

后向跌倒过程中脊柱胸腰段受力的实验及有限元研究

张霄翔^{1,2}, 孙培栋³, 王哲¹, 吴彦超¹, 吴晓宇¹, 余星亮^{1,2}, 艾子政^{1,2}, 董谢平¹

(1 江西省人民医院骨科 330006 南昌市; 2 江西中医药大学研究生院 330004 南昌市; 3 南方医科大学人体解剖学教研室 广东省医学生物力学重点实验室 510515 广州市)

【摘要】目的:以动力学仿真软件获取志愿者后向跌倒过程中胸腰段受力状况的运动、动力学数据,作为有限元加载条件,评估跌倒过程中脊柱局部应力情况。**方法:**选取 1 名健康志愿者(男性,27 岁,175cm,70kg),随后对志愿者躯干进行 CT 扫描。然后,在 Anybody 人体建模仿真系统软件中建立骨骼肌肉模型,志愿者站立并后向倾斜 30°,在无防备状态下后向摔倒构建跌倒过程中人体骨骼肌模型。根据志愿者 CT 数据建立并优化有限元模型,模型在施加 7.5N·m 力矩模拟前屈、后伸、左右侧弯及旋转范围,验证模型有效性后,将获取后向跌倒状态下着力点、应力传导方向及受力区应力值作为加载条件并赋予人体胸腰段有限元模型进行有限元分析。**结果:**Anybody 人体建模仿真系统软件模拟后向跌倒实验中,志愿者呈无意识后向跌倒姿态,骶尾部最先着地;臀部与测力台冲击的总时间为 1.14s,最大冲击力达 4056N;模型以坐骨结节为力加载点,由骶尾部沿脊柱长轴向头部进行力学加载。有限元结果显示,应力经传导主要集中于 T11~L2 节段;在该节段中,椎体前缘平均应力达 16.6MPa;上下关节突平均载荷达 25.4MPa,椎板及椎弓根与椎体连接处也出现明显的应力集中,平均应力为 26.2MPa。**结论:**后向跌倒时胸腰段所受应力较大,骨折风险较高。

【关键词】后向跌倒;有限元分析;胸腰椎损伤

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2020.09.09

中图分类号:R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2020)-09-0827-06

Experimental and finite element study on the stress of thoracolumbar spine during backward fall/ ZHANG Xiaoxiang, SUN Peidong, WANG Zhe, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2020, 30(9): 827-832

【Abstract】 Objectives: To evaluate the local stress of thoracolumbar vertebra after falling by constructing real backward falling down model based on the finite element loading condition obtained from volunteers. **Methods:** A healthy volunteer (male, 27 years old, 175cm, and 70kg) was selected, and the torso of the volunteer was scanned by CT. Then the skeletal muscle model was established using the dynamic simulation software Anybody Modeling System. The volunteers stood at a backward tilt of 30° and fell backward to construct a human skeletal muscle model in the state of fall. The finite element model was established and optimized based on the CT data of the volunteer. Applied 7.5N·m moment to simulate the range of flexion, extension, left and right lateral bending and rotation, and validated the effectiveness of the model. The stress point, stress conduction direction and stress value in the stress area in the backward fall state were collected as loading conditions, and the finite element model of human thoracolumbar segment was given for finite element analysis. **Results:** In the backward fall experiment simulated by Anybody Modeling System, the volunteer fell backward unconsciously, and the sacrum was the first part to land; the total impact time between the hip and the force platform was 1.14s, and the maximum impact force was 4056N; the model took the ischial tubercle as the force loading point, and the sacral part was mechanically loaded to the upper vertebral body along the long axis of the spine. The finite element results showed that the stress conduction

基金项目:国家自然科学基金(编号:81460346)

第一作者简介:男(1995-),硕士研究生在读,研究方向:骨科生物力学

电话:(0791)86895809 E-mail:zhangxiaoxiang9503@163.com

通讯作者:董谢平 E-mail:jxzhxh@163.com

was mainly concentrated in the T11-L2 segment, in which the average stress at the anterior edge of the vertebral body was 16.6MPa, the average load of the upper and lower articular process was 25.4MPa, and the average stress concentration at the lamina and the connection between the pedicle and the vertebral body was 26.2MPa. **Conclusions:** During falling backward, there was higher stress on the thoracolumbar segment, and therefore the risk of fracture was higher.

【Key words】 Fall backward; Finite element analysis; Thoracolumbar injury

【Author's address】 Department of Orthopedics, Jiangxi Provincial People's Hospital, Nanchang, 330006, China

后向跌倒常导致髋部或脊柱损伤,尤其对老年骨质疏松症患者来说,跌倒等低能量损伤即可引起椎体骨折等腰背部疾病,导致生活质量下降,医疗成本迅速提高,对患者身体、心理以及经济情况造成巨大的负担,使医疗成本迅速提高^[1,2]。因此,准确评估脊柱在后向跌倒的过程中胸腰段局部受力状况对于深入了解该部位的受伤机制具有重要价值。骨骼肌肉模型是研究和理解人体生物力学的常用方法,Anybody 人体建模仿真系统软件(以下简称 Anybody 仿真软件)可以获得不同姿态下的骨骼、肌肉以及关节受力与形变等情况^[3]。通过有限元分析法研究脊柱生物力学的有效性已经在许多研究中得到证实^[4],但以往的相关研究边界条件多是在其他学者的研究基础上引用,将若干个载荷数据加载到模型上进行有限元分析,缺乏特异性,导致结果容易产生误差^[5]。

本研究中通过获取人体意外后向跌倒时着力点及冲击载荷等数据,建立人体躯干有限元模型进行准静态有限元模拟,准确获取脊柱各节段局部应力状况,阐明跌倒时脊柱致伤机制。

1 资料与方法

本研究获得江西省人民医院伦理委员会审批同意,志愿者在参与研究前已熟知实验过程及风险并签署知情同意书。

1.1 志愿者信息

招募 1 名志愿者(男性,27 岁,175cm,70kg),通过 X 线、B 超、CT 等检查排除骨损伤、肿瘤、畸形等病变,排除既往脑震荡病史,告知研究过程。使用西门子 64 排螺旋 CT 平扫(由江西省人民医院提供),扫描范围 T1~S5(含胸廓和骨盆),扫描电压 120kV,电流 100mAs,层间距 0.62mm,数据以 DICOM 格式输出保存。

1.2 Anybody 仿真软件模拟跌倒实验

1.2.1 Anybody 仿真软件建模 采用 Anybody 仿真软件(上海硅步科学仪器有限公司提供,丹麦)

参照既往研究^[7],根据中国成年人人体尺寸 GB10000-88 标准缩放函数,对系统中由丹麦 Aalborg University 开发的默认模型(25 bones and 500 muscles)进行缩放,输入志愿者身高(175cm)、体重(70kg)及各体节尺寸参数建立骨骼肌肉模型,模型组成涵盖躯干、上下肢、骨盆及韧带等主要运动系统结构。在系统中基于逆向动力学的静态优化方法^[7-10],优化肌力数目大于肌肉骨骼模型自由度带来的肌肉冗余问题。

1.2.2 跌倒实验准备 受试者根据贴点图进行标记点黏贴,使用 Plug-in-Gait 的贴点方式,实验时共需在人体身上贴 39 个标记点(图 1)。实验前刮除受试者黏贴部位毛发并用酒精擦涂,干燥后进行人体标记点的黏贴,保证每个标记点都贴到指定位置,且在实验过程中不会脱落。

动力学数据采用三维测力台(BP400600, AMTI, 美国)记录,精度 0.01N。为了保护志愿者,测力台上方铺设 5cm 厚度高密度海绵 45kg/m³,海绵尺寸 60×40×5cm,海绵覆盖测力台表面并且不超出测力台边缘,使用前测力台数据清零。

1.2.3 实验数据采集 志愿者保持直立并与后倾,与垂直轴呈 30°夹角,手持可随意释放的固定绳索^[11,12]。志愿者保持好上述初始状态后,在转移志愿者注意力情况下突然释放绳索,以模拟无准备后向跌倒的状态(图 2)。测试中,使用具有 8 个红外摄像头的 VICON 三维运动捕捉设备实时采集标记点的空间位移信息。测力台的数据采集频率设定 10Hz,并通过数模转换器连接 VICON 系统实现同步。

仿真软件对跌倒时臀部骨性结构受力点的受力进行模拟并准确计算数值。软件中按照志愿者各自身高体重信息对其软件默认人体模型进行设定,从而保证模拟数据的准确性。最终使用 Anybody 仿真软件输出臀部骨性受力区的受力数值,作为有限元分析加载条件。

1.3 有限元分析并验证结果

1.3.1 有限元模型建立 受试者 CT 数据导入 Mimics 19.0 软件(Materialise 公司,比利时)中,分别划分出躯干整体表面三维结构、脊柱椎骨、胸廓以及骨盆的骨性结构三维模型,将划分好的三维模型以 STL 格式导出并保存。然后导入逆向工程软件 Geomagic Studio 2013 (Raindrop 公司,美国)中,对模型进行平滑等处理,通过搭桥等功能制作出椎间盘,拟合非均匀有理 B 样条(non-uniform rational b-splines,NURBS)曲面,输出为 IGES (initial graphics exchange specification) 格式。将上述 IGES 格式文件导入有限元前处理软件 Hypermesh14.0(Altair 公司,美国)中,使用四面体单元对实体网格进行划分,设置材料属性,韧带使用只承受拉力不承受压力的 TRUSS 单元模拟,模型共 1501008 个单元,467068 节点。有限元模型中节点、单元类型信息及各部位材料属性参数根据既往研究设定(表 1)^[13-16]。所有有限元模型均使用 T7900 塔式工作站(Dell corp. USA)模拟。

1.3.2 有限元模型有效性验证 为检验模型有效性,参照以往的文献^[17,18],对模型施加 7.5N·m 力矩测量模拟模型在生理负荷状态下前屈、后伸、左右侧弯及旋转范围,并与 Yamamoto 的模型进行比较^[19](表 2)。结果表明本文设计的有限元模型

基本达到设计要求,可用于下一步实验研究。

1.3.3 有限元力学加载 根据上述建立的有限元模型及所获得的跌倒实验结果通过导入 ABAQUS 6-12(达索系统,法国),设定胸廓上缘为固定边界条件,并根据 Anybody 仿真软件获取的跌倒姿态及冲击载荷等数据进行分级加载。

2 结果

2.1 Anybody 仿真软件模拟后向跌倒结果

通过 Anybody 仿真软件模拟后向跌倒实验结果显示(图 3),受试者在模拟无意识状态下摔倒后,膝关节快速弯曲后伸展,骶尾部先着地,躯干着地时前伸,髋关节呈屈曲状态,受力随骶尾部沿脊柱向上传导;随后髋关节伸展,腰背部着地。着地过程冲击总时间 1.14s,冲击力最大 4056N,接近身体重力的 6 倍。有限元模型将力加载点设定在坐骨结节上,沿脊柱长轴向头部进行力学加载,加载时间 1.14s,加载负荷 4056N(图 4)。

2.2 有限元分析结果

有限元结果显示,跌倒后应力经传导力量载荷主要集中于 T11~L2 节段,该节段的局部应力主要集中于椎弓根与椎体连接处,上下关节突及椎体前缘部分应力明显高于其他节段在该处的应

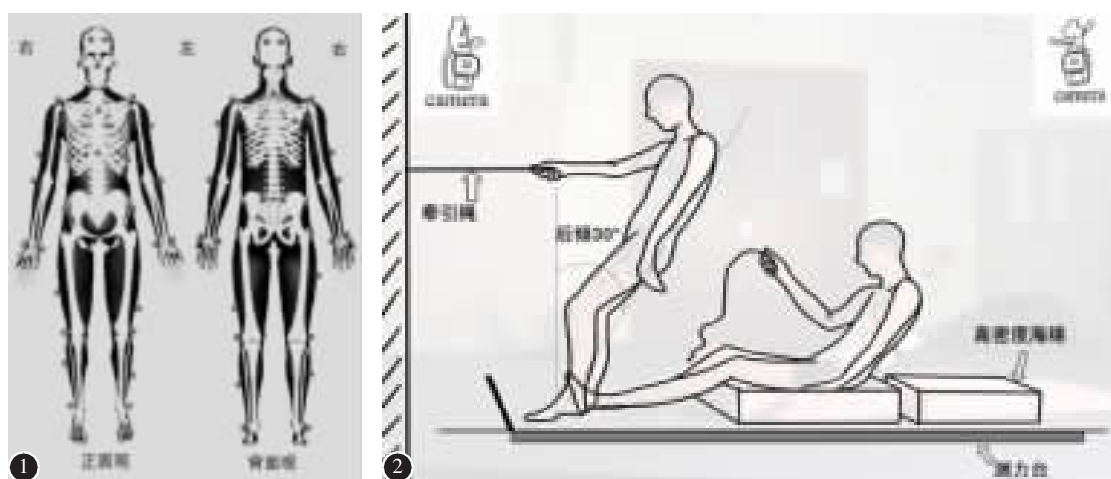


图 1 标记点粘贴于人体正面观及背面观示意图,前胸部和双侧髂前上棘共贴 4 个标记,下肢左右两侧各贴 5 个标记,上肢左右臂及肩部各 7 个标记,头部前后各 2 个标记,背部肩胛骨、髂后上嵴、脊柱共 7 个标记 **图 2** 模拟跌倒示意图,志愿者站立并后倾 30°,助手分散受试者注意力,在无准备状态下松开牵引绳,模拟跌倒

Figure 1 Markers were pasted on the front view and the back view of the human body. 4 markers were pasted on the front chest and bilateral anterior superior iliac spine, 5 markers on the left and right sides of the lower extremities, 7 markers on the right and left arms and shoulders of the upper limbs, 2 markers on the front and back of the head, 7 markers on the back scapula, posterior superior iliac crest and the spine **Figure 2** Schematic diagram of simulated fall, the volunteers tilted back 30°, and the assistant distracted the subjects, loosened the traction rope without preparation, and simulated the fall

力。T11~L2 椎体前缘平均应力 16.6MPa; T11~L1 椎弓根与椎体连接处平均应力为 26.2MPa, 上下椎体关节突平均载荷达 25.4MPa, 而 L4 节段载荷明显低于其余节段(图 5, 表 3)。

3 讨论

目前关于跌倒的生物力学研究受限于人体跌倒运动轨迹难以捕捉及防护器具复杂的材料属性, 导致构建的仿真模型与真实情况仍具有一定差距^[20]。单纯跌倒实验中测力台结果仅能测得跌倒瞬间姿态及着力点力值, 无法准确地判断出跌倒过程中力量传导至脊柱导致脊柱骨折的力学机

制。由于尸体标本稀少等多种原因, 实验的影响因素较多, 实体模型不能获取准确的应力分布情况, 普遍应用性较差^[21]。魏高峰等^[6]曾使用人体骨骼肌系统对弯腰搬物运动进行基于超级并行计算的整体有限元仿真分析, 达到预期效果。杨挺等^[5]利用 Anybody 仿真软件模拟行走动作获取腿部肌肉肌力作为分析行走股骨有限元分析加载条件。Anybody 仿真软件可以利用非侵入性研究人体运动和内部生物学负荷之间的关系, 很直观地展现全身或局部的躯干活动, 用以来评估脊柱在生理活动包括训练、人体工程学和康复锻炼中的负荷及病理情况^[22]。但在关于脊柱运动力学模拟实验中, Anybody 仿真软件对于局部的椎体受力值情况不能直接体现, 需要一项可以模拟力学的脊柱研究方式; 相比有限元分析, 边界条件的设置是有限元分析法中研究的重点问题^[23]。因此, 我们在实验进行了改进, 首先对跌倒实验进行模拟, 根据获取的跌倒数据作为有限元加载条件, 以保证有限元结果的真实性。

既往的后向跌倒研究中, 跌倒过程姿态通常为在跌倒的早期快速弯曲膝盖, 然后在跌倒中期开始伸展膝盖, 最后在保持躯干直立的情况下着地^[12, 24, 25]。本研究在 Anybody 仿真软件中观察我们模拟跌倒实验过程, 基本与之相似。跌倒实验结果, 跌倒时骶尾部最先着地, 着地过程总冲击时间 1.14s, 与 Tan 等^[12]在模拟跌倒腕部着地冲击时间约 1.6s 相差不大。Anybody 仿真软件模拟跌倒中观察到骶尾部着地时对脊柱有一垂直冲击力, 跌

表 1 骨骼和韧带材料属性

Table 1 Properties of bone and ligament materials

	弹性模量 (MPa) Young modulus	泊松比 Poisson ratio	截面积(mm ²) Sectional area
皮质骨 Cortical bone	12000	0.3	/
松质骨 Cancellous bone	100	0.2	/
纤维环 Annulus	450	0.3	/
髓核 Nucleus	1	0.499	/
软骨 Cartilage	23.8	0.4	/
前纵韧带 Anterior longitudinal ligament	7.8	0.3	24
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	10	0.3	14.4
黄韧带 Ligamentum flavum	15	0.3	40
棘上韧带 Supraspinal ligament	8	0.3	23
棘间韧带 Interspinal ligaments	10	0.3	26
横突间韧带 Ligamenta intertransversaria	10	0.3	3.6
髂腰韧带 Iliolumbar ligament	75	0.3	25
骶棘韧带 Sacrosinous ligament	12.6	0.2	25
骶结节韧带 Sacrotuberous ligament	33	0.3	539
腹股沟韧带 Inguinal ligament	2.6	0.3	45
骶髂前韧带 Anterior sacroiliac ligaments	208	0.2	25
骶髂后韧带 Ligamenta sacroiliaca posteriora	133	0.2	25

表 2 7.5N·m 力矩下本模型与 Yamamoto 模型胸腰段活动范围比较

Table 2 Comparison of the range of motion of thoracolumbar segment between this model and Yamamoto's model under 7.5N·m torque

	本研究模型 Thoracolumbar segment model	Yamamoto研究模型 ^[19] Yamamoto's model
前屈 Flexion	6.2	5.8±0.6
后伸 Extension	4.1	4.3±0.5
左侧弯 Left lateral flexion	5.71	5.2±0.4
右侧弯 Right lateral flexion	5.79	4.7±0.4
左旋 Left rotation	2.91	2.6±0.5
右旋 Right rotation	2.23	2.0±0.6

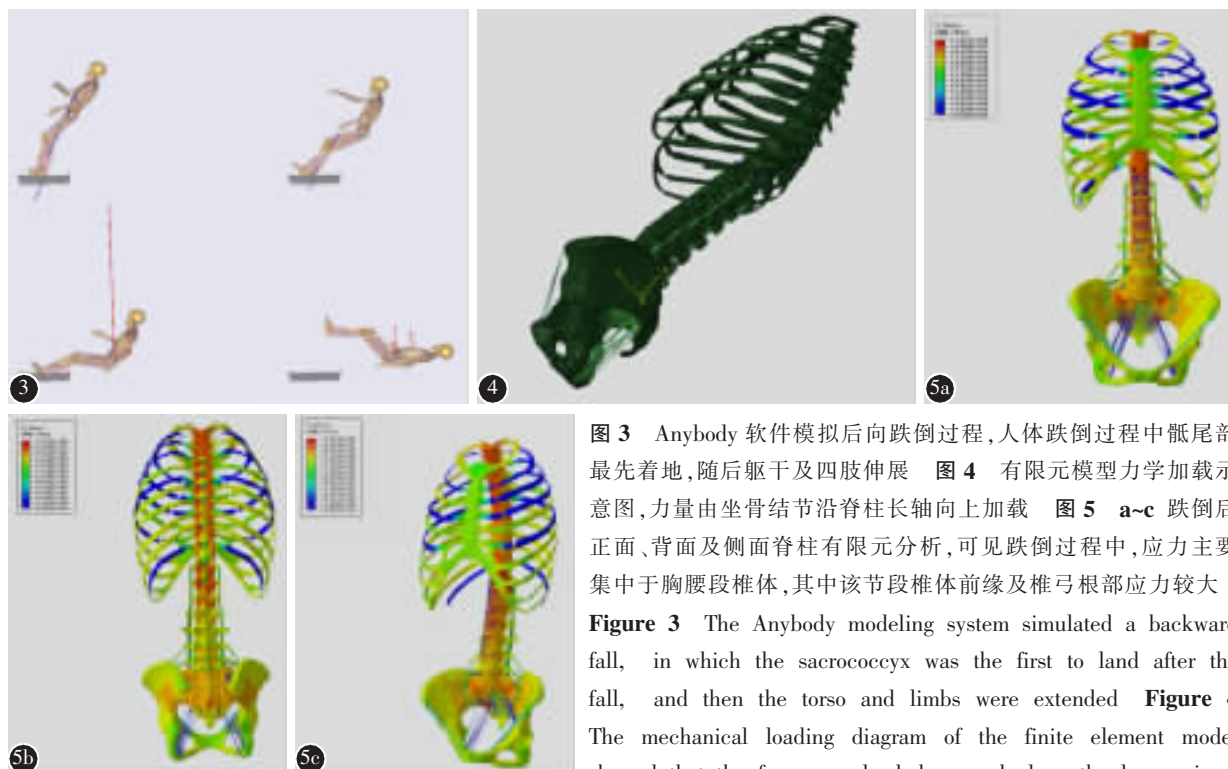


图3 Anybody 软件模拟后向跌倒过程,人体跌倒过程中骶尾部最先着地,随后躯干及四肢伸展 图4 有限元模型力学加载示意图,力量由坐骨结节沿脊柱长轴向上加载 图5 a~c 跌倒后正面、背面及侧面脊柱有限元分析,可见跌倒过程中,应力主要集中于胸腰段椎体,其中该节段椎体前缘及椎弓根部应力较大

Figure 3 The Anybody modeling system simulated a backward fall, in which the sacrococcyx was the first to land after the fall, and then the torso and limbs were extended Figure 4 The mechanical loading diagram of the finite element model showed that the force was loaded upward along the long axis of

the spine by the ischial tubercle Figure 5 a~c The picture showed the finite element results of the spine after the fall. It can be seen that after the fall, the stress was mainly concentrated in the thoracolumbar segment of the spine, in which the stress in the anterior edge of the vertebral body and the pedicle of the vertebral arch was larger

表3 胸腰段各节段应力均值 (MPa)

Table 3 Average stress of each segment of thoracolumbar segmente

	椎体前缘 Anterior edge	椎弓根 Pediculate	上关节突 Superior articular process	下关节突 Inferior articular processes
T11	16.3	25.1	23.3	27.3
T12	16.6	28.9	27.7	25.2
L1	16.6	24.6	25.7	25.2
L2	16.5	14.3	25.3	13.3
L3	10.7	10.2	13.2	12.7
L4	2.6	3.12	12.5	6.2
L5	5.2	6.2	6.3	6.3

倒数据与既往的多项跌倒研究对比,结果基本一致,故以此数据作为脊柱有限元模型的加载条件。

脊柱胸腰段是脊柱各节段中一个相对脆弱的区域,在相对不活动的胸椎后凸和较活动的腰椎前凸之间^[1],我们在跌到实验的有限元结果中证实 T11~L2 椎体受力值明显高于其他椎体,是骨折的好发部位。而脊椎生理曲度可能导致传导力量分散,致使椎体力量分布不均匀^[20],离骨盆较近的 L3~L5 椎体受到的应力冲击较小。压缩骨折由

轴向压缩和屈曲应力导致椎体前缘发生骨折^[27],在 T11~L2 节段椎体前缘应力大小明显集中,当应力高于该部位机械强度时,则有骨折发生的风险。尤其对于老年患有骨质疏松患者,跌倒后发生该节段椎体前缘发生骨折的概率较其他椎体明显增加。有多位学者认为^[14,28,29],小关节在载荷传导中起至关重要的作用。Langrana 等^[30]对认为爆裂性骨折椎体后缘骨块的产生为椎体轴向压缩与小关节产生的前剪切力的共同作用;而小关节面产生的剪力通过椎弓根可通过椎弓根向椎体后上壁传递,形成楔形作用,使骨折块向后移位产生椎管占位^[31]。爆裂骨折由于轴向压缩和屈曲应力持续增加引起,我们的有限元结果中,T11~L2 节段椎体间上下关节突、椎板和椎弓根与椎体连接处应力也明显高于其他部位。因此,当急性跌倒时,该节段椎体受力负荷急剧增加,椎体后缘也有发生骨折的可能,骨折碎片可突入椎管内,符合爆裂性骨折特征。

本研究中获取的胸腰段应力分布状况是通过有限元分析间接获取的,存在一定的实验误差;其次本研究中的样本量较少,后期仍需更大样本量。

4 结论

本研究结果显示,以动力学仿真软件获取的后向跌倒数据作为有限元的加载条件具有较高的仿真性;有限元结果证实,跌倒时胸腰椎段是脊柱骨性结构与软组织损伤的好发部位;本研究结果可为进一步研究胸腰椎保护器械提供研究基础。

5 参考文献

- Li B, Sun C, Zhao C, et al. Epidemiological profile of thoracolumbar fracture(TLF) over a period of 10 years in Tianjin, China[J]. J Spinal Cord Med, 2019, 42(2): 178-183.
- Hughes M, Ashour R, Rao J. Treatment of thoracolumbar burst fractures using orthosis versus no orthosis[J]. BMJ Evid Based Med, 2019, 24(2): 70-71.
- John R, Soren TC, Mark Z, et al. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System[J]. Simulation Modelling Practice and Theory, 2006, 14(8): 1100-1111.
- Sairyo K, Goel VK, Masuda A, et al. Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture [J]. Eur Spine J, 2006, 15(6): 923-929.
- 杨挺, 郑建河, 姚子龙, 等. 行走中股骨生物力学特性的有限元分析[J]. 广东医学, 2016, 37(4): 512-515.
- 魏高峰, 田丰, 唐刚, 等. 基于超级计算人体骨骼肌系统弯腰搬物整体有限元的建模与仿真[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(30): 5539-5542.
- 刘述芝, 胡志刚, 张健. 冲击载荷作用下运动员下肢动态响应的逆向动力学仿真[J]. 医用生物力学, 2015, 30(1): 30-37.
- 菲军兵, 贾晓红, 王人成, 等. 头部前屈运动过程中颈肌特性的研究[J]. 医用生物力学, 2012, 27(5): 577-581.
- 贾晓红, 菲军兵, 王人成, 等. 头盔质量和质心对军机飞行员颈部肌力的影响[J]. 医用生物力学, 2012, 27(4): 416-420.
- 丁晨, 王君泽, 高瞻. 基于 AnyBody 的汽车驾驶中人体腿部逆向动力学仿真[J]. 中国生物医学工程学报, 2013, 32(1): 124-128.
- Hsiao ET, Robinovitch SN. Biomechanical influences on balance recovery by stepping[J]. J Biomech, 1999, 32(10): 1099-1106.
- Eng JJ, Tan JS, Robinovitch SN, et al. Wrist impact velocities are smaller in forward falls than backward falls from standing[J]. J Biomech, 2006, 39(10): 1804-1811.
- Panabi MM, Oxland TR, Takata KL, et al. Articular facets of the human spine: quantitative three-dimensional anatomy [J]. Spine, 1993, 18(10): 1298-1310.
- Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J, et al. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability[J]. Spine, 1995, 20(8): 887-900.
- Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Role of posture in mechanics of the lumbar spine in compression [J]. J Spinal Disord, 1996, 9(4): 277-286.
- 凌钦杰, 林晖, 谢普生, 等. 全腰椎非线性有限元模型的建立与有效性验证[J]. 中国临床解剖学杂志, 2018, 36(6): 662-668.
- 姜伟, 李威, 袁峰, 等. L4/5 关节突关节融合后椎间盘应力变化的三维有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2017, 27(5): 441-448.
- Guo LX, Li WJ. A biomechanical investigation of thoracolumbar burst fracture under vertical impact loads using finite element method[J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2019, 68: 29-36.
- Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint[J]. Spine(Phila Pa 1976), 1989, 14(11): 1256-1260.
- Terrier A, Latypova A, Guillemin M, et al. Dual mobility cups provide biomechanical advantages in situations at risk for dislocation: a finite element analysis[J]. Int Orthop, 2017, 41(3): 551-556.
- Lee SC, Ding J, Prosser LA, et al. A predictive mathematical model of muscle forces for children with cerebral palsy [J]. Dev Med Child Neurol, 2009, 51: 949-958.
- 魏峰. 基于 CT 图像的人体腰椎有限元模型构建与力学分析 [D]. 江苏: 南京理工大学, 2015.
- 罗林聪, 马立敏, 林泽, 等. 基于 AnyBody 骨骼肌肉多体动力学分析的有限元仿真[J]. 医用生物力学, 2019, 34(3): 237-242, 250.
- Khalili M, Borisoff JF, Van der Loos HFM. Developing safe fall strategies for lower limb exoskeletons[J]. IEEE Int Conf Rehabil Robot, 2017, 2017: 314-319.
- Sandler R, Robinovitch S. An analysis of the effect of lower extremity strength on impact severity during a backward fall [J]. J Biomech Eng, 2001, 123(6): 590-598.
- Tyndyk MA, Barron V, McHugh PE, et al. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine [J]. Acta Bioeng Biomech, 2007, 9(1): 35-46.
- 中国康复医学会脊柱脊髓损伤专业委员会.《新鲜胸腰段脊柱脊髓损伤评估与治疗》的专家共识[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2011, 21(11): 963-968.
- Sharma M, Langrana NA. Modeling of facet articulation as a nonlinear moving contact problem: sensitivity study on lumbar facet response[J]. J Biomech Eng, 1998, 120(1): 118-125.
- 刘延东, 刘景生. 胸腰椎爆裂骨折发生机制的研究进展[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2004, 14(3): 187-189.
- Langrana NA, Harten RD, Lin DC, et al. Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms [J]. Spine, 2002, 27(5): 498-508.
- 曾至立, 程黎明. 胸腰椎爆裂性骨折损伤机制的研究进展[J]. 中华创伤骨科杂志, 2011, 13(8): 773-775.

(收稿日期:2020-03-21 末次修回日期:2020-08-08)

(英文编审 庄乾宇/谭 啸)

(本文编辑 姜雅浩)