

经皮螺钉固定 Schatzker I 型胫骨平台骨折的初步有限元分析

王丽

(中国医科大学附属第一医院, 辽宁 沈阳 110001 E-mail: 267283359@qq.com)

【摘要】 目的:比较不同载荷下 Schatzker I 型胫骨平台骨折螺钉固定模型应力变化及位移情况建立。方法:选取 1 例健康男性志愿者的膝关节三维 CT 图像建立 3D 模型, 然后建立 Schatzker I 型胫骨平台骨折模型及螺钉固定模型。模拟各模型单脚站立和双脚站立时 2 种受力情况, 观察并比较 Schatzker I 型骨折胫骨、劈裂骨块及空心螺钉应力变化以及骨折间位移情况。**结果:**双足站立时, 空心螺钉、劈裂骨块及胫骨的应力值最大的模型为改良三角支撑固定模型组, 整体模型 Z 轴方向位移最大的模型为常规螺钉固定模型组。单足站立时, 空心螺钉、劈裂骨块及胫骨的应力值最大的模型为改良三角支撑固定模型组, 整体模型 Z 轴方向位移最大的模型为常规螺钉固定模型组。**结论:**劈裂骨块及螺钉应力值最小的为栅栏螺钉固定模型, 最大的为改良三角支撑固定模型。常规螺钉固定模型 Z 轴方向位移最大, 栅栏螺钉模型与改良三角支撑螺钉模型位移相当。

【关键词】 胫骨骨折; 关节内骨折; 螺钉固定; 有限元分析

中图分类号:R683.42

DOI:10.12200/j.issn.1003-0034.2022.07.010

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Preliminary finite element analysis of percutaneous screw fixation of Schatzker type I tibial plateau fracture WANG

Li. The First Affiliated Hospital of China Medical University, Shenyang 110001, Liaoning, China

ABSTRACT Objective: To compare the stress changes and displacement of Schatzker I tibial plateau fracture screw fixation model under different loads. **Methods:** The three-dimensional CT images of the knee joint of a healthy male volunteer were selected to establish the three-dimensional model, and then the Schatzker I tibial plateau fracture model and screw fixation model were established. Simulate the two stress conditions of each model when standing on one foot and standing on two feet, the stress changes of tibia, split bone block and cannulated screw and the displacement between fractures were observed and compared. **Results:** When standing on both feet, the model with the largest stress value of hollow screw, split bone block and tibia was the improved triangular support fixation model group, and the model with the largest displacement in the Z-axis direction of the overall model was the conventional screw fixation model group. When standing on one foot, the model with the largest stress value of hollow screw, split bone block and tibia was the improved triangular support fixation model group, and the model with the largest displacement in the Z-axis direction of the overall model was the conventional screw fixation model group. **Conclusion:** The lowest stress value of split bone block and screw is the palisade screw fixation model, and the largest is the improved triangular support fixation model. The Z-axis displacement of the conventional screw fixation model is the largest, and the displacement of the fence screw model is equivalent to that of the improved triangular support screw model.

KEYWORDS Tibial fractures; Intra-articular fractures; Screw fixation; Finite element analysis

胫骨平台是人体膝关节承重的主要组成部位, 骨折约占全身骨折的 1%, 胫骨骨折的 5%~8%^[1], 处理不当可造成膝关节畸形、下肢力线缺失等问题, 严重影响膝关节功能。胫骨平台骨折属于关节内骨折, 大多数外科医生为了绝对的稳定性, 会选择竹筏钢板坚强固定^[2]。近年来, 微创固定技术逐渐发展并流

行^[3-4], 许多学者为了更小的软组织损伤, 采用置入微创螺钉的方式固定 Schatzker I 型胫骨骨折, 然而, 相关方面的有限元分析较少。有限元分析是一种有效准确计算方法, 在整形外科研等众多领域得到广泛认可^[5]。它利用模拟的生理负荷将骨折内固定模型转换为有限元, 以分析和预测骨折术后结果, 通过计算机模拟进行的生物力学研究可以提供对骨折稳定性更深入的了解^[6-7]。因此, 本研究旨在利用有限元分析 Schatzker I 型胫骨平台骨折螺钉固定的稳定性。

基金项目:2010 年辽宁省高等学校科研项目(编号:L2010652)
Fund program: Scientific Research Projects of Colleges and Universities in Liaoning Province in 2010 (No.L2010652)

1 资料与方法

1.1 数据收集及模型建立

选取 1 例健康男性志愿者(32 岁,身高 170 cm, 体重 60 kg, 排除骨关节炎、骨质疏松、畸形等疾病)中立位不负重情况下膝关节的三维 CT 数据。将所得数据以 Dicom 格式存导入人 Mimics 19.0 软件处理后, 建立胫骨平台三维实体模型, 将胫骨平台三维模型以 STL 格式保存后, 导入到 Geomagic Studio(逆向工程软件)软件中, 对胫骨平台三维模型进行简化, 空洞填补, 删除特定钉状物, 使其表面形成连续、光滑的实体模型, 优化之后的胫骨平台实体三维模型以 IGS 格式文件保存。采用 SolidWorks 2016 软件建立空心螺钉模型, 其中胫骨平台关节面 2 枚基本螺钉采用半螺纹螺钉, 长度 65 mm, 直径 6.5 mm, 螺纹长度 32 mm; 改良三角支撑螺钉采用全螺纹螺钉, 长度 70 mm, 直径 6.5 mm; 栅栏螺钉采用全螺纹螺钉, 长度 40 mm, 直径 6.5 mm; 采用 SolidWorks 2016 软件将空心螺钉模型与胫骨平台骨折模型进行装配(图 1-2)。

1.2 载荷及约束

人体在正常站立时, 胫骨平台承受的重量约为受人体重量的 85.6%^[8-9]。取该志愿者体重 60 kg, 则胫骨平台承受的作用力为 $60 \text{ kg} \times 9.8 \text{ N/kg} \times 85.6\% = 503.33 \text{ N}$ 。相关试验的文献表明^[10], 单足站立时, 胫骨平台面所承受的载荷为双足站立时的 2 倍。本研究选取志愿者体重 60 kg, 在有限元分析软件中对各个模型分别施加 2 种载荷, 2 种载荷分别为: (1) 双足站立(250 N)。 (2) 单足站立(500 N)。本试验中将胫骨平台模型远端进行约束固定(图 3), 探讨 2 种载荷下每一种骨折模型位移分布、胫骨及劈裂骨块的应力分布, 螺钉应力分布。

1.3 材料赋值

在这项研究中, 将钛合金的性能分配给模拟的空心钉内固定模

型, 其弹性模量为 110 GPa, 泊松比为 0.3。皮质骨弹性模量为 17 GPa, 泊松比为 0.33; 松质骨的弹性模量为 5 GPa 和泊松比为 0.33。假定内固定和骨骼直接接触, 摩擦系数为 0.3, 所有模型为各向同性、均质线性材料^[11], 见表 1。

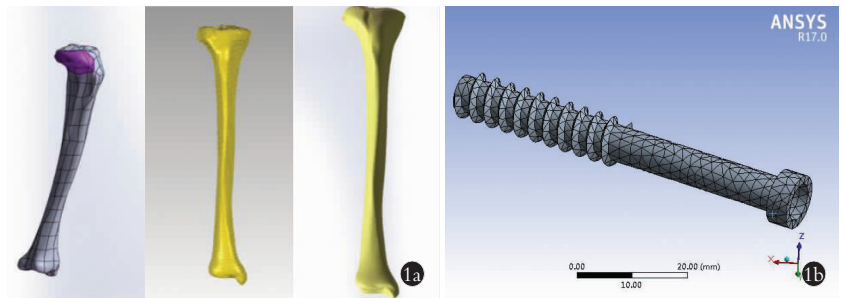


图 1 Schatzker I 型胫骨平台骨折模型与螺钉模型 1a. 骨折模型 1b. 螺钉模型

Fig.1 Schatzker type I tibial plateau fracture models and screw models 1a. Fracture models 1b. Screw model

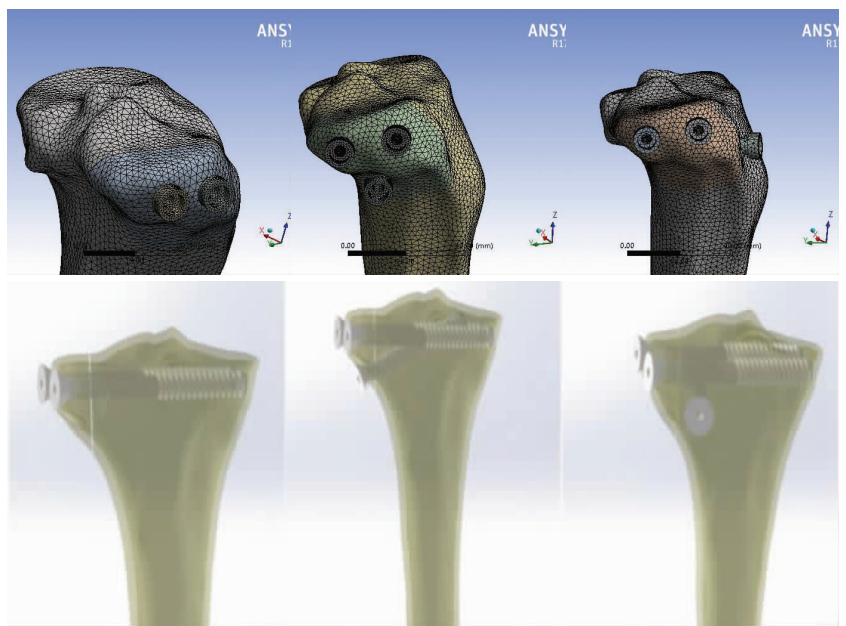


图 2 胫骨平台骨折内固定模型

Fig.2 Internal fixation models of tibial plateau fracture



图 3 添加约束与载荷

Fig.3 Add constraints and loads

表 1 模型的材料属性
Tab.1 Material properties of the models

材料	弹性模量(MPa)	泊松比
皮质骨	17	0.33
松质骨	5	0.33
空心螺钉	110	0.3

1.4 数据处理

当所有的条件设定好后,在 Ansys17.0 软件中,对模型进行标准网格划分,接下来使用软件 Ansys 17.0 静力分析对各个模型进行求解。通过 Ansys17.0 软件处理后对各模型数据进行统计分析,重点观察胫骨平台位移分布、胫骨及劈裂骨块的应力分布,螺钉的应力分布等数据。

2 结果

2.1 各模型的位移情况

在各个模型受力面选择节点分别对其均匀施加 250、500 N 的载荷后,常规螺钉固定的 Z 轴方向最大位移分别为 0.945、1.889 mm,平均位移分别为 0.871、1.430 mm;改良三角支撑螺钉固定的 Z 轴方

向最大位移分别为 0.814、1.628 mm,平均位移分别为 0.718、1.245 mm;栅栏螺钉固定的 Z 轴方向最大位移分别为 0.815、1.630 mm,平均位移分别为 0.718、1.246 mm。骨折间位移的大小可以反映模型的定性,骨折间位移越大,模型稳定性越差。因此在 3 种螺钉固定方式中,在相同载荷下,采用常规螺钉固定 Schatzker I 骨折模型的稳定性较改良三角支撑螺钉与栅栏螺钉稳定性差。见图 4-5,表 2-3。

2.2 各模型的应力分布

对施加载荷的各个模型进行应力分析,得到各模型的应力分布情况及应力集中部位。在 250 N 载荷下,常规螺钉固定模型中的胫骨受到的最大应力为 16.534 MPa,平均应力为 12.860 MPa;劈裂骨块受到的最大应力为 4.972 MPa,平均应力为 3.867 MPa;螺钉受到的最大应力为 14.420 MPa,平均应力为 11.217 MPa;改良三角支撑螺钉固定模型中的胫骨受到的最大应力为 16.553 MPa,平均应力为 12.875 MPa;劈裂骨块受到的最大应力为 6.654 MPa,平均应力为 5.177 MPa;螺钉受到的最大应力为 15.254 MPa;平均应力为 11.865 MPa;栅栏螺钉固定模型中的胫骨

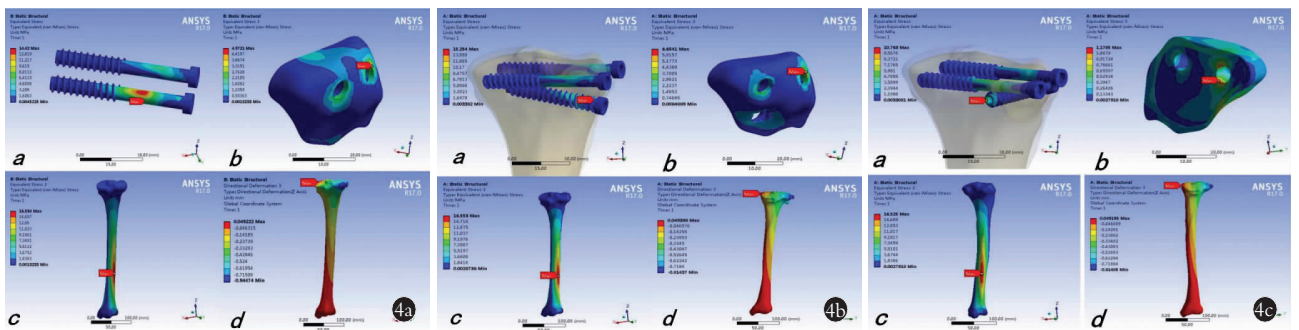


图 4 250 N 载荷下 3 种螺钉固定方式应力及位移云图(a:螺钉应力;b:劈裂骨块应力;c:胫骨应力;d:Z 轴位移) 4a. 常规螺钉固定模型 4b. 改良三角支撑螺钉固定模型 4c. 栅栏螺钉固定模型

Fig.4 Under 250 N load, stress and displacement distribution of three fixing methods (a, screw stress; b, split bone stress; c, tibia stress; d, Z-axis displacement) 4a. The conventional screws fixation model 4b. The improved triangular support screws fixation model 4c. Fence screws fixing model

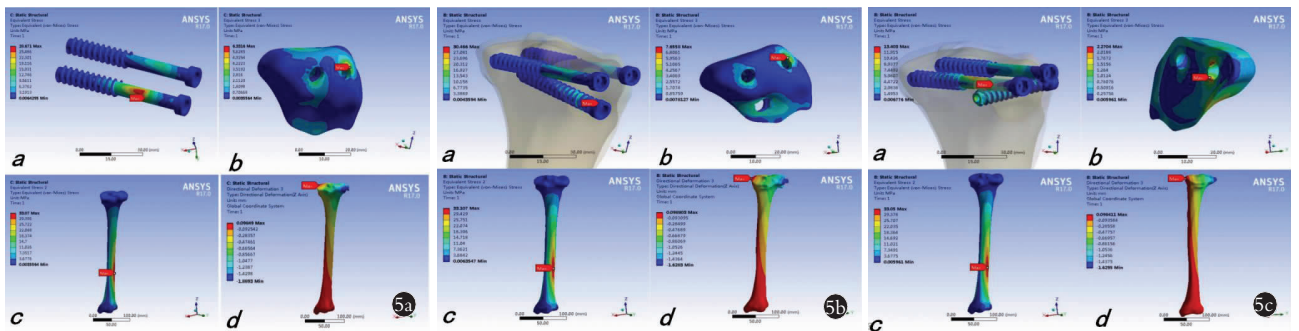


图 5 500 N 载荷下 3 种螺钉固定方式应力及位移云图(a:螺钉应力;b:劈裂骨块应力;c:胫骨应力;d:Z 轴位移) 5a. 常规螺钉固定模型 5b. 改良三角支撑螺钉固定模型 5c. 栅栏螺钉固定模型

Fig.5 Under 500 N load, stress and displacement distribution of three fixing methods (a, screw stress; b, split bone stress; c, tibia stress; d, Z-axis displacement) 5a. The conventional screws fixation model 5b. The improved triangular support screws fixation model 5c. Fence screws fixing model

表 2 250 N 载荷下 3 种固定方式螺钉, 劈裂骨块, 胫骨应力及 Z 轴位移最大值/平均值

Tab.2 Under 250 N load, the max/average value of screw, split bone and tibial stress, and Z-axis displacement of three fixing methods

固定方法	螺钉应力(MPa)	劈裂骨块应力(MPa)	胫骨应力(MPa)	Z 轴位移(mm)
常规螺钉	14.420/11.217	4.972/3.867	16.534/12.860	0.945/0.871
改良三角支撑螺钉	15.254/11.865	6.654/5.177	16.553/12.875	0.814/0.718
栅栏螺钉	10.763/8.372	1.179/0.917	16.525/12.853	0.815/0.718

表 3 500 N 载荷下 3 种固定方式螺钉、劈裂骨块、胫骨应力及 Z 轴位移的最大值/平均值

Tab.3 Under 500 N load, the max/average value of screw, split bone and tibial stress, and Z-axis displacement of three fixing methods

固定方法	螺钉应力(MPa)	劈裂骨块应力(MPa)	胫骨应力(MPa)	Z 轴位移(mm)
常规螺钉	28.671/22.301	6.332/4.925	33.070/25.722	1.889/1.430
改良三角支撑螺钉	30.466/23.696	7.656/5.956	33.107/25.751	1.628/1.245
栅栏螺钉	13.403/10.426	2.270/1.516	33.050/25.707	1.630/1.246

受到的最大应力为 16.525 MPa, 平均应力 12.853 MPa; 劈裂骨块受到的最大应力为 1.179 MPa, 平均应力 0.917 MPa; 螺钉受到的最大应力为 10.763 MPa, 平均应力 8.372 MPa; 500 N 的载荷下, 常规螺钉固定模型中的胫骨受到的最大应力为 33.070 MPa, 平均应力 25.722 MPa; 劈裂骨块受到的最大应力为 6.332 MPa, 平均应力 4.925 MPa; 螺钉受到的最大应力为 28.671 MPa, 平均应力 22.301 MPa; 改良三角支撑螺钉固定模型中的胫骨受到的最大应力为 33.107 MPa, 平均应力 25.751 MPa; 劈裂骨块受到的最大应力为 7.656 MPa, 平均应力 5.956 MPa; 螺钉受到的最大应力为 30.466 MPa, 平均应力 23.696 MPa; 栅栏螺钉固定模型中的胫骨受到的最大应力为 33.050 MPa, 平均应力为 25.707 MPa; 劈裂骨块受到的最大应力 2.270 MPa, 平均应力 1.516 MPa; 螺钉受到的最大应力为 13.403 MPa, 平均应力 10.426 MPa; 在栅栏螺钉固定模型中, 无论是胫骨、劈裂骨块或者螺钉所受的应力值均小于其他两种螺钉固定模型, 且应力分布较其他模型均匀。见图 4-5, 表 2-3。

3 讨论

3.1 胫骨平台骨折的治疗现状

胫骨平台骨折发病率呈双峰分布, 20~50 岁为第 1 个高峰, 即发生高能量创伤(如机动车事故)的男性, 而在 50~70 岁出现了第 2 个高峰, 女性常见, 就像骨质疏松性骨折一样^[12-13]。最广泛应用的分型是 Schatzker 分型, 可分为 6 型: I 型, 外侧平台劈裂骨折, 无关节面塌陷; II 型, 外侧平台劈裂, 关节面塌陷; III 型, 外侧平台单纯压缩骨折; IV 型, 胫骨内侧平台骨折; V 型, 双侧平台骨折; VI 型, 双侧平台骨折, 累计干骺端或胫骨干。其中超过 60% 的胫骨平台骨

折会影响其外侧柱^[2,14], 造成外侧劈裂骨折。大部分外科医生喜欢用钢板螺钉固定骨折, 以便获得更好的稳定性。然而, 另一部分外科医生希望减少软组织损伤, 他们更期望通过微创空心螺钉固定骨折^[15-16]。

3.2 模型建立的有效性及其意义

本试验选取健康青年男性志愿者, 符合大众人群, 能反映大多数人的水平, 依据正常膝关节三维 CT 扫描数据成功建立了胫骨平台骨折的三维模型。应用 SolidWorks 2016 软件, 建立空心螺钉的模型, 并将其与胫骨平台三维重建模型进行装配。常规生物力学试验易受实验条件限制, 易受人为因素干扰, 有限元技术可以“完美”的避免上述弊端, 通过计算机对试验条件进行控制, 能对同一骨折模型施加不同的治疗方案, 可以提供模型任意部位应力及移位情况。通过对骨折模型施加载荷后产生的应力及位移情况进行分析, 比较胫骨平台骨折同一种分型的三种螺钉内固定方案, 并得到量化数据, 以期望为研究胫骨平台骨折螺钉固定后的生物力学改变提供了一种新的思路和方法。

3.3 各种螺钉固定(常规螺钉、改良三角支撑螺钉、栅栏螺钉)的特点及比较

Caspari 等^[17]早在 1980 年代就描述了关节镜辅助下经皮内固定减少软组织损伤的方法。随后, 使用 2 枚半螺纹空心螺钉的经皮平行固定得到大家认可, 被确定为标准技术^[18], 术后早期进行膝关节被动活动, 康复期进行膝关节主动活动。术后 6~8 周不进行负重, 以避免骨折内固定失效。基于此, 微创固定技术逐渐发展并流行^[3-4]。此种方法在骨质良好的胫骨平台外侧劈裂骨折中取得良好效果, 值得注意的是, 骨质疏松是空心螺钉固定的禁忌, 可能出现相关

并发症,如复位丢失、内固定失败、骨不连或感染^[19-20]。为了增加固定的稳定性,同时又避免了更具侵入性的操作,减少对软组织的损伤,有学者设想在 2 枚空心螺钉基础上,附加第 3 枚空心螺钉。第 1 种技术为“改良三角支撑螺钉固定”,在标准双螺钉基础上,正后视图中以 30° 倾斜角在劈裂骨块远端置入 1 枚额外的螺钉^[21-22]。另 1 种技术被称为“栅栏螺钉固定”,它在标准双螺钉基础上,将第 3 枚螺钉在靠近骨折部位的非骨折部分从前向后方置入,目的是支撑螺钉^[23]。

3.4 各种螺钉固定(常规螺钉、改良三角支撑螺钉、栅栏螺钉)及比较

位移大小和应力是否集中是所有有限元模型中必不可少的重要参数^[24]。既往研究显示,轴向载荷下骨折间的位移越大,固定方式的稳定性就越差,如果骨块位移超过 2 mm,则内固定失效。有基于临床研究发现,如果骨折在骨块移位超过 2 mm 的情况下骨折愈合,则很大可能出现早期骨性关节炎^[25]。本试验结果表明,两种轴向载荷下,骨折模型的位移,常规螺钉组最大,改良三角支撑螺钉与栅栏螺钉相当。在 250 N 载荷下,常规螺钉模型组 Z 轴移位 0.945 mm,而改良三角支撑螺钉与栅栏螺钉 Z 轴移位分别为 0.814 mm 和 0.815 mm。在 500 N 载荷下,常规螺钉模型组 Z 轴移位 1.889 mm,而改良三角支撑螺钉与栅栏螺钉 Z 轴移位分别为 1.628 mm 和 1.630 mm。故改良三角支撑螺钉与栅栏螺钉在固定胫骨平台骨折稳定性方面较常规螺钉有较明显优势。

理想的内固定模型应该是应力均匀地分布在内固定装置上,而不是过度集中在某一点。往往内固定失败的“点”就是这些应力集中点所在的区域,在临床上,要尽可能地减少或分散应力,避免应力集中,以保证长久、持续的稳定性^[26]。本研究中,两种轴向载荷下,骨折模型的应力,均是改良三角支撑螺钉最大,常规螺钉居中,栅栏螺钉最小。在所有模型中,应力都集中在胫骨的远端前部,这一发现在以前的研究中已有报道,并归因于胫骨本身的细长^[27-28]。常规螺钉模型中,无论何种载荷,螺钉应力比较集中,且大多集中在劈裂骨块与螺钉的交界处,螺钉与承受较大应力。与此同时,应力作用于螺钉周围骨质,导致局部骨破坏的风险大大增加^[29]。改良三角支撑螺钉模型中,螺钉应力集中情况明显优于常规螺钉模型,且最大值出现在倾斜 30° 置入的第 3 枚空心螺钉与外侧劈裂骨块的外层皮质交界处。因此,临床实践中,需要将空心螺钉与标准垫片同时置入^[25]。栅栏螺钉模型中,应力在螺钉和骨骼上的分布更均匀,无论是螺钉应力还是劈裂骨块应力均最小,可以说,栅栏

螺钉固定可更均匀地分散应力,此外,栅栏螺钉还具有防止“常规螺钉”对松质骨的切割作用^[30]。此外,栅栏螺钉技术并非主要针对具有良好骨质的胫骨平台单纯劈裂骨折,对于关节凹陷性骨折,栅栏螺钉联合羟基磷灰石碳酸钙合成骨移植技术已经在临床取得良好效果^[31]。

3.5 本试验的不足之处

(1)临床实际中,身体活动较为复杂,现在的研究难以对人体进行精确模拟研究。本研究参考相关文献对模型进行简化,考虑到本研究关注的是模型之间的相对差异,故以上不确定的因素对研究影响不大。(2)本试验模拟的是静止状态下的力学分析,如果完善更多载荷加载情况甚至动态步态的模拟,将会显著提高研究意义。(3)本试验只模拟了一种胫骨平台骨折类型,骨折类型较单一。因此,有待进一步的完善与改进。

综上所述,本研究通过有限元分析认识到螺钉固定 Schatzker I 型胫骨平台骨折时,劈裂骨块及螺钉应力值最小的为栅栏螺钉模型,最大的为改良三角支撑螺钉模型。常规螺钉模型 Z 轴方向位移最大,栅栏螺钉与改良三角支撑螺钉模型位移相当,侧面表明了栅栏螺钉技术与改良三角支撑螺钉技术固定强度相当,高于常规螺钉固定。除此之外,栅栏螺钉技术在防止螺钉对松质骨的切割作用方面存在优势。临床中,为了减少手术的侵入性,特别是针对皮肤软组织条件差、需与外固定架进行混合固定的患者,螺钉固定技术不失为一种替代选择。

参考文献

- [1] Court-Brown CM, Caesar B. Epidemiology of adult fractures: a review[J]. *Injury*, 2006, 37(8): 691-697.
- [2] Kfuri M, Schatzker J. Revisiting the Schatzker classification of tibial plateau fractures[J]. *Injury*, 2018, 49(12): 2252-2263.
- [3] Ali AM, Saleh M, Bolongaro S, et al. The strength of different fixation techniques for bicondylar tibial plateau fractures--a biomechanical study[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2003, 18(9): 864-870.
- [4] Gosling T, Schandelmaier P, Muller M, et al. Single lateral locked screw plating of bicondylar tibial plateau fractures[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2005, 439: 207-214.
- [5] Pakdel A, Fialkov J, Whyne CM. High resolution bone material property assignment yields robust subject specific finite element models of complex thin bone structures[J]. *J Biomechanics*, 2016, 49(9): 1454-1460.
- [6] Yazicioglu D, Bayram B, Oguz Y, et al. Stress distribution on short implants at maxillary posterior alveolar bone model with different bone-to-implant contact ratio: finite element analysis[J]. *J Oral Implantol*, 2016, 42(1): 26-33.
- [7] Meulen DP, Janssen SJ, Hageman MGJS, et al. Quantitative three-dimensional computed tomography analysis of glenoid fracture patterns according to the AO/OTA classification[J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2016, 25(2): 269-275.

- [8] Noyes FR, Grood ES. The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1977, 58(8): 1074–1082.
- [9] Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, et al. A three-dimensional mathematical model of the knee-joint[J]. *J Biomechanics*, 1980, 13(8): 677.
- [10] Izaham RMAR, Kadir MRA, Rashid AHA, et al. Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy[J]. *Injury*, 2012, 43(6): 898–902.
- [11] Luo CA, Hua SY, Lin SC, et al. Stress and stability comparison between different systems for high tibial osteotomies[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2013, 14: 110.
- [12] Chen XZ, Liu CG, Chen Y, et al. Arthroscopy-assisted surgery for tibial plateau fractures[J]. *Arthroscopy*, 2015, 31: 143–153.
- [13] Siegler J, Galissier B, Marcheix PS et al. Percutaneous fixation of tibial plateau fractures under arthroscopy: a medium term perspective[J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2011, 97: 44–50.
- [14] Burdin G. Arthroscopic management of tibial plateau fractures: Surgical technique[J]. *Orthop Trauma Surg Res*, 2013, 99(1): S208–S218.
- [15] Ehlinger M, Adamczewski B, Rahmé M, et al. Comparison of the pre-shaped anatomical locking plate of 3.5 mm versus 4.5 mm for the treatment of tibial plateau fractures[J]. *Int Orthop*, 2015, 39(12): 2465–2471.
- [16] 陈刚, 郑文标, 陈滔, 等. 关节镜下与切开复位内固定手术治疗胫骨平台 Schatzker III 型骨折血清炎症因子变化对预后的影响[J]. *中国骨伤*, 2020, 33(3): 252–256.
CHEN G, ZHENG WB, CHEN T, et al. Effect of changes of inflammatory factors on prognosis of tibia plateau Schatzker III fractures treated under arthroscopic or open reduction and internal fixation[J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2020, 33(3): 252–256. Chinese with abstract in English.
- [17] Caspari RB, Hutton PM, Whipple TL, et al. The role of arthroscopy in the management of tibial plateau fractures[J]. *Arthroscopy*, 1985, 1(2): 76–82.
- [18] Biyani A, Reddy NS, Chaudhury J, et al. The results of surgical management of displaced tibial plateau fractures in the elderly[J]. *Injury*, 1995, 26: 291–297.
- [19] Hansen M, Mehler D, Voltmer W, et al. The extraarticular proximal tibial fractures[J]. *Unfallchirurg*, 2002, 105(10): 858–872.
- [20] 李永山, 董健, 岳雄, 等. 胫骨平台骨折术后早期并发症的处理与分析[J]. *中国骨伤*, 2015, 28(9): 846–849.
LI YS, DONG J, YUE X, et al. Treatment and analysis of the early postoperative complications of tibial plateau fractures[J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2015, 28(9): 846–849. Chinese with abstract in English.
- [21] Cooper HJ, Kummer FJ, Egol KA, et al. The effect of screw type on the fixation of depressed fragments in tibial plateau fractures[J]. *Bull Hosp Jt Dis*, 2001–2002, 60(2): 72–75.
- [22] Parker PJ, Tepper KB, Brumback RJ, et al. Biomechanical comparison of fixation of type- I fractures of the lateral tibial plateau. Is the antiglide screw effective[J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1999, 81(3): 478–480.
- [23] Doht S, Lehnert T, Frey S, et al. Effective combination of bone substitute and screws in the jail technique: a biomechanical study of tibial depression fractures[J]. *Int Orthop*, 2012, 36(10): 2121–2125.
- [24] Chevalier Y, Quek E, Borah B, et al. Biomechanical effects of teriparatide in women with osteoporosis treated previously with alendronate and risendronate: results from quantitative computed tomography-based finite element analysis of the vertebral body[J]. *Bone*, 2010, 46(1): 41–48.
- [25] Eduardo M, Ivan Z, Kajetan K, et al. Reconstruction of the lateral tibia plateau fracture with a third triangular support screw: A biomechanical study[J]. *J Orthop Translat*, 2017, 11: 30–38.
- [26] Tai CL, Chen WP, Chen HH, et al. Biomechanical optimization of different fixation modes for a proximal femoral L-osteotomy[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2009, 10: 112.
- [27] Kim SH, Chang SH, Jung HJ. The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues[J]. *Composite Structures*, 2010, 92(9): 2109–2118.
- [28] Will R, Englund R, Lubahn J, et al. Locking plates have increased torsional stiffness compared to standard plates in a segmental defect model of clavicle fracture[J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2011, 131(6): 841–847.
- [29] Carrera I, Gelber PE, Chary G, et al. Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration[J]. *Int Orthop*, 2016, 40(10): 1–7.
- [30] Weimann A, Heinkele T, Herbort M, et al. Minimally invasive reconstruction of lateral tibial plateau fractures using the jail technique: a biomechanical study[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2013, 14(1): 120.
- [31] 罗长奇, 方跃, 屠重棋, 等. 胫骨平台塌陷骨缺损的治疗现状及进展[J]. *中国骨伤*, 2016, 29(2): 187–191.
LUO CQ, FANG Y, TU CQ, et al. Current treatment situation and progress on bone defect of collapsed tibial plateau fractures[J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2016, 29(2): 187–191. Chinese with abstract in English.

(收稿日期: 2021-01-21 本文编辑: 王玉蔓)