

文章编号:1004-7220(2016)03-0240-07

钉棒内固定 Tile B2 型骨盆骨折的生物力学效果

李斯铭¹, 王冬梅¹, 曲爱丽¹, 王 谦², 王秋根²

(1. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240; 2. 上海交通大学附属第一人民医院 骨科, 上海 200080)

摘要: **目的** 通过对比钉棒系统和钢板内固定 Tile B2 型骨盆骨折的生物力学行为, 研究钉棒系统固定骨盆骨折的有效性。**方法** 构建包含韧带结构的正常骨盆和 2 钉、3 钉患侧、3 钉健侧、钢板内固定 Tile B2 型骨盆有限元模型, 在 S1 椎体上施加 500 N 均布载荷, 模拟骨盆在双腿站立、单腿站立和坐位下的受力情况, 对比正常骨盆与钉棒内固定、钢板内固定骨盆的位移和应力分布。**结果** 钉棒系统和钢板均能对骨盆骨折进行有效固定, 两者显示出与正常骨盆相似的位移和应力分布。各内固定中, 3 钉患侧内固定骨盆的最大位移在各工况下均最小, 同时其应力水平明显低于其他内固定, 双腿站立下其最大等效应力比 2 钉、3 钉健侧和钢板内固定分别降低 30.4%、20.8%、20.3%; 坐位下分别降低 31.8%、25.4%、18.5%; 单腿站立下分别降低 -6.5%、28.0%、61.1%。**结论** 钉棒系统能够对 Tile B2 型骨盆骨折进行有效固定, 且 3 钉患侧固定效果最佳。研究结果能够为临床骨盆骨折的方案选择提供理论依据。

关键词: 钉棒系统; 骨折; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.03.240

Biomechanics effect of screw-rod internal fixation for Tile B2 pelvic fractures

LI Si-ming¹, WANG Dong-mei¹, QU Ai-li¹, WANG Qian², WANG Qiu-gen² (1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China; 2. Department of Orthopedics, Shanghai First People's Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200080, China)

Abstract: Objective To investigate the validity of screw-rod system for fixing pelvic fractures by comparing the biomechanical behaviors from using screw-rod system or steel plate for fixing Tile B2 type pelvic fractures. **Methods**

The finite element models of normal pelvis including ligaments, and Tile B2 fractured pelvis fixed by different screw-rod fixations (2 screws at fractured side, 3 screws at fractured side and at healthy side), and steel plate fixation were established. The vertical load (500 N) was applied on the upper terminal plate of the first body of the sacrum to simulate pelvis load during double-leg standing, single-leg standing and sitting. The displacement and stress distributions on normal pelvis and fractured pelvis with screw-rod fixation or with steel plate fixation were compared and analyzed. **Results** Both the screw-rod system and steel plate could effectively fix the fractured pelvis, and the fixation models showed similar displacement and stress distribution as normal pelvis. The largest displacement of fractured pelvis with 3-screw fixation on the diseased side was smallest under each working condition, and its stress level was also obviously lower than that of the other internal fixation models. During double-leg standing, compared with 2 screws fixation, 3 screws at healthy side fixation, and steel plate fixation, the Von Mises stress for 3 screws at fractured side fixation was reduced by 30.4%, 20.8%, 20.3%; during single-leg standing, the Von Mises stress for 3 screws at fractured side fixation was reduced by 31.8%, 25.4%, 18.5%; during sitting, the Von Mises stress for 3 screws at fractured side fixation is reduced by -6.5%, 28.0%, 61.1%, respectively. **Conclusions** The screw-rod system can fix Tile B2 pelvic fracture effectively, especially for

收稿日期:2015-11-01; 修回日期:2015-12-06

基金项目:国家自然科学基金项目(81272002)。

通信作者:王冬梅,副教授, Tel: (021)34206798; E-mail: dmwang@sjtu.edu.cn。

3-screw fixation on the fractured side. The results can provide the theory basis for clinical treatment of pelvic fracture.

Key words: Screw-rod system; Fracture; Finite element analysis; Biomechanics

骨盆骨折多为高能量创伤所致,具有病死率高、后期并发症多的特点,早期精确复位能够减少相关的并发症^[1-2]。对于肥胖患者,骨盆骨折切开复位内固定创伤大、切口并发症多,而外固定支架杆会影响患者的日常生活;且由于腹部膨隆,增加了外固定支架杆与钉棒间的距离,降低了固定强度,导致外固定不牢靠,腹部与支架杆接触,引起患者的不适感^[3]。目前,已有文献报道了使用一种皮下钉棒系统内固定(简称钉棒系统)治疗不稳定骨盆前环损伤并取得良好疗效^[4-5]。对 Tile B2 型骨盆骨折若采用钉棒系统内固定技术,损伤小、手术时间短,并可通过撑开或抱紧方式达到相对有效的复位效果。李尚政等^[3]通过实验对钉棒系统和骨盆髂骨翼外固定支架固定骨盆水平旋转不稳定损伤模型进行生物力学测试,对比两者固定骨盆的力学稳定性;结果显示,钉棒系统内固定技术治疗骨盆水平旋转不稳定损伤在生物力学上具有很好的稳定性。但是目前国内外鲜有文献系统地研究骨盆内固定技术,包括“2 钉”、“3 钉”与钢板内固定骨盆前环骨折的生物力学特

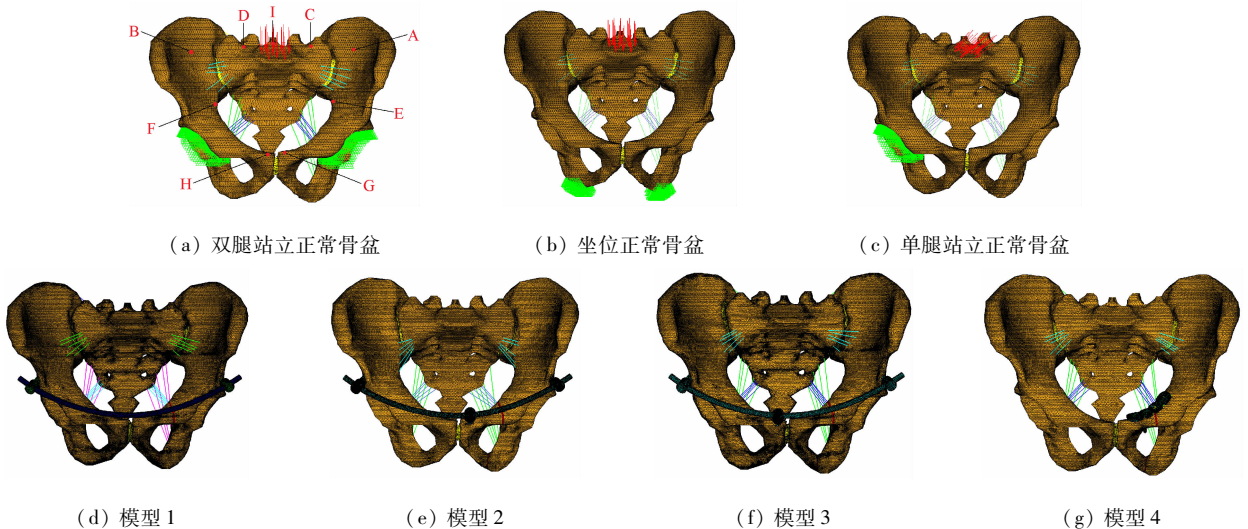
性,现阶段对骨盆的力学分析还处于极其粗糙的阶段^[6]。有限元方法因其实验误差小、重复性好等优点,正日益成为骨盆生物力学研究的重要手段^[7]。

本文通过有限元方法分析骨盆在双腿、单腿站立位以及坐位下的位移和应力,对钉棒系统、钢板固定 Tile B2 型骨盆骨折有限元模型进行生物力学测试,比较不同内固定方式下的骨盆力学特点,以期为临床治疗提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 模型建立

从骨盆 CT 数据库中按照临床标准挑选标准骨盆的 CT 图像作为力学分析的原始数据,利用 Mimics 13.0 建立三维数字化骨盆模型,再通过 Geomagic Studio 10 将骨表面重建为 NURBS 曲面,最后在 UG 8.5 软件中分别建立正常骨盆与 2 钉(模型 1)、3 钉患侧(模型 2)、3 钉健侧(模型 3)、钢板(模型 4)内固定骨盆有限元模型^[8](见图 1),所有骨折骨盆模型均以左侧为患侧,右侧为健侧。



A - 左髂窝, B - 右髂窝, C - 左侧骶骨翼, D - 右侧骶骨翼, E - 左弓状线, F - 右弓状线, G - 左耻骨结节, H - 右耻骨结节, I - 骶骨岬

图 1 骨盆有限元模型

Fig. 1 Finite element model of the pelvis (a) Normal pelvis model during double-leg standing, (b) Normal pelvis model during sitting, (c) Normal pelvis model during single-leg standing, (d) Model 1, (e) Model 2, (f) Model 3, (g) Model 4

在 HyperMesh 12.0 中对模型划分网格,网格密度为:骶骨 2 mm,髌骨 3 mm,同时骶骨和髌骨在局部进行网格加密,网格最小尺寸为 0.5 mm;螺钉、钛棒、钢板单元尺寸均为 0.5 mm,其余部位单元尺寸为 2 mm。螺钉与骨盆相交部分的共用面、骨折缝体与髌骨共用面均作共节点处理,用壳单元模拟骶骨和髌骨皮质骨,厚度为 1.5 mm^[9],其余结构均采用四面体十节点实体单元。各部分材料属性见表 1^[10-11]。

表 1 模型材料属性

Tab. 1 Material properties of the model

材料	弹性模量/MPa	泊松比	单元类型
髌骨松质骨	132	0.2	C3D10
骶骨松质骨	1 400	0.3	—
软骨	54	0.3	—
骨折缝体	1	0.5	—
内固定器	114 000	0.3	—
髌骨皮质骨	17 000	0.3	S3
骶骨皮质骨	6 140	0.3	—
骶棘韧带	12.6	0.2	T3D2
骶结节韧带	46	0.2	—
骶髌前韧带	208	0.2	—
骶髌间韧带	5 610	0.2	—
骶髌后韧带	133	0.2	—

2.2 载荷及边界条件

在 ABAQUS 6.12 中进行模拟加载和应力分析。

(1) 双腿站立位:约束双侧髌臼的 6 个自由度,同时在骶骨椎体上表面垂直向下加载 500 N 的均布载荷^[12];

(2) 单腿站立位:约束右侧髌臼的 6 个自由度,

同时在骶骨椎体上表面加载 500 N 的均布载荷,方向为从骶骨椎体上表面指向右侧髌臼中心^[13];

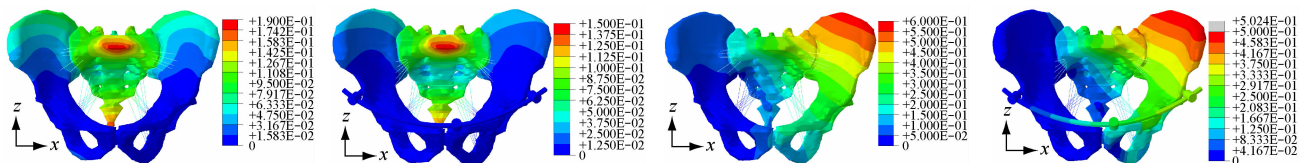
(3) 坐位:约束两侧坐骨结节的 6 个方向自由度,同时在骶骨椎体上表面垂直向下加载 500 N 的均布载荷^[14]。

根据汪方等^[15]的研究,选取 9 个测量标识点:右髌窝、左髌窝、右侧骶骨翼、左侧骶骨翼、右弓状线、左弓状线、右耻骨结节、左耻骨结节、骶骨岬[见图 1(a)]。根据 Garcia 等^[16]的研究,Tile B 型骨折为旋转不稳定而垂直稳定型骨折,本文重点关注骨盆横向位移,故实验中主要研究标识点在 X 轴方向的位移。

2 结果

2.1 位移分析

双腿站立位下,正常骨盆的位移分布左右对称,其中骶中正嵴处的位移最大,为 182 μm [见图 2(a)]。骨盆位移以骶中正嵴为中心,以逐渐减弱的波浪形向外传导,这与文献[12,17]中的研究结果一致。双腿站立位下,钉棒系统内固定和钢板内固定均呈现出与正常骨盆相似的位移分布规律,其位移分布左右对称,同样在骶中正嵴处位移达到最大值,在 2 钉、3 钉患侧、3 钉健侧、钢板内固定模型中其最大位移分别为 191、145、170、180 μm 。骨盆位移以骶中正嵴为中心,向两侧扩散,经过骶髌关节扩散至髌骨,然后位移在髌骨处沿着两条路径向耻骨和坐骨扩散,一支沿着骨盆环逐渐减小,到髌臼窝处位移减小为零,另一支经坐骨大切迹扩散至坐骨支[见图 2(b)]。单腿站立位下,正常骨盆的位移分布明显不对称,骨盆左侧位移远大于右侧位移,其中左髌结节处的位移最大,为 587 μm [见图 2(c)]。



(a) 双腿站立正常骨盆

(b) 双腿站立模型 2

(c) 单腿站立正常骨盆

(d) 单腿站立模型 2

图 2 3 钉患侧固定和正常骨盆有限元模型位移分布图

Fig. 2 Displacement distributions on finite element models of fractured pelvis with 3-screw fixation at fractured side and normal pelvis

(a) Normal pelvis during double-leg standing, (b) Model 2 during double-leg standing, (c) Normal pelvis during single-leg standing,

(d) Model 2 during single-leg standing

整个骨盆位移以左髂嵴为中心,以逐渐减弱的波浪形向右髂骨传播。同样的位移传播规律也表现在钉棒和钢板内固定模型中[见图 2(d)]。单腿站立位下,无论是钉棒系统还是钢板内固定模型,骨盆左侧位移均远大于右侧位移,其中左髂结节处的位移最大,在 2 钉、3 钉患侧、3 钉健侧、钢板内固定模型中其最大位移分别为 861、503、573、703 μm 。骨盆的位移以左髂嵴为中心,沿两条路径向外扩散,一支经左骶髂关节扩散至骶骨,再由骶骨经右骶髂关节扩散至右髂骨,另一支沿着骨盆环和坐骨大切迹分别扩散至耻骨和坐骨。坐位的位移分布云图呈现出与站立位时相似分布规律,此时 2 钉、3 钉患侧、3 钉健侧、钢板内固定模型中骨盆最大位移分别为 272、198、238、275 μm 。

从采集的标识点在 X 轴方向的位移来看,钉棒

系统与钢板内固定在双腿站立、坐位和单腿站立下,各标识点的位移均与正常骨盆标识点处的位移差值较小。在双腿站立位,在右髂窝处(B 点)各标识点 X 轴方向位移差值最大,为 24 μm ,此时 3 钉患侧 X 轴方向的位移最小,为 8 μm ;正常骨盆 X 轴方向的位移最大,为 33 μm [见图 3(a)]。坐位下,各标识点 X 轴方向的最大位移差值为 32 μm ,同样发生在右髂窝处(B 点),此时 2 钉内固定 X 轴方向位移最大,为 41 μm ,而 3 钉患侧 X 轴方向位移最小,为 17 μm [见图 3(b)]。单腿站立位下,各标识点 X 轴方向的最大位移差值为 93 μm ,发生在左侧骶骨翼处(C 点),此时 3 钉患侧 X 轴方向位移最小,为 21 μm ;钢板内固定 X 轴方向位移最大,为 114 μm [见图 3(c)]。

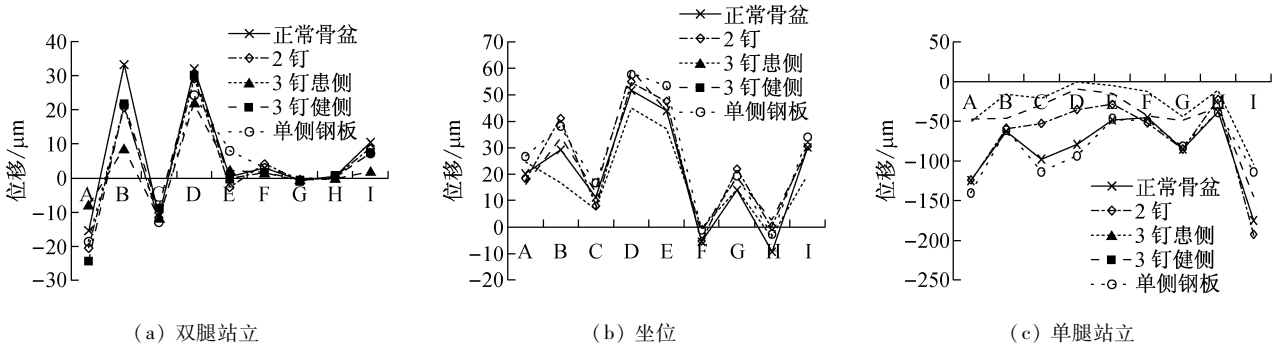


图 3 各工况下骨盆模型相应标识点 X 轴位移对比

Fig. 3 Comparisons of the X-axis displacement at different markers on the pelvis models under various working conditions

(a) During double-leg standing, (b) During sitting, (c) During single-leg standing

2.2 应力分析

双腿站立位下,正常骨盆应力主要从骶骨椎上表面开始沿着骶骨翼传递,经过骶髂关节传至髂骨,然后沿着坐骨大切迹和弓状线传至左右髌臼[见图 4(a)],与文献[15]中的研究结果一致。骨盆应力分布两侧基本对称,应力主要集中在骶骨上部、骶髂关节、坐骨大切迹和坐骨结节及坐骨顶点处,与文献[18]中的研究结果相似。整个骨盆最大应力约为 16.63 MPa,发生在坐骨大切迹附近。对于钉棒系统和钢板固定模型,其双腿站立位下的应力呈现出与正常骨盆相似分布规律,应力同样是从骶骨椎上表面开始沿着骶骨翼向左右髌臼传递[见图 4(b)]。骨盆应力与正常骨盆一样,主要集中在骶骨

上部、骶髂关节、坐骨大切迹和坐骨结节处,反映在弓状线和骶骨岬等标识点处的应力明显较其他标识点处的应力大(见图 5)。双腿站立下,2 钉、3 钉患侧、3 钉健侧、钢板内固定模型的最大等效应力分别为 24.53、17.08、21.57、21.44 MPa,其中 3 钉患侧应力最小。从选取的标识点可以看出,钉棒系统和钢板固定的各标识点处应力与正常骨盆的应力差值均较小。标识点应力差值较大的点发生在弓状线处(E、F 点)。在左弓状线处,3 钉患侧固定的应力最小,为 1.772 MPa,此时 2 钉、3 钉健侧和钢板内固定模型的应力分别为 3.129、3.108、3.75 MPa;在右弓状线处,同样是 3 钉患侧固定的应力最小,为 2.148 MPa,而 2 钉、3 钉健侧和钢板内固定模型的

应力分别为 4.188、3.565、3.888 MPa。单腿站立位下,正常骨盆的应力主要集中在右侧髂骨上,最大等效应力为 22.89 MPa,整个应力从骶骨椎面向骨盆右斜下方扩散,经右侧的骶髂关节传至髂骨,最终传至右侧髌臼[见图 4(c)]。单腿站立位下,各内固定系统中骨盆同样呈现出与正常骨盆相似的应力分布规律[见图 4(d)]。钉棒系统和钢板内固定模型中,骨盆应力同样从骶骨椎面向骨盆右斜下方扩散,经右侧的骶髂关节传至髂骨后应力开始沿两条路径传递,一支经髂骨的外缘沿坐骨大切迹传至髌臼处,另一支经耻骨或内固定器(钛棒或钢板)传至耻骨联合部分。单腿站立位下,2钉、3钉患侧、3钉健侧、钢板内固定模型最大等效应力分别为 42.28、

45.02、62.56、115.6 MPa。单腿站立时,耻骨联合以及耻骨支骨折处有较大的应力集中现象[见图 4(d)],反映在单腿站立时耻骨结节处(G、H点)的应力值大于双腿站立和坐位时(见图 5)。此外,单腿站立位下髂骨及钛棒在骨盆加载时出现了大片明显的应力集中现象,与文献[19]中的研究结果一致。单腿站立时,各标识点应力差值较大的点发生在右弓状线(F点)。此时,3钉患侧的应力最小,为 3.358 MPa;而2钉、3钉健侧和钢板内固定模型应力分别为 6.512、4.772、4.966 MPa。坐位下的应力云图与双腿站立时相似,此时2钉、3钉患侧、3钉健侧、钢板内固定模型最大等效应力分别为 28.19、19.71、26.41、24.19 MPa,同样是3钉患侧的应力最小。

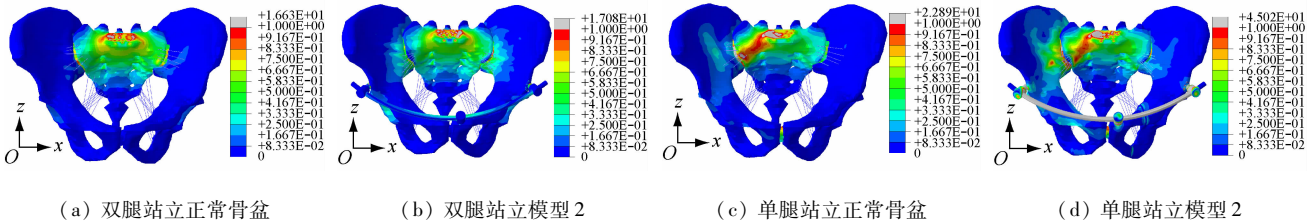


图 4 3 钉患侧固定和正常骨盆有限元模型应力分布图

Fig. 4 Stress distributions on finite element models of fractured pelvis with 3-screw fixation at fractured side and normal pelvis

(a) Normal pelvis during double-leg standing, (b) Model 2 during double-leg standing, (c) Normal pelvis during single-leg standing, (d) Model 2 during single-leg standing

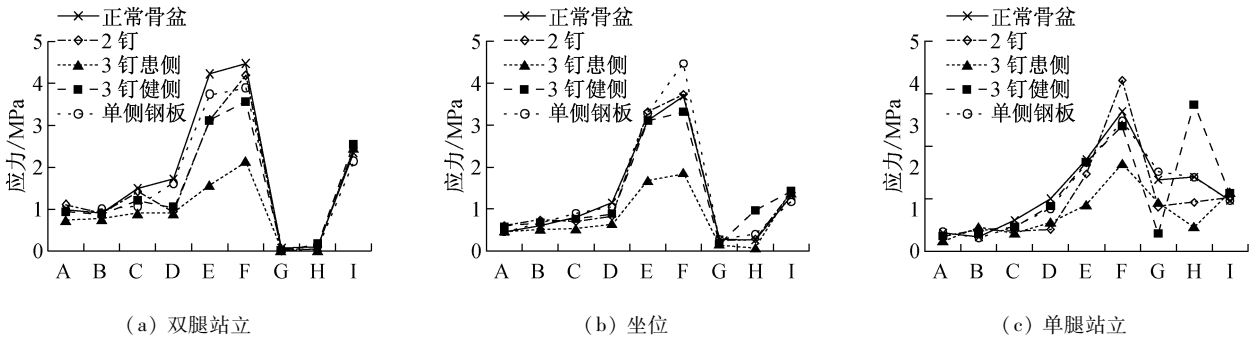


图 5 各工况下骨盆模型相应标识点应力对比

Fig. 5 Comparisons of the Von Mises stresses at different markers on the pelvis models under various working conditions

(a) During double-leg standing, (b) During sitting, (c) During single-leg standing

3 讨论与结论

本文主要讨论钉棒系统和钢板固定 Tile B2 型骨盆骨折的生物力学效果,通过与传统钢板内固定进行对比,从生物力学角度说明钉棒系统固定 Tile B2型骨盆骨折的可行性。钉棒内固定是近年刚

刚发展起来的一种针对骨盆骨折固定的新方法,临床上已经成功开展利用钉棒系统治疗骨盆环骨折,但是国内外对其的报道与研究都较少,故本研究成果能够为今后临床实践中骨盆骨折内固定方案的选择提供参考。

从位移和应力分析可以看出,钉棒系统与钢板

固定后的骨盆在位移和应力上均呈现出与正常骨盆相似的分布规律,说明钉棒系统和钢板均能对耻骨支骨折处进行有效的固定。从位移水平来看,在各种工况下,3 钉患侧内固定时骨盆的最大位移均小于其他内固定,故而 3 钉患侧内固定骨盆的稳定性最佳。从应力水平来看,双腿站立位下,3 钉患侧固定最大等效应力比 2 钉、3 钉健侧和钢板内固定分别降低 30.4%、20.8%、20.3%;坐位下分别降低 31.8%、25.4%、18.5%;单腿站立位下分别降低 -6.5%、28.0%、61.1%。从选取的标识点来看,3 钉患侧内固定中,骨盆各标识点处的应力和 X 轴方向的位移均较其他内固定方式小,而 3 钉健侧内固定却没有这样的差异性。同时,3 钉健侧固定中,其右耻骨结节应力(H 点)在骨盆单腿站立时突然增大,由此可以推测,单腿站立时椎弓根钉引起健侧骨盆的应力集中,不利于骨盆的稳定。因此,在 2 钉的基础上增加耻骨联合患侧的椎弓根螺钉能够缓解骨盆上的应力,更加利于骨盆的稳定和固定。特别值得注意的是,在单腿站立时,钉棒系统的最大等效应力为 42.28 ~ 62.56 MPa,远小于钢板固定的 115.6 MPa,说明患者在日常走路过程中,钉棒系统更能改善骨盆的应力分布,提高稳定性。

Vigdorich 等^[20]通过实验模拟单腿站立位这一最不稳定的情况,比较钉棒、钢板内固定和外固定的生物力学稳定性,结果表明,钢板内固定仅在耻骨联合处的刚度和位移要优于钉棒内固定,但是在骶髂关节处两者的差异并不明显;同时,无论是钉棒还是钢板,其力学性能都远高于外固定。Vaidy 等^[21]将皮下钉棒系统内固定大量应用到临床实践中,结果发现,钉棒固定可以允许较大的骨盆复位运动,并且提高了骨盆的生物力学特性,极大缩短了钛棒和骨盆的距离,提高了骨盆的稳定性。

根据文献[13]的实验结果,在施加 500 N 载荷条件下,皮质骨中的等效应力为 13.5 ~ 25.7 MPa;本实验中正常骨盆皮质骨中最大应力在双腿站立、单腿站立和坐位下的最大等效应力分别为 16.63、22.89、16.89 MPa,此结果满足文献[13]中报道的应力范围。姬涛等^[22]建立的双腿站立骨盆在 600 N 载荷作用下的结果显示,其选定的 12 个标识点的应力范围为 0.3 ~ 9.5 MPa;高应超等^[23]建立的坐位时骨盆在 600 N 载荷作用下的结果显示,其选定的

11 个标识点的应力范围为 0.54 ~ 9.40 MPa。本文所建模型模拟了正常骨盆在 500 N 载荷作用下,双腿站立位时 9 个标识点的应力范围为 0.1 ~ 4.5 MPa,坐位时为 0.5 ~ 7.4 MPa;考虑到加载的力的差异,本实验与上述结果趋势基本一致,证明所建有限元模型数据有效,计算结果真实可信。

另外,本研究的局限性如下:①对骨盆进行一定程度的简化,将骨盆模型定义较为简单的骨性结构。由于生物材料存在非线性、不均匀性及各向异性等力学特性,模型中相关组织及内固定装置的参数均假定为均质、连续和各向同性,以致结果与真实的生理状态存在部分误差。②对骨盆周围的韧带系统也进行了很大的简化,只考虑比较重要的韧带,故与真实临床情况相比会产生一定差异。

综上所述,钉棒系统和钢板内固定均能对 Tile B2 型骨盆骨折进行有效固定,其中 3 钉患侧内固定效果最佳。利用有限元方法能够模拟 Tile B2 型骨盆损伤的生物力学特性,为临床骨盆骨折的方案选择提供理论依据。

参考文献:

- [1] Connor GS, McGwin G, MacLennan PA, et al. Early versus delayed fixation of pelvic ring fractures [J]. *Am Surg*, 2003, 69(12): 1019-1023.
- [2] Riemer BL, Butterfield SL, Diamond DL, et al. Acute mortality associated with injuries to the pelvic ring: The role of early patient mobilization and external fixation [J]. *J Trauma*, 1993, 35(5): 671-677.
- [3] 李尚政, 苏伟, 赵劲民, 等. 钉-棒系统与外固定支架固定骨盆不稳定损伤模型的生物力学比较[J]. *中华创伤骨科杂志*, 2013, 15(6): 517-519.
- [4] Gardner MJ, Mehta S, Mirza A, et al. Anterior pelvic reduction and fixation using a subcutaneous internal fixator [J]. *J Orthop Trauma*, 2012, 26(5): 314-321.
- [5] Vaidya R, Colen R, Vigdorich J, et al. Treatment of unstable pelvic ring injuries with an internal anterior fixator and posterior fixation: Initial clinical series [J]. *J Oahop Trauma*, 2012, 26(1): 1-8.
- [6] Martins JA, Pato MP, Pires EB, et al. Finite element studies of the deformation of the pelvic floor [J]. *Ann N Y Acad Sci*, 2007, 1101: 316-334.
- [7] 肖进, 尹庆水, 张美超, 等. 垂直载荷作用下骨盆的三维有限元分析[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, 12(39):

7615-7619.

- [8] 汪方, 石柱芳, 王秋根, 等. 基于冰冻切片的人体骨盆有限元模型的建立与初步验证[J]. 复旦学报(医学版), 2010, 37(4):384-390.
- [9] Anderson AE, Peters GJ, Tuttle BD, *et al.* Subject-specific finite element model of the pelvis: Development, validation and sensitivity studies [J]. J Biomech Eng, 2005, 127(3): 364-373.
- [10] Garcia JM, Doblare M, Seral B, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(5): 516-522.
- [11] Zheng N, Watson LG, Yong-Hing K. Biomechanical modelling of the human sacroiliac joint [J]. Med Biol Eng Comput, 1997, 35(2): 77-82.
- [12] 雷建银, 刘海波, 王志华, 等. 站立位下骨盆与骨折内固定稳定性分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(6): 517-523.
Lei YJ, Liu HB, Wang ZH, *et al.* Stability analysis of the pelvis and fracture fixation in standing position [J]. J Med Biomech, 2014, 29(6):517-523.
- [13] 张宇华, 汪方, 石柱芳, 等. 骶髂融合治疗下腰痛的生物力学效应[J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 425-431.
Zhang NH, Wang F, Shi DF, *et al.* Biomechanical effects on sacroiliac fusion for treating low back pain [J]. J Med Biomech, 2013, 28(4): 425-431.
- [14] 高应超, 郭征, 付军, 等. 坐位骨盆的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(22): 3997-4001.
- [15] 汪方, 陈博, 王秋根, 等. 髂骨翼与髌臼上置钉技术在 Tile B1 型骨盆骨折外固定的有限元研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2011, 13(6): 524-538.
- [16] Garcia JM, Doblare M, Seral B, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(5): 516-522.
- [17] Phillips AT, Pankaj P, Howie CR, *et al.* Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions [J]. Med Eng Phys, 2007, 29(7): 739-748.
- [18] 程黎明, 贾永伟, 俞光荣, 等. 人体全骨盆三维有限元模型的建立与验证[J]. 中华医学杂志, 2007, 87(47): 3346-3348.
- [19] 姜雨辰. 骨盆弓状线上下缘解剖型内固定器的设计及有限元分析[D]. 上海: 上海交通大学硕士学位论文, 2015.
- [20] Vigdorichik JM, Esquivel AO, Jin X, *et al.* Biomechanical stability of a supra-acetabular pedicle screw internal fixation device (INFIX) vs external fixation and plates for vertically unstable pelvic fractures [J]. J Orthop Surg Res, 2012, 7(1): 1-5.
- [21] Vaidya R, Colen R, Vigdorichik J, *et al.* Anterior pelvic reduction and fixation using a subcutaneous internal fixator [J]. J Orthop Trauma, 2012, 26(1): 1-8.
- [22] 姬涛, 高相飞, 郭卫, 等. 骨盆环三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(9): 1625-1628.
- [23] 高应超, 郭征, 付军, 等. 坐位骨盆的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(22): 3997-4001.

(上接第 239 页)

- [13] Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, *et al.* Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling [J]. J Biomech, 1988, 31(2): 125-133.
- [14] 陈国奋, 金健, 兰天. 肿瘤型膝关节假体置换术后膝关节力线改变的临床研究[J]. 中华关节外科杂志: 电子版, 2012, 6(3): 366-369.
- [15] 严世贵, 何荣新, 陈维善, 等. 全髋关节置换前后股骨应力变化的有限元分析[J]. 中华骨科杂志, 2005, 24(9): 561-565.
- [16] 唐刚, 王建革, 罗红霞. 髋关节置换前后不同步态下股骨应力分布[J]. 医用生物力学, 2015, 30(2): 143-147.
Tang G, Wang JG, Luo HX. Stress distributions on the femur under different gaits before and after hip joint replacement [J]. J Med Biomech, 2015, 30(2): 143-147.