

文章编号:1004-7220(2017)01-0046-08

# 步态仿真下腰椎间盘退变合并骶髂 关节紊乱的有限元分析

刘 慧<sup>1</sup>, 张喜林<sup>1\*</sup>, 周 楠<sup>1</sup>, 黄文杰<sup>2</sup>, 沈国权<sup>1</sup>, 杨晓伟<sup>1</sup>, 周思涵<sup>1</sup>

(1. 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院 推拿科, 上海 200437; 2. 上海硅步科学仪器有限公司, 上海 200030)

**摘要:** **目的** 通过观察腰椎间盘退变合并骶髂关节紊乱的生物力学特征,探讨腰椎间盘退变与骶髂关节紊乱相关性的生物力学机制。**方法** 选取正常志愿者1名,腰椎间盘突出症合并骶髂关节紊乱者2名(骶骨错位、髂骨错位各1名),采集CT数据建立相应的正常、骶骨错位、髂骨错位腰椎-骨盆模型,同时采集其步态数据驱动AnyBody仿真肌骨模型,得到腰椎骨盆周围肌肉力及髋关节力作为加载条件,进行有限元分析。比较患者与正常志愿者L4、L5椎间盘及骶髂关节应力变化。**结果** 正常模型L4、L5左右及两侧骶髂关节应力曲线呈双峰,且无明显差异;骶骨错位模型与髂骨错位模型L4、L5左右及两侧骶髂关节应力曲线双峰改变甚至消失,L4左右两侧应力峰值差分别为0.55、0.80 MPa,L5左右两侧应力峰值差分别为4.05、2.08 MPa,骶髂关节右侧应力峰值与左侧峰值差分别为0.96、3.32 MPa。**结论** 腰椎间盘退变合并骶髂关节错位导致人体承重力线的偏移,骶髂关节紊乱可加重身体两侧应力失衡,在腰椎间盘突出症的治疗过程不能忽视骶髂关节紊乱的影响。

**关键词:** 腰椎间盘退变; 骶髂关节紊乱; 有限元分析; 步态仿真

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.01.008

## Finite element analysis of lumbar disc degeneration with sacroiliac joint disorder by gait simulation

LIU Hui<sup>1</sup>, ZHANG Xi-lin<sup>1\*</sup>, ZHOU Nan<sup>1</sup>, HUANG Wen-jie<sup>2</sup>, SHEN Guo-quan<sup>1</sup>, YANG Xiao-wei<sup>1</sup>, ZHOU Si-han<sup>1</sup> (1. Department of Tuina, Yueyang Hospital of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200437, China; 2. Shanghai Gaitech Scientific Instruments Co., Ltd., Shanghai 201101, China)

**Abstract: Objective** To explore the biomechanical mechanisms of correlation between lumbar disc degeneration and sacroiliac joint disorder through investigating the biomechanical characteristics of lumbar disc degeneration with sacroiliac joint disorders. **Methods** One normal healthy volunteer and two patients with lumbar disc herniation and sacroiliac joint disorders (one was with sacrum disorders and the other was with ilium disorders) were selected. Their CT data were collected to establish three corresponding lumbar-pelvis finite-element models, and their gait data were also simultaneously collected to drive the AnyBody musculoskeletal model. The muscle force around the lumbar and pelvis as well as the hip joint force were acquired as loading condition for finite element analysis. The stress changes in L4 and L5 intervertebral discs and sacroiliac joints of the patients and normal volunteer were compared. **Results** There was no significant difference in the stress of the two sides of L4, L5 disc and two sacroiliac joints in normal model, with a bimodal stress curve. However, in the models of sacrum disorder-

收稿日期:2016-05-04; 修回日期:2016-06-16

基金项目:国家自然科学基金项目(81173358),上海市科委自然科学基金项目(13ZR1442900),上海市教委创新课题(14YZ060)。

通信作者:沈国权,主任医师,E-mail: dr\_shengq@126.com。

\* 为共同第一作者

ders and ilium disorders, the bimodal stress curve peaks changed, even disappeared. The peak stress differences in left and right side of L4 disc were 0.55 MPa and 0.80 MPa, respectively, the peak stress differences in left and right side of L5 disc were 4.05 MPa and 2.08 MPa, respectively, and the peak stress differences in left and right side of sacroiliac joints were 0.96 MPa and 3.32 MPa, respectively. **Conclusions** The lumbar disc degeneration with sacroiliac joint disorder leads to the tilt of the body loading line, and sacroiliac joint disorder can aggravate the imbalances of stress on the body sides. The impact of sacroiliac joint dysfunction cannot be ignored in the treatment of lumbar disc herniation.

**Key words:** Lumbar disc degeneration; Sacroiliac joint dysfunction; Gait simulation; Finite element analysis

腰腿痛严重困扰人们的身心健康,腰椎间盘突出症被认为是其主要的病理因素<sup>[1]</sup>,但骶髂关节病变在下腰痛的致病因素中常被忽略。在国际疼痛研究会(International Association for the Study of Pain, IASP)推荐的诊断指标中,对疑似骶髂关节疼痛的下腰痛病例进行局部神经阻滞后发现,19%~30%患者的下腰痛是由骶髂关节功能紊乱引起<sup>[2]</sup>。国外流行病学回顾也发现,骶髂关节疼痛是一种被低估了的机械下腰痛,占慢性腰痛非放射性疼痛患者的15%~30%<sup>[3]</sup>。师宁宁等<sup>[4]</sup>通过长期临床实践发现,腰椎间盘突出症和骶髂关节紊乱之间存在相关性,故提出腰椎间盘突出症和骶髂关节紊乱“二联症”的假说;前期临床流行病学研究亦发现,骶髂关节紊乱是腰椎间盘突出变的力学因素之一。在该理念的指导下,运用腰椎调整手法配合骶髂关节调整手法治疗腰椎间盘突出和骶髂关节错位“二联症”,可取得显著的临床疗效<sup>[5]</sup>。

生物力学研究表明,脊柱与骨盆在结构与功能上是一个整体<sup>[6]</sup>,腰椎间盘和骶髂关节在生理上相互联系,但骶髂关节错位和腰椎间盘突出变之间的力学机制尚未得到明确阐述。因此,本文旨在探讨腰椎间盘突出变与骶髂关节紊乱相关性的生物力学机制。近年来,有限元方法被广泛用于生物力学研究,但三维有限元研究在肌肉软组织分析方面存在局限性,且大多数三维有限元力学模型的加载条件无确切依据,故分析结果必然引起误差<sup>[7-9]</sup>。人体运动系统建模与仿真是当今生物力学研究的热点,AnyBody仿真软件可通过步态分析数据来驱动,逆向分析人体肌肉关节运动规律<sup>[10]</sup>,并将肌肉力关节力加载在有限元模型上。本文建立腰椎骨盆复合体的三维有限元模型,加载AnyBody仿真后的肌肉关节力数据,观察腰椎间盘突出变合并骶髂关节紊乱的关节应力变化,探讨腰椎间盘突出变合并骶髂关节

紊乱相关性的生物力学机制。

## 1 研究对象

腰突症合并骶髂关节紊乱患者2名,源于2014年7月~2015年10月上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院推拿科门诊及病房。腰椎间盘突出症参照《中医病证诊断疗效标准》中腰椎间盘突出症的诊断标准<sup>[11]</sup>,骶髂关节紊乱参照2008年欧盟制定的《骨盆带疼痛的诊疗标准》中骶髂关节紊乱的诊断标准<sup>[12]</sup>。选取腰椎间盘突出症合并骶骨错位患者(A)、腰椎间盘突出症合并髂骨错位患者(B)各1名,骶髂骨错位分类标准依据前期研究<sup>[13]</sup>。正常健康志愿者(N)1名,源于上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院职工。3名受试者(A、B、N)均为女性,普通X线和临床查体排除腰椎骨盆肿瘤、感染、畸形及先天性和外伤性等异常情况,年龄30~40岁,BMI指数分别为21.09、21.09、21.94,体型差异不大。2名患者A、B均左侧为患侧。

## 2 研究方法

### 2.1 采集步态分析动态数据

测试前,3名受试者预先换上贴身背心和短裤,尽量暴露四肢和躯干,由同一工作人员在受试者身上取点,放置标志球,标志点(marker)位置参照美国Vicon公司Plug-in-Gait model选取,根据研究课题目的,减胸骨剑突下标志点,增加腰椎骶骨周围3个标志点(第3腰椎L3棘突左右各5cm,骶中棘中点),共计41个标志点。

受试者在三维测力台(AMTI公司,美国)上自然来回行走,记录受试者每侧脚从着地至离地时的地反力,重复采集每侧足地反力3次;同时三维红外步态测试系统(Motion Analysis公司,美国)根据标志点采集步态动作;数据存储为C3D格式。

由于受试者疼痛所致步幅较小以及固定测力板的设置原因,无法由一个步态周期同时采集完整的左右脚的地反力,将上述数据截取、整合,得到由一侧脚着地至另一侧脚离地的 C3D 数据,故均选取受试者步态周期中从一侧支撑相开始至另一侧支撑相结束的一段时间进行计算。

## 2.2 AnyBody 骨骼肌肉模型获取肌肉、关节力

根据受试者身高、体重,调整 AnyBody 6.0.5 人体建模仿真系统中的人体模型参数,将上述步态 C3D 数据作为驱动程序,导入 AnyBody 中进行运算。

AnyBody 求解肌肉力,利用系统提供的最优化方案解决肌肉募集冗余问题,即基于逆向动力学的静态优化方法,使得目标函数  $G(f_M)$  最小,其中  $Cf = d, 0 \leq f_{i,M} \leq N_i, i \in \{1, 2, \dots, n_M\}$ 。d 为所有已知的加载;C 为系数矩阵; $f_M$  为肌肉力,只可承受拉力; $N_i$  为肌肉强度。

AnyBody 主要的优化标准有:

$$G(f_M) = \sum_{i=1}^{n_M} \left( \frac{f_{i,M}}{N_i} \right)^P$$

该优化标准以 Hill 模型为基础,基于肌肉疲劳与其活动度直接相关的假设,认为肌力分配遵循肌肉活性的  $P$  次方之和最小优化的准则,保证最小疲劳程度,经过相关文献调研和参考, $P = 3$ ,以有效增大肌肉的协同性。

AnyBody 软件运用逆运动学原理,分别计算腰椎骨盆周围肌肉力及髋关节力随时间的变化数据。将上述力学数据输出为 output 文件,剔除其中肌肉力较小肌肉,作为有限元计算的加载条件。

## 2.3 腰椎骨盆有限元分析

(1) 利用 64 排螺旋 CT (Piliphs 公司,德国) 分别对 3 名受试者 L1 至骨盆出口平面(坐骨结节下缘)扫描,重建层厚约为 0.625 mm。存储为 DICOM 标准格式。

(2) 基于 CT 断层扫描图像,将图片导入数字医学图像处理软件 Simpleware 6.0 (上海硅步科学仪器有限公司提供)<sup>[14]</sup>,对图像进行处理、采样、切割、过滤等,最终建立腰椎骨盆三维模型,并划分四面体网格。模型包含 5 节段腰椎 L1 ~ 5、2 块髋骨、1 块骶骨。

(3) 将上述网格模型导入 ABAQUS 6.5 有限元

软件(上海硅步科学仪器有限公司提供)中,添加韧带(前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、髂腰韧带、骶结节韧带、骶棘韧带、骶髂前韧带、骶髂后韧带、腹股沟韧带)。结合以前的实验结果和相关文献<sup>[15~16]</sup>,赋予腰椎及骨盆三维有限元模型的单元属性及材料特性(见表 1),其中韧带使用 ABAQUS 中的 Truss 单元进行模拟。最终建立正常、腰椎退变合并骶骨错位及髌骨错位 3 个腰椎骨盆有限元模型。本模型主要针对正常及患者腰椎骨盆骨性结构在模拟步态过程中的应力情况进行分析,故骶髌关节予以融合处理。

表 1 有限元模型骨骼及韧带材料属性

Tab. 1 Material properties for finite element model of the bone and ligaments

材料	弹性模量/ MPa	泊松比	截面积/ mm <sup>2</sup>	单元数量(N/A/B)
皮质骨	12 000.0	0.300	—	491 669/495 059/396 193
松质骨	100.0	0.200	—	104 172/161 679/76 013
纤维环	450.0	0.300	—	55 917/74 691/49 703
髓核	1.0	0.499	—	28 504/21 814/23 022
软骨	23.8	0.400	—	2 622/2 388/1 694
前纵韧带	7.8	0.300	24.0	30
后纵韧带	10.0	0.300	14.4	30
黄韧带	15.0	0.300	40.0	24
棘上韧带	8.0	0.300	23.0	5
棘间韧带	10.0	0.300	26.0	20
横突间韧带	10.0	0.300	3.6	20
髂腰韧带	75.0	0.300	25.0	8
骶棘韧带	12.6	0.200	25.0	10
骶结节韧带	33.0	0.300	539.0	10
腹股沟韧带	2.6	0.300	45.0	4
骶髌前韧带	208.0	0.200	25.0	24
骶髌后韧带	133.0	0.200	25.0	20

## 2.4 约束及加载条件

约束 L1 椎体上表面的所有节点,骨盆下缘不予约束,将上述 3 个 AnyBody 肌骨模型输出的包含肌肉力及髋关节力的 output 文件分别作为 3 个相应三维有限元模型的加载条件,在 ABAQUS 中导入该文件作为加载。

### 3 结果

#### 3.1 步态周期中腰椎骨盆模型应力云图变化

图 1 所示为 3 个模型随时间变化应力云图。应力均是从腰椎椎体至骶骨上半部分,然后分两支至两侧骶髂关节面上,向前经弓状线至髌臼,向后经坐骨大切迹至髌臼;另外有部分应力会传递到坐骨支;应力主要集中部位是腰椎椎体、骶骨体、骶髂关节面及其周围、弓状线、坐骨大切迹、髌臼、坐骨支。

由 3 个模型左右两侧下肢支撑相末期(即支撑

腿蹬地)<sup>[17]</sup>最大应力云图可知,在随步态的时间变化过程中,正常志愿者腰椎骨盆有限元模型两侧应力变化范围基本相同;而在骶骨错位模型与髂骨错位模型中,均可见左侧应力变化范围小于右侧:左下肢支撑相时,左侧红色高应力区应力集中于腰椎骶骨,未及髌臼;右下肢支撑相时,右侧尚有部分红色高应力区应力延至弓状线及髌臼。结果提示,骶髂关节是躯干与下肢的枢纽,在力的传递中占有重要地位,腰椎间盘退变合并骶髂关节错位可导致身体两侧应力失衡。

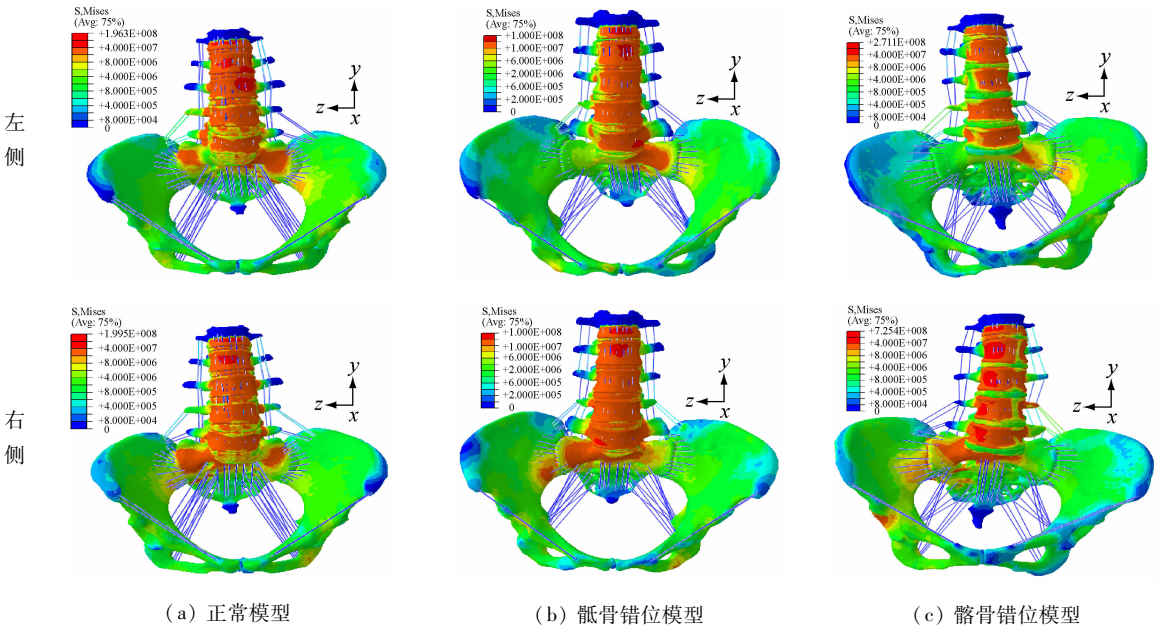


图 1 不同模型下肢左右两侧在支撑相末期最大应力云图

Fig.1 Maximum stress distributions on each side of the lower limbs in the models at the end of double-support phase

(a) Normal model, (b) The model of sacrum disorders, (c) The model of ilium disorders

#### 3.2 L4、L5 及骶髂关节左右平均应力

为量化椎间盘及骶髂关节应力随时间变化,分别取关节面左右对称位置上均匀分布的 20 个点,取其在某时间应力平均值代表该面时间点上的应力,以此来表示应力-时间变化。

如图 2 所示,正常模型中,L4、L5 椎间盘左右应力及两侧骶髂关节面应力均有双峰变化,且每个单峰顶端可见两个小的起伏波;L4、L5 椎间盘左右两侧曲线变化规律基本相同,双峰峰值差异不大,骶髂关节左右时间-应力曲线变化规律基本相同,每侧双峰一大一小,两侧为交叉变化,且骶髂关节应力峰值

较 L4、L5 椎间盘应力小。

如图 3、4 所示,骶骨错位模型与髂骨错位模型椎间盘及骶髂关节应力双峰变化不明显甚至消失,且左右两侧应力峰值有明显差异。

比较骶骨错位与髂骨错位模型发现,L4 左右两侧应力峰值差分别为 0.55、0.80 MPa;L5 左右两侧应力峰值差分别为 4.05、2.08 MPa,右侧骶髂关节应力峰值与左侧峰值差分别为 0.96、3.32 MPa,差异较大。L4、L5 及骶髂关节左右两侧时间-应力曲线变化规律不同,波形及峰值均存在异常,以 L5 和骶髂关节应力差异明显。

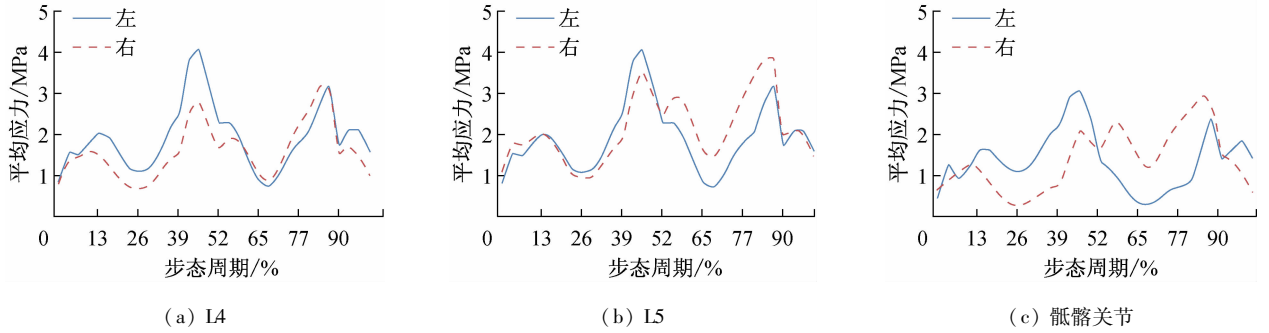


图2 健康志愿者 L4、L5 椎间盘及骶髂关节左右应力-时间变化

Fig.2 Stress-time curve for two sides of L4, L5 disc and sacroiliac joints in healthy subject

(a) L4 disc, (b) L5 disc, (c) Sacroiliac joints

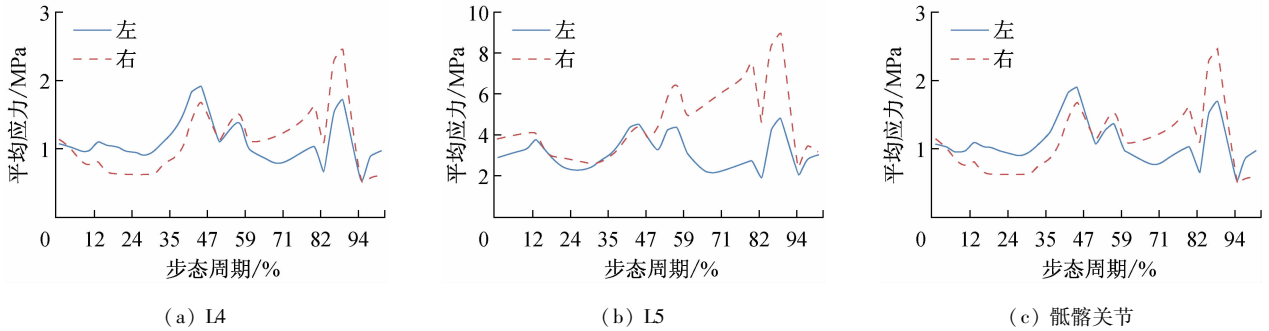


图3 髂骨错位患者 L4、L5 椎间盘及骶髂关节左右应力-时间变化

Fig.3 Stress-time curve for two sides of L4, L5 disc and sacroiliac joints in patient with ilium disorders

(a) L4 disc, (b) L5 disc, (c) Sacroiliac joints

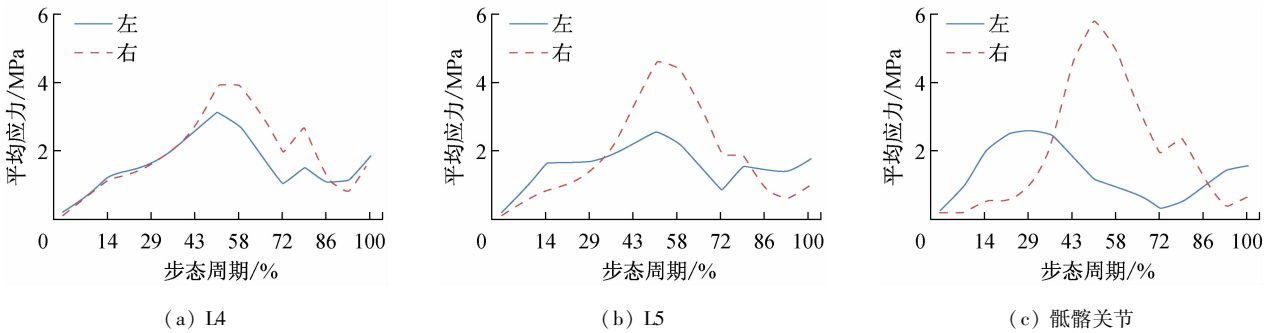


图4 骶骨错位患者 L4、L5 椎间盘及骶髂关节左右应力-时间变化

Fig.4 Stress-time curve for two sides of L4, L5 disc and sacroiliac joints in patient with sacrum disorders

(a) L4 disc, (b) L5 disc, (c) Sacroiliac joints

## 4 讨论

### 4.1 研究方法的创新性与可行性

人体生物力学稳定系统包括静力性和动力性稳定系统,静力性稳定主要是完整的骨骼及内部韧带结构,动力性稳定主要是关节周围的肌肉及其筋膜。

即使在静止状态,腰椎骨盆周围肌肉仍处于紧张状态,以维持拮抗肌的张力平衡,起到稳定关节的作用<sup>[18]</sup>。脊柱和骨盆组成人体的中轴线,脊柱和骨盆在形状和位置、结构和功能上存在相关性<sup>[6]</sup>。腰椎间盘突出症患者可导致骶骨倾斜角度、腰椎前凸角度甚至整个脊柱曲度的异常<sup>[19]</sup>,X线显示腰椎间盘

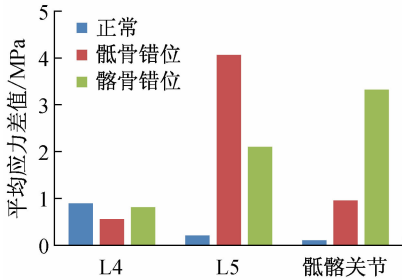


图5 正常与骶髂关节错位模型两侧平均应力差值比较  
Fig.5 Comparison of average stress difference in each side for normal model and models of sacrum disorders and ilium disorders

退变合并骶髂关节紊乱患者腰椎骨盆存在位置上的不对称<sup>[12]</sup>,由此导致身体重力线的偏移,故椎间盘退变合并骶髂关节紊乱必然存在生物力学失衡。

骶髂关节紊乱指骶骨和髂骨的空间位置发生改变,其病理实质是继发的软组织病变,腰椎退变后骶髂关节周围软组织的问题使关节不能自行复位<sup>[20]</sup>。因此,在运用三维有限元分析腰椎间盘退变合并骶髂关节紊乱生物力学特性的时候,不能忽略肌肉软组织对椎间盘及骶髂关节的影响。而逆向动力学软件 AnyBody 仿真模型可以解决体内实验获取肌肉力局限性的问题。根据加载数据的不同获得个性化的肌肉力、关节力<sup>[21]</sup>,输出文件与三维有限元软件匹配是 AnyBody 的功能之一,可以将其输出的肌肉力直接加载于有限元模型进行分析。国外对此研究方法已有报道<sup>[22]</sup>,并已证明此方法的可行及有效性。因此,本研究采集步态分析数据,驱动AnyBody 逆向动力学分析软件,分别将输出的肌肉力加载于相应的腰椎骨盆有限元模型上,得到3组腰椎骨盆应力云图,在计算方法上可行;以此观察腰椎间盘退变合并骶髂关节紊乱模型的生物力学特征,分析腰椎间盘退变与骶髂关节紊乱相关性的生物力学机制,是一种新的探索,其有效性需进一步验证。

#### 4.2 腰椎退变合并骶髂关节紊乱导致人体生物力学失衡

本文结果显示,正常志愿者及骶骨错位、髂骨错位患者骶髂关节面平均应力峰值分别为3.1、3.6、5.9 MPa。张宁华等<sup>[7]</sup>在建立的腰椎骨盆模型上垂直加载500 N 载荷,骶髂关节融合面骶骨左右应力分别为16.1、25.6 MPa;姬涛等<sup>[23]</sup>建立骨盆模型,

在骶骨面上垂直加载600 N 载荷,骶髂关节面最大应力为9.5 MPa。本文骶髂关节面应力与前期研究结果相比较小,推测是加载方式不同造成。本文的加载条件为腰椎骨盆周围肌肉力,而非垂直载荷,肌肉力方向各异,可对骶髂关节产生压力与拉力,可能导致骶髂关节应力较之前研究数值小,但结果数量级相同,可认为有效。

骨盆位于脊柱的基底部,维持脊柱的稳定与平衡,骶髂关节位于骨盆的后部,占整个骨盆环稳定作用的60%。本文步态下腰椎骨盆应力云图提示,骶髂关节是躯干与下肢应力传递的枢纽,这与之前研究一致<sup>[24]</sup>,骶髂关节是应力集中区域,骶髂关节结构的异常可增加椎间盘损伤的危险性<sup>[7]</sup>。本研究发现,腰椎退变合并骶髂关节紊乱患者模型L5 椎间盘左右应力峰值差较大,分别为4.05、2.08 MPa,两侧骶髂关节应力峰值差为0.96、3.32 MPa,提示腰椎间盘退变合并骶髂关节错位导致人体承重力线的偏移。

本研究还发现,正常志愿者及患者时间-应力曲线变化规律存在明显异常,正常志愿者椎间盘及骶髂关节左右应力均为双峰变化,且左右趋势相同。在正常步态中,双下肢交替活动,故椎间盘及骶髂关节应力会出现双峰的变化,两个峰值代表两侧支撑相下肢肌肉用力蹬地的瞬间。由于椎间盘位于脊柱中心,步态过程中冠状面变化较小,故双峰峰值差异不大;骶髂关节两侧距离人体中轴线有一定距离,行走过程中会出现重心的偏移,故双峰峰值存在大小差异,且左右侧变化规律相反。患者两侧时间-应力曲线变化趋势差异较大,提示腰椎间盘退变合并骶髂关节紊乱患者存在运动模式的紊乱。

骨盆和脊柱的形状和位置之间以及结构形式和功能之间有很强的相关性<sup>[6]</sup>,腰椎间盘退变常常存在腰椎曲度改变、腰椎侧弯,骶骨、骨盆甚至脊柱产生相应的改变,导致骶髂关节紊乱,进一步加速椎间盘的退变<sup>[19]</sup>。基于骶髂关节的生物力学特性,骶髂关节错位可加重身体两侧应力失衡,突出的椎间盘受到持续不均匀的应力刺激,会导致椎间盘突出症反复发作,病程较长。因此,在临床治疗椎间盘突出症时,尤其是顽固性慢性疼痛,需要考虑骶髂关节的影响,恢复腰椎骨盆及下肢的生物力学平衡。

### 4.3 问题及展望

腰椎间盘突出退变合并骶髂关节紊乱异常生物力学特征的形成,部分由于腰椎及骶髂关节关节面异常对位造成的静力性失衡,还包括周围肌肉等软组织的生物力学失衡。骶髂关节损伤是综合性因素作用的结果,骶髂关节韧带劳损松弛是造成关节错位的内因,作用于骨盆的扭转外力是其外因<sup>[25]</sup>。腰椎骨盆周围肌肉,如腹内斜肌、梨状肌、髂腰肌、腰大肌、股二头肌等,均可维持骶髂关节“自锁系统”的稳定性<sup>[26]</sup>,这些肌肉跨越腰椎及骶髂关节,可同时维持腰椎和骶髂关节的稳定,腰椎骨盆周围软组织在腰椎退变及骶髂关节紊乱的形成过程中发挥重要作用,是临床研究腰椎骨盆生物力学因素中不可忽视的部分。临床上通过脊柱微调手法纠正关节错位,配合腰椎骨盆周围肌肉功能锻炼,可以提高临床治愈率<sup>[27-28]</sup>。

腰椎间盘退变和骶髂关节紊乱之间存在相关性,已逐渐被临床医生所认识到,在临床治疗中也取得显著的疗效。目前已有流行病学研究表明,生物力学因素影响腰突症的发生率<sup>[29]</sup>,但尚无客观的数据阐明腰椎间盘突出退变合并骶髂关节紊乱之间的生物力学机制。本文考察了包含软组织在内的腰椎间盘突出退变合并骶髂关节紊乱模型的生物力学特性,但样本量尚少,对错位的类型及手法过程中的动态变化研究仍有不足。软组织疾病发展过程作为不可忽视的因素,其具体机制有待于进一步研究。

### 参考文献:

[1] 严鹏飞,刘旭,车路,等. 下腰痛的病理机制[J]. 中华临床医师杂志, 2013, 7(23): 11007-11009.

[2] FORST SL, WHEELER MT, FORTIN JD, *et al.* The sacroiliac joint: Anatomy, physiology and clinical significance [J]. *Pain Physician*, 2006, 9(1): 61-67.

[3] COHEN SP, CHEN Y, NEUFELD NJ. Sacroiliac joint pain: A comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment [J]. *Expert Rev Neurother*, 2013, 13(1): 99-116.

[4] 师宁宁,沈国权,何水勇,等. 骶髂关节紊乱与腰椎间盘突出退变之间相关性的流行病学研究与生物力学分析[J]. 中国骨伤, 2014, 27(7): 560-564.

[5] 刘洪波,左亚忠,沈国权. 骶髂关节功能紊乱所致下腰痛的诊断和手法治疗[J]. 颈腰痛杂志, 2008, 29(6): 578-580.

[6] ROUSSOULY P, PINHEIRO-FRANCO JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology [J]. *Eur Spine*, 2011, 20(Suppl 5): 609-618.

[7] 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.

[8] 刘欣伟,闫寒,刘中洋,等. 包含肌肉、韧带组织的骨盆、髌白3D有限元模型的构建[J]. 临床军医杂志, 2014, 42(4): 331-335.

[9] 刘冬旭,严新谊,华子恺. 单腿站立姿态下I+II+III型标准半骨盆假体生物力学研究[J]. 医用生物力学, 2015, 30(6): 495-500.

LIU DX, YAN XY, HUA ZK. Biomechanical study on type I+II+III standard hemipelvic prosthesis under single-leg stance [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 495-500.

[10] 刘书朋,司文,严壮志,等. 基于AnyBody~(TM)技术的人体运动建模方法[J]. 生物医学工程学进展, 2010, 31(3): 131-134.

[11] 国家中医药管理局. 中医病证诊断疗效标准[S]. 南京: 南京大学出版社, 1994: 201.

[12] VLEEMING A, ALBERT HB, OSTGAARD HC, *et al.* European guidelines for the diagnosis and treatment of pelvic girdle pain [J]. *Euro Spine*, 2008, 17(6): 794-819.

[13] 师宁宁,沈国权,何水勇,等. 骶髂关节紊乱在X线片上的表现形式和临床意义[J]. 中国骨伤, 2013, 26(2): 102-106.

[14] 胡晓晖,洪翔,何冰凡,等. 基于Simpleware全颈椎三维有限元模型的构建与分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(6): 530-535.

HU XH, HONG X, HE BF, *et al.* 3D finite element modeling and analysis of the whole cervical spine based on Simpleware [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 530-535.

[15] SYLVESTRE PL, VILLEMURE I, AUBIN CE. Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2007, 45(10): 977-988.

[16] 胡华. “腰一盆一髌”模型模拟腰椎定点坐位旋转手法的有限元分析[D]. 武汉: 湖北中医药大学博士学位论文, 2013.

[17] 恽晓平. 康复疗法评定学[M]. 2版. 北京: 华夏出版社, 2014: 260-263.

[18] 李明. 骶髂关节的解剖学和生物力学研究现状[J]. 骨与关节损伤杂志, 2003, 18(7): 493-495.

[19] RAJNICS P, TEMPLIER A, SKALLI W, *et al.* The importance of spinopelvic parameters in patients with lumbar disc lesions [J]. *Int Orthop*, 2002, 26(2): 104-108.

[20] 师宁宁,沈国权,张喜林,等. 脊柱推拿中的半脱位理论及其临床应用[J]. 按摩与康复医学, 2010, 1(2): 12-14.

- [21] 王畅, 牛文鑫, 何艳, 等. 面向逆向动力学仿真驱动和验证的半蹲式跳伞着陆实验研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(4): 257-261.  
WANG Y, NIU WX, HE Y, et al. Experimental study on the half-squat parachute landing for driving and validating the inverse dynamic simulation [J]. J Med Biomech, 2010, 25(4): 257-261.
- [22] ZHU R, ZANDER T, DREISCHARF M, et al. Considerations when loading spinal finite element models with predicted muscle forces from inverse static analyses [J]. J Biomech, 2013, 46(7): 1376-1378.
- [23] 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.
- [24] 胡昊, 蔡林, 金伟, 等. 垂直载荷下静力位正常骨盆的生物力学研究[J]. 生物骨科材料与临床研究, 2012, 9(5): 4-8.
- [25] 戴德纯, 房敏, 沈国权, 等. 骶髂关节紊乱特点和推拿干预研究[J]. 中国临床康复, 2006, 10(35): 135-138.
- [26] SNIJDERS CJ, RIBBERS MT, DE BAKKER HV, et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability [J]. J Electromyogr Kinesiol, 1998, 8(4): 205-214.
- [27] 张喜林, 沈国权, 金喜宏, 等. 脊柱微调手法配合功能训练治疗骶髂关节紊乱临床总结[J]. 中华中医药学刊, 2015, 33(11): 2580-2582.
- [28] 张喜林, 沈国权, 金喜宏, 等. 分期综合治疗成年腰椎间盘突出症 816 例分析[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2015, 23(6): 14-17.
- [29] WAHLSTRÖM J, BURSTRÖM L, NILSSON T, et al. Risk factors for hospitalization due to lumbar disc disease [J]. Spine, 2012, 37(15): 1334-1339.

· 致读者 ·

## 关于论著文稿中中、英文摘要的书写要求

文摘是以提供文献内容梗概为目的、不加评价和解释、简明确切地记述文献重要内容的短文。摘要应具有自明性和独立性,并拥有与一次文献同等量的主要信息。即不阅读全文就能获得必要的信息。它的详简程度取决于文献的内容,通常中文文摘以不超过 400 字为宜。应以第三人称的语气书写。不要使用“本人”、“作者”、“我们”等作为陈述的主语。

摘要的内容应包括四个要素,即目的、方法、结果、结论。(1)目的:指研究的前提和缘起,即为什么要作此项研究,可以有简单的背景材料。(2)方法:指研究所用的原理、对象、观察和实验的具体方法等。(3)结果:指研究的结果、效果、数据等,着重反映创新性的、切实可行的成果,包括本组研究中的重要数据。(4)结论:指对结果进行综合分析,逻辑推理得出的判断。有的可指出实用价值和推广价值;如有特殊例外的发现或难以解决的问题,可以提出留待今后深入探讨。英文摘要的内容与中文摘要的内容要求大体一致。

英文摘要要求做到语法正确,用词准确,与中文摘要对应,方法、结果可略详于中文摘要。

本刊编辑部