

第二代数字化人体骶骨纵形骨折微创 内固定的有限元分析

陈红卫¹, 吴立军², 王继松², 钟世镇³

(1. 温州医学院 附属义乌市中心医院, 骨科, 义乌 322000; 2. 温州医学院 数字化医学研究所, 温州 325035;

3. 南方医科大学 生物力学实验室, 广州 510515)

摘要: **目的** 比较经皮骨盆后方张力带钢板和经皮骶髂螺钉固定 Denis 3 类骶骨纵形骨折的术后稳定性和力学相容性, 为不同类型骨折的内固定术式选择提供依据。 **方法** 采用第 2 代中国数字化人体“男性第 23 号”CT 和 MRI, 构建完整骨盆有限元模型, 骶骨 I、II、III 区纵形骨折伴同侧耻骨上下支骨折的经皮后方张力带钢板内固定有限元模型, 以及这 3 类骨折的经皮骶髂螺钉内固定有限元模型。根据腰骶脊柱三柱加载模式和骶髂关节生理运动模式采用多方案有限元分析及实验验证。 **结果** 骶骨 I 区骨折时, 张力带钢板组(P 组)的后环与前环器械应力均比骶髂螺钉组(S 组)明显增加, 骶骨位移也增加。骶骨 II 区骨折时, P 组后环与前环器械应力均比 S 组减小, 骶骨位移明显减小。骶骨 III 区骨折时, P 组后环与前环器械应力以及骶骨位移均比 S 组明显减小。 **结论** 从内固定术后稳定性、骨折愈合的力学相容性及手术操作的安全性等方面考虑, 经皮骶髂螺钉比较适合治疗骶骨 I 区纵形骨折的垂直不稳定型骨盆, 而经皮后方张力带钢板比较适合治疗骶骨 II 区和 III 区纵形骨折的垂直不稳定型骨盆。

关键词: 骨折; 固定; 稳定性; 相容性; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 3 文献标志码: A

Finite element analysis on internal fixation biomechanics for vertical sacrum fractures in the second generation of Chinese digitized human

CHEN Hong-wei¹, WU Li-jun², WANG Ji-song², ZHONG Shi-zhen³ (1. Department of Orthopedics, Yiwu Central Hospital, Wenzhou Medical College, Yiwu 322000, China; 2. Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical College, Wenzhou 325035, China; 3. Laboratory of Medical Biomechanics, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China)

Abstract: **Objective** This study aims at comparing and optimizing postoperative stability and biomechanical compatibility in treating different types of vertically unstable sacrum fractures by using percutaneous posterior-ring tension-band steel plate and percutaneous iliosacral screw. **Method** Using CT and MR images of the second generation of Chinese digitized human “male No. 23”, the finite element models were developed respectively for two groups of vertical sacrum fractures of Denis I, II, III zone with ipsilateral superior and inferior pubis ramus fractures treated with percutaneous posterior-ring tension-band steel plate (P-group) vs percutaneous iliosacral screw (S-group). The multi-solution finite element analysis and experiment validations were adopted on the basis of lumbosacral spinal three-column loading modes and sacroiliac joint physiologic behaviour. **Results** When simulating vertical sacrum fractures of Denis I zone, von Mises stresses of internal fixation device of posterior

收稿日期:2010-12-17; 修回日期:2011-01-23

基金项目:浙江省科技厅面上基金项目(2008C33017), 浙江省温州医学院重大科技专项(QTJ06012), 国家自然科学基金资助项目(30970702)。

通讯作者:吴立军, 研究员, Tel:(0577)86688659; E-mail: biomech@163.com。

and anterior rings of P-group were significantly increased, while the sacrum displacements were also increased compared to those in S-group. Whereas as simulating vertical sacrum fractures in Denis II and III zones, von Mises stresses of fixator of both rings in P-group were lower than those of S-group, and the sacrum displacements were also remarkably decreased. Conclusions Considering internal fixation stability, mechanical compatibility for fracture healing and surgical procedure security, percutaneous iliosacral screw is more appropriate for the treatment of vertically unstable pelvis fractures with sacrum I zone injury, whereas percutaneous posterior tension-band steel plate is in favor of the treatment of vertically unstable pelvis fractures with sacrum II and III zone injuries.

Key words: Fracture; Fixation; Stability; Compatibility; Finite element analysis; Biomechanics

骶骨上三节是连接脊柱和骨盆后环的重要枢纽,骶部骨折将导致生物力学和神经传导的双重不稳^[1-2]。Denis等^[3]将骶骨按解剖区域划分为3个纵向带区(见图1),I区损伤为骶骨翼骨折,约占50%;II区损伤为骶骨孔骨折,约占34%;III区损伤为骶骨中央椎管骨折,约占16%。临床上,根据骨折线的走行方向和形态特征又细分为纵形骨折、横形骨折、斜形骨折、“U”形骨折、“H”形骨折、“T”形骨折、“λ”形骨折等^[1]。高能量创伤常常引起骶骨纵行骨折,约占移位骶骨骨折(displaced sacral fracture, DSF)的72.7%^[4]。纵行移位骶骨骨折常与骶髂关节脱位、骨盆前环骨折等并存,属于骨盆骨折Tile分型的C型,死亡率高达10%左右^[5]。骶骨纵行骨折的非手术治疗易出现骨折畸形愈合、创伤后骨不连、迟发性骶神经损伤,晚期下腰痛等。目前,国内外学者多主张积极的手术治疗,复位并重建骨盆前后环的三维稳定性,减少后期并发症^[5-7]。

骨盆后方张力带钢板固定(posterior-ring tension-band steel plate, PTSP)和骶髂螺钉固定(sacroiliac joint screw, SIJS)两种方法为常用的骨盆后路内固定方式^[8]。随着微创理念的发展,采用经皮PTSP和经皮SIJS固定等微创术式减少骨盆手术创伤、缩短手术时间、降低围手术期并发症,已在临床上逐渐开展^[9-11]。然而,这两种微创手术对不同类型骨盆垂直不稳定骨折的生物力学稳定机制和力学相容性原理尚不清楚。本文构建了第2代中国数字化人体(the second generation of Chinese digitized human, F2-CDH)“男性第23号”完整骨盆模型^[12],骶骨I、II、III区纵形骨折伴同侧耻骨上下支骨折的经皮PTSP固定模型,以及这3类骨折的经皮SIJS固定模型等系列有限元模型,通过多方案有限元分析对比这两种术式的术后稳定性和力学相容性。

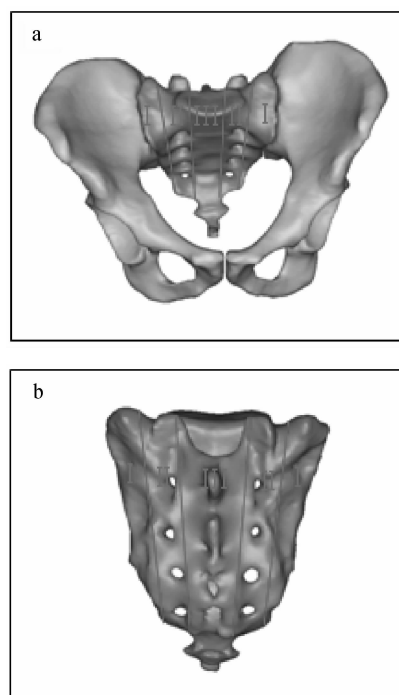


图1 骶骨的Denis I区、II区、III区 (a)前面观,(b)后面观
Fig.1 Sacral zone-I, zone-II, zone-III of Denis typing (a) Anterior view, (b) Posterior view

1 材料与方法

1.1 正常的和骶骨纵形骨折的骨盆有限元建模

采用F2-CDH“男性第23号”(年龄23岁,身高169 cm,体重65 kg,髋部CT影像资料,层厚1.25 mm,层距1.25 mm,共165片^[12]。应用Mimics三维重建平台和Ansys有限元平台,构建髋骨和骶骨(皮质骨和松质骨)、骶髂关节囊韧带(SIJCL)基质、骶髂关节软骨、髌臼软骨、耻骨间盘等骨盆实体单元。根据F2-CDH的髋部MRI和中国人解剖学数值,构建SIJCL纤维、骶髂前韧带(ASIL)、骶髂后韧带(PSIL)、骶髂骨间韧带(ISIL)、骶棘韧带

(SSL)、骶结节韧带(STL)、耻骨上韧带(SPL)、耻骨下韧带(APL)、耻骨梳韧带(PL)、腹股沟韧带(IL)等的弹性缆绳单元。Dalstra等^[13-14]通过对77~89岁老龄尸体髌骨测试发现,疏松松质骨弹性模量较低,一般约为70 MPa;而青壮年男性髌部松质骨弹性模量因骨密度大而增至129 MPa,泊松比约为0.2。左振柏^[15]通过12具新鲜骨盆标本的解剖学研究测得各条韧带横截面积(见表1)。骶髋关节属于滑膜关节中的微动关节,软骨面之间设置为面-

面滑动摩擦,间隙约为0.1 mm,摩擦系数为0.002 4~0.24^[16-17]。骶髋关节囊横截面积由MRI影像资料测算。骶髋关节囊和韧带基质设置为大变形超弹性材料,采用Mooney-Rivlin 2参数法则,弹性模量约为3.22~4.29 MPa,接近腰椎间盘纤维环基质弹性,而泊松比接近0.5^[16,18]。各种组织的材料属性见表1^[13-18]。完整骨盆有限元模型的单元数、节点数、接触面数等见表2。

表1 系列有限元模型的材料属性表^[13-18]

Tab.1 Material properties of series of FE models

材料组织	弹性模量/MPa	泊松比	摩擦系数	横截面积/mm ²
钛质钢板	110 000	0.30	—	—
钛质螺钉	110 000	0.30	—	—
皮质骨	17 000	0.3	0.4	—
松质骨	129	0.2	0.4	—
关节软骨	11.9	0.4	0.002 4~0.24	—
耻骨间盘	5	0.45	—	—
关节囊与韧带基质	3.22~4.29	0.49	—	—
关节囊纤维	105	0.3	—	196.00×2
骨盆各类韧带	251.3	0.3	—	6.76—79.74

注:骨盆各类韧带横截面积(mm²)^[15]:骶髋前韧带,9.69×2;骶髋后韧带,39.70×2;骶髋骨间韧带,33.12×2;骶棘韧带,16.11×2;骶结节韧带,39.87×2;耻骨梳韧带,3.38×2;腹股沟韧带,10.13×2;耻骨上韧带,12.82;耻骨下韧带,7.43。骶髋关节囊与韧带基质(Mooney-Rivlin超弹性)^[16,18]: $W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$,且 $(C_{10} + C_{01}) = \frac{E}{4(1 + \mu)}$, $E = 3.22 \sim 4.29$ MPa, $\mu = 0.49$; I_1 和 I_2 为Cauchy-Green张量的第一和第二不变量

表2 系列有限元模型的单元、节点数和接触面数

Tab.2 Numbers of elements, nodes and contact planes in series of FE models with the intact and fractured pelvises

模型	实体单元	缆绳单元	目标单元	接触单元	总单元	总节点	关节面接触面	骨折面接触面
Intact	82 408	130	273	430	83 241	22 127	2	0
P1	101 130	123	697	911	102 861	26 363	2	3
P2	102 633	123	711	925	104 392	27 123	2	7
P3	102 295	123	761	975	104 154	27 266	2	5
S1	94 587	123	660	897	96 267	25 093	2	3
S2	95 543	123	684	917	97 267	25 525	2	7
S3	95 968	123	754	966	97 811	25 517	2	5

按照骶骨骨折的Denis分型^[3],结合临床收治骨盆骨折病例的CT影像资料^[10-11],构建骶骨I、II、III区纵行骨折伴同侧耻骨上下支骨折的3类有

限元模型。骶骨骨折面间,耻骨上下支骨折面间设置为面-面滑动摩擦,间隙约为0.1 mm,摩擦系数约为0.4^[19]。临床观察发现,骶骨I区骨折累及骶髋

后韧带全部损伤, II、III区骨折累及骶髓后韧带全部损伤以及骶棘韧带和骶结节韧带部分损伤,耻骨上下支骨折累及耻骨梳韧带全部损伤^[11]。

1.2 经皮 PTSP 固定和经皮 SIJS 固定的垂直不稳定骨盆有限元建模

根据临床治疗方案^[10-11],经皮 PTSP 经皮下隧道固定于双侧髂后上棘与第 1 骶椎的椎孔上缘,双侧髂骨各用 3 枚螺钉固定;螺钉穿透双侧骶髂关节至骶骨皮质,未穿透骨折面。经皮 SIJS 进针点位于髂后上棘,套管平行于第 1 骶椎骶孔上缘,透视下导

针穿透骨折面,避开骶管和骶神经孔。骨盆前环骨折时使用预弯塑形钢板 (prebending moulding steel plate, PMSB) 固定于耻骨上支。骶骨 I、II、III 区骨折伴同侧耻骨上下支骨折的经皮 PTSP 固定有限元模型 (P1, P2, P3) 如图 2 所示。这 3 类骨折的经皮 SIJS 固定有限元模型 (S1, S2, S3) 如图 3 所示。钢板和螺钉与周围骨组织通过共用节点连接,模拟界面不发生松动的坚强内固定。钛质钢板与钛质螺钉的材料参数见表 1。骨盆骨折固定的系列有限元模型 (共计 2 组 6 个) 的单元数、节点数、接触面数等见表 2。

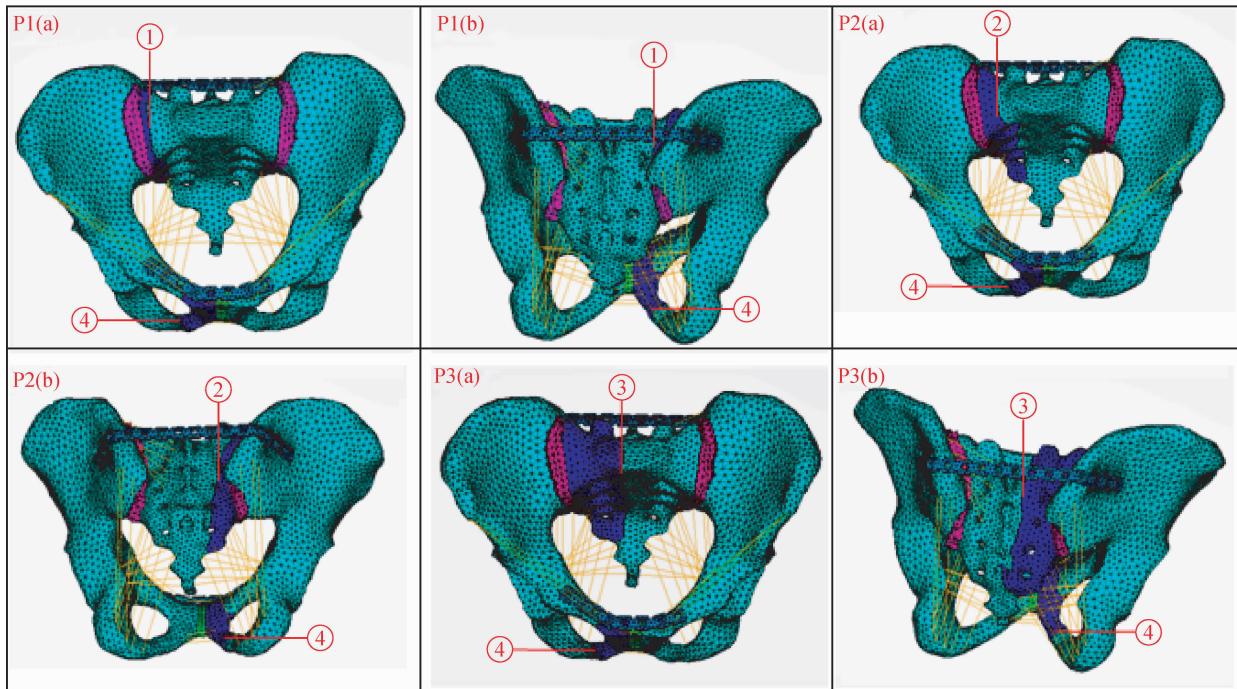


图 2 (P1), (P2), (P3) 骶骨 I、II、III 区骨折伴同侧耻骨上下支骨折的经皮 PTSP 固定有限元模型 (a) 前面观, (b) 后面观, ①、②、③ 骶骨 I、II、III 区的骨折面, ④ 耻骨上下支骨折面

Fig.2 (P1), (P2), (P3) A group of FE models of sacral vertical fractures of Denis zone-I, zone-II, zone-III with ipsilateral superior and inferior pubis ramus fractures treated with percutaneous PTSP, respectively (a) Anterior view, (b) Posterior view, ①, ②, ③ Fracture surface of sacral zone-I, sacral zone-II, and sacral zone-III, ④ Fracture surface of superior and inferior pubis ramus

1.3 基于 4 种骶髂关节力学性能的多方案有限元分析试验

骶髂关节力学性能对骨盆稳定性有重要影响^[15,17],因此,对 SIJCL 基质弹性属性和骶髂关节面摩擦系数作多方案分析试验。共采用 4 套试验方案:

方案 1 趋向于模拟生物力学性能正常的骶髂关节 ($(C_{10} + C_{01})_1 = 0.72 \text{ MPa}; E_1 = 4.29 \text{ MPa}; \mu_1 = 0.49; f_1 = 0.0024$), 方案 2 趋向于模拟 SIJCL 基质

性能正常但骶髂关节面生物力学性能减弱 ($(C_{10} + C_{01})_2 = 0.72 \text{ MPa}; E_2 = 4.29 \text{ MPa}; \mu_2 = 0.49; f_2 = 0.24$), 方案 3 趋向于模拟 SIJCL 基质生物力学性能减弱但骶髂关节面性能正常 ($(C_{10} + C_{01})_3 = 0.54 \text{ MPa}; E_3 = 3.22 \text{ MPa}; \mu_3 = 0.49; f_3 = 0.0024$), 方案 4 趋向于模拟 SIJCL 基质和骶髂关节面生物力学性能均折减 ($(C_{10} + C_{01})_4 = 0.54 \text{ MPa}; E_4 = 3.22 \text{ MPa}; \mu_4 = 0.49; f_4 = 0.24$)^[16-17]。

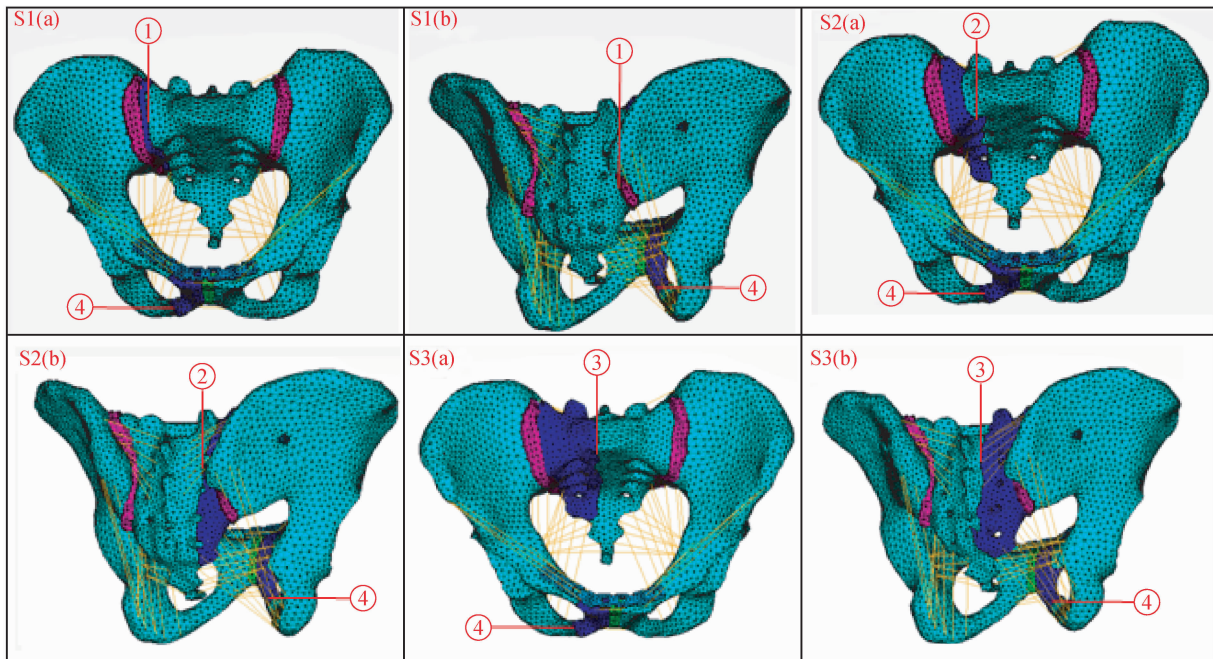


图3 (S1), (S2), (S3) 骶骨 I、II、III 区骨折伴同侧耻骨上下支骨折的经皮 SIJS 固定有限元模型 (a) 前面观, (b) 后面观, ①、②、③ 骶骨 I、II、III 区的骨折面, ④ 耻骨上下支骨折面

Fig.3 (S1), (S2), (S3) A group of FE models of sacral vertical fractures of Denis zone-I, zone-II, zone-III with ipsilateral superior and inferior pubis ramus fractures treated with percutaneous SIJS, respectively (a) Anterior view, (b) Posterior view, ①, ②, ③ Fracture surface of sacral zone-I, sacral zone-II, and sacral zone-III, ④ Fracture surface of superior and inferior pubis ramus

1.4 双足直立和单足直立的骨盆有限元模型加载、约束及验证

模拟双足平衡站立,在双侧髌臼窝关节面软骨(平均厚度约为 $1.46\text{ mm}^{[20]}$)和髌臼唇纤维软骨(平均厚度约为 2.0 mm)设置三维平动约束,上部体重荷载 500 N 施加在第1骶椎的骶骨底上终板和双侧上关节突,符合脊柱三柱理论,前中柱(骶骨底)为 85% ,后柱(双侧上关节突)为 $15\%^{[18]}$ 所示。模拟右足单足直立时,解除左侧髌臼约束边界条件对骨盆刚度的影响,但施加第1骶椎的荷载大小和模式不变。

根据共4套方案的双足平衡站立有限元分析, 500 N 压缩荷载作用下的完整骨盆模型骶骨最大压缩位移值约为 $1.239\sim 1.442\text{ mm}$ 。这与文献[21-22]中在同等条件下测试的完整骨盆压缩位移值相符(500 N 荷载,压缩位移约为 $0.973\sim 1.550\text{ mm}$)。根据右足单足直立有限元分析,第1套方案(骶髌关节力学性能正常)和第4套方案(骶髌关节力学性能减弱)的研究发现前、后环闭合的完整骨盆模型的刚度分别约为 174.186 和 164.204 N/mm ,而前

环耻骨结合部分离的不完整骨盆模型的刚度分别约为 121.080 和 100.918 N/mm ,这说明后环对骨盆刚度的贡献分别约为 69.5% 和 61.5% 。计算结果与Tile^[23]和Chen等^[11]的实验报道相符(后环对骨盆刚度的贡献约占 $60\%\sim 70\%$,前环的贡献约占 $30\%\sim 40\%$)。

2 结果

根据第1套方案和第4套方案的双足平衡站立有限元分析,骨盆内固定器械最大Von Mises应力见表3;骶骨最大总体位移和压缩位移见表4,骨性骨盆术后状态与自然状态的Von Mises应力峰值的比值见表5。

骶骨I区骨折时,P组的后环和前环的内固定器械最大Von Mises应力比S组明显增加,分别约为 $55.7\%\sim 64.7\%$ 和 $198.2\%\sim 141.4\%$,骶骨的最大总体位移和压缩位移分别增加了约 $4.4\%\sim 12.7\%$ 和 $3.4\%\sim 10.4\%$ 。骶骨II区骨折时,P组的后环和前环的内固定器械最大Von Mises应力分别

表3 骨盆内固定器械的最大 Von Mises 应力(后环 $\sigma_{\max}^{\text{Post}}$ 与前环 $\sigma_{\max}^{\text{Ante}}$)

Tab.3 The maximum von Mises stress of internal fixation device of pelvic posterior-ring and anterior-ring ($\sigma_{\max}^{\text{Post}}, \sigma_{\max}^{\text{Ante}}$)

骨折类型	$\sigma_{\max}^{\text{Post}}/\text{MPa}$			$\sigma_{\max}^{\text{Ante}}/\text{MPa}$		
	P 组	S 组	(P-S)/S	P 组	S 组	(P-S)/S
骶骨 I 区骨折	[251.9, 276.9]	[161.8, 168.2]	+55.7 ~ 64.7%	[120.8, 125.4]	[40.51, 51.95]	+198.2 ~ 141.4%
骶骨 II 区骨折	[153.5, 163.4]	[164.9, 179.2]	-7.0 ~ 8.8%	[36.36, 40.20]	[44.97, 55.56]	-19.1 ~ 27.6%
骶骨 III 区骨折	[122.8, 133.2]	[177.2, 193.4]	-30.7 ~ 31.1%	[30.02, 29.36]	[50.55, 62.61]	-40.6 ~ 53.1%

注:系列模型均模拟双足平衡直立,受 500 N 垂直荷载作用。应力范围由第 1 套分析方案和第 4 套分析方案确定

表4 骶骨最大总体位移 U_{\max}^s 和压缩位移 Z_{\max}^s

Tab.4 The maximum sacral sum displacement and compressive displacement (U_{\max}^s, Z_{\max}^s)

骨折类型	U_{\max}^s/mm			Z_{\max}^s/mm		
	P 组	S 组	(P-S)/S	P 组	S 组	(P-S)/S
骶骨 I 区骨折	[1.315, 1.404]	[1.167, 1.345]	+12.7 ~ 4.4%	[1.271, 1.359]	[1.151, 1.314]	+10.4 ~ 3.4%
骶骨 II 区骨折	[0.693, 0.756]	[1.085, 1.264]	-36.1 ~ 40.2%	[0.555, 0.602]	[1.070, 1.233]	-48.1 ~ 51.2%
骶骨 III 区骨折	[0.685, 0.720]	[1.068, 1.240]	-35.9 ~ 41.9%	[0.512, 0.535]	[1.040, 1.218]	-50.8 ~ 56.1%

注:系列模型均模拟双足平衡直立,受 500 N 垂直荷载作用。应力范围由第 1 套分析方案和第 4 套分析方案确定

表5 骨性骨盆术后状态与自然状态的 von Mises 应力峰值的比值(后环 $\sigma_{\max}^{f\text{-Post}}/\sigma_{\max}^{i\text{-Post}}$, 前环 $\sigma_{\max}^{f\text{-Ante}}/\sigma_{\max}^{i\text{-Ante}}$)

Tab.5 The ratio of maximum von Mises stress between postoperative state and natural state in bony pelvis (posterior-ring $\sigma_{\max}^{f\text{-Post}}/\sigma_{\max}^{i\text{-Post}}$, anterior-ring $\sigma_{\max}^{f\text{-Ante}}/\sigma_{\max}^{i\text{-Ante}}$)

骨折类型	$\sigma_{\max}^{f\text{-Post}}/\sigma_{\max}^{i\text{-Post}}$			$\sigma_{\max}^{f\text{-Ante}}/\sigma_{\max}^{i\text{-Ante}}$		
	P 组	S 组	(P-S)/S	P 组	S 组	(P-S)/S
骶骨 I 区骨折	[10.190, 10.132]	[6.429, 6.352]	+58.5 ~ 59.5%	[8.467, 7.277]	[2.386, 2.712]	+166.7 ~ 254.9%
骶骨 II 区骨折	[7.908, 7.903]	[7.646, 7.766]	+1.8 ~ 3.4%	[3.226, 2.840]	[2.386, 2.606]	+9.0 ~ 35.2%
骶骨 III 区骨折	[7.012, 6.913]	[22.605, 23.786]	-69.0 ~ 70.9%	[2.388, 1.909]	[2.526, 2.762]	-5.5 ~ 30.9%

注:系列模型均模拟双足平衡直立,受 500 N 垂直荷载作用。应力范围由第 1 套分析方案和第 4 套分析方案确定

比 S 组减小了约 7.0% ~ 8.8% 和 19.1% ~ 27.6%, 骶骨的最大总体位移和压缩位移分别减小了 36.1% ~ 40.2% 和 48.1% ~ 51.2%。骶骨 III 区骨折时, P 组后环和前环的内固定器械最大 Von Mises 应力分别比 S 组减小了约 30.7% ~ 31.1% 和 40.6% ~ 53.1%, 骶骨的最大总体位移和最大压缩位移分别减小了约 35.9% ~ 41.9% 和 50.8% ~ 56.1% (见表 3、4)。另外,从伤骶 I 区到 III 区, P 组后环器械的 von Mises 应力与应变逐渐表现出对称性;但 S 组无此对称性(见图 4)。

骶骨 I 区骨折时, P 组的后环及前环的术后状态与自然状态的 von Mises 应力峰值比值比 S 组明显增加, 分别约为 58.5% ~ 59.5% 和 166.7% ~ 254.9%。骶骨 II 区骨折时, P 组的应力峰值比值略

大于 S 组, 分别约为 1.8% ~ 3.4% 和 9.0% ~ 35.2%。骶骨 III 区骨折时, P 组的应力峰值比值较 S 组明显减小, 分别减小了约 69.0% ~ 70.9% 和 5.5% ~ 30.9% (见表 5)。P 组和 S 组的力学稳定性指标(见表 3、4)与力学相容性指标(见表 5)在骶骨 I 区、II 区、III 区骨折时的变化趋势基本相近。

3 讨论

经皮 PTSP 和经皮 SIJS 治疗骶骨纵形骨折的主要目标是最大限度地复位和有效地稳定骨折、重建腰骶排列关系及促进神经功能恢复^[4,10,24]。基于第二代数字化人体的垂直不稳定骨盆的多方案有限元模型能有效地评价这两种经皮手术的力学稳定性、力学相容性和解剖学结构关系。

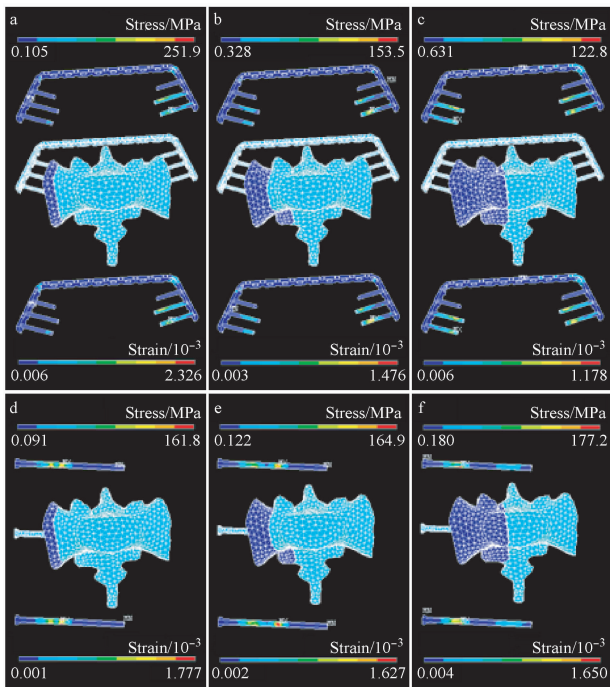


图4 (a)、(b)、(c) 双足平衡直立时,方案1分析 P1, P2, P3 有限元模型的 PTSP 器械 von Mises 应力/应变的分布云图;(d)、(e)、(f) 方案为分析 S1, S2, S3 有限元模型的 SIJS 器械 von Mises 应力/应变的分布云图

Fig.4 (a), (b), (c) Distribution of von Mises stress/strain of PTSP of FE models of P-group under both feet balance standing of NEM 1; (d), (e), (f) Distribution of von Mises stress/strain of SIJS of FE models of S-group under both feet balance standing of NEM 1

有限元研究发现,对于 Denis 分型的 3 种骶骨骨折模型,经皮 PTSP 固定(P 组)和经皮 SIJS 固定(S 组)表现出不同的力学稳定性效果。Denis I 区骨折时,骨折面靠近骶髂关节面,P 组的骶骨最大总体位移和最大压缩位移均大于 S 组(见表 4);后环和前环内固定器的最大 von Mises 应力显著大于 S 组(见表 3)。当 Denis II、III 区骨折时,骨折面逐渐向中央骶管区靠近,P 组的骶骨最大总体位移和最大压缩位移均小于 S 组,且 III 区骨折时减幅最大(见表 4);后环和前环内固定器的最大 von Mises 应力均小于 S 组,且 III 区骨折时减幅最大(见表 3)。因此,Denis I 区骨折时,P 组的稳定性小于 S 组;Denis II、III 区骨折时,P 组的稳定性大于 S 组;而且骨折面越靠近中央骶管区,P 组的稳定性越大,S 组的稳定性越小。Griffin 等^[24]研究了 32 例骶髂关节

脱位骨折病例和 30 例骶骨垂直型骨折病例,所有病例后环均行经皮骶髂螺钉固定,发现 4 例手术固定失败者均来自垂直型骶骨骨折病例,且均发生在术后 3 周之内,手术失败率较固定关节脱位增大 13%,这说明骶髂螺钉比较适合用于治疗靠近骶髂关节面的纵行骨折类型。

有限元分析显示,经皮 PTSP 和 SIJS 对于固定 Denis 各型骶骨骨折具有不同的力学相容性。考虑应力集中与应力遮挡的影响^[16],骨盆术后状态与自然状态的应力的比值越接近于 1,说明内固定手术的力学相容性越好^[18]。P 组与 S 组的骨盆应力比值对比发现(见表 5),经皮 SIJS 固定 Denis I 区骨折时,力学相容性优于经皮 PTSP。Denis II 区骨折时,两种内固定的力学相容性比较接近。相反,经皮 PTSP 固定 Denis III 区骨折时,力学相容性明显优于经皮 SIJS。Matta 等^[6]较早采用 SIJS 治疗骶髂关节分离和脱位,研究表明 SIJS 固定是最符合生物力学的“中心性固定”。相反,本文采用经皮 PTSP 治疗 Denis II、III 区骨折时,应力应变体现了后环张力带“对称性固定”的解剖学与生物力学原理(见图 4)。这种力学机制强化了骨盆的“自动内锁装置”^[25],有利于靠近中央骶管区的纵行骨折的稳定和愈合。

Chen 等^[11]回顾性地研究了经皮 PTSP 固定 29 例和经皮 SIJS 固定 29 例共 58 例 Tile C 型骨盆骨折患者,经皮 PTSP 具有复位满意和固定良好等优点;而且对骶孔和骶管不产生压缩作用,不会发生骶神经和盆腔大血管的损伤。虽然经皮 PTSP 在固定 Denis I 区骨折时力学强度不及经皮 SIJS,但适合治疗 Denis II、III 区骨折及骶髂关节发育异常者。这些临床证据与经皮 PTSP 和 SIJS 固定的有限元模型的分析结果相符。Matta 等^[6]和 Guo 等^[10]的研究表明,尽管螺钉固定的置钉难度较大,经皮 SIJS 适合治疗骶髂关节脱位等。但是,当骶骨骨折位移 > 10 mm 时,损伤骶神经、马尾神经或邻近血管的危险性明显加大。Hinsche 等^[26]报道了骶髂螺钉损伤邻近血管与神经的发生率为 2% ~ 15%。对于骶骨及骶髂关节发育异常者,常导致骶髂关节解剖关系发生改变,致手术失败率增大^[10]。对于 Denis III 区骨折,骶髂螺钉固定的有效长度不够,为手术禁忌^[11]。这些临床研究均从手术安全性角度验证了经皮 PTSP 和 SIJS 固定的有限元模型的适用范围。

本文有限元研究存在一定的简化和近似。首先, 本文的建模思路采用了骨盆离体标本实验的方式, 省略了盆底肌肉和筋膜, 以及髋关节活动性对骨盆稳定性的影响, 这与骨盆内固定的在体生物力学行为存在一定的差距^[12,16]。但是, 本文认为经皮 PTSP 和 SIJS 固定的两组模型均在相同离体条件下模拟, 能够可靠地揭示两种内固定之间的力学差异。其次, 本文对经皮 PTSP 的内固定性能模拟, 接近于锁定加压钢板的力学效果, 均属于坚强内固定; 实际临床应用时, 张力带钢板有限元模型的稳定性也受双侧螺钉固定因素的影响^[8,11]。第三, 临床上骶骨纵形骨折面比较复杂, 可能合并骶髂关节脱位, 也可能出现双侧骶骨骨折^[7], 一些复杂骶骨骨折累及 3 个解剖区域, 亦属骶骨 III 区损伤。因此, 对于比较复杂的骨盆不稳定骨折, 其内固定有限元模型需要进行更深入的生物力学和循证临床研究。

4 结语

根据内固定术后即时稳定性、骨折愈合的力学相容性及手术操作的安全性等因素, 具有中心性固定原理的经皮骶髂螺钉比较适合治疗骶骨 I 区纵形骨折的垂直不稳定型骨盆, 而具有对称性固定原理的经皮骨盆后方张力带钢板比较适合治疗骶骨 II 和 III 区纵形骨折的垂直不稳定型骨盆。

致谢:感谢王正国院士和卢世璧院士在第二代中国数字化人体研究中给与热情指导, 郑敬佑教授在骨盆外科资料整理和论文修改中提供的有力帮助, 感谢大连理工大学提供 ANSYS 计算平台。

参考文献:

[1] Vaccaro AR, Kim DH, Brodke DS, *et al.* Diagnosis and management of sacral spine fractures [J]. *Instr Course Lect*, 2004, 53: 375-385.
[2] Taguchi T, Kawai S, Kaneko K, *et al.* Operative management of displaced fractures of the sacrum [J]. *J Ortho Sci*, 1999, 4(5): 342-352.
[3] Denis F, Davis S, Comfort T. Sacral fractures: An important problem (retrospective analysis of 236 cases) [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1988, 227: 67-81.
[4] 贾健, 王建民, 何杨, 等. 骨盆损伤中移位骶骨骨折的手术治疗[J]. *中华骨科杂志*, 2009, 29: 1109-1115.

[5] Tile M. Pelvic ring fractures: Should they be fixed [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1988, 70(1): 1-12.
[6] Matta JM, Saucedo T. Internal fixation of pelvic ring fractures [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1989, 242: 83-97.
[7] Ward EF, Tomasin J, Vander Griend RA. Open reduction and internal fixation of vertical shear pelvic fractures [J]. *J Trauma*, 1987, 27(3): 291-295.
[8] Yinger K, Scalise J, Olson SA, *et al.* Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation [J]. *J Orthop Trauma*, 2003, 17(7): 481-487.
[9] Routt ML Jr, Nork SE, Mills WJ. Percutaneous fixation of pelvic ring disruptions [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2000, 375: 15-29.
[10] 郭晓山, 池永龙. 经皮闭合内固定治疗骨盆环损伤[J]. *中华外科杂志*, 2006, 44(4): 260-263.
[11] 陈红卫, 王子阳, 黄洪斌, 等. 经皮重建钢板与经皮骶髂螺钉固定治疗 Tile C 型骨盆后环骨折[J]. *中华骨科杂志*, 2009, 29(11): 1019-1022.
[12] 吴立军, 钟世镇. 数字医学有限元分析的方法、案例和时代挑战. 见张绍祥, 傅征, 主编. 工程前沿第 11 卷: 数字医学的现状与未来[M]. 北京: 高等教育出版社, 2009: 280-297.
[13] Dalstra M, Huiskes R, Erning VL. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone [J]. *J Biomech Eng*, 1995, 117(3): 272-278.
[14] Dalstra M, Huiskes R, Odgaard A, *et al.* Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone [J]. *J Biomech*, 1993, 26(4-5): 523-535.
[15] 左振柏. 骶髂复合体的三维有限元分析及其生物力学意义[D]. 济南: 山东大学博士学位论文, 2006.
[16] Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR. Orthopaedic basic science: Biology and biomechanics of the musculoskeletal system (second edition) [M]. Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000.
[17] Vleeming A, Volkens ACW, Snijders CJ, *et al.* Relation between form and function in the sacroiliac joint. Part II Biomechanical aspects [J]. *Spine*, 1990, 15(2): 133-136.
[18] 吴立军, 杨国敬, 张力成, 等. 骨移植与骨水泥增强对治疗骨质疏松椎体的生物力学相容性的有限元评估[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(2): 79-88.
Wu LJ, Yang GJ, Zhang LC, *et al.* Finite element evaluation on biomechanical compatibility of osteoporotic vertebral augmentation with cancellous bone granules and bone cement[J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(2): 79-88.
[19] Shockey JS, von Fraunhofer JA, Seligson D. A measurement of the coefficient of static friction of human long bones [J]. *Surf Tech*, 1985, 25(2): 167-173.