

有限元法预测支具治疗青少年特发性脊柱侧凸的效果

唐明星, 张宏其, 王永福, 赵迪, 刘少华, 陈凌强, 郭超峰, 王昱翔

【摘要】 目的 利用有限元方法分析支具治疗后椎间盘凸侧和凹侧椎间盘应力分布的变化, 预测支具治疗效果。**方法** 基于已建立的 Lenke 1A 型特发性脊柱侧凸模型, 利用有限元方法分析支具治疗后主胸弯椎间盘凸侧和凹侧椎间盘应力分布的变化, 并应用公式计算 1 年后椎体高度增加值和椎体楔形病变增加的角度值。**结果** 随着横向矫形力的增加, T_{6-11} 椎体的楔形病变逐渐减小, 预计 1 年后总的椎体楔形病变也呈减小趋势。其中在加载 100 N 矫形力后, 主胸弯椎体楔形病变角度总和被逆转为负数。**结论** 利用有限元方法研究脊柱侧凸椎间盘凸侧和凹侧的应力, 并应用凸侧和凹侧应力值预测支具治疗的效果, 为预测支具治疗效果提供了一种新的方法。

【关键词】 青少年; 脊柱侧凸; 支具(骨科); 有限元分析

【中图分类号】 R 682.3 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1672-2957(2010)02-0108-06

Predict therapeutic efficacy of brace for adolescent idiopathic scoliosis using finite element method TANG Mingxing, ZHANG Hongqi, WANG Yongfu, ZHAO Di, LIU Shaohua, CHEN Lingqiang, GUO Chaofeng, WANG Yuxiang. Department of Spinal Surgery, Xiangya Spinal Surgery Center, Xiangya Hospital, Central South University, Changsha 410008, China

【Abstract】 Objective To analyze the distribution change of disc stress at the convex side and concave side in order to predict the curative effect of brace with the finite element method. **Methods** The disc stress changes of the convex side and concave side at main thoracic curve were analyzed based on a constructed finite model of Lenke 1A-type adolescent idiopathic scoliosis with finite element method, and the increased height and wedge angle of vertebrae after 1 year were calculated according to formula. **Results** With the increase of transverse orthopedic force, the wedge angle of T_{6-11} decreases gradually, and the change of total wedge angle was predicted to be in a downward trend. And when the force added up to 100 N, the change of total wedge angle in main thoracic curve was predicted to become negative. **Conclusion** Finite element method can be applied to research disc stress in the convex side and concave side, and the disc stress in the convex side and concave side can be applied to predict therapeutic efficacy of the brace, which provides a new method for predicting therapeutic efficacy of the brace.

【Key words】 Adolescent; Scoliosis; Braces; Finite element analysis

J Spinal Surg, 2010, 8(2):108-113

青少年特发性脊柱侧凸 (adolescent idiopathic scoliosis, AIS) 在青少年中的发病率约为 2% ~ 3%^[1,2], 严重威胁着青少年的身心健康。通过临床观察, 支具对于预防和矫正侧凸畸形有一定的效果^[3-6], 是目前唯一公认有效的非手术治疗方法。但是, 另一方面, 佩戴支具需定期复查, 佩戴时间较长, 通常需 18 ~ 36 个月。盲目佩戴支具反而引起侧凸畸形进行性加重、脊柱柔韧性变差, 给患者带来极大的身心摧残, 而错失手术最佳时机则给手术治疗带来了极大的难度。然而, 之前大部分学者对支具

疗效的预测大部分只是根据个人经验, 通过患者的骨龄以及侧凸的严重程度等做出粗略的评估。目前迫切需要一种有效的方法来预测支具的治疗效果。

有鉴于此, 本研究从支具治疗的生物力学原理出发, 利用有限元方法模拟支具治疗后脊柱侧凸椎间盘凸侧和凹侧的应力值变化, 预测支具治疗的效果, 以便为支具的改良提供生物力学依据。

1 资料和方法

1.1 一般资料

男, 14 岁, 侧凸分型为 Lenk 1A 型, PUMC II a 型。Risser 征 3 级, 体重 55 kg, 身高 170 cm, 征得患者本人及父母同意, 志愿作为测试对象。拍摄 X 线片了解其侧凸角度, 再采用螺旋 CT (Philips Brilliance 64 排) 对其脊柱进行层厚 1 mm 的连续扫描,

基金项目: 湖南省科技厅重点项目 (2009SK2012); 湖南省科技厅科技计划一般项目 (2007SK3036); 湖南省卫生厅科研基金课题 (B2006-040)

作者简介: 唐明星 (1981 -), 博士, 医师

作者单位: 410008 湖南, 中南大学湘雅医院脊柱外科, 湘雅脊柱外科中心

通信作者: 张宏其 zhq9996@163.com

以 Dicom 格式文件储存所得的扫描图像。根据 CT 图像建立脊柱侧凸的有限元模型,并已经验证了模型的有效性和可靠性(见图 1~5,表 1,2)。

1.2 支具疗效的预测

参考相应文献^[7],了解脊柱各个节段重力分布情况及椎体受力情况(见表 3)。其中:

各椎体水平累计体重 = 各椎体水平累计体重比 × 患者体重

各椎体上表面累及承载质量 = 15 + 各椎体水平累及体重 × 2.1

相邻椎体间承载力的差值 = 相邻椎体间承载质量的差值 × g , $g = 9.81 \text{ N/kg}$

约束条件:固定骨盆,约束其 X 、 Y 、 Z 轴 3 个方向的活动。 $T_{3,4}$ 的肋骨位于腋窝对应的部位,故限制 $T_{3,4}$ 的肋骨在 X 、 Y 轴方向的活动。

施加载荷:在椎体上施加相应重力的情况下,模拟支具的衬垫部分施加不同的侧方横向力,力的大小分别为 0 N、10 N、20 N、30 N、40 N、60 N、80 N、100 N,施加的位置在 T_{8-10} 椎体凸侧的肋骨,力的方向由凸侧指向凹侧。

计算凸侧和凹侧椎间盘平均应力值,并计算 1 年后主胸弯椎体凸侧和凹侧预计增长的高度值和椎体楔形角度变化值。主胸弯包括 T_{6-11} 的所有椎体节段。

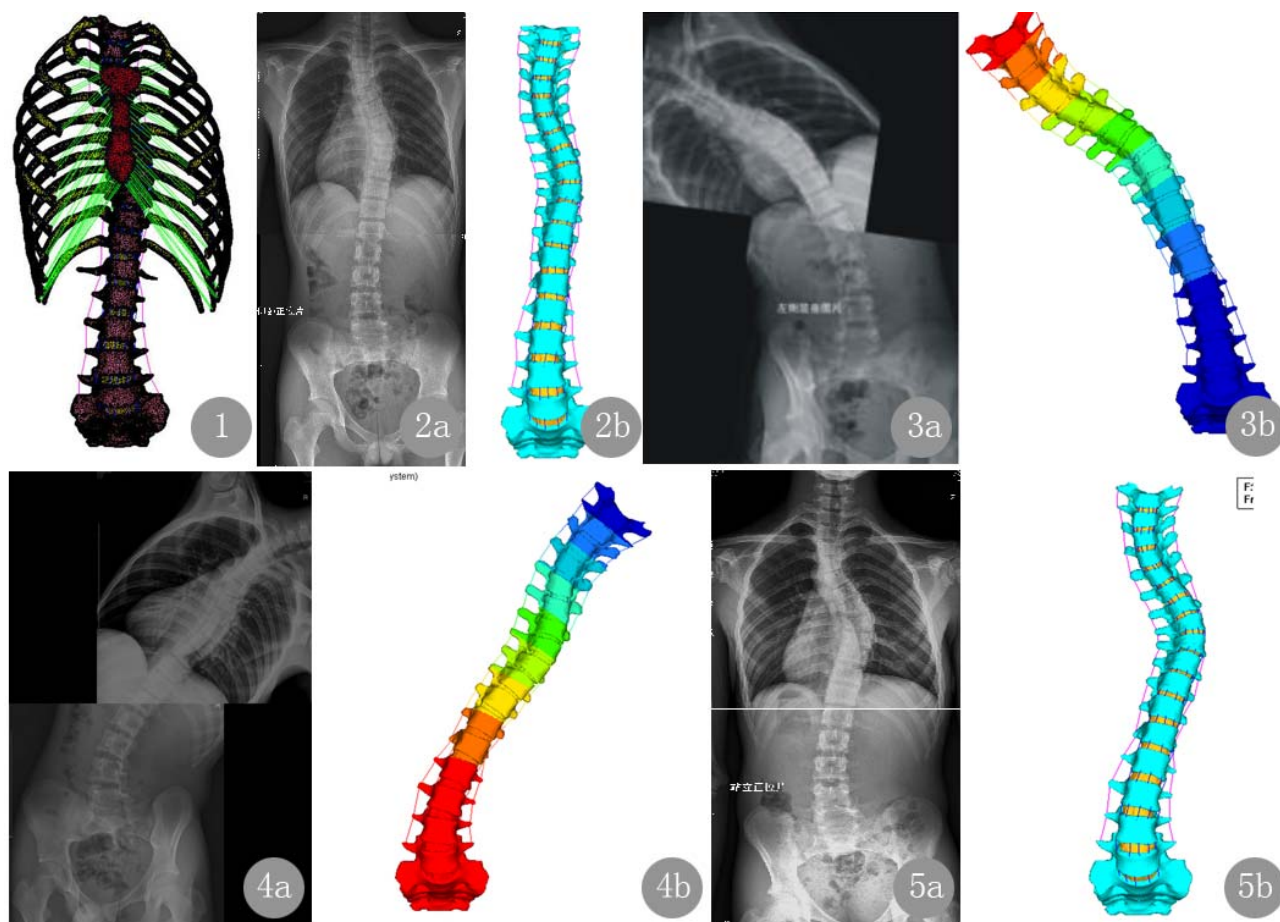


图 1 网格模型 图 2 仰卧位比较 图 3 左侧屈曲位比较 图 4 右侧屈曲位比较 图 5 站立位比较

Fig.1 Mesh model. **Fig.2** Comparison between roentgenograph and model in supine position. **Fig.3** Comparison between roentgenograph and model in left bending position. **Fig.4** Comparison between roentgenograph and model in right bending position. **Fig.5** Comparison between roentgenograph and model in standing position.

表 1 临床 X 线片与模型之间不同体位主胸弯 Cobb 角的对比情况($\bar{x} \pm s, ^\circ$)

Tab.1 Comparison of major thoracic Cobb's angle under different positions between clinical roentgenograph and model($\bar{x} \pm s, ^\circ$)

	仰卧位 Supine position	站立位 Standing position	左侧屈曲位 Left bending position	右侧屈曲位 Right bending position
X 线片 Roentgenograph	31	40	44	19
模型 Model	31	41	40	20

表 2 临床 X 线片与模型之间不同体位上胸弯 Cobb 角的对比情况 ($\bar{x} \pm s, ^\circ$)Tab. 2 Comparison of upper thoracic Cobb's angle under different positions between clinical roentgenograph and model ($\bar{x} \pm s, ^\circ$)

	仰卧位 Supine position	站立位 Standing position	左侧屈曲位 Left bending position	右侧屈曲位 Right bending position
X 线片 Roentgenograph	25	30	16	32
模型 Model	24	32	20	30

表 3 脊柱各个节段受力分布情况

Tab. 3 Force distribution of each vertebral level

椎体节段 Vertebral segment	各椎体水平累及 体重百分比 (%) ^[7] Percentage of total mass for each level (%)	各椎体水平累 及体重 (kg) Cumulative mass of each vertebral level (kg)	各椎体上表面累 及承载质量 (kg) Each mass on vertebral upper surface (kg)	相邻椎体间承载 质量的差值 (kg) Mass difference between adjacent vertebrae (kg)	相邻椎体间承载 力的差值 (N) Force difference between adjacent vertebrae (N)
T ₁	14.0	7.70	31.17	31.17	305.78
T ₂	16.6	9.13	34.17	3.00	29.46
T ₃	19.2	10.56	37.18	3.00	29.46
T ₄	21.8	11.99	40.18	3.00	29.46
T ₅	24.4	13.42	43.18	3.00	29.46
T ₆	27.0	14.85	46.19	3.00	29.46
T ₇	29.6	16.28	49.19	3.00	29.46
T ₈	32.2	17.71	52.19	3.00	29.46
T ₉	34.8	19.14	55.19	3.00	29.46
T ₁₀	37.4	20.57	58.20	3.00	29.46
T ₁₁	40.0	22.00	61.20	3.00	29.46
T ₁₂	42.6	23.43	64.20	3.00	29.46
L ₁	45.2	24.86	67.20	3.00	29.46
L ₂	47.8	26.29	70.21	3.00	29.46
L ₃	50.4	27.72	73.21	3.00	29.46
L ₄	53.0	29.15	76.22	3.00	29.46
L ₅	55.6	30.58	79.22	3.00	29.46

按照公式 $\delta\epsilon_x = \delta G_x (1 + \beta_x \sigma_x)$ ^[8] 计算每年椎体增加的高度。

其中 $\delta\epsilon_x$ 为每年增加的高度值 (单位: mm); σ_x 为椎体每年基础增长高度 (单位: mm); β_x 为椎体对应力的敏感系数 (单位: MPa^{-1}); σ_x 为应力大小 (单位: MPa), 当应力为压应力时, $\sigma_x < 0$ MPa, 当应力为牵张力时, $\sigma_x > 0$ MPa。Taylor^[9] 研究 δG_x 在胸椎为 0.8 mm, Stokes^[10] 研究 β_x 的系数为 0.4 ~ 1.2 MPa^{-1} 。

1 年后椎体楔形角度计算: $\alpha = \tan^{-1}[(1 \text{ 年后凸侧椎体高度} - \text{凹侧椎体高度}) / \text{椎体宽度}]$, β 为最初时候的椎体楔形角度。那么 1 年后椎体楔形角度变

化值为 $(\alpha - \beta)$ 。

2 结 果

随着施加横向矫形力的增加, T_{6~11} 之间椎间盘凸侧应力值逐渐增加, 而凹侧应力值逐渐减小 (见表 4 ~ 8)。预测 1 年后随着矫形力的增加, 凸侧椎体高度增加值逐渐减小, 凹侧逐渐增加 (见表 9 ~ 14)。预测椎体的楔形病变增加值逐渐减小, 其中在加载 100 N 矫形力后主胸弯椎体楔形病变角度总和被逆转为负数 (见表 15), 预计 1 年后总的椎体楔形病变也呈减小趋势。

表 4 不同矫形力下 T₆/T₇ 椎间盘应力平均值 (MPa)Tab. 4 The mean value of T₆/T₇ intervertebral disc stress in different orthopedic force (MPa)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.302	0.304	0.312	0.323	0.334	0.356	0.377	0.396
凹侧 Concave side	0.361	0.341	0.331	0.322	0.312	0.290	0.282	0.271

表 5 不同矫形力下 T₇/T₈ 椎间盘应力平均值(MPa)**Tab. 5** The mean value of T₇/T₈ intervertebral disc stress in different orthopedic force(MPa)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.273	0.284	0.295	0.307	0.316	0.337	0.354	0.375
凹侧 Concave side	0.345	0.334	0.322	0.310	0.301	0.282	0.267	0.254

表 6 不同矫形力下 T₈/T₉ 椎间盘应力平均值(MPa)**Tab. 6** The mean value of T₈/T₉ intervertebral disc stress in different orthopedic force(MPa)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.198	0.220	0.246	0.280	0.302	0.358	0.395	0.422
凹侧 Concave side	0.868	0.857	0.822	0.800	0.781	0.740	0.702	0.656

表 7 不同矫形力下 T₉/T₁₀ 椎间盘应力平均值(MPa)**Tab. 7** The mean value of T₉/T₁₀ intervertebral disc stress in different orthopedic force(MPa)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.221	0.234	0.254	0.278	0.301	0.343	0.368	0.400
凹侧 Concave side	0.689	0.662	0.641	0.618	0.592	0.559	0.512	0.473

表 8 不同矫形力下 T₁₀/T₁₁ 椎间盘应力平均值(MPa)**Tab. 8** The mean value of T₁₀/T₁₁ intervertebral disc stress in different orthopedic force(MPa)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.474	0.483	0.494	0.505	0.516	0.537	0.555	0.574
凹侧 Concave side	0.602	0.593	0.571	0.556	0.541	0.522	0.501	0.481

表 9 预测 1 年后施加不同矫形力下 T₆ 椎体增加的高度值(mm)**Tab. 9** Prediction of T₆ increased vertebral height in different orthopedic force after 1 year(mm)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.482 ~ 0.585	0.473 ~ 0.583	0.506 ~ 0.572	0.487 ~ 0.569	0.480 ~ 0.559	0.464 ~ 0.541	0.449 ~ 0.524	0.435 ~ 0.507
凹侧 Concave side	0.463 ~ 0.537	0.475 ~ 0.554	0.482 ~ 0.562	0.488 ~ 0.570	0.496 ~ 0.578	0.511 ~ 0.596	0.517 ~ 0.604	0.525 ~ 0.613

表 10 预测 1 年后施加不同矫形力下 T₇ 椎体增加的高度值(mm)**Tab. 10** Prediction of T₇ increased vertebral height in different orthopedic force after 1 year(mm)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.993 ~ 1.189	0.961 ~ 1.183	1.025 ~ 1.159	0.990 ~ 1.151	0.951 ~ 1.109	0.941 ~ 1.098	0.914 ~ 1.066	0.885 ~ 1.032
凹侧 Concave side	0.932 ~ 1.088	0.954 ~ 1.113	0.970 ~ 1.132	0.985 ~ 1.149	0.999 ~ 1.166	1.028 ~ 1.200	1.045 ~ 1.219	1.063 ~ 1.240

表 11 预测 1 年后施加不同矫形力下 T₈ 椎体增加的高度值(mm)**Tab. 11** Prediction of T₈ increased vertebral height in different orthopedic force after 1 year(mm)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	1.119 ~ 1.263	1.078 ~ 1.257	1.062 ~ 1.272	1.020 ~ 1.187	0.974 ~ 1.136	0.949 ~ 1.107	0.901 ~ 1.051	0.939 ~ 0.979
凹侧 Concave side	0.515 ~ 0.684	0.531 ~ 0.705	0.617 ~ 0.719	0.612 ~ 0.761	0.665 ~ 0.786	0.673 ~ 0.838	0.709 ~ 0.883	0.732 ~ 0.933

表 12 预测 1 年后施加不同矫形力下 T₉ 椎体增加的高度值 (mm)Tab. 12 Prediction of T₉ increased vertebral height in different orthopedic force after 1 year (mm)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	1.139 ~ 1.306	1.151 ~ 1.283	1.104 ~ 1.248	1.038 ~ 1.211	1.006 ~ 1.174	0.936 ~ 1.092	0.891 ~ 1.039	0.848 ~ 0.990
凹侧 Concave side	0.290 ~ 0.386	0.323 ~ 0.416	0.353 ~ 0.469	0.396 ~ 0.501	0.426 ~ 0.539	0.477 ~ 0.603	0.535 ~ 0.676	0.592 ~ 0.749

表 13 预测 1 年后施加不同矫形力下 T₁₀ 椎体增加的高度值 (mm)Tab. 13 Prediction of T₁₀ increased vertebral height in different orthopedic force after 1 year (mm)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.940 ~ 1.079	0.965 ~ 1.064	0.922 ~ 1.042	0.876 ~ 1.022	0.852 ~ 0.993	0.806 ~ 0.941	0.775 ~ 0.904	0.739 ~ 0.862
凹侧 Concave side	0.476 ~ 0.612	0.331 ~ 0.412	0.530 ~ 0.681	0.562 ~ 0.711	0.590 ~ 0.746	0.625 ~ 0.790	0.671 ~ 0.849	0.711 ~ 0.890

表 14 预测 1 年后施加不同矫形力下 T₁₁ 椎体增加的高度值 (mm)Tab. 14 Prediction of T₁₁ increased vertebral height in different orthopedic force after 1 year (mm)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
凸侧 Convex side	0.366 ~ 0.448	0.389 ~ 0.429	0.373 ~ 0.421	0.357 ~ 0.410	0.348 ~ 0.451	0.333 ~ 0.432	0.320 ~ 0.415	0.307 ~ 0.398
凹侧 Concave side	0.270 ~ 0.342	0.273 ~ 0.348	0.288 ~ 0.367	0.302 ~ 0.382	0.312 ~ 0.395	0.325 ~ 0.411	0.339 ~ 0.429	0.353 ~ 0.446

表 15 预测施加不同矫形力后椎体楔形角度增加值 (°)

Tab. 15 Predict the increased wedge degree in different orthopedic force (°)

	0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	60 N	80 N	100 N
T ₆	0.18 ~ 0.21	0.10 ~ 0.15	0.02 ~ 0.10	-0.05 ~ 0.04	-0.14 ~ -0.02	-0.32 ~ -0.16	-0.47 ~ -0.22	-0.67 ~ -0.29
T ₇	1.46 ~ 1.53	0.21 ~ 0.28	0.08 ~ 0.15	0.02 ~ 0.10	-0.28 ~ -0.16	-0.49 ~ -0.26	-0.89 ~ -0.32	-0.89 ~ -0.58
T ₈	1.72 ~ 1.98	1.56 ~ 1.81	1.34 ~ 1.61	1.06 ~ 1.42	0.90 ~ 1.12	0.69 ~ 0.96	0.34 ~ 0.60	0.07 ~ 0.21
T ₉	2.46 ~ 3.02	2.23 ~ 2.89	1.97 ~ 2.53	1.93 ~ 2.19	1.77 ~ 2.01	1.21 ~ 1.63	0.81 ~ 1.29	0.59 ~ 0.75
T ₁₀	1.39 ~ 1.58	1.75 ~ 2.21	1.05 ~ 1.23	0.88 ~ 1.04	0.65 ~ 0.87	0.40 ~ 0.62	0.01 ~ 0.37	-0.12 ~ 0.03
T ₁₁	0.94 ~ 1.04	0.22 ~ 0.30	0.14 ~ 0.22	0.06 ~ 0.16	0.04 ~ 0.08	-0.12 ~ 0.02	-0.28 ~ -0.03	-0.38 ~ -0.18
总和 Sum	8.15 ~ 9.36	6.07 ~ 7.64	4.60 ~ 5.84	3.90 ~ 4.95	2.94 ~ 3.90	1.46 ~ 2.81	-0.48 ~ 1.69	-1.40 ~ -0.06

3 讨 论

生物力学因素在脊柱侧凸进展过程中起主要作用, 脊柱生物力学研究方法有多种, 包括动物实验、物理实验、尸体实验等。脊柱侧凸在自然界的动物中尚未发现, 模型选材困难, 而脊柱侧凸的人体标本获取更加困难。随着电子计算机的发展, 有限元法已经迅速发展成为一种现代计算方法。其可在研究中重复, 并可改变任何质量与定量变化, 同时提供了局部以及内部的反应机制。

Hueter-Volkman 定律认为骨骺所受压力增加, 骨的生长就会受到抑制; 骨骺所受压力降低, 骨的生长就会加速^[11]。支具治疗就是根据 Hueter-Volkman 理论, 当支具对脊柱畸形控制良好时终板

上的应力重新分布会促进脊柱的正常生长。通过平衡凹侧与凸侧生长, 引导脊柱的纵向生长直到成熟, 以使脊柱在整个发育过程中保持或取得良好的冠状面和矢状面形态, 以达到矫形和预防侧凸进展的目的。

本次研究提出利用椎间盘凸侧和凹侧应力作为预测支具疗效的一个量化标准。首先, 支具治疗的效果在客观上可以从治疗后椎体终板凸侧和凹侧的应力是否得到了平衡来做出判定, 而椎间盘与终板紧密相连, 椎间盘上的应力可以间接的反应出终板上的应力值。其次, 有限元方法不仅能反应脊柱外形的改变, 更重要的是能够观察内部的属性变化, 该方法就可以很精确的反应椎间盘受应力的情况, 是

其他方法难以媲美的。

通过研究发现,在该模型中,尤其在 $T_{8,9}$ 椎体位置,椎体楔形角度变化最大,考虑是该位置处于顶椎位置,应力分布相对最为不平衡所致。根据公式 $\delta\epsilon_x = \delta G_x(1 + \beta_x \sigma_x)$ 计算 1 年后 T_8 椎体的凸侧比凹侧生长的高度增多了 0.536 ~ 0.625 mm,而椎体楔形病变的角度值增加了 $1.72^\circ \sim 1.98^\circ$,同时 T_9 椎体的凸侧比凹侧生长的高度增多了 0.865 ~ 0.956 mm,而椎体楔形病变的角度值增加了 $2.46^\circ \sim 3.02^\circ$ 。在脊柱高度增加的过程中,椎间盘所起作用甚小,主要靠椎体高度的增加达到目的^[12],故 1 年后主胸弯 Cobb 角度进展的度数可以用椎体楔形病变增加的总和值来做评估,通过计算 1 年后主胸弯 Cobb 角度将达到 $48.15^\circ \sim 49.36^\circ$,这完全达到手术所需条件。并且该患者目前年龄只有 14 岁, Risser 征 3 级,脊柱生长的年限还不止 1 年,如果患者还有 4 年生长的时间,可以推测最终其侧凸角度至少加重至 75° 。而在 100 N 矫形力时,椎体楔形病变的总和增加值反而为负值,这也就意味着在该力作用下脊柱的侧凸畸形将得到一定的改善,且仅有 $-1.40^\circ \sim -0.06^\circ$ 。有研究表明支具能够提供的横向矫形力最多可达 24 N^[13],而在 24 N 的横向矫形力下,主胸弯内凸侧和凹侧椎间盘应力尚未达到平衡,预计 1 年后侧凸进展角度在 $3.90^\circ \sim 5.84^\circ$,2 年后就至少达到 $7.80^\circ \sim 11.68^\circ$,支具难以达到很好的预防脊柱侧凸进展的目的,最终可能仍需手术治疗。

当然,支具矫形不仅仅只有横向矫形力,实际还有其他的因素参与其中,还包括有束带力以及动态效应的作用。随着计算机的发展,相信在不久的将来有限元方法将进一步融入脊柱侧凸的发生、发展和预防的动态过程。

参考文献

[1] Lamarre ME, Parent S, Labelle H, et al. Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: suspension versus

- side-bending radiography[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2009, 34(6):591-597.
- [2] Sangole AP, Aubin CE, Labelle H, et al. Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2009, 34(1):91-99.
- [3] Negrini S, Atanasio S, Negrini F, et al. The Sforzesco brace can replace cast in the correction of adolescent idiopathic scoliosis: A controlled prospective cohort study[J]. Scoliosis, 2008, 31(3):15.
- [4] Heary RF, Bono CM, Kumar S. Bracing for scoliosis[J]. Neurosurgery, 2008, 63(3 Suppl):125-130.
- [5] Jarvis J, Garbedian S, Swamy G. Juvenile idiopathic scoliosis: the effectiveness of part-time bracing[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2008, 33(10):1074-1078.
- [6] Maruyama T. Bracing adolescent idiopathic scoliosis: a systematic review of the literature of effective conservative treatment looking for end results 5 years after weaning[J]. Disabil Rehabil, 2008, 30(10):786-791.
- [7] Villemure I, Aubin CE, Dansereau J, et al. Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses[J]. Eur Spine J, 2004, 13(1):83-90.
- [8] Carrier J, Aubin CE, Villemure I, et al. Biomechanical modeling of growth modulation following rib shortening or lengthening in adolescent idiopathic scoliosis[J]. Med Biol Eng Comput, 2004, 42(4):541-548.
- [9] Taylor JR. Growth of human intervertebral discs and vertebral bodies[J]. J Anat, 1975, 120(Pt 1):49-68.
- [10] Stokes IA. Mechanical effects on skeletal growth[J]. J Musculoskelet Neuronal Interact, 2002, 2(3):277-280.
- [11] Weiss HR, Hawes MC. Adolescent idiopathic scoliosis, bracing and the Hueter-Volkman principle[J]. Spine J, 2004, 4(4):484-485.
- [12] Stokes IA, Windisch L. Vertebral height growth predominates over intervertebral disc height growth in adolescents with scoliosis[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2006, 31(14):1600-1604.
- [13] Cochran T, Nachemson A. Long-term anatomic and functional changes in patients with adolescent idiopathic scoliosis treated with the Milwaukee brace[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1985, 10(2):127-133.

(收稿日期:2010-01-04)

(本文编辑 徐 瑾)