

文章编号: 1004-7220(2020)05-0463-07

兔单椎轴向动态冲击的实验研究

杜一铭, 张绪树, 郭媛, 徐凡丁, 盛文倩

(太原理工大学 生物医学工程学院, 太原 030024)

摘要:目的 通过对兔单椎进行动态冲击破坏试验,并与静态压缩实验进行对比,研究椎体轴向冲击的损伤机制。
方法 通过落锤动态冲击实验装置,利用示波器和高速摄影获得力传感器的电压波形图和椎体冲击的详细过程。
结果 胸、腰椎平均静态载荷分别为 910、947 N,平均动态载荷分别为 1 196、1 026 N;胸、腰椎平均动荷系数分别为 1.37 和 1.08。静载条件下,胸、腰椎平均等效应力为 15.28、12.51 MPa;动载条件下,胸、腰椎平均等效应力 20.03、13.56 MPa。动态冲击过程中,纵向、横向平均应变分别为-0.3 和-0.005(压缩);动载条件下,椎骨的破坏能量从 0 J一直增大到 4.4 J。
结论 在动、静态实验条件下,同一椎体动态载荷大于静态载荷;胸椎平均动荷系数大于腰椎;胸椎应力大于腰椎;椎体受到轴向冲击力时纵向应变大于横向应变;椎体能量增长呈现先缓慢后快速的过程。研究结果可以为临床人脊柱椎体损伤的预防和康复提供指导意见。

关键词:单椎;冲击;应力;应变;动荷系数;破坏能量

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.05.012

Experimental Study on Axial Dynamic Impact of Rabbit Single Vertebra

DU Yiming, ZHANG Xushu, GUO Yuan, XU Fanding, SHENG Wenqian

(College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China)

Abstract: Objective To conduct dynamic impact failure test of rabbit single vertebra, and make comparison with the static compression experiment, so as to study damage mechanism of the vertebral body under the axial impact.
Methods The voltage waveform diagram of the force sensor and the detailed process of the vertebral impact were obtained by the oscilloscope and high-speed photography through the drop hammer dynamic impact experimental device.
Results The average static load of the thoracic and lumbar vertebra were 910 N and 947 N, respectively; the average dynamic load of the thoracic and lumbar vertebra were 1 196 N and 1 026 N, respectively; the average thoracic and lumbar dynamic load coefficients were 1.37 and 1.08; under static load, the average stress of the thoracic and lumbar vertebra was 15.28 MPa and 12.51 MPa, respectively; under dynamic load, the average stress of the thoracic and lumbar vertebra was 20.03 MPa and 13.56 MPa; during dynamic impact, the mean longitudinal strain and transverse strain was -0.3 and -0.005 (compression); under dynamic conditions, the destruction energy of vertebrae increased from 0 J to 4.4 J.
Conclusions Under dynamic and static experimental conditions, the dynamic load of the same vertebral body was greater than that of the static load; the average dynamic load coefficient of the thoracic vertebra was larger than that of the lumbar vertebra; the equivalent stress of the thoracic vertebra was greater than that of the lumbar vertebra; the axial strain of

收稿日期:2019-10-26;修回日期:2019-12-17

基金项目:国家自然科学基金项目(11472185,11772214,11972243)

通信作者:张绪树,副教授,硕士生导师,E-mail: xushuzhangtyut@163.com

vertebra under impact was greater than the transverse strain; energy growth of the vertebral body presented a slow at first and then a rapid changing process. The research findings can provide some guidance for prevention and rehabilitation of human vertebral body injury in clinic.

Key words: single vertebra; impact; stress; strain; dynamic load coefficient; destruction energy

脊柱具有支撑和保护躯干的功能。脊柱损伤在日常生活中较为常见,如坠落、交通事故等都可以导致脊柱受伤^[1]。随着工业化进程的加快,交通业和建筑业迅速发展,因交通事故引起胸椎骨折和高空坠落造成的腰椎受伤占比约为 65%^[2]。胸腰椎骨折约占脊柱损伤 80%,而腰椎比胸椎更易骨折^[3]。在脊柱损伤中,最严重的情况为脊髓损伤,会导致患者行走功能障碍甚至有瘫痪的风险,给家庭和社会带来沉重的负担^[4]。在临床康复治疗中,需要最大程度地减轻患者的痛苦,帮助他们恢复脊柱的神经与运动功能^[5]。

脊柱的损伤主要分为压缩性骨折和爆裂性骨折,国内外学者对这两种损伤形式进行了有限元分析与实验测量研究。研究者通过建立人体颈椎、胸腰段和脊柱三维有限元模型,开展不同工况的实验。结果表明,椎体承受应力的部位相同,但应力有差异,模拟结果与实际情况一致,为临床诊断提供依据^[6-10]。也有研究者通过对胸腰椎节段和整个脊柱的单椎进行动、静态力学实验,得到椎骨节段与单椎的力学测试结果。结果发现,从胸椎到腰椎椎骨,可承受破坏载荷的能力在增大,动态载荷大于静态载荷,并且在胸腰椎连接处易发生爆裂性骨折^[11-15]。

目前针对脊柱受到冲击性骨折的研究大多偏向于临床和器械研发方面,研究对象也多为脊柱整体或不同的脊柱节段,而对于脊柱受到某种冲击力时单个椎体椎骨产生的动、静态力学响应研究较少。同时,考虑到脊柱节段复杂的结构及椎体间的相互作用,本文主要通过脊柱单椎在动态冲击下的力学响应,并与静态压缩的相关数据进行对比分析,研究椎体轴向冲击的损伤机制。

由于影响脊柱椎体的因素较多,且在进行实验时人类尸体标本不易获得,故本文选取成年新西兰大白兔,取其胸椎与腰椎的单个椎骨进行动态冲击实验,并与李洲等^[16]的压缩实验进行对比分析。采用数字存储示波器获得冲击载荷随时间的变化曲

线,高速摄像机记录兔椎体的动态冲击过程,并通过 MatchID 软件对椎骨动态冲击时的应变进行分析,得到等效应力、动荷系数等参数。本文研究结果可以为人体脊柱的损伤和防护提供参考,以及为椎体有限元模型的建立、分析和计算提供实验依据。

1 材料与方法

1.1 实验仪器

采用自行设计的落地式落锤冲击实验台,实验装置如图 1 所示。使用轮辐式拉压力测力传感器记录冲击载荷,UTD2102CEX 数字存储示波器记录载荷信号,SONY FDR-AX700 高速数码摄像机(每秒采集 1 000 张图片)进行高速摄像。台湾宝工 Pros'kit PD-151 数字型游标卡尺,英衡 YH-C50002 高精度电子天平,宏诚 HT-8862 红外线测温仪。



图 1 实验装置

Fig.1 Experimental device

1.2 实验兔脊柱剖出

选取 191 d 成年新西兰大白兔,分别标号为 1、2、3 号,对应兔的体质量分别为 3.37、3.51、3.23 kg。把实验兔的整个脊柱完整取出来,保留脊柱周边的一部分肌肉组织,使肌肉完全包裹住脊柱,并将脊柱放入密封袋存到 $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ 冰箱中冷冻以备使用。

1.3 单椎取出

将上述脊柱在常温下解冻 8 h 后开始分离椎骨,所选取的椎骨排除骨病、骨癌和骨折的部分。将棘突、上关节突等突起从椎体上切除,保证椎体两端齐平。把分离出的椎骨用浸泡过生理盐水的纱布包裹,放进密封袋内标号保存。

1.4 单椎横截面积测量

将同一兔龄的脊柱进行 CT 扫描,并将扫描后的数据导入 Mimics 19.0 医学图像处理软件中进行三维实体建模。选取同一椎体的上、中、下 3 个面横截面积的平均值作为该单椎的平均横截面积(椎体外轮廓的面积减去椎孔的面积),并将数据记录下来。具体的测量方法见文献[15]。

1.5 冲击实验台及相关设备调试

为了分析椎体在受到冲击时的应变,需要用高速摄影拍摄锤头与椎体接触的整个过程,保证锤头下落的同时高速摄影开始启动工作。通过数字存储示波器采集并记录力传感器的电压信号,经过标定得到电压与载荷的转换关系,通过一系列的参数设置和调节使示波器的噪声降到最低,为正式实验工作做好准备。

1.6 预实验

为了避免冲击过程中椎体的横向移动,在冲击试验台底座托盘表面薄薄地粘一层双面胶,将单椎的椎体部分放到托盘平台的正中间。通过调整锤头与椎体之间的距离改变冲击能量,分别用 2、3、4、4.4 J 能量冲击椎体,发现随着能量增加,椎体的破坏程度加大。对不同冲击能量下椎体的破坏情况分析后,设置 4.4 J 为冲击能量的上限,在兔胸椎和腰椎的正式动态冲击实验时,冲击能量都设置为 4.4 J。

1.7 正式冲击实验

把要进行冲击实验的单椎表面喷漆,等漆晾干后,再在椎体上涂上散斑。将处理后的单椎椎体放到冲击试验台的托盘平台中央,设定好落锤的高度,把示波器和高速摄像机调到最佳的运行状态,锤头下落的同时摄像机开始记录数据。通过示波器采集得到冲击载荷-时间变化曲线,并将拍摄的视频导出为图片序列,以便于后续分析椎体的变形以及应变等数据。

2 实验结果

通过实验之前对传感器的标定,可以得到载荷与电压之间的转换关系为:

$$F = V \times (1\ 000/2.02)$$

通过转换关系把示波器中的电压波形图转换为载荷-时间图,并与通过软件得到椎体的平均横截面积进行计算和处理,得到单椎的等效应力。将视频导出的图片序列用 MatchID 软件计算出椎体表面的变形及其应变。

2.1 动、静态单椎破坏强度及其比较

通过对胸椎和腰椎的动态冲击和静态压缩实验,得到相应椎体的载荷随时间的变化数据。图 2 所示为 2 号标本 T8 单椎在动态冲击条件下的载荷-时间曲线。

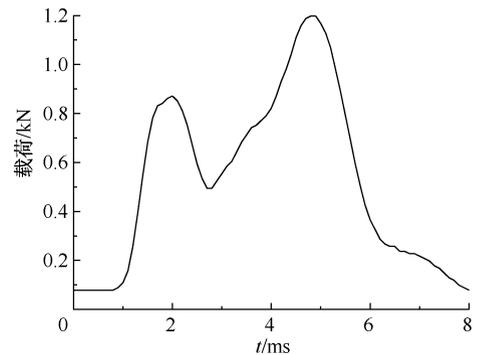


图 2 2 号标本 T8 单椎载荷-时间曲线

Fig.2 Load-time curve of T8 single vertebral body for No.2 specimen

取单椎动、静态载荷数据的最大值为极限载荷,即椎骨的破坏载荷,对不同编号实验兔同名椎骨的载荷求平均值,静态压缩实验的数据来自于文献[16],绘制并得到胸椎与腰椎的动、静态破坏载荷柱状图(见图 3)。

胸椎 T1~11,静态破坏载荷从 616 N 增加到 1 224 N,T2 略小于 T1,整体增长趋势比较缓慢;最小动态破坏载 1 079 N,最大为 1 266 N,整体数值基本在 1.2 kN 波动。腰椎 L2~7,静态破坏载荷从 853 N 增加到 1 109 N,总体上呈先增长后下降再增长的趋势;最小动态破坏载荷为 947 N,最大为 1 217 N,总体上呈先减小后增大的趋势。整体来说,对于胸椎与腰椎,静态压缩得到的载荷总体上小于动态冲击的载荷。

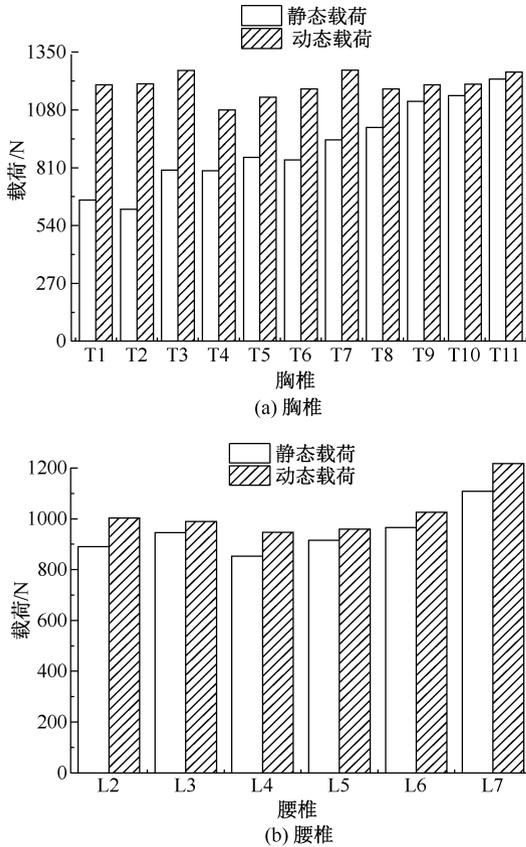


图3 胸腰椎动静态实验平均破坏强度的比较

Fig.3 Comparison of average destruction intensity of thoracolumbar spine dynamic and static experiments

(a) Thoracic vertebra, (b) Lumbar vertebra

2.2 动荷系数

通过静态压缩和动态冲击实验,分别得到了同一兔龄成年兔胸椎(T1~11)和腰椎(L2~7)的动态和静态极限载荷(见表1)。通过使用同一年龄、同一椎体的动态载荷除以静态载荷,可以得到动荷系数^[13]。

由计算结果可知,对于胸椎,最大、最小动荷系数分别为T2的1.95和T11的1.03;对于腰椎,最大、最小动荷系数分别为L2的1.13和L3、L5的1.05。胸椎、腰椎的平均动荷系数分别为1.37、1.08,胸椎的动荷系数普遍大于腰椎的动荷系数。

2.3 动、静态单椎等效应力及破坏强度

将成年新西兰大白兔的胸椎与腰椎的压缩破坏载荷与冲击破坏载荷除以相应椎骨的平均横截面积,得到相应单椎的应力(见图4)。从整体上看,无论是静态压缩还是动态冲击,胸椎与腰椎的应力

表1 胸腰椎静态和动态极限载荷

Tab.1 Static and dynamic ultimate loads of the thoracolumbar spine

椎体	载荷/N		动荷系数
	静态	动态	
T1	659.16±190.12	1198.02±77.12	1.82
T2	616.45±214.04	1201.32±94.74	1.95
T3	798.80±97.04	1264.03±12.35	1.58
T4	795.25±89.15	1079.21±158.42	1.36
T5	858.71±37.63	1138.62±146.18	1.33
T6	845.81±27.26	1178.22±140.25	1.39
T7	940.44±61.53	1266.12±175.52	1.35
T8	998.57±82.96	1178.22±9.90	1.18
T9	1120.39±69.73	1198.02±137.43	1.07
T10	1247.44±162.61	1200.05±27.03	1.05
T11	1224.45±141.73	1257.43±212.87	1.03
L2	890.18±229.42	1003.30±114.99	1.13
L3	945.97±208.67	990.10±102.36	1.05
L4	853.56±450.79	947.20±125.33	1.11
L5	915.06±318.73	960.09±99.01	1.05
L6	965.98±339.17	1026.40±242.17	1.06
L7	1109.08±343.71	1217.82±79.21	1.10

趋势比较相似,都呈现出先增大后减小的趋势。

静态载荷下,最大、最小应力分别为T7的19.25 MPa和T2的9.02 MPa;动态载荷下,最大、最小应力分别为T7的25.91 MPa和L5的12.65 MPa。在静态压缩测试下,胸椎(T1~11)、腰椎(L2~7)平均应力分别为15.28、12.51 MPa,两者的差距较小。在动态冲击测试下,胸椎(T1~11)、腰椎(L2~7)平均应力分别为20.03、3.56 MPa,两者差距较大。无论是动态还是静态实验,胸椎的应力都大于腰椎,而且应力都在胸腰椎处发生突变,在腰椎处应力趋于稳定。

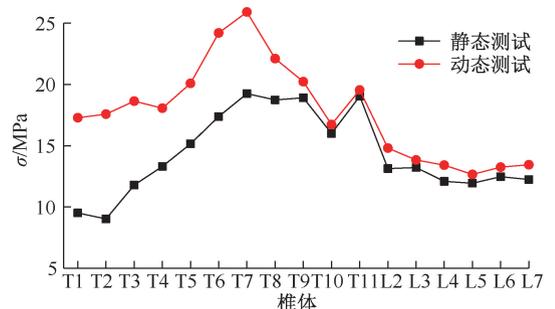


图4 单椎动、静态等效应力

Fig.4 Equivalent dynamic and static stress of single vertebral body

2.4 椎体应变分析

用高速摄像机记录椎体受到冲击的整个过程,设置以 1 000 帧/s 的超慢动作录像,再把整个冲击过程逐帧导出 tiff 图像格式。采用 MatchID 软件对导出的二维图像进行应变分析。取图像序列中第 1 张图(锤头与椎体刚接触的一瞬间)作为参考图像,事先放置的 5 mm 参考物作为参考长度,软件支持横向、纵向各设置两个应变片,通过分析应变片对于参考位置的变化分析椎体的二维变形和应变,应变曲线如图 5 所示。

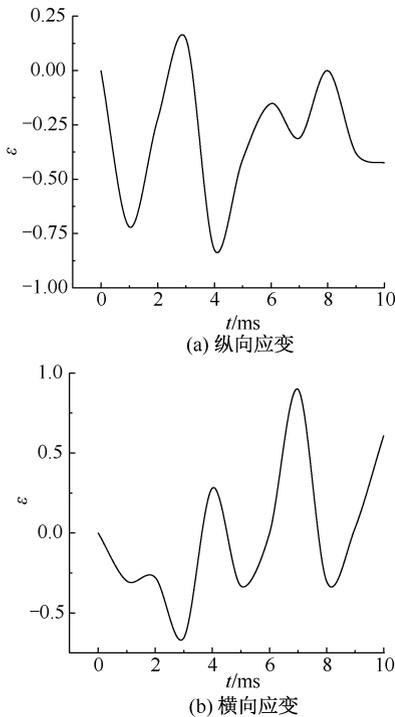


图 5 2 号标本 T8 单椎应变-时间曲线

Fig.5 Strain-time curve of T8 single vertebral body for No.2 specimen (a) Longitudinal strain, (b) Horizontal strain

选取 2 号标本 T8 单椎进行椎体的载荷和应变(压缩)分析。图 2 中曲线在 2、5 ms 左右有两个明显的波峰,相对应图 5 中曲线在 2、5 ms 左右有两个明显的波谷。对于椎骨的纵向应变,椎体第 1、2 次破坏的应变分别为 -0.72 、 -0.82 ,第 2 次破坏的应变大于第 1 次。对于横向应变,椎体第 1、2 次破坏的应变分别为 -0.66 、 -0.33 ,第 1 次破坏的应变大于第 2 次。在整个动态冲击过程中,纵向、横向平均应变分别为 -0.3 、 -0.005 ,表明胸椎在受到轴向冲击力时纵向变形远大于横向。

2.5 能量吸收-位移关系分析

通过冲击试验中得到的能量吸收与位移关系曲线(见图 6),可以有效地分析锤头下落过程中损失的能量,即单椎在破坏过程中吸收的能量。能量吸收是冲击试验中的一个重要参数^[17],在试验过程中不能直接得到能量吸收与位移的关系,需要测量冲头的质量和冲击速度,通过以下公式计算得到能量吸收曲线:

$$F(t) = p(t) - mg \quad (1)$$

$$a(t) = F(t)/m \quad (2)$$

$$x(t) = vt + g \frac{t^2}{2} - \int_0^t \left(\int_0^t \frac{F(\tau)}{m} \right) d\tau \quad (3)$$

式中: $F(t)$ 为瞬态力; $p(t)$ 为载荷; $a(t)$ 为加速度; v 为速度; $x(t)$ 为位移。

从图 6 可以看出,椎骨的能量从 0 J 增大到 4.4 J,能量曲线的增长趋势为先慢后快。在椎骨 0~4 mm 范围内,曲线斜率较小,椎骨的能量增长比较缓慢;椎骨大于 4 mm 以后,曲线的斜率变大,椎骨的能量增长开始加快,直到能量达到最大。

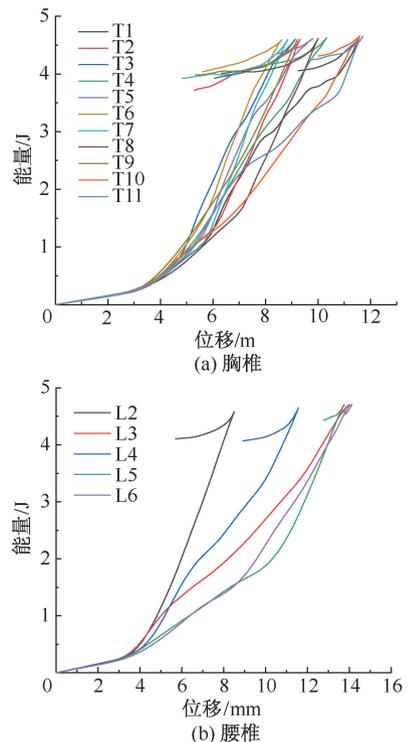


图 6 胸椎与腰椎能量吸收与位移曲线

Fig.6 Energy absorption and displacement curves of the thoracic and lumbar vertebra (a) Thoracic vertebra, (b) Lumbar vertebra

3 讨论

本文的静态压缩实验载荷整体上小于文献[13]中压缩实验的数值,整体增长趋势不同,但在分别在胸椎段和腰椎段的的增长趋势是相同的。出现这种情况的原因如下:①兔脊柱与人脊柱在强度上存在差异;②压缩实验是在冷冻后进行,冷冻对椎骨的力学性能有影响;③椎骨上下两个面不一定完全平行,粗糙程度也不同,导致压缩过程中椎骨侧偏而载荷减小;④脊柱生理弯曲位置椎骨容易发生破坏,故此位置的椎骨可承受的载荷小于相邻椎骨。

本文通过对单椎进行动态冲击实验,并与静态实验对比,研究椎骨的损伤机制,为人类脊柱的治疗提供方案。本文选取成年的新西兰大白兔进行轴向动态冲击实验,得到胸椎与腰椎单椎的极限载荷,并与静态压缩实验的极限载荷作对比分析。结果表明,静态压缩得到的载荷值总体上小于动态冲击的载荷值,说明脊柱在遭受轴向的动态冲击力时,椎骨需要承受的载荷比较大,因而更易于发生爆裂性破坏,这也与相关文献[11]中报道的结果一致。

通过将同一椎体的动态载荷除以静态载荷得到单椎的动荷系数。结果表明,胸椎的动荷系数要大于腰椎的动荷系数,这也与文献[13]中的研究结论一致。对于成年新西兰大白兔的胸椎,由于胸椎椎骨前半部分(T1~7)强度较低,承载能力较弱,所以动静态载荷之间差距很大。而胸椎后部的结构与腰椎相似,随着其承载能力的增强,动静态载荷之间的差距越来越小。由于腰椎体积比胸椎大,椎体也粗壮,强度也比胸椎高,故动静态载荷之间的差距相对较小。

本文通过计算获得胸椎与腰椎单椎的等效应力,发现应力在胸腰椎节段处产生突变,在腰椎处应力则趋于稳定,波动较小,这与相关文献[15]中的结论一致。由于在胸腰椎的转折处,椎体活动范围大,承载能力弱,故脊柱在胸腰椎处容易发生骨折。而上部胸椎有肋骨保护而下部腰椎椎体、关节粗壮,故不易发生骨折^[18]。

胸椎在动态冲击下椎体的破坏主要分为两个阶段:第1阶段为椎骨椎弓和关节突的破坏;第2阶段为椎骨的椎体发生破坏。这与单椎受静态压缩

载荷得到的应变结果一致^[16]。另外,椎体表面轴向应变大于横向应变,故需要在脊柱轴向上加强对椎体的保护。

分析能量变化可知:椎骨在4 mm位移以内的损伤形式为椎弓和关节突的破坏,所需能量较小,曲线增长较慢;而在6 mm左右时,椎骨的损伤形式为椎体的破坏,所需冲击能量较大,曲线变陡。椎体的能量吸收是一个从缓慢到快速的过程,与椎体的破坏阶段相对应。并且胸椎与腰椎都存在能量回弹的情况,但胸椎的能量回弹比腰椎大,说明实验冲击能量对于胸椎太大,故要对胸椎与腰椎使用不同的冲击能量。

本实验中所使用的冲击试验台和相应的仪器对实验结果的精确性存在一定影响,具体体现在:①冲击试验台锤头的平衡板与柱子存在摩擦。摩擦的存在使锤头会向一些方向发生稍微倾斜,导致锤头不能与椎体上表面完全接触;②高速摄影采集帧率不高。动态冲击实验整个冲击过程只有几十毫秒,因此用于应变分析的图像数量比较少;③示波器采集数据也存在一定的问题。当波形超出示波器的采集区域时,超出时刻之后所有的波形都无法存储,故试验时要设置合适的波形采集区域。另外,在电磁铁通电时,示波器会受到1个正弦波干扰,断电瞬间又会出现电压波动,偶尔出现超出显示区域的干扰波形会导致后面真正需要的波形无法被记录,从而造成数据丢失。

4 结论

本文通过冲击试验台对脊柱胸椎与腰椎的单椎进行动态冲击实验,得出如下的结论:对于整个胸腰段,动态破坏载荷大于静态破坏载荷,胸椎动荷系数大于腰椎动荷系数。无论是静态压缩还是动态冲击,应力都是呈先增大后减小的趋势,胸腰段应力发生突变,整个腰椎段应力趋于稳定;椎体受到冲击力时轴向应变远大于横向应变,要注意对整个脊柱轴向的保护;椎体的能量增长呈现先缓慢后快速的过程,与破坏阶段相对应。

本文通过兔单椎动、静态力学响应的实验对比研究,进一步了解和加深了对椎骨损伤机制的研究,可以为人类脊柱的损伤防护以及临床上损伤治疗和康复方面提供生物力学指导。

参考文献:

- [1] 李家琼, 王冬梅, 孙璟川, 等. 骨水泥对椎体成形术治疗胸腰椎骨质疏松压缩性骨折的生物力学影响[J]. 医用生物力学, 2018, 33(1): 6-12.
LI JQ, WANG DM, SUN JC, et al. Biomechanical effects of cement volume on treatment of thoracolumbar compression fracture with vertebroplasty [J]. J Med Biomech, 2018, 33(1): 6-12.
- [2] 孙会艳, 李强, 张丽敏. 脊柱骨折类型与损伤方式的法医学分析[J]. 中国法医学杂志, 2019, 34(2): 184-186.
- [3] LIU P, YAO Y, LIU MY, et al. Spinal trauma in mainland China from 2001 to 2007. An epidemiological study based on a nationwide database [J]. Spine, 2012, 37(15): 1310-1315.
- [4] 晏礼. 胸腰段脊柱三维有限元模型的建立及其应力分析[D]. 太原: 山西医科大学, 2013.
- [5] FRADET L, PETIT Y, WAGNAC E, et al. Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions [J]. Med Biol Eng Comput, 2014, 52(1): 87-94.
- [6] QIU TX, TAN KW, LEE VS, et al. Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method [J]. Med Eng Phys, 2006, 28(7): 656-664.
- [7] 薛强, 丁梅. 颈椎 C4-C6 在前冲击载荷下的应力分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2014(1): 124-127.
- [8] RICH M, ARNOUX PJ, WAGNAC E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions [J]. J Biomech, 2009, 42(9): 1252-1262.
- [9] 李伟. 正常腰椎及椎骨骨质疏松三维有限元模型的建立及分析[D]. 石家庄: 河北医科大学, 2011.
- [10] 刘延东, 毛景松, 杨丽萍. 腰椎爆裂骨折椎体松质骨内力学分布特点的有限元研究[J]. 医用生物力学, 2016, 31(1): 45-49.
LIU YD, MAO JS, YANG LP. Character of stress distributions on vertebral cancellous bone in lumbar burst fracture; A finite element study [J]. J Med Biomech, 2016, 31(1): 45-49.
- [11] 毕大卫, 王伟, 费骏, 等. 人体胸腰椎体冲击损伤的生物力学研究[J]. 中国骨伤, 2010, 23(10): 772-775.
- [12] GERMANEAU A, VENDEUVRE T, SAGET M, et al. Development of an experimental model of burst fracture with damage characterization of the vertebral bodies under dynamic conditions[J]. Clin Biomech, 2017(49): 139-144.
- [13] 黄建松, 李政年. 人体胸腰椎体几何学测量及生物力学特性实验研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2015, 34(5): 629-633.
- [14] 赵宝林, 王玉臣, 马洪顺. 人脊柱椎骨压缩实验研究[J]. 试验技术与试验机, 2004(21): 50-54.
- [15] 张玉文. 兔脊柱节段压缩性骨折的实验研究[D]. 太原: 太原理工大学, 2019.
- [16] 李洲. 兔脊柱单椎体压缩性骨折的实验研究[D]. 太原: 太原理工大学, 2018.
- [17] YUMAK N, ASLANTAS K, PEKBEY Y. Effect of cryogenic and aging treatments on low-energy impact behaviour of Ti-6Al-4V alloy [J]. T Nonferrous Metal Soc, 2017, 27(3): 514-526.
- [18] 沙漠, 徐新如, 陈波杰, 等. Denis B 型胸腰椎爆裂骨折的影像学观察[J]. 中华创伤骨科杂志, 2015, 17(6): 486-491.