

文章编号:1004-7220(2013)03-0304-06

中医斜扳疗法治疗腰椎间盘突出生物力学研究

豆梦琳¹, 方舟¹, 周楠², 姚伟¹

(1. 复旦大学 力学与工程科学系, 上海 200433; 2. 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** 对椎间盘突出等腰椎病中医推拿斜扳疗法进行生物力学建模分析研究, 对比脉冲激励的传统斜扳法和简谐激励的改良斜扳法两种不同手法的力学特性。 **方法** 假设椎骨为刚体, 椎间盘及周围韧带等软组织为黏弹性体, 建立模拟 L1~5 的 5 自由度振动系统, 对基本方程进行解析求解。 **结果** 简谐激励改良斜扳法的疗效与频率有关。在频率 ≤ 1 的简谐激励改良斜扳法作用下, 病变节段最大位移都大于脉冲激励传统斜扳法下的最大位移。随着病变位置下移, 简谐激励改良斜扳法的损伤比相比脉冲激励传统斜扳法逐渐下降, 安全性增高。 **结论** 使用频率 ≤ 1 的简谐激励改良斜扳法, 治疗效果优于脉冲激励传统斜扳法, 且可控制损伤。

关键词: 斜扳手法; 简谐激励; 脉冲激励; 力学特性; 腰椎间盘突出

中图分类号: R 318.6 文献标志码: A

Biomechanical study on oblique-pulling manipulation in traditional Chinese medicine for treating lumbar intervertebral disc protrusion

DOU Meng-lin¹, FANG Zhou¹, ZHOU Nan², YAO Wei¹ (1. Department of Mechanics and Engineering Science, Fudan University, Shanghai 200433, China; 2. Tuina Department, Yueyang Hospital of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200437, China)

Abstract: Objective To analyze and study the biomechanical model of oblique-pulling manipulation in traditional Chinese medicine for the treatment of lumbar disc disease such as intervertebral disc protrusion, and compare the mechanical properties of two different manipulations, i. e. traditional oblique-pulling manipulation under impulse excitation and improved oblique-pulling manipulation under harmonic excitation. **Methods** The vertebra was set as rigid body, while the intervertebral disk and surrounding ligaments as viscoelastic body. A vibration system with 5-degree freedom for simulating lumbar L1-L5 was established. The basic vibration equation was solved using analytical method. **Results** The effect of improved oblique-pulling manipulation was related to the frequency of harmonic excitation. If the frequency of harmonic excitation was not higher than 1, the maximum displacement of the diseased segment under harmonic excitation was larger than that of traditional oblique-pulling manipulation under impulse excitation. With the lesion location shifted downward, the damage ratio (DR) under harmonic excitation was gradually decreased as compare to that under impulse excitation, indicating the safety of the improved oblique-pulling manipulation increasing. **Conclusions** The curative effect of oblique-pulling manipulation under harmonic excitation at the frequency lower than 1 was better than that of traditional oblique-pulling manipulation under impulse excitation, especially in that the medical injury can be controlled by oblique-pulling manipulation under harmonic excitation at the frequency no higher than 1.

Key words: Oblique-pulling manipulation; Harmonic excitation; Impulse excitation; Mechanical properties; Lumbar intervertebral disc protrusion

收稿日期:2013-04-20; 修回日期:2013-05-10

基金项目:上海市重点学科建设项目(B112)。

通信作者:姚伟, 副教授, E-mail: weiyao@fudan.edu.cn。

中医推拿斜扳手法^[1-3]是针对腰椎病的一种物理治疗方法^[4],通过对腰椎上端施加斜向的脉冲力,实现对腰椎关节的调整。斜扳手法必须操作得当,否则不仅影响治疗效果,还可能使症状加重,甚至出现骨折、软组织挫伤等临床不良反应^[5-6]。近年来临床实践发现,将传统斜扳的脉冲力调整为重复的“晃动力”(周期性变化的作用力)有助于实现更安全的疗效。目前已有对此类改良手法的临床研究^[7],但在这些研究中尚未进行生物力学的分析。

本文建立病变腰椎的中医斜扳手法治疗生物力学模型,通过多自由度有阻尼振动系统^[8]来描述腰椎斜扳过程中的腰椎动力学特征,解析求解基本方程,并对脉冲激励的传统斜扳法和简谐激励的改良斜扳法进行比对。

1 腰椎病中医推拿斜扳手法生物力学模型与求解

1.1 腰椎病及手法模型

1.1.1 腰椎及腰椎病生物力学模型 腰椎及腰椎病生物力学模型见图1。腰椎有5节段椎骨,从上到下依次为L1~5。设正常椎骨为质量相等的刚性质量块(从上到下依次为 $m_1 \sim 5$,正常情况下 $m_1 = m_2 = m_3 = m_4 = m_5 = 100 \text{ g}$)。链接腰椎椎骨的部分称为腰椎间盘,是黏弹体,设腰椎间盘和周围软组织及韧带为连接刚性质量块的弹簧和阻尼器。其中弹簧从上到下依次表示为 $K_1 \sim 5$,弹性模量正常情况下为 $k_1 = k_2 = k_3 = k_4 = k_5 = 200 \text{ N} \cdot \text{s/m}$;阻尼器从上到下依次表示为 $C_1 \sim 5$,阻尼系数正常情况下为 $c_1 = c_2 = c_3 = c_4 = c_5 = 100 \text{ N/m}$ 。

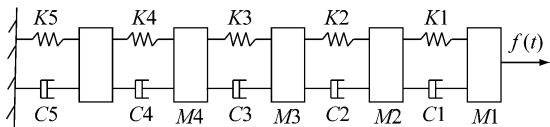


图1 腰椎及腰椎推拿生物力学模型

Fig.1 Biomechanical model of lumbar and lumbar manipulation

腰椎病变情况下腰椎间盘及周围组织和韧带的性能僵化,在本模型中假设对应病变节段的弹簧刚度和阻尼器阻尼系数为正常弹簧刚度和阻尼系数的2倍,表示椎骨质量块的质量在病变情况下不改变。

1.1.2 中医推拿斜扳手法生物力学模型 斜扳手法对腰椎上端施加斜向的作用力,可对腰椎产生扭转和沿腰椎轴向拉伸的作用,本文中只考虑手法的轴向拉伸效应。

医生手法操作时,一手固定腰椎下端,另一手对腰椎上端发力,记沿腰椎轴向拉伸的作用力为 $f(t)$ (见图1)。

传统扳法作用的是脉冲力,改良斜扳法作用的是简谐力,设为

$$f_{\text{脉冲力}} = p\delta(t) \quad (1)$$

$$f_{\text{简谐力}} = p\sin(\omega t) \quad (2)$$

式中: $\delta(t)$ 为单位脉冲函数, ω 为简谐力的频率。

1.2 基本方程及解

1.2.1 基本方程 已经建立的5自由度振动系统动力学模型,其系统振动方程为

$$M\ddot{x} + C\dot{x} + Kx = F(t) \quad (3)$$

式中: M 、 C 、 K 分别表示 5×5 的质量矩阵、阻尼矩阵、刚度矩阵, $F(t)$ 表示 5×1 的激励向量, x 表示 5×1 的位移向量。质量矩阵 M 、阻尼矩阵 C 、刚度矩阵 K 、激励向量 $f(t)$ 和位移向量 x 分别为:

$$M = \begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_4 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_5 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$K = \begin{bmatrix} k_1 & -k_1 & 0 & 0 & 0 \\ -k_1 & k_1 + k_2 & -k_2 & 0 & 0 \\ 0 & -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 & 0 \\ 0 & 0 & -k_3 & k_3 + k_4 & -k_4 \\ 0 & 0 & 0 & -k_4 & k_4 + k_5 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$C = \begin{bmatrix} c_1 & -c_1 & 0 & 0 & 0 \\ -c_1 & c_1 + c_2 & -c_2 & 0 & 0 \\ 0 & -c_2 & c_2 + c_3 & -c_3 & 0 \\ 0 & 0 & -c_3 & c_3 + c_4 & -c_4 \\ 0 & 0 & 0 & -c_4 & c_4 + c_5 \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$f(t) = \begin{pmatrix} f(t) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (7) \quad x = \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \end{pmatrix} \quad (8)$$

1.2.2 基本方程的解 单自由度振动方程为

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = f(t) \quad (9)$$

当 $f = P\sin(\omega t)$, 初始速度和位移都为 0 时, 解为

$$x(t) = Be^{-\zeta\omega_n t} \left[\sin\psi \cos\omega_n t + \frac{\omega_n}{\omega_d} (\zeta \sin\psi - \lambda \cos\psi) \sin\omega_d t \right] + B\sin(\omega t - \psi) \quad (10)$$

当 $f(t) = P\delta(t)$, 初始速度和位移都为 0 时, 解为

$$x(t) = \frac{P}{m\omega_d} e^{\zeta\omega_n t} \sin\omega_d t \quad (11)$$

式中: $\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}}$, $\zeta = \frac{c}{2\omega_n m}$, $\lambda = \frac{\omega}{\omega_n}$,

$$B = \frac{p/k}{\sqrt{(1-\lambda^2)^2 + (2\zeta\lambda)^2}}$$

对于模拟扳法的 5 自由度振动方程(3), 寻找正则矩阵 ψ 使得 $\psi^T M \psi$ 、 $\psi^T C \psi$ 和 $\psi^T K \psi$ 都成角对称矩阵, 设 $x(t) = \psi \eta(t)$, 则可将原方程解耦为关于 $\eta(t)$ 与其一阶导数、两阶导数的振动方程, 该振动方程 5 个自由度相互独立, 每个自由度可由单自由度振动方程解法解出。

2 结果

2.1 正常腰椎在斜扳手法作用下腰椎各节段相对位移(伸长/压缩)

分别以传统扳法和改良扳法作用于正常腰椎, 设 $p = 10 \text{ N}$, 改良扳法简谐力频率 $\omega = 0.5$ 。

图 2 所示为改良扳法作用的结果。图中 $r1 \sim 5$ 分别对应腰椎各节段 L1 ~ 5 的相对位移。黑色※号标出的位置为整个推拿过程中相对位移最大值, 可以看到各节段相对位移随节段依次向上而增大。

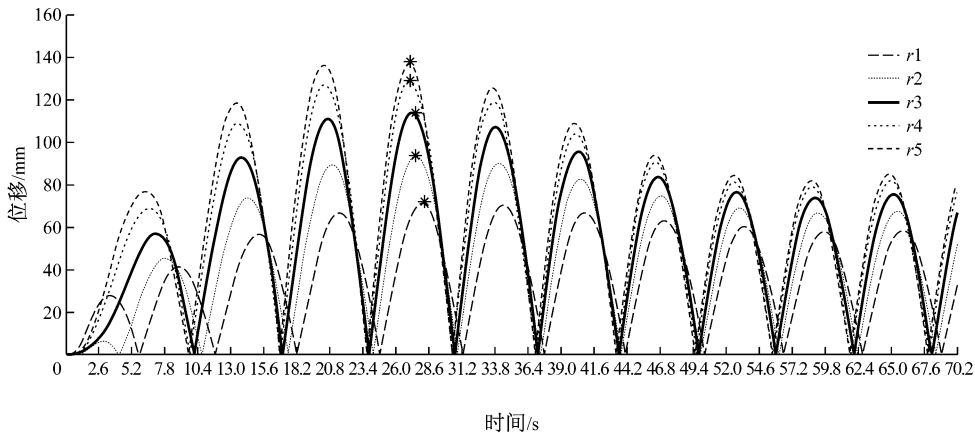


图 2 简谐激励改良扳法作用时各节段相对位移-时间曲线

Fig. 2 Relative displacement-time curve of each segment for improved oblique-pulling manipulation under harmonic excitation

图 3 所示为脉冲激励下各节段的相对位移。很明显在脉冲激励时刻 ($t=0$) 各节段的相对位移远大于其后时刻的相对位移。和改良扳法作用的结果相同, 脉冲激励下各节段相对位移随节段依次向上而增大。

比较图 2、3 可知, 改良扳法作用下各节段相对位移要大于脉冲激励下各节段的相对位移。

推拿过程中需要调整节段对应的最大相对位

移。图 4 所示为两种扳法所对应的各节段最大相对位移, 可以反映出两种扳法的疗效。

由图 4 可以发现, 使用 $\omega \leq 1$ 的简谐激励改良扳法, 各节段最大相对位移均大于脉冲激励传统扳法的最大相对位移, 显示出显著优势。随着简谐力频率的增大 ($\omega = 1.5, \omega = 2$), 简谐激励改良扳法部分节段最大相对位移将小于脉冲激励传统扳法下该节段最大相对位移; 当简谐力频率增大到一定程度

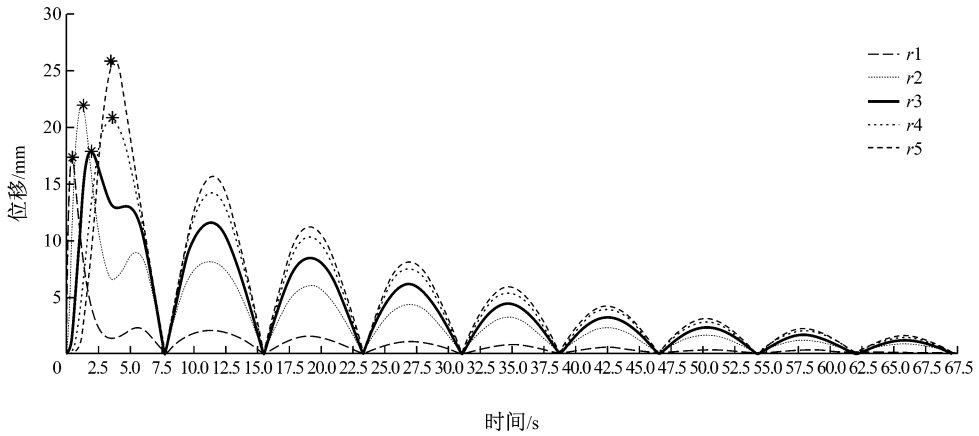


图3 脉冲激励传统扳法作用时各节段相对位移-时间曲线

Fig. 3 Relative displacement-time curve of each segment for traditional oblique-pulling manipulation under impulse excitation

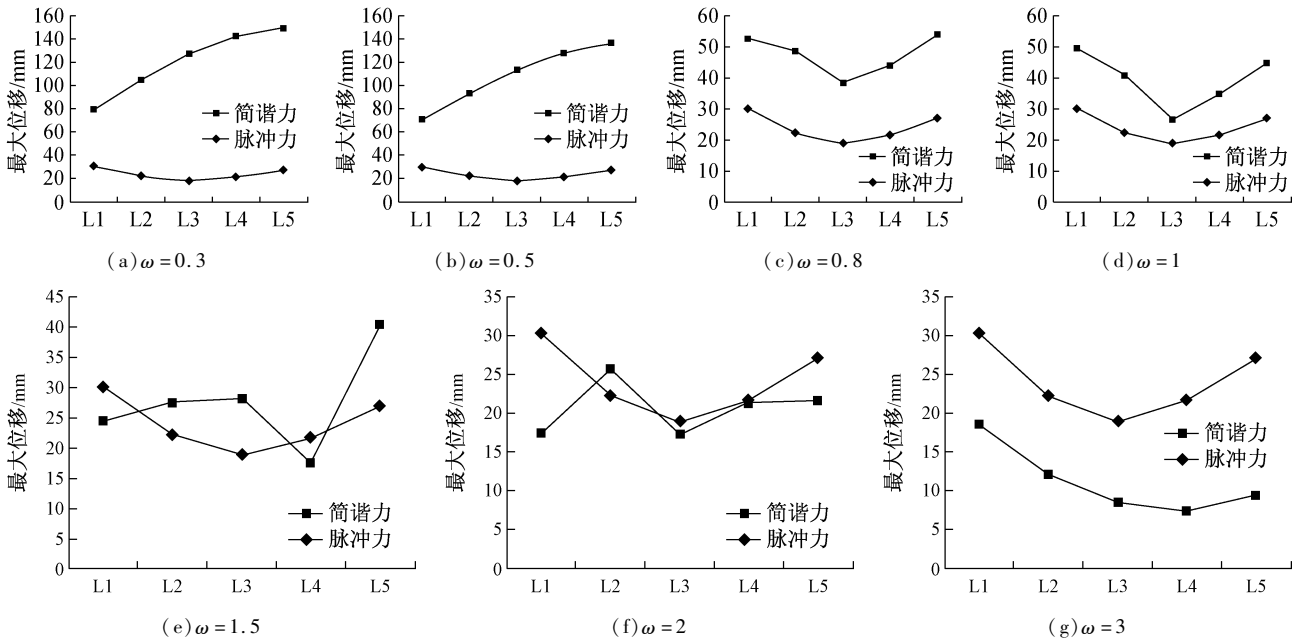


图4 不同频率简谐激励和脉冲激励下各节段最大位移

Fig. 4 Maximum displacement of each segment under harmonic excitation at different frequencies and impulse excitation

时($\omega = 3$),改良扳法的各节段最大相对位移将完全小于脉冲力激励下各节段最大相对位移。

2.2 斜扳手法的疗效分析

腰椎病变情况下椎间盘及周围组织和韧带的性能僵化,设模型中相应病变节段弹簧刚度和阻尼器阻尼系数为正常弹簧刚度和阻尼系数的2倍,其他节段的力学参数不变。

图5所示为病变节段在不同频率简谐激励改良扳法和脉冲激励传统扳法下的最大相对位移。

图5显示在病变情况下,2.1节中的结论依旧成立。即使用 $\omega \leq 1$ 的简谐激励改良扳法,病变节段最大相对位移都大于脉冲激励传统扳法下的最大相对位移;随着简谐力频率的增大($\omega = 1.5, \omega = 2$),部分病变节段最大相对位移将小于脉冲激励传统扳法下该节段位移;当简谐力频率增大到一定程度时($\omega = 3$),病变节段最大相对位移将完全小于脉冲激励传统扳法下各节段最大相对位移。

因此从疗效来说,使用 $\omega \leq 1$ 的简谐激励改良扳法要优于脉冲激励传统扳法。

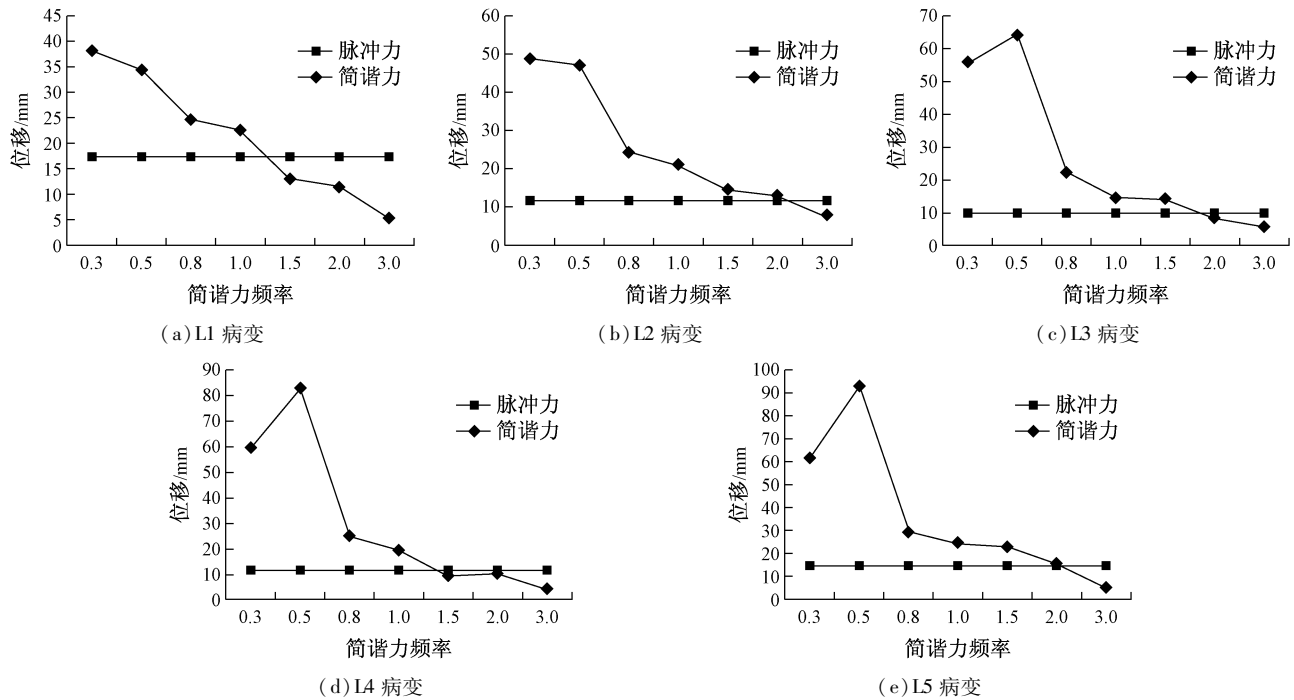


图5 不同频率简谐激励和脉冲激励下各病变节段最大位移

Fig. 5 Maximum displacement of diseased segment under harmonic excitation and impulse excitation at different frequencies (a) Diseased L1 segment, (b) Diseased L2 segment, (c) Diseased L3 segment, (d) Diseased L4 segment, (e) Diseased L5 segment

2.3 斜扳手法的安全性分析

临床治疗中发现,在腰椎推拿治疗过程中,调节病变节段的同时还应关注对其他非病变节段产生影响的大小,如对病变节段产生疗效的同时对非病变节段造成损伤,在临床中是不合适的。

“损伤比 (damage ratio, DR)”定义为:推拿过程引起的除病变节段外其他所有节段最大相对位移与需调整病变节段最大相对位移的比值。损伤比可反映手法对人体造成的伤害程度,反映疗法的安全性。表1所示为不同节段病变情况下各推拿手法的损伤比。

由表1可知, L1 病变时,脉冲激励传统扳法下 DR 均小于简谐激励改良扳法下 DR; L2 病变时,使用 $\omega=0.8, 1, 2, 3$ 简谐激励, DR 小于脉冲激励改良扳法;随着病变节段位置逐渐下移,简谐激励改良扳法 DR 逐渐小于脉冲激励传统扳法 DR;当 L5 病变时,除 $\omega=3$ 以外,其余频率简谐激励改良扳法 DR 均小于脉冲激励传统扳法 DR。临床最常见的腰椎病多发于 L4~5 和 L5~S1,即本模型中的 L4 和 L5 节段,表1显示此时施以简谐激励改良扳法 DR 基本小于脉冲激励传统扳法 DR。

表1 不同节段病变情况下各推拿手法的损伤比

Tab. 1 Damage ratio of different diseased segments under harmonic excitation and impulse excitation at different frequencies

手法激励	DR				
	L1 病变	L2 病变	L3 病变	L4 病变	L5 病变
脉冲力	1.482 8	2.735 0	3.091 8	2.603 4	2.068 5
简谐力($\omega=0.3$)	3.803 7	3.125 3	<u>2.366 9</u>	<u>2.120 6</u>	<u>1.941 7</u>
简谐力($\omega=0.5$)	4.002 9	3.125 3	<u>2.539 1</u>	<u>2.182 4</u>	<u>1.914 0</u>
简谐力($\omega=0.8$)	2.061 0	<u>2.172 8</u>	<u>2.561 1</u>	<u>2.485 7</u>	<u>1.812 9</u>
简谐力($\omega=1.0$)	1.866 7	<u>2.425 1</u>	3.544 8	<u>2.528 9</u>	<u>1.939 0</u>
简谐力($\omega=1.5$)	2.753 8	3.027 8	<u>2.792 9</u>	4.322 9	<u>1.393 9</u>
简谐力($\omega=2.0$)	2.052 2	<u>1.945 3</u>	3.219 5	2.427 2	<u>1.525 3</u>
简谐力($\omega=3.0$)	3.365 4	<u>2.359 0</u>	3.363 6	4.325 6	3.444 4

注:对于同一病变节段,简谐激励改良扳 DR 小于脉冲激励传统扳法 DR 的数字用下划线注出

综合 2.2 节的疗效分析和本节的安全性分析发现,使用 $\omega \leq 1$ 的简谐激励改良扳法优于脉冲激励传统扳法,是较为理想的扳法。

3 讨论

本文对腰椎病中医推拿斜扳疗法进行生物力学

研究,从疗效和损伤比两个方面对脉冲激励传统扳法和简谐激励改良扳法手法进行对比。

结果表明,简谐激励改良扳法疗效与频率有关。病变情况下,使用 $\omega \leq 1$ 的简谐激励改良扳法,病变节段最大相对位移都大于脉冲激励传统扳法下的最大相对位移;随着简谐力频率的增大($\omega = 1.5, \omega = 2$),部分病变节段最大位移将小于脉冲激励传统扳法下该节段位移;当简谐力频率增大到一定程度时($\omega = 3$),病变节段最大位移将完全小于脉冲激励传统扳法下各节段最大位移。

不同扳法下损伤比DR与病变位置有关。总的来说,随着病变位置下移,简谐激励改良扳法DR对比于脉冲激励传统扳法逐渐下降,即安全性增高。当L1病变时,简谐激励改良扳法下DR都大于脉冲激励传统扳法下DR;当L5病变时,除 $\omega = 3$ 以外,简谐激励改良扳法下DR均小于脉冲激励传统扳法DR,此时简谐激励改良扳法呈现出一定优势。

综合考虑到病变节段的通常位置、疗效和医疗损伤各方面结果,可以认为使用 $\omega \leq 1$ 的简谐激励改良扳法在临床上可能有更好效果。

本研究也存在以下不足之处:①腰椎病中医推拿斜扳疗法的生物力学机制十分复杂,斜扳作用力的效应不仅沿腰椎轴向,而且对脊柱产生扭转力矩,本文仅对手法的拉伸进行了分析,定性说明手法改

良的优劣,今后需对斜扳作用力的扭转效应深入分析;②本文模型的建立相对简单,将腰椎间盘突出模拟为线性弹簧和线性阻尼器,需进一步改进模型,使之更接近人体生理实际是必要的;③本文的结论是理论模拟的结果,还需临床的验证,但可为临床研究提供参考。

参考文献:

- [1] 严隽陶. 推拿学[M]. 北京:中国中医药出版社,2003:6.
- [2] 刘智斌. 颈腰关节疼痛手技疗法[M]. 北京:人民军医出版社,2006:124.
- [3] 王道全. 成人推拿图解[M]. 济南:山东科学技术出版社,1995:32.
- [4] 王国才. 推拿手法学[M]. 北京:中国中医药出版社,2003:201.
- [5] 季新民,李京生,时述山. 推拿按摩治疗腰椎间盘突出症造成马尾神经损害8例报告[J]. 中国脊柱脊髓杂志,1993,3(6):257.
- [6] 顾罗嘉. 斜扳法引起腰三横突综合症12例报告[J]. 按摩与引导,1991,4:20-22.
- [7] 张琴明,房敏,龚利. 腰椎侧位斜扳法的改良及规范操作[J]. 按摩与引导,2003,19(4):6-7.
- [8] 王忆,杨玉屏,赵建生. 受迫阻尼振动系统动力学性质的研究[J]. 大学物理,2001,20(7):22-25.
- [9] 王文亮. 结构动力学[M]. 上海:复旦大学出版社,1993:109-117.