

三维有限元法分析脊柱保护器对人体胸腰段的支持与保护作用

何剑颖¹, 邓亮¹, 李晨¹, 吴小辉², 舒勇³, 董谢平¹ (¹江西省人民医院骨科, 江西省南昌市 330006; ²景德镇市中医院骨科, 江西省景德镇市 333000; ³南昌大学一附院骨科, 江西省南昌市 330006)

文章亮点:

1 以“Finite element analysis, thoracic-lumbar model spine protector”为关键词检索 PubMed 数据库 2000 至 2014 年的文献, 检索少于 10 篇。目前国内外有关预防性脊柱保护器的生物力学分析研究罕见。

2 文章采用有限元方法对预防性脊柱保护器新型设计进行了实验分析。首先建立胸腰段三维有限元模型, 基于有限元计算结果对比分析了两组模型轴向载荷的力学响应特性, 分析结果表明, 佩戴脊柱保护器能减小和分散脊柱胸腰段的有害应力, 对脊柱胸腰段起到保护作用。

3 文章的不足之处在于有限元分析研究没有行业标准, 同类同项目研究缺乏参照对比。

关键词:

植入物; 数字化骨科; 脊柱保护器; 有限元分析; 胸腰椎模型; 生物力学

主题词:

胸椎; 腰椎; 有限元分析; 生物力学

基金资助:

国家“十一五”科技支撑项目(2008BAI68B06); 江西省科技支撑项目(2010BSB00306); 江西省科技厅青年基金项目(20114BAB215027); 江西省专利研发引导与产业研发项目(20133BBM26119)

摘要

背景: 人体脊柱保护器对预防人体胸腰段脊柱损伤有保护作用, 新型动力性保护器的研发需要通过多种实验手段的验证。

目的: 利用三维有限元法分析脊柱保护器在轴向载荷作用下对人体脊柱胸腰段的生物力学响应。

方法: 从已建立的全脊柱三维有限元模型中截取胸腰段, 将佩戴脊柱保护器的胸腰段模型设计为实验组, 未佩戴脊柱保护器的胸腰段模型设计为对照组。给上述两组模型进行赋值、约束、加载、运算, 获得目标单元的等效应力及应变。

结果与结论: 在垂直承载的两组胸腰段模型中, 应力均集中于 L₂ 椎体的中、后柱。根据目标单元采集数据发现, 实验组与对照组模型在 16 ms 时达到等效应力最大值, 分别为 3.919, 5.727 MPa。统计分析得出 T₁₂ 与 L₂ 节段实验组与对照组等效应力比较, *P* 均 < 0.05, 对照组所受应力均大于实验组, 差异有显著性意义; 而 T₁₁ 与 L₁ 节段实验组与对照组的等效应力比较, 差异无显著性意义 (*P* > 0.05)。提示脊柱保护器可以明显减少垂直坠地时胸腰段椎体所受的应力, 分担载荷, 对胸腰段椎体具有保护支持作用。

何剑颖, 邓亮, 李晨, 吴小辉, 舒勇, 董谢平. 三维有限元法分析脊柱保护器对人体胸腰段的支持与保护作用 [J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(40): 6536-6541.

Three-dimensional finite element analysis on the support and protection of spine protector for thoracic-lumbar vertebra

He Jian-ying¹, Deng Liang¹, Li Chen¹, Wu Xiao-hui², Shu Yong³, Dong Xie-ping¹ (¹Department of Orthopedics, People's Hospital of Jiangxi Province, Nanchang 330006, Jiangxi Province, China; ²Department of Orthopedics, Jingdezhen Hospital of Traditional Chinese Medicine, Jingdezhen 333000, Jiangxi Province, China; ³Department of Orthopedics, First Affiliated Hospital of Nanchang University, Nanchang 330006, Jiangxi Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Human spine protector can protect human thoracic-lumbar vertebra segments against injury, and the design and development of a novel dynamic protector needs the verification of various experimental means.

OBJECTIVE: Using the three-dimensional finite element method, we evaluate the effect of spine protector and the biomechanical reaction of thoracic-lumbar vertebra under the axial loading.

METHODS: The thoracic-lumbar vertebra were cut from the whole spine three-dimensional finite element model. Then the thoracic-lumbar vertebra models carrying spine protector were taken as experimental group, while the models without the protector served as control group. All the specimens were evaluated, constrained, loaded and figured out by its properties. The results of equivalent stress and strain distribution were obtained from the data.

RESULTS AND CONCLUSION: In both groups, the stress was distributed at axial and posterior column of L₂ when the load was applied in axial direction. According to the data obtained from the experiment, both the

何剑颖, 男, 1980 年生, 江西省人, 汉族, 南昌大学在读博士, 主要从事脊柱外科、矫形外科方面的研究。

通讯作者: 董谢平, 江西省人民医院骨科, 江西省南昌市 330006

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.

2014.40.024

[http://www.crter.org]

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2014)40-06536-06

稿件接受: 2014-08-29

He Jian-ying, Studying for doctorate, Department of Orthopedics, People's Hospital of Jiangxi Province, Nanchang 330006, Jiangxi Province, China

Corresponding author: Dong Xie-ping, Department of Orthopedics, People's Hospital of Jiangxi Province, Nanchang 330006, Jiangxi Province, China

Accepted: 2014-08-29

experimental group and the control group had achieved the maximum stress at 16 ms, 3.919 Mpa and 5.727 Mpa, respectively. The statistical analysis result showed that the stress varied significantly at T₁₂ and L₂ in two groups (both $P < 0.05$). However, the stress distribution at T₁₁ and L₁ showed no significant difference between the two groups (both $P > 0.05$). Experimental findings indicate that, spine protector can significantly reduce the vertical stress of the thoracic-lumbar vertebra when falling on the ground, and share the vertical load, which is protective to thoracic-lumbar vertebra.

Subject headings: thoracic vertebra; lumbar vertebra; finite element analysis; biomechanics

Funding: Science and Technology Program during the Eleventh Five-Year Plan, No. 2008BAI68B06; Science and Technology Program of Jiangxi Province, No. 2010BSB00306; Youth Funds by Jiangxi Provincial Science and Technology Ministry, No. 20114BAB215027; Patent Research and Development, and Industrial Study Project of Jiangxi Province, No. 20133BBM26119

He JY, Deng L, Li C, Wu XH, Shu Y, Dong XP. Three-dimensional finite element analysis on the support and protection of spine protector for thoracic-lumbar vertebra. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2014;18(40):6536-6541.

0 引言 Introduction

胸腰段(T₁₁-L₂)是人体脊柱骨折的常见部位, 占脊柱损伤的79.5%^[1], 其中65.4%是由高处坠落引起^[2], 其损伤机制复杂, 治疗费用高, 给社会带来严重的经济负担。目前人体胸腰段有限元研究主要以构建脊柱骨折模型及手术内固定评价为主要方向^[3], 而脊柱保护器的有限元研究集中在脊柱侧弯的矫形治疗领域^[4], 对于如何运用脊柱保护器预防脊柱骨折的有限元研究罕见。

文章通过截取中国力学虚拟人脊柱胸腰段冷冻切片数据, 构建脊柱胸腰段三维有限元模型, 设计脊柱保护器并建立三维有限元模型, 力学仿真分析脊柱胸腰段在垂直载荷下所受应力的大小、分布及变化特点。从生物力学角度阐释人体脊柱骨折机制, 并通过三维有限元动力学模型, 论证预防性脊柱保护器保护人体胸腰段的有效性。

1 材料和方法 Materials and methods

设计: 三维有限元分析, 单一样本观察。

时间及地点: 于2009年8月至2011年3月在上海交通大学生物力学实验室完成。

材料: 中国力学虚拟人数据集切片, 图片共10 000张, 系冷冻切片格式。

电脑硬件配置: AMD双核5000+超线程CPU, 4 G DDR800内存, 200 G硬盘, 6800 GT双128 M PCIE图形加速卡19寸液晶显示器(中国联想电脑公司)。

方法:

胸腰段有限元模型建立: 本实验利用 Cryo Segmentation 软件从中国力学虚拟人数据库中提取骨、软组织等轮廓曲线^[5], 在Imageware软件中基于线框模型建立人体躯干几何面模型(图1A), 包括脊柱、骨盆、骶骨, 肋骨和简化的躯干软组织轮廓曲线, 软组织采用Mooney-Rivlin超弹性材料。在Hypermesh软件中对几何面模型划分网格, 构建人体躯干三维有限元仿真模型^[6](图1B), 从中截取T₁₁-L₂节段三维有限元模型作为研究对象。模型中松质骨和软组织采用四面体单元划分, 皮质骨采用三角形壳单元来

划分, 材料性质测定参考相关文献, 具体详见表1。

脊柱护具模型的建立: 参考人体脊柱保护器平面设计图模型(图2A), 在HperMesh软件中建立一个脊柱保护器有限元模型(图2B), 其形状贴合双侧肩部, 胸腹部及腰背部轮廓, 下缘平骶尾部水平, 材料为3 mm厚的聚乙烯硬性材料及1 cm厚海绵材料, 均具有一定的韧性。为了将脊柱保护器固定在人体躯干部位, 模拟束缚带的作用, 在肩关节前面两侧和腰部分别施加80 N和60 N的预紧力。

边界条件和加载: 实验组为佩戴脊柱保护器的胸腰段模型; 对照组为未佩戴脊柱保护器的胸腰段模型。两组模型都仿真人体高空坠落坐着落地, 约束地面为刚体, 冲击仿真地面, 设置重力加速度为9.8 m/s²。由于分析的目的是人体垂直坠落与地面接触时两组胸腰段模型的力学响应特性, 故在本模型中不考虑跌落高度, 并简化了胸腰段模型肌肉、韧带、血管、软组织的构建, 落地瞬间人体的速度参照相关参考文献设为2 m/s^[8-9], 因此对整个个体模型加载 2 m/s的速度载荷。模型与地面接触的摩擦系数为0.5^[10-11]。计算分析后, 利用ABAQUS 6.5-1/EXPLICIT求解。

确定胸腰段椎体等效力采样单元: 以横断面为界面, 将胸腰椎分为4个区如图3, 分别为前柱中心(A区域)、中柱中心(B区域)、后柱左侧中心(C区域)、后柱右侧中心(D区域)。于4个目标区域内收集等效力平均值进行计算, 分析。

主要观察指标: 给上述两组模型进行赋值、约束、加载、运算, 获得目标单元的等效力及应变。

统计学分析: 采用SPSS 18.0 统计软件进行统计学处理, 将两组模型中T₁₁-L₂椎体所受应力先用 Bartlett 方差齐性检验, 如 $P > 0.1$, 则满足方差齐性, 再行配对样本 t 检验; 如 $P < 0.05$, 则两组胸腰段椎体所受应力的差异有显著性意义。

2 结果 Results

2.1 胸腰椎模型各节段等效力变化规律及对比分析 在整个实验过程中, 实验组和对照组胸腰椎各椎体所受应

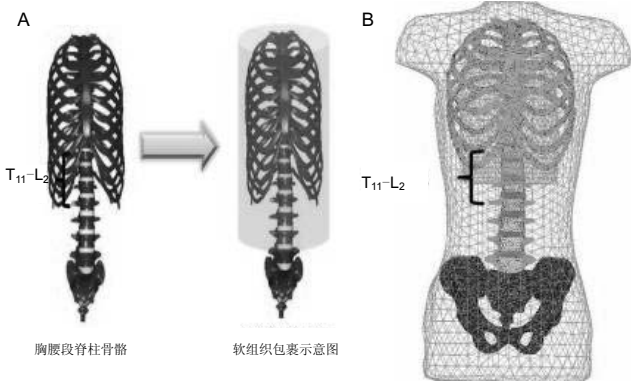


图1 人体胸腰段几何面模型及三维有限元模型
Figure 1 Geometrical model and three-dimensional finite element model of human thoracic-lumbar vertebra
图注: 图中 A 为几何面模型; B 为三维有限元模型。

表1 胸腰段有限元模型各结构材料特性参数^[7]
Table 1 Parameters of finite element model of human thoracic-lumbar vertebra^[7]

项目	单元数(个)	弹性模量(MPa)	泊松比	密度(g/cm ³)	厚度(mm)
脊柱皮质骨	3 907	12 000	0.3	1.8	0.4
脊柱松质骨	13 719	100 ^[5-6]	0.2	0.29	
骨盆皮质骨	4 727	22 700	0.3	1.8	2.35
骨盆松质骨	9 784	600	0.2	0.29	
肋骨皮质骨	7 495	22 700	0.3	1.8	1
肋骨松质骨	7 449	600	0.2	0.29	
纤维环	4 638	295	0.35	0.9	
附件	12 642	3 100 ^[5,7]	0.25	0.29	
软组织	150 582	C ₁₀ =85.5 kPa C ₀₁ =21.38 kPa D ₁ =0.3		0.749	
地面刚体	221				
护具	369	1 500	0.3	1.4	3

表注: 肋骨的参数参考骨盆而得, 厚度取值参考中国可视人的冷冻切片图片与骨盆相关的可参见骨盆模型的建立^[8]。

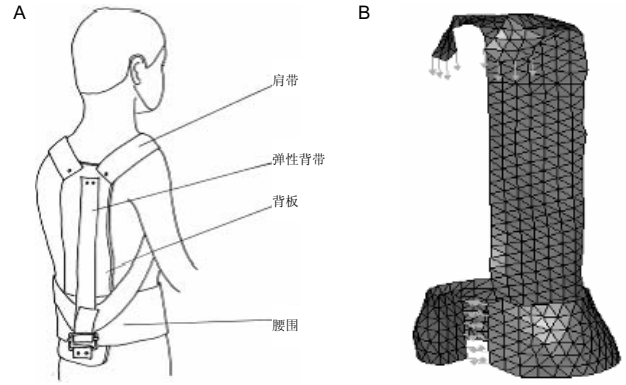


图2 脊柱护具模型的建立
Figure 2 Establishment of spine protector model
图注: 图中 A 为脊柱保护器平面设计图; B 为脊柱保护器有限元模型。

表2 实验组和对照组胸腰椎各椎体所受应力变化规律
Table 2 Stress variation in thoracic-lumbar vertebra

椎体	对照组峰值(MPa)	实验组峰值(MPa)	平均降幅
L ₁₁	3.617	3.215	11.1%
T ₁₂	4.723	2.713	42.5%
L ₁	3.718	3.215	13.5%
L ₂	5.727	3.919	31.5%

表注: 从对照组和实验组 4 组峰值比较中发现 T₁₂ 椎体组降幅最大, 其次为 L₂ 椎体组。

表3 成对样本相关系数
Table 3 Coefficients of paired samples

样本	n	相关系数	Sig.
对 1 T ₁₁ 前 & T ₁₁ 后	20	0.995	0.000
对 2 T ₁₂ 前 & T ₁₂ 后	20	0.919	0.000
对 3 L ₁ 前 & L ₁ 后	20	0.961	0.000
对 4 L ₂ 前 & L ₂ 后	20	0.986	0.000



图3 椎体等效应力采样区
Figure 3 Equivalent stress area
图注: 以横断面为界面, 将胸腰椎分为 4 个区, 分别为前柱中心(A 区域)、中柱中心(B 区域)、后柱左侧中心(C 区域)、后柱右侧中心(D 区域)。

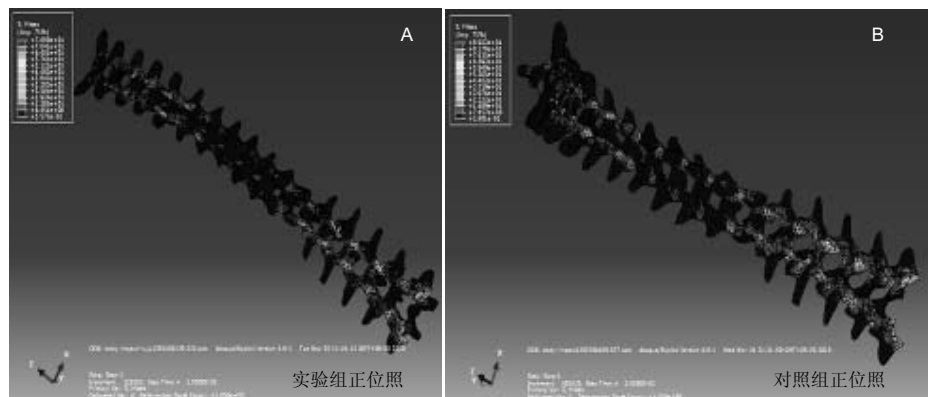


图6 实验 16 ms 时胸腰椎关节突关节及棘突等效应力分布图
Figure 6 Equivalent stress distribution in zygapophysial joints and spinous process at 16 ms
图注: 脊柱胸腰段所受应力主要集中于椎体后缘、关节突关节、椎弓根及椎板处。其中无论实验组还是对照组模型 L₂ 椎体应力峰值最大。

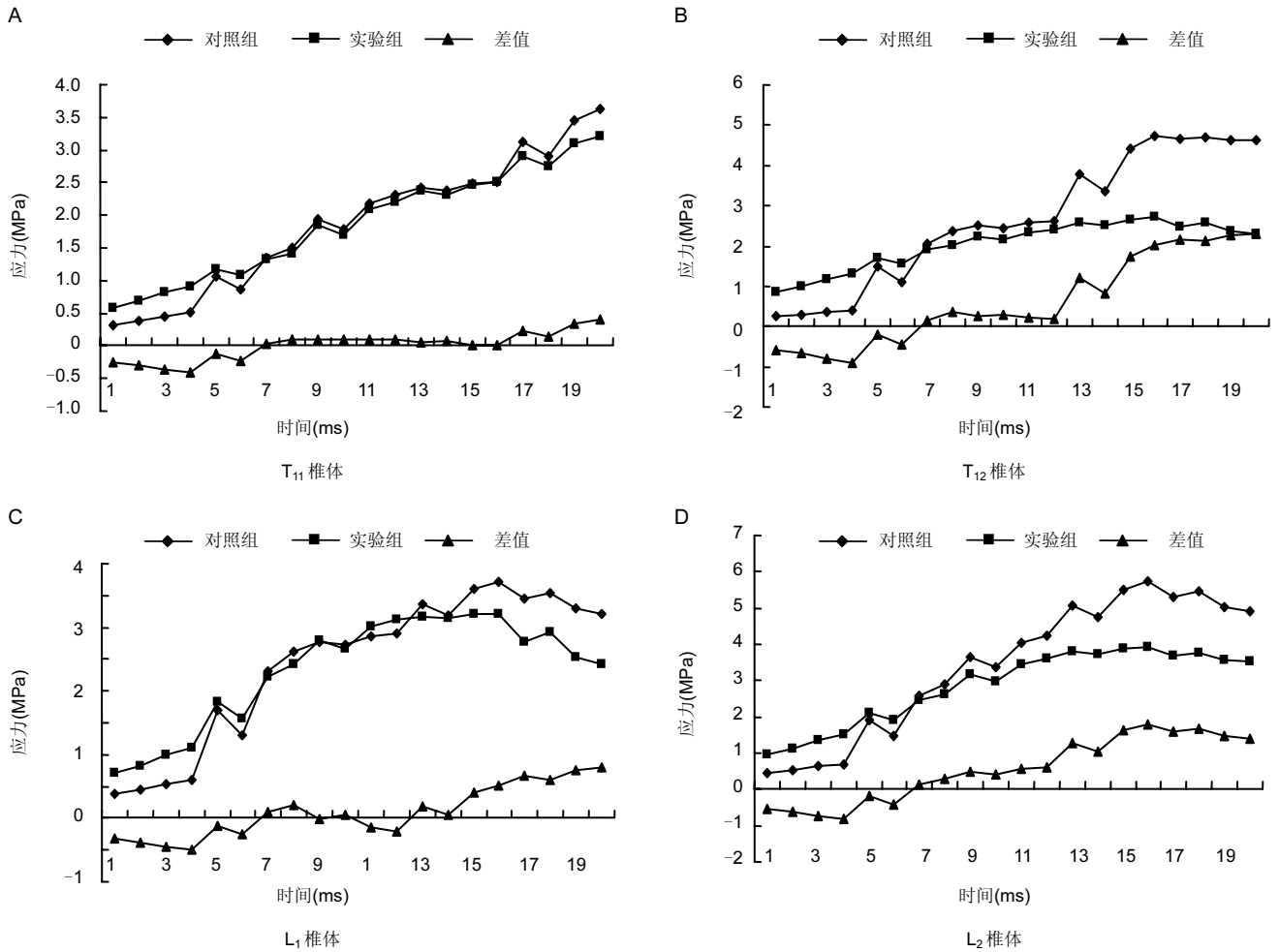


图4 胸腰椎模型各节段等效应力变化规律及对比分析

Figure 4 Equivalent stress variation in thoracolumbar model

图注: 从上述4幅图发现对照组所受应力均大于实验组, 在T₁₂椎体和L₂椎体表现尤为突出。

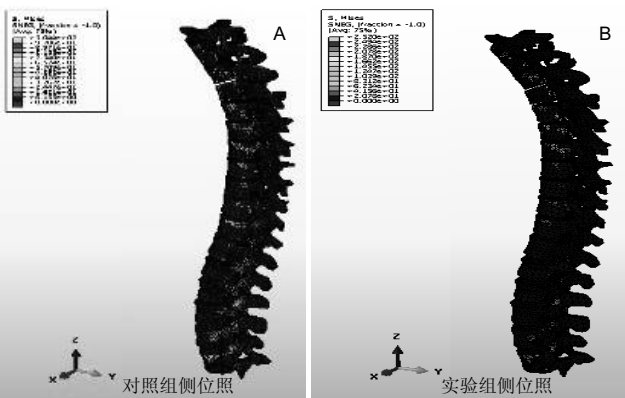


图5 实验16 ms时胸腰椎椎体等效应力分布图

Figure 5 Equivalent stress distribution at 16 ms

图注: 16 ms时实验组模型与对照组模型达到应力峰值, 而后两组模型应力增高区逐渐降低。

力均随时间增加而增大, 在一定时间达到峰值以后逐渐下降。4个椎体的平均承受应力降幅如表2所示分别达11.1%, 42.5%, 13.5%, 31.5%。根据图4发现实验组各椎体受力曲线较对照组更均匀平缓。采集目标单元的最高等效应力

表4 成对样本检验

Table 4 Paired samples test

样本		t	df	Sig.(双侧)
对1	T ₁₁ 前-T ₁₁ 后	0.082	19	0.936
对2	T ₁₂ 前-T ₁₂ 后	2.484	19	0.022
对3	L ₁ 前-L ₁ 后	1.055	19	0.305
对4	L ₂ 前-L ₂ 后	2.777	19	0.012

数据显示, 对照组T₁₁, T₁₂, L₁, L₂所受应力峰值分别为3.62, 4.72, 3.72, 5.73 MPa; 而实验组胸腰椎所受应力峰值分别为3.22, 2.71, 3.22, 3.92 MPa。除T₁₁椎体以外, 其余3个椎体的等效应力峰值均出现在实验过程的16 ms。

将对照组各椎体受力平均值与实验组各椎体受力平均值求差值, 作平均值差值曲线, 根据平均值差值曲线图分析, T₁₁椎体平均值差值接近0, 即脊柱保护支具对T₁₁椎体保护作用不大。而T₁₂, L₁, L₂椎体平均值差值随时间增加而保护作用逐渐增大, 在15-20 ms区间内, T₁₂, L₁, L₂椎体的平均值差值最大值分别为2.31, 0.80, 1.80 MPa。脊柱保护支具的使用对胸腰段椎体所受力总体上有所减小

作用。

2.2 垂直载荷作用下两组胸腰段模型等效应力具体分布特点及变化规律 通过Abaqus软件动态截取整个仿真过程两组模型的应力分布模型图,发现在实验前半阶段(0-10 ms)无论实验组模型还是对照组模型未出现明显的应力增亮区域。从11 ms开始应力逐步随时间推移集中于本实验前设定的4个研究目标单元中的B区、C区和D区内,直至16 ms实验组模型与对照组模型达到应力峰值见图5,而后两组模型应力增亮区逐渐降低。根据图6发现,脊柱胸腰段所受应力主要集中于椎体后缘、关节突关节、椎弓根及椎板处。其中无论实验组还是对照组模型L₂椎体应力峰值最大。在实验整个过程中,根据两组模型图发现,同一时间节点比较,对照组模型应力增亮区均高于实验组模型应力增亮区,说明佩戴脊柱保护器能有效降低胸腰段应力。

2.3 统计分析结果 使用SPSS 15.0分别对T₁₁, T₁₂, L₁, L₂实验组与对照组的同一区域收集的等效应力平均值进行配对样本t检验,其中T₁₂节段P=0.022, L₂节段P=0.012, P均< 0.05,故在95%的置信水平下,配戴脊柱保护器差异有显著性意义。而T₁₁节段P=0.936, L₁节段P=0.305, P> 0.05,故在95%的置信水平下,配戴脊柱保护器的差异不明显,差异无显著性意义(表3, 4)。

3 讨论 Discussion

3.1 胸腰段脊柱骨折机制及保护器作用原理

胸腰段载荷的X形分布特点: 胸腰段位于固定的胸椎和活动的腰椎之间,由T₁₁-L₂共4个节段组成。在解剖上胸椎至腰椎的关节突关节排列由冠状位转为矢状位,外力作用时椎体的刚度急剧增加^[13]。脊柱承受上肢及躯干垂直载荷后迅速传导至胸腰段生理弯曲汇聚后经由骨盆放射至双侧下肢,形成一个X形应力分布特点,而胸腰段恰好位于应力极度高度集中的X形中点上。由于X中心集中过度的由上肢及躯干传递下来的超负荷有害应力,而无法及时的向骨盆及双下肢分散,故在胸腰段容易造成骨折破坏^[12]。

胸腰段骨折的力臂杠杆原理: Yan等^[14]研究发现,正常人体重心位于脊柱椎体前缘,凭借后部的肌肉及韧带收缩力和椎体前方的重力,构建了一个以椎体为支点的力学天平,正常情况下,两端处于平衡状态。当骨折发生躯体重心前移,势必加大了重心到支点的力臂,如要维持平衡,后部的肌肉和韧带则会产生更加强大的对抗力量。脊柱保护器能够尽可能控制重心前移,且在躯体承受垂直载荷后动态的辅助后部肌肉增加后伸力量,在屈服强度范围内维持脊柱力学平衡。

脊柱保护器的作用原理: 本研究脊柱保护器作用原理:①脊柱保护器中良好贴合的腰围覆盖了腰腹区,并在其周围均匀加压,腹部作为密闭水囊具有缓冲作用,使脊柱传

递的应力更多地从椎旁肌获得分流并被其吸收,从而减少了脊柱的应力。②脊柱保护器有效限制躯干的前屈,使坠落时的躯体重心后移,能够维持平衡。③脊柱保护器通过跨越双肩的肩带和围绕腰腹部的腰围以一定的预紧力束缚于躯干,有效分流部分应力^[15]。

3.2 应力集中部位的讨论 从实验的应力云图发现,两组椎体的应力均集中于脊柱L₂椎体的中、后柱。具体分布于其椎体后缘,双侧椎弓根处,双侧上下关节突处及椎板的周缘。这与大多数学者对胸腰段进行轴向加载后揭示应力集中的部位相接近^[9, 15-16]。而Fei等^[17]研究发现应力集中于腰椎各椎体上而不是腰椎后部附件上。Dall'Ara等^[18]建立胸腰段椎体有限元模型,进行轴向加载实验模拟胸腰椎损伤机制,发现胸腰椎轴向负荷下位于椎体前缘最先发生楔形压缩骨折。

3.3 应力大小、峰值、保护器保护作用讨论 胸腰段4个椎体在整个实验过程中除T₁₁椎体以外,它们的峰值出现时间均出现在16 ms,实验组比对照组承受的等效应力均有明显的降低。本实验结果偏小,可能与本实验选择松质骨作为观察指标,忽略了上身及躯干部身体质量,且参考文献选择了较小冲击速度进行实验等因素有密切关系。计算分析发现,两组模型最大峰值均出现在16 ms时L₂椎体上,而后其最大等效应力随时间推移而减小,这一变化规律与蓝霞等^[15]的研究结果相接近。白楚杰等^[19]建立正常人及骨质疏松症患者三维有限元模型,在轴向载存800 N作用下正常组T₁椎体松质骨平均等效应力值为1.542 MPa,骨质疏松组松质骨等效应力为0.862 MPa。这与本实验L₁椎体松质骨等效应力接近。而王冬梅等^[11]建立1个L₁至S₁椎体的三维有限元模型,加载150 N的压力与10 N·m的力矩,发现L₁椎体最大应力峰值为8 MPa, L₂椎体最大应力峰值为11.19 MPa。该实验结果明显高于本实验结果。本实验研究中最大峰值均出现在L₂节段上,这可能由于L₂椎体位于胸腰段的最后节段,关节突排序的改变造成的刚度急剧增大,且向下承接L₃生理前凸弧度所造成。

3.4 保护器作用讨论 本实验采用两组对照对脊柱保护器进行分析,根据统计数据得出T₁₂, L₂, P值均< 0.05,差异有显著性意义。而T₁₁和L₁的P值> 0.05,配戴脊柱保护器前后的数据差异不明显。蓝霞等^[14]设计同样的脊柱保护器对上胸椎模型进行对比分析,统计显示两组模型中T₁₋₇椎体所受应力值,行配对设计t检验, P=0.001 7, P< 0.05,说明两组仿真模型中T₁₋₇椎体所受应力的差异有显著性意义。

结论: 本研究建立胸腰段三维有限元模型,基于有限元计算结果对比分析了两组模型轴向载荷的力学响应特性,分析结果表明,佩戴脊柱保护器能减小和分散脊柱胸腰段的有害应力,对脊柱胸腰段起到保护作用。关于腕部保护器,髌部保护器的同类研究中,同样发现佩戴保护器

具有保护和支撑作用^[20-22]。

致谢: 感谢上海理工大学张琳琳老师在课题建模和仿真分析中做出的工作。

作者贡献: 实验设计董谢平, 实验实施何剑颖, 实验评估舒勇、李晨、邓亮, 资料收集吴小辉, 何剑颖成文, 董谢平审校, 董谢平对文章负责。董谢平与何剑颖对试验的贡献相同, 前者为通讯作者, 后者为第一作者。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 无涉及伦理冲突的内容。

学术术语: 胸腰段骨折的力臂杠杆原理-Yuan 等研究发现, 正常人体重心位于脊柱椎体前缘, 凭借后部的肌肉及韧带收缩力和椎体前方的重力, 构建了一个以椎体为支点的力学天平, 正常情况下, 两端处于平衡状态。当骨折发生躯体重心前移, 势必加大了重心到支点的力臂, 如要维持平衡, 后部的肌肉和韧带则会产生更加强大的对抗力量。脊柱保护器能够尽可能控制重心前移, 且在躯体承受垂直载荷后动态的辅助后部肌肉增加后伸力量, 在屈服强度范围内维持脊柱力学平衡。

作者声明: 文章为原创作品, 无抄袭剽窃, 无泄密及署名和专利争议, 内容及数据真实, 文责自负。

4 参考文献 References

- [1] 韦兴, 侯树勋, 史亚民, 等. 66例胸腰椎骨折患者的流行病学分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2004, 14(7):403-405.
- [2] 王旭, 李增炎, 黄军民. 胸腰椎爆裂骨折1589例患病特点回顾性分析[J]. 颈腰痛杂志, 2012, 33(7):100-104.
- [3] Yan YB, Qi W, Wu ZX, et al. Finite element study of the mechanical response in spinal cord during the thoracolumbar burst fracture. PLoS One. 2012;7(9):221-224.
- [4] Bunge EM, de Bekker-Grob EW, van Biezen FC, et al. Patients' preferences for scoliosis brace treatment: a discrete choice experiment. Spine (Phila Pa 1976). 2010;35(1):57-63.
- [5] Zhong ZC, Wei SH, Wang JP, et al. Finite element analysis of the Lumbar spine with a new cage using atpology optimization method. Med Eng Phys. 2006;28:90-98.
- [6] Guo LX, Teo EC. Prediction of the modal characteristics of the human spine at resonant frequency using finite element models. Proc Inst Mech Eng H. 2005;219(4):277-284.
- [7] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Effects of trochanteric soft tissue thickness and hip impact velocity on hip fracture in sideways fall through 3D finite element simulations. J Biomech. 2008;41(13):2834-2842.
- [8] Zeng ZL, Cheng LM, Zhu R, et al. Building an effective nonlinear three-dimensional finite-element model of human thoracolumbar spine. Zhonghua Yi Xue Za Zhi. 2011;91(31):2176-2180.
- [9] 叶铭, 张绍祥, 王成焘. 力学虚拟人骨组织曲线曲面模型重建技术[J]. 医用生物力学, 2006, 21(3):212-216.
- [10] 王冬梅, 董谢平, 张琳琳. 侧向冲击载荷作用下股骨-骨盆复合体的生物力学响应[J]. 医用生物力学, 2011, 26(6): 502-507.
- [11] 王冬梅, 董谢平, 王尚武, 等. 侧向冲击载荷作用下髌护具对股骨-骨盆复合体生物力学响应的影响[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 32-39.
- [12] 何剑颖, 董谢平. 脊柱生物力学的有限元法研究进展[J]. 中国组织工程研究, 2011, 15(26): 4936-4940.
- [13] 王向阳, 戴力扬. 胸腰椎爆裂性骨折的生物力学研究进展[J]. 中华骨科杂志, 2006, 26(7):487-489.
- [14] Yan JZ, Wu ZH, Wang XS. Finite element analysis on stress change of lumbar spine. Zhonghua Yi Xue Za Zhi. 2009; 89(17): 1162-1165.
- [15] 蓝霞, 王冬梅, 周立义, 等. 动力性胸腰保护器对中上胸椎保护的有限元研究[J]. 中国矫形外科杂志, 2011, 19(16):1361-1364.
- [16] Qiu TX, Teo EC, Zhang QH. Comparison of kinematics between thoracolumbar T11-t12 and T12-L1 functional spinal units. Proc Inst Mech Eng H. 2006;20(4):493-504.
- [17] Fei Q, Li QJ, Yang Y, et al. Three-dimensional finite element model of thoracolumbar spine with osteoporotic vertebral compression fracture. Zhonghua Yi Xue Za Zhi. 2010;90(41): 2943-2946.
- [18] Dall'Ara E, Schmidt R, Pahr D. A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior wedge-shape fractures in human vertebral bodies in vitro. J Biomech. 2010; 43(12): 2374-2380.
- [19] 白楚杰, 董启榕, 吕厚山, 等. 正常人与骨质疏松患者胸腰椎三维有限元模型的建立及分析[J]. 中国临床康复, 2006, 10(41):98-100.
- [20] 董谢平, 王冬梅, 何剑颖, 等. 腕保护器抗冲击载荷的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2011, 15(30): 5531-5534.
- [21] 何剑颖, 董谢平. 正常髌部与佩戴保护支具髌部的有限元对比分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(35):6546-6550.
- [22] 董谢平, 张琳琳, 何剑颖, 等. 髌保护器防护髌部骨折的有限元建模与分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2011, 19(18):1537-1541.