

脊柱侧凸板棍矫正装置的实验应力分析

刘清泉¹, 张亦良¹, 张仲文², 叶启彬²

(1. 北京工业大学 机械工程与应用电子技术学院, 北京 100022; 2. 武警总医院, 北京 100853)

摘要:为了解决同时测量应用内固定器脊柱侧凸板棍矫正装置矫正过程中椎间盘及椎骨的应力与变形问题, 利用相似性原理, 建立了脊柱侧凸的实验力学模型. 椎骨模型采用铸铝制作, 应用电测法测试; 椎间盘模型则采用具有双折射性能的聚碳酸酯材料, 用光弹法测试. 模拟 PRSS 的工作原理, 特制了专用的加载装置及测力系统, 给出脊柱在纵向载荷及矫正载荷的联合作用下的应力变化规律. 结果表明: 当脊柱侧凸发生后, 由于纵向载荷作用侧凸有加重的趋势; 手术中应用 PRSS 时, 矫正载荷可使脊柱凹侧的压应力减小, 在凹侧椎间盘的上下边界出现拉应力, 可有效矫正脊柱侧凸.

关键词:光测法; 电阻应变计; 应力分析

中图分类号: O 39; O 34

文献标识码: A

文章编号: 0254-0037(2006)增刊-0096-06

目前医学上普遍采用手术内固定矫正治疗的方式来治疗脊柱侧凸^[1], 所用的内固定矫正支架种类很多, 但也不同程度存在一定的问题^[2-3]. 北京协和医院骨科于 1998 年研制成适于治疗生长发育中儿童脊柱侧凸的新型矫正装置——脊柱侧凸板棍矫正装置(plate-rod system for scoliosis, 简称 PRSS), 经过几年的临床应用, 取得了良好的效果^[4-5]. 为验证 PRSS 的力学性能, 需进行一系列的生物力学实验, 目前已完成的实验主要是在动物脊柱上进行的^[6]. 国外学者采用光弹法对人体骨骼进行的应力测量较多, 进行过腿骨^[7]、膝关节^[8]、踝关节^[9]、齿骨^[10]等的光弹性测量与分析, 这些实验再现了各种骨骼在受力变形中的力学行为; 但目前对于脊柱的光弹性测量比较少, 主要原因是脊柱本身的结构很复杂, 同时采用刚度相差几十倍的光弹材料分别模拟椎骨和椎间盘比较困难.

1 实验方案及模型的建立

1.1 脊柱光弹研究的特点与难点

根据相似性原理, 研究脊柱的力学模型是一种可行的办法, 但同时也面临着一定的困难: 1) 脊柱的变形具有大变形的特点, 而一般的模型材料很难达到如此大的变形; 2) 脊柱的力学性能相当复杂, 椎骨和椎间盘在弹性模量上相差很大, 脊柱在材料性能上表现为各向异性; 3) 实验要求脊柱模型分别在纵向和横向各自独立加载并同步测定载荷值, 由于目前尚无针对脊柱实验的加载装置, 需要根据实验的具体要求进行设计制作.

1.2 模型建立

1.2.1 相似性原理

为建立与原型受力及变形情况相似的实验模型, 需遵循相似性原理. 相似性原理主要包括: 模型与原型几何尺寸相似; 在模型上与原型上施加载荷相似, 即 2 个系统的载荷大小成正比, 方向相同; 模型与原型边界条件相同; 约束相同.

根据弹性力学原理^[11], 模型与原型的相似条件应满足

收稿日期: 2006-05-10.

作者简介: 刘清泉(1974-), 男, 辽宁丹东人, 硕士生.

$$p_m/(E_m l_m^2) = p_p/(E_p l_p^2) \tag{1}$$

$$\mu_m = \mu_p \tag{2}$$

其中, p 为载荷; E 为弹性模量; μ 为泊松比; l 为几何尺寸.

通过测量模型上指定点的应力 σ_m , 利用

$$\sigma_m l_m^2 / P_m = \sigma_p l_p^2 / P_p \tag{3}$$

即可求出原型上对应点的应力 σ_p .

1.2.2 脊柱的生物力学模型及简化

脊柱的每一单元椎骨与椎间盘的界面通过软骨板环与椎骨骺骨连接, 由前、后韧带及纤维环连接它们的侧面以传递载荷. 由于骺骨核为黏流体, 只能承受压力, 所以椎间盘与椎骨之间可以直接传递压力, 但不能传递剪力. 当脊柱受到纵向、横向(包括弯曲)载荷时, 通过韧带、纤维环传递拉力、剪力, 并且椎骨与椎间盘之间可以滑移; 因此, 脊柱力学模型可视为多个椎骨、椎间盘组合的复合模型.

根据相似性原理, 将脊柱的三维实体模型在载荷平面内简化成二维力学模型. 模型选择椎骨、椎间盘单元组成的平面结构, 椎骨与椎间盘之间的界面用特殊黏流体模拟髓核作用(只承受压力), 使界面之间可以滑移, 椎骨与椎间盘的连接通过较软的材料粘接单元体两侧, 模拟韧带及纤维环的作用.

1.2.3 实验材料的选择

由于椎骨与椎间盘的弹性模量相差很大(椎骨 $E_{p1} = 14$ GPa, 椎间盘 $E_{p2} = 0.5$ GPa), 按照相似^[11]条件: $E_{m1}/E_{p1} = E_{m2}/E_{p2}$, 椎骨模型材料选择铸铝 $E_{m1} = 72$ GPa, 椎间盘和韧带模型材料选择具有双折射性能的聚碳酸脂 $E_{m2} = 2.4$ GPa. 椎骨与椎间盘均选择载荷截面形状, 并模拟轻度侧凸情况, 椎骨截面为 $30 \text{ mm} \times 18 \text{ mm}$ 矩形, 椎间盘截面为 2° 的梯形, 它们的厚度均为 10 mm . 建立的包含 5 个椎骨和 4 个椎间盘的脊柱模型如图 1 所示.

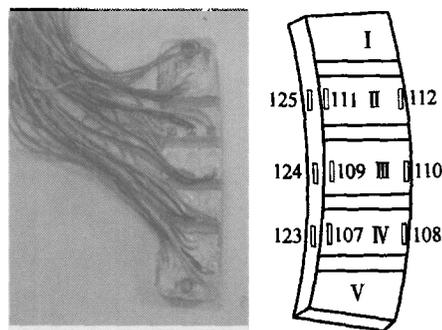


图 1 脊柱简化实验模型
Fig.1 Predigestion model of spine

1.3 加载装置设计

PRSS 由钛合金制成的弹力板棍、圆棍、各型横位连接体及钉钩组成. 连接体固定到计划矫正范围内的上下端椎处, 然后依次在凸侧放置弹力板棍, 凹侧放置圆棍, 组成矩形矫正框架. 将弹力钢板侧推脊柱凸侧的棘突, 从而矫正脊柱侧凸畸形.

仿照临床应用 PRSS 手术加载和固定方式, 特别设计了对此模型的加载装置, 包括加载棍板、加载螺栓等. 加载装置模拟 PRSS 的加载方式, 横向矫正载荷由加载棍板提供, 同时由光弹仪砝码对模型施加纵向载荷. 在矫正过程中, 脊柱模型在纵向不固定, 可自由伸展, 如图 2 所示.

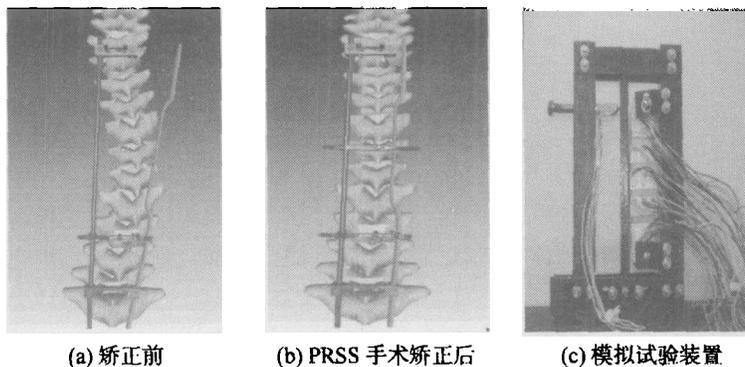


图 2 模拟 PRSS 手术矫正加载装置

Fig.2 Loading set for simulation of PRSS corrective therapy

横向载荷大小需由自制力传感器测出,在加载螺栓上贴4个应变片组成全桥,经过标定后由应变仪准确测出横向载荷.

1.4 加载方案

脊柱受纵向压缩载荷及横向矫正载荷的联合作用,可以根据式(1)确定试验载荷的量值.由于人体体重及脊柱弯曲程度各有差异,则需研究不同的纵向及横向载荷对其应力的影响,分别取纵向载荷为0、50、100、150、200 N,横向载荷分别为0、30、60、90、120 N.

1.5 测试方法

1) 用光测法测量椎间盘模型应力.椎间盘系聚碳酸脂材料,具有双折射性能,通过光弹模型测量椎骨与椎间盘界面的应力.

2) 用电测法测量椎骨模型应力.在椎骨与韧带模型上粘贴电阻应变片,通过应变仪测量应变.在椎骨凹侧、凸侧及凹侧韧带沿模型厚度方向粘贴9片应变片,具体位置见图1.

2 实验过程

将模型安装到加载装置中,放在409-II型大视场平行光式光弹仪(北京科学仪器产品)的施力架上,投射光源为白光.在初始状态下,模型无载荷作用.

保持横向载荷不变,纵向砝码加载0—50 N—100 N—150 N—200 N,这个过程可模拟出在脊柱侧凸的情况下,人体体重等纵向载荷对椎骨及椎间盘应力分布的影响.

保持纵向载荷200 N不变,横向加载0—30 N—60 N—90 N—120 N,考察PRSS矫正力逐步增加的过程中,纵向及横向载荷联合作用对脊柱及椎间盘应力分布的影响.

光弹与电测同时进行,用UCAM-10 A数据采集器(日本共和电业生产)采集各个载荷下每个应变片的应变值,用数码摄像头拍下各个载荷下的光测等差线图.

3 实验结果

3.1 椎骨模型电测实验结果

椎骨模型电测法测试结果见表1,应变片编号见图1.

表1 椎骨模型电测法的测试结果
Tab.1 Spine model strain gauges test results

纵向载荷/N	横向载荷/N	应变测量值/ 10^{-6}										
		107	108	109	110	111	112	113	114	123	124	125
0	0	0	0	0	0	0	-10	0	0	-1	-1	-9
50	0	-1	-2	-1	-2	-6	-11	-1	0	-18	-17	-77
100	0	-2	-3	-2	-4	-13	-12	-8	-7	-46	-37	-220
150	0	-12	-6	-12	-7	-21	-21	-11	-10	-80	-57	-353
200	0	-20	-10	-21	-11	-28	-20	-12	-10	-111	-79	-456
200	23	-21	-13	-11	-16	-27	-21	-13	-11	-132	-75	-400
200	88	-12	-23	-2	-20	-14	-32	-10	-7	-152	-18	-40
200	125	-11	-25	-1	-21	-11	-31	-10	-7	-167	12	-68

加载模型处于单向应力状态,将得到的椎骨模型和韧带模型的应变分别与其弹性模量 $E_{m1} = 72 \text{ GPa}$ 、

$E_{m2} = 2.4 \text{ GPa}$ 相乘即可得到应力,典型的Ⅲ号椎骨模型凹侧、凸侧及凹侧韧带应力随载荷的变化情况见图 3.

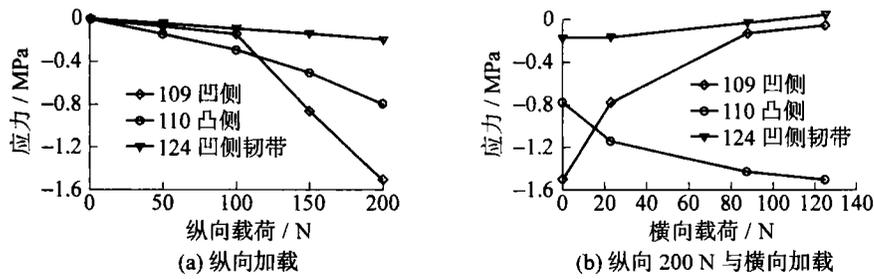


图 3 应力随载荷变化图
Fig.3 Stress under different loading

3.2 椎间盘模型光测实验结果

模型处在双正交圆偏振光场中,模型受力后出现等差线干涉条纹,反映了应力分布的情况,如图 4 所示.

模型上某一点主应力差和该点的等差线干涉条纹级数成正比,即

$$\sigma_1 - \sigma_2 = Nf/h \quad (4)$$

式中, $\sigma_1 - \sigma_2$ 为主应力差; N 为条纹级数; f 为模型材料条纹值; h 为模型厚度; f, h 为常数.

在模型边界中,垂直于边界面的主应力 $\sigma_2 = 0$, 因此, N 即可直接反映模型某一点主应力的大小. 椎间盘模型上、下边界应力数值不同但分布规律相同. 选取Ⅱ号与Ⅲ号椎骨之间的椎间盘模型光弹等差线进行分析及计算,得到此椎间盘上下表面应力分布如图 5 所示. 其中,“上表面”代表贴近Ⅱ号椎骨的椎间盘表面,从左至右表明了从椎间盘凸侧到凹侧的应力分布.

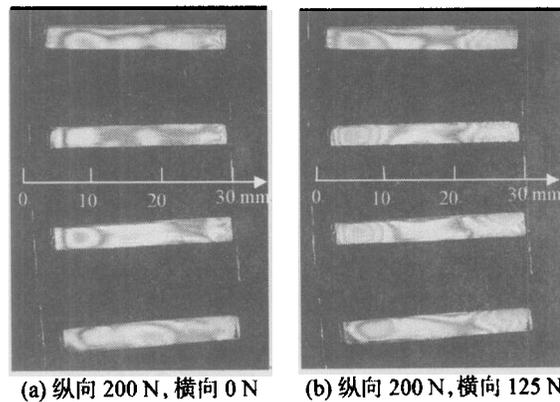


图 4 施加载荷后的干涉条纹

Fig.4 Photoelastic stress under different loading

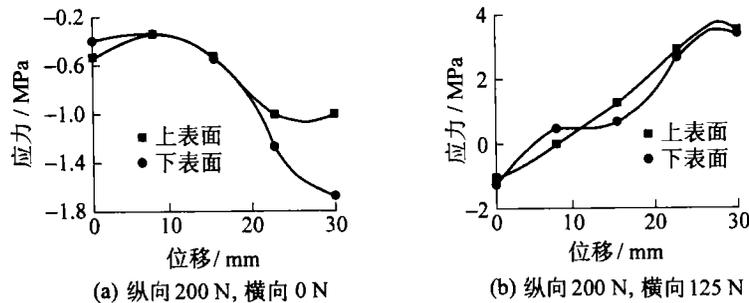


图 5 椎间盘(Ⅱ与Ⅲ椎骨间)矫正前后应力分布

Fig.5 Stress distribution of the centrum

4 讨论

4.1 纵向载荷对椎骨的影响

由图 3(a)可见,在脊柱发生侧凸和无横向载荷的情况下,随着纵向载荷的增加,椎骨凸侧、凹侧、凹侧

韧带的压应力均在增加,但椎骨凹侧的压应力增加幅度大.这表明在矫正前凹侧的脊柱承担了大部分的纵向载荷.根据 Hueter-Volkman 定律(骨垢压力法则):骨垢所受压力增加,骨的生长就会受到抑制;骨垢所受压力降低,骨的生长就会加速^[12].这说明发生脊柱侧凸后,由于体重的影响,若不及时矫正,脊柱侧凸有加重的趋势.

4.2 横向载荷对椎骨的影响

在图 3(b)中,保持一定纵向载荷(200 N)不变,随着横向矫正力的增加,椎骨凸侧的压应力增大,同时椎骨凹侧的压应力迅速减小接近于 0,而凹侧韧带虽然应变较大,但由于弹性模量小,应力变化幅度较小,说明脊柱侧凸矫正后,重新调节了脊柱两侧的应力分布,可使凸侧脊柱的生长受到抑制,同时促进凹侧脊柱的生长.

4.3 载荷对椎间盘的影响

在图 5 中,脊柱模型受载荷后,其椎间盘模型上下边界的应力为垂直于边界的法向应力和边界表面的切向应力.由于髓核只传递压力,故切向应力主要由椎体斜度引起,单独纵向载荷作用时(图 5(a)),界面法向压应力较均匀.纵向载荷增加时,压应力增加,但应力值不大.脊柱受矫正力后(图 5(b)),脊柱处于纵向力和横向力联合作用状态,界面法向应力分布明显改变,凸侧的法向压应力增加,凹侧的压应力降低并可转变为拉应力,说明椎间盘上下边界在 PRSS 作用下其凹侧的法向压应力将产生拉应力,拉应力值与矫正力成正比.

4.4 模型实验方法的可行性分析

本文能使用电测与光弹相结合的模型实验方法的关键在于:1)从材料角度分析,本文所用原型材料(人体椎骨与椎间盘)的弹性模量之比 $E_{p1}/E_{p2} = 14/0.5 = 28$,模型材料(铸铝与聚碳酸脂)的弹性模量之比 $E_{m1}/E_{m2} = 72/2.4 = 30$,二者的相对误差为 6%,可见是比较接近的.2)从受力角度分析,自制的加载装置基本模拟了 PRSS 的工作过程,给出了脊柱纵向载荷及横向载荷的联合作用方式,再现了在脊柱矫形过程中的应力变形情况.3)从模型制作角度分析,模型尺寸完全按人体脊柱比例制作,同时模拟了人体脊柱侧凸的状态,在实验模型制作时,将模拟椎间盘的聚碳酸脂材料做成 2° 的梯形,而模拟脊柱的铸铝为矩形.由于实验材料条件所限,模型还难以做到更大角度的变形.总之,在模型简化的过程中可能会带来一定的误差.实验结果较好显示了人体脊柱椎骨和椎间盘在 PRSS 矫正过程中的应力分布规律,具有一定的可靠性.

5 结论

1) 模型实验结果表明,当脊柱侧凸发生后,若不及时治疗,纵向载荷的作用使脊柱侧凸有加重的趋势.

2) 手术中应用 PRSS 时,其横向载荷(矫正力)的作用,使脊柱凹侧的压应力减小,在凹侧椎间盘的上下边界出现拉应力,可有效矫正脊柱侧凸.

3) 电测与光弹相结合的方法,充分发挥了 2 种实验应力分析的各自优势,可成功模拟在矫形过程中椎骨与椎间盘的受力变形情况,是解决生物力学问题的有效方法.

参考文献:

- [1] ARCAN M, ROBIN G, SIMKIN A. Control of the forces exerted during the surgical correction of scoliosis[J]. Israel Journal of Technology, 1975, 13(3): 225-228.
- [2] 李明, 候铁胜. 脊柱侧凸矫正装置的进展及其评价[J]. 中国矫形外科杂志, 1999, 6(3): 231-233.
LI Ming, HOU Tie-sheng. The development and evaluation of instrumentation on scoliosis[J]. Orthop J Chin, 1999, 6(3):

- 231-233. (in Chinese)
- [3] 印卫锋, 陈安民. 脊柱侧凸的内固定矫形治疗[J]. 临床外科杂志, 2003, 11(5): 351-352.
YIN Wei-feng, CHEN An-min. The treatment for scoliosis with internal fixator[J]. J Clin Surg, 2003, 11(5): 351-352. (in Chinese)
- [4] 叶启彬, 王以朋, 张嘉, 等. 不需植骨融合治疗生长中儿童脊柱侧凸的新装置[J]. 临床骨科杂志, 2004, 7(1): 1-5.
YE Qi-bin, WANG Yi-peng, ZHANG Jia, et al. A new instrumentation without fusion for the treatment of progressive idiopathic scoliosis in growing children[J]. Journal of Clinical Orthopaedics, 2004, 7(1): 1-5. (in Chinese)
- [5] 叶启彬, 邱贵兴, 王以朋, 等. 板-棍系统 PRSS 对生长中儿童和成人脊柱侧凸矫治的早期结果[J]. 中国矫形外科杂志, 2001, 8(1): 16-20.
YE Qi-bin, QIU Gui-xing, WANG Yi-peng, et al. The primary results of the treatment for scoliosis in growing children and adults with PRSS[J]. Orthop J Chin, 2001, 8(1): 16-20. (in Chinese)
- [6] 张嘉, 吕维加, 叶启彬, 等. 脊柱侧凸板棍系统的体外生物力学测试[J]. 生物医学工程与临床, 2003, 7(3): 129-132.
ZHANG Jia, LÜ Wei-jia, YE Qi-bin, et al. Biomechanical test of plate-rod system for sciosis in vitro[J]. BME & Clin Med, 2003, 7(3): 129-132. (in Chinese)
- [7] GLISSON R R, MUSGRAVE D S, GRAHAM R D, et al. Validity of photoelastic strain measurement on cadaveric proximal femora[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2000, 122(4): 423-429.
- [8] HIROKAWA Shunji, YAMAMOTO Kouji, KAWADA Takashi. Measurement of strain distribution in the ligament using photoelasticity: a study done on a model knee joint[J]. Memoirs of the Graduate School of Eng Kyushu University, 1999, 59(2): 173-185.
- [9] PLITZ W K, MAIER A C, HAGEN A F W. Injury mechanisms of the ankle joint in high ski boots: photoelastic and mechanical investigations on the human bone specimen[C]//ASTM Special Technical Publication. Philadelphia: ASME, 1993, 1182: 150-161.
- [10] ASUNDIS A, KISHEN A. Advanced digital photoelastic investigations on the tooth-bone interface[J]. Journal of Biomedical Optics, 2001, 6(2): 224-230.
- [11] 天津大学材料力学教研室光弹组. 光弹性原理及测试技术[M]. 北京: 科学出版社, 1980: 116-136.
- [12] ROAF R. Vertebral growth and its mechanical control[J]. J Bone Joint Surg, 1960, 42(3): 40-59.

Analyses on Mechanical Property by Plate-rod System for Scoliosis

LIU Qing-quan¹, ZHANG Yi-liang¹, ZHANG Zhong-wen², YE Qi-bin²

(1. College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100022, China; 2. Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China)

Abstract: To study the mechanical properties of plate-rod system for scoliosis (PRSS), a model of scoliosis and correcting clamp was built on the base of similar principle. According to the factual situation, the distribution of model centrum stress was measured by using photoelastic method and the stain of the spine was tested by strain gauges method simultaneously. The results indicated that compressive stress was formed on the convex side of scoliosis model by the effect of portrait loading. On the other hand, when PRSS was applied, compressive stress of the concave side of model centrum came to little and became tensile stress with transverse correcting loading.

Key words: photoelasticity; strain gauges; stress analysis