

· 基础研究 ·

人体胸腰椎体冲击损伤的生物力学研究

毕大卫¹, 王伟², 费骏³, 祖罡¹, 陈亿民¹, 魏威³

(1. 杭州师范大学医学院附属萧山人民医院, 浙江 杭州 311200; 2. 浙江萧山医院; 3. 杭州市红十字会医院)

【摘要】 目的: 探讨人体脊柱胸腰椎在冲击载荷作用下引起的爆裂骨折的生物力学机制及损伤特点。**方法:** 自 2008 年 9 月至 2009 年 10 月, 采集 10 具新鲜人体脊柱胸腰椎标本, 平均分为两组, 建立实验模型, 分别进行静力学强度试验和动态冲击生物力学实验, 观察在不同载荷作用下, 胸腰椎体发生静态和动态冲击响应的相关数据。**结果:** 胸腰椎屈服载荷为 (5 280.00±354.20)N, 屈服位移为 (13.32±2.07) mm, 极限载荷为 (6 590.00±249.20) N, 极限位移为 (20.60±2.57) mm, 加载速度为 0.02 g, 胸腰椎的动态力学性质其平均极限载荷为 (14 425.60±1101.52) N, 载荷平均作用时间为 (17.29±2.04) ms, 平均加速度为 (36.80±2.81) g, 动态位移为 (45.11±1.13) mm。**结论:** 胸腰椎爆裂性骨折是由高能量瞬间释放所导致的严重损伤, 生物力学受力作用呈脉冲式变化, 胸腰椎体具有生物材料的粘弹性性质。

【关键词】 胸腰椎骨折; 冲击损伤; 生物力学

DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2010.10.017

Biomechanics research of thoracolumbar vertebral burst fracture in impact damage BI Da-wei*, WANG Wei, FEI Jun, ZU Gang, CHENG Yi-min, WU Wei. *The Affiliated Xiaoshan People's Hospital of Medical College of Hangzhou Normal University, Hangzhou 311200, Zhejiang, China

ABSTRACT Objective: To investigate the damage characteristics and biomechanical mechanisms of the thoracolumbar vertebral burst fracture during the impact loading. **Methods:** From September 2008 to October 2009, 10 fresh human thoracolumbar spine specimens were collected for experimental model and divided into two groups. Biomechanical static and dynamic impact strength test were performed respectively in two groups. The static and dynamic data from thoracolumbar vertebrae shock response in different loads were observed. **Results:** Thoracolumbar yield load was (5 280.00±354.2) N, yield displacement was (13.32±2.07) mm, the limit load was (6 590.00±249.20) N, ultimate displacement was (20.60±2.57) mm, load speed was 0.02 g, and the average limit load of dynamic mechanical properties of thoracic and lumbar vertebrae was (14 425.60±1101.52) N, the average reaction time load was (17.29±2.04) ms, the average of acceleration was (36.80±2.81) g, the dynamic displacement was (45.11±1.13) mm. **Conclusion:** Thoracolumbar vertebral burst fracture is a serious injury caused by the release of high-energy moment, the role of biomechanical forces are in a pattern of pulse change, thoracic and lumbar vertebrae present with the viscoelastic properties of biological materials.

KEYWORDS thoracolumbar vertebrae fracture; Impact damage; Biomechanics

Zhongguo Gushang/China J Orthop & Trauma, 2010, 23(10):772-775 www.zggszz.com

随着现代建筑业及交通业的迅猛发展, 高能量暴力所致的脊柱骨折的发生率呈逐年上升趋势^[1]。胸腰椎爆裂性骨折是临床常见的人体脊柱损伤之一, 常导致脊柱严重失稳和不同程度的脊髓神经损伤, 遗留严重后遗症。目前, 国内外在胸腰椎爆裂骨折动态冲击领域中的研究较少^[2]。自 2008 年 9 月至 2009 年 10 月, 我们在总结以往生物力学研究的基础上, 进行了一系列胸腰椎爆裂骨折动态冲击生物力学实验, 旨在建立胸腰椎体动态冲击损伤动力学模型, 给出人体胸腰椎体骨结构的耐受力冲击曲线, 得出人体胸腰椎体的损伤阈值, 冲击加速度及动态响应特性及其损伤机制, 为寻求恢复和重建脊柱功

能提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 实验材料 采集 10 具因颅脑损伤而死亡的成人新鲜脊柱胸腰段(T₁₀-L₃)离体标本, 通过肉眼与摄 X 线片进行标本质量评估, 排除外伤、肿瘤、结核、畸形等脊柱疾患及退行性病变。剔除附着的肌肉、肋骨、脂肪和结缔组织等结构, 保留脊柱的韧带和小关节的完整, 将所有标本上下两端灌注骨水泥(PMMA)平台, 于-20℃冰箱中保鲜袋密封保存待用, 测试前室温下(20℃~25℃)解冻。

1.2 分组 将 10 具人体脊柱胸腰段标本编号, 随机分为 2 组(每组 5 只), 分别进行静力学强度实验及动态冲击力学实验。

1.3 实验方法与观测项目 取静力学实验组 5 具

通讯作者: 毕大卫 E-mail: david1125hz@yahoo.com.cn

标本,建立静态力学测试模型,在 W-10 红山万能试验机上进行生理载荷作用下轴向压缩逐级加载实验,用 KG-101(精度为 0.01%)高精度数显光栅位移传感器测定位移,记录椎体在不同载荷作用下发生的垂直位移,观察胸腰椎静力学屈服强度及破坏强度。

取冲击动力学实验组 5 具标本,在 L₁ 椎体前方骨皮质处布置动态电阻应变片,采用椎体钻孔预损伤后落锤撞击法^[3-6]建立胸腰椎动态冲击力学实验模型^[7](见图 1)。将模型置于 LC-06 落锤式冲击加载机上(无锡 702 所生产)进行冲击动力学测试,以三角形波为动态加载波,记录设备为美国 Nicolet-DAS Odyssey-xe 波形分析仪(2DC II 100689),在冲击头侧布置 4369 号加速度计(灵敏度为 21),冲击波行经多路放大由电荷放大器 2635 放大后给波形存储器。位移的测定采用 KG-101 高精度数显光栅位移传感器(精度 0.01%)。在 L₁ 椎体前部、中部和后部放置 3 只 YZ-4 型加速度计,在标本上方安装冲击压电传感器,正面进行冲击时,可得到各点加速度峰值和冲击力峰值,以及冲击力与冲击应变的波形曲线。

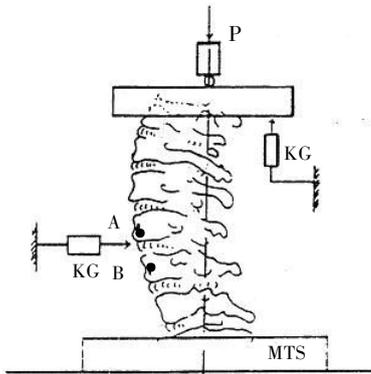


图 1 胸腰椎标本动态冲击力学模型 P 为落锤质量,KG 为动态位移传感器,A、B 两点为应变片黏贴点

Fig.1 The dynamic impact mechanical model of thoracolumbar vertebrae P means the drop hammer,KG means dynamic displacement sensor,A,B means the strain gauge adhesive point

动态冲击试验参数根据骨的承载能力及静力学试验结果,确定骨的动态冲击参数,椎体冲击的高度以自由落体公式计算 $h=V^2/2g=32\text{ cm}$,落锤质量 $G=$ 骨骼极限载荷/ g (加速度) $\approx 40\text{ kg}$ (估算值),冲击头速度为 2.5 m/s ,加速度为 30 g (估算值),瞬间冲击时间 $t=13.75\text{ ms}$ ^[7]。

记录其冲击加速度、冲击力与冲击应变等实验数据,并观察三者之间的变化关系,比较分析胸腰椎的静态力学性质及动态力学性质,根据测试得出的数据推导胸腰椎的动荷系数,分析动态冲击过程中冲击能量与胸腰椎体形态变化之间的关系,总结椎体发生爆裂性骨折的损伤机制与特点。

1.4 统计学处理 测量数据经计算机处理,组内各样本分别进行比较,实验数据用均数±标准差($\bar{x}\pm s$)表示,统计分析由计算机软件 SPSS 10.0 中方差分析法(Two-way ANOVA)完成,如果有统计学差异再应用 POST hoc Bonferroni 多行列法进行统计学处理。

2 结果

2.1 5 具胸腰椎标本静力学强度实验结果 胸腰椎的极限载荷为 $(6\ 590.00\pm 249.70)\text{ N}$,极限位移为 $(20.60\pm 2.57)\text{ mm}$,屈服载荷为 $(5\ 280.00\pm 354.12)\text{ N}$,屈服位移为 $(13.22\pm 2.07)\text{ mm}$,加速度为 0.02 g 。5 具标本的静载荷-位移实验曲线(均值)见图 2。

2.2 冲击动力实验组 5 具标本胸腰椎冲击加速度、

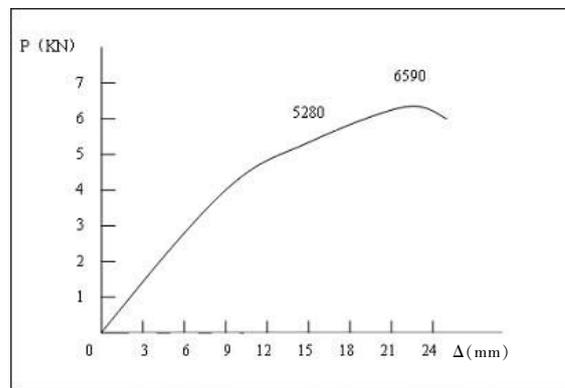


图 2 胸腰椎静载荷-位移曲线 P 为椎体上施加的载荷,Δ 为在载荷作用下椎体发生的位移

Fig.2 The static load-displacement curve of thoracolumbar vertebrae P is the load applied on the vertebral body,Δ is displacement of vertebral body under the loading

冲击力与冲击应变

2.2.1 胸腰椎冲击加速度 正面冲击胸腰椎的冲击力呈脉冲式变化,它与冲击加速度曲线呈对应关系,说明胸腰椎具有较好的应力波运动传递作用。在 L₁ 椎体上记录到的加速度平均值为 $(36.80\pm 2.81)\text{ g}$,第 5 只标本最小为 31.10 g ,第 4 只标本最大为 45.60 g ,每只标本加速度及脉宽见表 1,5 具标本的平均加速度-时间变化曲线见图 3。

2.2.2 胸腰椎冲击力-载荷响应曲线 胸腰椎的

表 1 5 只标本胸腰椎冲击试验加速度及脉宽

Tab.1 The acceleration and pulse width of 5 specimens of thoracolumbar vertebrae

| 项目 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|--------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 加速度(g) | 40.60 | 35.60 | 31.10 | 45.60 | 31.10 |
| 脉宽(ms) | 19.10 | 17.70 | 20.70 | 19.60 | 9.37 |

冲击力,根据 5 具标本试验,由压电传感器输入瞬态波形器放大后得到冲击载荷响应曲线,见表 2 及图 4 所示。根据所有标本的测试结果,L₁ 椎体发生骨折的平均最大冲击力 F 为 $(14\ 425.60\pm 1\ 101.52)\text{ N}$,此时脉宽为 $(17.29\pm 2.04)\text{ ms}$ 。由于人体脊柱是粘弹性

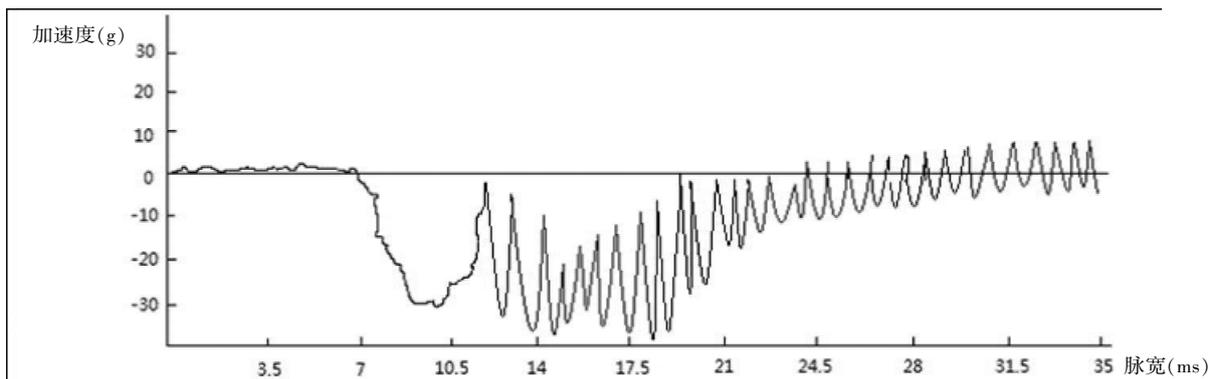


图 3 胸腰椎动态冲击试验加速度-脉宽波形曲线 横坐标为 5 具标本的平均瞬时脉宽(ms),纵坐标为 5 具标本平均加速度(g)

Fig.3 The dynamic impact test acceleration-pulse wave curve of thoracolumbar vertebrae The abscissa is instantaneous pulse width (ms) of the 5 specimens, the vertical axis is the acceleration (g) of the 5 specimens

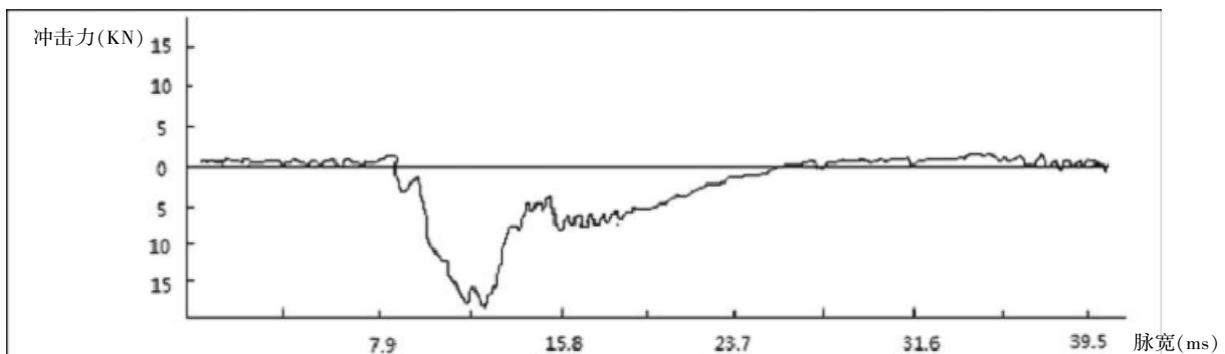


图 4 胸腰椎冲击力-载荷曲线 横坐标为 5 具标本的平均瞬时脉宽(ms),纵坐标为 5 具标本的平均最大冲击力(KN)

Fig.4 The impact-load curve of thoracolumbar vertebrae The abscissa is instantaneous pulse width (ms) of 5 specimens, the vertical axis is maximum impact force (KN) of 5 specimens

材料,各标本吸收能量不同及骨密度不同而有所差异,但曲线基本规律相一致,结果相差甚小,不同冲击力值据统计呈正相关(相关系数 $r=0.964$)。

2.2.3 胸腰椎冲击载荷-动主应变响应曲线 胸腰

表 2 5 具标本胸腰椎冲击力及瞬时脉宽

Tab.2 The impact and instantaneous pulse width of 5 specimens of thoracolumbar vertebrae

| 项目 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 冲击力(N) | 15 527 | 14 426 | 13 324 | 13 435 | 13 213 |
| 脉宽(ms) | 19.10 | 17.70 | 20.70 | 19.60 | 9.37 |

椎冲击动主应变响应与冲击载荷响应相对应,载荷越大,胸腰椎上产生的动主应变就越大。表 3 及图 5 测量结果表明,人体胸腰椎载荷-动主应变之间的关系呈非线性变化。当胸腰椎承受冲击载荷时,应力波沿胸腰椎传播时,与冲击脉冲持续时间相对应而衰减,一旦撞击周期在胸腰椎上产生共振现象,就会导致椎体部骨折的加速,即在椎体处积累能量而导致骨折。

2.3 胸腰椎的动态力学性质 胸腰椎在冲击载荷作用下,由于加速度的存在,惯性力很大,椎体骨折极易产生,这与静态力学实验有很大差异。根据胸腰椎的静态载荷试验(见 2.1 节及图 2):胸腰椎的极限

表 3 5 只胸腰椎标本上最大动主应变与脉宽

Tab.3 The largest dynamic principal strain and pulse width of 5 specimens of thoracolumbar vertebrae

| 项目 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|-----------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 动主应变($\mu\epsilon$) | 1 191 | 1 138 | 1 212 | 1 218 | 1 219 |
| 脉宽(ms) | 19.10 | 17.70 | 20.70 | 19.60 | 9.37 |

载荷为 $(6 590.00 \pm 249.20)N$, 极限位移为 $(20.60 \pm 2.57)mm$, 屈服载荷为 $(5 280.00 \pm 354.2)N$, 屈服位移为 $(13.32 \pm 2.07)mm$, 加载速度为 $0.02g$ 。而胸腰椎的动态力学性质其平均极限载荷为 $(14 425.60 \pm 1101.52)N$, 载荷平均作用时间为 $(17.29 \pm 2.04)ms$, 平均加速度为 $(36.80 \pm 2.81)g$, 动态位移为 $(45.11 \pm 1.13)mm$ 。

根据胸腰椎体冲击动力学特性中机械能守恒定律可推导得到静应力 σ_j 与动应力 σ_d , 静应变 Δ_j 与动应变 Δ_d 之间的关系式^[8]为: $\sigma_d = K_d \sigma_j$, $\Delta_d = K_d \Delta_j$, 其中, K_d 为动荷系数, $K_d = 1 + (1 + 2h/\Delta_j)^{1/2}$ (h 为落锤高度)。由此,根据本实验可得出胸腰椎的动荷系数为 2.19 ± 0.44 。

胸腰椎在高速受载时,较大的冲击能量不能通过一条骨折裂隙达到快速释放,从而发生粉碎性、脆性状态骨折,并产生广泛的椎旁软组织及后纵韧带

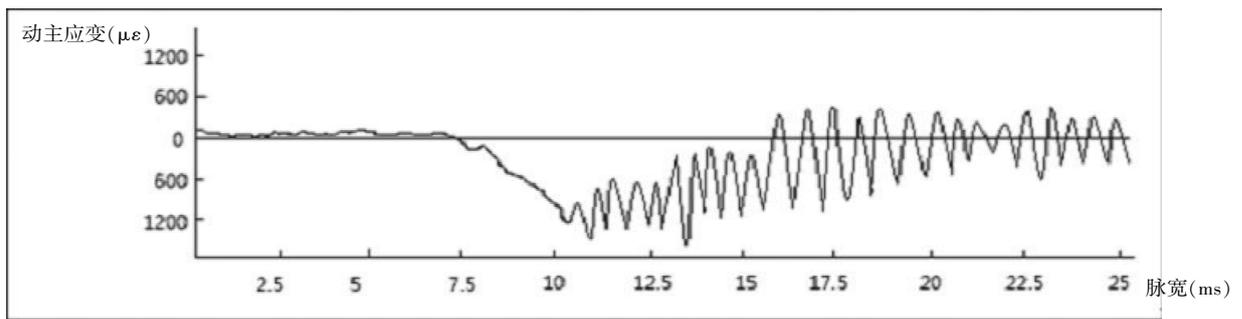


图5 胸腰椎的冲击动主应变响应曲线 横坐标为 5 具标本的平均瞬时脉宽(ms),纵坐标为 5 具标本的平均动主应变(με)

Fig.5 The impact dynamic response curves of principal strain of thoracolumbar vertebrae The abscissa is the instantaneous pulse width (ms) of 5 specimens, the vertical axis is dynamic principal strain (με) of 5 specimens

损伤,累及脊髓神经的损害。根据试验中冲击能和应变关系值(见表4及图6),从一系列胸腰椎冲击能与动应变响应曲线中可以看到,随着冲击能量的增加,应变随之增加,达到动态极限时胸腰椎产生爆裂性骨折形态。

表4 胸腰椎的冲击能量值

Tab.4 The impact energy values of thoracolumbar vertebrae

| 项目 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|----------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 冲击能(J) | 9.25 | 8.21 | 8.07 | 8.18 | 8.05 |
| 动主应变(με) | 1 191 | 1 138 | 1 212 | 1 218 | 1 219 |

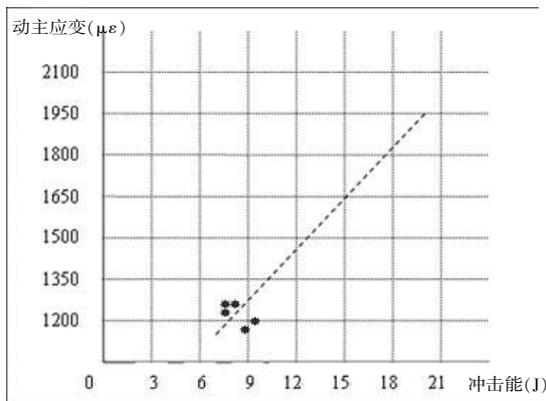


图6 胸腰椎动态冲击能与动主应变关系曲线 横坐标为冲击能(J),纵坐标为动主应变(με),图中散在点为 5 具标本的冲击能-动主应变值,虚直线为二者的拟合曲线。

Fig.6 The relation curve of dynamic impact energy and the dynamic principal strain of thoracolumbar vertebrae The abscissa is impact energy (J), the vertical axis is the dynamic principal strain (με), the five scattered points are the value of impact energy-dynamic principal strain of the 5 specimens, the imaginary straight line is the fitting curve

3 讨论

3.1 生物力学损伤机制 胸腰椎在承受正面均匀冲击时,沿脊柱纵轴方向传递应力冲击波,在胸腰椎最大主应变处发生爆裂粉碎性骨折。胸腰椎平均冲击载荷为 (14425.60 ± 1101.52) N, 平均加速度为

(36.80 ± 2.81) g, 损伤阈值,此时动荷系数为 2.19 ± 0.44 。这种损伤会不同程度的累及椎周软组织及脊髓神经损伤。

3.2 爆裂骨折的损伤特点 胸腰椎载荷-动态响应曲线与应变响应曲线呈线性对应关系,应力波呈脉冲式地变化与传递,骨折处主应变最大,方向与冲击力方向相垂直,到达边界时存在应力波叠加,反射性质特别明显。胸腰椎在冲击力下表现出粘弹性性质,与一般生物组织相似^[8]。正是由于骨的粘弹性性质延迟了应力波的传递,这与刚体内冲击作用下会在几个毫秒内发生骨折有明显不同。相反,胸腰椎破坏载荷应变呈周期性阻尼性衰减,这也正是骨的高应变率下表现出骨的粘弹性性质的体现。

参考文献

- [1] 王国正. 交通事故伤研究近况[J]. 中华创伤杂志, 2006, 12(3): 141.
- [2] David CV, Albert Lk, John WM. Injury biomechanics research: an essential element in the prevention of trauma[J]. J Biomechanics, 1989, 22(5): 404-407.
- [3] Lu WW, Cheng 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: 2684-2690.
- [4] James KS, Wenger KH, Schlegel et al. Biomechanical evaluation of the stability of thoracolumbar burst fractures[J]. Spine, 1994, 19: 1731-1740.
- [5] Slosar PJ Jr, Patwardhan AG, Lorenz M, et al. Instability of the thoracolumbar burst fractures and limitations of transpedicular instrumentation[J]. Spine, 1995, 20: 1452-1461.
- [6] Mermelstein LE, McLain RF, Yerby SA. Reinforcement of thoracolumbar burst fractures with calcium phosphate cement. A biomechanical study[J]. Spine, 1998, 23: 664-670.
- [7] 王以进, 王介麟. 骨科生物力学[M]. 北京: 人民军医出版社, 1989: 172.
- [8] 王以进, 李伟, 苏建良, 等. 活猴颈椎冲击损伤的试验研究[J]. 医用生物力学, 1992, 7(3): 157-159.

(收稿日期: 2010-09-20 本文编辑: 王宏)