

骨质疏松性椎体骨折后局部应力分布的有限元研究

陈超 李前龙 刘海全 李义凯 刘庆思

中图分类号: R322 文献标识码: A 文章编号: 1006-7108(2008)01-0005-03

摘要:目的 研究骨质疏松性椎体骨折后椎体局部应力分布情况,解释再骨折发生的原理。方法 获取健康老年女性胸腰段 CT 平扫数据,通过 Mimics 及 Geomagic 对胸腰段椎体进行三维实体化,并修饰模型,使之符合分析要求,导入有限元软件 ANSYS 分析,通过改变结构的物理属性设定,获得健康及退变腰椎在不同背部伸肌质量情况下的应力分布情况。结果 背伸肌在理想状态下,能够将骨折后作用与腰 1 上表面的最大应力减小 25%。结论 背部伸肌能够维持脊柱正常力学结构平衡,其素质的提高能够更好的增加肌骨骼适应性,对于骨质疏松患者预防骨折和再骨折有着重要的意义。

关键词:骨质疏松症;椎体骨折;有限元

The effect of back extensor on osteoporosis refracture of vertebra body CHEN Chao, LI Qianlong, LIU Haiquan, et al. South Medical University, Guangzhou 510515, China

Abstract: **Objective** Observing the stress distribution situation after compression fracture of vertebra body.

Methods The data of vertebral body was got from CT on one female patient 60 years old. We converted the 2D data of vertebral body to 3D model, decorate and furnish the model to accomodate the finite element software. After setting the parameter of the model and loading different load situation we got the final result of the distribution of compression fracture vertebra body. **Results** Under ideal muscle strength situation, the maximum stress on top surface of fractured vertebral body decreased about 25% than degenerated muscle. **Conclusions** The strength of back muscle will keep the balance of the spine, improve the fitness of the muscle skeleton of spine and decrease the risk of vertebral body fracture.

Key words: Osteoporosis; Compression fracture of vertebra body; Finite element

骨质疏松症最为常见的继发疾病就是椎体的骨折,其发生率为髋部骨折的 2~3 倍,尽管椎体骨折所造成的死亡率不如髋部骨折高,但骨折后对运动能力、一般健康水平、社会行为能力、精神状态等都有显著的影响,而且其影响程度随着椎体骨折数目的增加和骨折的严重程度的增加而增加。另外有研究发现,约 50% 椎体骨折患者将在 3 年内甚至 1 年内发生再骨折,椎体再骨折的几率为从未发生者的 5 倍。目前关于再骨折的研究中,除了认为骨质量降低是再骨折发生的主要原因外,骨骼肌的退变也

逐渐被人们所认识,在此次研究中我们通过有限元方法,探讨背部伸肌在椎体再骨折中的作用。

1 材料和方法

1.1 对象

选择 60 岁老年妇女 1 名,经 X 射线检查确定脊柱无病变,采用 GE MEDICAL SYSTEMS/HiSpeed 高速 CT,在 120 kV,160 mAs,层厚 1 mm 条件下,扫描 T₁₂ 至 L₂,共获得 115 层图像,获得图像经工作站处理后,以 DICOM 格式存储。

1.2 模型的建立

图像经三维重建软件 MIMICS 8.1 处理,获得 T₁₂ 至 L₁ 骨组织图像,并进行立体重建,导出椎体点云数据。点云数据由逆向工程软件 GeoMagic Studio 7.0 处理,经过平滑、打磨等操作,获 NURBS 曲面,经检查曲面完整及连续性后,存储为 IGES 格式文件,

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30700893)

作者单位:510515 广州,南方医科大学中医药学院骨伤推拿教研室(陈超、李义凯),广东医学院外科教研室(李前龙),广州中医药大学附属骨伤科医院(刘海全、刘庆思)

通讯作者:陈超,Email: chencho@fimmu.com

其中压缩骨折椎体为楔形切削 L_1 椎体上部形成,其楔形前部高度约占椎体总高度的 1/3。启动 ANSYS 9.0 软件,导入经 GeoMagic Studio 7.0 处理的 IGES 文件,Ansys 自动封闭曲面为体,根据 CT 实测皮质骨厚度,在 ANSYS 中重建皮质骨、终板、间盘、髓核及韧带等组织。完成正常腰椎三维有限元模型建立。皮质骨厚 1 mm,终板高约 0.5 mm,髓核、韧带根据解剖数据重建^[1],其具体单元类型见表 1。

参考文献[2~4]的研究方法,我们设定了各结构的单元类型及组织物理参数,见表 1。

表 1 正常及退变组织物理参数

部位	单元类型	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	Solid 45	OP:8000	OP:0.3
松质骨	Solid 45	OP:34	OP:0.3
终板	Solid 45	4000	0.4
纤维环基质	Solid 45	正常:4.2 退变:16	正常:0.45 退变:0.4
纤维环纤维	Link 10	175	0.3
髓核	Solid 45	正常:4.0 退变:8	正常:0.4999 退变:0.45
韧带	Link 10	20	0.3
后部结构	Solid 45	2345	0.25

边界条件:将 L_2 椎体下表面完全在所有方向限制自由度。另外,因肌肉系统的有限元研究还不成熟,无理想模型可以选用,所以将 T_{12} 进行了 X、Y 轴的自由度限制,模拟后部韧带、肌肉与重心前移形成的理想的对抗平衡状态。

载荷加载:此研究的主要研究内容为腰椎压缩性骨折后局部力学情况,为排除其他干扰因素,仅建立了腰 1 的单纯前方压缩性骨折,所以我们选择向前倾斜的不均匀斜坡面力(代表前屈状态)为主要载

荷,载荷为 1000 N。
局部椎体分网收敛测试:边界条件设定为椎体下表面节点完全限制自由度,上表面加载力大小为 1000 N,测试时间为 1 s,获得应变能及位移在各个模型之间的误差,确定模型可用性。收敛测试结果表明,不同分网精度下,应变能及同一点位移变化在 $\pm 5\%$ 以内。

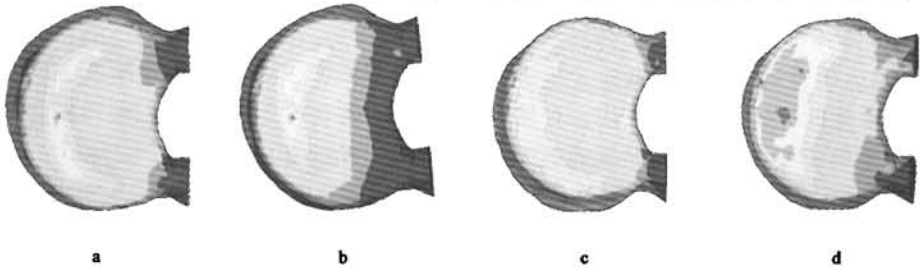
2 结果

在此次分析中,我们用限制 XY 轴自由度的方式来模拟具有较好背伸功能的伸肌,而未限制 XY 轴自由度的方式来模拟退变的背部伸肌。

本研究中我们假设了一个不存在的骨质疏松性椎体骨折患者存在健康椎间盘的情况和一个真实的存在退变椎间盘的情况,以便对比椎间盘和背部伸肌在骨折后对椎体应力分布的作用。从图 1a 及图 1b 中可以看出,在模拟失去背伸肌的拉力作用下,椎体应力分布区发生了明显的前移,其最大应力分布区域在临近椎体中央部分;在图 1c 及图 1d 中是限制 XY 轴位移模型的最大应力(666)较未限制 XY 轴位移最大应力(1067)小 25%,应力分布趋向于椎体周围,而且分布更加平均。各模型中,无论是限制还是未限制 XY 轴位移的结果,都显示出正常的椎间盘能够将应力更均匀的传递给临近椎体,其最大应力分布区域主要出现在临近椎体中央部位,体现了髓核在传递应力过程中的作用。在未限制 XY 轴位移模型中,椎体表面出现了明显的应力集中区,且应力集中部位出现在椎体前部的边缘。

3 讨论

椎体骨折导致了原有结构发生变化,这样一种变化导致了躯体重心、肌肉负荷、韧带负荷等的改变,从而使局部的应力状态也发生了改变。



a:限制 XY 轴位移,正常间盘;b:未限制 XY 轴位移,正常间盘;
c:限制 XY 轴位移,退变间盘;d:未限制 XY 轴位移,退变间盘

图 1 椎体应力分布

Yuan 等^[5]在其关于椎体压缩性骨折方面的研究中,阐释了关于骨折后力臂改变的问题。正常人体重心与位于脊柱后部的肌肉及韧带等结构构成了一个以椎体为支点的跷板,两侧处于平衡状态。当骨折发生后,由于椎体形成了一个向前的角度,骨折之上躯体的重心也随之前移,这样就加大了重心到支点的力臂,也就是说,如果要维持这样一个平衡,要么后部的肌肉和韧带产生更加强大的力与之对抗,要么椎体前倾,在下位椎体的前部寻找到一个硬的支点。

骨骼肌在脊柱稳定性中有重要作用,在神经系统的调控下可以保持脊柱的稳定,躯干肌可以使脊柱载荷转化为序贯性的压力载荷,增加脊柱的负载能力^[6]。躯干肌能够为脊柱提供稳定性、动力控制等支持,并能够保护其他结构免受过载的损害。Sinaki 等^[7]对比了患有骨质疏松症的驼背妇女在佩戴骨质疏松支具和进行一项被称为 SPEED 的背肌训练后的各项结果,结果显示,与佩戴支具相比,进行 SPEED 训练 4 周后,患者在肌力、背痛、平衡能力方面均有很大改善。椎旁肌肉的功能障碍被认为是脊柱功能紊乱的一个主要原因。薄弱的肌肉功能可能导致载荷被传递到脊柱的被动结构^[8],这种非正常传导将导致这些结构的损伤和退变,从而损害脊柱的功能。在一项体外试验中,El-Bohy 等^[9]对脊柱浅表的伸肌进行了模拟,发现在屈曲的姿势下,小关节的压力会随着伸肌力量的增加而增加,也就意味着载荷通过伸肌的作用进行了一个良性的重新分布,避免了过度载荷加载在前部结构上。Crisco 等^[10]认为,节间肌肉在维持脊柱稳定性上仅存在很小的作用,相反,多节间肌肉却有很大作用,而且这种作用的效率会随着跨越节段的增多而增加,那些最有效率的肌肉是起始于骨盆,跨越最多节段的肌肉。Kong 等^[11]的研究中,椎体运动范围、间盘内压、韧带应力及小关节传递的应力均随着躯干屈曲角度及手提重物的重量增加呈曲线上升,在最大弯曲姿势或最大负荷时,肌肉对维持脊柱稳定性的作用比骨性结构及间盘、韧带更具有决定性。当肌力下降时小关节传递负荷的作用明显下降,负荷重新分布到间盘和韧带,打乱了正常脊柱各部位的力学功能。在临床研究中,Sinaki 等^[12]通过为期 10 年的观察绝经后妇女,来研究腰背肌力量对椎体骨折发生率的影响。在此项研究中,共有 50 位白人绝经后妇女参加了这项研究,通过为期 2 年的锻炼课程,未经锻炼腰背肌力的妇女,在 10 年后的椎体压缩性骨折发生

率是参加锻炼的 2.8 倍。Sinaki^[13]在社区调查中发现,伴有驼背的骨质疏松症老年妇女一般都伴有背部伸肌的肌力的减弱、下肢肌力的减弱、步态不稳、平衡失调、身体摆动等症状,而这些症状又是导致摔倒、骨折的重要原因。

在我们的研究结果中,我们模拟了低 BMD 及椎间盘退变人群的椎体骨折,发现背部肌肉的肌力,在很大程度上影响了脊柱前屈时应力的分布情况,强大的肌力能够抗衡屈曲姿势所产生的弯矩,从而使椎间盘不被单向的压缩,即便是在退变的椎间盘上,也能够使传导后的应力相对均匀的分布,这个结果表明,背部肌肉肌力的增强,能够通过防止有害应力的产生,来防止椎体骨折的发生。但此研究尚存在以下弱点:仅证明了在背部伸肌极限衰弱的情况下的应力分布,未来研究将引入肌肉不同衰退情况的物理条件来模拟不同程度的背部伸肌退变;未能够充分考虑载荷加载的特点,同时也应考虑椎体骨折后形成的畸形,会改变局部椎体微杠杆系统的参数,未来研究中需要充分考虑质心、躯体震动等参数对脊柱杠杆结构的影响。

【参 考 文 献】

- [1] Zhong SZ. Clinical Anatomy. Beijing, People's Military medical press, 1998 (in Chinese).
- [2] Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The Effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit finite-element Analysis. Spine 28(10):991-996.
- [3] Wang XB, Genevieve A. Dumas Evaluation of effects of selected factors on intervertebral fusion a simulation study. Med Eng Phys, 2005, 27(3):197-207.
- [4] Li J, Xu H, Cheng LM, et al. Establishment of three-dimensional finite element model of thoracolumbar vertebral compression fracture and its significance. Chinese Journal of Clinical Anatomy, 2005, 23(2):199-201 (in Chinese).
- [5] Yuan HA, Brown CW, Phillips FM. Osteoporotic Spinal Deformity: A Biomechanical Rationale for the Clinical Consequences and Treatment of Vertebral Body Compression Fractures. J Spinal Disord Tech, 2004, 17(3):236-242.
- [6] Meng H, Gu ZH. Orthopedics biomechanics. Beijing, People's Medical Publishing House (Second Edition, 2000 (in Chinese)).
- [7] Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, et al. Significant reduction in risk of falls and back pain in osteoporotic-kyphotic women through a spinal proprioceptive extension exercise dynamic (SPEED) program. Mayo Clin Proc, 2005, 80(7):849-855.
- [8] Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. J Spinal Disord, 1992, 5(4):383-389.

(上接第 7 页)

- [9] El-Bohy AA , Yang KH , King AI. Experimental verification of facet load transmission by direct measurement of facet lamina contact pressure. J Biomech ,1989 ,22(8-9) 931-941.
- [10] Crisco JJ , Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine-A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. Spine ,1991 ,16(7) 793-799.
- [11] Kong WZ , Goel VK , Gilbertson LG , et al. Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics : A finite element study based

on a two motion segments model. Spine , 1996 ,21(19) 2197-2206.

- [12] Sinaki M , Itoi E , Wahner HW , et al. Stronger back muscles reduce the incidence of vertebral fractures : a prospective 10 year follow-up of postmenopausal women. Bone , 2002 ,30(6) 836-841.
- [13] Sinaki M , Brey RH , Hughes CA , et al. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis : significance of kyphotic posture and muscle strength. Osteoporos Int ,2005 , 16(8) : 1004-1010.

(收稿日期 : 2007-07-12)