

文章编号: 1004-7220(2023)01-0059-06

不同腰椎退变程度下两种腰椎推拿斜扳法作用效果的比较研究

王多多¹, 张延海¹, 郭潘靖¹, 吕杰^{2a}, 徐军^{2b}, 丁立军^{2b}, 周楠³, 吕强³

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海健康医学院 a 康复学院, b 医疗器械学院, 上海 201318;

3. 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院推拿科, 上海 200437)

摘要:目的 比较研究腰椎不同退变程度下传统和改良腰椎推拿斜扳法的作用效果。方法 建立质量-弹簧-阻尼系统腰椎生物力学模型,采集专业推拿医生的推拿作用力,将作用力作为模型的输入力,通过增大弹簧的弹性系数和阻尼的阻尼系数模拟腰椎退变。运用 MATLAB/Simulink 仿真技术,得到不同腰椎退变程度下推拿斜扳法的作用效果(最大相对位移和最大加速度),并进行比较分析。结果 当腰椎未退变时,得到两种手法下各节段的最大相对位移和最大加速度。随着腰椎退变程度的增大,两种手法下各节段的最大相对位移和最大加速度均呈下降趋势,并得到两种手法下腰椎各节段最大相对位移和最大加速度的衰减速率。结论 当腰椎未退变时,传统斜扳法的有效性略优于改良斜扳法,但改良斜扳法的安全性明显优于传统斜扳法,宜采用改良斜扳法。随着腰椎退变程度加剧,两种手法的作用效果均呈幂函数式衰减,改良斜扳法有效性的衰减速率明显快于传统斜扳法,说明在腰椎退变的情况下不宜采用改良斜扳法。

关键词: 腰椎推拿; 生物力学; 仿真建模; 腰椎退变

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.008

The Action Effect of Two Kinds of Lumbar Massage Obliquity Manipulation with Different Lumbar Degeneration Degrees: A Comparative Study

WANG Duoduo¹, ZHANG Yanhai¹, GUO Panjing¹, LÜ Jie^{2a}, XU Jun^{2b}, DING Lijun^{2b}, ZHOU Nan³, LÜ Qiang³

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2a. College of Rehabilitation Sciences, 2b. School of Medical Instruments, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China; 3. Department of Massage, Yueyang Hospital of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200437, China)

Abstract: Objective To compare the action effect of traditional and modified lumbar massage obliquity manipulation with different degrees of lumbar degeneration. **Methods** The biomechanical model of quality-spring-

收稿日期: 2022-02-06; 修回日期: 2022-03-26

基金项目: 国家自然科学基金项目(82074571), 海派中医流派传承创新团队建设项目(2021LPTD-007), 上海市高水平地方高校建设培育项目(2021)

通信作者: 吕杰, 副教授, 硕士生导师, E-mail: lvj@sumhs.edu.cn

damping system lumbar spine was established and massage forces from professional massage doctors were collected. The force was used as input of the model, and lumbar degeneration was simulated by increasing elastic coefficient of the spring and damping coefficient of the damping in the model. By using MATLAB/Simulink simulation technology, the effects of massage obliquity manipulation (the maximum relative displacement and maximum acceleration) with different degrees of lumbar degeneration were obtained for comparative analysis.

Results When the lumbar spine was degenerative, the maximum relative displacement and maximum acceleration of each segment were obtained under two manipulations. With the increase of lumbar degeneration degree, the maximum relative displacement and maximum acceleration of each segment under two manipulations showed a downward trend, and the attenuation rate of the maximum relative displacement and maximum acceleration of each segment under two manipulations was obtained. **Conclusions** When degenerative changes in the spine do not occur, the effectiveness of traditional lumbar massage obliquity manipulation is slightly better than that of modified lumbar massage obliquity manipulation, but the safety of modified lumbar massage obliquity manipulation is obviously better than that of the traditional lumbar massage obliquity manipulation, so the modified lumbar massage obliquity manipulation should be used. With the aggravation of lumbar degeneration, the action effects of two manipulations are attenuated in a power function. The attenuation rate of effectiveness of modified lumbar massage obliquity manipulation is significantly faster than that of traditional lumbar massage obliquity manipulation, indicating that the modified lumbar massage obliquity manipulation should not be used in the case of lumbar degeneration.

Key words: lumbar manipulation; biomechanics; simulation modeling; lumbar degeneration

腰椎作为活动频率较高的身体部位, 腰椎间盘突出负担较为沉重, 容易出现腰椎间盘突出, 从而引起腰椎疾病^[1]。当今腰椎疾病愈加普遍, 发病时的疼痛会严重影响患者生活质量, 有些患者因为病情严重丧失了行动能力^[2]。中医推拿治疗腰椎疾病具有较好的治疗效果, 在临床应用广泛^[3-4]。腰椎斜扳法是推拿的常用方法之一, 在脊柱源性疾病治疗中有较好的治疗作用^[5]。腰椎斜扳法存在着一定的主观性, 定量和规范化研究能够为提高斜扳手法安全性提供理论依据^[6-7]。传统斜扳腰椎推拿手法通过瞬间增大的脉冲力达到治疗效果, 改良斜扳腰椎推拿手法将脉冲力改为来回晃动的振荡力来达到治疗效果^[8]。为了更清楚表示不同手法作用力的特征, 本文将脉冲力操作的传统斜扳腰椎推拿手法称为脉冲激励手法, 振荡力操作的改良斜扳腰椎推拿手法称为振荡激励手法。对腰椎推拿手法进行生物力学研究, 可采用有限元^[9-10]、多刚体力学^[11-12]、离体实验^[13]等多种方法。有限元方法模型复杂, 精度越高, 单元数量越多, 对计算能力和处理时间的需求就越大, 并且会出现更多的收敛问题; 在体实验很难获得腰椎各节段具体的位移信息; 相比之下, 多刚体力学方法则可以将腰椎各节段位移

随时间的变化很好显示出来, 更加简洁方便。本文通过建立质量-弹簧-阻尼系统多刚体腰椎生物力学模型, 运用 MATLAB/Simulink 仿真技术, 探讨腰椎退变程度对传统斜扳和改良斜扳腰椎推拿手法推拿效果的影响。

1 试验方法

1.1 作用力获取

两名具有多年推拿经验的上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院的推拿医生, 分别在脉冲激励腰椎推拿手法(A医生)和振荡激励腰椎推拿手法(B医生)方面有着丰富的临床经验。医生对患者进行临床推拿操作时, 一手固定腰椎下端, 另一手在患者肩部发力, 通过 T4500 高敏度触觉压力测量系统(量程范围 50.21 psi, 信噪比 300:1, 线性度 99.9%, 重复性误差 0.3%, 精度误差 $\leq 2\%$) 获得作用力随时间变化的数据。

由于两种手法的操作对象不同, 两种推拿手法的最大作用力也不同, 本文旨在研究不同推拿作用特征(脉冲或振荡)对作用效果的影响, 为了消除作用力大小因素对实验结果的影响, 对得到的力进行归一化处理, 使脉冲激励手法和振荡激励手法的最大

大作用力均为 9.8 N, 得到作用力随时间的变化曲线(见图 1)。

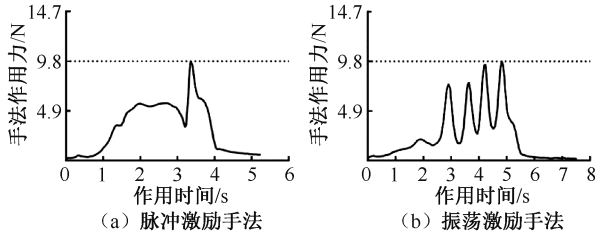


图 1 推拿手法作用力随时间变化

Fig. 1 Variation of manipulation force with time (a) Pulse excitation technique, (b) Oscillation excitation technique

1.2 腰椎生物力学模型的建立

假设椎体为刚体, 胸椎整体 L_{Tho} 质量 m_{Tho} 为 26 kg, 腰椎 L1 ~ 5 质量 $m_1 \sim m_5$ 分别为 0.170、0.170、0.114、0.114、0.114 kg, 将椎间盘和周围韧带等软组织看作连接刚体的弹簧和阻尼器, 建立 6 自由度质量-弹簧-阻尼系统腰椎生物力学模型^[8,12](见图 2)。其中, 弹簧的弹性系数 k_{Tho} 和 $k_1 \sim k_5$ 分别为 50、40、35、30、30、45 $\text{kN} \cdot \text{m}^{-1}$ ^[11], 阻尼的阻尼系数 c_{Tho} 和 $c_1 \sim c_5$ 分别为 570、41、39、29、29、36 $\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ ^[14]。研究表明, 腰椎退变导致腰椎生物力学特性改变, 椎间盘弹性下降, 变得僵化^[15]。为了研究腰椎退变对腰椎推拿手法治疗效果的影响, 本文将腰椎各节段弹性系数和阻尼系数分别增大 25%、50%、75%、100%、150%, 模拟腰椎不同退变的程度^[16]。

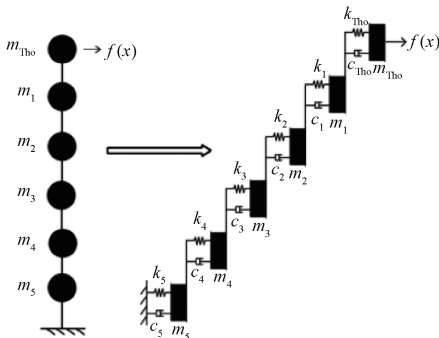


图 2 质量-弹簧-阻尼系统腰椎生物力学模型

Fig. 2 Biomechanical model of quality-spring-damping system lumbar spine

注: m_{Tho} 、 $m_1 \sim m_5$ 为刚体的质量, k_{Tho} 、 $k_1 \sim k_5$ 为弹簧的弹性系数, c_{Tho} 、 $c_1 \sim c_5$ 为阻尼器的阻尼系数, $f(x)$ 为推拿作用力。

将归一化后的力作为模型的输入力 $f(x)$, 对上述模型建立系统振动方程:

$$M\ddot{X} + C\dot{X} + KX = F(t) \quad (1)$$

式中: M 、 C 、 K 分别为 6×6 阶的质量矩阵、阻尼矩阵和刚度矩阵; $F(t)$ 为激励力矩阵; X 为位移矩阵, 其值分别为:

$$M = \begin{bmatrix} m_{\text{T}} & & & & & \\ & m_1 & & & & \\ & & m_2 & & & \\ & & & m_3 & & \\ & & & & m_4 & \\ & & & & & m_5 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$K = \begin{bmatrix} k_{\text{T}} & -k_{\text{T}} & & & & \\ -k_{\text{T}} & k_{\text{T}}+k_1 & -k_1 & & & \\ & -k_1 & k_1+k_2 & -k_2 & -k_3 & \\ & & -k_2 & k_2+k_3 & k_3+k_4 & -k_4 \\ & & & -k_3 & -k_4 & k_4+k_5 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$C = \begin{bmatrix} c_{\text{T}} & -c_{\text{T}} & & & & \\ -c_{\text{T}} & c_{\text{T}}+c_1 & -c_1 & & & \\ & -c_1 & c_1+c_2 & -c_2 & -c_3 & \\ & & -c_2 & c_2+c_3 & c_3+c_4 & -c_4 \\ & & & -c_3 & -c_4 & c_4+c_5 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$X = [x_{\text{T}}, x_1, x_2, x_3, x_4, x_5]^T \quad (5)$$

$$F(t) = [f(t), 0, 0, 0, 0, 0]^T \quad (6)$$

振动系统的时域响应可以通过状态空间法求解^[17]。将系统的各个位移和速度(各个位移和速度都是独立变量)定义为状态向量的分量, 即定义状态向量。

$$Z(t) = \begin{bmatrix} X(t) \\ X'(t) \end{bmatrix}_{12 \times 1} = [x_1, x_2, x_3, x_4, x_5, x_6, x'_1, x'_2, x'_3, x'_4, x'_5, x'_6]^T \quad (7)$$

假设每个状态变量的初始值 $Z(t_0) = 0$, 即时间 $t=0$ 时刻每个状态变量为 0, 然后将微分方程转化为状态方程和输出方程:

$$\begin{cases} Z'(t) = AZ(t) + BF(t) \\ Y(t) = DZ(t) + EF(t) \end{cases} \quad (8)$$

式中: 系数矩阵 $A = \begin{bmatrix} 0_6 & I_6 \\ -M^{-1}K & -M^{-1}C \end{bmatrix}$; 输入矩阵

$B = \begin{bmatrix} 0_{6 \times 6} \\ M^{-1} \end{bmatrix}_{6 \times 6}$; 输出矩阵 $D = [1_{6 \times 6} \quad 0_{6 \times 6}]$; 直接传

输矩阵 $E = 0_{6 \times 6}$ 。

1.3 建立 MATLAB/Simulink 仿真模型

利用 MATLAB/Simulink, 建立如图 3 所示仿真模型, 设置各模块参数。归一化后的作用力为输入模块 From Workspace 的参数; 参数 A 、 B 、 D 、 E 的值作为模块 State-Space 中各参数的值; 仿真初始时间设为 0, 终止时间设为作用力的终止时间; 其余默认系统设置。

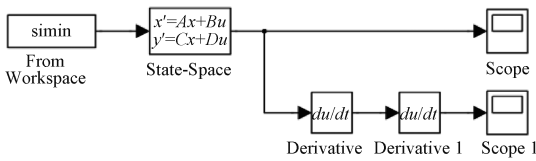


图 3 仿真模型

Fig. 3 Simulation model

2 结果

通过仿真计算, 可以得到不同退变程度时两种手法下腰椎各节段的最大相对位移和最大加速度。

腰椎未退变时, 在传统斜扳法作用下 L1~5 各节段的最大相对位移分别为 355、98.6、115、115、77 μm ; 在改良斜扳法作用下 L1~5 各节段的最大相对位移分别为 317、88.2、103、103、68.7 μm 。随着腰椎退变程度增大, 即当弹簧的弹性系数和阻尼的阻尼系数分别增加为正常值的 25%、50%、75%、100%、150% 时, 两种手法下腰椎各节段的最大相对位移呈下降趋势。其中, 传统斜扳法作用下腰椎各节段的最大相对位移较正常情况分别下降 21.7%、36.3%、46.5%、53.8%、64.1%, 而改良斜扳法作用下腰椎各节段的最大相对位移较正常情况分别下降 27.4%、41.9%、51.1%、58.3%、67.0% (见表 1)。

表 1 两种手法下不同退变程度腰椎各节段最大相对位移

Tab. 1 Maximum relative displacement of lumbar segments with different degenerative degrees under two manipulations

退变程度	推拿手法	L1		L2		L3		L4		L5		平均减少量
		位移/ μm	减少量/ %	位移/ μm	减少量/ %	位移/ μm	减少量/ %	位移/ μm	减少量/ %	位移/ μm	减少量/ %	
正常	脉冲激励	355	—	98.6	—	115	—	115	—	77.0	—	—
	振荡激励	317	—	88.2	—	103	—	103	—	68.7	—	—
增大 25%	脉冲激励	278	-21.7	77.2	-21.7	90.2	-21.6	90.3	-21.5	60.2	-21.8	-21.7
	振荡激励	230	-27.4	64.1	-27.3	74.8	-27.4	74.9	-27.3	49.9	-27.4	-27.4
增大 50%	脉冲激励	226	-36.3	62.8	-36.3	73.3	-36.3	73.4	-36.2	48.9	-36.5	-36.3
	振荡激励	184	-42.0	51.2	-42.0	59.8	-41.9	59.8	-41.9	39.9	-41.9	-41.9
增大 75%	脉冲激励	190	-46.5	52.8	-46.5	61.6	-46.4	61.7	-46.3	41.1	-46.6	-46.5
	振荡激励	155	-51.1	43.1	-51.1	50.3	-51.2	50.3	-51.2	33.6	-51.1	-51.1
增大 100%	脉冲激励	164	-53.8	45.5	-53.9	53.1	-53.8	53.2	-53.7	35.5	-53.9	-53.8
	振荡激励	132	-58.4	36.8	-58.3	42.9	-58.3	42.9	-58.3	28.6	-58.4	-58.3
增大 150%	脉冲激励	127	-64.2	35.4	-64.1	41.4	-64.0	41.4	-64.0	27.6	-64.2	-64.1
	振荡激励	105	-66.9	29.1	-67.0	34.0	-67.0	34.0	-67.0	22.7	-67.0	-67.0

腰椎未退变时, 在传统斜扳法作用下 L1~5 各节段最大加速度分别为 186、98.7、75.2、47.2、19.0 mm/s^2 ; 在改良斜扳法作用下 L1~5 各节段最大加速度分别为 102、53.6、40.8、25.6、10.3 mm/s^2 。随着腰椎退变程度的增大, 即当弹簧的弹性系数和阻尼的阻尼系数分别增加为正常值的 25%、50%、75%、100%、150% 时, 两种手法下腰椎各节段的最大加速度均呈下降趋势。其中, 传统斜扳法作用下腰椎各节段的最大加速度较正常情况分别下降 16.6%、33.2%、41.7%、47.8%、58.0%; 而改良斜扳

法作用下腰椎各节段的最大加速度较正常情况分别下降 34.4%、54.0%、66.1%、72.3%、78.4% (见表 2)。

以腰椎退变程度 (d) 为横坐标, $d = 1$ 、1.25、1.5、1.75、2、2.5, 分别代表弹性系数与阻尼系数正常、增大 25%、增大 50%、增大 75%、增大 100%、增大 150% 这 6 种不同的腰椎退变程度。以最大相对位移程度 (s) 为纵坐标, 令腰椎未退变时的最大相对位移程度为 1, 根据表 1 中最大相对位移减少量百分比平均值, 可以得到各条件下的最大相对位移

表 2 两种手法下不同退变程度腰椎各节段最大加速度

Tab. 2 Maximum acceleration of lumbar segments with different degenerative degrees under two manipulations

退变程度	推拿手法	L1		L2		L3		L4		L5		平均减少量/%
		加速度/ (mm·s ⁻²)	减少量/ %	加速度/ (mm·s ⁻²)	减少量/ %	加速度/ (mm·s ⁻²)	减少量/ %	加速度/ (mm·s ⁻²)	减少量/ %	加速度/ (mm·s ⁻²)	减少量/ %	
正常	脉冲激励	186	—	98.7	—	75.2	—	47.2	—	19.0	—	—
	振荡激励	102	—	53.6	—	40.8	—	25.6	—	10.3	—	—
增大 25%	脉冲激励	157	-15.6	83.1	-15.8	62.8	-16.5	39.1	-17.2	15.6	-17.9	-16.6
	振荡激励	66.1	-35.2	34.9	-34.9	26.8	-34.3	16.9	-34.0	6.84	-33.6	-34.4
增大 50%	脉冲激励	125	-32.8	66.2	-32.9	50.3	-33.1	31.5	-33.3	12.6	-33.7	-33.2
	振荡激励	46.9	-54.0	24.6	-54.1	18.8	-53.9	11.8	-53.9	4.74	-54.0	-54.0
增大 75%	脉冲激励	109	-41.4	57.7	-41.5	43.8	-41.8	27.5	-41.7	11.0	-42.1	-41.7
	振荡激励	33.6	-67.1	17.7	-67.0	13.8	-66.2	8.85	-65.4	3.62	-64.9	-66.1
增大 100%	脉冲激励	97.8	-47.4	51.7	-47.6	39.3	-47.7	24.5	-48.1	9.82	-48.3	-47.8
	振荡激励	27.5	-73.0	15.1	-71.8	11.4	-72.1	7.09	-72.3	2.83	-72.5	-72.3
增大 150%	脉冲激励	78.9	-57.6	41.6	-57.9	31.6	-58.0	19.8	-58.1	7.91	-58.4	-58.0
	振荡激励	22.0	-78.4	11.5	-78.5	8.82	-78.4	5.53	-78.4	2.22	-78.4	-78.4

程度。经拟合,得到两种手法作用下最大相对位移程度随腰椎退变程度增加而衰减的曲线(见图 4)。

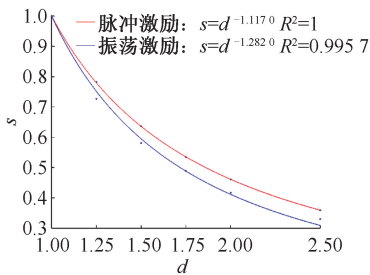


图 4 两种手法下最大相对位移程度随腰椎退变程度变化拟合曲线

Fig. 4 Fitting curves for variation of the maximum relative displacement with lumbar degeneration degree under two manipulations

以最大加速度程度(a)为纵坐标,令腰椎未退变时的最大加速度程度为 1,根据表 2 中的最大加速度减少量百分比平均值,可以得到 6 种不同腰椎退变程度下最大加速度程度。经拟合,得到两种手法作用下最大加速度程度随腰椎退变程度增加而衰减的曲线(见图 5)。

3 讨论

推拿作为治疗腰椎疾病的一种方式,在慢性损伤性腰椎病的疼痛治疗中有着突出的优势,临床应用广泛^[18]。推拿时要操作得当,推拿力过大,可能使病情加重;推拿力过小,达不到治疗效果。推拿时,腰椎各节段位移可以反映推拿的治疗效果,最

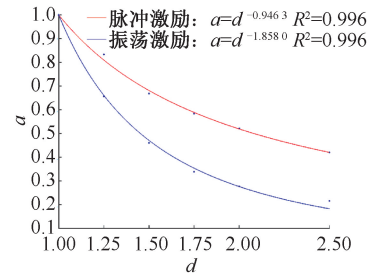


图 5 两种手法作用下最大加速度程度随腰椎退变程度变化拟合曲线

Fig. 5 Fitting curves for variation of the maximum acceleration with lumbar degeneration degree under two manipulations

大相对位移越大,治疗效果越好;腰椎各节段的最大加速度可以反映推拿的安全性,最大加速度越大,风险越大^[19]。

由表 1、2 可知,腰椎未退变时,传统斜扳法作用下腰椎各节段最大相对位移相对于改良斜扳法分别增加 11.99%、11.79%、11.65%、11.65%、12.08%,但传统斜扳法作用下腰椎各节段最大加速度相对于改良斜扳法分别增加 82.35%、84.14%、84.31%、84.38%、84.47%。本文认为,传统斜扳法的有效性虽优于改良斜扳法,但改良斜扳法的安全性明显优于传统斜扳法。因此,本文建议在腰椎未退变时,采用改良斜扳法,并在临床实践时,可适当增大改良斜扳法的作用力以提高其有效性。

由图 4、5 可知,随着腰椎退变程度的加剧,两种手法的作用效果(包括腰椎各节段的最大相对位移

程度和最大加速度程度)均呈幂函数式衰减。其中,改良斜扳法作用下最大相对位移程度的衰减速率快于传统斜扳法,说明改良斜扳法有效性的衰减速率大于传统斜扳法。虽然改良斜扳法最大加速度程度的衰减速率明显快于传统斜扳法,反映了其安全性的提升速率较传统斜扳法更快,但手法作用的根本目的在于治疗,当手法的有效性已呈明显劣势时,再单独讨论其安全性已无意义。即便在临床实践时可以通过不断增大改良斜扳法的作用力来提高其有效性,但改良斜扳法采用振荡激励的方式,其作用力越大,手法也就越难操控。因此,本文建议在腰椎退变的情况下,不宜采用改良斜扳法。

本文通过建立质量-弹簧-阻尼系统腰椎生物力学模型,对腰椎不同退变程度下传统斜扳法和改良斜扳法的作用效果进行比较分析。该模型可以在一定程度上反映腰椎的生物力学特征。由于本文主要关注手法的核心施力特征(脉冲或振荡),在离体采集医师手法作用力数据时,医生的手法操作也是以反映上述手法核心施力特征为主,在切平面内力的方向变化较少,因而本文未考虑推拿力在切平面内的方向变化,而采用了一维多刚体模型。

本文所建一维多刚体模型是一种简化的腰椎模型,未考虑腰椎之间扭转刚度等因素(包括扭转刚度与切向弹性、阻尼系数之间可能存在的耦合关系)。后期将建立更为完整的模型,纳入更多可供参考的因素,借助实验等手段获取相关力学参数,继续改进,使实验模型更贴近真实模型。同时,使推拿医生手法作用力的采集手段更为丰富,更客观、准确地描述医生的手法作用力。可以通过有限元分析的方法结合骨骼、韧带、肌肉等组织,建立更接近于真实结构的腰椎三维模型;通过仿真技术得到骨骼、韧带、肌肉等组织在手法操作过程中的应力和应变情况;在肌肉骨骼三维模型和力学模型的基础上,建立腰椎运动学和动力学仿真分析模型^[20],为推拿临床提供参考。

参考文献:

[1] 区丽敏. 药棒按摩配合斜扳法治疗寒湿型腰椎间盘突出症 62 例[J]. 中医外治杂志, 2014, 23(4): 10-11.
[2] 许桂青. 中医针灸推拿加牵引治疗腰椎间盘突出症的疗效观察研究[J]. 医学食疗与健康, 2020, 18(17): 10-11.
[3] 刘云, 朱肇昕. 中医针灸推拿加牵引治疗腰椎间盘突出症

[J]. 临床医药文献电子杂志, 2018, 5(55): 6-7.
[4] 何天翔, 顾非, 孔令军, 等. 推拿手法结合爬行者训练治疗腰椎间盘突出症的临床研究[J]. 中华中医药杂志, 2019, 34(8): 3851-3854.
[5] 吉登军, 刘鲲鹏, 顾非. 腰椎扳法的研究进展[J]. 中国医药导报, 2015, 12(13): 32-35.
[6] 王辉昊, 詹红生, 张明才, 等. 手法治疗颈椎病意外事件分析与预防策略思考[J]. 中国骨伤, 2012, 25(9): 730-736.
[7] 王志鹏, 张晓刚, 赵文韬, 等. 有限元分析在腰椎手法治疗中的生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2017, 32(3): 293-298.
WANG ZP, ZHANG XG, ZHAO WT, *et al.* Biomechanical research progress on finite element analysis in the treatment of spinal manipulation [J]. J Med Biomech, 2017, 32(3): 293-298.
[8] 张延海, 吕杰, 杨戈尔, 等. 基于仿真技术比较脉冲激励手法和振荡激励手法治疗腰椎疾患的有效性和安全性[J]. 中医正骨, 2020, 32(6): 1-6.
[9] 吕立江, 冯喆, 廖胜辉, 等. 杠杆定位手法对腰椎间盘突出影响的有限元分析[J]. 中华中医药学刊, 2014, 32(5): 971-973.
[10] 陈忻, 于杰, 冯敏山, 等. 坐位旋转手法治疗退行性腰椎滑脱的椎间盘力学分析[J]. 中华中医药杂志, 2019, 34(4): 1395-1400.
[11] KELLERA TS, COLLOCAB CJ, Beliveauc JG. Force-deformation response of the lumbar spine: A sagittal plane model of posteroanterior manipulation and mobilization [J]. Clin Biomech, 2002, 17(3): 185-196.
[12] 豆梦琳, 方舟, 周楠, 等. 中医斜扳疗法治疗腰椎间盘突出生物力学研究[J]. 医用生物力学, 2013, 28(3): 304-309.
DOU ML, FANG Z, ZHOU L, *et al.* Biomechanical study on oblique-pulling manipulation in traditional Chinese medicine for treating lumbar intervertebral disc protrusion [J]. J Med Biomech, 2013, 28(3): 304-309.
[13] 吕杰, 曹金凤, 章丹颂, 等. 俯卧位腰椎交叉按压微调法(横突)作用力测量与初步分析[J]. 生物医学工程学进展, 2011, 32(1): 6-9.
[14] NATHAN M, KELLER TS. Measurement and analysis of the *in vivo* posteroanterior impulse response of the human thoracolumbar spine: A feasibility study [J]. J Manipulative Physiol Ther, 1994, 17(7): 431-441.
[15] TANG SJ, REBHOLZ BJ. Does anterior lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease? A finite element study [J]. J Orthop Sci, 2011, 16(2): 221-228.
[16] 庞胤, 尹帅, 张海峰, 等. 退变对腰椎 4~5 节段椎间盘生物力学的影响[J]. 山东医药, 2021, 61(4): 55-57.