

基础研究

椎体成形术治疗老年骨质疏松椎体压缩骨折
对邻近节段生物力学的影响

李志远, 申 勇, 王林峰, 曹俊明, 徐佳欣, 武 刚

(河北医科大学第三医院脊柱外科 050051 石家庄市)

【摘要】目的:应用三维有限元模型探讨椎体成形术治疗老年骨质疏松椎体压缩性骨折对邻近节段生物力学的影响。**方法:**选取 1 例老年骨质疏松椎体(T12)压缩性骨折女性患者的术前、球囊扩张后凸成形术(KP)术后 CT 片,范围为 T11~L1(包括病椎、邻近椎体和邻近椎间盘),分别建立术前、术后的三维脊柱功能单元的有限元模型。对 T11 上终板垂直向下加载 300N 的力矩和 10N·m 的旋转力矩,分析在垂直载荷、前屈、后伸、侧屈及旋转的情况下,手术前后病变椎体的变化以及椎体皮质骨、松质骨、相邻椎间盘、终板的应力改变情况。**结果:**成功建立术前、术后脊柱功能单元的三维有限元模型,术前 T12 椎体前、中缘高度分别为 13.1mm 和 10.9mm,术后分别为 15.2mm 和 12.6mm,明显增高($P<0.05$)。在垂直载荷应力下,邻近椎体上下终板(T11 下终板和 L1 上终板)所受应力无显著变化,但在前屈、后伸、侧屈、轴向旋转时 T11/T12 椎间盘所受压力分别增加 0.66、0.88、2.25、0.85MPa;T12/L1 椎间盘所受压力分别增加 1.56、1.60、0.50、2.35MPa,与术前比较均有显著性差异($P<0.05$)。**结论:**球囊扩张后凸成形术有效改善了脊柱功能单位的生物力学性能,并未对邻近椎体产生较大的影响,但可能会加速邻近椎间盘的退变。

【关键词】椎体骨折;骨质疏松;后凸成形术;生物力学;有限元分析;骨水泥

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2009.05.16

中图分类号:R318.01,R683.2 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2009)-05-0388-04

The biomechanical effects of kyphoplasty for the management of osteoporotic vertebral fractures on adjacent segments/LI Zhiyuan, SHEN Yong, WANG Linfeng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2009, 19(5):388~391

【Abstract】Objective:To investigate the biomechanical effects of kyphoplasty for the management of vertebral osteoporotic fractures on adjacent segments by three-dimensional(3-D) finite element analysis.**Method:**Two finite element models of T11-L1 were established using CT scan taken from a female patient undergoing kyphoplasty treatment, objects investigated included fractured vertebral body (T12), adjacent nontreated bodies (T11, L1) as well as adjacent intervertebral discs. The three-dimensional finite element models with respect to FSU at pre and post-operation were established respectively. Simulations were conducted when imposing a vertical compression preload of 300N and torsion preload of 10N·m at T11 upper end plate, the stress protocol in adjacent intervertebral discs, endplate, cancellous bone, cortical bone as well as fractured and adjacent vertebral bodies following kyphoplasty were quantified under flexion/extension, lateral bending and axial rotation respectively. **Result:** A validated T11-L1 finite element model of two-functional spinal unit (FSU) undergoing a simulated kyphoplasty augmentation in T12 was established. Preoperatively, the anterior and midline height of vertebral body were 13.1mm and 10.9mm respectively, while those parameters at postoperation were 15.2mm and 12.6mm respectively, which showed significant difference between pre and post operation ($P<0.05$). Under vertical preload, the stress in end-plate at adjacent segment showed no change, while under condition of extension-flexion, lateral bending and axial rotation, the increased stress in T11/T12 disc were 0.66, 0.88, 2.25, 0.85MPa, the increased stress in T12/L1 disc were 1.56, 1.60, 0.50, 2.35MPa, which showed significant difference between pre and post operation ($P<0.05$). **Conclusion:** Kyphoplasty can effectively restore the biomechanical features of fractured vertebral body, however this may play a critical impact on adjacent segments and ac-

基金项目:河北省自然科学基金(编号:C2007000870)

第一作者简介:男(1981-),硕士研究生,研究方向:脊柱外科,电话:(0319)2308539, E-mail:myarcher@126.com

通讯作者:申勇

celerate the degenerative process.

【Key words】 Vertebral fractures; Osteoporotic; Kyphoplasty; Biomechanical; Finite element analysis; Bone cement

【Author's address】 Spinal Unite, the Third Hospital of Hebei Medical University, Shijiazhuang, 050051, China

近年来,经皮椎体成形术(percutaneous vertebroplasty, PVP)和球囊扩张后凸成形术(kyphoplasty, KP)已成为治疗老年人骨质疏松性椎体压缩骨折的常用微创手术方法。从国内外相关报道来看, KP 比 PVP 能更好地恢复椎体高度、纠正脊柱后凸畸形,而且骨水泥渗漏率相对较低^[1,2]。然而随着 KP 在临床上广泛应用,学者们也越发地关注 KP 术后邻近椎体骨折的问题。为了进一步了解 KP 术后对邻近结构的生物力学是否有影响,我们建立了三维有限元模型,观察模型在正常范围内垂直压缩、前屈后伸、侧弯情况下,手术前后强化椎体、邻近椎体、邻近椎间盘和后部结构的生物力学变化,探讨 KP 对邻近节段生物力学的影响。

1 资料与方法

1.1 研究对象

选取 1 例老年骨质疏松椎体(T12)压缩性骨折患者,女性,68 岁,身高 160cm,体重 55kg。先行 X 线检查,排除椎体压缩骨折以外其他可见的脊柱病变。然后行 T12 椎体单侧 KP 术,术中球囊扩张时最大压力为 200psi,球囊在椎体中撑开体积为 4.5ml,注入骨水泥(聚甲基丙烯酸甲脂)4.2ml。分别于术前及术后 24h 时自上而下行螺旋 CT 扫描,扫描范围包括 T11~L1 全部骨性结构、韧带及椎间盘。

1.2 建模方法

运用 Mimics 医用建模软件对 T11~L1 骨性结构和椎间盘区域进行边缘检测,提取边界坐标,并整理成点云文件。将点云文件输入逆向工程软件 Geomagic,在其中模型经历点阶段(Point Phase)、多边形阶段(Polygon Phase)、成形阶段(Shape Phase)等三个处理阶段,生成 NURBS 曲面。由 NURBS 曲面构造的实体模型通过 IGES 文件导入到有限元分析软件 Ansys 9.0 中去,在骨性结构基础上,再补充建立椎体终板、松质骨、椎间盘、韧带等后部结构,依照文献中的骨质疏松单元类型和材料性质,建立内为松质骨、外为皮质骨、皮质骨下为终板的脊柱椎体模型。术椎空腔内骨水泥

与内面松质骨的渗透层取 0.8mm^[3],然后用三维十节点四面体结构实体单元进行网格划分。

韧带结构使用仅受拉的二节点杆单元模拟,包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊韧带、棘上韧带和棘间韧带。后部结构由于椎体塌陷,会造成前纵韧带和后纵韧带一定程度的松弛,术前模型前纵韧带弹性模量为正常参考值的 1/2,后纵韧带弹性模量为正常参考值的 2/3,从而可以体现病变对韧带作用的影响。所有结构材料参数、韧带截面积都按文献报道^[3]选取,数值及单元划分情况如表 1 所示。

表 1 模型构建及各材料系数

组织	单元类型	单元数	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨结构	10节点四面体	2955	8040	0.3
椎体松质骨	10节点四面体	33719	37	0.2
终板	10节点四面体	2810	670	0.4
骨水泥	10节点四面体	1289	2160	0.2
纤维环	10节点四面体	1780	4.2	0.45
髓核	10节点四面体	2453	0.2	0.49
前纵韧带	仅受拉杆单元	12	10	0.45
后纵韧带	仅受拉杆单元	15	20	0.45
黄韧带	仅受拉杆单元	12	50	0.45
关节囊韧带	仅受拉杆单元	24	20	0.45
棘上韧带	仅受拉杆单元	12	3	0.45
棘间韧带	仅受拉杆单元	15	3	0.45

1.3 计算与分析

借鉴已有文献^[4,5],应用逆向工程软件 Geomagic 对模型平滑去噪,然后在 Ansys 9.0 力学分析软件中,对模型网格划分后固定 L1 下终板和部分小关节部位,自 T11 上终板竖直向下均匀加载 300N,观察 T11/12 椎间盘、T12/L1 椎间盘、T11 下终板及 L1 上终板的应力变化;然后于 T11 上终板加载转矩为 10N·m 的应力,观察测试各部位在前屈、后伸、侧屈、轴向旋转状态下的生物力学变化。应用 SPSS 10.0 统计分析软件对数据进行处理,术前术后比较采用 *t* 检验, *P* < 0.05 为有显著性差异。

2 结果

成功建立了术前、术后的三维脊柱功能单元的有限元模型(图 1~2)。术后 T12 椎体前、中缘高度分别为 15.2mm 和 12.6mm, 较术前 (分别为 13.1mm 和 10.9mm)明显增高($P<0.05$)。不同部位应力分布见图 3~6 及表 2、3。L1 上终板、T11 下终板应力分布术后较术前集中, 但应力值无明显增加($P>0.05$);T11/12、T12/L1 椎间盘应力值术后较术前显著增加($P<0.05$)。

3 讨论

3.1 脊柱三维有限元模型建立的特点

在学习总结已报道模型的基础上, 为力求更真实模拟实体, 我们对模型的建立做出改进:(1)区别以往的尸体建模, 采用骨质疏松椎体压缩性骨折患者手术前、后的 CT 数据建立模型,使其更接近实体;(2)建立术前、术后两组脊柱功能单元(FSU)有限元模型予以比较分析,以消除以前单一术后模型的局限性;(3)尽可能多的采用国内外已有文献报道的材料数值和模拟骨质疏松患者的特性,以完善模型的真实性;(4)作为脊柱功能单元,除骨性结构外,必要的韧带、软组织、后部结构也有一定作用。因此,模型包括了前后纵韧带、黄韧带、棘上韧带、棘间韧带、关节囊及关节囊韧带

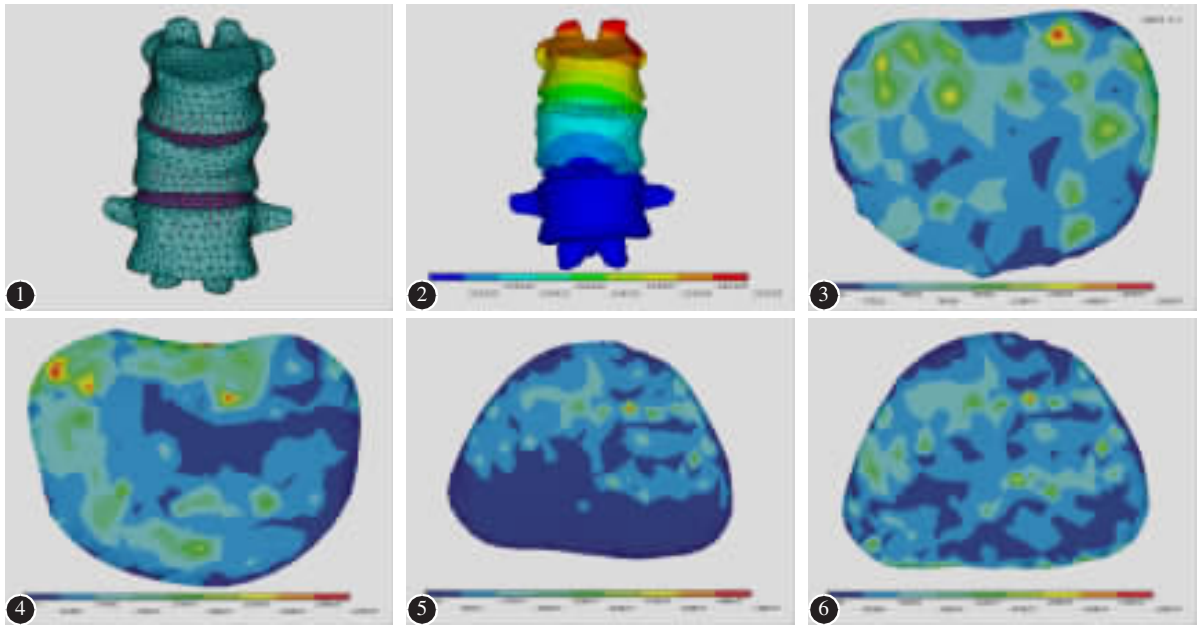


图 1 术前模型(T12 椎体前缘压缩明显) 图 2 术后模型(T12 椎体前缘明显增高) 图 3 术前 L1 上终板 图 4 术后 L1 上终板 图 5 术前 T11 下终板 图 6 术后 T11 下终板(红色区域为应力值集中区,深蓝区域为应力值最小区)

表 2 垂直载荷下术前和术后不同部位应力 (MPa)

	T11 下终板	T12 椎体	L1 上终板	T11/12 椎间盘	T12/L1 椎间盘	骨水泥
术前	5.37	11.40	6.96	4.22	2.97	—
术后	6.17 ^①	12.90 ^①	7.17 ^①	5.32 ^②	4.44 ^②	5.85

注:与术前比较^① $P>0.05$,^② $P<0.05$

表 3 旋转力矩下术前和术后模型不同部位在不同工况下的应力 (MPa)

	前屈		后伸		侧屈		轴向旋转	
	术前	术后	术前	术后	术前	术后	术前	术后
T11 下终板	23.80	24.00 ^①	23.60	23.90 ^①	27.00	27.53 ^①	15.70	15.86 ^①
L1 上终板	11.40	12.11 ^①	10.50	10.92 ^①	15.40	15.60 ^①	6.93	7.10 ^①
T11/12 椎间盘	7.49	8.15 ^②	7.10	7.98 ^②	13.00	15.25 ^②	10.40	11.25 ^②
T12/L1 椎间盘	4.17	5.73 ^②	4.12	5.72 ^②	7.41	7.91 ^②	3.10	5.45 ^②

注:与术前比较^① $P>0.05$,^② $P<0.05$

等结构,以求接近生物力学特性。

3.2 术后邻近节段的变化

关于骨水泥加强椎体后对邻近椎体的影响仍存在争论。Polikeit 等^[4]认为,即使注入少量骨水泥,也可使邻近节段应力和应力分布发生显著改变,增加了邻近椎间盘压力和邻近椎体终板的形变,使邻近椎体骨折,最终可导致整个椎体骨折。Baroud 等^[9]通过有限元模型研究发现,椎体成形术后邻近椎间盘内压力升高 19%,并认为终板生理性内凹是邻近椎体骨折的原因。Berlemann 等^[7]也在 FSU 有限元研究基础上,指出骨水泥的量越大越会引发邻近椎体骨折。Uppin 等^[8]对 177 例 PVP 术后患者进行了 2 年以上的随访,12.4% 患者出现新骨折,其中 67% 发生在强化椎体的邻近节段。

然而,值得注意的是,这些学者的研究结论是建立在 PVP 手术基础上的,而不是 KP。PVP 和 KP 两种术式虽本质上相近,但在具体操作和临床特点上仍有不同。球囊撑开后椎体内板生物力学变化与 PVP 就有着不同的应力影响,这些已有大量文献报道。因此,对于 KP,学者们为此不得不做了更深入全面的研究和探讨。Harrop 等^[9]回顾性研究 KP 术后的 115 例患者 225 个椎体,发现 KP 术后,如果联合抗骨质疏松药物治疗可减少骨质疏松性脊柱骨折的再次发生。Villarraga 等^[10]应用有限元技术模拟了 KP 术后对邻近椎体的生物力学作用,研究表明,KP 术治疗对邻近椎体压力和张力的改变是微小的,并且认为后继的骨折可能是骨的自然衰老过程而非外科手术干预的结果。同时 Ananthakrishnan 等^[11]的大量试验研究也证实了上述观点。

本组结果显示邻近椎体上下终板的应力的变化不大,这与 Ananthakrishnan 等^[11]实验研究报道相符,和 Villarraga 等^[10]的模型分析结果一致。但是,邻近椎间盘所受应力比术前增大,这与 Baroud 等^[7]、Polikeit 等^[4]的报道相近。尽管所增大数值不尽相同,但这表明行 KP 术后会加速邻近椎间盘的退变。这一结果与 Margulies 等^[12]的实验研究吻合。而 KP 术后加速邻近椎间盘退变的观点在以往文献中报道不多。然而值得关注的是,作为脊柱运动和吸收缓冲应力重要结构的椎间盘,也极大地影响脊柱功能单元的刚度,邻近椎间盘应力张力增大所引起的自身退变,势必会影响到

邻近脊柱功能单元的抗形变能力。因此,本研究结果表明,KP 术后椎体的加强,不会因直接改变邻近椎体所受的应力而引起邻近椎体骨折;但由于邻近椎间盘应力分布集中和应力值的增加,会加快邻近椎间盘退变的速度。

4 参考文献

1. Phillips FM, Todd Wetzel F, Lieberman I, et al. An in vivo comparison of the potential for extravertebral cement leak after vertebroplasty and kyphoplasty [J]. Spine, 2002, 27 (19): 2173-2178.
2. Phillips FM. Minimally invasive treatments of osteoporotic vertebral compression fractures [J]. Spine, 2003, 28 (15 Suppl): S45-S53.
3. Theodorou DJ, Theodorou SJ, Duncan TD, et al. Percutaneous balloon kyphoplasty for the correction of spinal deformity in painful vertebral body compression fractures [J]. Clin Imaging, 2002, 26(1): 1-5.
4. Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis [J]. Spine, 2003, 28(10): 991-996.
5. Belkoff SM, Mathis JM, Jasper LE, et al. The biomechanics of vertebroplasty: the effect of cement volume on mechanical behavior [J]. Spine, 2001, 26(2): 1537-1541.
6. Baroud G, Nemes J, Heini P, et al. Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite element study [J]. Eur Spine, 2003, 12(4): 421-426.
7. Berlemann U, Ferguson SJ, Nohe LP, et al. Adjacent vertebral failure after vertebroplasty: a biomechanical investigation [J]. J Bone Joint Surg Br, 2002, 84(5): 748-752.
8. Uppin AA, Hirsch JA, Centenera LV, et al. Occurrence of new vertebral body fracture after percutaneous vertebroplasty in patients with osteoporosis [J]. Radiology, 2003, 226(1): 119-124.
9. Harrop JS, Prpa B, Reinhardt MK, et al. Primary and secondary osteoporosis' incidence of subsequent vertebral compression fractures after kyphoplasty [J]. Spine, 2004, 29(19): 2120-2130.
10. Villarraga ML, Bellezza AJ, Harrigan TP, et al. The biomechanical effects of kyphoplasty on treated and adjacent non-treated vertebral bodies [J]. J Spinal Disord Tech, 2005, 18(1): 84-91.
11. Ananthakrishnan D, Berven S, Deviren V, et al. The effect on anterior column loading due to different vertebral augmentation techniques [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005, 20(1): 25-31.
12. Margulies JY, Payzer A, Nyska M, et al. The relationship between degenerative changes and osteoporosis in the lumbar spine [J]. Clin Orthop, 1996, 324: 145-152.

(收稿日期: 2008-10-08 修回日期: 2009-01-19)

(英文编审 蒋欣)

(本文编辑 彭向峰)