中国组织工程研究
Chinese Journal of Tissue Engineering Research www.CJTER.com

步态周期下不同克氏针张力带治疗髌骨横行骨折的有限元分析

刘 峰[1]，冯 毅[2]

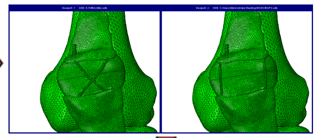
https://doi.org/10.12307/2022.430
投稿日期：2021-05-10
送审日期：2021-05-12
采用日期：2021-07-01
在线日期：2021-09-27
中图分类号：
R459.9；R318.17；R683
文章编号：
2095-4344(2022)09-01367-05
文献标识码：A

文章快速阅读：

文章特点—
△建立了完整步态周期的髌骨横行骨折模型；
△分析了髌骨横行骨折应用“8”字型和“0”字型克氏针张力带固定后在完整步态周期内的生物力学差异；
△探究出了“0”字型克氏针张力带治疗髌骨横行骨折的优势。

研究对象：
利用16层螺旋CT扫描获得1名志愿者右侧膝关节CT数据。

研究分组：
“8”字型克氏针张力带；
“0”字型克氏针张力带。



研究方法：
建立不同类型疗法髌骨横行骨折完整步态周期有限元模型。

观察指标：
髌骨、克氏针以及钢丝的Mises应力值、位移以及屈曲角度。

研究结果：
在完整步态周期内，“0”字型张力带模型应力分布更均匀，且稳定性更好。

文题释义：
生物力学：是应用力学原理和方法对生物体中的力学问题定量研究的生物物理学分支，其研究范围从生物整体到系统、器官(包括血液、体液、脏器、骨骼等)，研究的重点是与生理学、医学有关的力学问题。
克氏针：一种骨科常用的内固定材料，用于短小骨折或撕脱骨折等应力不大的骨折固定，也常被用在骨科手术中临时骨折块的固定。由于广泛应用，克氏针的最大直径逐渐增加到4 mm，可配合外固定锁钉来固定骨盆骨折、跟骨骨折等应激较大的骨折。

摘要
背景：不同种克氏针张力带固定治疗髌骨横行骨折的动态生物力学分析研究较少。
目的：利用三维重建技术，分析“8”字型克氏针张力带和“0”字型克氏针张力带治疗髌骨横行骨折术后在完整步态周期内的生物力学差异。
方法：基于人体膝关节CT扫描数据，利用Mimics，Geomagic Studio，Hypermesh以及Abaqus等三维重建软件建立“8”字型和“0”字型克氏针张力带治疗髌骨横行骨折有限元模型，通过加载材料属性、设置边界条件、施加载荷等操作模拟术后膝关节的一个完整步态周期，分析2种固定模型位移和应力方面的差异。
结果与结论：①在完整步态周期内，应力值的变化与屈曲角度的变化呈正相关趋势，且在步态周期的70%处达到应力最大值；在同一个步态瞬时，“0”字型模型各部件应力均小于“8”字型模型所受应力；②在一个完整周期内2种模型各部件位移变化随着屈曲角度的增加而增大，在步态周期的70%处达到位移峰值，而在同一个步态瞬时，“0”字型模型各部件位移均小于“8”字型模型各部件的位移；在位移峰值处，“0”字型模型髌骨、克氏针与钢丝的位移分别比“8”字型模型小10%，11%和13%；③结果表明，在完整步态周期内，2种张力带模型高应力区均主要集中在髌骨骨折线附近以及内固定的接触部位，但“0”字型模型中各部件的应力峰值均小于“8”字型模型，并且在骨折端及内固定物的稳定性上更优于“8”字型张力带模型，具有更优秀的生物力学效果。
关键词：髌骨；横行骨折；张力带；生物力学；步态周期；克氏针；有限元

Finite element analysis of different Kirschner wire tension bands on transverse patella fractures during gait cycle

Liu Feng[1], Feng Yi[2]
[1]First People’s Hospital of Qujing City, Qujing 655000, Yunnan Province, China; [2]Second Hospital of Shanxi Medical University, Taiyuan 030001, Shanxi Province, China
Liu Feng, Master, Associate chief physician, First People’s Hospital of Qujing City, Qujing 655000, Yunnan Province, China
Corresponding author: Feng Yi, MD, Associate chief physician, Second Hospital of Shanxi Medical University, Taiyuan 030001, Shanxi Province, China

Abstract
BACKGROUND: There are few studies on dynamic biomechanical analysis of Kirschner wire tension band steel wire in different winding methods for the treatment of transverse patella fractures.
OBJECTIVE: To analyze the biomechanical difference between the “8”-shaped Kirschner wire tension band fixation and the “0”-shaped Kirschner wire tension band for the treatment of transverse patella fractures in the complete gait cycle using three-dimensional reconstruction technology.

[1]曲靖市第一人民医院，云南省曲靖市 655000；[2]山西医科大学第二人民医院，山西省太原市 030001
第一作者：刘峰，男，1980年生，山东省菏泽市人，汉族，硕士，副主任医师，主要从事脊椎、关节类退变疾病研究。
通讯作者：冯毅，博士，副主任医师，山西医科大学第二人民医院，山西省太原市 030001
https://orcid.org/0000-0002-2246-4688 (刘峰)
引用本文：刘峰，冯毅. 步态周期下不同克氏针张力带治疗髌骨横行骨折的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究，2022，26(9):1367-1371.

METHODS: Based on the CT scan data of the human knee joint, Mimics, Geomagic Studio, Hypermesh and Abaqus and other three-dimensional reconstruction softwares were used to establish the "8" and "0" shape Kirschner wire tension band to treat the finite element model of the patella transverse fracture. A complete gait cycle of the knee joint after surgery was simulated by loading the material properties, setting boundary conditions, applying loads and other operations. The difference in displacement and stress between the two fixed models was analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) In the complete gait cycle, the change of stress value was positively correlated with the change of buckling angle, and the maximum stress reached at 70% of the gait cycle. In the same gait instant, the stress of each component of the "0" model was less than that of the "8" model. (2) The displacement value of each component of the two models increased with the increase of the flexion angle during a complete cycle, and reached the peak displacement at 70% of the gait cycle. In the same gait instantaneously, the "0"-shaped model was different. The displacement values of the components were all smaller than those in the "8" model. At the peak of the displacement, the displacement values of the patella, Kirschner wire and steel wire of the "0" model were 10%, 11%, and 13% smaller than those of the "8" model. (3) The results show that during the complete gait cycle, the high stress areas of the two tension band models are mainly concentrated near the patella fracture line and the contact part of the internal fixation, but the stress peak value of each component in the "0" model is less than "8"-shaped model, and it is better than the "8"-shaped tension band model in terms of the stability of the fracture end and internal fixation, and has a better biomechanical effect.

Key words: patella; transverse fracture; tension band; biomechanics; gait cycle; Kirschner wire; finite element

How to cite this article: *LIU F, FENG Y. Finite element analysis of different Kirschner wire tension bands on transverse patella fractures during gait cycle. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2022;26(9):1367-1371.*

0 引言 Introduction

髌骨骨折是一种常见病症，约占全身骨折的 1%，而髌骨横行骨折发生率则占到了所有髌骨骨折的 65% 左右 [1-5]。临床上主要依靠克氏针张力带固定系统治疗髌骨横行骨折，其中“0”字型张力带和“8”字型张力带尤为常见 [6-8]，在实际应用中“0”字型张力带置针靠后时有钢丝滑脱的风险，因此医师更愿意使用“8”字型张力带，但“8”字型张力带和“0”字型张力带在生物力学上的优劣却并不明确，虽然有学者利用三维有限元技术对比了这 2 种克氏针张力带缠绕固定后髌骨的生物力学差异，但只是重建了髌骨以及周围肌腱模型，膝关节模型不够完整，且仅局限于静力学分析 [9-14]。此次研究根据真实膝关节 CT 数据完整重建膝关节结构，拟采用有限元动态分析方法，探究“8”字型和“0”字型克氏针张力带治疗髌骨横行骨折术后在一个完整的步态周期内张力带固定系统和骨折部位的稳定性，进一步丰富临床克氏针张力带固定治疗髌骨横行骨折的生物力学依据。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 CT 数据重建模型设计及有限元分析。

1.2 时间及地点 2020 年 6 月至 2021 年 3 月在曲靖市第一人民医院完成。

1.3 材料

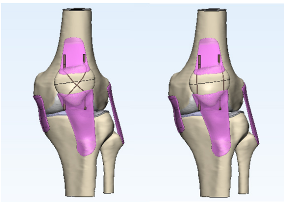
1.3.1 实验软件 16 层螺旋 CT(德国 Siemens 公司)；Mimics 19.0 医学建模软件 (比利时 Materialise 公司)；Geomagic Studio 2016(美国 Geomagic 公司)；Hypermesh 14.0 软件 (美国 Altair 公司)；Abaqus 6.13 软件 (美国 Dassault 公司)。

1.3.2 志愿者资料 选取 1 名健康男性志愿者，45 岁，身高 176 cm，体质量 75 kg，无膝关节手术史，详细告知试验过程和试验目的，其知情理解并签署知情同意书。

1.4 方法

1.4.1 膝关节三维模型重建 利用 16 层螺旋 CT 扫描机获得志愿者右侧膝关节 CT 数据，以 Dicom 格式将其影像资料导入 Mimics 软件对该数据进行阈值划分、腔系填充等操作，生成包括股骨、髌骨、髌韧带、股四头肌、股骨软骨、胫骨软骨、胫骨、腓骨在内的完整膝关节三维模型，并以 stl 格式导入至 Geomagic Studio 2016 软件中对该模型进行进一步的去噪、平滑以及拟合曲面处理，形成实体化模型。

1.4.2 建立髌骨横行骨折张力带内固定模型 将实体化模型导入 SolidWorks 软件中生成膝关节的三维体，进行髌骨横行骨折模型、克氏针模型建立。临床上不同医师在放置克氏针时常依据“等分”和“平行”的原则，且放置位置基本一致，该研究所采用的置针位置与临床常见位置一致，即克氏针在冠状面上沿纵轴居中放置，在矢状面上位于髌骨中部。克氏针置针层次对张力带固定髌骨横行骨折的动态分析有待在未来进一步探讨。三维模型构建完毕后，以徐洪璋 [11, 15-16] 研究中克氏针和钢丝的走行线为基础，建立了“0”字型和“8”字型张力带模型。2 根克氏针直径 1.5 mm，钢丝直径 1.0 mm，见图 **1**。



图注：左图为“8”字型固定模型，右图为“0”字型固定模型

图 1 | **髌骨横行骨折 2 种张力带内固定实体模型**

Figure 1 | **Two kinds of tension band internal fixation solid models for transverse patella fractures**

1.4.3 网格划分与材料赋值 在 Mimics 19.0 中对膝关节模型、克氏针模型以及钢丝模型的材料属性进行设置。材料属性参考国内外其他学者发表的研究数据，见表 **1**[17-19]。在研究过程中将所涉及到的骨质材料认为是各向同性且均质的材料属性 [20]。

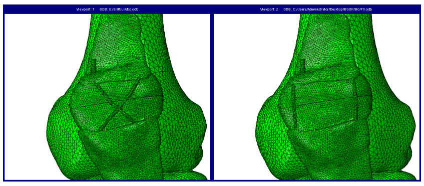
表 1 | **模型各结构材料参数**

Table 1 | **Material parameters of each structure of the model**

结构	弹性模量 (MPa)	泊松比
骨骼	11 000	0.3
关节软骨	15	0.46
肌腱	215.3	0.3
钢丝	206 000	0.3
克氏针	206 000	0.3

将实体化模型导入 HyperMesh 14.0 中选择 C3D10M 四面体单元对膝关节的每一部分进行网格划分。髌骨单元数量 51 283，节点数量 10 100；胫骨单元数量 60 391，节点数量 11 043；股骨单元数量 60 390，节点数量 11 043；胫骨软骨单元数量 29 334，节点数量 5 780；半月板单元数量 14 772，节点数量 3 364。

1.4.4 边界条件设置 处理完毕的膝关节模型、克氏针模型以及钢丝模型导入 ABAQUS 软件中进行装配。髌骨骨折块之间设定为接触关系，髌骨与肌腱之间设置为“Tie”约束，钢丝与肌腱、钢丝与髌骨定义为接触的相互关系，建立 2 种克氏针张力带钢丝缠绕内固定有限元模型，见图 **2**。



图注：左图为“8”字型固定模型，右图为“0”字型固定模型

图 2 丨髌骨横行骨折 2 种张力带内固定有限元模型
Figure 2 | **A finite element model of patella transverse fracture with internal fixation with two tension bands**

由于此次试验是采用动态有限元分析法，对比 2 种缠绕方法固定后膝关节在一个步态周期内的生物力学稳定性，将 ISO14243-12009 的标准步态数据作为有限元模型的边界条件[21]，包括施加在股骨部件上的垂直载荷曲线与屈曲角度曲线，以及施加在胫骨部件上的前后载荷和内外扭矩曲线，输入参数，见**表 2**。在一个步态周期内，屈曲角度呈现先增加再减小再增加的变化趋势，见**图 3**，最大屈曲角度为 58°。

表 2 丨两种有限元模型输入参数
Table 2 | **Two finite element model input parameters**

步态周期 (%)	前后位移 (mm)	内外转动 (°)	垂直载荷 (N)	屈曲转动 (°)
10	3.36	−0.68	1 888	12.00
20	4.32	−0.95	1 492	14.95
30	1.28	0.67	1 072	8.80
40	0.35	1.57	2 200	5.00
50	4.22	0.48	1 867	16.78
60	4.96	−1.78	168	41.64
70	3.75	−3.67	168	57.49
80	2.38	−4.92	168	47.08
90	1.3	−5.66	168	16.42
100	0	1.57	168	0

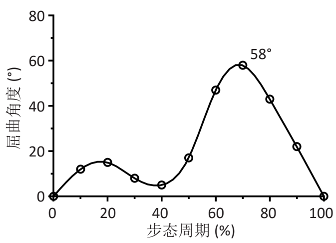


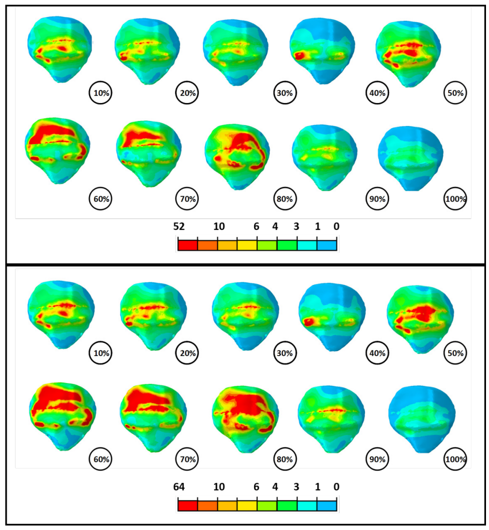
图 3 丨一个步态周期内膝关节屈曲角度变化趋势
Figure 3 | **Change trend of knee flexion angle in one gait cycle**

1.5 主要观察指标 对 2 种克氏针张力带钢丝缠绕固定髌骨横行骨折进行了有限元分析，以钢丝和克氏针应力、位移，以及骨折端应力和位移为主要研究对象，探寻 2 种方式捆绑术后固定系统的生物力学差异。

1.6 模型的有效性验证 对健康膝关节进行 ABAQUS 动态有限元分析，从结果可以看出，在一个完整步态周期内，膝关节的屈曲角度为 0°−60°，随着屈曲角度的增大，髌骨受到的最大应力值也相应增加，髌骨的应力集中区域逐渐向髌骨上端转移，这与人体正常生理状态下髌骨的受力特点相符，说明模型是有效的，可以进行下一步髌骨横行骨折的研究分析。

2 结果 Results

2.1 髌骨应力分析 **图 4** 表示在一个步态周期内，2 种模型髌骨应力分布情况对比，随着屈曲角度的增加，髌骨所受应力由骨折线下方骨折块向骨折线上方骨折块转移，当屈曲角度在 45° 左右时，即步态周期的 60% 和 80% 处，应力分布在骨折线附近，上下骨折块的应力分布比较均匀。



图注：上图为“8”字型固定模型，下图为“0”字型固定模型

图 4 丨两种模型髌骨在步态周期内应力分布云图
Figure 4 | **Stress distribution cloud diagrams of the patella of the two models in the gait cycle**

髌骨在步态周期内应力数值的变化见**图 5**，2 种模型的髌骨最大受力均出现在步态周期的 70%，即屈曲 58° 状态，应力峰值分别为 51.03 MPa 和 63.11 MPa。

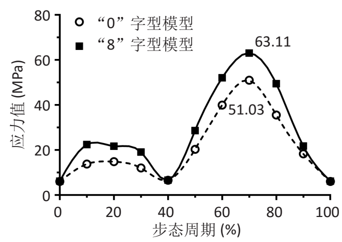
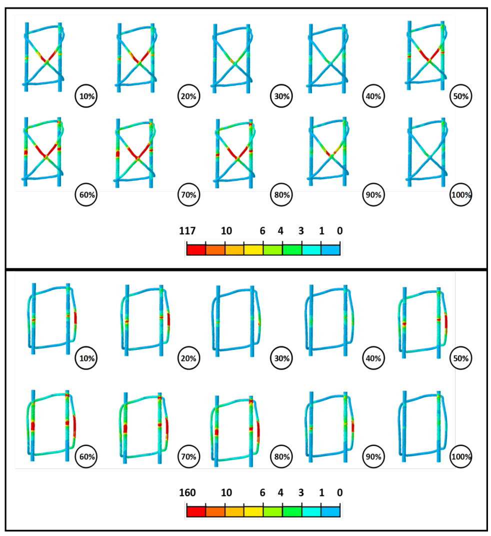


图 5 丨两种模型髌骨在一个步态周期内应力变化趋势
Figure 5 | **Stress change trend of the patella of two models in one gait cycle**

2.2 克氏针和钢丝应力分析 克氏针和钢丝应力分布云图，见**图 6**，“0”字型模型中高应力主要分布在克氏针孔道以及钢丝中部与髌骨接触部位；“8”字型模型应力集中于钢丝交叉处与克氏针孔道。“0”字型和“8”字型模型中克氏针的最大应力值分别为 60.35 MPa 和 81.52 MPa，钢丝的应力峰值分别为 116.4 MPa 和 159.2 MPa，见**图 7** 和**图 8**。



图注：上图为“8”字型固定模型，下图为“0”字型固定模型

图 6 丨两种模型克氏针和钢丝在步态周期内应力分布云图
Figure 6 | **Stress distribution cloud diagrams of two models of Kirschner wire and steel wire in the gait cycle**

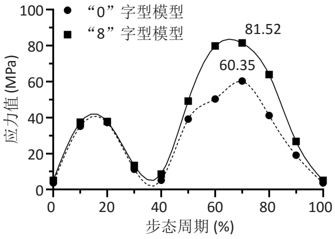


图 7 丨两种模型克氏针在一个步态周期内应力变化趋势

Figure 7 丨 **Stress change trend of the two models of Kirschner wires in a gait cycle**

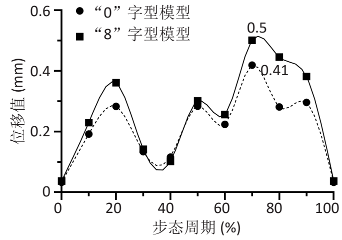


图 11 丨两种模型克氏针在一个步态周期内位移值变化趋势

Figure 11 丨 **Change trend of the displacement value of the Kirschner wires of the two models in one gait**

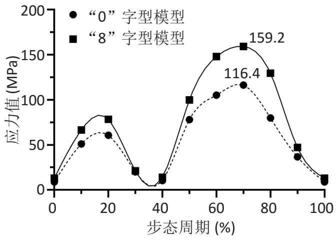


图 8 丨两种模型钢丝在一个步态周期内应力变化趋势

Figure 8 丨 **Stress change trend of two model steel wires in one gait cycle**

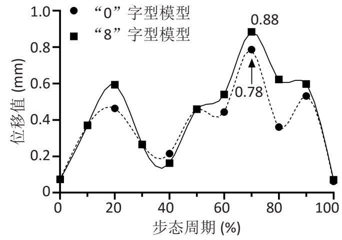
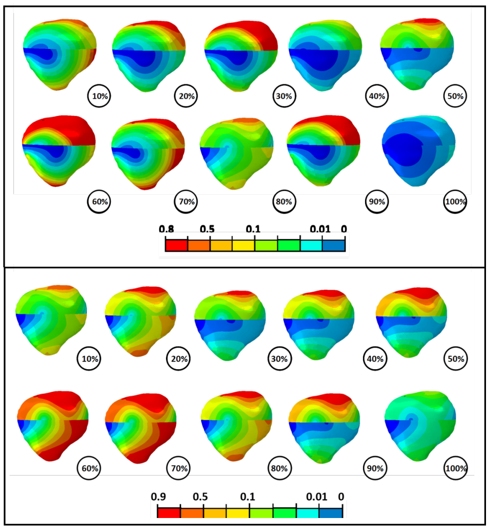


图 12 丨两种模型钢丝在一个步态周期内位移值变化趋势

Figure 12 丨 **Change trend of the displacement value of the two model steel wires in a gait cycle**

2.3 髌骨位移对比分析 2 种模型在完整步态内的髌骨位移云图，见**图 9**。2 种模型骨折端位移均以近端骨折块远离远端骨折块做旋转运动为主。**图 10** 表示在整个步态周期内 2 种模型髌骨的位移数值变化，位移峰值出现在步态周期的 70% 处，分别为 0.78 mm 和 0.87 mm。



图注：上图为“8”字型固定模型，下图为“0”字型固定模型

图注：上图为“8”字型固定模型，下图为“0”字型固定模型

图 9 丨两种模型髌骨步态周期内位移分布云图

Figure 9 丨 **Displacement distribution cloud diagrams of patella gait cycle of two models**

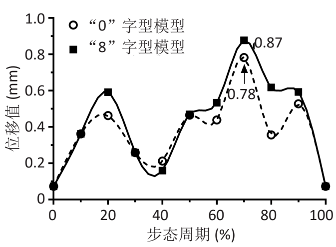


图 10 丨两种模型髌骨在一个步态周期内位移值变化趋势

Figure 10 丨 **Change trend of the displacement value of the patella of the two models in one gait cycle**

2.4 克氏针和钢丝的位移对比分析 **图 11** 和**图 12** 表示在一个完整步态周期内克氏针和钢丝的位移值变化，两部件位移峰值均出现在步态的 70% 处，钢丝位移最大值分别为 0.78 mm 和 0.88 mm，克氏针的位移峰值分别为 0.41 mm 和 0.5 mm。在同一瞬时，“0”字型模型钢丝和克氏针的位移值比“8”字型模型的位移值要小。

3 讨论 Discussion

目前克氏针张力带固定治疗髌骨横行骨折是临床上常用选择，主要依靠屈膝过程中钢丝对骨折块施加压力以起到固定作用 [22-26]。常用的张力带固定方式有 AO 张力带、“8”字形张力带、徐氏张力带等，但克氏针张力带钢丝不同缠绕方式对髌骨骨折的固定效果有何差异还并没有明确的动态应力分析。固定系统的稳定性是衡量其是否有效的关键，随着三维重建技术在医学领域的强势发展，利用有限元技术研究各种固定方式的稳定性成为趋势 [27-31]。此次实验结合有限元技术，在前人对克氏针张力带固定髌骨横行骨折静力学研究的基础上 [9-14]，完整重建了膝关节三维模型，对“8”字型张力带和“0”字型张力带固定髌骨横行骨折的生物力学差异进行了完整步态下的动力学分析。

膝关节在做屈曲运动时，随着屈曲角度的变化，髌股关节的接触区域也会随之改变，在一个完整步态周期内，当屈曲角度增加，髌骨的接触区域由髌骨下极逐渐向髌骨上极转移，并在相对应的区域产生应力集中现象。此次模拟中，在步态周期的 20%，即屈曲角度 15° 左右，应力主要集中在骨折线下部骨折块附近；在步态周期的 60%，即屈曲角度 45° 时，应力主要集中在骨折线附近；步态周期的 70% 处，即屈曲角度为 60° 时，骨折线上部骨折块出现了应力集中的现象，应力集中区域位置随屈曲角度的变化说明该模型符合髌骨生理状态下的实际受力 [6, 10]。髌骨、钢丝和克氏针应力数值的变化与膝关节屈曲角度的变化基本呈正相关关系，即应力数值随屈曲角度的增加而增大，随屈曲角度的降低而减小，步态周期的 70% 处是整个步态周期内 2 种模型髌骨、克氏针及钢丝所受应力和位移的最大值。

在同一个步态瞬时，“0”字型模型各部件所受应力值均小于“8”字型模型各部件所受应力值。在 2 种模型应力峰值处，“0”字型模型髌骨应力值比“8”字型固定模型小 19%。图 6 是 2 种模型钢丝和克氏针的应力分布云图，可以看出“8”字型模型中钢丝交叉处出现了明显的应力集中现象，应力最大值为 159.2 MPa，“0”字型模型中钢丝应力集中在左右两侧靠近骨折线的地方，应力峰值为 116.4 MPa，这是钢丝与骨质紧密接触的结果，2 种模型中钢丝的应力最大值远远小于钢丝的屈服强度 2 000 MPa，说明因钢丝疲劳断裂而引起内固定失败的可能性较小 [32-34]。2 种模型克氏针的应力分布比较统一，

均集中在克氏针中部靠近骨折线的位置，“0”字型模型克氏针应力最大值为 60.35 MPa，“8”字型模型克氏针应力峰值为 81.52 MPa。钢丝和克氏针的应力随着屈曲角度的增加而增大，在步态周期的 70% 处达到应力值最大，而在同一步态瞬时，“0”字型模型中克氏针和钢丝的应力值小于“8”字型模型，在 2 种模型应力峰值处，“0”字型模型钢丝和克氏针应力值比“8”字型固定模型分别小 26% 和 35%。

从髌骨位移云图中可以看出，2 种模型在骨折端均发生了移位现象，由于髌骨前部受到了约束，近端骨折块远离远端骨折块，并围绕远端骨折块做向前旋转的运动。模型各结构的位移值代表着骨折端的稳定性，分离位移值越小，固定稳定性越好，对 2 种模型各部件位移值进行组间比较，2 种模型中髌骨在整个步态周期内的位移最大值分别为 0.78 mm 和 0.87 mm，这与 ZDERIC 等 [35] 对尸体膝关节标本做实体实验所得出位移值 0.82 mm 结果相近，验证了试验结果的可靠性，且位移值小于 1 mm 说明髌骨关节出现台阶的高度小于 1 mm，有利于保持髌骨与股骨之间光滑的接触面，有效避免因关节面不平整而引发的创伤性关节炎 [36-38]。当屈曲角度超过 15° 时，“0”字型模型中各部件的位移值均小于“8”字型模型中各部件的位移，在 2 种模型的位移最大值瞬时处，“0”字型模型中髌骨、克氏针及钢丝的位移峰值比“8”字型模型中的位移值分别小 10%，11% 和 13%。

此次试验采用三维重建方式对“0”字型张力带钢丝缠绕模型和“8”字型张力带钢丝缠绕模型进行了动态有限元分析，通过比较发现在整个步态周期下，“0”字型模型中各部件应力值与位移值均比“8”字型模型小，说明采用“0”字型克氏针张力带钢丝缠绕方式内固定时髌骨在骨折端的应力分布更为均匀，骨折端位移小，并且“0”字型张力带主要约束髌骨前表面的左右两侧使得整个内固定系统的稳定性好，生物力学性能更佳。

值得注意的是，虽然此次构建模型的精度较高，但仍然与人体实际有一定差距，并没有考虑钢丝结以及其余肌腱对模型带来的影响，未来应构建与人体更加相符的精确膝关节模型，并且有限元方法应与实际临床应用相结合才能发挥出更佳的效果。此次试验所得出的结论仅限于为临床治疗髌骨横行骨折提供理论指导。

作者贡献：试验设计、试验实施为刘峰，试验评估为冯毅，资料收集为冯毅。
经费支持：该文章没有接受任何经费支持。
利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。
知情同意问题：选取 1 名健康男性志愿者，无膝关节手术史，详细告知试验过程和试验目的，获取知情同意并签署知情同意书。
写作指南：该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE 指南)。
文章查重：文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。
文章外审：文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。
文章版权：文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

4 参考文献 References

[1] 於秀玲 , 许超 , 李顺东 , 等 . 张力带固定治疗髌骨横行骨折的研究进展 [J]. 中国骨伤 ,2015,28(11):1069-1074.
[2] 陈琦 . 三枚空心加压螺钉与 AO 克氏针张力带治疗髌骨横行骨折的生物力学研究 [D]. 大连 : 大连医科大学 ,2020.
[3] 洛绒赤乃 , 鹿伟 , 蒋莎莎 , 等 . 微创钢丝内固定治疗髌骨横行骨折临床效果观察 [J]. 临床军医杂志 ,2020,48(7):751-753.
[4] 蔡史健 , 钟志刚 , 赵资坚 , 等 . 关节镜辅助下闭合复位内固定治疗髌骨骨折的疗效分析 [J]. 齐齐哈尔医学院学报 ,2018,39(16):1899-1901.
[5] 韩春明 , 郭明珂 , 朱稷兴 , 等 . 微创空心钉三维固定治疗横形髌骨骨折临床观察 [J]. 实用医学杂志 ,2018,34(18):3151-3152.
[6] 吴卫东 , 朱立帆 , 曾金才 , 等 . 钢丝环扎 + 双重髌前“8”字张力带治疗髌骨下极粉碎骨折 [J]. 中国矫形外科杂志 ,2017,25(22):2103-2105.
[7] 员晋 , 兰海 , 李开南 , 等 . 关节镜辅助下微创髌前“8”字张力钢丝内固定治疗髌骨骨折 [J]. 四川医学 ,2010,31(10):1480-1481.
[8] ZHANG J, EBRAHEIM N, LI M, et al. External fixation using locking plate in distal tibial fracture: a finite element analysis. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2015;25(6):1099-1104.
[9] 蒙德鹏 , 欧阳跃平 , 侯春林 . 花瓣状多轴锁定板固定髌骨 Y 形骨折的有限元分析 [J]. 中国修复重建外科杂志 ,2017,31(12):1456-1461.
[10] 倪鹏辉 , 张鹰 , 杨晶 , 等 . 临床骨科中应用的有限元分析法 : 新理论与新进展 [J]. 中国组织工程研究 ,2016,20(31):4693-4699.
[11] 徐洪璋 , 余斌 . 髌骨骨折不同张力带内固定有限元模型的建立和分析 [J]. 实用医学杂志 ,2011,27(6):1000-1002.
[12] 黄晓燕 , 薛锋 , 殷诺 , 等 . 双螺栓与克氏针张力带固定治疗髌骨横形骨折模型的有限元分析 [J]. 生物骨科材料与临床研究 ,2018,15(4): 6-8,82.
[13] 谭哲 . 髌骨横形骨折微创“8”字钢丝内固定的疗效和有限元分析 [D]. 遵义 : 遵义医科大学 ,2019.
[14] LING M, ZHAN S, JIANG D, et al. Where should Kirschner wires be placed when fixing patella fracture with modified tension-band wiring? A finite element analysis. J Orthop Surg Res. 2019;14(1):14.
[15] 徐洪璋 . 髌骨骨折张力带内固定有限元模型的建立和分析 [D]. 广州 : 南方医科大学 ,2011.
[16] 郑季南 , 徐新华 , 洪庆南 , 等 . 髌骨骨折不同改良方式张力带钢丝固定的生物力学研究与临床应用 [J]. 中国骨伤 ,2002,15(4):208-210.
[17] 徐洪璋 , 余斌 . 髌骨骨折 AO 张力带内固定有限元模型的建立和分析 [J]. 中国组织工程研究与临床康复 ,2011,15(13):2339-2344.
[18] 何泽阳 . 微型钢板固定髌骨分层骨折的有限元模型建立和分析 [D]. 石家庄 : 河北医科大学 ,2016.
[19] 凌铭 . 髌骨改良张力带的临床应用与生物力学研究 [D]. 上海 : 上海交通大学 ,2019.
[20] MUELLER TL, CHRISTEN D, SANDERCOTT S, et al. Computational finite element bone mechanics accurately predicts mechanical competence in the human radius of an elderly population. Bone. 2011;48(6):1232-1238.
[21] STANDARDS B. Implants For Surgery-Wear of total knee-joint prostheses-Part3:Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test, 2014.
[22] 王奕翔 , 王丽娟 , 杨培丽 , 等 . 髌骨骨折研究进展 [J]. 甘肃科技 ,2016, 32(18):124-127.
[23] 李波 , 张树明 , 乔雅楠 . 髌骨骨折各种治疗方法的利弊综述 [J]. 中国矫形外科杂志 ,2014,22(8):719-722.
[24] MELVIN JS, MEHTA S. Patellar fractures in adults. J Am Acad Orthop Surg. 2011;19(4):198-207.
[25] 张峻 , 候筱魁 . 髌骨的生物力学研究进展 [J]. 医用生物力学 ,2004, 19(2):120-125.
[26] 蒙德鹏 , 欧阳跃平 , 陈寅生 , 等 .X 形锁定接骨板加缝线环扎固定治疗横行髌骨骨折 [J]. 中国矫形外科杂志 ,2017,25(10):884-887.
[27] 林奕鹏 , 岳凯 , 徐盈舒 , 等 . 新型可吸收空心螺钉结合不可吸收缝线张力带固定治疗髌骨骨折 : 与传统改良张力带的对比 [J]. 中国组织工程研究 ,2019,23(22):3506-3511.
[28] 胡翰生 , 王静成 , 卢志华 , 等 . 髋关节三维有限元模型的构建及关节囊修复预后分析 [J]. 南方医科大学学报 ,2020,40(12):1826-1830.
[29] 李咏壑 , 王献抗 , 孟昱 , 等 . 髋关节置换中短柄假体置入位置差别的力学分析 [J]. 中国组织工程研究 ,2021,25(15):2394-2399.
[30] 黄桂武 , 李文昌 , 邬培慧 , 等 . 臼杯假体高度对臼杯 - 骨界面应力应变影响的有限元分析 [J]. 中华关节外科杂志 (电子版),2020, 14(5):578-583.
[31] GALLA M, LOBENHOFFER P. Patella fractures. Chirurg. 2005;76(10): 987-997.
[32] CARPENTER JE, KASMAN R, MATTHEWS LS. Fractures of the patella. Instr Course Lect. 1994;43:97-108.
[33] SABALIC S, KODVANJ J, PAVIC A. Comparative study of three models of extra-articular distal humerus fracture osteosynthesis using the finite element method on an osteoporotic computational model. Injury. 2013;44 Suppl 3:S56-61.
[34] 杨程 , 杨云 . 小规格 65Mn 弹簧钢丝生产工艺研究 [J]. 金属制品 , 2011,37(3):38-41.
[35] ZDERIC I, STOFFEL K, SOMMER C, et al. Biomechanical evaluation of the tension band wiring principle. A comparison between two different techniques for transverse patella fracture fixation. Injury. 2017;48(8): 1749-1757.
[36] 郑宣洪 , 邓开霞 , 高原 , 等 .1.0 mm 高强度耐弯曲胎圈钢丝生产工艺研究 [J]. 金属制品 ,2017,43(4):13-15.
[37] DAGNEAUX L, ALLAL R, PITHIOUX M, et al. Femoral malrotation from diaphyseal fractures results in changes in patellofemoral alignment and higher patellofemoral stress from a finite element model study. Knee. 2018;25(5):807-813.
[38] HE S, HUANG X, YAN B, et al. Modified Technique of Separate Vertical Wiring for the Fixation of Patellar Inferior Pole Fracture. J Orthop Trauma. 2018;32(4):e145-e150.

（责任编辑：MZH，ZN，ZH）