

有限元法分析举重运动员预备提铃动作过程中腰椎节段的受力变化*☆☆

鲍春雨, 孟庆华

Force bearing of lifters' lumbar segment during preparation to lift barbell: A finite element analysis

Bao Chun-yu, Meng Qing-hua

Abstract

BACKGROUND: Studies have explore the biomechanical properties of the lumbar spine, but because of the complexity of spinal anatomy and limitations of research methods, the prevention of waist injuries in lifters requires investigation.

OBJECTIVE: To establish the finite element model of complete human lumbar spine to analyze the lumbar motion segment loading characteristics when lifters are ready to lift barbell.

METHODS: The three-dimensional, comprehensive and realistic finite element model of the lumbar spine (L₁₋₅) was established using datum of Dicom based on opinion of "assembled construction", and the biomechanics of a lumbar motion segment during preparing lifting barbell was simulated.

RESULTS AND CONCLUSION: During preparation of lifting barbell the equivalent stress on the anterior-lower location of vertebral body was greater than the other sites, and stress on pedicle of vertebral arch was higher. The equivalent stress of intervertebral disc was observed at middle-anterior location of exterior annulus fibrosus, especial anterior location in flexion. The equivalent stress on the vertebral body and intervertebral disc showed gradually ascending trend from up to low sites. The stress on the vertebral body was 4-5 times higher than the below intervertebral disc's. The three-dimensional finite element model could be used for studying the biomechanics of the lumbar spine.

Bao CY, Meng QH. Force bearing of lifters' lumbar segment during preparation to lift barbell: A finite element analysis. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(35): 6517-6519. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

Tianjin University of Sport, Tianjin 300381, China

Bao Chun-yu ☆, Doctor, Lecturer, Tianjin University of Sport, Tianjin 300381, China chunyuobao730102@163.com

Supported by: the Youth Scientific Foundation Program of Tianjin University of Sport, No. ZR-0904*; the Doctoral Foundation of Tianjin University of Sport*

Received: 2010-03-06 Accepted: 2010-06-17

摘要

背景: 多年来, 国内外学者对腰椎的生物力学特性进行了大量的研究, 但是由于腰椎生理结构的复杂性以及研究手段的局限性, 很多问题有待于进一步探索, 特别是对举重运动员腰部损伤的防治是目前亟待解决的问题。

目的: 建立人体完整腰椎脊柱三维有限元模型, 分析举重运动员预备提铃动作时腰椎节段的受力特点。

方法: 引入“组装修配式”思想, 利用 Dicom 数据, 建立人体脊柱腰椎节段(L₁₋₅)完整的、真实的三维有限元模型。并模拟举重运动员预备提铃动作时, 各椎体及椎间盘所受应力情况。

结果与结论: 举重运动员预备提铃动作时, 各椎体应力分布在椎体前下方, 此处应力水平明显高于其他部位, 椎体后部结构中椎弓根处出现应力集中现象, 应力也处于较高水平。椎间盘应力分布在纤维环的中部和前部, 但是前部更为明显。此时, 不同椎体、椎间盘所承受的应力不同, 其应力表现为自上向下呈逐渐增大趋势。各椎体的应力值大于其下方椎间盘的应力值, 各椎体应力值是其下方椎间盘的四五倍。证实实验所建腰椎节段三维有限元模型可以用于模拟脊柱腰椎节段的生物力学特性研究。

关键词: 举重; 有限元法; 模型; 腰椎; 生物力学

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.35.014

鲍春雨, 孟庆华. 有限元法分析举重运动员预备提铃动作过程中腰椎节段的受力变化[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(35):6517-6519. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

利用计算机技术进行的有限元分析方法应用于脊柱生物力学研究一直是解剖学、生物力学和临床医学工作者的一个重要的研究领域^[1]。人体腰椎脊柱是既注重承重最大, 活动范围最大的一段, 它的力学性质较为复杂, 不仅受到体质量的影响, 还与腰椎周围肌肉力、韧带、腹压、及双下肢姿势的改变密切相关, L₁~L₅各个椎骨之间联系紧密任何一个椎骨受力和位移的变化, 均产生一系列连锁反应。

本文在前人研究的基础上不断完善, 采用

DICOM数据, 结合专业软件, 建立了人体完整腰椎脊柱三维有限元模型, 从生物力学的应力与应变的关系着手, 分析举重运动员预备提铃动作时腰椎节段受力特点。以期探讨举重运动员腰段脊柱损伤的力学因素提供科学客观的试验依据, 为预防及治疗腰部常见损伤提供参考。

1 对象和方法

1.1 对象 一健康男性志愿者, 身高170 cm, 体质量60 kg, 既往无腰部疼痛疾病史, 无腰部外伤史, X射线检查腰椎未见畸形及退变。

天津体育学院, 天津市 300381

鲍春雨 ☆, 男, 1973年生, 黑龙江省哈尔滨市人, 汉族, 2009年东北林业大学毕业, 博士, 讲师, 主要从事运动生物力学方面的研究。chunyuobao730102@163.com

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:1673-8225
(2010)35-06517-03

收稿日期:2010-03-06
修回日期:2010-06-17
(20100306005/G·A)

受试者对试验方案知情同意。

1.2 方法

数据采集：采用螺旋CT(Siemens Somatom Sensation 10)对受试者L₁椎体上缘至L₅椎体下缘沿横断面连续扫描。实验者取仰卧位，要求志愿者腰椎位于扫描视野中心，保持纵轴方向不动，尽量保持扫描断面与身体长轴垂直。扫描条件：选择骨组织窗，层距1 mm，共186层，扫描数据以Dicom3.0标准直接存储。

2 结果与分析

2.1 举重预备提铃动作腰部生物力学分析

举重预备提铃阶段的任务是为下一步伸膝提铃阶段做好准备，运动员采取适合自己的握距和站距，小腿紧贴横杆，使杠铃重心更接近身体重心，使身体各个部位处于有利于开始提铃的姿势，此时运动员躯干角度大约为45°^[2]，根据静力学原理，此时运动员脊柱腰椎受力情况见图1所示。

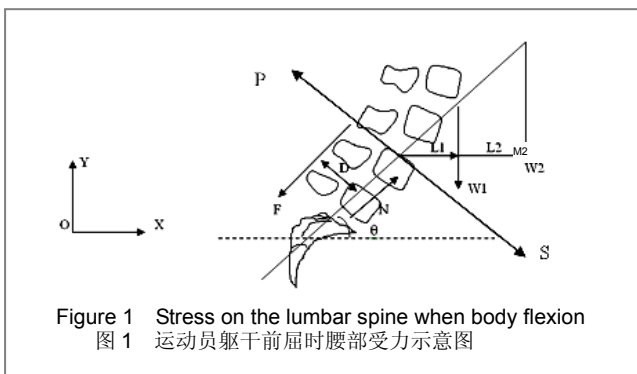


Figure 1 Stress on the lumbar spine when body flexion
图1 运动员躯干前屈时腰部受力示意图

M1为躯干质量，M2为头颈、手臂以及杠铃的合质量，F为维持脊柱前屈的竖脊肌力，θ为脊柱前屈与地面所成的角度，N为作用在L1上的挤压力，S为剪切分力，P为与S对抗的平衡力=S。

假设运动员试举质量为160 kg的杠铃，结合郑秀媛等^[3]测得的中国人体环节参数，可知，该运动员身体各环节质量，躯干约占总个体质量43%，M1=25.8 kg；头颈和手臂约占整个个体质量的17%，M2=头颈+手臂+杠铃=170.2 kg。根据腰椎解剖结构与郑秀媛等^[3]测得的中国人体环节参数以及本试验的CT图像，可知L1=32 cm，L2=55 cm，D=5 cm(竖脊肌距脊柱5 cm)^[4-5]。

根据杠杆原理： $\Sigma M=0$ ， $F \cdot D = M1 \cdot L1 + M2 \cdot L2$ ，
 $F = (M1 \cdot L1 + M2 \cdot L2) / D = 2\ 037.32\ \text{kg}$
 总挤压力： $N = F + (M1 + M2) \sin 45^\circ = 2\ 174.52\ \text{kg}$
 $NX = N \cdot \cos 45^\circ = 1\ 537.38\ \text{kg}$ ；
 $NY = N \cdot \sin 45^\circ = 1\ 537.38\ \text{kg}$
 剪切分力： $S = (M1 + M2) \cos 45^\circ = 137.2\ \text{kg}$

也就是说，此时该运动员试举此质量的杠铃时，维

持脊柱前屈的竖脊肌肌力为2 037.32 kg，L₁腰椎上的总挤压力为2 174.52 kg，剪切分力为137.2 kg，垂直压缩力为1 537.38 kg。

2.2 腰椎三维有限元模型的建立与分析

腰椎有限元模型建立与验证：

腰椎三维有限元模型的建立：采用医学图像处理软件直接读取DICOM格式数据，经过区域增长对不同区域进行分割，经3D计算建立脊柱腰段L₁₋₅椎体三维几何模型。椎间盘界定纤维环和髓核的软组织，以椎间盘为中心做三维图像分割，去除冗余数据，经3D计算建立腰椎L_{1/2}，L_{2/3}，L_{3/4}，L_{4/5}椎间盘的三维几何实体模型。将面网格模型转化生成体模型，参考人体标本实物形态^[6]，建立前纵韧带、后纵韧带、棘间韧带、棘上韧带和横突间韧带，完成完整人体腰段三维有限元模型的建立，见图2。本模型共有10个终板、4个椎间盘、5根韧带和5个椎体，模型由223 927个单元，46 690个节点构成。

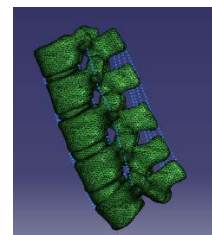


Figure 2 Three-dimensional finite element model of the lumbar spine
图2 腰椎节段三维有限元模型

材料属性的设定：本文中将椎体的弹性模量分为10个等级，同样也将CT值分为10个等级，这样每一个灰度值对应一个弹性模量。通过计算得到松质骨密度是(0.45~1)×10⁻⁶ kg/mm³，弹性模量100~450 MPa，泊松比0.18~0.36；皮质骨密度为(1.6~2.2)×10⁻⁶ kg/mm³，弹性模量10 500~24 560 MPa，泊松比0.2~0.42。对于终板、后部结构、椎间盘和韧带的材料属性本文借鉴前人的研究结果，终板弹性模量500 MPa、泊松比0.4，后部结构弹性模量3 500 MPa、泊松比0.29，椎间盘(包括纤维环和髓核)密度1.02×10⁻⁶ kg/mm³，弹性模量为3.4 MPa，泊松比为0.39；韧带均设置为非线性材料特性^[7-9]。

三维有限元模型的验证：在模拟外加载荷情况下，对模型进行垂直压缩、扭转、屈曲和侧屈作用下的平均刚度进行测定，与前人研究结果进行比较，结果与相关文献^[10-12]基本吻合，基本达到了建模精度与研究需要，可以说所建三维有限元模型是有效的和可靠的，可以应用于临床和实验研究。

腰椎三维有限元分析：本文中皮质骨、松质骨、终板与椎间盘均选择SOLID185单元，对于韧带，采用三维

仅受拉杆单元BEAM188, 非线性材料特性, 其中关节突关节之间、椎体与椎间盘之间的连接考虑为有滑动的接触算法。

边界条件和加载:

边界条件: L_5 的下表面在所有方向上完全固定固定, 3个轴方向的位移和转角均规定为零作为边界条件。

体质量加载: 结合郑秀媛等^[9]的人体环节基本参数, L_1 以上的躯干质量为24.2 kg。在模型第1椎体上施加来自于体质量的轴向载荷, 然后再于 L_1 上施加101.86 N·m的前屈力矩, 模拟举重运动员预备提铃动作, 观察脊柱腰段各部位的应力分布。

脊柱腰椎有限元分析: 见图3。

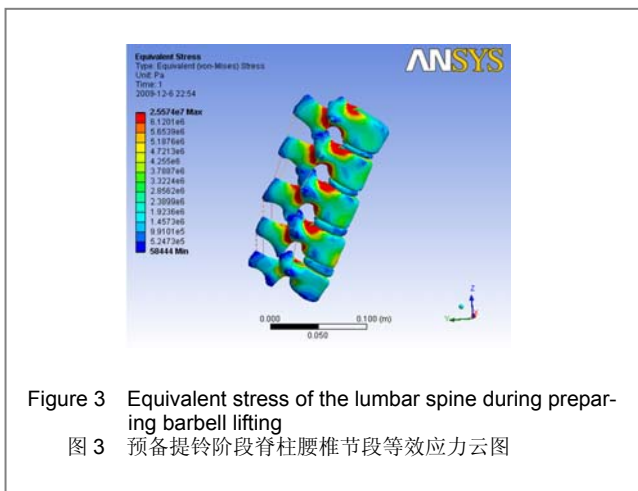


Figure 3 Equivalent stress of the lumbar spine during preparing barbell lifting
图3 预备提铃阶段脊柱腰椎节段等效应力云图

从分析的结果可以看出, 椎体应力分布在椎体前下方, 此处应力水平明显高于其他部位, 椎体后部结构中椎弓根处出现应力集中现象, 应力也处于较高水平。椎间盘应力分布在纤维环的中部和前部, 但是前部更为明显。

椎体应力表现为由 L_1 至 L_5 呈逐渐增大趋势, 各椎体所受应力从上向下依次为14.909, 18.647, 20.213, 21.072, 25.574 MPa。腰椎间盘应力表现为由 L_1-2 至 L_4-5 呈逐渐增大趋势。各椎间盘所受应力从上向下依次为2.402 7, 3.037 4, 3.806 3, 4.311 1 MPa。从分析的结果可见, 各椎体的应力值大于其下方椎间盘的应力值, 各椎体应力值是其下方椎间盘的四五倍。

椎体的应力值大于其下方椎间盘的应力值。说明椎体是承受应力的主要部分, 椎间盘其传递载荷的作用。同时在椎体的前下方和椎弓根和处有应力集中现象, 长期反复的高应力刺激可造成椎体松质骨、终板的细微骨折。

因此, 运动员在举重预备提铃时, 应尽量减少脊柱前屈的角度, 来降低运动员脊柱腰部所承受的重力矩, 从而降低椎体及椎间盘所承受的应力, 此外还要尽量减少脊柱的复合式活动姿态, 如前屈+扭转等操作动作, 来降低腰椎及其椎间盘损伤的可能性。

3 结论

本文所建立的腰椎节段三维有限元模型高度模拟了脊柱的结构与材料特性, 结构完整、成分复杂; 同时实现了非匀质物体材料特性的赋值, 更加接近真实的骨组织; 单元划分精细, 模型的精度高。该数字模型能够以不同的文件格式输出, 如STL, IGES格式等, 实现了数据资源的共享和效换。

举重运动员预备提铃动作时, 各椎体应力分布在椎体前下方, 此处应力水平明显高于其他部位, 椎体后部结构中椎弓根处出现应力集中现象, 应力也处于较高水平。椎间盘应力分布在纤维环的中部和前部, 但是前部更为明显。

举重运动员预备提铃动作时, 不同椎体、腰椎间盘所承受的应力不同, 各椎体及椎间盘应力表现为自上向下呈逐渐增大趋势, 各椎体的应力值大于其下方椎间盘的应力值, 各椎体应力值是其下方椎间盘的四五倍。

4 参考文献

- [1] Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB, et al. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. J Biomech.1974;7(3):277.
- [2] Wang XD. Beijing Tiyu Daxue. 2006.
王向东.抓举技术的生物力学研究及杠铃杆端点的自动识别[D].北京体育大学,2006.
- [3] Zheng XY, Jia SH, Gao YF, et al. Beijing: National Defense Industry Press. 2002:100-148.
郑秀媛,贾书惠,高云峰,等.现代运动生物力学[M].北京:国防工业出版社,2002:100-148.
- [4] Lei L, Xu JG, Ge LN, et al. Zhongguo Zhiye Yixue. 2002;29(3):9-11.
雷玲,徐建国,葛林娜,等.铸造工人腰背痛调查与脊柱力学负荷评定[J].中国职业医学,2002,29(3):9-11.
- [5] Zhong YQ. Hunan Huanjing Shengwu Zhiye Jishu Xueyuan Xuebao. 2006;12(2):153-155.
钟一青.分析人体弯腰提物时脊柱的受力情况预防腰椎间盘损伤[J].湖南环境生物职业技术学院学报,2006,12(2):153-155.
- [6] Zhang SX. Beijing: Scientific and Technical Documents Publishing House. 2000.
张守信.人体解剖学图谱[M].北京:科学技术文献出版社,2000.
- [7] Yu HQ, Gu SX, Li M, et al. Yiyong Shengwu Lixue. 2008;23(2):136-139.
余惠琴,顾苏熙,李明,等.脊柱侧凸三维有限元模型的建立及其意义[J].医用生物力学,2008,23(2):136-139.
- [8] Dai LY, Chen PL. Shengwu Yixue Gongchengxue Zazhi. 1990;7(2):101-104.
戴立杨,陈配来.腰椎小关节的生物力学研究——三维有限元分析[J].生物医学工程学杂志,1990,7(2):101-104.
- [9] Guo LX, Liu XY, Chen W, et al. Shengwu Yixue Gongchengxue Zazhi. 2007;24(5):1085-1088.
郭立新,刘学勇,陈威,等.人体腰椎有限元模型及其生物动力学研究[J].生物医学工程学杂志,2007,24(5):1085-1088.
- [10] Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research. Spine. 1998;23(24):2684-2700.
- [11] Turner MS, Clough RW, Martin HC, et al. Stiffness and deflection analysis of complex structure. J Aero Sci. 1956;23:805.
- [12] Yang CZ. Fujian Yike Daxue. 2005.
杨春治.胸腰段屈曲压缩损伤的三维有限元分析[D].福建医科大学,2005.

来自本文课题的更多信息--

基金资助: 天津体育学院青年科研项目(ZR-0904);
天津体育学院博士专项基金。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。