

论著·临床研究

doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2021.02.008

网络首发 [https://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1097.R.20210118.1431.040.html\(2021-01-18\)](https://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1097.R.20210118.1431.040.html(2021-01-18))

椎体成形术对相邻椎体生物力学影响的有限元分析*

李安明¹, 史国号², 王国柱², 陈志辉², 欧国峰², 朱峰峰^{3△}

(1. 陕西省安康市汉滨区第二医院骨科 725000; 2. 陕西中医药大学第二附属医院骨科, 陕西咸阳 712000; 3. 陕西中医药大学附属医院骨病科, 陕西咸阳 712000)

[摘要] **目的** 采用数字仿真评估椎体成形术骨水泥注入量及弥散范围对邻近椎体生物力学平衡的影响。**方法** 选取 30 例骨质疏松性腰 2 椎体压缩骨折患者行 CT 三维重建, 利用有限元分析软件进行优化设计和测试, 模拟椎体在人日常生活中进行各种运动的受力情况, 选择施加 500 N 的轴向压力, 观察注入骨水泥前后相邻椎体终板的应力分布及所受最大应力变化情况。**结果** 应力的分布与集中部位有所不同, 最大应力均与术前相比有明显差异 ($P < 0.05$)。注入大剂量骨水泥时[腰 1 椎体 (2.93 ± 0.56) Mpa、腰 3 椎体 (5.45 ± 1.00) Mpa] 应力最大值大于注入小剂量骨水泥时[腰 1 椎体 (2.58 ± 0.44) Mpa、腰 3 椎体 (5.23 ± 0.98) Mpa], 单侧弥散时[腰 1 椎体 (3.03 ± 0.49) Mpa、腰 3 椎体 (5.25 ± 0.67) Mpa] 应力最大值大于双侧弥散时[腰 1 椎体 (2.58 ± 0.44) Mpa、腰 3 椎体 (5.23 ± 0.98) Mpa]。**结论** 椎体成形术后的骨水泥注入量和弥散分布范围可对相邻椎体所受应力变化产生直接影响, 在有效治疗剂量内选取较小剂量的骨水泥并使骨水泥呈双侧弥散分布对相邻椎体应力分布可产生相对有利的影响。

[关键词] 骨质疏松性骨折; 椎体成形术; 生物力学; 有限元分析**[中图分类号]** R687.3**[文献标识码]** A**[文章编号]** 1671-8348(2021)02-0215-05

Effect of vertebroplasty on the biomechanics of adjacent vertebrae: a finite element analysis*

LI Anming¹, SHI Guohao², WANG Guozhu², CHEN Zhihui², OU Guofeng², ZHU Fengfeng^{3△}

(1. Department of Orthopedics, the Second Hospital of Hanbin, Ankang, Shaanxi 725000, China; 2. Department of Orthopedics, the Second Affiliated Hospital of Shaanxi University of Traditional Chinese Medicine, Xianyang, Shaanxi 712000, China; 3. Department of Orthopedics, Affiliated Hospital of Shaanxi University of Traditional Chinese Medicine, Xianyang, Shaanxi 712000, China)

[Abstract] **Objective** To evaluate the effect of amount of bone cement injected and the diffusion range of vertebroplasty on the biomechanical balance of adjacent vertebrae using digital simulation. **Methods** A total of 30 cases of lumbar 2 osteoporotic compression fracture patients were selected for CT three-dimensional reconstruction. The finite element analysis software was used for optimization design and testing. Force situation of vertebrae during various kinds of sports in daily was simulated, and 500N axial pressure was chosen, the distribution and the change of maximum adjacent vertebral lamina force of bone cement was observed. **Results** The force distribution varies depending on where it is concentrated. The maximum force was significantly different from that before operation ($P < 0.05$). When high-dose bone cement [lumbar 1 vertebrae (2.93 ± 0.56) Mpa, waist 3 vertebrae (5.45 ± 1.00) Mpa] was injected, the maximum force were greater than those caused by low-dose bone cement injection [lumbar 1 vertebrae (2.58 ± 0.44) Mpa, lumbar 3 vertebrae (5.23 ± 0.98) Mpa]. Also, the degree of change and the maximum force caused by unilateral diffusion [lumbar 1 vertebrae (3.03 ± 0.49) Mpa, lumbar 3 vertebrae (5.25 ± 0.67) Mpa] were both greater than bilateral diffusion [lumbar 1 vertebrae (2.58 ± 0.44) Mpa, lumbar 3 vertebrae (5.23 ± 0.98) Mpa]. **Conclusion** The amount of bone cement injected and the diffusion range of vertebroplasty had a direct effect on the biomechanical balance

* 基金项目: 全国名老中医药专家传承工作室建设项目(国中医药人教发[2018]134号); 关中李氏骨伤流派传承工作室项目(陕中医药发[2018]40号)。作者简介: 李安明(1975—), 副主任医师, 硕士, 主要从事骨退行性疾病的中西医结合临床与基础研究。△ 通信作者, E-mail: zff6959@163.com。

of adjacent vertebrae. Selecting a small dose of bone cement within the effective therapeutic dose and making the bone cement distributed in bilateral diffusion can conduct a relatively favorable effect on the force distribution of adjacent vertebrae.

[Key words] osteoporotic fractures; vertebroplasty; biomechanics; finite element analysis

伴随着我国进入老龄化社会,骨质疏松的发病率逐渐升高,成为困扰老年人的一个健康问题,该病系多方面因素导致单位体积内骨密度和骨量降低,而低骨量和微结构的破坏造成骨脆性增加,最终导致受力骨折的发生率升高^[1-3]。骨质疏松性椎体压缩骨折(osteoporotic vertebral compression fracture, OVCF)作为骨质疏松骨折发病率较高的骨折之一,以腰背痛、后凸畸形、腰背部的慢性疼痛及身高下降、背部肌肉的痉挛及抽搐、健康状况恶化等一系列临床表现为,严重威胁着人体健康,影响生活质量^[4-7]。目前,经皮椎体成形术(percutaneous vertebroplasty, PVP)是治疗 OVCF 的主要手段之一,可以稳固骨折,恢复椎体力学特性,阻止椎体压缩骨折发展和缓解疼痛,使患者短时间内恢复正常。但随着 PVP 在临床的广泛应用,椎体成形术后椎体再骨折成为 PVP 治疗后的常见并发症之一,因此引起诸多学者的关注及深入研究^[8-10]。本研究以 CT 扫描数据为基础,通过有限元分析法建立椎体组织的三维模型,观察 PVP 治疗(注入不同剂量和不同弥散分布时)对相邻椎体应力的影响程度及其改变规律,探讨骨折再发生的因素。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选取 2015 年 3 月至 2018 年 3 月由陕西省安康市汉滨区第二医院骨科收治的 30 例骨质疏松性腰 2 椎体压缩骨折患者,男 12 例,女 20 例,年龄 59~86 岁,平均(68.91±8.59)岁。纳入标准:(1)骨折发生于 2 周内;(2)腰背部顽固性疼痛;(3)X 线片或 CT 确诊为腰 2 椎体新鲜压缩性骨折;(4)年龄大于或等于 59 岁;(5)骨密度测定 T 值小于或等于-2.5;(6)均经单侧穿刺行 PVP 治疗。排除标准:(1)腰背部合并其他

病理性骨折或有感染可能者;(2)伴严重内科疾病不能完成手术者;(3)椎体骨折伴脊髓损伤或神经症状者;(4)对骨水泥过敏者。所有患者均完善各项术前检查(X 线、CT 及骨密度检测等),并将疼痛视觉模拟量表(VAS)评分、Oswestry 功能障碍指数作为其腰背部功能状态的宏观表现,告知患者研究相关内容并签署知情同意书。

1.2 方法

1.2.1 手术方法

患者取俯卧位,双上肢置于头部两侧,胸骨及髂前上棘水平垫高以保持胸腰椎过伸。C 型臂透视确定骨折椎体并定位标记后,尖刀开口并将穿刺针穿刺至椎体前 1/3(C 型臂透视确定),拔除穿刺针芯,C 臂透视下用高压注射器将调制好的骨水泥经管道注入伤椎,直至骨水泥注入骨皮质边缘时停止注射。待骨水泥干燥后拔除所有导管并按压切口,观察 10 min 若无异常状况,敷料包扎切口。术后复查并记录手术前后症状指标、患者骨水泥使用量及骨水泥在伤椎内的分布范围,定期复查。

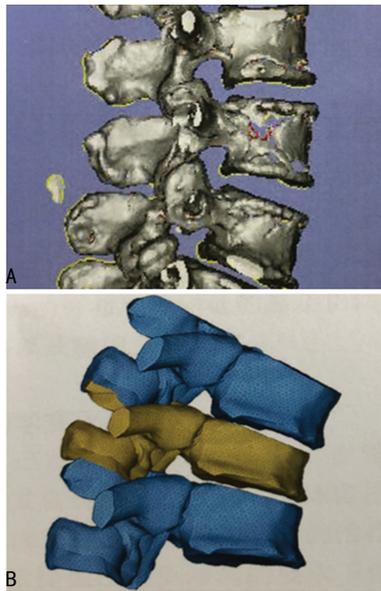
1.2.2 有限元模型的建立

将收集到的患者薄层 CT 图像数据以 DICOM 格式输入三维重建软件 Minmics, Minmics 根据输入的数据字段生成冠状位、矢状位、横断位 CT 截面图,三位互相关联,精准定位患者真实脊柱所存在的损伤,由 CT 扫描切层图(图 1)可以看出骨质疏松症患者的椎体骨量显著减少及椎体楔形改变。通过阈值选取骨阈值,通过 Edit Masks 功能消除椎体层面的小孔洞,完善椎体周长的线性闭合结构,运行 Calclate 3D 功能生成腰 1 至腰 3 脊柱三维几何模型(图 2)。



A:横断位;B:冠状位;C:矢状位。

图 1 CT 扫描薄层椎体图



A: 三维实体模型; B: 三维有限元模型。

图 2 脊柱腰段三维实体模型和三维有限元模型的建立

1.2.3 试验分组

在脊柱腰段 OVCF 有限元模型基础上进行椎体成形术后模型建立。首先在压缩骨折椎体中注入骨水泥 4 mL^[11] 恢复椎体高度, 模型生成跨越椎体冠状位中线两侧的弥散分布状态, 即椎体成形术后的实体模型, 以此模型为 A 组(即常规剂量组, 双侧分布, $n=10$); 另设 2 个对照组(B 组和 C 组), B 组($n=10$) 注入骨水泥 4 mL 局限于椎体的一侧(即常规剂量组, 单侧分布), C 组($n=10$) 注入骨水泥 8 mL, 骨水泥越过



A: A 组; B: B 组; C: C 组。

图 3 各有限元模型的设计图

2.2 不同骨水泥剂量时相邻椎体终板最大应力比较

以 A 组、C 组患者为观察对象(双侧分布, 骨水泥量不同), 观察脊柱垂直压缩状态下注入不同骨水泥剂量腰 1 椎体下终板及腰 3 椎体上终板的最大应力分布情况。术前腰 1 椎体下终板应力为 (4.08 ± 0.55) Mpa, A 组形成双侧弥散骨水泥后, 应力减小为 (2.58 ± 0.44) Mpa, C 组减小为 (2.93 ± 0.56) Mpa, 均较术前明显减小($P < 0.05$), 且 A 组与 B 组比较有明显差异($P < 0.01$); 术前腰 3 椎体上终板应力为 (4.99 ± 0.70) Mpa, A 组形成双侧弥散骨水泥后, 应

椎体冠状位中线(即大剂量组, 双侧分布)。对各组术后骨水泥量和骨水泥分布范围做对比研究, 以确定单一因素对应力变化的影响(主要测量邻近椎体与伤椎所接触的终板受应力的改变情况, 即“面-面”接触)。研究显示, 人体脊柱承担约 2/3 的体重, 去除脊柱周围组织对重力分担的影响, 认为人体在无负重直立时等同在腰段椎体垂直方向上加载 500 N 的压力较为合理^[12]。结合以往研究, 本次研究选择对建立的有限元模型横截面施加 500 N 的垂直轴向压力, 以观察 A、B、C 组患者生理载荷情况下伤椎及邻近椎体应力的改变及分布情况。

1.2.4 观察指标

采用 Von Mises^[13] 应力作为主要的力学分析指标, 观察 A、B、C 组椎体成形术前后腰 1 椎体下终板及腰 3 椎体上终板的应力分布集中情况及所受最大应力变化情况。

1.3 统计学处理

用 SPSS21.0 统计软件进行数据统计分析, 计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示, 组内比较采用配对 t 检验, 方差不齐则采用秩和检验或 Tamhane's T^2 检验, 以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 各组有限元模型的设计

建立 A、B、C 组的有限元模型, 且都满足实验设计要求, 见图 3。

力增加为 (5.23 ± 0.98) Mpa, C 组则增加至 (5.45 ± 1.00) Mpa, 均较术前明显增加($P < 0.05$), 见表 1。

表 1 不同骨水泥剂量时相邻椎体终板最大应力比较($\bar{x} \pm s$, Mpa)

终板位置	术前	术后		
		A 组($n=10$)	C 组($n=10$)	P
腰 1 椎体下终板	3.99 ± 0.61	2.58 ± 0.44^a	2.93 ± 0.56^a	< 0.01
腰 3 椎体上终板	4.73 ± 0.73	5.23 ± 0.98^a	5.45 ± 1.00^a	< 0.04

^a: $P < 0.05$, 与术前比较。

2.3 骨水泥单侧、双侧分布时相邻椎体终板最大应

力比较

以 A 组、B 组患者为观察对象(骨水泥量相同,弥散范围不同),观察脊柱垂直压缩状态下骨水泥弥散范围不同时腰 1 椎体下终板及腰 3 椎体上终板的最大应力分布情况。术前腰 1 椎体下终板应力为 (4.08 ± 0.55) Mpa,术后 A 组腰 1 椎体下终板应力为 (2.58 ± 0.44) Mpa, B 组则为 (3.03 ± 0.49) Mpa,均较术前明显减小($P < 0.05$),且 A 组与 B 组比较有明显差异($P < 0.01$);术前腰 3 椎体上终板应力为 (4.99 ± 0.70) Mpa,术后 A 组腰 3 椎体上终板应力为 (5.23 ± 0.98) Mpa, B 组则为 (5.25 ± 0.67) Mpa,均较术前明显增加($P < 0.05$),见表 2。

表 2 骨水泥单侧、双侧分布时相邻椎体终板最大应力比较($\bar{x} \pm s$, Mpa)

终板位置	术前	术后		
		A 组($n=10$)	B 组($n=10$)	P
腰 1 椎体下终板	4.08 ± 0.55	2.58 ± 0.44^a	3.03 ± 0.49^a	< 0.01
腰 3 椎体上终板	4.99 ± 0.70	5.23 ± 0.98^a	5.25 ± 0.67^a	< 0.03

^a: $P < 0.05$,与术前比较。

3 讨 论

PVP 经过近几年的发展及改良,现已成为脊柱疾病微创治疗的主要术式,其短期止痛效果及固定功能得到医学界的广泛认可,患者术后腰背部疼痛、生活质量和活动能力可在短期内得到明显改善^[14-15]。椎体成形术的作用原理即注入骨水泥后使原有骨质疏松性松质骨得到强化,使垂直方向上部分压力由骨水泥承载,应力在伤椎中被重新分布,伤椎的骨松质承受力也就相对减少,疏松椎体整体可以承受更大的压力,这是力学上的原理;此外,患者受伤部位持续疼痛可能为骨折线处骨质继续被压缩重叠导致的、持续存在或逐渐加重的骨性疼痛感,注入骨水泥后,高强度的骨水泥填充了松软的松质骨间隙,使松质骨骨折处破裂面得到修补和强化,从而缓解临床症状^[16-17]。有限元法是一种超效率、高利用率的程序仿真计算。该方法用有限个单元将连续体离散化,通过对有限个单元作分片函数,求解各种力学、物理问题^[18],在生物力学研究中具有优势,可对不同状态下脊柱进行应力模拟分析。因此,本研究拟通过有限元分析系统,分析不同骨水泥注入量和不同弥散范围对相邻椎体生物力学的影响。

本研究发现,大剂量注入骨水泥所产生的椎板压力大于常规剂量,这可能是大剂量骨水泥易加速邻近椎体骨折的原因之一。经有限元分析后可以看出,应力的分布与集中部位已有所不同,应力趋向于椎体前缘及椎弓根处,最终计算后的最大应力值也显示,大剂量(C 组)骨水泥造成的最大应力大于常规剂量(A 组),产生了更为不利的影响。另外对于 PVP,骨水泥

渗漏是一个很重要的危险信号,而这是大剂量注入骨水泥时发生率很高的并发症,可能导致邻近椎体继发性骨折,且已被研究者报道^[19]。另有研究对低剂量骨水泥组(2.5~4.5 mL,平均 3.5 mL)及高剂量骨水泥组(5.5~7.0 mL,平均 6.0 mL)进行对比分析发现,两组对疼痛的缓解程度无明显差异,即小剂量骨水泥即可达到治疗效果^[20]。另外,椎体成形术中骨水泥的扩散范围在达到椎体冠状位中心位置时更易充分填充压缩骨折缺损^[21]。而 BELKOFF 等^[22]研究表明,2 mL 骨水泥即可基本恢复伤椎强度,4~6 mL 骨水泥可恢复伤椎刚度。虽然骨水泥的注入量需根据椎体的损伤情况个体化制订,但在保证临床疗效的前提下应首选小剂量注射,对减少术中及潜在的远期并发症都有良好意义。

就骨水泥弥散范围而言,双侧弥散的骨水泥对应力平衡所产生的影响略优于单侧弥散方式。注入骨水泥后,邻近椎体中上位椎体与伤椎的接触终板所受应力均明显减少,可能与椎体高度的恢复和伤椎刚度、强度的增强有关。但对于下位椎体而言,无论剂量与弥散范围的异常,都会对下位椎体终板产生增大应力的效果,这可能是导致邻近椎体发生继发性骨折的力学因素之一。在相同剂量骨水泥下的单、双侧不同的弥散范围时(A、B 组),经有限元分析后可以看出应力的分布与集中部位已经改变,高应力区域扩大,最终计算后的最大应力也显示,单侧弥散时造成的变化程度及应力最大值均大于双侧弥散时,应力更趋向于椎体前半部集中,产生了更为不利的影响。

综上所述,邻近椎体继发性骨折的发生原因是多方面的^[23]。单一椎体压缩骨折发生后,邻近椎体垂直方向上的生物力学平衡已经发生了改变,力学固定方面主要依靠恢复伤椎高度,以及恢复原有受力角度及方向。而患者接受微创椎体成形术后,骨水泥的注入量及弥散范围都应处于一个恰当的范围,治疗范围内的骨水泥都将会对相邻椎体的应力平衡产生影响,这可能是椎体成形术后无法完全规避的一项不良反应。

参考文献

- [1] WANG S J, YUE W, RAHMAN K, et al. Mechanism of treatment of kidney deficiency and osteoporosis is similar by traditional Chinese medicine[J]. Curr Pharm Des, 2016, 22(3):312-320.
- [2] ROBLES M J, ESPERANZA A, ARNAU-BARRÉS I, et al. Frailty, falls and osteoporosis: learning in elderly patients using a theatrical performance in the classroom[J]. J Nutr Health Aging, 2019, 23(9):870-875.

- [3] 李凯,陈捷,赵林芬,等. 中国人群定量 CT(QCT) 脊柱骨密度正常参考值的建立和骨质疏松症 QCT 诊断标准的验证[J]. 中国骨质疏松杂志, 2019,25(9):1257-1262.
- [4] MUSBAHI O,ALI A M,HASSANY H, et al. Vertebral compression fractures[J]. Br J Hosp Med (Lond). 2018,79(1):36-40.
- [5] LI Y,HUANG M,CHEN J, et al. The impact of facet joint violation on clinical outcomes after percutaneous kyphoplasty for osteoporotic vertebral compression fractures[J]. World Neurosurg,2018,119:e383-388.
- [6] LEE B G,CHOI J H,KIM D Y, et al. Risk factors for newly developed osteoporotic vertebral compression fractures following treatment for osteoporotic vertebral compression fractures [J]. Spine J,2019,19(2):301-305.
- [7] 刘涛,邱水强,徐志刚,等. 基于快速康复外科理念系统治疗骨质疏松性椎体压缩骨折的临床疗效评估[J]. 中国骨质疏松杂志,2019,25(9):1303-1306.
- [8] FILIPPIADIS D K,MARCIA S,MASALA S, et al. Percutaneous vertebroplasty and kyphoplasty: current status, new developments and old controversies[J]. Cardiovasc Intervent Radiol,2017,40(12):1815-1823.
- [9] 周红云,许超. 椎体成形术在骨质疏松性椎体压缩骨折中的应用进展[J]. 中国微创外科杂志, 2019,19(7):645-648.
- [10] 郝定均,谢恩,张子如,等. 数字化建模对老年骨质疏松椎体压缩性骨折 PVP 的应用研究[J]. 实用骨科杂志,2013,19(7):610-614.
- [11] 张立元,左金增,邢文钊,等. 小剂量骨水泥注射治疗老年骨质疏松性椎体压缩骨折的疗效观察[J]. 河北医药,2012,34(21):3250-3251.
- [12] SUN K,LIENSCHNER M A. Evolution of vertebroplasty: a biomechanical perspective [J]. Ann Biomed Eng,2004,32(1):77-91.
- [13] 覃春钰. 人体脊椎腰段的三维模型构建及有限元力学分析[D]. 西安:西安电子科技大学, 2014.
- [14] 史卫东,邓亚军,解琪琪,等. 经皮椎体成形术结合补肾壮骨汤治疗骨质疏松性胸腰椎压缩骨折的 Meta 分析[J]. 中国骨质疏松杂志,2019,25(3):351-357,361.
- [15] 杨茜苑. 骨质疏松性椎体压缩骨折经皮椎体成形术后邻近椎体继发骨折相关因素分析[D]. 太原:山西医科大学,2019.
- [16] 任海龙. 椎体成形术治疗骨质疏松性椎体压缩骨折的临床及生物力学研究[D]. 广州:南方医科大学,2017.
- [17] 刘柏存. 经皮椎体成形术的最佳骨水泥填充率的探究[D]. 南宁:广西医科大学,2019.
- [18] KAULRNAN M R,WESTREICH R,AMMAR S M, et al. Autologous cartilage grafts enhanced by a novel transplanted mendium using fibrin senlant and fibroblast growth factor[J]. Arch Facial Plast Surg,2004,6(2):94-100.
- [19] 葛绍勇,黄干,汪洋,等. 骨质疏松性椎体压缩骨折患者经皮椎体成形术骨水泥渗漏的危险因素及 Nomogram 模型建立[J]. 山东医药,2019,59(22):57-60.
- [20] 欧长福. 经皮椎体后凸成形术中应用不同剂量骨水泥对骨质疏松性压缩性骨折疗效的影响[J]. 中外医学研究,2017,15(31):37-38.
- [21] 张磊,汪凌骏,杨惠林,等. 椎体后凸成形骨水泥注射治疗不同部位骨质疏松性椎体压缩骨折的疗效分析[J]. 中国组织工程研究,2019,23(14):2140-2146.
- [22] BELKOFF S M,MATHIS J M,JASPER L E, et al. The biomechanics of vertebroplasty. The effect of cement volume on mechanical behavior [J]. Spine(Phila Pa 1976),2001,26(14):1537-1541.
- [23] 万宇,张文华,陈施展,等. 骨质疏松性骨折椎体成形术后邻近椎体继发骨折的治疗[J]. 西南国防医药,2012,22(11):1184-1186.

(收稿日期:2020-03-17 修回日期:2020-09-13)