

## 骶髂融合治疗下腰痛的生物力学效应

张宁华<sup>1</sup>, 汪方<sup>1</sup>, 石杜芳<sup>2</sup>, 王冬梅<sup>3</sup>, 纪晓希<sup>1</sup>, 秦涛<sup>4</sup>, 王秋根<sup>1</sup>, 陈善广<sup>5</sup>

(1. 上海交通大学附属第一人民医院 骨科, 上海 200080; 2. 中国科学院深圳先进技术研究院, 深圳 518055;  
3. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240; 4. 上海松江区中心医院 骨科, 上海 201699;  
5. 中国航天员科研训练中心人因工程国防科技重点实验室, 北京 100094)

**摘要:** **目的** 基于有限元方法, 建立骶髂关节融合和接触模型, 比较两模型生物力学差异, 探究骶髂融合治疗下腰痛生物力学机理。 **方法** 构建包含骨盆环、骶骨、部分股骨、关节软骨和关节连接的骨盆有限元模型两例, 分别设定骶髂关节连接为接触和融合, 探究在 500 N 载荷下, 两例模型中骨盆环特别是骶髂关节处力学传导的差异。 **结果** 在融合条件下骶髂软骨承受的应力及位移明显低于接触条件, 在双侧骶髂软骨处尤为明显, 其中左骶骨关节处, 位移由 0.83 mm 减低至 0.23 mm, 减低幅度达约 261%, 等效应力由 6.6 MPa 减低至 5.0 MPa, 减低约 32%。但融合条件下, 骨盆环应力的传递相对更集中。 **结论** 骶髂融合可能提供较好的疼痛治疗效果, 但同时必须谨慎评估伴发骨盆损伤和股骨头损伤的危险性。

**关键词:** 骨盆; 有限元分析; 骶髂关节; 融合; 接触; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Biomechanical effects on sacroiliac fusion for treating low back pain

ZHANG Ning-hua<sup>1</sup>, WANG Fang<sup>1</sup>, SHI Du-fang<sup>2</sup>, WANG Dong-mei<sup>3</sup>, JI Xiao-xi<sup>1</sup>, QIN Tao<sup>4</sup>, WANG Qiu-gen<sup>1</sup>, CHEN Shan-guang<sup>5</sup> (1. Department of Orthopedics, Shanghai First People's Hospital Affiliated to Shanghai Jiaotong University, Shanghai 20080, China; 2. Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy Sciences, Shenzhen 518055, China; 3. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China; 4. Department of Orthopedics, Shanghai Songjiang Central Hospital, Shanghai 201699, China; 5. National Laboratory of Human Factors Engineering, Astronaut Research and Training Center of China, Beijing 100094, China)

**Abstract:** **Objective** Based on the finite element method, both sacroiliac fusion and sacroiliac contact models were built to compare the biomechanical differences between the two models and to explore the biomechanical mechanism in the treatment of low back pain by sacroiliac fusion. **Methods** Two pelvic finite element models were constructed, including the pelvic ring, sacrum, part of the femur, ligaments, cartilage and joint contact. The sacroiliac joints were set to be contact in one model and fusion in the other, respectively. Differences in mechanical conduction on the pelvic ring and the stress on the sacroiliac cartilage under 500 N load between the two models were explored. **Results** For the fusion model, stresses and displacement on the sacroiliac joint were significantly lower than that of the contact model, especially on the sacroiliac cartilage, where the displacement was reduced by 261% from 0.83 mm to 0.23 mm, and the stresses reduced by 32% from 6.6 MPa to 5.0 MPa. However, the transfer of stress on the pelvic ring was relatively more concentrated in the fusion model. **Conclusions** Sacroiliac fusion may provide better therapeutic effects on the treatment of low back pain, but the risk of disc herniation and femoral head necrosis must be assessed seriously in advance.

**Key words:** Pelvis; Finite element analysis; Sacroiliac joint; Fusion; Contact; Biomechanics

收稿日期:2012-07-29; 修回日期:2012-10-09

基金项目:国家 973 计划项目(2011CB711000), 上海市科委基金项目(114119a2400), 上海市松江区卫生局经费(2011LX14)。

通信作者:秦涛, 副主任医师, E-mail:18918288049@189.cn; 王秋根, 主任医师, 博士研究生导师, E-mail:wangqiugen@163.com。

下腰痛是最常见的慢性疼痛,是患者就诊的第二大原因<sup>[1]</sup>。下腰痛的研究及治疗都集中于椎间盘源性的疼痛,骶髂关节退变引起的下腰痛并未受到足够的重视,而既往研究发现骶髂关节退变亦是下腰痛的重要原因<sup>[2]</sup>。有学者<sup>[3-4]</sup>通过骶髂关节注射麻醉药物的方法发现,约26%~44%的下腰痛起源于骶髂关节。

骶髂关节疼痛的治疗方式目前还存在比较多的争议。Khurana等<sup>[5]</sup>采用骶髂螺钉融合骶髂关节的方法治疗骶髂关节疼痛的患者,发现术后患者的疼痛明显减轻,患者的双下肢运动功能亦有明显改善。Ebraheim等<sup>[6]</sup>与Giannikas等<sup>[7]</sup>通过自体骨移植的方法进行骶髂关节融合,进一步减轻了患者骶髂关节源性疼痛。骶髂关节融合提高了骶髂关节的稳定性,对骶髂关节炎或外伤所导致骶髂关节源性疼痛的缓解有积极的意义。然而骶髂关节融合所致的骶髂关节生物力学变化并未被清晰表达。有限元方法能够进行精确的力学分析,模拟模型受力时的内部应力和形变的全过程,是研究骶髂关节生物力学效应的好方法。但既往的有限元研究多集中在骨盆损伤<sup>[8-9]</sup>和骶髂内固定的选择及优化上<sup>[10]</sup>,对上述问题关注较少。Eichenseer等<sup>[11]</sup>基于所建立的有限元模型,对不同载荷下及不同韧带松弛条件下的骶髂关节生物力学效应进行研究,但其模型缺少软骨,且研究并无考虑骶髂的融合条件。明确骶髂融合条件下的生物力学变化,有助于探究骶髂关节疼痛的原因,从而为骶髂关节源性疼痛的治疗提供初步的证据。

汪方等<sup>[12]</sup>在充分总结前人研究优缺点的基础上,基于“中国力学虚拟人”<sup>[13]</sup>冰冻切片,充分考虑人体骨骼及其他组织的边界,建立了包含骨盆环、骶骨、韧带、关节软骨和关节连接的全骨盆非线性有限元模型,已被证明是骶髂关节研究的有效模型。本文在此模型的基础上分别建立骶髂关节接触与融合模型,探究在应力加载情况下骶髂关节及骨盆的生物力学变化,从而为骶髂关节源性下腰痛机理研究及其治疗和预后判断的探讨提供参考。

## 1 实验材料

### 1.1 模型建立

基于中国力学虚拟人模型库(35岁,体重69 kg,身高171 cm)<sup>[13]</sup>,在Imageware软件中进行预

处理后,建立面模型。将处理好的文件以IGS格式导入Ansys 12.0中,建立包含骨盆环、骶骨、韧带、关节软骨和关节连接的全骨盆非线性有限元模型。皮质骨、松质骨、软骨和耻骨间盘均采用SOLID92 4面体10节点单元的各向同性材料模拟,如图1所示。具体建模过程参考汪方等<sup>[12]</sup>研究成果,各材料属性见表1。所建模型有954 339个单元,其中韧带单元有3 120个。

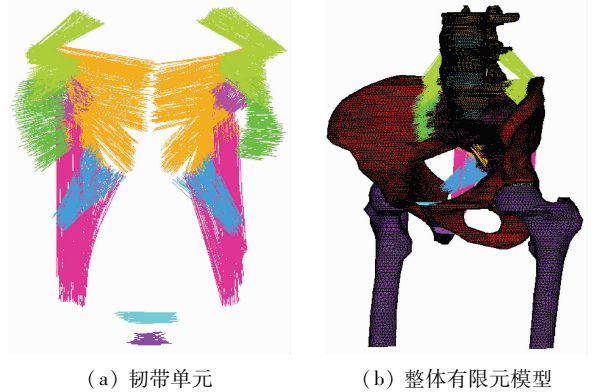


图1 有限元模型的创建

Fig.1 Construction of the finite element model (a) Elements stand for ligaments, (b) The whole model

表1 各组织材料属性、单元类型和单元数

Tab.1 The properties, element type and element numbers of all tissues in the model

材料名称	材料属性		单元类型	单元数	
	弹性模量/MPa	泊松比			
股骨皮质骨 <sup>[14]</sup>	18 200	0.38	SOLID92	37 720	
股骨松质骨 <sup>[14]</sup>	389	0.3		28 846	
髌骨皮质骨 <sup>[15]</sup>	17 000	0.3		104 700	
髌骨松质骨 <sup>[15]</sup>	132	0.2		153 806	
骶骨皮质骨 <sup>[16]</sup>	6 140	0.3		979 82	
骶骨松质骨 <sup>[16]</sup>	1 400	0.3		158 795	
腰椎皮质骨 <sup>[17]</sup>	12 000	0.3		130 980	
腰椎松质骨 <sup>[17]</sup>	100	0.3		148 830	
软骨终板 <sup>[17]</sup>	24	0.4		5 569	
骶骨软骨(均值) <sup>[18]</sup>	54	0.4		5 804	
髌骨软骨(均值) <sup>[18]</sup>	54	0.4		3 870	
耻骨间盘 <sup>[19]</sup>	5	0.45		1 399	
骶髂前韧带 <sup>[20]</sup>	$K = 700 \text{ N/mm}$	120		LINK10	$120 \times 2$
骶髂后韧带(长丛) <sup>[20]</sup>	$K = 1 000 \text{ N/mm}$	100			$200 \times 2$
骶髂后韧带(短丛) <sup>[20]</sup>	$K = 400 \text{ N/mm}$	80			$160 \times 2$
髌腰韧带 <sup>[21]</sup>	$K = 1 000 \text{ N/mm}$	100			$200 \times 2$
耻骨上韧带 <sup>[21]</sup>	$K = 500 \text{ N/mm}$	60			100

为模拟骶髂关节接触情况下及其融合治疗时的情况,对骶髂关节分别作接触处理与融合处理。在骶髂关节融合模型中,骶骨软骨和髌骨软骨之间做融合处理;在骶髂关节的接触模型中,骶骨软骨与髌

骨软骨之间做接触处理,接触间隙为0,接触方式“面-面”,摩擦系数取0.015<sup>[18]</sup>。髌骨较硬,设为目标体,选用 TARGE170 单元;骶骨较软,设为接触体,选用 CONTA174 单元。

### 1.2 约束和载荷条件

两个模型均取双腿站立位,固定双侧股骨远端6个自由度,在L3上侧面施加竖直向下500 N的面载荷。

### 1.3 验证

本实验以 Dalstra 等<sup>[15]</sup>的实验结果进行验证。将其在施加500 N载荷的情况下所计算步态中8个相位下应力在骨盆中传导的结果与本实验的结果进行对比,以验证本研究模型的有效性。

## 2 结果分析

对于骶髂关节接触和融合的骨盆模型,应力都是从骶骨椎面往下分别在骶骨前方和后方向两侧面分叉传导至骶髂关节面上,然后直接指向骶髂关节,再通过股骨头传至下肢(见图2(a)、(c));应力主要集中在椎骨前面、骶髂关节面及周边、髌骨弓、坐骨大切迹、髌臼侧缘、以及股骨颈。在骶髂关节接触条件下,应力传导路线增多,分布更广泛、均匀。其应力传递时,部分应力从髌骨上缘传向骶髂关节;另有部分应力再从髌关节传至耻骨联合;坐骨上也有较大的应力分布(见图2(a)、(b))。然而在融合的情况下应力是从骶髂关节直接指向髌关节,传递至股骨头时,融合模型的髌臼处的应力集中度明显高于骶髂接触模型(见图2(c)、(d))。其中,在融合模型中,最大幅值约为41 MPa,发生在第4腰椎(见图2(e));接触模型中最大应力值约为47.6 MPa,发生在右侧骶髂关节附近(见图2(f))。

在骶髂关节融合模型中,骶髂关节面应力主要集中在耳状面周缘(见图3(a)),两侧应力传导不对称,左右两侧髌骨应力峰值分别为16.1和25.6 MPa;骶髂软骨中的应力同样主要集中在耳状面边缘,两侧应力亦不对称,峰值分别为2.9和5.1 MPa;应力在松质骨中的传导路线与在皮质骨中的传导路线一致,但峰值较小,骶骨和髌骨中分别约为4.32、0.5 MPa。模型位移分布较对称,最大位移发生在第3腰椎,骨盆后方位移比前方大,耻骨联

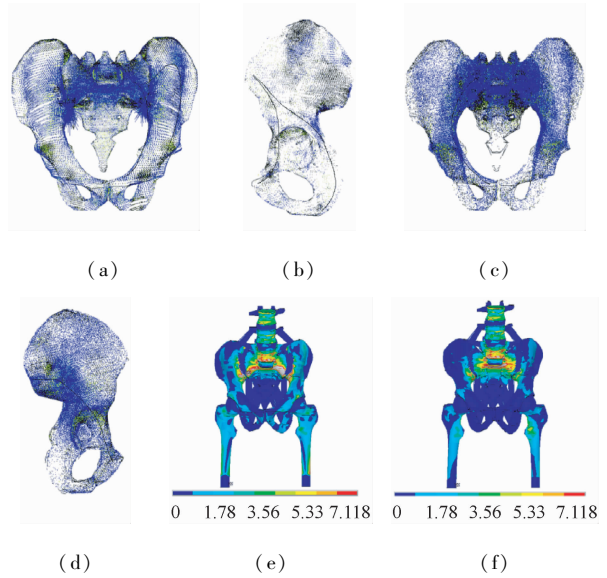


图2 有限元模型的应力分布图 (a)接触模型主应力矢量分布图(骨盆正面观),(b)接触模型主应力矢量分布图(髌骨背面观),(c)融合模型主应力矢量分布图(骨盆正面观),(d)融合模型主应力矢量分布图(髌骨背面观),(e)接触模型整体模型 Von Mises 应力分布图(MPa),(f)融合模型整体模型 Von Mises 应力分布图(MPa)

Fig.2 Stress distributions of the finite element model (a) Anterior view of the main stress vector distributions of the contact model, (b) Posterior view of the main stress vector distributions of the iliac bone of the contact model, (c) Anterior view of the main stress vector distributions of the fusion model, (d) Posterior view of main stress vector distributions of the iliac bone of the fusion model, (e) Von Mises stress distributions of the contact model (MPa), (f) Von Mises stress distributions of the fusion model (MPa)

合处位移几乎为0;整体模型和骶骨处位移峰值分别为1.16、0.37 mm,髌骨和骶髂关节处位移分别为0.21、0.23 mm(见表2、图3(c))。

在骶髂关节接触模型中,骶髂关节面应力主要集中在耳状面前方中下侧周缘(见图3(b))。两侧应力分布较对称;右侧髌骨应力峰值比左侧略大,分别为39.9和31.4 MPa,骶骨中应力峰值为16.5 MPa;应力在松质骨中的分布状况与在皮质骨中基本一致,但峰值小很多,骶骨中为5.3 MPa,约为其皮质骨中应力的1/3,髌骨中约1 MPa,仅是其皮质骨内应力的1/40~1/30;骶髂软骨中的应力主要集中在前方下侧,前方中上侧和中部上侧也有部分应力集中,两侧应力具体分布状况并不对称,左右

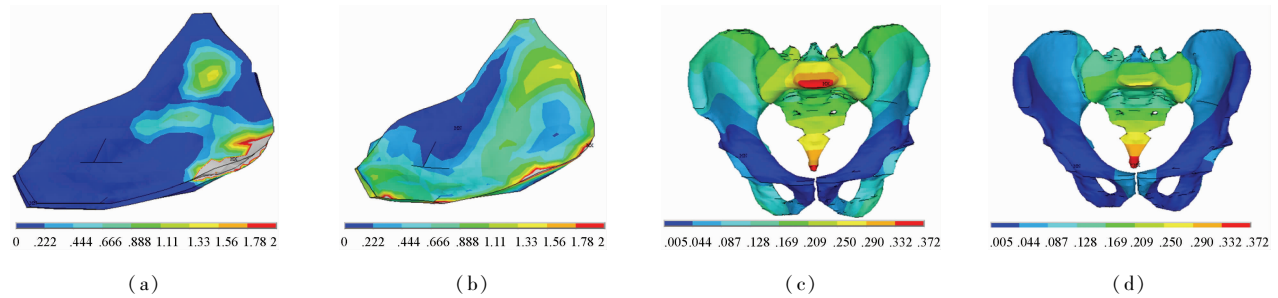


图3 有限元模型应力及位移分布图 (a)融合模型左骶髂软骨应力分布图(MPa), (b)接触模型左骶髂软骨应力分布图(MPa), (c)融合模型骨盆整体模型位移分布图(mm), (d)接触模型骨盆整体模型位移分布图(mm)

Fig. 3 Stress and displacement distributions of the finite element model (a) Stress distributions of left sacroiliac cartilage in the fusion model, (b) Stress distributions of left sacroiliac cartilage in the contact model, (c) Displacement distributions of the whole pelvis in the fusion model, (d) Displacement distributions of the whole pelvis in the contact model

表2 双腿站立融合模型中整体与各部位应力与位移峰值

Tab. 2 The first principle, the third principle and displacement peak value in the major components of the double supporting fusion model

参数名称	整体	左侧髌骨		右侧髌骨		骶骨		左骶髂关节		右骶髂关节		耻骨联合
		皮质骨	松质骨	皮质骨	松质骨	皮质骨	松质骨	骶软骨	髌软骨	骶软骨	髌软骨	
主应力1/MPa	18.1	12.0	0.23	16.4	0.24	12.2	3.0	3.5	5.2	3.1	3.5	0.36
主应力3/MPa	-42.8	-17.5	-0.70	-27.8	-0.5	-12.5	-5.3	-3.4	-11.2	-3.1	-4.4	-0.16
X 位移/mm	0.12/ -0.07	0.09/ -0.07		0.09/ -0.07		0.07/ -0.03		0.1/ -0.0	0.05/ -0.01	0.03/ -0.03	0.03/ -0.03	0.03/ -0.01
Y 位移/mm	0.32/ -1.0	0.16/ -0.08		0.14/ -0.08		0.32/ -0.09		0.13/ 0.06	0.12/ 0.08	0.12/ 0.04	0.11/ 0.08	0.03/ -0.03
Z 位移/mm	0.15/ -0.68	0.06/ -0.18		0.07/ -0.17		-0.06/ -0.37		-0.1/ -0.20	-0.1/ -0.2	-0.1/ -0.2	-0.1/ -0.18	0.01/ -0.05

两侧软骨中应力峰值分别为 15.1 和 15.7 MPa, 软骨接触面应力峰值分别为 7.3 和 7.9 MPa。模型左右两侧位移分布较对称, 骨盆后方位移还是比前方大, 骨盆前方位移主要集中在耻骨联合附近; 整体模型、骶骨、髌骨处位移峰值分别为 2.2、1.3、0.45 mm; 左右两侧骶髂关节滑动距离不对称, 分别为 0.66、0.81 mm; 耻骨联合处位移峰值为 0.29 mm (见表3、图3(d))。

与 Dalstra 等<sup>[15]</sup> 的实验结果进行对比, 在施加 500 N 载荷的情况下, 其计算步态中 8 个相位下应力在骨盆中传导的结果显示皮质骨中的应力约为 15~20 MPa, 松质骨中的应力约为 0.3~0.4 MPa。本研究结果中同为融合条件时, 在 500 N 载荷条件下, 皮质骨中的等效应力约为 13.5~25.7 MPa, 松质骨等效应力约为 0.46~4.32 MPa, 此结果于 Dalstra 等<sup>[15]</sup> 的研究结果相似, 而数据上的部分不同可

能是由于 Dalstra 的模型中并未包含骶骨, 而只是在骶髂关节处做了固化处理, 故而在部分位置的力的传递上存在一定的差异, 但总体结果一致。此结果证明本研究所建立的有限元模型数据有效, 其计算结果数值可信。

### 3 讨论

#### 3.1 骶髂关节活动范围及其作用

骨盆环后部骨一切带复合结构称为骶髂复合体, 包括骶髂关节、骶髂关节周围韧带、骶棘韧带、骶结节韧带及骨盆底的肌肉和筋膜, 亦称为骶髂复合结构。其是躯干与下肢负荷传递的枢纽, 占整个骨盆功能的 60%, 主要功能是传递并分散来自躯干内外的机械力。骶髂关节在解剖上属于非典型的滑液关节, 在传递力时, 有少量的旋转和横向移动。根据既往研究, 骶骨在正常受力情况下, 在 X 轴旋转

表3 双腿站立接触模型中整体与各分部位应力与位移峰值

Tab.3 The first principle, the third principle and displacement peak value in the major components of the double supporting contact model

各参数名称	整体	左侧骶骨		右侧骶骨		骶骨		左骶髂关节		右骶髂关节		耻骨联合
		皮质	松质	皮质	松质	皮质	松质	骶软	骶软	骶软	骶软	
主应力 1/MPa	28.9	28.7	0.37	28.9	0.38	11.0	2.8	3.86	12.3	3.3	8.1	2.55
主应力 3/MPa	-42.8	-31.8	-1.03	-43.2	-1.39	-17.9	-5.78	-8.3	-16.7	-10.9	-22.2	-1.02
X 位移/mm	0.45/	0.40/	0.04/	0.04/	0.03/	-0.04/	0.45/	0.02/	-0.31/	0.03/		
	-0.46	-0.03	-0.42	-0.25	-0.23	0.3	-0.11	-0.46	-0.02			
Y 位移/mm	1.23/	0.21/	0.21/	1.23/	0.41/	0.25/	0.46/	0.11/	0.22/			
	-1.85	-0.03	-0.03	-0.25	0.04	0.13	0.09	0.30	0.16			
Z 位移/mm	0.20/	0.19/	0.19/	-0.04/	-0.31/	-0.05/	-0.18/	-0.02/	0.2/			
	-1.38	-0.12	-0.06	-0.92	-0.78	-0.54	-0.65	-0.38	0.15			

-1.1°~2.2°, 横向移位 -0.3~8.0 mm, Y 轴上旋转 -0.8°~4.0°, 横向移位 -0.2~7.0 mm; Z 轴方向上旋转 -0.5°~8.0°, 横向移位 -0.3~6.0 mm<sup>[22]</sup>。虽然此移动并不易被常规临床检查所发现,但此微动在分散力的传递、减少身体由上向下和由下往上的力的冲击方面有重要的作用。

### 3.2 融合可以减低骶髂关节的位移和应力

正常情况下骶髂关节间微动及其应力变化,并不会引起骶髂关节疼痛,然而在妊娠、外伤及其退变的影响下,骶髂关节的微环境改变会导致应力或位移的增加<sup>[11]</sup>。免疫组化研究发现,神经纤维对应力和位移增加反应明显<sup>[23]</sup>。而既往研究在骶髂关节软骨表面、骶髂前韧带及其骨间韧带内都发现有与疼痛的传导相关<sup>[24]</sup>P 肽和降钙素相关肽的存在<sup>[25]</sup>。因此,位移和应力的变化可能成为骶髂关节疼痛的重要原因。

在骶髂融合的情况下,骶髂关节部位包括骶髂软骨、骶骨等位移都明显减低,其中骶髂软骨处减低尤为明显,在左骶骨软骨处,位移由 0.83 mm 减低为 0.23 mm,减低幅度达约 261%,右骶骨处减低亦明显,由 0.72 mm 减低至 0.22 mm,减低幅度达 42% (见图 4)。同样其应力的改变亦非常明显,在接触模型中,骶髂软骨承担了更多的应力分布,在应力传导时,左骶骨软骨的等效力值为 6.6 MPa,高于融合模型中 5.0 MPa 约 32%,同时左骶骨软骨接触模型中的应力分布为 15.1 MPa,此应力约为融合模型中左骶骨软骨的 4.24 MPa 的 3.6 倍 (见图 5)。由此可知,在骶髂融合的情况下,骶髂软骨的位移

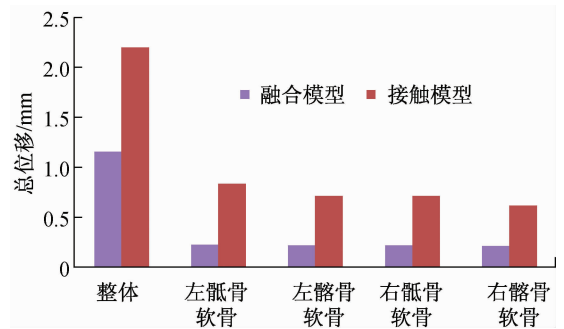


图4 融合模型与接触模型中骶髂软骨中总位移比较  
Fig.4 Displacement comparison in sacral cartilage between the contact model and fusion model

及应力更低。而根据上述研究,推测骶髂关节疼痛的患者,应力和位移的增加可能是其重要原因,故对长期骶髂关节源性疼痛而神经阻滞麻醉无法缓解的患者,骶髂融合可能是有效的治疗方法。

### 3.3 融合亦可导致骨盆外部分区域的应力集中

骨盆在应力传导上起着承上启下的重要作用。在双腿站立位时,上半身重力所产生的应力从骶骨椎面往下分别在骶骨前方和后方向两侧面分叉传导至骶髂关节面上,然后直接指向骶髂关节,通过股骨头传至下肢;而下肢向上的支撑力,亦是从小腿传至股骨头,产生较强的剪切力,可能是造成骨盆损伤的重要因素,故应力的分散至关重要。而在所建立的融合模型中,其应力传递相对集中 (见图 2(c)、(d)),直接从骶髂关节指向髋关节;相反,接触模型中应力路线更多,其应力传递不仅从骶髂关节指向耻骨联合,还从骶骨上缘传递,且在坐骨都有部分力

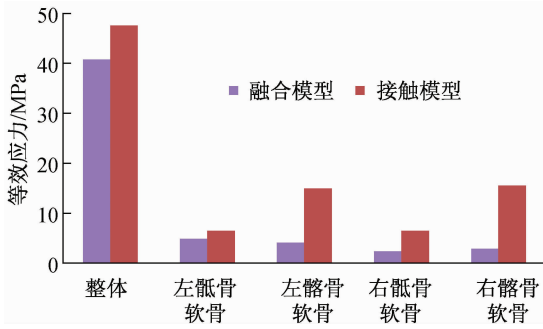


图5 融合模型与接触模型中骶髂软骨和耻骨联合中等等效应力峰值比较

Fig. 5 Von Mises stress peak value comparison in sacral cartilage and symphysis pubis between the contact model and fusion model

的分布(见图2(a)、(b))。由此推测在接触模型中,力传递相对分散,必然会减低力的集中度和峰值。在骶髂融合时,应力集中以及应力传递在骶髂关节处缓冲的减低,必然导致应力对骨盆的冲击更大,冲击的增加也可能引发继发性损伤(如股骨头坏死等)。另外,在力传递时,融合模型的应力最大值发生于第4腰椎,而接触模型则发生于骶髂关节,此应力的改变加大了椎间盘的负担,也可能成为加剧椎间盘退变的重要因素。

另外,本研究也存在诸多需要改进的地方。由于本模型为单一男性骨盆模型,不能充分反应男性和女性骨盆上的形态差异,也无法展现个体骨盆结构之间的差异,故其并不具备完全的代表性。在本模型中,肌肉组织并没有被加入进模型中,而 Philips 等<sup>[21]</sup>通过建立包含肌肉组织的模型发现,肌肉组织对减少应力的集中有重要的作用,由此也限制了该模型在静态载荷条件下对骨盆应力分布情况的准确模拟。另外,本实验中骶髂融合的模式是通过直接设定融合的方式进行,并未模拟出骶髂螺钉或移植骨的连接,与真实情况并不十分吻合,它与真实临床情况可能产生一定的差异。

#### 4 结论

融合条件下骶髂软骨所承受的应力及明显低于接触条件,在双侧骶髂软骨处尤为明显,其中左骶骨软骨处,位移由 0.83 mm 减低为 0.23 mm,减低幅度达约 261%,左骶骨软骨处的等效应力值由

6.6 MPa 减低至 5.0 MPa,减低约 32%。此结果表明在其他治疗方法缓解骶髂关节源性疼痛效果不佳的情况下,关节融合的方法可具有积极作用;但是同时也必须注意,融合条件相较于接触条件其应力传递明显集中,可能导致骨盆损伤和股骨头损伤危险性的增加,故需综合评价融合手术的利弊后再进行手术治疗的选择。

#### 参考文献:

- [1] Deyo RA, Mirza SK, Martin BI. Back pain prevalence and visit rates—Estimates from US national surveys [J]. *Spine*, 2006, 31(23): 2724-2727.
- [2] Al-Khayer A, Grevitt MP. The sacroiliac joint: An underestimated cause for low back pain [J]. *J Back Musculoskeletal Rehabil*, 2007, 20(4): 135-141.
- [3] Chou LH, Slipman CW, Bhagia SM, et al. Inciting events initiating injection-proven sacroiliac joint syndrome [J]. *Pain Med*, 2004, 5(1): 26-32.
- [4] DePalma M, Ketchum J, Saullo T, et al. Structural etiology of chronic low back pain due to motor vehicle collision [J]. *Pain Med*, 2011, 12(11): 1622-1627.
- [5] Khurana A, Guha AR, Mohanty K, et al. Percutaneous fusion of the sacroiliac joint with hollow modular anchorage screws: Clinical and radiological outcome [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2009, 91(5): 627-631.
- [6] Ebraheim NA, Ramineni SK, Alla SR, et al. Sacroiliac joint fusion with fibular bone graft in patients with failed percutaneous iliosacral screw fixation [J]. *J Trauma*, 2010, 69(5): 1226-1229.
- [7] Giannikas KA, Khan AM, Karski MT, et al. Sacroiliac joint fusion for chronic pain: A simple technique avoiding the use of metalwork [J]. *Eur Spine J*, 2004, 13(3): 253-256.
- [8] 王冬梅,董谢平,张琳琳. 侧向冲击载荷作用下股骨-骨盆复合体的生物力学响应[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(6): 502-507.  
Wang DM, Dong XP, and Zhang LL. Biomechanical response of the pelvis femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(6): 502-507.
- [9] 王冬梅,董谢平,王尚城,等. 侧向冲击载荷作用下髌护套对股骨-骨盆复合体生物力学响应的影响[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 32-39.  
Wang DM, Dong XP, Wang CT, et al. Effects of hip protector on biomechanical response of the pelvis-femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 32-39.

- [10] 郑琦, 谌琦, 廖胜辉, 等. 新型骶髂关节内固定系统的三维仿真与对比验证[J]. 医用生物力学, 2010, 25(2): 105-111.  
Zheng Q, Chen Q, Liao SH, *et al.* 3D Simulation of new sacroiliac internal fixation system and comparing evaluation [J]. J Med Biomech, 2010, 25(2): 105-111.
- [11] Eichenseer PH, Sybert DR, Cotton JR. A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions [J]. Spine, 2011, 36(22): 1446-1152.
- [12] 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.
- [13] 王成焘. 中国力学虚拟人[J]. 医用生物力学, 2006, 21(3): 172-178.  
Wang CT. Mechanical virtual human of China [J]. J Med Biomech, 2006, 21(3): 172-178.
- [14] Black J, Hastings G. Handbook of biomaterial properties [M]. USA: Kluwer Academic Publishers, 1998.
- [15] Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone [J]. J Biomech, 1995, 28(6): 715-724.
- [16] Hakim NS, King AI. A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification [J]. J Biomech, 1979, 12(4): 277-292.
- [17] Kawahara N, Murakami H, Yoshida, A *et al.* Reconstruction after total sacrectomy using a new instrumentation technique: A biomechanical comparison [J]. Spine, 2003, 28(14): 1567-1572.
- [18] Miura H. Biomechanical properties of the sacroiliac joint [J]. Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi, 1987, 61(10): 1093-105.
- [19] 郑琦, 廖胜辉, 石仕元, 等. 个性化全骨盆三维有限元建模及骶髂关节骨折脱位模拟[J]. 医用生物力学, 2008, 23(4): 296-300.  
Zheng Q, Liao SH, Shi SY, *et al.* Patient-specific FE modeling of whole pelvis and simulation of sacroiliac joint fracture [J]. J Med Biomech, 2008, 23(4): 296-300.
- [20] Zheng N, Watson LG, Yong-Hing K. Biomechanical modelling of the human sacroiliac joint [J]. Med Biol Eng Comput, 1997, 35(2): 77-82.
- [21] 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.
- [22] Goode A, Hegedus EJ, Sizer P, *et al.* Three-dimensional movements of the sacroiliac joint: A systematic review of the literature and assessment of clinical utility [J]. J Man Manip Ther, 2008, 16(1): 25-38.
- [23] Brisby H. Pathology and possible mechanisms of nervous system response to disc degeneration [J]. J Bone Joint Surg Am, 2006, 88(2): 68-71.
- [24] Snijdelaar DG, Dirksen R, Slappendel R, *et al.* Substance P [J]. Eur J Pain, 2000, 4(2): 121-135.
- [25] Szadek KM, Hoogland PV, Zuurmond WW, *et al.* Possible nociceptive structures in the sacroiliac joint cartilage: An immunohistochemical study [J]. Clin Anat, 2010, 23(2): 192-198.

(上接第 424 页)

- [21] He X, Ku DN. Pulsatile flow in the human left coronary artery bifurcation: Average conditions [J]. J Biomech Eng, 1996, 118(1): 74-82.
- [22] Hirai T, Sasayama S, Kawasaki T, *et al.* Stiffness of systemic arteries in patients with myocardial infarction: A non-invasive method to predict severity of coronary atherosclerosis [J]. Circulation, 1989, 80(1): 78-86.
- [23] 郭子义, 严志强, 张明亮, 等. 血流切应力变化导致颈总动脉重建及其对血管平滑肌细胞凋亡和分化的影响[J]. 医用生物力学, 2008, 23(1): 61-65.  
Guo ZY, Yan ZQ, Zhang ML, *et al.* Common carotid remodeling induced by flow shear stress alteration and its effect on apoptosis and dedifferentiation of VSMC in rat [J]. J Med Biomech, 2008, 23(1): 61-65.
- [24] 孔翰, 张明亮, 严志强, 等. 高血压与低切应力对大鼠颈总动脉血管重建的影响[J]. 医用生物力学, 2011, 26(2): 109-115.  
Kong H, Zhang ML, Yan ZQ, *et al.* Effects of hypertension and low shear stress on common carotid remodeling in rats [J]. J Med Biomech, 2011, 26(2): 109-115
- [25] Ku DN, Giddens DP, Zarins CK, *et al.* Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress [J]. Arteriosclerosis, 1985, 5(3): 293-302.