

文章编号: 1004-7220(2018)06-0529-08

n-HA/PA66 椎体增强器和椎体成形术治疗骨质疏松性椎体骨折的生物力学效果对比

李家琼¹, 王冬梅¹, 孙璟川², 杨勇², 史建刚²

1. 上海交通大学机械与动力工程学院, 上海 200240; 2. 第二军医大学附属长征医院骨科, 上海 200003

摘要:目的 对比研究 n-HA/PA66 椎体增强器和椎体成形术治疗骨质疏松性骨折椎体的生物力学效果, 并为临床上选择 n-HA/PA66 椎体增强器的入路方式和数量提供理论依据。方法 在正常椎体 T11 ~ L3 有限元模型的基础上, 建立 4 种增强器-椎体 T11 ~ L3 有限元模型(横突入路 A、横突入路 B、腰大肌入路 A 和腰大肌入路 B)、两种删除椎体横突间韧带的对照组模型, 以及两种骨水泥-椎体 T11 ~ L3 有限元模型(1.8、3.6 mL 骨水泥)。在 9 种有限元模型上均施加 500 N 垂直荷载和 7 N·m 不同方向力矩, 计算分析模型在垂直、前屈、后伸、侧弯和扭转工况下的应力和位移, 并基于计算结果探究两种不同骨质疏松性椎体骨折治疗方法对椎体的生物力学影响。结果 在相同荷载工况下, 注入骨水泥后椎体的应力较植入增强器后椎体的应力增加更大, 且位移减量更小。4 种增强器-椎体 T11 ~ L3 有限元模型中, 采用腰大肌入路 A 方式(即经腰大肌单侧植入 1 枚增强器)植入增强器使得椎体应力增加最小。结论 为了降低应力增加而引起再次骨折的风险, 同时增强骨折椎体的刚度, 建议临床医生应优先采用经腰大肌单侧植入 1 枚增强器来治疗骨质疏松性椎体骨折。

关键词: n-HA/PA66 椎体增强器; 椎体成形术; 骨质疏松性椎体骨折; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.06.009

Comparison of Biomechanical Effects on n-HA/PA66 Vertebral Body Cage and Percutaneous Vertebroplasty for Treating Osteoporotic Vertebral Fractures

LI Jiaqiong¹, WANG Dongmei¹, SUN Jingchuan², YANG Yong², SHI Jiangan²

(1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China; 2. Department of Orthopedics, Shanghai Changzheng Hospital Affiliated to the Second Military Medical University, Shanghai 200003, China)

Abstract: **Objective** To compare the biomechanical effects of n-HA/PA66 vertebral body cage and percutaneous vertebroplasty for treating osteoporotic vertebral fracture, so as to provide theoretical foundations for clinically choosing operative approach and numbers of n-HA/PA66 cage. **Methods** Based on finite element models of normal vertebral T11-L3, four finite element models of vertebral T11-L3 with n-HA/PA66 cage implanted by different approaches (transversus approach A, B and psoas major muscle approach A, B) were established. Two controlled models without intertransverse ligaments were also built. Besides, two finite element models of osteoporotic vertebral T11-L3 with injection of 1.8 mL or 3.6 mL bone cement were built, respectively. The loads of 500 N

收稿日期: 2017-12-11; 修回日期: 2018-01-18

基金项目: 上海市卫生和计划生育委员会科研课题(201640262)

通信作者: 王冬梅, 教授, E-mail: dmwang@sjtu.edu.cn

and force torque of 7 N·m from different directions were applied on nine models, to calculate and analyze the displacement and stress of the osteoporotic vertebrae during standing, extension, anteflexion, lateral bending, and rotation, and to investigate the biomechanical effects from two kinds of osteoporotic vertebral fracture treatment on vertebral body. **Results** Under the same loading, bone cement could lead to a larger stress increase while a smaller displacement decrease in vertebral body compared with n-HA/PA66 cage. The model with n-HA/PA66 cage implanted by psoas major muscle approach A (namely, a cage was implanted through psoas major muscle) had the minimal increase in vertebral stress while the maximum decrease in displacement. **Conclusions** In order to reduce the risk of the additional fracture due to stress increment and recover the stiffness of osteoporotic vertebrae, clinicians are suggested to implant one n-HA/PA66 cage through psoas major to treat the osteoporotic vertebral fractures.

Key words: n-HA/PA66 vertebral body enhancement cage; percutaneous vertebroplasty; osteoporotic vertebrate fracture; finite element analysis; biomechanics

随着我国人口老龄化程度加重,骨质疏松性椎体骨折的发病率逐年升高。据报道,目前该病患者每年新增约180万人,预计到2020年患病总人数将高达3 675万人^[1]。临床上常使用椎体成形术治疗骨质疏松性椎体骨折,且具有良好的临床效果,但该方法存在骨水泥(聚甲基丙烯酸甲酯, polymethylacrylate, PMMA)泄漏、肺栓塞、再次骨折等风险^[2-3]。Polikeit等^[4]研究发现,即使向椎体内注入少量的骨水泥,相邻椎体的应力和应变都会发生明显变化,并可能导致终板和相邻椎体发生骨折。此外,PMMA骨水泥作为椎体成形术的填充物,缺乏生物活性,不能被降解吸收,经常以异物的形式长期存在于椎体内,对人体健康造成较大的不利影响。因此,研究替代骨水泥的植入物非常有必要。

纳米羟基磷灰石/聚酰胺66 (nanohydroxyapatite/polyamide-66, n-HA/PA66) 复合材料是一种新型纳米合成材料,具有仿生特性、成骨传导活性、生物相容性^[5-8]等优点。此外,n-HA/PA66在植入人体后会被逐渐溶解。因此,n-HA/PA66是一种非常理想的骨填充材料。目前,n-HA/PA66人工椎板、颗粒骨、颈腰椎融合器已经被广泛应用于临床,并且已取得了较为满意的临床效果^[9-11]。但现阶段还鲜有将n-HA/PA66椎体增强器用于治疗骨质疏松性椎体骨折的研究,这使得n-HA/PA66椎体增强器在临床上的应用受到较大阻碍。

本文首先建立正常胸腰椎T11~L3有限元模型,并进行模型验证。然后,在此基础上建立4种不同植入方案的n-HA/PA66增强器-椎体T11~L3有限元模型,注入1.8、3.6 mL两种剂量的骨水泥-

椎体T11~L3有限元模型,以及两个仅删除椎体L1单双侧横突间韧带的对照组模型。对比9种模型的应力和位移结果,研究骨水泥和n-HA/PA66增强器在生物力学方面治疗骨质疏松压缩性骨折的优劣性,并进一步探讨不同增强器植入方案对骨折椎体的生物力学影响。

1 材料与方法

1.1 正常模型建立

根据临床标准从脊椎CT数据库中选取合适的椎体T11~L3的CT图像,并根据文献[12]建立正常胸腰椎T11~L3有限元模型,所建椎体T11~L3有限元模型如图1所示,模型各部分材料属性见文献[13-14]。根据文献[15-17]中灰度值和骨密度以及骨密度和弹性模量的关系,对椎体T11~L3皮质骨和松质骨进行材料属性赋值。

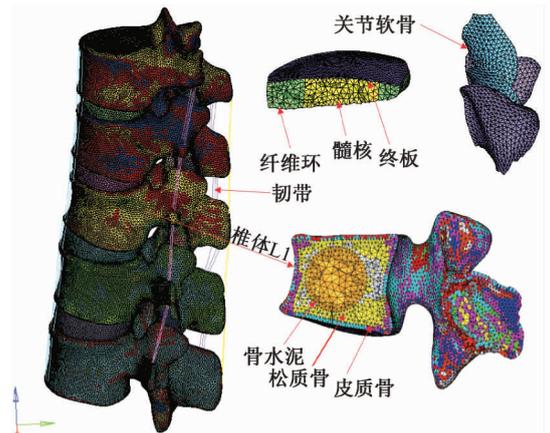


图1 椎体T11~L3有限元模型及骨水泥分布

Fig. 1 Finite element model of vertebral T11~L3 and distribution of bone cement

1.2 增强器-椎体 T11 ~ L3 模型建立

根据陈庆宏^[18]对 156 例胸腰椎单纯形椎体压缩性骨折病例的分析可知,椎体 L1 为发生骨折次数最多的节段,故只研究在椎体 L1 中植入 n-HA/PA66 椎体增强器的情况。图 2(a) 为中空圆柱形的椎体增强器。在 HyperMesh 11.0 中将椎体增强器的网格设置为 0.5 mm 的 C3D10 单元,并且增强器与椎体松质骨的接触面共节点^[19-20]。此外,根据 Polikeit 等^[4]的研究结果,分别将椎体皮质骨、松质骨密度设置为正常值的 67%、34%。

在 HyperMesh 11.0 中建立 4 种椎体增强器-椎体 T11 ~ L3 有限元模型。横突入路 A 模型:植入 1 个 n-HA/PA66 椎体增强器,且增强器平行于终板,斜行于椎体中央约 30°,并删除被破坏的 L1 单侧横突间韧带。横突入路 B 模型:植入两个

n-HA/PA66 椎体增强器,且增强器平行于终板,斜行于椎体中央约 30°,并删除被破坏的 L1 双侧横突间韧带。腰大肌入路 A 模型:植入 1 个 n-HA/PA66 椎体增强器,且增强器位于椎体 1/2 位置,平行于终板及椎体后壁,并删除被破坏的 L1 单侧横突间韧带。腰大肌入路 B 模型:植入两个 n-HA/PA66 椎体增强器,且增强器位于椎体 1/3 和 2/3 位置,平行于终板及椎体后壁,并删除被破坏的 L1 单侧横突间韧带。临床上,医生在椎体增强器植入椎体后,会在椎体中植入一定量的人工骨颗粒,故在建模时没有去掉在植入过程中被破坏的松质骨和皮质骨。此外,为了研究破坏横突间韧带对模型造成的影响,同时建立删除椎体 L1 左侧和双侧横突间韧带而无增强器的对照组模型 1、2。

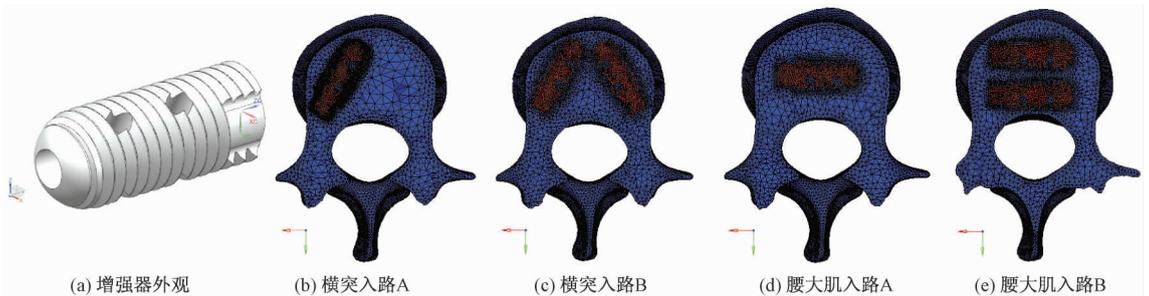


图 2 4 种植入方式

Fig. 2 Four kinds of implantation methods (a) Appearance of vertebral body enhancement, (b) Through processus transversus A, (c) Through processus transversus B, (d) Through psoas major A, (e) Through psoas major B

1.3 骨水泥-椎体 T11 ~ L3 模型建立

Wilcox 等^[21]认为,椎体中骨水泥的分布方式对椎体应力影响较小,故可假设骨水泥在椎体内部以球形分布^[22]且位于椎体中部(见图 1)。根据 Belkoff 等^[23]的研究,骨水泥注射量为 2 mL 时,骨折椎体即可恢复强度;当骨水泥注射量为 4 mL 时,骨折椎体即可恢复刚度。此外,测量得到椎体增强器体积约为 1.801 mL,为了便于和增强器-椎体 T11 ~ L3 模型对比,故建立注入 1.8、3.6 mL 的骨水泥-椎体 T11 ~ L3 模型。

1.4 边界荷载条件设置

为模拟术后患者的运动状态,研究增强器-椎体 T11 ~ L3 模型和骨水泥-椎体 T11 ~ L3 模型在垂直、前屈、后伸、左右侧弯、正向旋转和逆向旋转工况下的受力情况。根据文献^[24],在 ABAQUS 12.1 中将边界条

件设置为:约束 L3 下表面的 6 个自由度。7 种工况均在椎体 T11 上表面施加沿 Z 轴垂直向下 500 N 均布荷载,且前屈和后伸、左右侧弯以及正逆向旋转力矩分别为:X 轴正、反方向 7 N·m 弯矩;Y 轴正、反方向 7 N·m 弯矩;Z 轴正、反方向 7 N·m 弯矩。

2 结果

2.1 正常椎体 T11 ~ L3 有限元模型验证

在椎体 T11 上表面分别施加 0 ~ 1.5 kN 垂直均布荷载,将 T11 ~ 12、T12 ~ L1、L1 ~ 2、L2 ~ 3 节段的位移结果与文献^[24]中的尸体实验结果进行对比[见图 3(a)]。在 0 ~ 1.5 kN 垂直均布荷载作用下,本文正常椎体 T11 ~ L3 有限元模型位移结果呈线性增长趋势,与文献^[24]中的近线性结果相符。尤其当垂直加载 0.5 kN 时,本文 T11 ~ 12、T12 ~ L1、

L1~2、L2~3 椎体位移的结果与文献[24]实验结果分别仅相差 8%、9%、11%、3%。此外,计算 7 N·m 力矩作用下椎体 L2~3 的活动度(range of motion, ROM)以及 10 N·m 力矩作用下椎体 T11~L3 的

ROM,并和文献结果进行了对比[见图 3(b)~(c)]。本文得到的椎体 ROM 和文献[25-26]的结果相近。因此,本文所建立的正常椎体 T11~L3 有限元模型是准确可靠的。

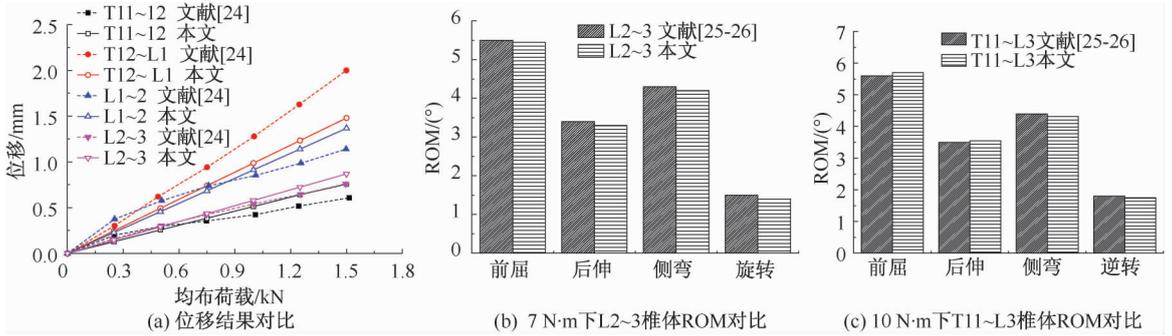


图3 模型验证

Fig.3 Verification of FEA models (a) Comparison of displacement, (b) Comparison of L2-3 ROM under the torque of 7 N·m, (c) Comparison of T11-L3 ROM under the torque of 10 N·m

2.2 椎体 L1 的应力和位移分析

本文建立了正常椎体 T11~L3 有限元模型、4 种增强器-椎体 T11~L3 有限元模型、两种骨水泥-椎体 T11~L3 有限元模型以及仅删除横突间韧带的对照组模型 1、2。图 4(a)、(b) 分别为 9 种有限元模型椎体 L1 的 Von Mises 应力峰值和最大位移。相同荷载工况下:① 与正常模型相比,删除横突间韧带会使得椎体 L1 应力峰值略微增大,植入增强器和注入骨水泥均会使椎体 L1 上 Von Mises 应力峰值变大而位移减小。② 横突入路 A 模型和腰大肌入路 A 模型椎体 L1 的应力峰值及位移均较注入 1.8 mL 骨水泥模型的要小。其中,右侧弯工况下,横突入路 A 模型和腰大肌入路 A 模型的应力

峰值分别为 3.577、3.286 MPa,较注入 1.8 mL 骨水泥模型应力分别减小 37%、30%;椎体最大位移分别为 3.37、3.61 mm,较注入 1.8 mL 骨水泥模型分别减小 20%、14%。③ 横突入路 B 模型和腰大肌入路 B 模型较 3.6 mL 骨水泥模型椎体 L1 应力峰值及位移要小。其中,左侧弯工况下,横突入路 B 模型和腰大肌入路 B 模型应力峰值分别为 3.549、3.777 MPa,较 3.6 mL 骨水泥模型减小 58%、57%;椎体最大位移分别为 2.07、2.28 mm,较 3.6 mL 骨水泥模型减小 41%、35%。④ 腰大肌入路 B 模型较腰大肌入路 A 模型的椎体 L1 应力峰值更大、位移量更小。因此,椎体中注入骨水泥和植入增强器均会使椎体应力增加,位移减小,并且注入骨水泥带

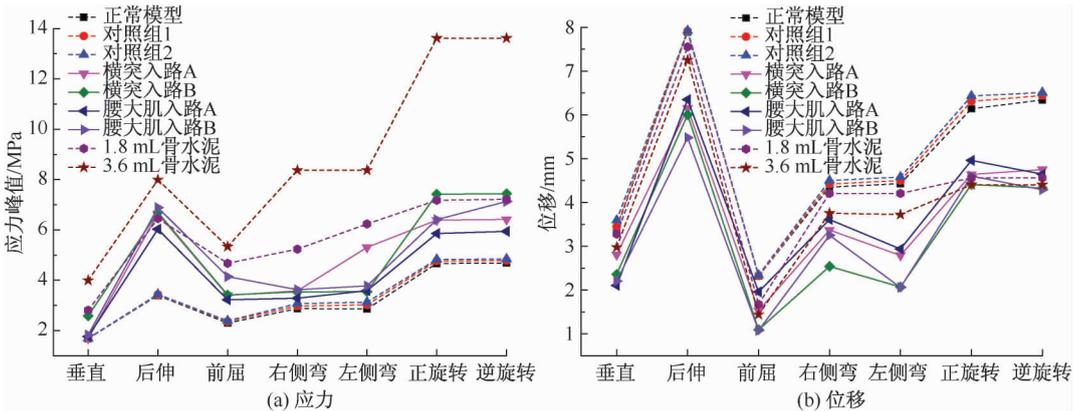


图4 9种模型的椎体 L1 应力与位移对比

Fig.4 Comparison of stress and displacement of vertebrate L1 for nine models (a) Von Mises stress, (b) Displacement

来的影响更大。

在 4 种增强器-椎体模型中,相同植入方式时植入两枚椎体的有限元模型椎体应力较植入 1 枚增强器的有限元模型椎体应力更大,位移更小。只有在左侧弯工况下例外,横突入路 A 模型的椎体应力反而大于横突入路 B 模型。此外,4 种增强器-椎体模型中,横突入路的植入方式较腰大肌入路的植入方式的椎体应力更大,位移更小,即横突入路的植入方式对椎体应力增加和位移减小的影响更大。

针对 9 种模型的椎体 L1 的 Von Mises 应力峰值分布:① 垂直工况下,横突入路 A 和 B 模型的椎体 L1 最大应力位于椎体松质骨与增强器共面的尾端,腰大肌入路 A 和 B 模型的椎体 L1 最大应力位于椎体的左侧面,骨水泥-椎体模型的椎体 L1 最大应力位于椎体上表面的后缘部分,而正常模型椎体 L1 最大应力位于椎体下表面的后缘部分,对照组模型 1、2 椎体 L1 的最大应力同样也位于椎体下表面的后缘部分,与正常模型相似。② 在后伸、前屈、左右侧弯以及扭转工况下,9 种模型椎体 L1 的最大应

力均分别位于椎体的后侧、前侧、左右侧面及小关节部位。由此得出,在垂直工况下植入增强器和注入骨水泥均会改变椎体的应力分布,并且不同的增强器植入方式也会影响椎体的应力分布。

2.3 椎体 T12、L2 应力和位移分析

9 种模型椎体 T12、L2 的 Von Mises 应力峰值和位移结果如图 5 所示。相同荷载工况下:① 正常模型的椎体 T12 和 L2 的 Von Mises 应力峰值最小,位移最大;删除单侧或双侧椎体 L1 横突间韧带使得椎体 T12、L2 应力和位移均略微增大;注入 3.6 mL 骨水泥的椎体 T12、L2 的 Von Mises 应力峰值最大。② 在横突入路 A 模型、腰大肌入路 A 模型和 1.8 mL 骨水泥模型中,腰大肌入路 A 模型的椎体 T12 和椎体 L2 应力峰值最小。其中,右侧弯工况下,腰大肌入路 A 模型 T12、L2 的应力峰值分别为 4.853、6.796 MPa,椎体 T12、L2 应力较 1.8 mL 骨水泥模型分别减小 19% 和 20%;椎体 T12、L2 位移分别为 6.210 mm 和 1.227 mm,较 1.8 mL 骨水泥模型分别减小 20% 和 22%。③ 在横突入路 B 模型、

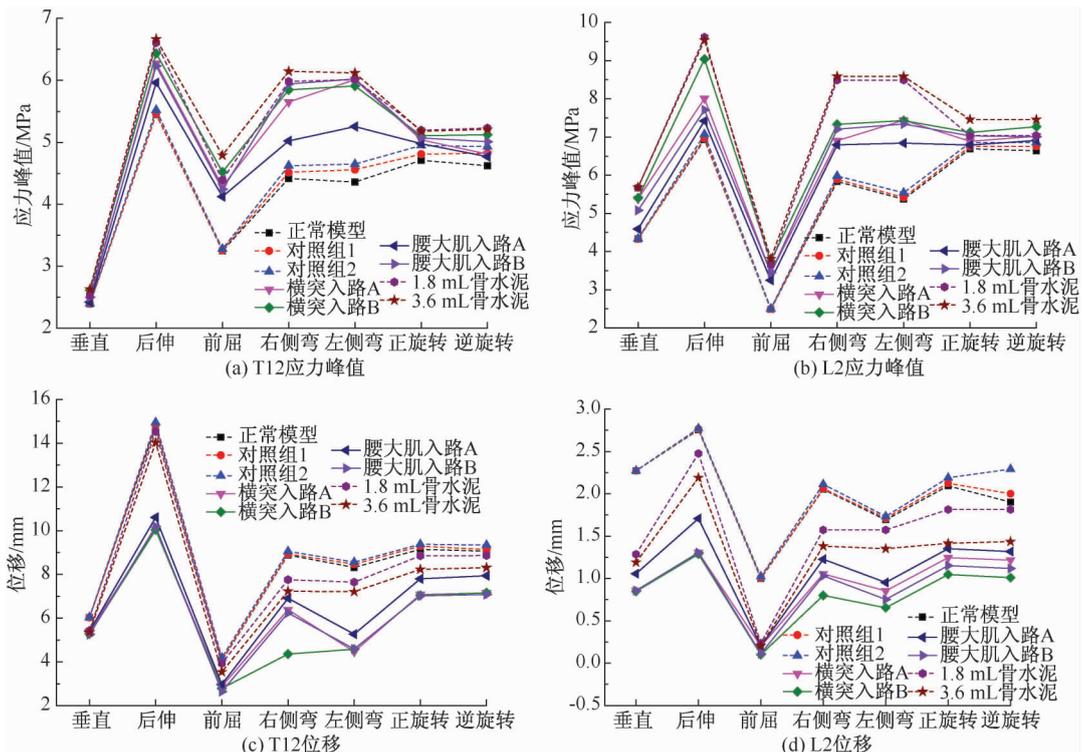


图 5 9 种模型在不同荷载工况下椎体 T12、L2 应力与位移对比

Fig. 5 Comparison of stress and displacement of vertebral T12 and L2 for nine models under different working conditions (a) Peak stress of T12 segment, (b) Peak stress of L2 segment, (c) Displacement of T12 segment, (d) Displacement of L2 segment

腰大肌入路 B 模型和 3.6 mL 骨水泥模型中,腰大肌入路 B 模型的椎体 T12、L2 应力峰值最小。其中,左侧弯工况下,腰大肌入路 B 模型的椎体 T12、L2 应力峰值分别为 6.023、7.340 MPa,较 3.6 mL 骨水泥模型分别减小 11% 和 15%;腰大肌入路 B 模型的椎体 T12、L2 位移分别为 4.590、0.753 mm,较 3.6 mL 骨水泥模型分别减小 36% 和 44%。④ 与腰大肌入路 B 模型相比,腰大肌入路 A 模型的椎体 T12、L2 应力峰值更小而位移值更大。其中,在垂直、后伸、前屈、右侧弯及轴向旋转工况下,横突入路 A 模型的椎体 T12、L2 应力峰值较横突入路 B 模型的要小,而在左侧弯工况下,横突入路 A 模型的椎体 T12、L2 应力峰值却大于横突入路 B 模型。由此得出,注入骨水泥和植入增强器均会使相邻椎体的应力变大,位移减小,且骨水泥的影响更大。

在 4 种增强器-椎体 T11 ~ L3 有限元模型中,腰大肌入路 A 方式使相邻椎体较正常模型的应力增加量最小,位移减小量也最小。在前屈、后伸、左右侧弯、正逆轴向旋转 6 种工况下,正常模型、两个对照组模型及 6 个植入物-椎体有限元模型椎体 T12、L2 的应力分布与椎体 L1 相似,但在垂直工况下,9 种模型的椎体 T12 和 L2 应力均集中在椎体后缘。

3 讨论

本文首先建立正常椎体 T11 ~ L3 有限元模型,并验证所建模型的可靠性。在此基础上,建立 4 种不同增强器-椎体 T11 ~ L3 有限元模型、两种注入不同剂量的骨水泥-椎体 T11 ~ L3 有限元模型以及两个删除椎体 L1 上横突间韧带的对照组模型。对比分析 9 种有限元模型在垂直、前屈后伸、左右侧弯以及正逆轴向旋转载荷下的应力和位移,研究骨水泥和增强器以及不同增强器植入方式和植入数量在生物力学上对植入椎体和相邻椎体的影响。本文结果可以为临床上选择椎体成形术和 n-HA/PA66 增强器治疗骨质疏松性椎体压缩骨折提供一定的理论依据与实践指导。

针对椎体 L1、T12 及 L2 的应力,包拥政等^[20]认为注入骨水泥会使骨折椎体不仅应力增加,而且刚度增加导致位移减小;并且随骨水泥剂量的增加,骨折椎体及邻近椎体应力增大。这与本文的结论相符,即注入 1.8、3.6 mL 骨水泥会使椎体的应力

增大,且注入 3.6 mL 骨水泥会使椎体 L1 的应力增加量更大。

分析对照组模型、正常模型以及增强器-椎体模型的应力结果发现,删除椎体 L1 上横突间韧带会使得椎体应力略微增大,但椎体上应力分布并不改变,并且植入增强器使得椎体应力增加更大。同时,在椎体中注入骨水泥和植入增强器均使得椎体 L1 应力增大,推测注入骨水泥和植入增强器改变了椎体的材料力学性能,使得注入骨水泥或植入增强器后椎体上的应力变大,且出现了应力集中现象。在相同的椎体体积填充率下,注入骨水泥较植入增强器使椎体应力和位移均更大。由于骨水泥的弹性模量为 8 GPa,而增强器的弹性模量为 3.8 GPa,故注入骨水泥使椎体应力集中更加明显。同理,注入 3.6 mL 骨水泥较 1.8 mL 骨水泥使椎体 L1 应力增加更大;植入两枚增强器的椎体 L1 较植入 1 枚增强器使椎体 L1 应力增加更大。此外,注入骨水泥或植入增强器导致在垂直工况下椎体应力分布发生改变。采用横突入路植入增强器时,在椎体松质骨与增强器尾端的共用面处出现应力集中现象;而采用腰大肌入路植入增强器时,在椎体 L1 侧面出现应力集中现象,说明椎体应力分布不仅与植入物类型有关,还与植入物采用的入路方式有关。

针对椎体 L1、T12、L2 的位移,破坏椎体 L1 横突间韧带使得椎体位移较正常模型略微增大,注入骨水泥或植入增强器均会导致椎体位移较正常模型减小,推测仅仅破坏横突间韧带,椎体韧带约束能力下降但影响有限,故表现为椎体位移略微增大。而注入骨水泥或增强器可以提高椎体的整体弹性模量,根据弹性模量和刚度的正相关关系,椎体刚度变大,会使得注入骨水泥或植入增强器的椎体在相同工况下较正常模型位移减小量更小。同理,注入 3.6 mL 骨水泥较 1.8 mL 骨水泥使椎体位移减小量更小,植入两枚增强器较植入 1 枚增强器使椎体位移减小量更小。此外,PMMA 骨水泥的弹性模量较 n-HA/PA66 增强器的弹性模量更大,故注入骨水泥的椎体较植入增强器的椎体位移减小量更小。

本文的局限性如下:将骨水泥在椎体内部的分布简化为球形;仅考虑了在椎体 L1 单节段中注入骨水泥和植入增强器的情况。

4 结语

本文首先建立正常椎体 T11 ~ L3 有限元模型, 并进行模型验证。在此基础上分别建立 4 种不同植入方式的增强器-椎体有限元模型, 并建立了注入 1.8、3.6 mL 的骨水泥-椎体有限元模型。通过计算分析发现, 植入增强器和注入骨水泥均使椎体应力增加而位移减小, 并且骨水泥使椎体的应力增加量更大, 位移减小量更小。另外, 在 4 种增强器-椎体有限元模型中, 植入两枚增强器较 1 枚增强器使椎体应力增加量更大, 位移减小量更小; 横突入路方式较腰大肌入路方式植入增强器使得椎体应力增加量更大, 位移减小量更小。因此, 建议在满足恢复骨折椎体刚度的条件下, 为了降低椎体应力增加引起的再次骨折, 应优先选择经腰大肌植入单个 n-HA/PA66 增强器治疗骨质疏松性压缩骨折。本研究结果预期可为临床上使用 n-HA/PA66 椎体增强器治疗骨质疏松压缩性骨折椎体的植入方案选择提供理论依据与实践指导。

参考文献:

[1] 中国健康促进基金会骨质疏松防治中国白皮书编委会. 骨质疏松症中国白皮书[J]. 中华健康管理学杂志, 2009, 3(3): 148-154

[2] BOGER A, HEINI P, WINDOLF M, et al. Adjacent vertebral failure after vertebroplasty: A biomechanical study of low-modulus PMMA cement [J]. Eur Spine J, 2007, 16(12): 2118-2125.

[3] MUELLER CW, BERLEMANN U. Kyphoplasty: Chances and limits [J]. Neurol India, 2005, 53(4): 451-457.

[4] POLOKEIT 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] 何江涛. 纳米羟基磷灰石/聚酰胺 66 复合生物活性人工椎体的极限生物力学及临床应用研究 [D]. 重庆: 重庆医科大学, 2007.

[6] 梁晟伟, 黄民锋, 王向鹏. 人工椎体的组织相容性和力学性能[J]. 中国组织工程研究, 2011, 15(26): 4876-4879.

[7] 张德盛, 刘树平, 刘跃洪, 等. 纳米羟基磷灰石/聚酰胺 66 复合生物活性支撑材料对椎体结构和高度的影响[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(43): 6977-6982.

[8] 孟纯阳, 安洪, 蒋电明, 等. 纳米羟基磷灰石/聚酰胺 66 与人胚胎成纤维细胞的生物相容性研究[J]. 重庆医科大学学报, 2005, 30(2): 169-172.

[9] 孙麟, 宋跃明, 刘浩, 等. 纳米羟基磷灰石/聚酰胺 66 椎体支撑体在脊柱前柱手术重建中的应用[J]. 中国矫形外科杂志, 2011, 19(18): 1497-1500.

[10] WANG X, LI Y, WEI J, et al. Development of biomimetic nano-hydroxyapatite/poly (hexamethylene adipamide) composites [J]. Biomaterials, 2002, 23(24): 4787-4791.

[11] QIAN X, LU H, ZHANG J, et al. Tissue engineering scaffold material of porous nanohydroxyapatite/polyamide 66 [J]. Int J Nanomed, 2010, 5(1): 331-335.

[12] 李家琼, 王冬梅, 孙璟川, 等. 骨水泥对椎体成形术治疗胸腰椎骨质疏松压缩性骨折的生物力学影响[J]. 医用生物力学, 2018, 33(1): 7-13.

LI JQ, WANG DM, SUN JC, et al. Biomechanical effects of cement volume on treatment of thoracolumbar compression fracture with vertebroplasty [J]. J Med Biomech, 2018, 33(1): 7-13.

[13] GOEL VK, KONG W, HAN JS, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles [J]. Spine, 1993, 18(11): 1531-1541.

[14] SMIT TH, ODGAARD, SCHNEIDER E. Structure and function of vertebral trabecular bone [J]. Spine, 1997, 22(24): 2823-2833.

[15] PENG L, BAI J, ZENG X, et al. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions [J]. Med Eng Phys, 2006, 28(3): 227-233.

[16] BACA V, HORAK Z, MIKULENKA P, et al. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses [J]. Med Eng Phys, 2008, 30(7): 924-930.

[17] 王惊, 李元超, 汪方, 等. 人体松质骨矿质密度与弹性模量关系[J]. 医用生物力学, 2014, 29(5): 465-470.

WANG J, LI YC, WANG F, et al. Relationship between mineral density and elastic modulus of human cancellous bone [J]. J Med Biomech, 2014, 29(5): 465-470.

[18] 陈庆宏. 胸腰段单纯性椎体压缩性骨折 156 例治疗总结 [J]. 按摩与康复医学, 2006(8): 22-24.

[19] GARCIA JM, DOBLARE M, SERAL B, et al. Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations. [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(5): 516.

[20] 姜雨辰. 骨盆弓状线上下缘解剖型内固定器的设计及有限元分析[D]. 上海: 上海交通大学, 2015.

[21] WILCOX RK. The biomechanics of vertebroplasty: A review [J]. P I Mech Eng H, 2004, 218(1): 1-10.

[22] 包拥政, 祝周兴, 冯云升, 等. 骨水泥注射体积与骨质疏松压缩性骨折椎体及邻近椎体应力的关系[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(52): 8365-8372.

- [23] BELKOFF SM, MATHIS JM, JASPER LE, *et al.* The biomechanics of vertebroplasty: The effect of cement volume on mechanical behavior [J]. *Spine*, 2001, 26 (14): 1537-1541.
- [24] EL-RICH M, ARNOUX PJ, WAGNAC E, *et al.* Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions [J]. *J Biomech*, 2009, 42(9): 1252-1262.
- [25] 朱海明, 丁亮, 张东, 等. 胸腰椎爆裂性骨折短节段伤椎固定三维有限元模型构建及生物力学比较研究[J]. *中国矫形外科杂志*, 2015, 23(10): 917-920.
- [26] TENCER AF, AHMED AM, BURKE DL. Some static mechanical properties of the lumbar intervertebral joint, intact and injured [J]. *J Biomech Eng*, 1982, 104(3): 193-201.

· 致读者 ·

论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前言必须开门见、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx水平”或“填补xx空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过250字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体重、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长、繁琐、不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有 P 值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论、包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。

本刊编辑部