

文章编号:1004-7220(2010)02-0079-10

· 骨科生物力学 ·

骨移植与骨水泥增强对治疗骨质疏松椎体的生物力学相容性的有限元评估

吴立军¹, 杨国敬², 张力成², 余斌峰²

(1. 温州医学院 数字化医学研究所,温州 325035; 2. 温州医学院附属第三医院 骨科,瑞安 325200)

摘要:目的 研究松质骨粒移植增强和骨水泥增强对椎体治疗节段和相邻非治疗节段的生物力学相容性影响,探讨椎体重建前后的荷载传导机制。方法 选取正常男性青壮年脊柱 L1 ~ L2 节段标本进行薄层 CT 扫描,构建正常的和骨折复位后疏松的功能脊柱单元三维有限元模型,模拟经皮穿刺椎体后凸成形术(PKP)在 L2 椎体中心注入骨水泥,模拟经皮骨移植(Optimesh)在 L2 椎体中心置入松质骨粒,按照脊柱三柱理论施加轴向压缩、前屈和后伸荷载进行有限元分析。结果 与骨质疏松模型相比,松质骨粒移植增强或骨水泥增强后相邻节段椎体应力应变的变化甚微;治疗节段增强区域的应力应变明显改变。另外,骨质疏松、松质骨粒移植增强、骨水泥增强对脊柱三柱轴向压缩位移和椎间盘平均内压没有影响。结论 松质骨粒移植增强和骨水泥增强均能恢复骨折椎体的总体刚度和强度,有利于椎体功能重建;但从椎体与增强材料间的力学相容性和生物相容性的观点看,松质骨粒移植增强优于骨水泥增强。

关键词: 功能脊柱单元; 骨质疏松; 骨移植增强; 后凸成形术; 有限元分析; 力学相容性; 生物相容性

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Finite element evaluation on biomechanical compatibility of osteoporotic vertebral augmentation with cancellous bone granules and bone cement

WU Li-jun¹, YANG Guo-jing², ZHAN Li-cheng², YU Bin-feng² (1. Institute of Digitized Medicine, Wenzhou Medical College, Wenzhou 325035, China; 2. Department of Orthopaedics, The Third Affiliated Hospital of Wenzhou Medical College, Ruian 325200, China)

Abstract; Objective To investigate the biomechanical compatibility effects of cancellous bone granule (CBG) augmentation of Optimesh and polymethylmethacrylate (PMMA) augmentation of Kyphoplasty on treated and adjacent non-treated vertebral bodies. **Method** Three-dimensional, anatomically detailed finite element (FE) models of the L1 ~ L2 functional spinal unit (FSU) were developed on the basis of cadaver computed tomography (CT) scans. The material properties and plug forms of the L2 centrum were adapted to simulate osteoporosis, CBG and PMMA augmentation. The models assumed a three-column loading configuration as the following types: compression, flexion and extension. **Results** Compared with the osteoporotic model, changes in stress and strain at adjacent levels both of CBG and PMMA augmentation models were minimal, but stresses/strains within the two reinforcement material plugs were modified distinctly and differently. In addition, osteoporosis,

收稿日期:2009-11-04; 修回日期:2010-03-20

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30970702),浙江省温州医学院重大科研专项(QTJ06012),广东省自然科学基金项目(5300714)。

作者简介:吴立军(1971-),研究方向:数字人和数字医学,临床生物力学研究。

通讯作者:张力成,教授,主任医师,Tel:(0577)65866130,E-mail:ragk@163.com;

吴立军,副教授,Tel:(0577)86688659,E-mail:biomech@163.com.

CBG and PMMA augmentation had little effect on either the axial compressive displacement of the three columns or the average disc internal pressure in all models. **Conclusions** Both morcelized cancellous bone and PMMA augmentation restore the total strength and stiffness level of treated vertebral bodies and benefit the reconstruction of vertebral function. Regarding the biomechanical compatibility and the biocompatibility of the treated vertebral body and reinforcement material, however, the morcelized cancellous bone is better than PMMA augmentation.

Key words : Functional spinal unit; Osteoporosis; Bone graft augmentation; Kyphoplasty; Finite element analysis; Biomechanical compatibility; Biocompatibility

随着人口老龄化,在美国每年平均约有70万至75万患者,而全世界每年更是有数百万患者由于骨质疏松而导致椎体压缩性骨折(vertebral compression fractures, VCF)^[1-5]。此外,文献报道椎体肿瘤或血管瘤引起的椎体骨破坏同样存在椎体压缩性骨折的危险性^[6,7]。椎体压缩性骨折是根据椎体高度下降大于15%而定义的,并且根据其压缩的方式及后凸畸形的程度可分为楔形骨折,双凹型骨折以及粉碎性骨折^[8]。椎体压缩性骨折最常发生于下胸椎以及腰椎L1至L4节段^[2],其带来的后凸畸形不仅仅导致慢性疼痛症状,也可导致髋部骨折、心肺并发症,以及由于活动下降引起的各种躯体机能的降低^[5,8]。

对于有症状的椎体压缩性骨折患者,传统的治疗方法包括药物治疗,严格的卧床休息,支具保护以及各种相应的物理治疗方式。近几年来,经皮椎体成形术(PVP)和经皮椎体后凸成形术(PKP)逐渐成为治疗椎体压缩性骨折的有效的微创手术方式^[9-11]。球囊扩张后凸成形术是在椎体成形术的基础上发展起来的,通过经皮向病变椎体内导入可扩张球囊骨捣棒,扩张球囊使椎体复位并形成空腔,然后再填充骨水泥,常见如聚甲基丙烯酸甲酯骨水泥(polymethylmethacrylate, PMMA)^[12]。这种治疗方式能够重建病椎稳定性,达到恢复椎体高度,矫正后凸畸形,缓解疼痛,改善患者生活质量的目的^[9-12]。

经皮椎体成形术和经皮椎体后凸成形术在缓解椎体压缩性骨折引起的疼痛方面已经被证实有良好的临床疗效,但也带来了相关并发症,如骨水泥渗漏引起椎管阻塞、脉管栓塞、心肺并发症,以及手术相邻节段椎体继发性骨折的发生等^[13-17]。因此,采用聚乙烯网状球囊和粉碎松质骨移植的经皮椎体扩大成形系统(Optimesh®, Spineology, Inc.),开始应用于椎体压缩性骨折的治疗,并且有效降低了上述并发症的发生几率^[8,18,19]。该技术应用了骨传导性和

骨诱导性功能进行椎体生物学重建,既可望获得良好的疼痛缓解临床疗效,又可降低手术风险。但是目前,该技术缺少相关生物力学以及组织学研究,同样也缺乏松质骨粒(cancellous bone granules, CBG)植骨材料的前瞻性临床研究。

本研究通过构建脊柱功能单元(functional spinal unit, FSU)的病理性三维有限元模型,评估骨质疏松性椎体压缩骨折患者在PKP手术中采用PMMA增强,或Optimesh手术中采用CBG增强对治疗节段和相邻非治疗节段的生物力学相容性影响。

1 材料与方法

1.1 正常与骨质疏松腰椎L1~L2 FSU有限元建模

选取青壮年男性正常人体脊柱标本1具,范围为L1~L2,先行X线检查以排除可见的脊椎病变及损害,经螺旋CT沿横断面进行1mm层厚扫描,以DICOM格式输出其断面图像并保存于微机,导入三维重建软件Mimics 11.0,建立包含皮质骨、松质骨、骨性终板和后部结构的L1~L2骨结构数字解剖学模型。基于L1~L2骨性表面,在Mimics 11.0软件中二次构建纤维环、髓核、软骨面等其他结构体。L1~L2所有结构体导入Ansys 11.0软件平台作为有限元前处理模型。L1~L2节段各类韧带如,前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、横突间韧带、棘突间韧带、棘上韧带、关节囊韧带等的缆绳单元沿各自解剖学方向排列。利用Ansys 11.0的接触向导功能,建立L1~L2小关节面接触模型,其中面面滑动接触单元摩擦系数为0.0026。最终,L1~L2 FSU有限元模型由23 446个实体单元,310个缆绳单元,138个目标单元,60个接触单元组成,总结点数为36 009个,见图1(A)。

临床发现椎体压缩性骨折大部分与骨质疏松相关,因此,我们构建了骨质疏松的脊柱功能节段FSU

有限元模型(图 1(B))。骨质疏松 FSU 的材料属性参考了 Polikeit 等的定义^[20]:所有骨性结构的弹性模量均因骨质疏松而降低,松质骨弹性模量减少了

66%,皮质壳、骨性终板和后部结构弹性模量减少了 33%;剩下的软组织弹性模量都没有改变。骨质疏松 FSU 不同组成部分的材料属性见表 1^[20-23]。

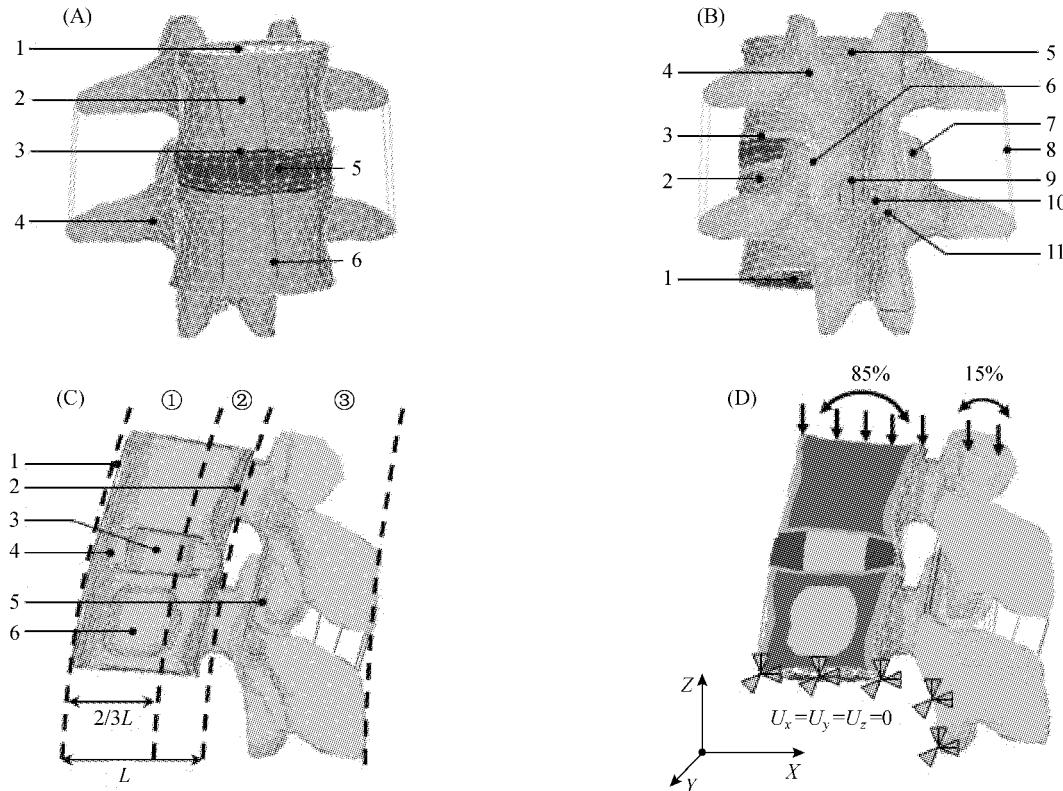


图 1 (A) 脊柱功能单元 L1 ~ L2 正常有限元模型;(B) 脊柱功能单元 L1 ~ L2 骨质疏松有限元模型;(C) CBG 增强或 PMMA 增强的脊柱功能单元 L1 ~ L2 三柱结构矢状面剖视图,①前柱,②中柱,③后柱;(D) 增强手术前后脊柱功能单元 L1 ~ L2 三柱加载模式矢状面剖视图。

Fig. 1 (A) The FE model of normal L1 ~ L2 FSU; (B) The FE model of osteoporotic L1 ~ L2 FSU; (C) The sagittal plane of three-column structure of L1 ~ L2 FSU with CBG or PMMA augmentation, ① the anterior column, ② the middle column, ③ the posterior column; (D) The sagittal plane of three-column loading mode of L1 ~ L2 FSU with or without augmentation.

1.2 CBG 和 PMMA 增强腰椎 L1 ~ L2 FSU 有限元建模

压缩椎体经复位和松质骨粒或骨水泥增强后,其解剖学几何表现接近于正常椎体,但是骨折椎体的生物力学材料属性发生了很大变化。因此,一个解剖结构完整的病理椎体模型内部包含了疏松骨小梁和增强材料两种成分属性。本研究中颗粒骨移植植物(CBG)的材料属性参考了 Brodt 等所做的三轴压缩实验^[24]:松质骨粒的弹性模量和泊松比分别为 100 MPa 和 0.2。聚甲基丙烯酸甲脂(PMMA)是临床上普遍采用的骨水泥材料,所以本研究中骨水泥采用 PMMA 为增强剂(弹性模量 3 GPa,泊松比 0.4)^[20]。为模拟经皮椎体增强 Optimesh 及 PKP 手

术,骨粒移植植物(CBG)和骨水泥(PMMA)分别置入 L2 椎体中心区域。强化材料的体积百分比约占椎体的 23%(强化材料的体积约为 7.9 mm³,L2 椎体体积约为 34.2 mm³)。强化材料的建模区域主要分布在与周围皮质和骨性终板不接触的椎体中心区域,这样的分布区域接近于病人骨移植增强术后的 X 线照片^[8]。CBG 增强或 PMMA 增强后的 L1 ~ L2 FSU 有限元模型如图 1(C)所示。

1.3 L1 ~ L2 FSU 有限元模型的脊柱三柱理论加载方式

考虑到脊柱旁肌肉和腹部内压的平衡及影响,L1 ~ L2 FSU 有限元模型的加载方式为 3 种^[22,25]。载荷模式 1:400 N 的轴向压缩载荷约为人体 L1 以

表1 L1~L2节段骨质疏松有限元模型材料属性

Tab.1 Material properties of the osteoporotic L1~L2 finite element model

材料	弹性模量 E (MPa)	泊松比 μ	横截面积 A (mm ²)	状态
皮质骨	8040(67%正常)	0.3	-	骨质疏松
松质骨	34(34%正常)	0.2	-	骨质疏松
后部结构	2345(67%正常)	0.25	-	骨质疏松
骨性终板	670(67%正常)	0.4	-	骨质疏松
关节面软骨	10	0.4	-	接触
髓核	1	0.4999	-	正常
纤维环基质	4.2	0.45	-	正常
纤维环	455	0.3	1.35	正常
韧带				
前纵韧带	20	0.3	60	正常
后纵韧带	70	0.3	21	正常
黄韧带	50	0.3	60	正常
横突间韧带	50	0.3	10	正常
棘间韧带	28	0.3	40	正常
棘上韧带	28	0.3	30	正常
关节囊韧带	26	0.3	67.5	正常
植入材料				
骨移植植物 (CBG)	100	0.2	-	植入
骨水泥 (PMMA)	3000	0.4	-	植入

髓核 (Mooney-Rivlin 超弹性): $W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$, $C_{10} = 0.12$ MPa, $C_{01} = 0.047$ MPa; 其中 $(C_{10} + C_{01}) = E/4(1 + \mu)$, $E = 1.0$ MPa, $\mu = 0.4999$; I_1 和 I_2 为 Cauchy-Green 张量的第一和第二不变量[21,23].

上体重(约292 N)的1.37倍;载荷模式2:前屈载荷为400 N轴向压缩载荷加上7.5 N·m向前的矢状方向力矩;载荷模式3:后伸载荷为400 N轴向压缩载荷加上3.75 N·m向后的矢状方向力矩。根据Denis提出的脊柱三柱理论^[26],Kummer报道了脊柱前中柱承担约85%的力和力矩,后柱承担约15%的力和力矩^[27]。所有载荷施加于L1上终板和上小关节面,同时约束L2下终板和下小关节面的所有关键点的三向平动自由度,如图1(D)所示。CBG增强和PMMA增强的有限元模型将与正常模型及骨质疏松模型进行比较。运用Ansys11.0软件平台进行非线性计算,并对治疗节段和相邻非治疗节段的不

同部位的最大 von Mises 应力/应变及其分布进行评价。

1.4 正常的、骨质疏松、CBG增强、PMMA增强的有限元模型验证

针对L1~L2 FSU的4个有限元模型(正常的、骨质疏松、松质骨粒CBG增强、骨水泥PMMA增强),计算得到的轴向压缩载荷和三柱轴向位移的关系曲线将与相同边界条件实验得到的关系曲线进行比较^[28,29]。此外,这4个有限元模型的椎间盘平均 von Mises 等效应力将与相同边界条件实验得到的椎间盘平均内压进行比较^[30,31]。

2 结果

2.1 增强手术前后L2椎体增强区域的应力/应变

在压缩、前屈、后伸载荷条件下,L2椎体增强区域的最大 von Mises 应力/应变如图2所示。经皮椎体成形增强手术后,与治疗前的骨质疏松模型比较,松质骨粒(CBG)增强模型和骨水泥(PMMA)增强

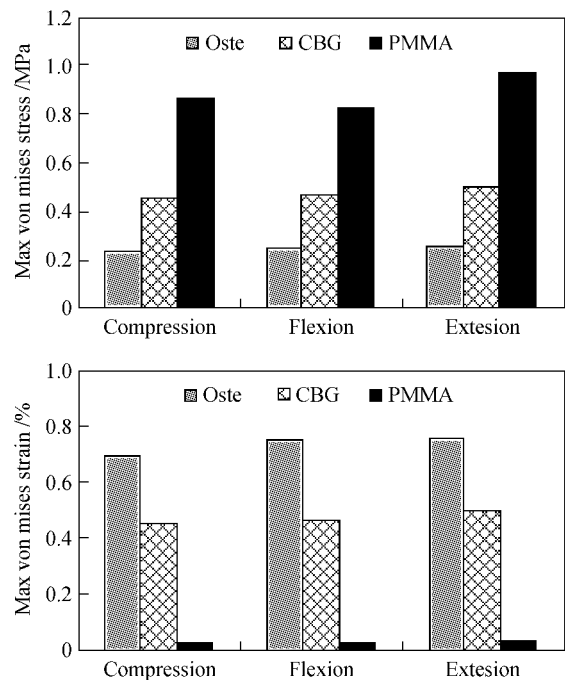


图2 压缩、前屈和后伸载荷条件下各个模型治疗节段增强区域(A)最大 von Mises 应力和(B)最大 von Mises 应变

Fig.2 (A) Maximum von Mises stresses and (B) maximum von Mises strains within the reinforcement material plug in the treated level for each case evaluated under compression, flexion and extension loading conditions.

模型的增强区域的应力显著增加,而且高应力区域呈扩大趋势。相反,CBG 和 PMMA 增强区域的 von Mises 应变却显著降低。

进而,松质骨粒(CBG)增强模型和骨水泥(PMMA)增强模型比较发现,弹性模量较高的 PMMA (3 000 MPa)增强模型的增强区域最大 von Mises 应力大约是弹性模量较低的 CBG(100 MPa)增强模型的两倍左右;反之,PMMA 增强模型的增强区域最大 von Mises 应变约为 CBG 增强模型的 6% 左右,如图 2 所示。

2.2 增强手术前后 L1 ~ L2 松质骨和骨性终板的应力/应变

表 2 列出了在压缩、前屈和后伸 3 种载荷条件下,各模型 L1 ~ L2 松质骨及骨性终板的最大 von Mises 应力/应变数据。椎体增强手术前后的各个模型应力云图比较发现,治疗节段 L2 椎体增强区域周围松质骨 von Mises 应力变化很小(图 3(A))。同样,增强手术前后,相邻节段 L1 椎体松质骨的 von Mises 应力变化也很小(图 3(A))。相反,治疗节段 L2 椎体增强区域松质骨由于被 CBG 或 PMMA 置换而导致手术后应力显著增加(图 3(A))。

表 2 有限元模型松质骨和骨性终板的最大 von Mises 应力/应变

Tab.2 Maximum von Mises stress/strain within the cancellous bone and endplate of FE models

模型类型	椎体节段	最大 von Mises 应力 (MPa)			最大 von Mises 应变 (%)		
		压缩	前屈	后伸	压缩	前屈	后伸
骨质疏松 (34 MPa)	L1 松质骨	0.549	0.499	0.584	4.716	5.327	4.600
	L2 松质骨	0.350	0.333	0.390	1.089	1.030	1.213
	L1 下终板	2.949	2.295	5.898	0.502	0.345	0.970
	L2 上终板	4.579	1.798	9.013	0.811	0.273	1.560
CBG (100 MPa)	L1 松质骨	0.549	0.499	0.584	4.716	5.326	4.599
	L2 松质骨	0.301	0.310	0.337	0.949	0.912	1.063
	L1 下终板	3.056	2.304	6.040	0.519	0.347	0.994
	L2 上终板	4.821	1.719	9.279	0.840	0.261	1.595
PMMA (3000 MPa)	L1 松质骨	0.549	0.498	0.584	4.716	5.326	4.599
	L2 松质骨	0.330	0.349	0.359	0.993	1.050	1.071
	L1 下终板	3.153	2.313	6.166	0.535	0.348	1.015
	L2 上终板	5.025	1.649	9.503	0.867	0.251	1.628

与手术前骨质疏松有限元模型相比,CBG 增强和 PMMA 增强有限元模型的 L1 下终板最大 von Mises 应力,在压缩载荷条件下分别增加 4% 和 7%;在前屈载荷条件下分别增加 0.4% 和 0.8%;在后伸载荷条件下分别增加 2% 和 5%,见表 3。在各载荷条件下,3 种有限元模型(骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强)的 L1 下终板应力变化呈现单调性,即单调增加(图 3(B))。

与手术前骨质疏松有限元模型相比,CBG 增强和 PMMA 增强有限元模型的 L2 上终板最大 von Mises 应力,在压缩载荷条件下分别增加了 5% 和 10%;在后伸载荷条件下分别增加了 3% 和 5%;但

在前屈载荷条件下分别减小了 4% 和 8% (见表 3)。在各个载荷条件下,3 种有限元模型(骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强)的 L2 上终板应力变化也呈现单调性,即单调增加(图 3(C))或单调减少。

2.3 增强手术前后 L1 ~ L2 其他部位的生物力学状态

在增强手术前后,治疗节段和非治疗节段的皮质壳、纤维环、髓核和后部元素的 von Mises 应力/应变基本保持不变。

2.4 正常、骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强 L1 ~ L2 有限元模型验证结果

在正常生理活动时,正常状态、骨质疏松、椎体

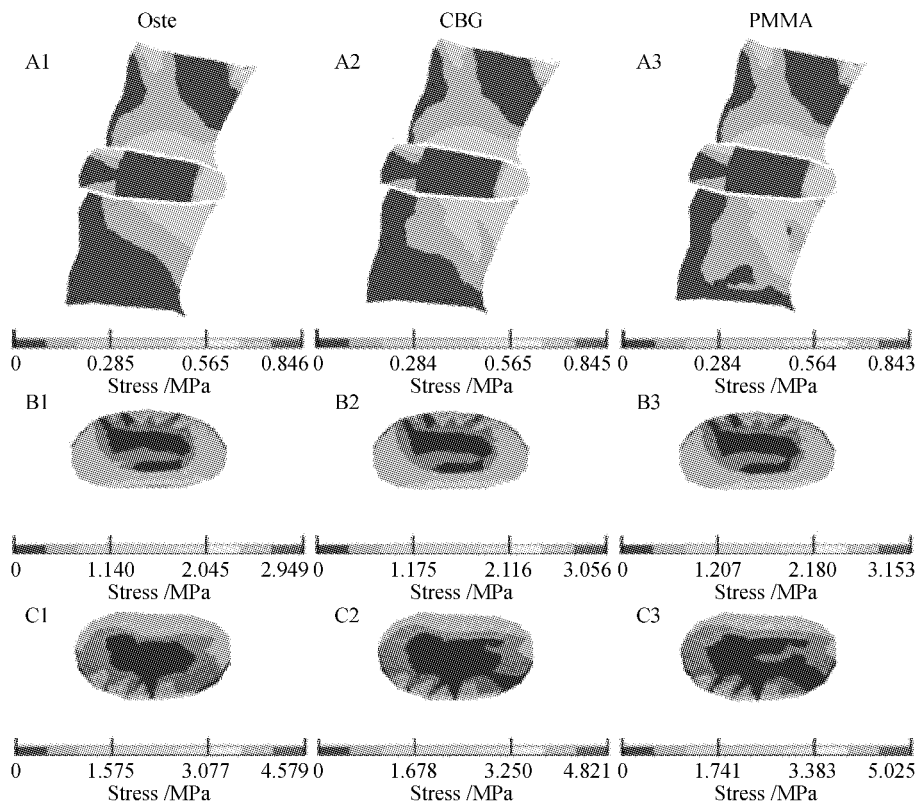


图3 在400 N压缩载荷作用下(A) 松质骨和增强区域的矢状面 von Mises 应力;(B) L1 下终板 von Mises 应力;(C) L2 上终板 von Mises 应力;(A1), (B1), (C1)骨质疏松模型;(A2), (B2), (C2)CBG 增强模型;(A3), (B3), (C3)PMMA 增强模型。

Fig.3 (A) Sagittal images from the midline showing distribution of von Mises stress in the cancellous bone and within the reinforcement material bolus resulting from 400 N of compression; (B) von Mises stress of L1 inferior endplate and (C) von Mises stress of L2 superior endplate under 400 N of compression. (A1), (B1), (C1) osteoporosis condition; (A2), (B2), (C2) CBG augmentation; (A3), (B3), (C3) PMMA augmentation.

表3 与骨质疏松(Oste)模型相比, CBG 增强或 PMMA 增强模型骨性终板最大 Von Mises 应力增加(或下降)百分比

Tab.3 Percentage increase (or decrease) of maximum endplate Von Mises stress after CBG or PMMA augmentation compared with the osteoporotic (Oste) model

	L1 下终板			L2 上终板		
	Oste	CBG	PMMA	Oste	CBG	PMMA
压缩	0%	+4%	+7%	0%	+5%	+10%
前屈	0%	+0.4%	+0.8%	0%	-4%	-8%
后伸	0%	+2%	+5%	0%	+3%	+5%

增强等对有限元模型的轴向压缩位移影响很小。L1 ~ L2 FSU 的4种有限元模型(正常的、骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强)的轴向压缩载荷和三柱轴向位移的关系曲线,与 Brown 等^[28], Markolf 与 Morris^[29]通过实验测得的腰椎功能节段的关系曲线基

本相近。在400 N 轴向压缩载荷作用下,四种有限元模型的前、中、后三柱的轴向位移值如图4(A)所示。有限元计算得到的轴向位移范围为0.29 ~ 1.05 mm,与 Brown 等^[28], Markolf 与 Morris^[29]的实验结果范围(0.26 ~ 1.5 mm)相符。

同样,在正常生理活动时,正常状态、骨质疏松、椎体增强等对有限元模型的椎间盘平均内压影响也很小。L1 ~ L2 FSU 的4种有限元模型(正常的、骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强)的椎间盘平均内压与 Nachemson^[30]报道的实验结果相一致。在400 N 轴向压缩载荷作用下,4种有限元模型的椎间盘平均 von Mises 应力分别为0.443 MPa、0.438 MPa、0.437 MPa 和 0.436 MPa,与 Nachemson^[30]和 Liu 等^[31]文献报道的实验室数据(0.48 MPa)相符,如图4(B)所示。

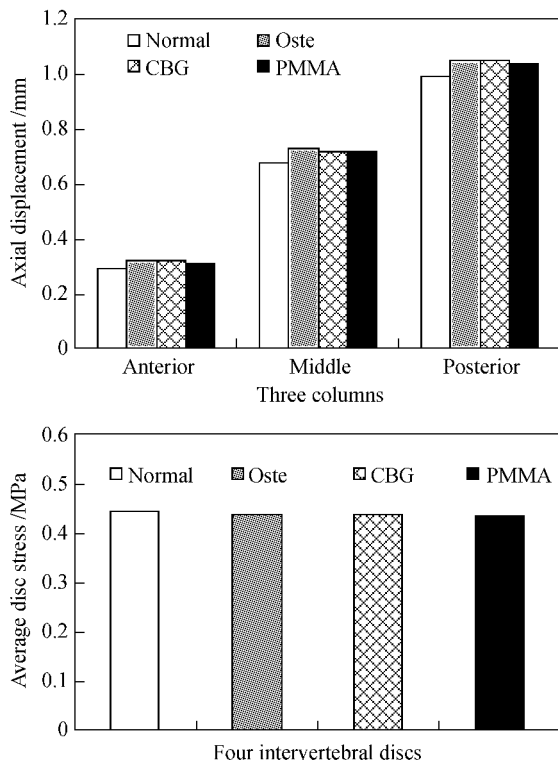


图4 (A) 在 400 N 轴向压缩载荷作用下 4 种有限元模型 (正常的、骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强) 的前、中、后三柱轴向位移; (B) 在 400 N 轴向压缩载荷作用下四种有限元模型 (正常、骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强) 的椎间盘平均 von Mises 应力。

Fig. 4 (A) Axial displacements of anterior, middle and posterior columns of four FE models (normal, osteoporotic, CBG augmentation, PMMA augmentation) under an axial compressive load of 400 N; (B) Average von Mises stresses in four different intervertebral discs (normal, osteoporotic, CBG augmentation, PMMA augmentation) under an axial compressive load of 400 N.

3 讨论

通过 CT 扫描和组织生物力学属性赋值, 构建脊柱功能单位 L1 ~ L2 的 4 种有限元模型 (正常的、骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强), 能较好地反映腰椎骨质疏松的病理特性, 及各类椎体增强术的临床生物力学特性。对于骨质疏松导致椎体压缩性骨折 (VCF) 的临床治疗, 这一系列有限元模型可以为椎体增强的术前计划制定, 术后生物力学评价和微创技术改进等提供数字化研究工具。

先前文献报道了单个腰椎功能单元 (FSU) 有限

元模型的研究表明, 疏松椎体的强化可能导致相邻节段椎体的塌陷^[20,21]。Baroud 等^[20]通过建立有限元模型, 研究椎体松质骨荷载传导的机理, 模拟了一个无后柱结构的三维腰椎 L4 ~ L5 运动节段。尽管 Polikeit 等^[21]使用带后柱结构的有限元模型评价了骨水泥增强对荷载传导以及内在压力的影响, 但并没有引入有限元模型三柱加载的概念。相比之下, 我们构建的具有外科的、放射学特性的有限元模型包含了脊柱后部结构及后柱稳定性功能, 有限元模型加载方式参考了 Denis 脊柱三柱理论的载荷分配规则 (约 85% 的荷载施加于前柱和中柱, 约 15% 的荷载施加于后柱)^[26,27,32]。因此, 本文提供的有限元模型更接近人类自然腰椎的解剖学结构和生物力学特性, 预测结果更加可靠且具有临床意义。

Buchbinder 等^[1], Kallmes 等^[33]均在《新英格兰医学杂志》发表了疼痛性骨质疏松椎体压缩性骨折行椎体成形术的随机临床试验结果, 研究表明椎体成形术治疗组和不注入骨水泥的对照组均能迅速缓解疼痛, 但两组之间无明显差别。Grafe 等^[34]对采用椎体后凸成形术以及采用严格保守治疗方法的两组椎体骨折病人进行了一年的随访, 研究表明没有证据显示椎体骨水泥增强后相邻节段椎体再骨折的发生率升高。当前一些针对椎体核心区域增强的 FSU 有限元模型研究, 以及 Harrop 等^[35]的回顾性临床研究均表明, 椎体后凸成形术后相邻节段应力应变的改变是微小的; 因此, 并发邻近节段椎体骨折可能与脊柱本身潜在病因有关 (如骨强度的减弱), 而不是外科干预引起^[36]。本文有限元模型预测发现, 骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强等对 L1 ~ L2 的前、中、后三柱轴向压缩位移的影响很小, 同样对椎间盘平均内压影响也较小。这表明, 椎体 CBG 增强和 PMMA 增强等外科干预几乎极小改变脊柱功能单元的活动范围, 而且相邻椎体的术后生物力学特性基本与术前特性保持一致, 从而可能使其避免手术并发的邻近节段退变。

Belkoff 等^[37]和 Schildhauer 等^[38]的研究显示骨水泥增强大大提高了治疗节段强化椎体的强度和刚度。这些调查结果符合当前的有限元预测, 松质骨粒 (CBG) 和骨水泥 (PMMA) 可提高治疗节段椎体的总体强度和刚度, 促进椎体功能重建。但是, 就椎体增强区域的最大 von Mises 应力而言, 高模量材料

(PMMA, 3 GPa)增强模型比低模量材料(CBG, 100 MPa)增强模型大约提高了76-94%;相反,就椎体增强区域的最大 von Mises 应变而言,PMMA 增强模型比 CBG 增强模型大约减小了93-94%。可见,与骨质疏松(骨小梁,34 MPa)模型相比,CBG 增强模型的增强区域应力/应变比 PMMA 增强模型更为接近骨质疏松模型(图2)。此外,3种有限元模型(骨质疏松、CBG 增强、PMMA 增强)的骨性终板应力变化呈现单调性。与骨质疏松模型相比,CBG 增强模型的骨性终板应力变幅明显小于 PMMA 增强模型,这说明源自 CBG 移植引起的骨性终板力学干扰明显小于源自 PMMA 注入的力学干扰。因此,在椎体压缩性骨折的治疗中,从治疗节段和强化材料之间的力学相容性观点看,松质骨粒(CBG)移植增强优于骨水泥(PMMA)注入增强。

据 Chiu 和 Stechison^[8]的文献报道,Optimesh 是一种应用新植骨材料的脊柱外科技术,采用具有生物活性的自体或异体骨替代 PMMA,对发生压缩性骨折的椎体具有较好的修复与稳定作用。虽然 Optimesh 的临床应用处于起步阶段,但这一技术设计了可行的微创外科路径,能恢复脊柱的矢状面序列和生理曲度,生成具有骨传导性或骨诱导性的椎体内承载骨移植物,并促使生物学骨填充材料进行原位扩张的可控生长^[8,19]。有限元研究为体内粉碎状松质骨粒的移植模式提供了新的观察视角和知识。Optimesh 术中骨移植物的材料属性和生物相容性非常接近人体脊椎骨小梁,而不像固体 PMMA 那样过于坚硬^[14,39]。理论上,骨移植增强可以减少椎体压缩性骨折的并发症,促进新骨生长和机体康复^[13,15-17]。因此,从治疗节段和强化材料之间的生物相容性观点看,松质骨粒(CBG)移植增强优于骨水泥(PMMA)注入增强。

本文研究仍然带有一定的局限性。首先为简化起见,我们将生物学结构定义为各向同性弹性体和超弹性体;然而,椎骨和椎间盘更接近黏弹性体,使模型具有复杂的时间相关性属性,能更好地评价骨移植和骨水泥增强对相邻节段的长期效应。其次,在粉碎状松质骨粒移植后,受体周围组织可以逐渐长入到骨移植物中,新骨会逐渐在其表面形成,并使所有组织融为一体。在相同的载荷下,新骨形成可能产生不同的应力/应变分布。即使如此,作者相

信,新骨中应力/应变分布更接近松质骨粒(CBG)增强模型,而与骨水泥(PMMA)增强模型相距甚大。最后,Optimesh 还是一种新的微创技术。医生可以选择各种植骨材料制品,如自体骨、同种异体骨、异体骨与骨髓穿刺液、异体骨与骨形态发生蛋白、自体骨联合异体骨、自体骨联合其他植骨添加剂等^[8,18,19]。我们的模型仅仅模拟了一种单一等效移植物体积百分比,并不能完全代表临床具体情况。未来的参数化模型可以通过改变移植物体积百分比,椎体内分布与边界定向等变量作进一步研究。因此,想要制定并优化一个综合考虑不同植骨材料、剂量、分布的手术计划,尚待进行更长期的临床试验和循证医学研究。

致谢:感谢南方医科大学钟世镇院士在数字医学和生物力学方面,温州医学院池永龙教授在微创脊柱外科技术方面给予热情指导;感谢汕头大学医学院王小平硕士在脊柱三柱分析方面给予有力帮助;感谢大连理工大学提供 Ansys 计算平台。

参考文献:

- [1] Buchbinder R, Osborne RH, Ebeling PR, *et al.* A randomized trial of vertebroplasty for painful osteoporotic vertebral fractures [J]. *N Engl J Med*, 2009, 361: 557-568.
- [2] Do HM, Kim B. Percutaneous Vertebroplasty for Painful VertebralBody Compression Fractures Endoscopic Spine Surgery and Instrumentation. In: Kim D, Fessler R G, Regan J. *Endoscopic Spine Surgery and Instrumentation* [M]. New York: Thieme Medical Publisher, 2005, 29: 315-327.
- [3] Bono C, Garfin S. Kyphoplasty. In: Kim D, Fessler R G, Regan J. *Endoscopic Spine Surgery and Instrumentation* [M]. New York: Thieme Medical Publisher, 2005, 30: 328-337.
- [4] Garfin S, Reiley M, Wong W, *et al.* Vertebroplasty and Kyphoplasty. In: Savitz M H, Chiu J C, Yeung A T. *The Practice of Minimally Invasive Spinal Technique* [M]. Richmond: AAMISMS Education, LLC, 2000: 249-260.
- [5] Riggs BL, Melton LJ 3rd. The worldwide problem of osteoporosis: insights afforded by epidemiology [J]. *Bone*, 1995, 17: 505S-511S.
- [6] Galibert P, Deramond H, Rosat P, *et al.* Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous a-

- rylic vertebroplasty [J]. *Neurochirurgie*, 1987, 33: 166-168.
- [7] Gangi A, Guth S, Lambert JP, *et al.* Percutaneous Vertebroplasty: Indications, Technique, and Results [J]. *Radiographics*, 2003, 23: E10.
- [8] Chiu JC, Stechison MT. Percutaneous vertebral augmentation and reconstruction with an intravertebral mesh and morcelized bone graft [J]. *Surg Technol Int*, 2005, 14: 287-296.
- [9] Watts NB, Harris ST, Genant HK. Treatment of painful osteoporotic vertebral fractures with percutaneous vertebroplasty or kyphoplasty [J]. *Osteoporos Int*, 2001, 12: 429-437.
- [10] Taylor RS, Taylor RJ, Fritzell P. Balloon kyphoplasty and vertebroplasty for vertebral compression fractures: a comparative systematic review of efficacy and safety [J]. *Spine*, 2006, 31: 2747-2755.
- [11] Machinis TG, Fountas KN, Feltes CH, *et al.* Pain outcome and vertebral body height restoration in patients undergoing kyphoplasty [J]. *South Med J*, 2006, 99: 457-460.
- [12] Garfin SR, Buckley RA, Ledlie J. Balloon kyphoplasty for symptomatic vertebral body compression fractures results in rapid, significant, and sustained improvements in back pain, function, and quality of life for elderly patients [J]. *Spine*, 2006, 31: 2213-2220.
- [13] Lin EP, Ekholm S, Hiwatashi A, Westesson PL. Vertebroplasty: cement leakage into the disc increases the risk of new fracture of adjacent vertebral body [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2004, 25: 175-180.
- [14] 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: 119-124.
- [15] Kim SH, Kang HS, Choi JA, Ahn JM. Risk factors of new compression fractures in adjacent vertebrae after percutaneous vertebroplasty [J]. *Acta Radiol*, 2004, 45: 440-445.
- [16] Fribourg D, Tang C, Sra P, *et al.* Incidence of subsequent vertebral fracture after kyphoplasty [J]. *Spine*, 2004, 29: 2270-2276.
- [17] Harrop JS, Prpa B, Reinhardt MK, *et al.* Primary and secondary osteoporosis' incidence of subsequent vertebral compression fractures after kyphoplasty [J]. *Spine*, 2004, 29: 2120-2125.
- [18] Kerr SM, Liechty B, Patel R, *et al.* Percutaneous vertebral compression fracture management with polyethylene mesh-contained morcelized allograft bone [J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2008, 1: 84-87.
- [19] Lam S, Khoo LT. A novel percutaneous system for bone graft delivery and containment for elevation and stabilization of vertebral compression fractures: Technical note [J]. *Neurosurg Focus*, 2005, 18: 1-7.
- [20] 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: 991-996.
- [21] Baroud G, Nemes J, Heini P, *et al.* Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite-element study [J]. *Eur Spine J*, 2003, 12: 421-426.
- [22] Goel VK, Kong W, Han JS. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles [J]. *Spine*, 1993, 18: 1531-1541.
- [23] Noailly J, Lacroix D, Planell J A. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute [J]. *Spine*, 2005, 30: 2257-2264.
- [24] Brodt MD, Swan CC, Brown TD. Mechanical behavior of human morselized cancellous bone in triaxial compression testing [J]. *J Orthop Res*, 1998, 16: 43-49.
- [25] Adams MA, Bogduk N, Burton K, *et al.* The biomechanics of back pain [M]. Churchill Livingstone, Edinburgh, 2002.
- [26] Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries [J]. *Spine*, 1983, 8: 817-831.
- [27] Kummer B. Biomechanische aspekte zur instabilitat der wirbelsaule. In: Fuchs G A (Eds). *die instabile wirbelsaule* [M]. Thieme, Stuttgart, pp 8, 1991.
- [28] Brown T, Hansen RJ, Yorra AJ. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs; a preliminary report [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1957, 39A: 1135-1164.
- [29] Markolf KL, Morris JM. The structural components of the intervertebral disc: a study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1974, 56: 675-687.
- [30] Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material [J]. *Acta Orthop Scand*, 1960, Suppl 43: 1-104.
- [31] Liu YS, Chen QX, Liao SH, *et al.* Development and validation of a finite element model for lumbar segment L4-L5 [J]. *Acad J Sec Mil Med Univ*, 2006, 27: 665-669.
- [32] Viceconti M, Olsen S, Nolte L-P, *et al.* Extracting clinically relevant data from finite element simulation [J]. *Clin Biomech*, 2005, 20: 451-454.
- [33] Kallmes DF, Comstock BA, Heagerty PJ, *et al.* A randomized trial of vertebroplasty for osteoporotic spinal fractures [J]. *N Engl J Med*, 2009, 361: 569-579.
- [34] Grafe IA, Da Fonseca K, Hillmeier J, *et al.* Reduction of pain and fracture incidence after kyphoplasty: 1-year out-

- comes of a prospective controlled trial of patients with primary osteoporosis [J]. *Osteoporos Int*, 2005, 16: 2005-2012.
- [35] Harrop JS, Reinhardt MK, Lieberman I, *et al.* Incidence of remote and adjacent fractures after kyphoplasty. *Proceedings of NASS 17th Annual Meeting* [J]. *The Spine J*, 2002, 2: S122-S123.
- [36] Villarraga ML, Bellezza AJ, Harrigan TP, *et al.* The biomechanical effects of kyphoplasty on treated and adjacent nontreated vertebral bodies [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2005, 18: 84-91.
- [37] Belkoff SM, Maroney M, Fenton DC, *et al.* An in vitro biomechanical evaluation of bone cements used in percutaneous vertebroplasty [J]. *Bone*, 1999, 25: 23S-26S.
- [38] Schildhauer TA, Bennett AP, Wright TM, *et al.* Intravertebral body reconstruction with an injectable in situ-setting carbonated apatite: biomechanical evaluation of a minimally invasive technique [J]. *J Orthop Res*, 1999, 17: 67-72.
- [39] Wilcox RK. The biomechanics of vertebroplasty: a review [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2004, 218: 1-10.

2010 年上海国际骨科生物力学研讨会会议通知

由中国力学学会中国生物医学工程学会生物力学专业委员会主办、上海市骨科内植物重点实验室暨上海交通大学附属第九人民医院骨科承办的 2010 上海国际骨科生物力学研讨会将于 2010 年 7 月 23-25 日在上海举行,会议邀请了美国、加拿大等国家和地区的十余位国际知名生物力学专家,围绕人工关节设计和临床应用的生物力学问题、骨力学强度分析和力学建模方法、骨的力学适应性和骨细胞的调节作用、细胞生长和分化的力学生物学调节等主题展开研讨。本次会议将在 2010 上海世博会期间召开,会议代表也将有机会体验二百多个国家和地区精彩纷呈的文化和科技展示。会议的详细通知可至上海市骨科内植物重点实验室网站(<http://www.ortholab-snp.h.com>)上下载。联系人:张书红、于志锋,电话:021-23271133 电子邮件:shuhongzh@hotmail.com,shengwulixue@gmail.com。