterior view, lateral view, and superior view).

图3　骨折模型测试的外观图

Figure 3　Appearance diagram of fracture model testing

1.3　统计学方法

数据分析使用SPSS 27.0统计学软件完成。采用重复测量方差分析评价固定方式和压缩/旋转及其交互作用对固定效应的影响。以Mauchly检验评估球形假设，若球形假设不满足（$P < 0.05$），则采用GreenhouseGeisser法校正自由度。采用配对t检验开展两两比较，以模型个体（同一模型在不同固定方式下的测试结果）为配对因素，并采用Bonferroni法校正多重比较的检验水准，同时计算配对标准化效应量Cohen’s d及其95%置信区间。Cohen’s d的95%置信区间基于非中心t分布计算（n=9，双侧）。所有统计分析的检验水准设定为0.05。

2　结　果

2.1　纵向加压试验

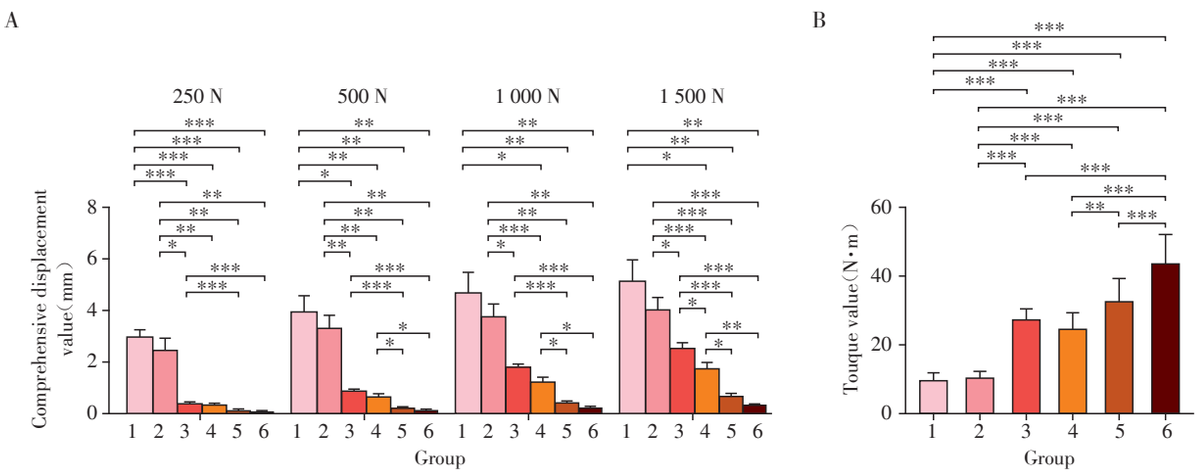
试验按照三板、双板及单板固定方式顺序展开。随着纵向载荷的增加，6种固定方案下模型的骨块间综合位移呈逐渐增大趋势，不同载荷下的平均综合位移见图4和表2。

当纵向载荷为1 500 N时，各固定方案组的综合位移值依次为：第1组（5.16 ± 2.39）mm、第2组（4.04 ± 1.40）mm、第3组（2.56 ± 0.57）mm、第4组（1.75 ± 0.71）mm、第5组（0.70 ± 0.27）mm、第6组（0.34 ± 0.10）mm。6种固定方案的稳定性由低到高排序为：第1组、第2组、第3组、第4组、第5组、第6组。图5

展示了其中4组固定方式在1 500 N载荷前后的骨块间综合位移的外观差异。

对于加压试验，采用两因素（固定方式与载荷大小）重复测量方差分析，固定方式与载荷大小二者均为重复测量因素，结果显示：固定方式主效应显著（F=33.230，df=1.823，P < 0.001，ηp^2=0.806）；载荷大小主效应显著（F=82.465，df=1.140，P < 0.001，ηp^2=0.912）；固定方式与载荷存在显著交互效应（F=8.801，df=1.995，P=0.003，ηp^2=0.524）。提示6种固定方式的抗压缩能力存在显著差异；固定方式对骨块间综合位移的效应依赖于载荷水平，综合位移值随载荷水平的增大而增大；不同载荷下各固定方式间的差异不完全相同。本研究主要分析最大纵向载荷1 500 N时的位移比较。

使用Bonferroni校正的配对t检验进行简单效应两两比较。在1 500 N纵向载荷条件下，第1组与第2组综合位移差异无统计学意义（P=1.000，|Cohen's d|=0.525，中等效应量）；第1组与第3组综合位移差异无统计学意义（P=0.113，|Cohen's d|=1.184，大效应量）；第5组与第6组综合位移差异无统计学意义（P=0.072，|Cohen's d|=1.293，大效应量）；其余组间综合位移差异均具有统计学意义（P均< 0.05），且均



A: Axial loading test; B: Horizontal rotation test. Under the 1 500 N axial loading condition, the difference in comprehensive displacement between Group 1 and Group 2 was not statistically significant (P=1.000); the difference in comprehensive displacement between Group 1 and Group 3 was not statistically significant (P=0.113); the difference in comprehensive displacement between Group 5 and Group 6 was not statistically significant (P=0.072). The differences in comprehensive displacement for all other pairwise comparisons were statistically significant (all P < 0.05). For average torque, no statistically significant difference in torque was observed between Group 1 and Group 2 (P=1.000); no statistically significant difference was found between Group 3 and Group 4 (P=0.641); no statistically significant difference existed between Group 3 and Group 5 (P=0.085). Torque differences in all remaining pairwise comparisons were statistically significant (all P < 0.05). Among the dual-plate schemas, the anterolateral combined with posteromedial plate fixation schema yielded the numerically smallest comprehensive displacement and the largest average torque. Group 1: Anterolateral; Group 2: Anteromedial; Group 3: Anterolateral+Anteromedial; Group 4: Anteromedial+Posteromedial; Group 5: Anterolateral+Posteromedial; Group 6: Anterolateral+Anteromedial+Posteromedial. $^{*}P$ < 0.05, $^{**}P$ < 0.01, $^{***}P$ < 0.001.

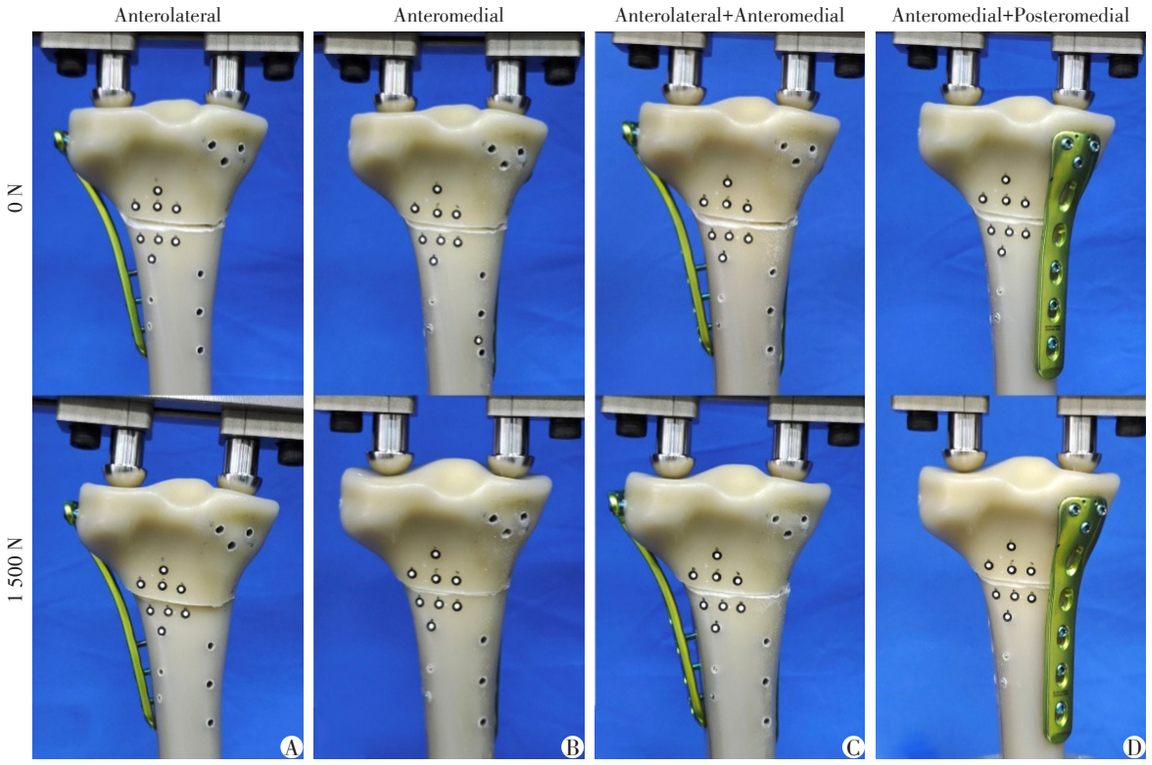
图4　不同内固定方案在纵向载荷及扭转载荷下的位移与扭矩比较

Figure 4　Comparison of displacement and torque under axial loading and horizontal rotation loading among different internal fixation schemes

表2　6种固定方案的模型在纵向加压试验中的综合位移

Table 2　Comprehensive displacement of models with six fixation schemas under axial compression　（mm）

Group	Model	250 N	500 N	1 000 N	1 500 N
Group 1	Anterolateral	2.99 ± 0.81	3.96 ± 1.82	4.70 ± 2.33	5.16 ± 2.39
Group 2	Anteromedial	2.49 ± 1.31	3.33 ± 1.45	3.77 ± 1.46	4.04 ± 1.40
Group 3	Anterolateral+Anteromedial	0.42 ± 0.08	0.90 ± 0.16	1.83 ± 0.29	2.56 ± 0.57
Group 4	Anteromedial+Posteromedial	0.36 ± 0.16	0.68 ± 0.31	1.24 ± 0.54	1.75 ± 0.71
Group 5	Anterolateral+Posteromedial	0.15 ± 0.12	0.24 ± 0.10	0.44 ± 0.17	0.70 ± 0.27
Group 6	Anterolateral+Anteromedial+Posteromedial	0.10 ± 0.09	0.15 ± 0.09	0.24 ± 0.10	0.34 ± 0.10



A: Anterolateral. B: Anteromedial. C: Anterolateral+Anteromedial. D: Anteromedial+Posteromedial.

图5　纵向加压试验中模型在1 500 N载荷前后的外观对比图

Figure 5　Comparative images of the model before and after application of a 1 500 N load in the axial compression test

表现为大效应量。双板固定方案中，第3、4组的综合位移值显著高于第5组（$P < 0.05$）。随着固定接骨板数量增加，位移值呈逐步下降趋势。

2.2　水平扭转试验

旋转10°时各固定方案组的平均扭矩依次为：第1组（9.87±2.07）N·m<第2组（10.61±1.91）N·m<第4组（24.72±4.75）N·m<第3组（27.61±3.06）N·m<第5组（32.81±6.62）N·m<第6组（43.95±8.23）N·m。6种固定方案的稳定性由低到高排序为：第1、第2、第4、第3、第5、第6组（图4）。

对于扭转试验，采用被试内两因素（固定方式与旋转方向）重复测量方差分析，固定方式与旋转方向二者均为重复测量因素，结果显示：固定方式主效应显著（F=160.282，df=1.450，$P < 0.001$，ηp^2=0.952）；旋转方向主效应无统计学意义（F=0.133，df=1，P=0.725，ηp^2=0.016）；固定方式与旋转方向交互效应无统计学意义（F=1.585，df=5，P=0.186，ηp^2=0.165）。提示6种固定方式的抗扭转能力存在显著差异；内旋与外旋扭矩的数值大小无显著差异；且各固定方式的抗扭转性能不存在方向依赖性。

取平均扭矩后，采用被试内单因素（固定方式）重复测量方差分析，固定方式为重复测量因素，结果显示：不同固定方式的平均扭矩差异有统计学意义（F=160.322，df=1.450，$P < 0.001$，ηp^2=0.952），提示6种固定方式的抗扭转能力存在显著差异。本研究主要关注平均扭矩的比较。

使用Bonferroni校正的配对t检验进行简单效应两两比较。平均扭矩中，第1组与第2组间扭矩差异无统计学意义（P=1.000，|Cohen's d|=0.572，中等效应量）；第3组与第4组间扭矩差异无统计学意义（P=0.641，|Cohen's d|=0.802，大效应量）；第3组与第5组间扭矩差异无统计学意义（P=0.085，|Cohen's d|=1.247，大效应量）；其余组间扭矩差异均具有统计学意义（P均< 0.05），且均表现为大效应量。随着固定接骨板数量增加，扭矩呈逐步上升趋势。

3　讨　论

本研究首次对HTPF展开生物力学研究，评价了多种锁定接骨板内固定方案的力学稳定性。

HTPF由于特殊的骨折线走形以及高致残率的预后特点，受到了创伤骨科医生的关注。既往有很多该型骨折的分型和诊治经验总结，但缺乏生物力学标准建模和测试的试验总结。张世民等[6]将HTPF分为4型：胫骨平台边缘撕脱骨折；前内侧平台压缩骨

折；前外侧平台压缩骨折；双髁骨折。本团队在2022年将HTPF冠状位分为4型：单纯过伸型、过伸-内翻型、过伸-外翻型和过伸-双髁型；矢状位骨折分为3型：1型为单纯塌陷型，2型为骨折线延伸至后侧皮质无移位，3型为骨折线延伸至后侧皮质伴明显移位[5,7]。Wakefield等[8]高度评价该骨折分类系统，认为其可辅助外科医生评估原发性损伤、制定治疗策略、预测临床结局，并判断并发软组织损伤的可能性。本团队2020年通过三维骨折线热区图技术分析，发现HTPF的高频骨折线多起自裸区，沿前内侧及前外侧边缘向后下侧壁延伸[5]。本研究参考既往文献，采用与胫骨上关节面呈约35°倾斜的截骨平面对胫骨近端截骨，构建典型的骨折形态模型，这是文献中首次报道HTPF模型的构建方法。

Taylor等[9]研究发现健康成年人膝关节在正常状态下承受的生物力学负荷约为自身体重的2~3倍，爬楼梯时该负荷可升高至体重的5~6倍。Gao等[10]阐述了胫骨平台的受力分布特征，对于体重60 kg的健康成年人，其站立状态下胫骨平台承受的压力计算公式为：60 kg×9.8 N/kg×85.6%=503.33 N。Chen等[11]在试验中施加100、500、1 000、1 500 N的纵向载荷，模拟成年人膝关节在日常活动中承受的纵向压缩载荷。本研究参考上述报道，在纵向加压环节中选取250、500、1 000、1 500 N的载荷，模拟成年人双脚站立、行走、跑步及上下楼梯等活动时胫骨平台的压力状态。Kim等[12]研究表明，人类行走过程中，膝关节伸展至最后20°范围内时，胫骨相对股骨外旋约15°，称为螺旋归位机制。三维步态分析显示，正常步态周期中胫骨相对股骨的内外旋呈现随步态阶段及膝关节屈伸状态变化的规律性双向旋转特征。本研究在水平旋转测试环节中设计了胫骨内旋/外旋的扭转角度±10°。通过仪器记录扭转到指定角度所需的扭矩，进而评估各接骨板组合的抗旋转强度。预试验结果显示，每个模型内、外旋扭矩呈现了大致相等的数值和相似的趋势。考虑到本研究测评的是模型的总体抗扭转性能，而非单独测评内旋与外旋间的差异，因此取两者扭矩绝对值的平均值作为指标，更直观地评价模型总体的抗扭转能力。后续的正式试验中，旋转试验统计结果显示固定方式主效应显著（$P < 0.001$）；旋转方向主效应无统计学意义（P=0.725）；固定方式与旋转方向交互效应无统计学意义（P=0.186）。这表明同一种固定方式内旋与外旋扭矩的数值大小无显著差异，模型内/外旋10°下的抗扭转性能具有相对一致性，不会随扭转方向发生明显改变。因此，采用内/外旋扭矩绝对值的平均值来综合评价固定方案整体抗扭转性能具有合理性。

本研究的另一个创新点为平台内外侧加压比例差异的试验设计。既往生物力学测试显示，胫骨内侧平台承担了膝关节总承载能力的约65%，外侧平台承重约35%。内侧平台承重比例近乎为外侧的双倍，而不是各自50%的等比例承重模式[13]。既往生物力学研究多采用单侧平台压缩或内、外侧平台各自承重50%的方式，该设计无法精准复现双侧平台承重比例近乎两倍差异的生理学特点[14-17]。本研究引入了一种新型压力分布装置，该分力仪模拟了胫骨内、外侧平台的应力差异，确保65%的压力施加于胫骨内侧平台，35%施加于外侧平台，精准复现了胫骨平台的生理承载状态。此外，本研究采用标准化仿生胫骨避免尸体骨的骨密度差异及解剖变异，采用固定型号尺寸的锁定接骨板与固定孔位和长度的螺钉进行装配，已尽可能对锁定接骨板固定过伸平台骨折的临床手术实现均一可靠的生物力学模拟。

临床研究报道中，HTPF的治疗可单独或联合使用前外侧、前内侧及后内侧接骨板，具体如何决策主要依赖外科医生的经验[18]。本研究针对HTPF的6种常见固定方案进行生物力学测试，包括纵向加压（0 ~1 500 N）与水平扭转（±10°）。综合位移越大、扭矩越小，提示固定稳定性越弱；反之，综合位移越小、扭矩越高，则提示稳定性越强。试验总体结果显示，内固定的稳定性随接骨板数量增加而呈现升高的趋势。

单块接骨板方案中，1 500 N纵向载荷时前外侧组位移数值趋势上略大于前内侧组，但组间比较差异无统计学意义；扭转测试中前外侧组扭矩（9.87±2.07）N·m数值上略低于前内侧组（10.61±1.91）N·m，组间比较同样差异无统计学意义，这提示两组间可能存在一定力学差异趋势，但受样本量限制未达到统计学显著水平。王中正等[19]发现胫骨外侧“L”形锁定接骨板能发挥其“竹筏式”固定优势，进而提升机械稳定性。Wei等[20]研究发现，在站立、行走、跑步3种载荷作用下，复杂胫骨平台骨折双侧钢板内固定系统中，内侧接骨板整体承受的机械应力显著大于外侧接骨板，本研究结果与之一致。Zdero等[21]针对胫骨近端骨折接骨板内固定生物力学的系统性综述中指出，为使固定强度最大化，建议采用1~2块与骨面紧密贴合的长锁定金属接骨板，并联合使用长、粗且带角度的近端螺钉。本研究结果显示：

单板方案的水平抗扭转能力与纵向抗压缩能力整体趋势低于双接骨板及三接骨板方案，与该研究结果一致。如果术者决定采用单块接骨板方案时，内侧接骨板可能更有优势。

双接骨板固定方案的稳定性数值趋势优于单板方案，略逊于3板方案。1 500 N纵向载荷时，前外侧组与前外侧+前内侧组组间综合位移差异无统计学意义；平均扭矩中，前外侧+前内侧组与前内侧+后内侧组、前外侧+前内侧组与前外侧+后内侧组的组间扭矩差异均无统计学意义，但均为大效应量。这可能提示组间存在较大幅度的力学差异趋势，受样本量限制未达到统计学显著性。3组双接骨板方案中，前外侧+后内侧接骨板的固定方案的抗压缩与抗扭转能力数值趋势上均较优。Cuellar等[22]发现即使膝关节屈曲角度较小，后内侧骨块仍存在移位风险；尽管该骨块在损伤初期看似无移位，但在后续非负重康复训练中易发生移位。这一结果提示，胫骨平台骨折内固定术中需重点关注后内侧骨块的重要性。扭转试验数据进一步验证了前外侧+后内侧固定方案的可靠性，其平均扭矩为(32.81±6.62)N·m，仅次于3板方案的(43.95±8.23)N·m，数值上略高于其他两种双板方案[(27.61±3.06)N·m、(24.72±4.75)N·m]。对另外两种双板方案的纵向压缩位移分析显示，由于缺乏后方接骨板的支撑，前外侧+前内侧固定方式导致上骨块向后方显著移位，1 500 N载荷下，上段骨块沿倾斜骨折线向后移动(图5C)，最大位移达(2.56±0.57)mm。结合胫骨平台解剖特征及临床经验，内侧平台承受更高机械负荷，强化其固定可优化疗效。前内侧+后内侧固定方案虽旨在稳定胫骨内侧平台，但缺乏外侧固定时，上部骨块会出现侧向倾斜及向后外侧移位(图5D)，1 500 N载荷下移位量为(1.75±0.71)mm。Samsami等[18]在双髁胫骨平台冠状骨折中，对两种双板固定(外侧+前内侧、外侧+后内侧)展开了研究。观察到标记点的运动以纵向为主，1 200 N载荷下外侧+前内侧固定模型的位移超过2 mm。本研究部分结果与该结论一致，最大位移发生在Y轴方向，纵向载荷1 500 N压力时，前外侧+前内侧固定方案的Y轴方向位移达2.75 mm。Samsami等[18]认为无论内侧锁定接骨板置于前方或后方，均能提供可靠的机械稳定性，因此术者可根据操作偏好选择任一方案。但本研究发现后内侧接骨板对骨块向后移位的抵抗能力更优。上述结果差异可归因于模型设计的不同，Samsami等[18]采用新设计的Horowitz骨折模型研究胫骨平台冠状骨折，而本研究采用的HTPF模型基于热区图设计的矢状位斜行骨折线，因此骨块向后移位的趋势更显著。就抗旋能力而言，既往研究双板方案(外侧+前内侧)在胫骨平台骨折固定中具有较强的抗扭转强度；接骨板排列位置偏心，其抗扭转稳定性可能优于靠近旋转中心的固定方式[23]。本试验显示3种双板固定方案的平均扭矩都超过(23.95±3.50)N·m，抗扭转强度非常高。这也许可以满足术后康复及日常活动的需要，但仍需更多相关测试进行验证。其中，前外侧+前内侧、前内侧+后内侧方案的抗扭性能相当，而前外侧+后内侧方案的抗扭转性能在数值上略优，稳定性仅次于3板方案。综合纵向加压与抗旋测试结果，选择双接骨板方案时，前外侧联合后内侧接骨板的固定方案可能更具有力学优势。

3板固定方案的纵向抗压强度与抗扭转性能数值趋势上优于双板和单板固定模式。1 500 N载荷下的加压试验中，组间比较仅前外侧+后内侧组与3板组的综合位移数值接近，差异无统计学意义；水平旋转试验中，单板或双板与3板组间比较均有统计学意义。Zhai等[24]报道采用多接骨板(多于3块)技术固定年轻患者的双髁骨折。本研究结果与该临床试验结论一致。接骨板数量增加可提升固定稳定性，对骨折愈合所需的稳定力学环境至关重要。但是，3块接骨板的植入操作需用3个独立切口或2个延长切口完成，会导致软组织暴露范围的扩大和手术时间延长[25-26]。较大的切口和较长的手术时间会显著增加术后并发症的风险，包括皮肤坏死和深部感染等[27-28]。如何在追求更高力学稳定性的同时避免过度剥离以及手术时间过长依然是创伤骨科医生面临的挑战。

本研究压缩和旋转试验中样本量(n=9)参考既往同类胫骨平台生物力学研究设定，样本量略偏小，统计检验效能相对有限。结果部分报告了效应量及其95%置信区间，用于客观评估组间差异的实际效应大小，避免仅依靠P值判断产生的差异。试验结果表明，部分组间比较未达到统计学显著性，但效应量与95%置信区间结果提示部分固定方案之间仍存在可观的力学差别，这类差异可能受样本量限制而未能显现统计学显著性。此外，本研究中6种固定方案始终按照“三板—双板—单板”的固定顺序进行测试，模型的累积加载、螺钉拆装或孔道变化可能形成顺序效应，固定顺序未随机化可能对组间比较造成轻微影响。后续拟扩大样本量、随机

拆装顺序以及每次采用全新模型进行多轮测试，进一步验证本研究结论。

HTPF极少累及后外侧柱，因此本研究未对后外侧接骨板固定方案开展测试[5]。本研究设计了标准化的不累及关节面的HTPF模型，在下一步研究中，将会设计关节面塌陷以及边缘塌陷的骨折模型，验证边缘钢板和抗滑接骨板等固定方式的力学效能[29]。本研究仅采用静态加载方式进行，未开展循环载荷或失效载荷测试，未采用旋转联合加压的方式进行试验。腓骨、半月板、韧带、肌肉及其他软组织结构对于膝关节的稳定性也有重要意义，未来将尝试更为仿真的拓展试验。

综上所述，对于关节面完整的过伸型胫骨平台骨折，锁定接骨板的固定效能随接骨板数量的增加而提升。在本研究模型和加载条件下，双板方案中，前外侧+后内侧固定表现出较小的位移，抗扭转能力在数值上较高，其固定效能可能更具优势。但尚不能据此证明其整体力学性能或临床疗效显著优于其他双板方案。

利益冲突声明：

所有作者声明无利益冲突。

Conflict of Interests:

All the authors declare no conflict of interests.

作者贡献声明：

姚翔、潘蔚劼对本文具有相同贡献。姚翔负责实验方法设计，研究资金获取，论文审阅与修改；潘蔚劼负责实际调查研究，论文初稿撰写，实验数据分析；仲正负责数据整理，论文审阅与修改；徐勇负责研究项目管理，统筹共识，资源支持。

Author's Contributions:

Yao Xiang and Pan Weijie contributed equally to this work. Yao Xiang was responsible for methodology, funding acquisition, writing-review and editing. Pan Weijie was responsible for investigation, writing - original draft, formal analysis. Zhong Zheng was responsible for data curation, writing-review and editing. Xu Yong was responsible for project administration. Coordinating consensus and providiny resource support.

[参考文献]

[1] Pires R E, Giordano V, Bidolegui F, et al. Current treatment strategies for hyperextension fractures of the tibial plateau: a systematic review and proposal of a treatment algorithm[J]. Injury, 2024, 55(10): 111716

[2] O'Neill D C, Sato E H, Steffenson L N, et al. Worse quality of life associated with hyperextension varus tibial plateau fracture pattern[J]. J Orthop Trauma, 2024, 38(3): e85-e91

[3] Xie X, Ma L, Zhang Y, et al. Ligamentous and soft-tissue injury patterns in hyperextension tibial plateau fractures: an MRI-based analysis of varus and valgus subtypes[J]. Indian J Orthop, 2026, 60(9): 2431-2438

[4] Liu Z Y, Zhang J L, Liu C, et al. Surgical strategy for anterior tibial plateau fractures in hyperextension knee injuries[J]. Orthop Surg, 2021, 13(3): 966-978

[5] Yao X, Hu M, Liu H, et al. Classification and morphology of hyperextension tibial plateau fracture[J]. Int Orthop, 2022, 46(10): 2373-2383

[6] 张世民，胡孙君，杜守超，等. 过伸型胫骨平台骨折研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志，2018，32(4)：495-500
Zhang S M, Hu S J, Du S C, et al. Research progress on hyperextension tibial plateau fractures[J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2018, 32(4): 495-500

[7] Yao X, Xu Y, Yuan J, et al. Classification of tibia plateau fracture according to the "four-column and nine-segment"[J]. Injury, 2018, 49(12): 2275-2283

[8] Wakefield S M, Giannoudis V P, Giannoudis P V. Reconstruction of a neglected hyperextension-bicondylar tibial plateau fracture 9 months after original injury and review of the literature. What outcomes can be expected?[J]. Trauma Case Rep, 2023, 45: 100823

[9] Taylor W R, Heller M O, Bergmann G, et al. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing[J]. J Orthop Res, 2004, 22(3): 625-632

[10] Gao S, Yao Q C, Geng L, et al. A finite element analysis of the supportive effect of a new type of rotary support plate on lateral tibial plateau fractures[J]. Ann Transl Med, 2022, 10(18): 1020

[11] Chen P, Lu H, Shen H, et al. Newly designed anterolateral and posterolateral locking anatomic plates for lateral tibial plateau fractures: a finite element study[J]. J Orthop Surg Res, 2017, 12(1): 35

[12] Kim H Y, Kim K J, Yang D S, et al. Screw-home movement of the tibiofemoral joint during normal gait: three-dimensional analysis[J]. Clin Orthop Surg, 2015, 7(3): 303-309

[13] Wei Y, Chen Y, Jia S, et al. A bioinspired multi-level numerical model of the tibiofemoral joint for biomechanical and biomimetic applications[J]. Biomimetics (Basel, Switzerland), 2025, 10(2): 119

[14] Thamyongkit S, Abbasi P, Parks B G, et al. Weightbearing after combined medial and lateral plate fixation of AO/OTA 41-C2 bicondylar tibial plateau fractures: a biomechanical study[J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2022, 23(1): 86

[15] Twinprai N, Twinprai P, Sripaduangkul S, et al. Biome-

（下转第1735页）

[93] Chen X J，Jin D Y，Stafford D W，et al. Evaluation of oral anticoagulants with vitamin K epoxide reductase in its native milieu[J]. Blood，2018，132(18)：1974-1984

[94] Engelbertz C，Marschall U，Feld J，et al. Apixaban，edoxaban and rivaroxaban but not dabigatran are associated with higher mortality compared to vitamin-K antagonists：a retrospective German claims data analysis[J]. J Intern Med，2024，296(4)：362-376

[95] Kreutz R，Kloss S，Enders D，et al. Comparative effectiveness of factor Xa non-vitamin K antagonist oral anticoagulants versus phenprocoumon in patients with non-valvular atrial fibrillation[J]. Int J Cardiol，2024，404：131894

[96] Siracusa C，Carino A，Carabetta N，et al. Mechanisms of cardiovascular calcification and experimental models：impact of vitamin K antagonists[J]. J Clin Med，2024，13(5)：1405

[97] Berlot A A，Fu X Y，et al. Inactive matrix gla protein and cardiovascular outcomes：the multi-ethnic study of atherosclerosis[J]. J Am Heart Assoc，2025，14(5)：e036459

[98] Friis Bryde Nielsen C，Møller Thysen S，Bach Kampmann F，et al. The associations between functional vitamin K status and all-cause mortality，cardiovascular disease and end-stage kidney disease in persons with type 1 diabetes[J]. Diabetes Obes Metab，2025，27(1)：348-356

[99] De Vries F，Bittner R，Maresz K，et al. Effects of one-year menaquinone-7 supplementation on vascular stiffness and blood pressure in post-menopausal women[J]. Nutrients，2025，17(5)：815

(收稿：2026-01-17；修回：2026-06-30；录用：2026-07-11)

(本文编辑：蒋 莉)

(上接第1713页)

chanical analysis of posteromedial tibial plateau fracture fixation in fresh cadaveric bone[J]. Injury，2024，55(3)：111316

[16] Ando J，Takahashi T，Matsumura T，et al. Biomechanical comparisons of plate placement for medial tibial plateau fractures(Schatzker type Ⅳ)：a biomechanical study using porcine tibias[J]. Injury. 2024，55(6)：111158

[17] Garcia Velez D A，Headford M，Suresh K V，et al. Biomechanical analysis of dual versus lateral locked plating in elderly bicondylar tibial plateau fractures：does medial comminution matter?[J]. Injury，2022，53(10)：3109-3114

[18] Samsami S，Patzold R，Neuy T，et al. Biomechanical comparison of 2 double plating methods in a coronal fracture model of bicondylar tibial plateau fractures[J]. J Orthop Trauma，2022，36(4)：e129-e135

[19] 王中正，王玉川，田思雨，等. 不同植骨方式与内固定对Schatzker Ⅱ型胫骨平台骨折力学稳定性的影响[J]. 中国修复重建外科杂志，2025，39(7)：807-813
Wang Z Z，Wang Y C，Tian S Y，et al. Effect of different bone grafting methods and internal fixation on mechanical stability of Schatzker type Ⅱ tibial plateau fracture[J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery，2025，39(7)：807-813

[20] Wei G，Niu X，Li Y，et al. Biomechanical analysis of internal fixation system stability for tibial plateau fractures[J]. Front Bioeng Biotechnol，2023，11：1199944

[21] Zdero R，Brzozowski P，Schemitsch E H. Biomechanical performance of proximal tibia fracture plates：a review[J]. Chin J Traumatol，2026，29(2)：106-117

[22] Cuellar V G，Martinez D，Immerman I，et al. A biomechanical study of posteromedial tibial plateau fracture stability：do they all require fixation?[J]. J Orthop Trauma，2015，29(7)：325-330

[23] Xie W，Luo D，Xie L，et al. A biomechanical comparison study of plate-nail and dual-plate fixation in AO/OTA 41-C2 tibial plateau fractures[J]. Bioengineering(Basel，Switzerland)，2024，11(8)：839

[24] Zhai Q，Hu C，Luo C. Multi-plate reconstruction for severe bicondylar tibial plateau fractures of young adults[J]. Int Orthop，2014，38(5)：1031-1035

[25] Zeng M，Zhu Y，Lin Z，et al. Modified anterior midline approach to treat hyperextension bicondylar tibial plateau fractures：surgical technique and clinical experience with 18 cases[J]. Knee，2021，32：1-8

[26] Guild T T，Stenquist D S，Yeung C M，et al. Single versus dual incision approaches for dual plating of bicondylar tibial plateau fractures have comparable rates of deep infection and revision surgery[J]. Injury，2022，53(10)：3475-3480

[27] Bu G，Sun W，Lu Y，et al. Complications associated with hyperextension bicondylar tibial plateau fractures：a retrospective study[J]. BMC Surg，2021，21(1)：299

[28] Zhang Q，Li L，Tao F，et al. Risk factors of surgical site infection after adult closed tibial plateau fractures treated by open reduction and internal fixation[J]. Infect Drug Resist，2025，18：4569-4578

[29] Gu Y，Ma C，Zhao L，et al. Joint line rim-plate combined with horizontal belt plate in the treatment of hyperextension tibial plateau fracture：our clinical and radiological results[J]. Front Surg，2025，12：1725660

(收稿：2026-07-07；修回：2026-09-28；录用：2026-10-08)

(本文编辑：唐 震)