

青少年女子举重运动员腰骶关节的有限元建模 及椎间盘生物力学分析

吉彦廷¹, 宋雅伟^{2,3}, 李 森¹

(1. 江苏省体育科学研究所 国民体质研究中心, 江苏 南京 210046; 2. 南京体育学院 运动健康学院, 江苏 南京 210014; 3. 江苏省运动与健康工程协同创新中心, 江苏 南京 210014)

【摘要】目的: 尝试通过三维有限元建模及生物力学分析的方法, 找出青少年女子举重运动员的损伤原因, 为教练员和队医更具针对性地进行损伤预防及提升康复效率提供理论依据。方法: 选取江苏省一线青少年女子举重运动员1名, 通过CT图像文件进行腰骶关节模型重建。建立更加精细且具有解剖学特征和生物力学特点的腰骶关节有限元模型。结果: 青少年女子举重运动员腰骶关节受轴向载荷时, L5上缘和椎间盘前部出现明显形变, 最大形变量为5.44 mm, 椎体上表面和骶骨耳状面为主要受力部位; 椎间盘的Von-Mises应力传递方向由右后方向左侧递增, 应力集中点出现在纤维环侧后方。结论: 青少年女子举重运动员腰骶关节受轴向载荷时, 椎体上表面和骶骨耳状面为主要受力部位; 椎间盘前部受挤压出现明显形变, 同时其左侧中后部有明显的应力集中现象。这提示椎间盘后侧方可能因为长期应力集中而致使运动员出现下腰痛甚至椎间盘后侧部纤维环出现破裂。

【关键词】: 女子举重运动员; 腰骶关节; 有限元建模; 有限元分析; 生物力学

【中图分类号】: G884; G804.6 **【文献标志码】**: A **【文章编号】**: 2096-5656(2020)05-0076-11

DOI: 10.15877/j.cnki.nsic.20201009.006

1 前言

举重运动是我国的传统优势项目, 自1987年我国女子竞技举重队参加第一届举重世界锦标赛以来多次获得团体冠军^[1]。2000年, 国际奥委会首次将女子举重纳入奥运会比赛项目, 此后, 我国女子举重运动队便屡创辉煌, 不但经常包揽女子举重项目的金牌, 还频繁打破世界纪录。

“举重梦之队”这一称号表达了国人对举重队和举重运动员的喜爱与期待, 但是, 作为一项依靠运动员最大力量取胜的竞技项目, 长期进行高强度、大重量的训练所导致的运动员脊柱损伤尤其是腰骶段损伤严重影响运动员的身体健康, 伤病随时可能毁掉一位优秀举重运动员的职业生涯“梦”。多项研究显示, 在举重项目比赛过程中, 虽没有出现直接身体对抗, 但损伤发生率却一直居高不下, 约为2.4~3.3次/1 000 h, 以肌肉拉伤和扭伤占比最大, 损伤部位以腰部、膝部、肩部、肘部和手腕最为常见^[2-5]。

由于青少年女子举重运动员脊柱腰骶段的特殊

性, 针对女子举重运动员腰骶关节损伤特点及椎间盘受力的生物力学特点的研究报道较少。鉴于此, 本研究采用有限元建模法对青少年女子举重运动员脊柱腰骶关节进行三维建模及生物力学分析, 讨论了垂直载荷情况下对青少年女子举重运动员脊柱腰骶关节的结构力学影响。进一步探寻举重运动员腰骶关节损伤原因, 为教练员和队医在预防损伤及提升康复效率方面提供帮助, 也为日后学者进行相关研究提供参考。

2 研究对象及研究方法

2.1 研究对象

本次研究的数据采集对象为江苏省一线青少年

收稿日期: 2020-03-18

基金项目: 江苏省高校自然科学研究重大项目: 女子举重运动员腰骶关节生物力学建模与仿真研究(16KJA310004)。

作者简介: 吉彦廷(1992—), 男, 河南洛阳人, 硕士生, 研究方向: 运动生物力学。

通信作者: 宋雅伟(1970—), 男, 江苏连云港人, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向: 运动生物力学。

女子举重运动员, 16岁, 身高 157 cm, 体重 69 kg, 训练年限为 3 年, 通过向其教练员和队医进行运动员身体情况询问, 排除了该运动员在近一年内出现过椎体、骨盆骨折或肌肉、韧带严重撕裂等疾病。同时, 通过 X 光检查结果未发现该运动员椎间盘有退变以及脊柱侧凸等脊柱疾病。

2.2 研究方法

2.2.1 脊柱腰骶关节有限元建模

(1) 影像学数据采集

采用江苏省中西医结合医院放射科“64 排多层螺旋 CT”对该运动员进行扫描。该女子举重运动员自然仰卧, 正交定位线放置于身体正中线上, 接受检查区域下方摆放矫正躯体模块。从第 1 腰椎椎体上缘沿人体躯干长轴以层厚 0.625 mm 向远端进行螺旋扫描直至尾骨下缘, 运动员在扫描过程中保持静止。CT 图像以 DICOM 格式刻录光盘, 共计 617 张。

(2) 导入 CT 图像与阈值选择

将所采集 CT 图像的 DICOM 文件导入 Mimics 17 软件中, 选定合适的灰度阈值将骨组织与软组织区分开来, 使得椎体、骶骨等部分的界限更加清晰。

(3) 图像分割与建立三维模型

选定合适的灰度阈值后, 由于图像与软件处理精准性的原因, 还需要对所获得的图像进行适当分割, 将第 4 腰椎(L4)与第 5 腰椎(L5)、第 5 腰椎与第 1 骶椎(S1)图像黏连在一起的地方进行擦除, 为后续得到独立的腰椎和骶椎进行铺垫。操作如下: 在工具栏 Segmentation 中选择 Edit Masks 工具, 选择 Erase 选项并设定 Width 和 Height 都为 2, 擦除两椎体关节突关节的连接, 最终将分割好的骶骨填充为红色, 将 L5 填充为橙色(图 1)。选择 Calculate 3D, 模型质量选择为最佳, 将分割好的腰椎、骶椎生成初始的三维模型(图 2)。将生成的初始三维模型进行平滑处理, 其中平滑次数为 20, 平滑程度为 0.1, 并勾选 Keep Originals 选项。

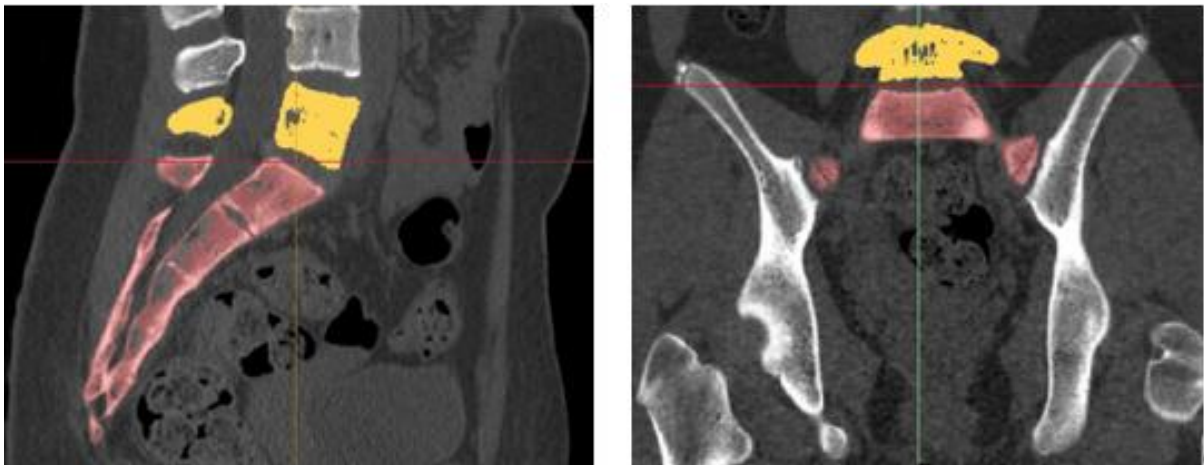


图 1 分割后矢状面和冠状面截图

Fig.1 Sagittal and coronal screenshots after segmentation

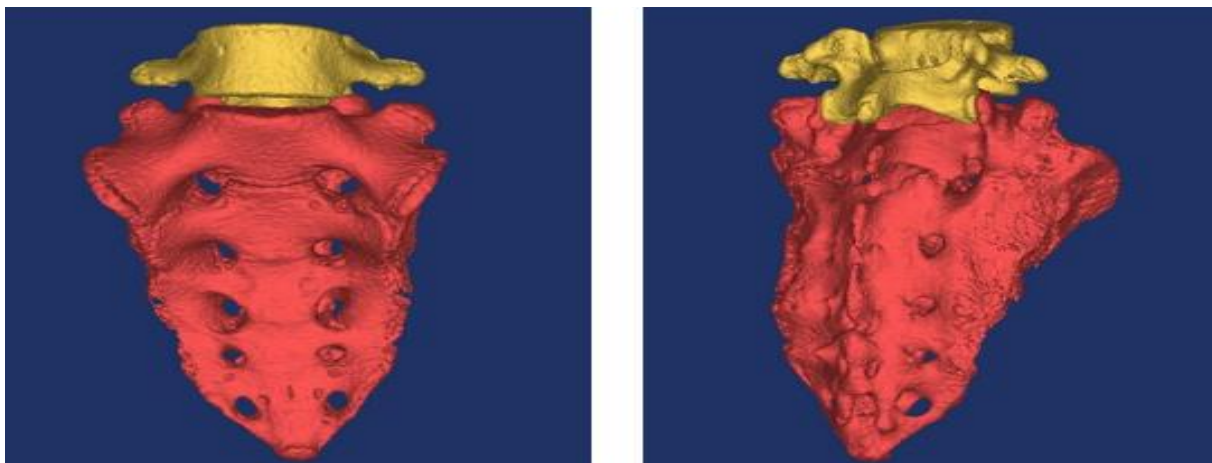


图 2 分割后三维模型

Fig.2 3D model after segmentation

将平滑处理后的腰椎和骶椎模型分别运行Triangle Reduction命令,将最大偏差设定为0.03 mm,两三角形角度小于15°合并为同一平面,设置迭代次数为10次,对模型的三角面进行重新优化并缩减其数量。随后运行Wrap命令对模型进一步包裹。最终将处理后获得的模型以STL格式输出,以备进一步使用^[6]。

(4) 三维模型的进一步处理

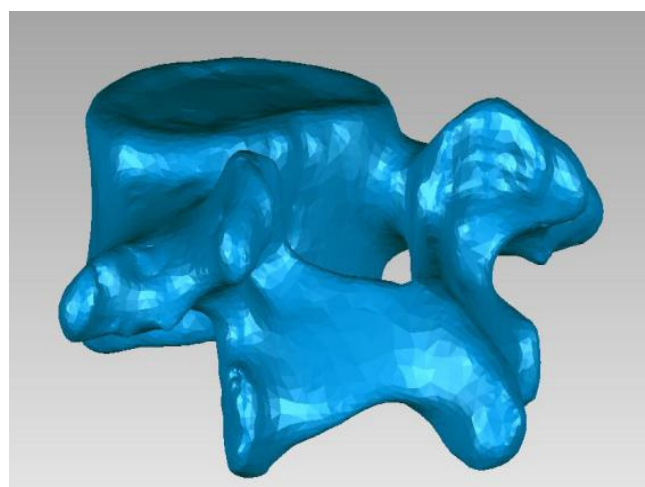
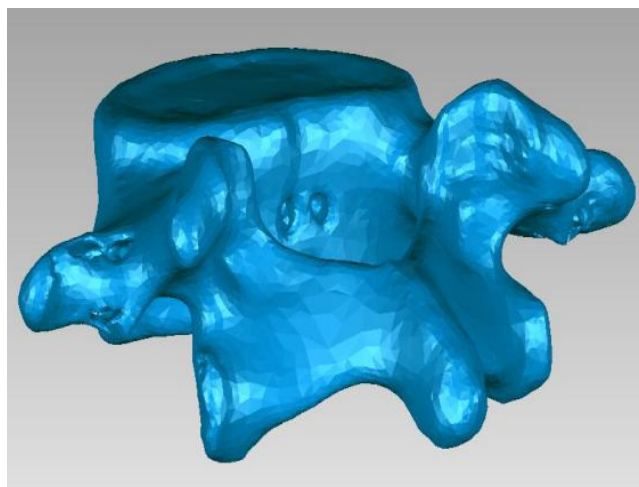


图3 孔洞填补前(左)与孔洞填补后(右)模型

Fig.3 The model before hole filling (left) and the model after hole filling (right)

最终在精确曲面选项中进行构建曲面片→构造格栅→拟合曲面操作,将全部处理完毕的文件以“*.iges”

将上一步处理后的L5和骶骨的STL模型导入Geomagic Studio 12软件中,进行曲面优化、无缝连接等。

使用填充孔洞工具对模型的孔洞进行填补(以L5为例),填补过后使用网格医生工具对补孔后的模型进行优化,直到模型没有小组件、小通道、小孔洞等项目(图3)。随后在软件中的多边形选项中删除钉状物(平滑级别为30),松弛多边形(平滑级别为默认)。

格式输出(图4)。骶骨以同样方式在Geomagic Studio 12软件中进行处理并以同样格式输出。

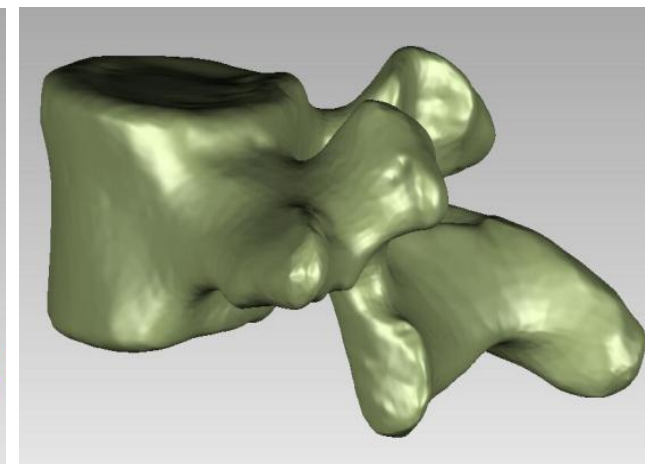
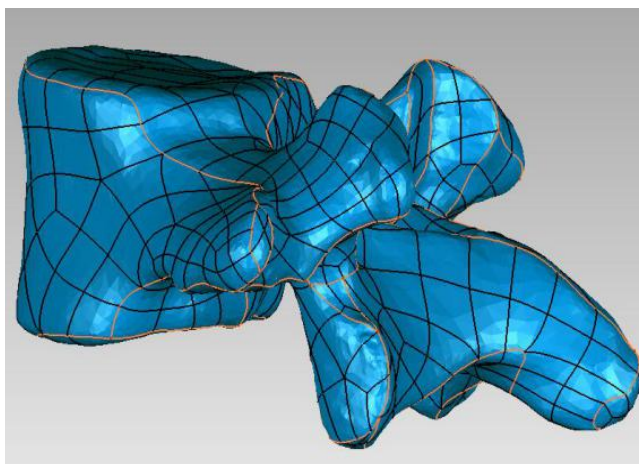


图4 L5输出模型

Fig.4 The fifth lumbar output mode

(5) 三维模型网格划分与细节构建

将建好的IGES格式的模型导入Hypermesh 2017软件中进行二次几何清理,根据椎间盘的形态结构构建椎间盘模型:

①根据纤维环特征建立内、中、外3层同心圆排列的结构模型,同时建立3层同心纤维插入环空内来模

拟每个纤维板层内的弹性胶状物质(纤维与矢状面呈65°角,相邻环纤维方向相反)^[7]。②髓核根据其位于椎间盘偏后位置,并根据其所占比例进行建模。③将L5的下表面和S1的上表面延法线方向向各自所对椎骨构建出厚度为0.5 mm的终板,最终构成完整的椎间盘模型(图5)^[8]。

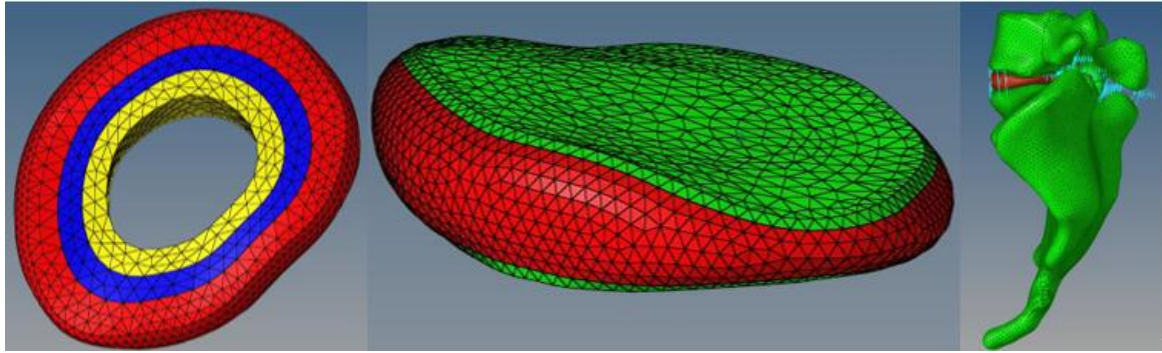


图5 纤维环、椎间盘、完整腰骶模型

Fig.5 Annulus fibrosus, intervertebral disc, complete lumbosacral model

利用椎体最外层单元模拟皮质骨结构,层厚为0.5 mm,其余部分为松质骨部分。根据韧带在受力情况下只受张力的特性,使用Link 180单元进行模拟,并根据韧带厚度和功能将韧带设置为:前纵韧带6根、后纵韧带5根、黄韧带3根、横突间韧带6根、关节囊韧带

17条、棘间韧带2条、棘上韧带2根、棘上韧带2根,构建L5下关节突关节软骨和S1上关节突关节软骨,合计两对^[9-11]。使用Solid 185四面体单元对所建模型进行网格划分。腰骶椎骨的各组成部分及材料学属性(表1)^[12-13]。

表1 模型的材料学属性

Tab.1 Material Properties of the Model

椎体结构	杨氏模量(MPa)	泊松比	单元类型	单元数
椎体皮质骨	12 000	0.3	4 面体 Solid 185 单元	10 713
椎体松质骨	150	0.3	4 面体 Solid 185 单元	21 285
后部结构	3 500	0.25	4 面体 Solid 185 单元	14 618
骶骨皮质骨	12 000	0.3	4 面体 Solid 185 单元	61 406
骶骨松质骨	150	0.3	4 面体 Solid 185 单元	65 869
终板	100	0.4	4 面体 Solid 185 单元	4 781
髓核	1	0.499	4 面体 Solid 185 单元	1 322
纤维环	4	0.45	4 面体 Solid 185 单元	10 644
环形纤维层	400	0.3	Link 180 单元	60
前纵韧带	20.0	0.3	Link 180 单元	6
后纵韧带	50.0	0.3	Link 180 单元	5
黄韧带	19.0	0.3	Link 180 单元	3
横突间韧带	59.0	0.3	Link 180 单元	6
关节囊韧带	33.0	0.3	Link 180 单元	17
棘间韧带	15.0	0.3	Link 180 单元	2
棘上韧带	12.0	0.3	Link 180 单元	2

(1)设置边界条件

本研究所建举重运动员腰骶关节有限元模型边界条件为:约束骶骨双侧耳状面所有节点的平移和转动共6个方向的自由度,L5不受任何约束。

(2)施加载荷

模拟举重运动员举重施加载荷,该名运动员体重为69 kg,根据相关研究资料^[14-18]可以得出人体L5表面垂直承载的体重占人体总承载量的50.8%,计算得出作用于L5上表面的身体重量约为35.05 kg,根据对该运动员当天的训练重量进行记录发现,该运动员当天进行了115 kg的颈后挺训练。因此,对L5椎体上表面施加轴向压缩载荷约1 470 N($g=9.8$ N/kg),载荷均匀分布与L5椎体上表面,来观察运动员在进行举重训

练完全起立姿态下腰骶关节的应力分布情况^[19]。

2.2.2 椎间盘生物力学分析

将建好的L5-S1椎间盘模型表面划分成9个区,并对各区进行标记(图6),选取各区内施加载荷后的10个Von-Mises应力值进行统计,对所划分各点的Von-Mises应力大小进行比较,寻找应力传递方向^[20]。

2.3 统计分析

数据统计使用SPSS 22.0和Excel软件进行分析,所有测得的数据均使用均值加减标准差($\bar{x} \pm SD$)表示。目前传统统计学方法得到的P值只能反映两组数据的分布在数学上相同或不同的可能性,但该方法不能很好地说明两组数据的平均值差异,更无法说明这个差异的生物学意义。故此次数据统计方法采用刘承

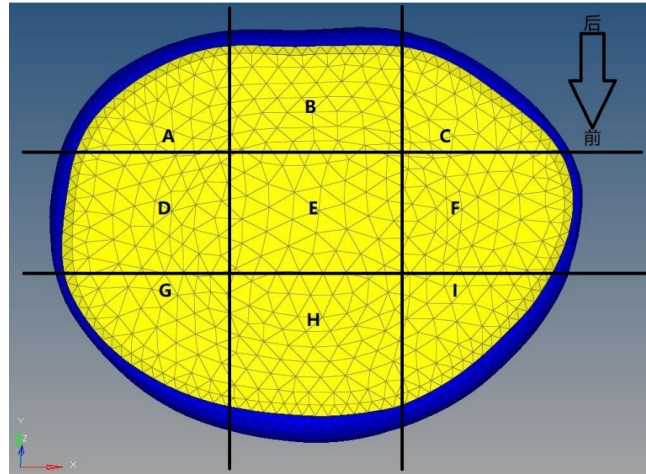


图6 椎间盘的标记点

Fig.6 Marking points of intervertebral disc

宜^[21]提出的定量差异(QD)方法来评价相应数据。对数据进行定性分析和定量比较,选取E点作为标志原点,其余各点与E点的等效应力差异通过两个定量数据之间比值的黄金对数($QD = | \log 0.618(X_1/X_2) |$)展现。在定量差异中,QD以(α, β, γ)3种阈值体现关系,Weber定律^[22]指出QD最小值为 α ,正则曲线平台期任意两点的QD小于 β ,上升期或下降期两点QD高于阈值 β 或 γ 表明具有显著性或非常显著性差异。本次研究对象为椎间盘,属于组织器官机能,QD值的 α, β 和 γ 三个差异阈值选取0.27、0.47和0.80。即: $QD < 0.27$ 表示无差异、 $0.27 \leq QD < 0.47$ 表示少许差异、 $0.47 \leq QD < 0.80$ 表示显著差异、 $QD \geq 0.80$ 表示非常显著差异。

通过变异系数(Coefficient of Variation, CV)差异寻找椎间盘所受等效应力的稳定性特征, CV值计算方法为: $CV = SD / \bar{x}$ 。

3 结果

3.1 有限元分析结果

3.1.1 腰骶关节轴向施加载荷后的整体位移趋势

当举重运动员完成举重动作在整个身体处于完全起立姿态且杠铃保持静止状态下,L5椎体上表面前部出现了明显位移,最大位移约为5.44 mm(图7);骶骨基本没有出现位移,这是因为根据人体腰骶关节与骨盆的实际连接情况,当人体受到轴向载荷时,骶骨被骨盆承托,骶骨耳状面借由骶髂关节与骨盆相连,并不会出现明显的位移情况,而所建腰骶关节模型也恰好验证了这一点,所以同时证明了所建模型与实际情况相符。从模型侧面的椎体位移分布云图可见,L5椎体在施加载荷后,椎体整体的位移趋势是由前到后、由上到下椎体的位移依次减弱(图8)。

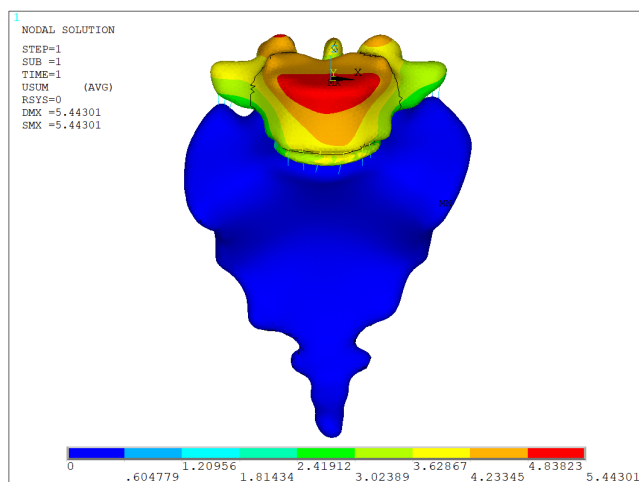


图7 腰骶关节轴向施加载荷后的位移分布云图(正面观)

Fig.7 Cloud picture of displacement distribution of lumbar-sacral joints after axial loading

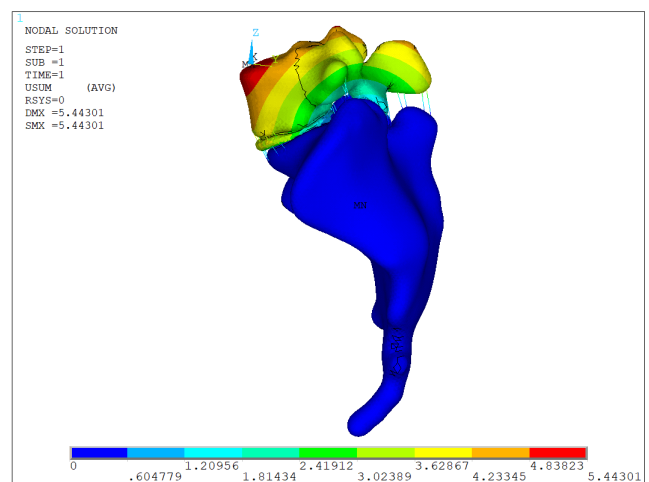


图8 腰骶关节轴向施加载荷后的位移分布云图(侧面观)

Fig.8 Cloud picture of displacement distribution of lumbar-sacral joints after axial loading

3.1.2 腰骶关节轴向施加载荷后的 Von-Mises 应力分布特点

就整个模型的 Von-Mises 应力云图而言,最大 Von-Mises 应力为 58.852 MPa,最小 Von-Mises 应力为 0.273 E-5 MPa。由于研究是在 L5 上缘进行施加载荷,故应力主要集中在 L5 椎体上缘中部位置,而

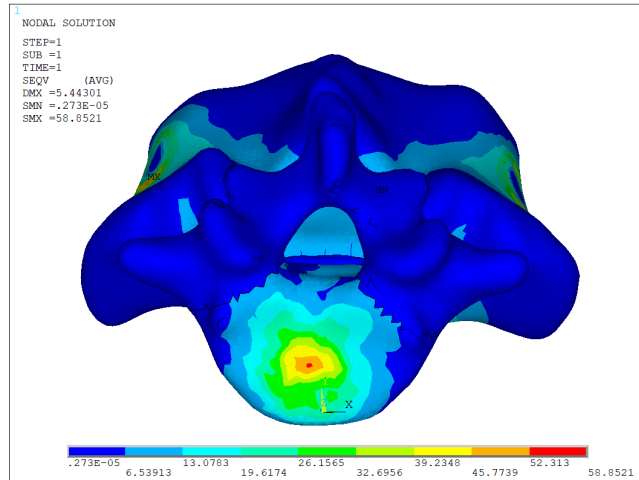


图9 腰骶关节轴向施加载荷后的 Von-Mises 应力分布云图(上面观)
Fig.9 Cloud picture of Von-Mises stress distribution after axial loading of lumbo-sacral joints

椎体后部的小关节突等结构应力分布较小(图9);载荷通过 L5 椎体向下逐渐减小,到骶骨耳状面经骶髂关节向下传递,因未构建骨盆及下肢的有限元模型,所以在设置约束时,固定了骶骨的双侧耳状面,以求更真实的还原腰骶关节的真实应力传递方式(图10)。

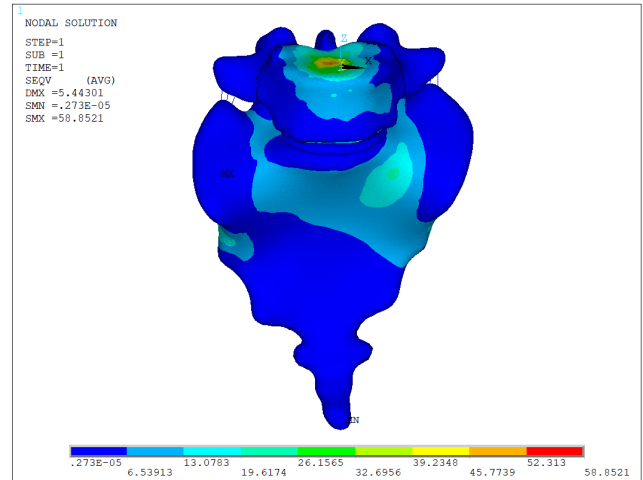


图10 腰骶关节轴向施加载荷后的 Von-Mises 应力分布云图(正面观)
Fig.10 Cloud picture of Von-Mises stress distribution after axial loading of lumbo-sacral joints

3.1.3 腰骶关节轴向施加载荷后的椎间盘特征

椎间盘的位移和应力的变化不但与椎体承受的载荷大小有关,还与人体重心的偏移以及躯干的屈伸、侧弯、旋转运动有关。当施加垂直的轴向载荷时,L5-S1 椎间盘前部出现较明显位移,最大位移为 3.860 37 mm(图 11)。同时,因为椎间盘本身具有一定高度,

当受到来自 L5 椎体的压力时,椎间盘中部的髓核便会向外扩散挤压周围的纤维环,在运动员承受 1 470N 的轴向压力下,椎间盘纤维环左侧中、后部出现了明显的应力集中现象,其中最大 Von-Mises 应力值为 2.317 64MPa,最小 Von - Mises 应力值为 0.024 271MPa (图 11)。

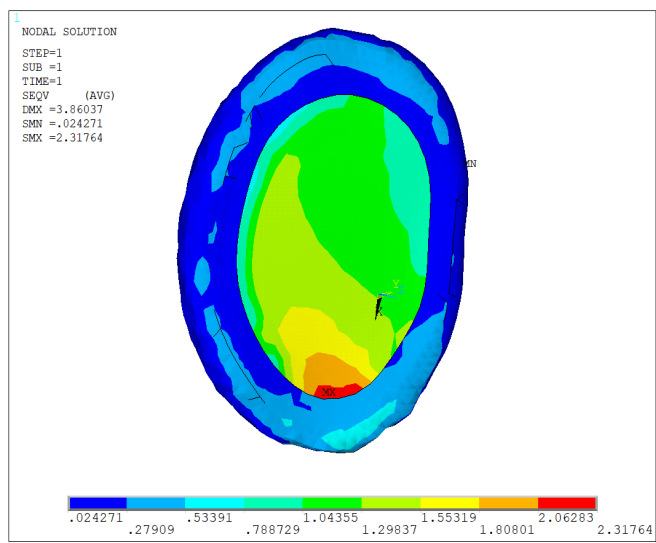
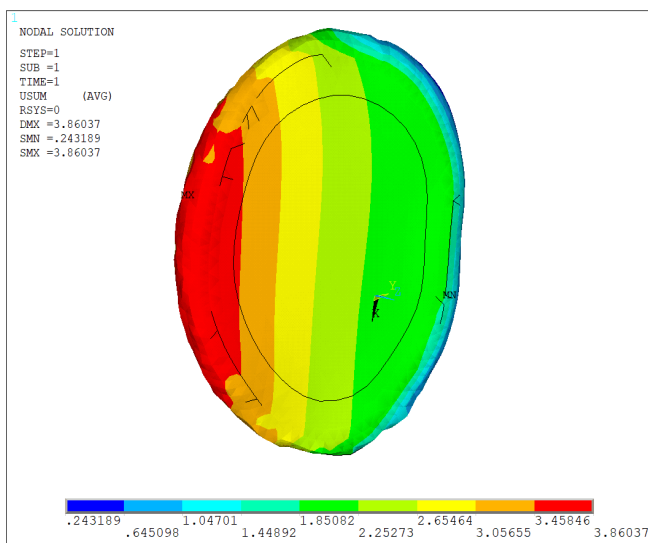


图 11 腰骶关节轴向施加载荷后的椎间盘形变(左)、应力(右)云图

Fig.11 Cloud picture of intervertebral disc deformation (left) and the cloud picture of stress after axial loading of lumbo-sacral joints (right)

3.2 椎间盘生物力学分析结果

3.2.1 定量分析结果

椎间盘在施加载荷后各区内的 10 个 Von-Mises 应力值及定量分析结果(表 2)。

表2 椎间盘各区 Von-Mises 应力值及定量分析结果

Tab.2 Von-Mises stress values and quantitative analysis results of each point of intervertebral disc

位置	Von-Mises 应力(MPa)	CV	定量差异	
			SD	CV
A	0.97±0.04	0.042	0.55*	0.57*
B	1.06±0.56	0.524	0.36	4.66**
C	1.33±0.10	0.077	0.11	0.68*
D	1.13±0.04	0.036	0.23	0.93**
E	1.26±0.07	0.056	0.00	0.00
F	1.86±0.17	0.090	0.81**	1.01**
G	1.11±0.17	0.155	0.26	2.13**
H	1.38±0.07	0.051	0.19	0.19
I	1.57±0.16	0.103	0.45	1.29**

注:与E区相比:“*”表示显著差异;“**”表示非常显著差异。

就定量差异分析结果而言,在均值的定量差异分析中,位置A与E相比,具有显著差异($0.47 \leq QD = 0.55 < 0.80$);位置F与E相比,具有非常显著差异($QD = 0.81 > 0.80$)。在CV的定量差异分析中,位置A、C与E相比,具有显著差异($0.47 \leq QDA = 0.57 < 0.80$; $0.47 \leq QDC = 0.68 < 0.80$),位置B、D、F、G、I与E相比,具有非常显著差异($QDB = 4.66 > 0.80$; $QDD = 0.93 > 0.80$; $QDF = 1.01 > 0.80$; $QDG = 2.13 > 0.80$; $QDI = 1.29 > 0.80$)。H区的均值

与CV值与E区相比,均无明显差异($QDH = 0.19 \leq 0.27$)。

3.2.2 应力传递方向

为进一步寻找椎间盘受轴向载荷后的应力传递方向,了解椎间盘的生物力学特点,使用定性差异分析,采用配对样本T检验,首先分析椎间盘各区与髓核处(E区)所受等效应力的差异结果,随后对比椎间盘上各区域间的应力传递方向(表3、表4)。

表3 椎间盘各区与E区 Von-Mises 应力比较结果

Tab.3 Comparison of Von-Mises stress between each area of intervertebral disc and area E

统计值	A/E	B/E	C/E	D/E	F/E	G/E	H/E	I/E
T值	-15.33	-10.59	2.09	-5.30	9.35	-2.83	2.97	6.88
P值	0.00**	0.00**	0.07	0.00**	0.00**	0.02*	0.02*	0.00**

注:“*”表示P值<0.05,“**”表示P值<0.01。

表4 椎间盘各相邻区域 Von-Mises 应力比较结果

Tab.4 Von-Mises stress comparison of adjacent regions of intervertebral disc

统计值	A/B	A/D	B/C	B/F	B/D	C/F	D/G	D/H	F/H	F/I	G/H	H/I
T值	-6.48	-13.50	-7.55	-12.24	-4.28	-12.11	0.34	-8.95	6.89	3.02	-4.20	-3.06
P值	0.00**	0.00**	0.00**	0.00**	0.00**	0.00**	0.74	0.00**	0.00**	0.02*	0.00**	0.02*

注:“*”表示P值<0.05,“**”表示P值<0.01。

就统计结果而言,髓核所处部位E处受Von-Mises应力显著大于A、B、D、G四个区域($T A/E = -15.33, P < 0.01$; $T B/E = -10.59, P < 0.01$; $T D/E = -5.30, P < 0.01$; $T G/E = -2.83, P < 0.05$),但又显著小于F、H、I三处的Von-Mises应力($T F/E = 9.35, P < 0.01$; $T H/E = 2.97, P < 0.05$; $T I/E = 6.88, P < 0.01$)。椎间盘横向中部D、E、F区

所受Von-Mises应力显著大于其对应后部A、B、C三区($T A/D = -13.50, P < 0.01$; $T B/E = -10.59, P < 0.01$; $T C/F = -12.11, P < 0.01$);椎间盘纵向中部B、E、H区所受Von-Mises应力显著大于其右侧的A、D、G三区($T A/B = -6.48, P < 0.01$; $T D/E = -5.30, P < 0.01$; $T G/H = -4.20, P值 = 0.00 < 0.01$);椎间盘左侧C、F、I三处所受

Von-Mises 应力显著大于椎间盘中部 B、E、H ($T B/C = -7.55, P < 0.01$; $T E/F = -9.347, P < 0.01$; $T H/I = -3.06, P < 0.05$)。

椎间盘所受最小应力在 A 处附近, 所受最大应力

部位在 F 处, 这之前的椎间盘所受应力云图相符。故此, 通过数据统计最终发现椎间盘的 Von-Mises 应力增强方向为从右后方向左中、前方向(图 12)。

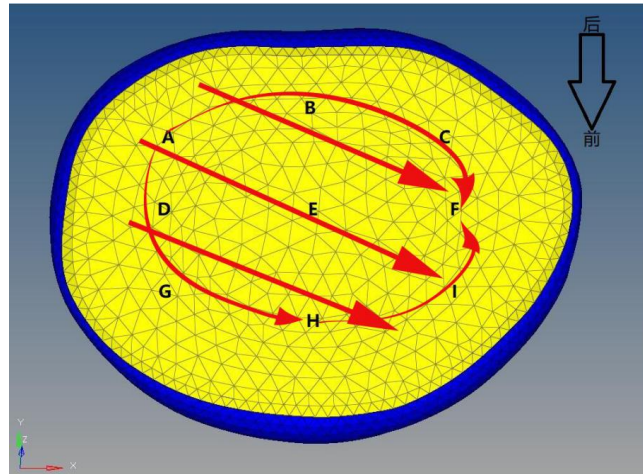


图 12 椎间盘 Von-Mises 应力增强方向

Fig. 12 Direction of Von-Mises stress enhancement in intervertebral disc

4 讨论

4.1 腰骶关节有限元模型的建立

目前, 有限元模型地建立更多的集中在建立全脊柱模型、局部脊柱模型、健康脊柱模型以及病态脊柱模型 4 个方面。建立全脊柱有限元模型更多地用于研究人体在进行日常活动、负重以及运动状态下的脊柱形态特征与脊柱整体的受力特点; 建立脊柱局部有限元模型可以根据脊柱各节段的生理解剖特点进行局部特征分析与探索; 建立健康脊柱有限元模型有助于研究脊柱在不同受力状况下的力学响应, 寻找应力集中部位, 为预防损伤提供合理的参考; 建立病理脊柱有限元模型可以更加直观地看到伤病处的情况, 更准确地反应异常部位的力学机制。同时, 通过对所建病理模型进行手术过程模拟, 可以对手术方案的优化提供重要依据, 从而提高手术成功率^[23]。

本研究建立的健康青少年女子举重运动员腰骶关节有限元模型, 通过提取精确的医学影像学数据作为基础, 导入建模软件中进行模型的初步建立与整理, 获得了较为真实的腰骶关节骨组织模型。参考国内外建模常用方法, 选择通过有限元软件进行椎间盘模型的建立与韧带的连接。椎间盘模型建立采用目前国际认可的方法, 外部多层纤维环, 各纤维环相交部分插入与矢状面呈 65° 角的环形纤维层, 相邻两环形纤维层的排列方向相反, 纤维环内部为髓核部分,

髓核及纤维环上、下两部分覆盖终板软骨。脊柱生物力学研究表明, 椎间盘高度、横截面积等形态学参数的改变都会影响脊柱的生物力学特性, 椎间盘高度的变化会影响其轴向的刚度, 椎间盘高度的降低, 造成临近椎体间超负荷运动而出现的活动度代偿增加, 应力负荷过于集中而导致运动员在训练后可能出现腰部疼痛^[24-25]。在建立椎体间韧带模型的时候考虑到韧带“受拉不受压”的属性特点, 选用 Link 180 单元对其进行模拟, 最终所建模型很好地还原了腰骶关节的解剖学特征与生物力学特点, 为后续研究打下坚实基础。

4.2 腰骶关节模型的有限元分析

举重运动员脊柱腰部、骨盆以及下肢常见的损伤是由于杠铃重量过大、技术不当或疲劳训练而导致的身体失稳造成的, 这些损伤在青少年举重运动员中尤为常见^[26]。Yu 等^[27]统计了青少年与成人参加举重运动的损伤发生率, 结果发现青少年举重运动员的骨伤发生率高于成年人, 尤其是脊柱和骨盆。

青少年女性正处在生长发育期, 脊柱腰骶段具有独特的解剖形态特征, 在举重训练过程中, 身体重心移动带来的脊柱各节段受力形式的变化复杂且多样。腰骶关节作为传导力的核心部位, 在举重运动员整个举重过程中都起到了重要的枢纽作用, 同时也是应力较为集中的部分。有研究显示, 在脊柱腰骶段运动

中,小关节、椎间盘、韧带等在承载功能上均有着紧密联系,它们共同帮助腰椎传递、分担所承载荷,当举重运动员举起的杠铃重量过大时,容易因为腰背部肌肉力量不足而出现腰椎节段不稳,从而过度挤压椎间盘与小关节突关节,最终造成运动损伤,影响运动员运动成绩^[19]。

本研究选取女子举重运动员进行腰骶关节模型模拟施加运动员在最后一将杠铃举起后的静立支撑时刻L5上表面所受垂直向下载荷进行有限元受力分析,主要原因有三点:首先,举重技术遵循近、快、低三个原则,即人体重心与杠铃重心水平距离“近”,提铃动作与发力动作“快”,发力结束时身体重心需迅速降“低”;其次,杠铃运动方向应接近垂直方向向上运动;最后,在训练及比赛过程中,只有采用连贯动作将杠铃举起至两臂完全伸直,两腿回收平行保持静止3 s才算成绩有效^[1]。

通过对模型进行有限元分析发现,在垂直载荷的作用下,L5椎体上缘和下方椎间盘前部均出现了明显位移,最大位移为5.44 mm。正常情况下,椎体的这种向前的位移会被椎体后部的关节突关节以及椎间盘所限制,这样的情形也出现在腰骶关节侧面的位移分布云图中。因此,推断椎体前部上缘出现显著位移可能是由于椎间盘前侧受力过度所导致,而椎间盘前部的明显位移可能是由于骶骨上表面本身具有一定的前向倾斜度,椎间盘所受应力不但有轴向的还有前向的剪切力所致。腰骶关节主要受力部位为L5椎体上表面和骶骨耳状面。这也与腰骶关节的力学性质相符,即:椎体承受主要应力,通过椎间盘将应力传导至骶骨耳状面,再借由骶髂关节将应力分散到骨盆最终传递到下肢。

正因为腰骶关节这种特殊的解剖学特征,使得椎间盘以及椎体后部小关节在垂直受力时都会出现向前的剪切分力,由此推断,运动员举重过程中的预备提铃、伸膝提铃、引膝提铃、发力、惯性上升、下蹲支撑这6个阶段的躯干均处于前倾姿势,故而腰骶关节的椎体和椎间盘可能出现更明显的向前位移,也可能承受更大的剪切分力。这使得女子举重运动员腰骶关节处的椎间盘以及小关节突关节由于长时间受轴向压力以及剪切应力影响而出现下腰痛甚至椎间盘或

小关节突退变。

4.3 椎间盘的生物力学特点

有研究显示,女子举重运动员无论是在抓举还是挺举时,骶髂关节均处于力量传递的核心部位,而且在技术动作的各阶段均要承受巨大的压力,这就决定着长时间高强度的技术动作训练必然会对运动员的椎间盘造成损伤,从而导致椎间盘不同程度膨出或突出^[28]。

Uribe等^[29]认为脊柱的前柱部分主要承受压应力,中柱部分根据运动形式的不同既可承受压应力也可承受牵张应力,后柱部分主要承受牵张应力。人体脊柱可以进行前屈、后伸、侧屈、旋转等运动,在进行这些运动的过程中常会出现邻近椎体相互挤压而导致椎间盘在承受应力集中的同时还承受较大的剪切力,致使其出现不同程度的退变、膨出甚至突出^[30]。这些运动会加速椎间盘的退变,且人体在日常活动中脊柱更多的是处于直立状态,此次研究的女子举重运动员在日常训练以及比赛过程中,都需要其将杠铃举起且保持3秒才算成功,因此,运动员完全起立姿态下腰骶关节在承担杠铃与上肢合重情况下椎间盘可能出现退变的情况不容忽视。

刘承宜等^[31]从黄金分割常数中发现了自相似常数,并用后者表达了从细胞分子水平、组织器官水平、整体水平到运动成绩各级功能*QD*的特征参数。两组数据的*QD*值有显著性差异意味着它们的*SD*值确实存在差异,而平均值的差异才具有真正的生物医学意义^[32]。从本次定量差异的结果来看,椎间盘的右后侧纤维环(A区)、左侧中部纤维环(F区)所受*Von-Mises*应力与髓核处(E区)表现出显著差异和非常显著差异,此结果也与前面轴向载荷下椎间盘所受应力特点相吻合;椎间盘各区与E区*CV*的*QD*差异中,除H区外均表现出显著差异和非常显著差异,这可能是因为E区所在的髓核处与其余各区所在的纤维环处的杨氏模量、泊松比等材料属性不同,在受力后表现出不同的稳定性。随后又通过对椎间盘上各区间的受力情况进行数据统计,最终我们发现,该椎间盘的*Von-Mises*应力传递方向由右后方向左中、前方向递增。

Britta等^[33]通过研究发现,椎间盘后部和后外侧纤维环较薄弱,长期受到轴向载荷的椎间盘更易突出。

同时,由于椎间盘前、后两部外侧有前纵韧带与后纵韧带的保护与支持,而常见椎间盘突出部位更多地集中在椎间盘后部外侧^[34-35],故而推断,女子举重运动员的腰骶关节在仅受轴向载荷时,椎间盘后侧方可能因为长期应力集中而致使运动员出现下腰痛甚至纤维环破裂而造成椎间盘突出。

5 结论

本研究利用相关软件建立了包含骨骼、韧带及椎间盘等在内的腰骶关节有限元模型。其中,椎间盘的构建完整还原了其形态结构特征与生物力学特性,为后续研究打下了良好基础。研究发现:腰骶关节受轴向载荷时,L5上缘和椎间盘前部出现明显形变,椎体上表面和骶骨耳状面为主要受力部位;轴向载荷下椎间盘的 Von-Mises 应力传递方向由右后方向左侧递增,应力集中点出现在纤维环侧后方。这提示椎间盘后侧方可能因为长期应力集中而致使运动员出现下腰痛甚至椎间盘后侧部纤维环出现破裂。

参考文献:

- [1] 王向东,徐文泉,刘梦飞.女子抓举技术测试与研究[M].北京:人民体育出版社,2014.
- [2] 吉彦廷,宋雅伟.长期运动负荷对举重运动员脊柱形态的影响[J].中国康复医学杂志,2019,34(6):702-706.
- [3] AASA U, SVARTHOLM I, ANDERSSON F, et al. Injuries among weightlifters and powerlifters: a systematic review [J]. British Journal of Sports Medicine, 2016, 51(4):211-219.
- [4] 李少新,黄新宇,尹军.中国女子举重队重点队员损伤的原因与物理治疗策略[J].首都体育学院学报,2015,27(1):75-79,96.
- [5] HU B, NING X. The influence of lumbar extensor muscle fatigue on lumbar-pelvic coordination during weightlifting [J]. Ergonomics, 2015, 58(8):1424-1432.
- [6] CHEN C S, SHIH S L. Biomechanical analysis of a new lumbar interspinous device with optimized topology [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2018, 56(8):1333-1341.
- [7] MATTUCCI S F, CRONIN D S. A method to characterize average cervical spine ligament response based on raw data sets for implementation into injury biomechanics models [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2015, 41(41):251-260.
- [8] DIPT S F. The Physiology of the Joints [J]. Physiotherapy, 1990, 76(1):52-52.
- [9] GUILHEM D, KU D N. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc [J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(4):766-775.
- [10] PITZEN T, GEISLER F, MATTHIS D, et al. A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine [J]. Control Engineering Practice, 2002, 10(1):83-90.
- [11] PLAATS A V D, VELDHUIZEN A G, VERKERKE G J. Numerical simulation of asymmetrically altered growth as initiation mechanism of scoliosis [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2007, 35(7):1206-1215.
- [12] GUO L X, TEO E C, LEE K K, et al. Vibration Characteristics of the Human Spine Under Axial Cyclic Loads: Effect of Frequency and Damping [J]. Spine, 2005, 30(6):631-637.
- [13] KURUTZ M, OROSZVARY L. Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase [J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(3):433-441.
- [14] DREISCHARF M, ZANDER T, BERGMANN G, et al. A non-optimized follower load path may cause considerable intervertebral rotations [J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(13):2625-2628.
- [15] PARENT S, CLIN J, LABELLE H, et al. A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine [J]. Medical and Biological Engineering and Computing: Journal of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2011, 49(8):967-977.
- [16] PEARSALL D J, REID J G, Livingston L A. Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography [J]. Annals of Biomedical Engineering, 1996, 24(2):198-210.
- [17] 藏磊,李永刚,海涌,等.不同生长棒内固定方式治疗早发性脊柱侧凸的有限元分析[J].中国矫形外科杂志,2019,27(1):79-85.
- [18] IBARZ E, HERRERA A, MAS Y, et al. Development and kinematic verification of a finite element model for the lumbar spine: application to disc degeneration [J]. Biomed Research International, 2013(4):705185.
- [19] 鲍春雨,孟庆华.举重运动员抓举动作脊柱腰椎节段受力特点分析——基于有限元理论[J].天津体育学院学报,2009,24(1):42-44.
- [20] 文毅,苏峰,刘肃,等.L₄₋₅椎体有限元模型建立及退变椎间盘力学分析[J].中国组织工程研究,2019,23(8):1222-1227.
- [21] 刘承宜,胡少娟,李晓云,等.定量差异及其在体育科学中的应用[J].体育学刊,2016,23(1):11-17.
- [22] LIU X, WANG S, CHANG S, et al. Effect of brief mindfulness intervention on tolerance and distress of pain induced by cold-pressor task. Stress Health. 2013;29(3):199-204.
- [23] 刘强,张军,孙树椿,等.有限元在脊柱生物力学中的应用[J].中国骨伤,2017,30(2):190-194.
- [24] 刘耀升,陈其昕,廖胜辉,等.椎间盘高度降低及退变对腰椎生物力学影响的有限元分析[J].中国临床解剖学杂志,2006,(5):566-570.

- [25] KUMAR M N, JACQUOT F, HALL H. Long-term follow-up of functional outcomes and radiographic changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease [J]. *European Spine Journal*, 2001, 10(4):309-313.
- [26] HEISS D G, SHIELDS R K, YACK H J. Balance loss when lifting a heavier-than-expected load: Effects of lifting technique [J]. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2002, 83(1):48-59.
- [27] YU J S, HABIB P A. Common injuries related to weightlifting: mr imaging perspective [J]. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*, 2005, 9(4):289-301.
- [28] 李少新,黄新宇,尹军.中国女子举重队重点队员损伤的原因与物理治疗策略[J].*首都体育学院学报*,2015,27(1):75-79,96.
- [29] URIBE J S, FRANK S, MUNDIS G M, et al. The comprehensive anatomical spinal osteotomy and anterior column realignment classification[J]. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 2018:1-11.
- [30] MC AP, CUNNINGHAM B, MULLINEX K, et al. Middle-Column Gap Balancing and Middle - Column Mismatch in Spinal Reconstructive Surgery[J]. *Int J Spine Surg*, 2018,12(2):160-171.
- [31] 刘承宜,朱玲,李方晖,等.自相似常数和定量差异及其在体育科学中的应用[J].*体育学刊*,2017,24(6):72-78.
- [32] WASSERSTEIN R L, LAZAR N A. The ASA Statement on p-Values: Context, Process, and Purpose[J]. *American Statistician*, 2016, 70(2):129-133.
- [33] BERG-JOHANSEN B, FIELDS A J, LIEBENBERG E C, et al. Structure-Function Relationships at the Human Spinal Disc-Vertebra Interface[J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 2017, 36(1):192-201.
- [34] KUAN W, CHENGHUA J, LEJUN W, et al. The biomechanical influence of anterior vertebral body osteophytes on the lumbar spine: a finite element study [J]. *The Spine Journal*, 2018, 18(12):2288-2296.
- [35] LEE C, HSU C, HUANG P. Biomechanical study of different fixation techniques for the treatment of sacroiliac joint injuries using finite element analyses and biomechanical tests [J]. *Comput Biol Med*, 2017,87(6):250-257.

Finite Element Modeling of Lumbosacral Joint and Biomechanical Analysis of Intervertebral Disc in Teenage Female Weightlifters

Ji Yanting¹, SONG Yawei^{2,3}, LI Sen¹

(1. *National Physical Fitness Research Center, Jiangsu Research Institute of Sports Science, Nanjing 210046, China*; 2. *Department of Sports and Health, Nanjing Sport Institute, Nanjing 210014, China*; 3. *Sports and Health Engineering Collaborative Innovation Center of Jiangsu Province, Nanjing 210014, China*)

Abstract: Objective: To try to find out the injury causes of young female weightlifters by means of three-dimensional finite element modeling and biomechanical analysis, so as to provide theoretical basis for coaches and team doctors to carry out injury prevention and improve rehabilitation efficiency more specifically. Methods: A first-class young female weightlifter from Jiangsu province was selected to perform three-dimensional finite element modeling of the lumbosacral joint through CT image files. A more detailed finite element model of the lumbosacral joint with anatomical and biomechanical characteristics was established. Results: It was found that when the lumbosacral joint was subjected to axial load, the upper margin of L5 and the front of the intervertebral disc had obvious deformation, and the maximum shape variable was 5.44mm. The upper surface of the vertebral body and the auricular surface of the sacrum were the main stress positions. The transmission direction of Von-Mises stress increased from the right back to the left with stress concentration on the lateral posterior aspect of the annulus. Conclusion: The upper surface of the vertebral body and the auricular surface of the sacrum were the main stress sites when the lumbosacral joint was subjected to axial load. The compressive deformation of the anterior intervertebral disc was obvious, and the stress concentration in the left middle and posterior intervertebral disc was obvious. This suggests that long-term stress concentration on the posterior side of the disc may lead to low back pain or even rupture of the posterior annulus of the disc.

Key words: female weightlifters; lumbosacral joint; finite element modeling; finite element analysis; biomechanic