

体位复位结合椎体成形治疗胸腰椎 创伤性压缩骨折的生物力学研究

陈劲松¹, 林欣¹, 黄彰², 田克超², 杜怡斌², 徐宏森², 程永红², 张家宏², 李业奎², 牛敬才²

(1 首都医科大学附属天坛医院骨科 100050 北京市; 2 安徽医科大学第三附属医院骨科 230061 安徽省合肥市)

【摘要】目的:探讨体位复位结合椎体成形(PVP)治疗创伤性压缩骨折的生物力学特性及形态学变化。**方法:**取 6 具新鲜小牛(6~8 周龄)T12~L3 脊柱标本,采用 MTS 机压缩 L1 椎体制备创伤性压缩骨折模型后,行体位复位结合椎体成形强化。于完整、损伤、成形即刻、3000 次疲劳后分别采用 MTS 机及脊柱三维运动实验机测试 T12~L3 的整体刚度、各节段三维运动范围(ROM)及 L1 椎体应变、疲劳后抗极限压缩强度,疲劳实验后随机选取 1 具标本行 X 线摄片并将 L1 椎体中部横断,观察 L1 椎体的形态学变化情况。**结果:**体位复位结合椎体成形可使 L1 椎体前缘高度恢复至完整状态的 98.33%($P>0.05$);500N 载荷作用下垂直压缩时 T12~L3 的整体刚度为完整状态的 102.26%,4Nm 纯力偶矩作用下前屈压缩刚度为完整状态 99.97%、后伸 100.21%、右弯 100.29%、左弯 100.59%、右旋 100.14%、左旋 100.04%,与完整状态相比均无统计学差异($P>0.05$);4Nm 纯力偶矩作用下 T12~L3 各节段三维运动范围(ROM)与完整状态一致($P>0.05$)。3000 次疲劳后,成形椎体的高度无明显变化($P>0.05$);500N 载荷作用下垂直压缩刚度为完整状态的 99.79%($P>0.05$),4Nm 纯力偶矩作用下后伸刚度为完整状态的 95.99%($P>0.05$),前屈、左/右弯为 87.44%、90.13%/90.81%($P<0.05$),左/右旋转为 94.33%/94.37%,部分维持标本的稳定性;疲劳后在 4Nm 纯力偶矩作用下邻近节段 T12~T13、L2~L3 各向 ROM 和完整状态相比无统计学差异($P>0.05$),损伤节段 T13~L1、L1~L2 后伸、左/右旋转 ROM 和完整状态一致($P>0.05$),T13~L1 左/右弯、L1~L2 前屈和损伤状态相比无统计学差异($P>0.05$)。L1 椎体在完整、成形、疲劳后的应变无统计学差异($P>0.05$),疲劳后成形椎体与完整椎体抗极限压缩强度无统计学差异($P>0.05$)。成形后标本 X 线片及成形椎体横断剖面示疲劳后伤椎仍呈解剖复位,未见骨水泥断裂现象发生。**结论:**体位复位结合椎体成形术可有效稳定创伤性压缩骨折,3000 次疲劳载荷循环后脊柱标本的生物力学性能出现了不同程度的下降。

【关键词】骨折;胸腰椎;复位;椎体成形术;生物力学;疲劳

中图分类号:R318.01,R683.2 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2008)-11-0851-06

Biomechanical study of vertebroplasty with postural reduction in treatment of thoracolumbar traumatic compression fracture/CHEN Jinsong, LIN Xin, HUANG Zhang, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2008, 18(11): 851-856

【Abstract】 Objective: To assess the changes of biomechanics and morphology of the fractured vertebral body treated by percutaneous vertebroplasty (PVP) combined with postural reduction. **Method:** Six fresh spines of T12-L3 from 6-8 week-old calf were collected. After reproducible flexion-compression fracture of L1 was induced by MTS (MTS 858 Bionix test system, America), the destabilized specimens were augmented using a combined reduction/injection procedure. Each specimen was tested in four models: intact model as the control, L1 flexion-compression fracture model, PVP combined with reduction model, 3000 cycle of fatigue load model. The stiffness of T12-L3, range of motion of each segment, L1 straining and post-fatigue failure strength were tested by MTS and spinal range of motion test system respectively. After fatigue test, the morphological study was made by cross-section observation of L1, and radiographs of the augmented spine were evaluated on a specimen selected at random. **Result:** 98.33% of anterior border of vertebral body was restored by PVP combined with reduction ($P>0.05$). Instant stiffness of the spine recovered to 102.26% in axial compression at 500N load, and 99.97% in flexion, 100.21% in extension, 100.29%, 100.59% in right or left bending, 100.14%,

第一作者简介:男(1969-),医学博士,副主任医师,研究方向:脊柱外科、创伤骨科(现在安徽医科大学第三附属医院骨科)

电话:(0551)2183411 E-mail:chenjinsong6@sina.com

通讯作者:林欣

100.04% in right or left axial rotation at 4Nm moments. Those had no significant differences compared with the intact state ($P>0.05$). This procedure also restored the stability of each segment in all directions of motion to the levels similar to those of intact spine at 4Nm moments ($P>0.05$). Under 3000 cycle of fatigue load, changes of the height of augmented vertebra were not obvious ($P>0.05$). Post-fatigue stiffness of the spine was 99.79% of the intact condition in axial compression at 500N load ($P>0.05$). 95.99% in extension at 4Nm moments ($P>0.05$), 87.44% in flexion, 90.13%, 90.81% in left or right bending ($P<0.05$), 94.33%, 94.37% in left or right axial rotation, which were able to stabilize the spine. At 4Nm moments after fatigue, there were no statistical differences in all directions of motion in T12-T13 and L2-L3 compared with that in intact state ($P>0.05$), on difference either in injured segment of the T13-L1, L1-L2 in extension and left or right axial rotation ($P>0.05$), no difference was encountered between the fatigue and injury states in T13-L1 left or right bending and L1-L2 flexion ($P>0.05$). The straining of L1 after PVP and 3000 cycle of fatigue load was similar to the intact under the different physiological conditions ($P>0.05$). There was no significant difference in the failure strength between intact and augmented vertebrae ($P>0.05$). A good cement-bone bonding and fracture filling in PVP specimens was demonstrated by the radiographs and cross-sectional observations. **Conclusion:** The PVP combined with reduction can restore the spinal stability effectively after operation, but the spinal stability decreased in some extent after 3000 cycle of fatigue load.

【Key words】 Fracture; Thoracolumbar vertebra; Reduction; Percutaneous vertebralplasty; Biomechanics; Fatigue

【Author's address】 Department of Orthopaedics, Beijing Tiantan Hospital, Capital University of Medical Sciences, Beijing, 100050, China

椎体成形术是针对骨质疏松性椎体压缩骨折的一种微创治疗方法, 众多生物力学实验及临床观察表明^[1-5], 其可恢复脊柱的强度、刚度及稳定性, 术后患者可早期下地, 极大地减轻了患者和社会的经济负担。但能否独立应用椎体成形术治疗创伤性、不稳定性压缩骨折? 其能否使患者术后尽早下地并恢复日常的生理活动? 有关此方面的生物力学研究较少。我们采用生物力学方法针对以上两方面进行研究、探讨, 以期为临床应用提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 标本准备

6 具 6~8 周龄新鲜小牛胸腰椎标本 (南方医科大学生物力学实验室提供), X 线透视除外明显损伤及其他脊柱疾患。截取 T12~L3, 精确测量 (精度为 0.01mm) 并记录整体标本 (T12~L3) 和中间椎体 (L1) 前缘高度的原始数据 (L1 椎体前缘高度记为 H0)。剔除附着的肋骨和所有肌肉组织, 保留韧带、小关节、骨结构的完整。用自凝牙托粉包埋标本的上下端并暴露 T12~T13、L2~L3 及其间所有椎体和椎间盘, 保持上下两底面相互平行 (成角小于 1°), 编号后双层塑料袋包裹, 于 -20℃ 冰柜中储存待用。

1.2 骨折前生物力学测试

标本自然解冻后放置在万能材料试验机 (MTS858, 南方医科大学生物力学实验室提供) 上, L1 椎体加引伸仪 (MTS Model 632.26), 采用滚珠液压加载、准静态加载方式, 加载速率 100N/min, 轴向载荷 0~500N, 预加载 50N, 以消除标本松弛蠕变的影响, 分级加载 100N, 试验机自动记录标本的轴向位移。分别测试脊柱标本 (T12~L3) 在完整状态时的垂直压缩刚度, L1 椎体在垂直压缩、前屈、后伸、左侧弯、右侧弯的应变变化。

将脊柱标本连接在脊柱三维运动试验机 (南方医科大学生物力学实验室制) 的加载盘和实验台上, 对脊柱标本施加 0~4Nm 的前屈/后伸、左/右侧弯、左/右旋转的纯力偶矩, 加载、卸载循环 3 次, 第 3 次加载后停留 20s, 采用三维显微激光扫描仪 (3D digital Corp, America) 摄取在零载荷和最大载荷时脊柱的运动图像, 并用相应软件系统进行图像分析及数据转换。分别测量脊柱标本 (T12~L3) 各节段在完整状态时的三维运动范围 (ROM) 并计算脊柱标本 (T12~L3) 的整体刚度。

1.3 创伤性压缩骨折模型的制备

所有标本的 L1 椎体按 Gepstein 等^[6]改良方法进行处理, 再将 T12~L3 段脊柱两端包裹于超硬石膏 (南方医科大学生物力学实验室提供) 内, 仅暴露 L1 椎体及其上下椎间盘。将标本安放于

万能材料实验机上,调整加载盘使脊柱标本前屈 10° 后固定上下两端,轴向加载、预加载 1000N,保持 30s,然后以 0.12m/s 的速度撞击脊柱标本上端,之后以 5mm/min 的速度将 L1 椎体压至椎体前缘高度减少 1/2, L1 椎体创伤性压缩骨折形成,测量 L1 椎体前缘高度,记为损伤后高度(H1),然后去除石膏同骨折前方法行生物力学测试^[7]。

1.4 骨折复位

压缩性骨折模型制备后,使用自制复位架依脊柱标本原始曲度利用克氏针的弹性模拟临床体位复位压缩骨折椎体(L1),再次精确测量并记录 L1 的椎体前缘高度,记为复位后高度(H2)。

1.5 椎体成形术

标本取俯卧位,应用 11G 脊椎穿刺针(美国 Stryker Howmedica Osteonics)和聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)骨水泥(含显影剂Ⅲ型,天津市合成材料工业研究所)经双侧椎弓根入路行椎体成形术,当感到阻力明显增大伴有骨水泥即将从骨折线缝隙渗出时则停止注射,注射完毕后包裹 37℃生理盐水纱布 15min,以利于材料固化,精确测量并记录 L1 椎体前缘高度,记为成形后高度(H3),并同骨折前方法行生物力学测试。去掉自制复位架。

1.6 疲劳方法及疲劳实验后测试

将测试完的脊柱标本再次固定于万能材料试验机上,对标本施加轴向压缩载荷,所施加的疲劳载荷为 500N 的平均压力,300N 的正弦交变压力,疲劳频率为 1Hz,疲劳次数 3000 次。同骨折前生物力学测试方法测试 3 次,取平均值以计算标本的结构刚度、三维运动范围及应变。再次测量 L1 椎体前缘高度并记为疲劳后高度(H4)。

疲劳实验后将 5 具标本解剖分离出成形椎体及其下位椎体,剔除韧带和椎间盘组织,分别在万能材料试验机上测量其抗极限压缩强度。

1.7 伤椎大体形态学观察

疲劳实验后随机选取 1 具脊柱标本,X 线摄片观察椎体复位状况及骨水泥填充骨折裂隙情况。然后将 L1 椎体于其中部平面横断,观察骨-骨水泥界面状况。

1.8 统计学方法

测量数据用 SPSS 13.0 软件包进行分析。数据采用 $\bar{x} \pm s$ 表示,组间比较采用配伍组设计的方差分析(two-way ANOVA)及均数两两比较的

SNK 检验, $P < 0.05$ 为有统计学差异。

2 结果

2.1 L1 椎体前缘高度测量结果

H0 平均为 2.39 ± 0.07 cm;创伤性压缩骨折后(H1)减少至 1.24 ± 0.05 cm,为完整状态的 51.88%;体位复位结合椎体成形后(H3)恢复至 2.35 ± 0.06 cm,为完整状态的 98.33%;3000 次疲劳后(H4)为 2.35 ± 0.06 cm,与 H3 一致。经配伍组检验方差齐($P > 0.05$),H1 与 H0、H3、H4 有明显差异($P < 0.05$),H0、H3、H4 间无显著性差异($P > 0.05$)。

2.2 生物力学测试结果

脊柱标本 T12~L3 的整体刚度见表 1。成形后即刻,500N 载荷作用下脊柱标本 T12~L3 的垂直压缩刚度为完整状态的 102.26%,4Nm 纯力偶矩作用下后伸为完整状态的 100.21%、前屈为 99.97%、左侧弯为 100.59%、右侧弯为 100.29%、左旋为 100.04%、右旋为 100.14%,与完整状态相比均无统计学差异($P > 0.05$)。3000 次疲劳后,脊柱标本垂直压缩刚度为完整状态的 99.79%、后伸为 95.99%、前屈为 87.44%、左弯为 90.13%、右弯为 90.81%、左旋为 94.33%、右旋为 94.37%,其中垂直压缩、后伸与完整状态相比无统计学差异($P > 0.05$),前屈、左侧弯、右侧弯与完整状态相比有显著性差异($P < 0.05$)。左、右旋转时脊柱标本的刚度虽有所下降,但尚可部分维持脊柱标本的稳定性。

L1 椎体的应变变化见表 2。500N 载荷作用下,L1 椎体成形后的局部变形,垂直压缩为完整状态的 70.33%、后伸为 62.79%、前屈为 63.85%、右弯为 70.92%、左弯为 69.98%;3000 次疲劳后垂直压缩时为成形即刻的 103.7%、后伸为 101.73%、前屈为 107.44%、左弯为 106.69%、右弯为 101.45%;完整、成形、疲劳后 L1 椎体的应变变化无统计学差异($P > 0.05$)。

脊柱标本三维运动范围测试结果见表 3。4Nm 的纯力偶矩作用下,成形即刻脊柱标本各节段 ROM 与完整状态相比无统计学差异($P > 0.05$)。3000 次疲劳后,邻近节段 T12~T13、L2~L3 各向 ROM 和完整状态一致($P > 0.05$);损伤节段 T13~L1、L1~L2 后伸、左/右旋转 ROM 和完整状态相比差异无显著性($P > 0.05$),T13~L1 左/右弯、L1~L2 前屈和损伤状态相比无统计学差异($P >$

表 1 脊柱标本 (T12~L3) 各状态刚度 ($\bar{x}\pm s, n=6$)

状态	垂直压缩刚度 (N/mm)	弯曲压缩刚度 (Nmm/度)					
		前屈	后伸	右弯	左弯	右旋	左旋
完整	256.10±17.71	122.90±11.50	141.50±11.70	99.30±5.60	92.00±5.40	208.30±26.50	216.20±19.90
损伤	206.97±19.91 ^①	103.60±12.00 ^①	120.60±11.10 ^①	89.90±4.30 ^①	79.60±5.60 ^①	172.60±18.50 ^①	188.50±18.00 ^①
成形	261.88±19.87 ^{②③}	122.90±12.30 ^{②③}	141.80±12.20 ^{②③}	99.60±5.90 ^{②③}	92.50±5.70 ^{②③}	208.60±27.10 ^{②③}	216.30±21.00 ^{②③}
疲劳	255.55±20.86	107.50±11.60 ^④	135.80±11.80	90.20±5.00 ^④	82.90±5.00 ^④	196.60±20.70	204.00±19.90

注: 各组经配伍组检验方差齐 ($P>0.05$), ①与完整组比较 $P<0.05$, ②与损伤组比较 $P<0.05$, ③与完整组比较 $P>0.05$, ④与成形组比较 $P<0.05$

表 2 500N 载荷下 L1 椎体各状态应变比较 (mm/m, $\bar{x}\pm s, n=6$)

状态	垂直压缩	前屈	后伸	左弯	右弯
完整	12.30±1.55	18.12±1.26	0.55±0.11	15.59±1.21	15.58±1.03
损伤	125.43±16.97 ^①	172.31±9.56 ^①	5.12±1.00 ^①	162.61±18.68 ^①	162.43±15.03 ^①
成形	8.65±4.20 ^{②③}	11.57±2.39 ^{②③}	0.35±4.54E-05 ^{②③}	10.91±2.67 ^{②③}	11.05±3.81 ^{②③}
疲劳	8.97±8.06 ^④	12.43±2.52 ^④	0.35±4.46E-05 ^④	11.64±2.20 ^④	11.21±3.78 ^④

注: 各组经配伍组检验方差齐 ($P>0.05$), ①与完整组比较 $P<0.05$, ②与损伤组比较 $P<0.05$, ③与完整组比较 $P>0.05$, ④与成形组比较 $P>0.05$

表 3 4Nm 载荷下脊柱标本各节段三维运动范围 ($^{\circ}, \bar{x}\pm s, n=6$)

节段	状态	运动范围					
		前屈	后伸	左弯	右弯	左旋	右旋
T12~T13	完整	7.96±0.74	6.81±0.70	11.30±0.65	10.13±0.63	4.91±0.47	5.64±0.84
	损伤	8.01±0.69	6.82±0.73	11.37±0.67	10.23±0.60	4.89±0.45	5.62±0.86
	成形	7.96±0.77	6.76±0.70	11.27±0.78	10.05±0.69	4.89±0.50	5.62±0.83
	疲劳	8.55±0.77	7.08±0.78	11.94±0.84	10.64±0.72	4.90±0.54	5.70±0.84
T13~L1	完整	8.35±1.22	7.18±1.39	11.52±1.33	10.54±1.28	4.87±0.79	5.23±0.54
	损伤	12.85±2.23 ^①	10.67±1.39 ^①	14.87±2.19 ^①	12.35±0.95 ^①	6.52±0.80 ^①	7.60±0.66 ^①
	成形	8.34±1.26 ^{②③}	7.26±0.82 ^{②③}	11.39±1.28 ^{②③}	10.50±1.28 ^{②③}	4.87±0.80 ^{②③}	5.26±0.57 ^{②③}
	疲劳	10.57±1.46 ^④	7.55±0.90	13.80±1.38	12.45±1.21	5.16±0.85	5.52±0.53
L1~L2	完整	8.16±0.70	7.34±0.62	10.29±0.59	9.67±0.47	4.38±0.47	4.39±0.45
	损伤	9.82±1.40 ^①	8.81±1.14 ^①	13.78±0.87 ^①	11.89±1.26 ^①	5.71±0.62 ^①	6.00±0.34 ^①
	成形	8.17±0.74 ^{②③}	7.24±0.61 ^{②③}	10.23±0.58 ^{②③}	9.63±0.56 ^{②③}	4.35±0.49 ^{②③}	4.38±0.43 ^{②③}
	疲劳	9.38±0.86	7.53±0.64	11.57±0.60 ^④	10.69±0.60 ^④	4.62±0.53	4.59±0.40
L2~L3	完整	8.31±0.77	7.11±0.58	10.51±0.83	10.04±0.69	4.48±0.35	4.22±1.24
	损伤	8.35±0.78	7.09±0.56	10.44±0.79	10.12±0.62	4.56±0.41	4.18±1.17
	成形	8.34±0.87	7.12±0.67	10.50±0.88	10.08±0.64	4.52±0.39	4.19±1.26
	疲劳	9.08±0.98	7.47±0.73	10.60±0.97	10.66±0.70	4.80±0.42	4.38±1.21

注: 各组经配伍组检验方差齐 ($P>0.05$), ①与完整组比较 $P<0.05$, ②与损伤组比较 $P<0.05$, ③与完整组比较 $P>0.05$, ④与损伤组比较 $P<0.05$

0.05), T13~L1 前屈、L1~L2 左/右弯时达不到完整水平, 但与损伤状态有显著性差异 ($P<0.05$)。

3000 次疲劳后, 成形椎体抗极限压缩强度平均为 3928.12±262.15N, 其下位完整椎体抗极限压缩强度平均为 3600.87±199.70N, 两者经配对 t 检验无显著性差异 ($P>0.05$) (图 1、2)。

2.3 大体形态学观察

3000 次疲劳后 X 线摄片示伤椎依然保持良好复位, 骨水泥于伤椎中部与椎体紧密连接, 充填

至微骨折裂隙的骨水泥未见断裂 (图 3)。横断剖面示疲劳实验后骨-骨水泥界面良好, 骨水泥均匀分布至骨折区及松质骨骨小梁, 未见骨水泥松动、断裂 (图 4)。

3 讨论

胸腰段椎体压缩性骨折是骨科常见病, 约占脊柱骨折的 58%~89%^[8]。经椎弓根螺钉复位、固定已成功应用于治疗此型骨折, 但其创伤大, 脊髓神

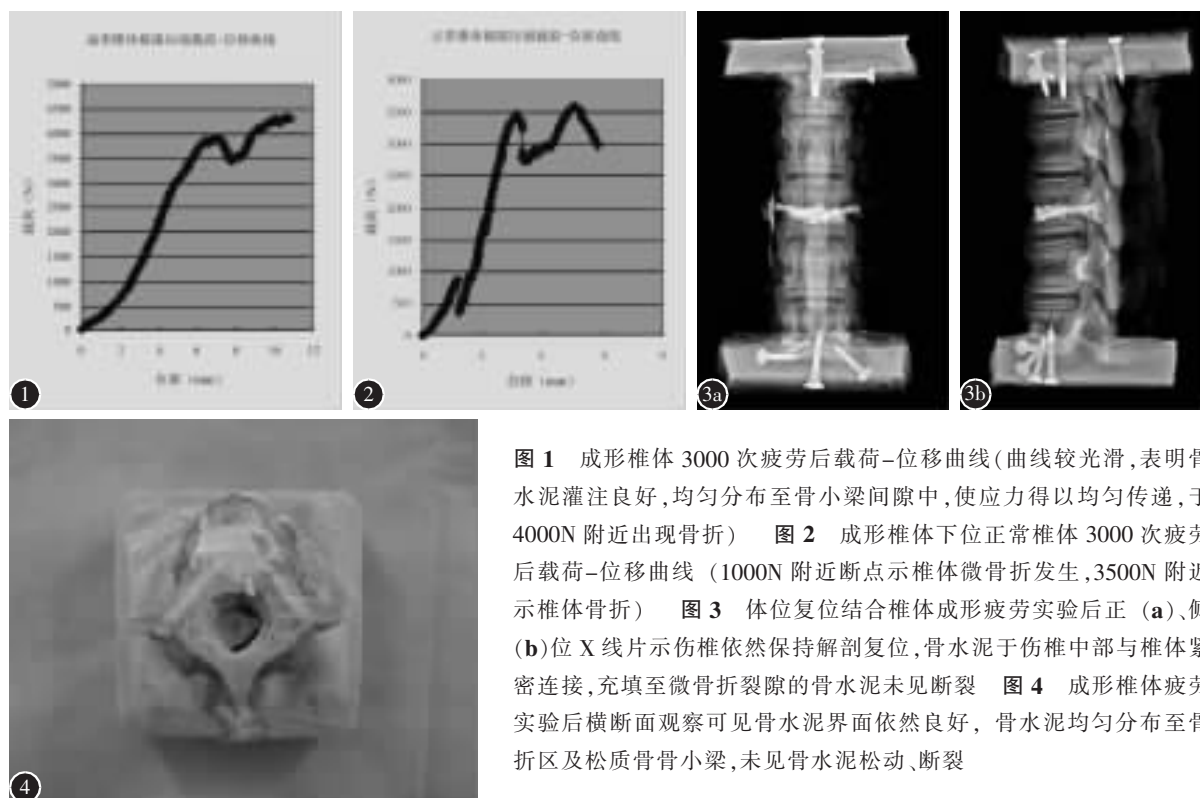


图 1 成形椎体 3000 次疲劳后载荷-位移曲线(曲线较光滑,表明骨水泥灌注良好,均匀分布至骨小梁间隙中,使应力得以均匀传递,于 4000N 附近出现骨折) 图 2 成形椎体下位正常椎体 3000 次疲劳后载荷-位移曲线(1000N 附近断点示椎体微骨折发生,3500N 附近示椎体骨折) 图 3 体位复位结合椎体成形疲劳实验后正 (a)、侧 (b) 位 X 线片示伤椎依然保持解剖复位,骨水泥于伤椎中部与椎体紧密连接,充填至微骨折裂隙的骨水泥未见断裂 图 4 成形椎体疲劳实验后横断面观察可见骨水泥界面依然良好,骨水泥均匀分布至骨折区及松质骨骨小梁,未见骨水泥松动、断裂

经损伤,远期椎体高度丢失,邻近节段病,二次手术,螺钉松动、断裂、脱出等并发症时有发生。椎体成形术有微创、保留运动节段、恢复时间短、避免了二次手术等优点。

Lu^[9]采用羟基磷灰石和双对羟苯基二环氧甘油对甲基丙烯酸乙酯(SrHAC 和 D-GMA)混合树脂对猪压缩性骨折模型行椎体成形术。结果表明,成形即刻标本的中心压缩刚度恢复至完整状态的 107.8%;3000 次疲劳后则下降为完整状态的 93.5%,与完整状态相比具有显著性差异;20000 次疲劳后脊柱标本的整体刚度为完整状态的 94.4%,与完整状态无明显统计学差异;3000 次和 20000 次疲劳后脊柱标本的极限压缩载荷分别为 5056N 和 5301N,分别为完整状态的 86%和 90.5%,其中疲劳 3000 次和完整状态相比具有明显差异。Hitchon 等^[10]采用 7 个骨质疏松的人椎体标本进行了羟基磷灰石(HA)与 PMMA 椎体成形后比较。其结果表明,PMMA 成形后即刻屈/伸、右侧弯、左/右轴向旋转均能恢复至完整状态,而左侧弯则不能达到完整状态;5000 次疲劳后脊柱标本于屈曲、左/右侧弯、左/右轴向旋转方面均达不到完整状态水平。HA 成形后即刻除左侧弯、右轴向旋转外均能恢复至完整状态,而经 5000 次疲劳

后脊柱标本各向刚度均明显下降,和完整状态相比均具有显著性差异。尽管上述两位学者对椎体成形后骨水泥“长期”固定脊柱的稳定能力进行了有益的探讨,但 Lu 并没有对脊柱标本进行轴向旋转及侧弯方向的生物力学测试,没有考虑脊柱韧带等不变形体对标本的影响;而 Hitchon 则是采用的骨质疏松的脊柱标本,并没有对创伤性压缩骨折进行探讨。

本实验模拟临床体位复位将不稳定性压缩骨折模型的椎体撑开复位后,采用 PMMA 行椎体成形术,结果表明脊柱标本在体位复位结合椎体成形术后即刻有效恢复了伤椎的椎体前缘高度,脊柱标本的整体刚度及三维稳定性均能恢复至骨折前的水平,并且伤椎局部的力学性质得到了一定程度的加强,在胸腰椎模拟生理载荷的情况下,脊柱载荷的分配规律和完整状态下的胸腰椎基本一致,说明椎体成形术后即刻可以有效地稳定创伤性压缩骨折至完整状态。

本实验模拟临床脊柱外科术后佩戴支具,使患者在一定的外固定保护下及早下地并进行适度的功能锻炼。在疲劳测试中将试验机纵向加载设置为 350~650N 的周期性载荷,压缩疲劳载荷模拟人日常活动时所受到的反复应力,为步行时腰

椎承受的最小载荷^[11],共 3000 个周期,可以较好地反映术后 3 个月内固定器在体内疲劳载荷状况。结果表明,疲劳对伤椎的椎前高度无影响,与完整状态、成形即刻相比均无统计学差异 ($P>0.05$)。脊柱标本整体在中心压缩、后伸时刚度没有明显下降,但前屈、左/右弯曲时脊柱标本的整体刚度值都明显下降,均达不到完整状态水平;左/右旋转时脊柱标本的刚度值虽有所下降,但尚可部分维持脊柱标本的稳定性。生物力学测试结果表明,疲劳后其仍保持了成形即刻良好的生物力学特性,垂直压缩时其应变为成形即刻的 103.7%、后伸为 101.73%、前屈为 107.44%、左弯为 106.69%、右弯为 101.45%,两者相比无统计学差异,并且疲劳后成形椎体与其下方正常椎体抗极限压缩强度也无统计学差异。三维运动测试结果表明,疲劳后椎体成形术不会对损伤节段的邻近节段产生应力集中的影响,但损伤节段 T13~L1 左/右弯、L1~L2 前屈时 ROM 增加,和损伤状态相比差异无显著性 ($P>0.05$),即椎体成形只稳定了伤椎等不变形体,而没有对损伤节段的韧带、椎小关节间隙等可变形体采取有益的稳定措施,因此造成疲劳实验后脊柱标本损伤节段的角位移增大,脊柱标本整体刚度值下降,致使手术效果不确定。

作为离体实验研究,我们的实验模型有助于评价脊柱标本复合体疲劳后的中远期效果,但无法模拟疲劳期间脊柱本身的修复能力。所以,应进一步进行活体动物在体实验,以进一步验证椎体成形术对创伤性不稳定压缩骨折的影响。此外,虽然 PMMA 为椎体成形术中临床应用最早、最广泛的填充物,但使用 PMMA 可导致多种术中及术后并发症^[12-14]。同时 PMMA 无骨传导及诱导作用^[12],甚至可造成骨的吸收,最终导致椎体的力学强度下降^[15]。因此在进行活体动物实验时,应考虑选用具有生物活性的骨水泥。

4 参考文献

- Galibert P, Deramond H, Rosat P, et al. Preliminary note on the treatment of vertebral angiomas using percutaneous acrylic vertebroplasty[J]. Neurochirurgie, 1987, 33(2): 166-168.
- Belkoff SM, Maroney M, Fenton DC, et al. An in vitro biomechanical evaluation of bone cements used in percutaneous vertebroplasty[J]. Bone, 1999, 25(Suppl 2): 23-26.
- Bai B, Jazrawi LM, Kummer FJ, et al. The use of an injectable biodegradable calcium phosphate bone substitute for the prophylactic augmentation of osteoporotic vertebrae and management of vertebral compression fractures[J]. Spine, 1999, 24(15): 1521-1526.
- Jensen ME, Evans AJ, Mathis JM, et al. Percutaneous polymethylmethacrylate vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures: technical aspects [J]. Am J Neuroradiol, 1997, 18(10): 1897-1904.
- Amar AP, Larsen DW, Esnaashari N, et al. Percutaneous transpedicular polymethylmethacrylate vertebroplasty for the treatment of spinal compression fractures [J]. Neurosurgery, 2001, 49(5): 1105-1114.
- Gepstein R, Latta L, Shuffeberger HL. Cotrel-Dubousset instrumentation for lumbar burst fractures: a biomechanical study [C]. Presented at the 21st Annual Meeting of the Scoliosis Research Society. Bermuda: 1986. 21-25.
- 陈劲松, 赵卫东, 林欣, 等. 长节段单椎体创伤性压缩骨折动物模型的建立[J]. 中国临床解剖学杂志, 2007, 25(1): 88-92.
- McAfee PC, Levine AM, Anderson PA, et al. Surgical management of thoracolumbar fractures [J]. Instr Course Lect, 1995, 44: 47-55.
- Lu WW, Cheung KM, Li YW, et al. Bioactive bone cement as a principal fixture for spinal burst fracture: an in vitro biomechanical and morphologic study [J]. Spine, 2001, 26(24): 2684-2690.
- Hitchon PW, Goel V, Drake J, et al. Comparison of the biomechanics of hydroxyapatite and polymethylmethacrylate vertebroplasty in a cadaveric spinal compression fracture model [J]. J Neurosurgery, 2001, 95(Suppl 2): 215-220.
- Ashman RB, Bechrold JE, Edward WT, et al. In vitro spinal arthrodesis implant mechanical testing protocols [J]. J Spinal Dis, 1989, 2(4): 274-281.
- Park CK, Allen MJ, Schoonmaker J, et al. Gelfoam as a barrier to prevent polymethylmethacrylate-induced thermal injury of the spinal cord: in vitro and in vivo studies in pigs [J]. J Spinal Disord, 1999, 12(6): 496-500.
- Harris NH, Miller AJ, Bourne R, et al. Proceedings: experimental investigation of fat embolism after the use of acrylic cement in orthopaedic surgery [J]. J Bone Joint Surg Br, 1975, 57(2): 245-246.
- Phillips H, Cole PV, Lettin AW. Cardiovascular effects of implanted acrylic bone cement [J]. Br Med J, 1971, 3(5772): 460-461.
- McAfee PC, Bohlman HH, Ducker T, et al. Failure of stabilization of the spine with methylmethacrylate: a retrospective analysis of twenty-four cases [J]. J Bone Joint Surg Am, 1986, 68(8): 1145-1157.

(收稿日期: 2007-12-14 修回日期: 2008-05-29)

(英文编审 郭万首)

(本文编辑 李伟霞)