

文章编号:1004-7220(2017)04-0355-08

# 不同运动状态下模拟人体腰椎结构特征变化的有限元分析

秦太平<sup>1,2</sup>, 张晓刚<sup>2</sup>, 聂文忠<sup>3</sup>, 宋敏<sup>1</sup>, 曹林忠<sup>1</sup>, 蒋宜伟<sup>1</sup>, 杨学锋<sup>2</sup>, 赵文韬<sup>1</sup>, 张宏伟<sup>1</sup>

(1. 甘肃中医药大学 中医临床学院, 兰州 730000; 2. 甘肃中医药大学附属医院 脊柱外科, 兰州 730020;

3. 上海应用技术大学 计算机科学与信息工程学院, 上海 201418)

**摘要:** **目的** 比较不同运动状态下正常与退变腰椎节段三维有限元模型的应力变化特点及量效关系, 分析中医推拿手法对退变腰椎节段力学调衡作用机制。**方法** 建立完整、真实人体脊柱退变腰椎节段(L4~5)三维有限元模型, 模拟腰椎节段前屈与后伸的生理活动。在加载外力即中医推拿手法作用下, 分析退变腰椎节段的应力变化特点以及外加载荷逐渐递增过程中退变腰椎节段的应力变化, 并与正常腰椎节段在不同运动状态下的应力、应变改变趋势进行对比。**结果** 在不同运动状态下, 人体腰椎节段椎间盘内应力分布、髓核、纤维环等结构的弹性模量随着腰椎退变程度的增加呈逐渐增大的趋势。中医推拿手法作用后能改变椎间盘内的应力分布, 一定程度地增大椎管内的空间, 使神经根所受的应力减小, 椎体、小关节应力、椎弓根应力后伸位大于前屈位; 椎间盘内部应力前屈位大于后伸位; 且均由上至下呈逐渐增大的趋势。**结论** 中医推拿手法对人体退变腰椎节段力学环境的调衡起到改善和治疗腰椎间盘病变的目的。同时, 与人体正常腰椎节段三维有限元模型对比, 从生物力学环境与特性改变角度研究腰椎退变的过程, 能够为中医推拿手法在临床中预防和治疗脊柱退行性疾病的推广应用提供科学依据, 也为中医推拿手法有效地预防和治疗脊柱腰椎节段病损的生物力学机制的研究提供新研究思路。

**关键词:** 中医推拿; 有限元分析; 退变腰椎; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.04.010

## Finite element analysis on simulation of change characteristics in human lumbar vertebrae under different motion status

QIN Da-ping<sup>1,2</sup>, ZHANG Xiao-gang<sup>2</sup>, NIE Wen-zhong<sup>3</sup>, SON Ming<sup>1</sup>, CAO Lin-zhong<sup>1</sup>, JIANG Yi-wei<sup>2</sup>, YANG Xue-feng<sup>2</sup>, ZHAO Wen-tao<sup>1</sup>, ZHANG Hong-wei<sup>1</sup> (1. *Clinical College of Traditional Chinese Medicine, Gansu University of Chinese Medicine, Lanzhou 730000, China*; 2. *Department of Spine Surgery, Affiliated Hospital of Gansu University of Chinese Medicine, Lanzhou 730020, China*; 3. *College of Computer Science and Information Engineering, Shanghai Institute of Technology, Shanghai 201418, China*)

**Abstract: Objective** To compare characteristics of stress variations in 3D finite element models of normal and degenerative lumbar vertebrae and the dose-effect relationship, and analyze the mechanism of mechanical balance by traditional Chinese medicine (TCM) manipulation on degenerative lumbar vertebrae. **Methods** The 3D finite element model of intact, real human degenerative lumbar vertebrae (L4-5) was established to simulate the physiological activity of flexion and extension in lumbar vertebrae. The characteristics of stress variation in degen-

收稿日期:2016-05-10; 修回日期:2016-09-04

基金项目:国家自然科学基金项目(81560780,81160444),甘肃中医药大学中青年科研基金项目(ZQ2014-22),甘肃中医药大学教学改革科研项目(230514520202)。

通信作者:秦太平,讲师,主治医师, E-mail: qindaping888666@163.com。

erative lumbar vertebrae under external loading, namely, the TCM manipulation was analyzed, and the stress variation in degenerative lumbar vertebrae under gradual increasing-external loading was analyzed as well, which was compared with the stress and strain variation in normal lumbar vertebrae under different motion status.

**Results** Under different motion status, the stress distributions on lumbar disc as well as the elastic modulus of nucleus pulposus and fiber ring showed a gradually increasing tendency with lumbar degeneration increasing. TCM manipulation could change the stress distributions on lumbar disc, enlarge the space of spinal canal to a certain degree, and decrease the stress on nerve root. Stress on small joints of the vertebral body and vertebral pedicle under posterior extension was larger than that under anterior flexion, while stress on intervertebral disc under anterior flexion was greater than that under posterior extension, which showed a gradually increasing trend from top to bottom. **Conclusions** The mechanical environment of human lumbar vertebrae can be balanced by TCM manipulation, for the purpose of improving and treating lumbar disc diseases. The comparison with the 3D finite element model of normal human lumbar vertebrae and the investigation on lumbar degeneration from perspective of changes in biomechanical environment and characteristics can provide the scientific basis for clinic application of TCM manipulation in prevention and treatment of lumbar degenerative diseases, as well as the new research idea for studying biomechanical mechanism of TCM manipulation in effective prevention and treatment of lumbar lesions.

**Key words:** Traditional Chinese medicine (TCM) manipulation; Finite element analysis; Degenerative lumbar; Biomechanics

从生物力学的观点分析腰椎病变是目前一门新兴的边缘、交叉学科。腰椎不仅承受着相当大的截荷,而且具有较大范围的生理活动度,因而各种腰椎病变的诊治自然也是骨科生物力学研究的热点与重点。人体腰椎在活动过程中负载过大或受力不均都会加快腰椎退行性改变的程度,而L4~5节段是腰椎中受力最为集中、活动范围最大的节段,故最容易发生损伤,从而引发腰椎疾病<sup>[1]</sup>。

下腰椎退变是成人下腰痛的最常见原因。研究表明,5%成年人患有退变性下腰痛。根据脊柱解剖结构不同,腰椎退变可分为椎间盘退变、终板退变、关节突退变、椎体退变、韧带和肌肉退变,其中椎间盘、终板、小关节退变对腰椎生物力学特性的影响最为重要<sup>[2]</sup>。在脊柱生物力学研究中,三维有限元法目前成为一种重要的手段。自1974年Belytschko等<sup>[3]</sup>首次将有限元法应用到骨科领域以来,有限元法开始被广泛应用于腰椎生物力学的研究中,研究者建立的腰椎有限元模型也越来越完整精确<sup>[4-8]</sup>。腰椎退变是一个复杂的级联反应过程,腰椎运动节段中任何结构的退行性改变均会导致脊柱整体力学模式的改变。目前退变腰椎有限元模型的模拟多集中在椎间盘材料特性和高度改变等方面,而椎间盘退变过程的有限元研究则集中于对椎间盘退变起始部位的预测及对椎间盘破坏相关因素的研究<sup>[9]</sup>。

## 1 材料与方法

### 1.1 研究对象

选择患有椎间盘突出症和排除腰椎疾病史的正常男性志愿者各1例,年龄(40±5)岁,身高(175±5)cm,体质量(70±5)kg。志愿者对试验方案知情同意,且得到医院伦理道德委员会批准。利用飞利浦64排螺旋CT对腰椎沿横断面连续扫描,扫描条件为:120 kV,像素0.43 mm,层厚0.625 mm,共351层,各断层图像以DICOM 3.0标准直接存储。

### 1.2 有限元模型建立与网格划分

将保存后的CT图片导入Mimics 10.3中,选取合适的方位和灰度阈值,对图像进行分割。将保存的文件导入逆向工程软件Geomagic Studio 9.0对模型进行进一步修复,并添加腰椎终板、纤维环、髓核。其中,髓核、纤维环分别占椎间盘46%、54%,终板厚度为0.5 mm,皮质骨厚度为1 mm<sup>[8]</sup>。

利用Hypermesh 12.0进行网格划分,划分完成后的网格,经过点云阶段-多边形阶段-形状阶段生成体模型。对模型进行材料属性定义以及边界条件和载荷定义等前处理,建立完成后的模型再使用ANASYS 11.0作为求解器以及进行后处理等操作。

### 1.3 腰椎前屈的应力分布情况

利用建立的腰椎三维有限元模型模拟人体前屈时的生理状态发现,在腰椎屈曲初时,其应力主要集

中在上位腰椎的下部及下关节突。随着屈曲加大,上、下位腰椎的狭部及关节突的上缘应力进一步加大,上位椎体的终板应力出现集中。这种生物力学变化与实际腰椎前屈的生物力学变化相同,充分说明所建模型的可靠性。

### 1.4 模型材料属性

根据文献资料有关材料,并结合前人实验测量及有限元模型验证结果<sup>[10-18]</sup>,正常完整 L4~5 椎体有限元模型各组分相关结构的材料力学参数如表 1 所示。将各结构的材料性质导入 ANSYS 11.0 进行计算和分析。

表 1 腰椎运动节段各部分有限元模型材料的单元类型及材料属性  
 Tab. 1 Unit types and material properties for each motion segment of lumbar vertebrae

组成	单元类型	$E/\text{MPa}$	$\nu$	截面积/ $\text{mm}^2$	单元数
皮质骨	Solid185	12 000	0.3	-	9 038
松质骨	Solid 185	100	0.2	-	53 080
后部结构	Solid 185	3 500	0.25	-	29 312
软骨终板	Solid 185	25	0.25	-	2 654
髓核	Solid 185	1.0	0.499 9	-	4 362
纤维环基质	Solid 185	4.2	0.45	-	3 600
小关节	Solid 185	3 500	0.25	-	64
关节软骨	Solid 185	25	0.4	-	599
纤维环纤维	Link10	-	-	-	-
纤维环外层	Link10	550	0.3	0.70	2 400
纤维环第 2 层	Link10	490	0.3	0.63	1 200
纤维环第 3 层	Link10	440	0.3	0.55	1 200
纤维环第 4 层	Link10	420	0.3	0.49	1 200
纤维环第 5 层	Link10	385	0.3	0.41	1 200
纤维环最内层	Link10	360	0.3	0.30	1 200
前纵韧带	Link10	7.8	0.3	24.00	10
后纵韧带	Link10	10	0.3	14.40	8
黄韧带	Link10	15	0.3	40.00	6
棘间韧带	Link10	10	0.3	26.00	4
棘上韧带	Link10	8	0.3	23.00	4
横突间韧带	Link10	10	0.3	3.60	6
关节囊韧带	Link10	7.5	0.3	30.00	8

### 1.5 建立正常腰段脊柱有限元模型

利用 ANSYS 11.0 的前处理功能,在脊柱模型骨性结构的基础上,补充建立终板、椎间盘、髓核、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带等结

构。采用合适的单元类型和材料性质,对模型进行有限元网格划分(见图 1)。在网格划分后注意要把上、下相邻小关节面用接触单元进行处理,以保证小关节面在维持脊柱结构功能中的正常作用。根据不同文献对腰椎骨质疏松有限元模型建立的生物力学特点与材料属性,椎体和后部结构的弹性模量均减少 30%,模拟骨质疏松骨的特性。

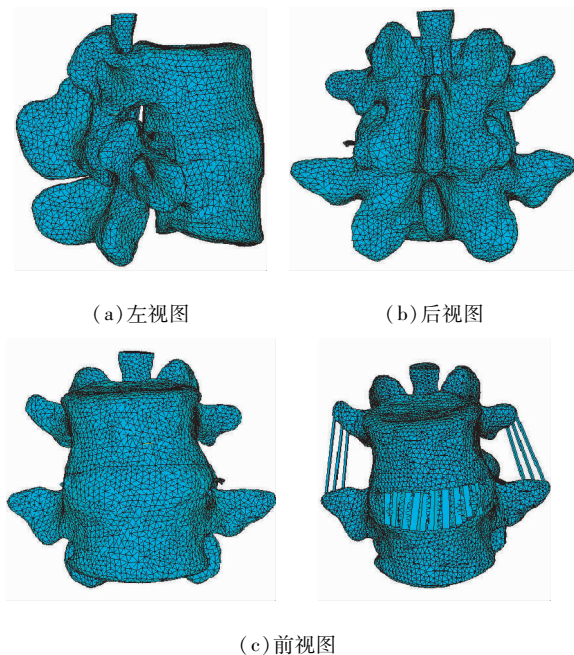


图 1 L4~5 椎体有限元模型示意图

Fig. 1 Schematic for the finite element model of L4-5 vertebral body (a) Left view, (b) Posterior view, (c) Anterior view

### 1.6 力学实验方法

有限元模型三维空间定位如下:  $X$  轴与人体矢状面垂直,正方向指向左侧;  $Y$  轴与人体冠状面垂直,正方向向后;  $Z$  轴为人体纵轴,正方向指向头部。对腰椎运动节段三维有限元模型施加拔伸按压手法荷载,  $Z$  轴正方向为拔伸作用力的作用方向,  $Y$  轴负方向为按压力的作用方向。  $Z$  轴正方向为水平受力状态;沿  $Z$  轴正方向向  $Y$  轴负方向偏转  $30^\circ$  为前屈  $30^\circ$  的受力状态;沿  $Z$  轴正方向向  $Y$  轴正方向偏转  $10^\circ$  为后伸  $10^\circ$  的受力状态,拔伸手法作用力大小从 400 N 递加至 700 N,按压手法作用力大小从 0 N 递加至 300 N,按线性规律依次按 50 N 递加。实验的设计、实施、评估均为本文作者,均经过正规培训,采用盲法评估。主要观察指标是在拔伸按压手法作用

下椎体和椎间盘的应力分布、应力变化情况及纤维环、髓核的位移。

### 1.7 统计学处理

测定数据采用 SAS 17.0 分析处理数据, 计量资料采用  $t$  检验, 计数资料采用  $\chi^2$  检验, 等级资料采用 Ridit 分析。计量资料用均数  $\pm$  标准差表示, 其分析比较组内用配对样本  $t$  检验、组间用独立样本  $t$  检验。显著性检验水准  $\alpha = 0.05$ ; 以  $P < 0.05$  表示差异有统计学意义。

## 2 结果

### 2.1 不同运动状态下退变腰椎的有限元分析

由不同运动状态下腰椎间盘应力分布分析可知, 在人体脊柱正常活动时, 椎间盘作为变形最大的结构极易发生病变。人体椎间盘由髓核、纤维环以及上、下软骨终板共同组成。其中, 软骨终板在髓核营养交换和椎间盘应力缓冲中起着重要作用<sup>[19]</sup>。椎间盘退变是指髓核和纤维环的理化性质发生改变, 随即出现髓核脱水、纤维环松弛甚至破裂的现象。随着椎间盘退变程度的增加, 其髓核与纤维环弹性模量呈对称均匀降低, 最终恶化发展成椎间盘突出, 即纤维环破裂后髓核突出压迫神经根造成以腰腿痛为主要表现的疾病。

表 2 所示为在不同载荷下正常腰椎与不同程度退变腰椎的应力变化趋势。退变腰椎间盘应力集中点所承受的应力明显大于正常腰椎间盘应力分布区域的应力, 而且随着退变程度的变化呈递增趋势。闫家智等<sup>[20]</sup>对比分析正常和退变椎间盘有限元模型发现, 退变椎间盘的应力分布范围更大, 周边纤维环承受较大应力, 而髓核的应力明显降低。付帅等<sup>[20]</sup>研究表明, 正常椎间盘 L3、L4 下终板应力集中在中央, 而退变椎间盘应力集中在终板的外周偏后。本文发现, 在设定的载荷作用下, 退变椎间盘 L3 下关节突关节面和 L4 上关节突关节面应力较正常椎间盘明显增大。此外, 当椎间盘髓核发生退行性改变时, 椎间隙变窄而使脊柱前屈, 椎体骨皮质自身发生退行性改变, 椎间隙附近的骨皮质增生使强度增加, 而椎体中部的骨量下降, 使椎体前缘的皮质凹陷相对加大, 椎体前缘的骨皮质所受载荷明显增加, 载荷的传递从中柱向前柱转移<sup>[22]</sup>。Lissette 等<sup>[21]</sup>比较正常腰椎和轻度(椎间盘高度减少 15%)、中度(椎

间盘高度减少 40%) 腰椎间盘突出症有限元模型在弯曲、伸展、轴向旋转、侧弯 4 种不同运动中的载荷能力, 结果发现, 不同程度腰椎间盘退变模型的载荷传递也有所改变, 因而其压缩刚度、应变分布及大小也不相同。

表 2 不同载荷下正常与不同程度退变腰椎模型轴向位移对比

Tab. 2 Comparison of axial displacement in normal and degenerative lumbar vertebrae models under different loads

载荷/ N	轴向位移/mm					
	正常 腰椎	腰椎退 变 20%	腰椎退 变 50%	腰椎退 变 70%	文献 [1]	文献 [23]
400	0.28	0.36	0.45	0.56	0.25	0.35
450	0.31	0.41	0.78	0.83	0.27	0.43
500	0.38	0.56	1.05	1.24	0.34	0.48
550	0.43	0.75	1.21	1.34	0.37	0.52
600	0.47	0.86	1.36	1.43	0.44	0.55
650	0.54	1.11	1.42	1.62	0.49	0.58
700	0.61	1.35	1.51	1.71	0.55	0.65

### 2.2 不同运动状态下 L4 ~ 5 模型轴向位移和关节活动度分析

不同运动状态下 L4 ~ 5 模型的前屈、后伸、侧弯和扭转的活动度对比以及轴向位移云图见图 2、3。在不同运动状态下, L4 ~ 5 模型轴向位移的变化趋势与文献[1]中报道的研究结果基本一致。另外, 在施加 10 N · m 纯扭矩载荷时, L4 ~ 5 模型的前屈、后伸、侧弯和扭转角度也与文献[24]中的研究结果近似(见图 2)。其中, 侧弯的有限元结果略小于实验结果, 但腰椎活动范围的整体趋势与实验结果一致。前屈作为人类脊柱最常使用的动作, 其活动度最大, 而扭转由于受小关约束, 其活动度最小<sup>[1]</sup>。

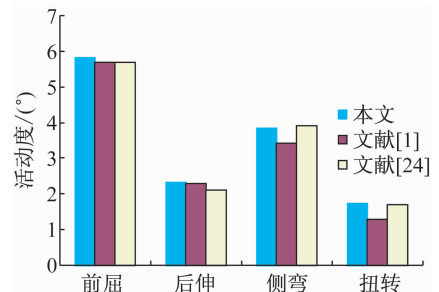


图 2 L4 ~ 5 椎体不同运动状态下活动度对比

Fig. 2 Comparison of range of motion for L4-5 vertebral body under different motion status

在 Y 轴方向,前屈 30°腰椎间盘应力-位移曲线变化最明显。在 Z 轴方向,前屈 30°腰椎间盘位移最大(见表 3)。拔伸按压手法作用时,椎体和椎间盘应力的集中点最早出现在椎间盘外缘,从外侧缘开始,向椎间盘的其他方向逐渐扩张,呈弧形阶梯式向周围递减分布。椎间盘由外缘向中央的应力-位移曲线也呈递减分布。而退变腰椎间盘的应力集中点所承受的应力明显大于正常腰椎间盘应力分布区域的应力,而且随着退变程度的增加呈递增趋势。

手法作用时,腰椎间盘应力-位移变化曲线呈正相关趋势,但从椎间盘中心到外缘应力的变化趋势递增形式,而神经根的应力-位移变化曲线并非呈现正相关规律性,而是在一定应力恒定的时间段内呈上升趋势,超过该应力点时呈递减变化趋势。从椎间盘中心向边缘逐步增大,使椎间盘产生扭转变形。而在腰椎后伸 10°加载拔伸按压手法时各组成的应力-位移曲线变化呈正相关递增趋势(见表 3)。

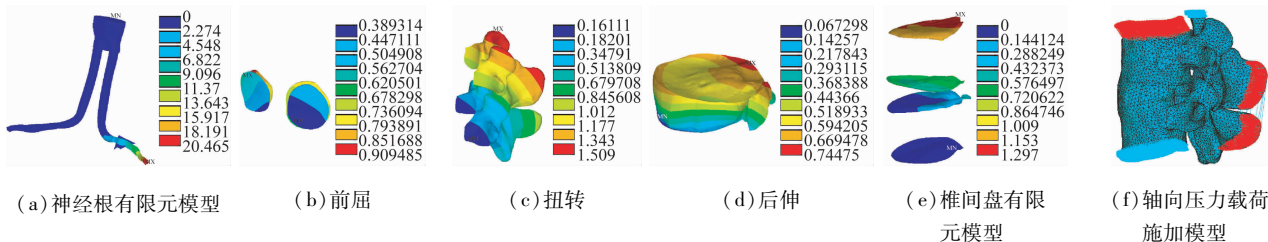


图 3 L4~5 椎体及椎间盘不同运动状态下轴向位移云图

Fig. 3 Axial displacement of L4-5 vertebral body and intervertebral disc under different motion status (a) Finite element model of nerve root, (b) Anterior flexion, (c) Axial torsion, (d) Posterior extension, (e) Finite element model of intervertebral disc, (f) Model with application of axial compression force

表 3 腰椎前屈 30°与后伸 10°不同载荷下腰椎各结构位移对比

Tab. 3 Comparison of displacement in lumbar vertebrae under anterior flexion of 30° and posterior extension of 30°

载荷/N	位移/mm															
	皮质骨		松质骨		终板		纤维环		髓核		小关节		神经根		后部结构	
	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b
400	9.98	1.30	9.90	1.29	6.09	0.88	5.59	0.88	6.16	0.74	2.91	0.30	11.73	1.00	2.51	1.41
450	11.04	0.36	10.95	0.37	6.73	0.29	6.61	0.29	6.84	0.25	3.03	0.35	6.52	0.87	3.73	0.46
500	12.10	1.18	11.90	1.17	7.43	0.84	7.27	0.82	7.52	0.85	3.15	0.40	7.16	0.99	5.94	0.51
550	13.16	2.39	13.05	2.37	8.09	1.58	7.92	1.55	8.20	1.62	5.27	0.45	7.80	3.57	4.16	2.57
600	14.18	3.59	14.06	3.56	8.74	2.33	8.55	2.29	8.85	2.39	4.39	1.50	8.43	5.37	6.37	1.62
650	15.27	4.80	15.15	4.76	9.43	3.09	9.23	3.03	9.55	3.16	6.51	3.55	9.10	5.92	8.59	3.68
700	16.34	6.03	16.21	5.98	10.11	3.85	9.89	3.78	10.23	3.93	5.63	3.60	9.76	4.89	7.81	2.74

注:a 代表前屈 30°, b 代表后伸 10°

### 3 讨论与结论

中医骨伤手法治疗骨伤疾患是祖国医学独特的治疗手段之一,其历史悠久,方法有效。为了探讨手法治疗腰椎间盘突出症的作用机制,本文更进一步对“三步三位九法”系列中的拔伸按压手法进行模拟<sup>[25]</sup>,分析正常与不同退变程度的腰椎各个组成部分的应力-位移变化趋势,同时分析了腰椎处于水

平、后伸 10°、前屈 30°时的受力状况及临床意义,进一步阐明手法治疗的适应证、确切的治疗机制和安全范围。

#### 3.1 有限元分析法在脊柱推拿研究中的应用

有限元分析法的基本原理是将连续的弹性实体分割为许多小的单元,以这些小的单元的结合体来代替原弹性体。由于小的区域单元形状规则、材料性质确定,易于由平衡关系和能量关系建立接点量

之间的方程,可以通过逐个研究每个小单元的性质,从而获得弹性实体整体的性质。单元划分越细,计算结果越精确。将复杂、不规则的实体分割成的若干个不同大小、种类、规则的小区域称之为有限元<sup>[26]</sup>。有限元法最早被用来分析工程中的结构力学问题。大约在20世纪70年代被引入医学研究。目前在腰椎的生物力学研究中得到广泛应用<sup>[27-30]</sup>。近年来,将计算机技术和有限元分析法与传统的中医推拿手法相结合,利用有限元分析法研究脊柱推拿手法,成为新的研究方向<sup>[31-34]</sup>。通过模拟脊柱推拿手法作用下脊柱的拉伸、弯曲和扭转等各种情况,可以计算获得在不同手法作用下模型任意部位的变形、应力、应变等情况,这些数据是其他传统实验方法无法得到的。目前,中医推拿手法的计算机数学模型能清楚地重复实验内容,对手法作用下腰椎各结构的功能状态进行定量、非侵入性的生物力学评价。它既有X线片对腰部整体观察的优点,又兼有CT扫描对腰部附件骨及软组织的高分辨率。此技术在推拿手法研究中具有广阔的应用前景<sup>[32]</sup>。

## 3.2 腰椎运动学的有限元分析

### 3.2.1 生理负荷下腰椎运动学分析

随着有限元技术的发展,诸多学者对腰椎各种生理活动状态进行深入的运动学研究。Schmidt等<sup>[35]</sup>通过建立L4~5节段有限元模型分析复杂载荷下的椎间盘应力、剪切应力、纤维应力的变化状况,结果表明,椎屈曲活动时椎间盘应力最大,侧屈时最小,侧屈复合屈曲或侧屈复合后伸能增加最大剪切应变,后伸复合轴向旋转纤维应力增加最大,剪切应力和纤维应力的最大值都集中于后侧面,轴向载荷可增加应力、剪切力和纤维应力。Kozanek等<sup>[36]</sup>研究发现,在腰椎屈伸运动时关节突关节中立位旋转平均 $2^{\circ}\sim 6^{\circ}$ 、前后位移 $2\sim 4\text{ mm}$ ;而在伸展和旋转下,关节突关节在主导方向上不能旋转和位移,而是一种旋转和位移相结合的耦合运动(平均小于 $5^{\circ}$ 和 $3\text{ mm}$ )。Ayturk等<sup>[37]</sup>通过建立L4~5脊椎节段模型分析腰椎生理状态下纤维环非线性和正交力学特性,结果发现,在屈伸、侧屈、轴向旋转下,胶原纤维承载纤维环的大部分负荷,尤其在椎间盘膨出的周围辐射的部位。Kuo等<sup>[38]</sup>建立腰椎有限元模型分析腰椎小关节应力及椎间盘应力的生物力学特性,结果显示,在轴向

旋转下,同一水平对侧小关节应力大于同侧,腰椎屈曲运动时椎间盘应力明显高于伸展和轴向旋转,而小关节应力变化不明显。秦明芳等<sup>[39]</sup>构建L4~5模型,分析发现不同运动条件下腰椎运动生理节段的应力集中部位不同,轴向压缩时(正常上半身载荷)密质骨、椎弓根、椎弓峡部和后部小关节应力最高;轴向拉伸时(相当于平卧位腰部受力)小关节较其他部位应力集中;侧屈时屈侧椎体、椎间盘及后部小关节应力高,对侧则呈张应力;旋转时后部小关节、椎间盘后部应力高;屈曲加旋转时椎体及间盘前缘及后部小关节应力高。Kaminska等<sup>[40]</sup>通过构建腰椎模型评估不同姿势和上肢载荷下的腰椎载荷,结果发现,随着载荷的增加,椎间盘应力和压缩应力也增加,前屈位比直立位增加更为明显。

### 3.2.2 推拿干预下腰椎运动学分析

传统中医推拿是治疗腰部疾病重要治疗方法之一。近年来随着有限元技术的广泛应用,有学者利用推拿结合有限元建立模型并模拟试验研究推拿手法作用于腰椎的生物力学效应,进而揭示手法的有效性和安全性,为推拿手法优化提供理论和实验依据。徐海涛等<sup>[41]</sup>对退变腰椎间盘内在应力和位移进行分析,结果显示,手法能够改变旋转侧椎间盘的位移,从而解除神经根的粘连,改善神经刺激症状,明确了中医推拿手法安全性与可靠性。吴山等<sup>[42]</sup>运用有限元分析比较直腰旋转手法、腰椎定点旋转两种手法的合理性和安全性,明确两种手法作用于椎间盘应力均主要集中在外层纤维环;应力分布主要在小关节和椎体峡部、椎弓根侧隐窝、上位椎体小关节面的下端为主的部分椎体及后部结构;L4棘突和L4椎体上缘左侧及L4左侧上关节突为最大位移分布区域,该结果同样揭示了中医推拿手法的实用性与科学性。胡华等<sup>[43]</sup>对腰椎骨盆和股骨上端在腰椎坐位旋转手法下进行有限元分析,明确了手法操作的用力与人体腰椎相应部位解剖结构的变化有一定关系,在其解剖结构稳定状态下实施手法是安全的。杨学锋等<sup>[44]</sup>应用有限元法模拟腰部拔伸按压手法,研究其内部结构的变化,并分析不同体位下按压手法的力学效应,发现当压力增加至 $300\text{ N}$ 时,后伸 $10^{\circ}$ 时椎间盘位移幅度最大,治疗效果最佳,为指导临床施用腰部按压手法提供依据。张晓刚等<sup>[45]</sup>研究发现,腰

椎拔伸按压手法下,腰椎前屈 30°时,椎间盘组织的位移、应变和应力变化最明显,提示前屈 30°手法治疗腰椎疾患较为安全有效。因此,腰椎拔伸按压手法的体位选择仍需进行深入研究,以确定最佳操作体位。徐海涛等<sup>[46]</sup>建立了 L4~5 有限元模型,即时显示腰椎斜扳手法作用椎间盘的位移和内在应力的变化。结果发现,手法作用时椎间盘应力远小于后部结构,从间盘中心到右侧有一向后的扭转矢量,令间盘产生扭转变形,最大位移位于椎间盘右侧外缘。因此,斜扳对于椎间盘是安全的,并且手法作用于突出物对侧更为合理,但斜扳时椎间盘向后突出,不适用于腰椎管狭窄患者。

有限元分析法作为脊柱生物力学研究的重要工具之一,广泛应用于生理负荷及中医推拿干预下腰椎的运动学分析。一方面通过模型建立分析生理状态下腰椎的受力及运动学特征,另一方面揭示手法干预前后腰椎各结构的应力变化。腰椎骨性有限元模型研究较为深入,应进一步拓展应用于中医学科各优势技术及运动康复医学领域,如针刺、导引功法训练等对腰椎骨性结构及间盘的力学影响。目前腰椎软组织模型研究较少,今后应深入研究软组织模型,结合骨性模型更能真实模拟腰椎的整体生物力学特性,准确反映腰椎的运动学特征,更好阐释推拿手法的作用机制,为临床实践提供指导性的科学依据<sup>[47]</sup>。

因此,从手法疗效和安全性来讲,利用中医推拿正骨手法治疗椎间盘突出症临床疗效明确,但对于缓冲余地较小的腰椎椎管狭窄以及腰椎其他病患,特别是骨质疏松严重的患者来说,可能不宜使用本手法。利用生物力学和计算机有限元技术研究推拿手法对腰椎影响,即时显示手法作用时腰椎间盘的位移和内在应力的变化,可用于指导临床治疗,降低不良反应,同时为深入展开中医推拿手法治疗骨伤科疾病的基础研究提供新思路,为中医推拿手法的直观、可视化、数字化的研究提供一个新平台。

## 参考文献:

[1] 方新果,赵改平,王晨曦,等.基于 CT 图像腰椎 L4~L5 节段有限元模型建立与分析[J].中国生物医学工程学报,

2014, 33(4): 488-492.

- [2] FERGUSON SJ, STEFFEN T. Biomechanics of the aging spine [J]. *Eur Spine J*, 2003, 12 (Suppl2): S97-S103.
- [3] BELYTSCCHKO T, KULAK RF, SCHULTZ AB, et al. Finite element stress analysis of an intervertebral disc [J]. *J Biomech*, 1974, 7(3): 277-285.
- [4] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, VOO L, et al. Finite element model of the human lower cervical spine: Parametric analysis of the C4-C6 unit [J]. *J Biomech Eng*, 1997, 119(1):87-92.
- [5] GOEL VK, KONG W, HAN JS, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles [J]. *Spine*, 1993, 18 (11): 1531-1541.
- [6] WU JSS, CHEN JH. Clarification of the mechanical behaviour of spinal motion segments through a three-dimensional poroelastic mixed finite element model [J]. *Med Eng Phy*, 1996, 18(3): 215-224.
- [7] GILBERTSON LG, GOEL VK, KONG WZ, et al. Finite element methods in spine biomechanics research [J]. *Crit Rev Biomech Eng*, 1995, 23 (5-6): 411-473.
- [8] 冯勇,刘道志.不同腰椎融合器对邻近节段影响的生物力学研究[J].中国生物医学工程学报,2010,29(5):717-723.
- [9] LIU YS, CHEN QX. Recent advance in finite element research of disc degeneration and lumbar intervertebral fusion [J]. *Int J Biomech Eng*, 2007, 30(1): 14-17.
- [10] LU YM, HUTTON WC, GHARPURAY VM. The effect of fluid loss on the viscoelastic behavior of the lumbar intervertebral disc in compression [J]. *J Biomech Eng*, 1998, 120 (1): 49-54.
- [11] 陈浩,徐海涛,张美超,等.坐位旋转手法对腰椎内在应力的实时监测[J].中国临床解剖学杂志,2005,23(4):420-422.
- [12] WANG JL, PARNIANPOUR M, SHIRAZI-ADL A, et al. Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate [J]. *Spine*, 2000, 25(3): 310-318.
- [13] 张晓明,秦大平,宋敏.拔伸按压手法对退变腰椎节段应力分布影响的有限元分析[J].中华中医药杂志,2013,28(10):3108-3114.
- [14] FAIZAN A, SAIRYO K, GOEL VK, et al. Biomechanical rationale of ossification of the secondary ossification center on apophyseal bony ring fracture: A biomechanical study [J]. *J Clin Biomech*, 2007, 22(10): 1063-1067.
- [15] 项嫫,都承斐,赵美雅,等.全腰椎有限元模态分析[J].医用生物力学,2014,29(2):154-160.
- XIANG P, DU CF, ZHAO MY, et al. Modal analysis of human lumbar spine using finite element method [J]. *J Med*

- Biomech, 2014, 29(2): 154-160.
- [16] CHEN SH, ZHONG ZC, CHEN CS, *et al.* Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion [J]. *Med Eng Phys*, 2009, 31(2): 244-253.
- [17] POLIKEIT A, FERGUSON SJ, NOLTE LP, *et al.* Factors in influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: Finite element analysis [J]. *Eur Spine J*, 2003, 12(4): 13-20.
- [18] 苏晋, 赵文志, 陈秉智, 等. 建立全腰椎有限元接触模型 [J]. *医用生物力学*, 2010, 25(3): 200-205.
- SU J, ZHAO WZ, CHEN BZ, *et al.* Establishing finite element contact model of human L1 - L5 lumbar segments [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(3): 200-205.
- [19] 马旭, 吕刚, 黄涛. 软骨终板细胞凋亡及其相关研究进展 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2005, 13(13): 1021-1023.
- [20] 闫家智, 吴志宏, 汪学松, 等. 腰椎间盘退变后应力变化的有限元分析 [J]. *中国医学科学院学报*, 2009, 31(4): 464-467.
- [21] 付帅, 黄菊英. 腰椎有限元分析及其临床意义 [J]. *医疗卫生装备*, 2012, 33(10): 76-78.
- [22] 刘刚, 易本清. 胸腰椎骨质疏松应力分布及临床意义 [J]. *吉林医学*, 2010, 30(19): 3126-3127.
- [23] MARKOLF KL, MORRIS JM. The structural components of the intervertebral disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces [J]. *J Bone Joint Surg AM*, 1974, 56(4): 675-687.
- [24] MARKOLF KL. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads a biomechanical study using autopsy material [J]. *J Bone Joint Surg*, 1972, 54(3): 511-533.
- [25] 李具宝, 张晓刚, 杨学锋, 等. 宋贵杰教授治疗腰椎间盘突出症“三步三位九法”手法举要 [J]. *甘肃中医学院学报*, 2007, 24(6): 1-3.
- [26] 徐海涛, 徐达传, 张美超, 等. 坐位旋转手法时 L4-5 变形和位移的研究 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2008, 26(3): 321-323.
- [27] 陈精一, 蔡国忠. *电脑辅助工程分析* [M]. 北京: 中国铁道出版社, 2001: 2-3.
- [28] 赵文志, 苏晋, 陈秉智, 等. 有限元分析在腰椎生物力学研究中的应用 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2009, 13(30): 5928-5930.
- [29] 鲍春雨, 刘晋浩. 人体脊柱腰椎节段三维有限元模型的研究与分析 [J]. *机械设计*, 2009, 26(9): 62-64.
- [30] 李力涛, 薛红军. 基于 L4-L5 椎体受力分析对坐姿舒适性与时间关系研究 [J]. *科学技术与工程*, 2009, 9(9): 2424-2428.
- [31] 鲍春雨, 刘晋浩. 油锯伐木作业时人体腰椎受力变化与有限元分析 [J]. *林业科学*, 2009, 45(3): 96-100.
- [32] 李义凯, 钟世镇. 脊柱推拿基础研究的新思路: 计算机模拟与可视化技术 [J]. *中国康复医学杂志*, 2003, 18(7): 431-432.
- [33] 徐海涛, 张美超, 徐达传, 等. 三种前屈角度下坐位旋转手法对腰椎间盘作用的有限元分析 [J]. *中国疗养医学*, 2008, 17(2): 65-67.
- [34] 王国林, 张美超, 李义凯, 等. 三种腰椎前屈状态下坐位腰椎旋转手法比较研究 [J]. *颈腰痛杂志*, 2008, 29(1): 24-26.
- [35] SCHMIDT H, KETTLER A, HEUER F, *et al.* Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading [J]. *Spine*, 2007, 32(7): 748-755.
- [36] KOZANEK M, WANG S, PASSIAS PG, *et al.* Range of motion and orientation of the lumbar facet joints *in vivo* [J]. *Spine*, 2009, 34(19): E689-E696.
- [37] AYTURK UM, GARCIA JJ, PUTTLITZ CM. The micromechanical role of the annulus fibrosus components under physiological loading of the lumbar spine [J]. *J Biomech Eng*, 2010, 132(6): 61007-61014.
- [38] KUO CS, HU HT, LIN RM, *et al.* Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure: A finite element study [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2010, 11: 151.
- [39] 秦明芳, 柴晟, 黄立新, 等. 不同工况对腰椎运动节段作用的三维有限元模型分析 [J]. *广西医科大学学报*, 2010, 27(3): 417-419.
- [40] KAMINSKA J, ROMAN-LIU D, ZAGRAJEK T, *et al.* Differences in lumbar spine load due to posture and upper limb external load [J]. *Int J Occup Saf Ergon*, 2010, 16(4): 421-430.
- [41] 徐海涛, 徐达传, 李云贵, 等. 坐位旋转手法时退变腰椎间盘内在应力和位移的有限元分析 [J]. *中国康复医学杂志*, 2007, 22(9): 769-771.
- [42] 吴山, 张美超, 李义凯. 两种坐位旋转手法腰椎应力及位移的有限元分析 [J]. *广东医学*, 2010, 31(8): 992-994.
- [43] 胡华, 熊昌源, 韩国武. 旋转手法对腰椎骨盆和股骨上端结构有限元模型的分析 [J]. *中国骨伤*, 2012, 25(7): 582-586.
- [44] 杨学锋, 张晓刚. 利用腰椎运动节段三维有限元模型云图变化分析按压手法 [J]. *按摩与康复医学*, 2010, 1(2): 9-10.
- [45] 张晓刚, 董建华, 杨学峰. 三维有限元腰椎节段模型上模拟拨伸按压手法的生物力学分析 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2010, 14(22): 4000-4004.
- [46] 徐海涛, 李松, 刘澜, 等. 腰椎斜扳手法时椎间盘的有限元分析 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2011, 15(13): 2335-2338.
- [47] 王艳国, 张琪, 刘凯. 有限元法在腰椎运动学分析中应用的研究进展 [J]. *中国康复医学杂志*, 2013, 28(7): 688-690.