

骨质疏松症患者脊柱胸腰段椎体力学稳定性变化与椎体压缩性骨折风险预测的有限元分析

秦太平^{1,2}, 张晓刚², 权祯¹, 张华¹, 曹林忠¹, 陈钵¹, 徐斌¹, 徐世伟²

1. 甘肃中医药大学中医临床学院, 甘肃 兰州 730000; 2. 甘肃中医药大学附属医院脊柱外科, 甘肃 兰州 730020

【摘要】目的:通过有限元分析骨质疏松症(OP)患者的脊柱胸腰段椎体在不同运动状态下椎体力学稳定性变化,与人体正常模型进行对比分析,针对椎体是否存在压缩性骨折的风险进行预测,为干预性策略标准化建立和完善提供理论和生物力学依据。**方法:**选择没有脊柱胸腰段椎体伤病史的健康志愿者男女各1人;选择2例住院老年OP女性患者胸腰椎CT及MRI扫描资料。建立T₁₁~L₂骨质疏松性椎体的三维有限元模型并验证有效性。在正常生理载荷分析不同运动状态下的生物力学变化,对两组模型之间椎体、关节突关节、终板、纤维环、松质骨、椎间盘、髓核的Von Mises应力及椎体最大位移进行对比分析,同时对应力云图进行对比,分析其生理与病理关节应力变化。**结果:**正常人体与OP患者脊柱椎体的材料属性、弹性模量、刚度、强度以及所处的力学生物学环境变化进行分析结果表明,OP患者在脊柱前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转、轴向7种不同运动状态下与正常人体脊柱胸腰段相比较,椎体、关节突关节、椎间盘、终板、纤维环、髓核的Von Mises应力有明显降低趋势,椎体最大位移呈现增大趋势。此外本研究对OP模型的建立并非采用文献中降低正常皮质骨、松质骨、终板弹性模量的模型,而是采用临床中根据CT数据、临床症状、骨密度等明确诊断的OP患者数据,与目前文献所提供的模型数据对比,更符合临床OP患者真实的脊柱胸腰段椎体与附属结构的生物力学特性和属性变化。与正常人体模型相比较,从筋骨系统进行分析,骨与肌肉、韧带所代表的动静力变化都有明显降低,这也印证了临床真实数据的变化。**结论:**OP患者脊柱胸腰段椎体应力分布不均匀、应力的集中趋势导致脊柱胸腰段椎体、椎间盘、髓核、纤维环、关节突及周围附属结构应力异常变化,即骨弹性模量的异常改变、周围附属结构的束缚力下降,引起筋骨系统平衡失常和长期稳定性下降,进而增加脊柱胸腰段椎体骨折的退变过程和风险,通过有限元分析针对椎体压缩性骨折风险建立标准化预防策略,提供理论和生物力学依据。

【关键词】骨质疏松症;力学稳定性;胸腰椎压缩性骨折风险预测;有限元分析

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)04-0485-10

Spinal thoracolumbar vertebrae stability change and risk prediction of vertebral compression fracture in osteoporosis patients: a finite element analysis

QIN Daping^{1,2}, ZHANG Xiaogang², QUAN Zhen¹, ZHANG Hua¹, CAO Linzhong¹, CHEN Bo¹, XU Bin¹, XU Shiwei²

1. Clinical College of Traditional Chinese Medicine, Gansu University of Chinese Medicine, Lanzhou 730000, China; 2. Department of Spine Surgery, Affiliated Hospital of Gansu University of Chinese Medicine, Lanzhou 730020, China

Abstract: Objective To apply finite element analysis for analyzing the changes of the mechanical stability of the thoracolumbar vertebrae in osteoporosis patients in different motion states, and then compare the established finite element model with the normal human model, and to predict the risk of compression fracture, thereby providing theoretical and biomechanical basis for the standardization of intervention strategy. **Methods** A male volunteer who didn't had the history of spinal thoracolumbar vertebrae injuries were enrolled in the study. Moreover, the thoracolumbar CT and MRI scan data of 2 hospitalized elderly osteoporosis women were selected to establish a three-dimensional finite element model of the osteoporotic vertebral body T₁₁-L₂, and then the validity of the established model was verified. The biological forces in different motion states under normal physiological load was analyzed; and the Von Mises stresses of vertebral body, articular process joint, endplate, fibrous ring, cancellous bone, intervertebral disc and nucleus pulposus, and the maximal displacement of vertebral body were compared between two groups; and finally, the physiological and pathological joint stress changes

【收稿日期】2020-11-02

【基金项目】国家自然科学基金(81760873);甘肃省高等学校创新基金项目(2020A-073);甘肃中医药大学附属医院青年创新基金(gzfy-2018-11)

【作者简介】秦太平,医学博士,副教授、主治医师,研究方向:中医药防治骨质疏松、骨科生物力学及数字骨科研究应用, E-mail: qindaping888666@

163.com

were analyzed using stress cloud map. **Results** The analysis on the material properties, elastic modulus, stiffness, strength of normal human spine and thoracolumbar spine in osteoporosis patients and the changes of mechanical and biological environment showed that the Von Mises stresses of vertebral body structure including vertebral body, articular process joint, intervertebral disc, end plate, fibrous ring and nucleus pulposus in osteoporosis patients under 7 motion states (forward flexion, extension, left and right lateral bending, left and right rotation, axial motion) were decreased significantly and the maximum displacement of vertebral body showed an increasing trend. In addition, the study established an osteoporosis model using clinical CT data and patients who were diagnosed with osteoporosis confirmed by specific clinical symptoms and bone mineral density, instead of adopting the model with reduced elastic modulus of cortical bone, cancellous bone and endplate which was provided in literatures. Compared with the model provided in the current literatures, the model established in the study was more consistent with the biomechanical characteristics and attribute changes of the actual spinal thoracolumbar vertebral body and accessory structure in osteoporosis patients. The analysis on musculoskeletal system showed that compared with those of normal human model, the dynamic and dynamic changes represented by bone, muscle and ligament of the model established in the study were significantly decreased, which also confirmed the change of clinical real data. **Conclusion** The uneven stress distribution and the tendency of stress concentration in thoracolumbar vertebrae in osteoporosis patients lead to abnormal changes of stresses in thoracolumbar vertebrae, intervertebral disc, nucleus pulposus, fibrosis, articular process and surrounding accessory structures, namely the abnormal change of elastic modulus of bone and the decrease of binding force of surrounding accessory structures, which will result in imbalance of musculoskeletal system and decrease of long-term stability, thus increasing the degeneration and risk of thoracolumbar compression fracture. The study also provide theoretical and biomechanical basis for the standardization of intervention strategy for thoracolumbar compression fracture risk.

Keywords: osteoporosis; mechanical stability; prediction of thoracolumbar compression fracture risk; finite element analysis

前言

骨质疏松症(Osteoporosis, OP)是骨科增龄性骨骼疾病之一,以骨量减少、骨微结构破坏、脆性骨折为主要特征,是中老年患者发生日常活动受限、骨折、致残的高危疾病因素。根据2018年国家卫健委发布,我国65岁以上人群中,OP的患病率达32.0%,其中女性人群中OP患者占比51.6%,男性人群中OP患者占比10.7%,城市地区人群中OP患者占比为25.6%,农村地区人群中OP患者占比为35.3%^[1]。调查显示,我国40~49岁人群OP患病率为3.2%,其中女性人群中OP患者占比4.3%,城市地区人群中OP患者占比3.5%,农村地区人群中OP患者占比3.1%。50岁以上人群中OP患病率为19.2%,其中女性人群中OP患者占比32.1%,城市地区人群中OP患者占比16.2%,农村地区人群中OP患者占比20.7%^[2]。目前中国骨质疏松和骨量减少人数将近3亿人^[3]。骨质疏松性骨折是OP最严重的后果,是老年患者致残和致死的主要原因之一。由此带来的高风险、高死亡率和高医疗耗费已经成为了全球共同关注的公众健康问题^[4-5]。

针对OP患者的脊柱胸腰段椎体、椎间盘、髓核、纤维环、关节突及周围附属结构应力异常变化与正常人体有限元对比分析,明确其椎体及附属结构骨弹性模量的异常改变和周围附属结构的束缚力下

降,引起筋骨系统平衡失常和长期稳定性的下降,进而增加脊柱胸腰段椎体骨折的退变过程和风险,并针对椎体压缩性骨折风险做预防策略的干预。

1 材料与方法

1.1 一般资料

1.1.1 正常胸腰椎三维有限元模型的建立与有效性验证 选择没有脊柱胸腰椎椎体伤病史的健康志愿者男女各1人,男性69岁、女性75岁,身高分别为174、161 cm,体重分别为64.2、56 kg,X线检查排除胸腰椎相关病变,无明显畸形、增生、退变等。同时排除其他脊柱疾患病史、脊柱手术病史。使用西门子64排螺旋CT行T₁₁椎体上缘至L₂椎体下缘扫描,扫描条件140 kV,200 mA,层厚0.625 mm,以512×512像素DICOM格式提取CT数据。建立人体正常脊柱胸腰段T₁₁~L₂的有限元模型,运用软件Mimics 21.0将CT数据转化为STL格式,通过Geomagic 2013对数据中的图像进行修补、去噪、铺面并转化为NURBS曲面模型,通过Hypermesh 12.0完成对所建模型前处理,在Abaqus 6.14软件中完成有限元数据分析。在完成材料属性赋值、连接定义、网格划分以后,将L₂椎体下部设为固定并定位基准平面,X轴垂直于基准平面限定垂直载荷,Y定义为3个椎体矢状面限定左右侧屈载荷,Z轴定义为冠状面限定屈曲载荷,按照椎体前柱和中柱承担载荷85%、后柱承担载荷15%

的标准,自 T_{11} 椎体上缘分别施加500 N的垂直向下载荷,同时分别施加 $7.5\text{ N}\cdot\text{m}$ 的前屈、左侧屈、右侧屈力矩模拟腰椎轴向、前屈、左右侧屈、后伸及旋转活动,并对活动度进行有效性验证^[6-9]。

1.1.2 模型的材料属性参数 根据目前国内外人体脊柱有限元文献资料和实验测量及有限元模型验证结果^[6, 10-13]。将各结构的材料性质导入ANASYS 17.0进行计算和分析(表1)。

表1 有限元分析模型各结构材料属性参数
Tab.1 Properties parameters of each structural material in finite element analysis model

结构组成	弹性模量/MPa	泊松比	横截面积/mm ²	刚度系数	状态
皮质骨	8 040(正常皮质骨弹性模量的67%)	0.300	-	-	骨质疏松
松质骨	34(正常松质骨弹性模量的34%)	0.250	-	-	骨质疏松
终板	670(正常终板弹性模量的67%)	0.400	-	-	骨质疏松
后方结构	2 345(正常后方结构弹性模量的67%)	0.250	-	-	骨质疏松
纤维环	455	0.300	1.35	-	正常
纤维环基质	4.2	0.450	-	-	正常
髓核	0.4	0.499	-	-	正常
关节软骨	10	0.400	-	-	正常
前纵韧带	20	0.300	60	33.0	正常
后纵韧带	70	0.300	21	20.4	正常
棘间韧带	28	0.300	40	11.5	正常
棘上韧带	28	0.300	30	23.7	正常
黄韧带	50	0.300	60	27.2	正常
横突间韧带	50	0.300	10	15.0	正常
关节囊	26	0.300	67.5	33.9	正常

1.1.3 正常胸腰椎三维有限元模型网格划分 Mimics中进行面网格划分(Remesh)后,优化重组将三维模型以ANSYS element文件格式输出至ANSYS,进行体网格划分,划分为六面体10节点(Solid 171)单元,单元(Elements)数为265 468,节点(Nodes)数目为450 939(图1~3)。

1.1.4 骨质疏松性胸腰椎三维有限元模型的建立与有效性验证 选择2例住院老年OP女性患者胸腰椎CT及MRI扫描资料,年龄分别为75和78岁,诊断、纳入标准参考《原发性骨质疏松症诊疗指南(2017)》^[14-15]:①急性、轻度或中度暴力造成的骨折。②腰背

部疼痛视觉模量(VAS)评分 ≥ 5 。③受伤椎体MRI检查 T_1 加权像呈高信号, T_2 加权像呈低信号。④采用双能X线吸收法(DEXA)测定 L_{2-4} 椎骨密度, T 值=(实测骨密度值-中国正常青年人峰值骨密度值)/中国正常青年人峰值骨密度的标准差(SD); T 值 $\geq -1.0\text{ }SD$ 属正常; $-2.5\text{ }SD < T \text{ 值} < -1.0\text{ }SD$ 为骨量低下或骨量减少; $T \text{ 值} \leq -2.5\text{ }SD$ 为OP;伴有一处或多处非暴力性骨折为严重骨质疏松症^[16]。X线片排除脊椎压缩性骨折、肿瘤、结核等其他相关疾病,建立 $T_{11}\sim L_2$ 骨质疏松性椎体的三维有限元模型并验证有效性。

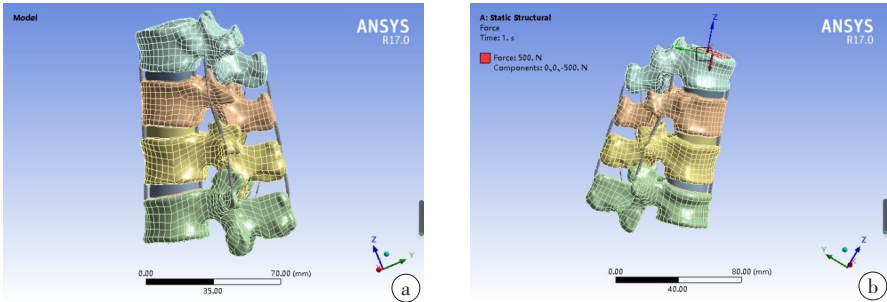


图1 正常人体胸腰段($T_{11}\sim L_2$)的网格模型(a)和轴向受力图(b)
Fig.1 Grid model of normal $T_{11}\sim L_2$ (a) and axial load (b)

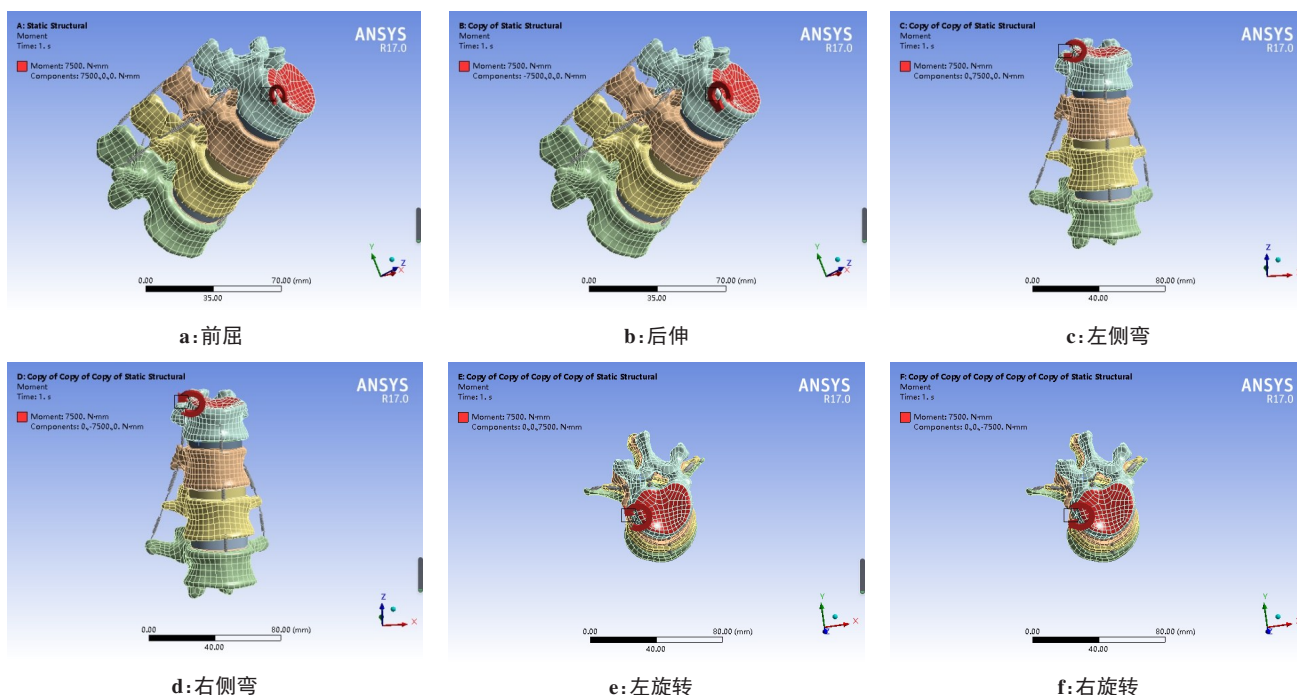


图2 正常T₁₁椎体上表面施加弯矩模拟

Fig.2 Bending moment applied on the upper surface of vertebral body T₁₁

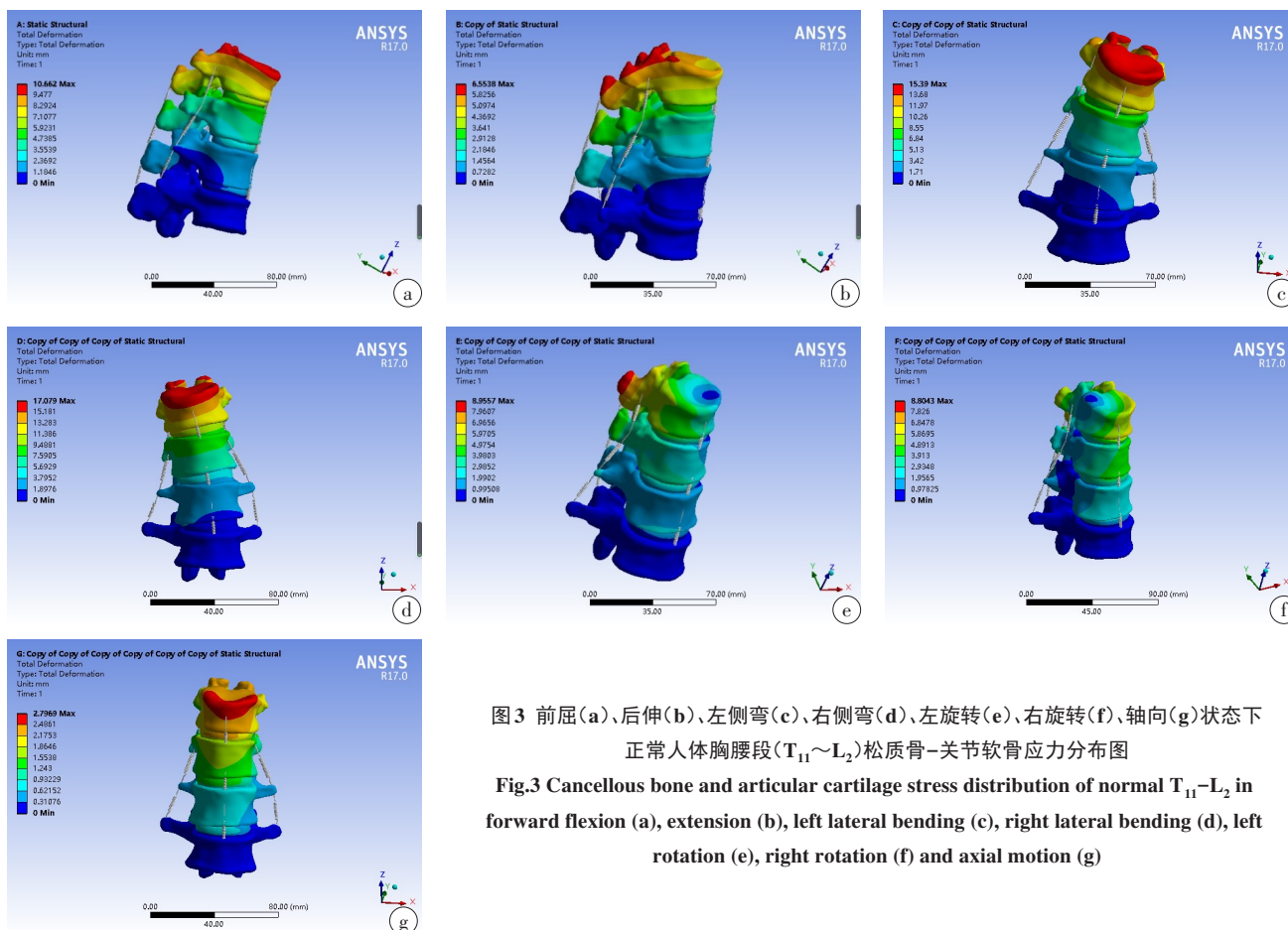


图3 前屈(a)、后伸(b)、左侧弯(c)、右侧弯(d)、左旋转(e)、右旋转(f)、轴向(g)状态下正常人体胸腰段(T₁₁~L₂)松质骨-关节软骨应力分布图

Fig.3 Cancellous bone and articular cartilage stress distribution of normal T₁₁-L₂ in forward flexion (a), extension (b), left lateral bending (c), right lateral bending (d), left rotation (e), right rotation (f) and axial motion (g)

1.1.5 骨质疏松性胸腰椎三维有限元模型网格划分

Mimics中进行面网格划分(Remesh)后,优化重组将三维模型以ANSYS element文件格式输出至

ANSYS,进行体网格划分,划分为六面体10节点(Solid 2017)单元,单元(Elements)数为1 980 018,节点(Nodes)数目为3 030 156(图4~图6)。

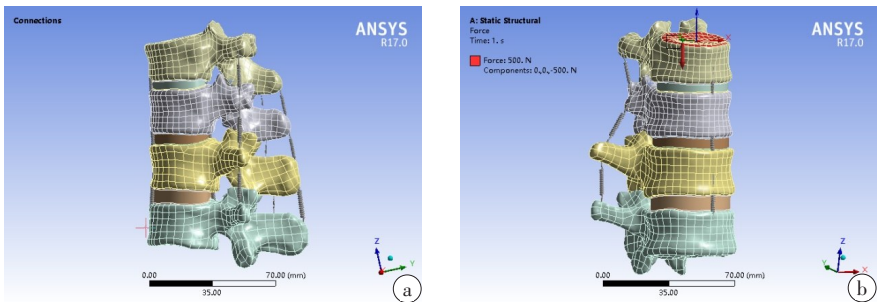


图4 骨质疏松症(OP)患者T₁₁~L₂椎体的网格模型(a)和轴向受力图(b)
Fig.4 Grid model of T₁₁~L₂ in osteoporosis patients (a) and axial load (b)

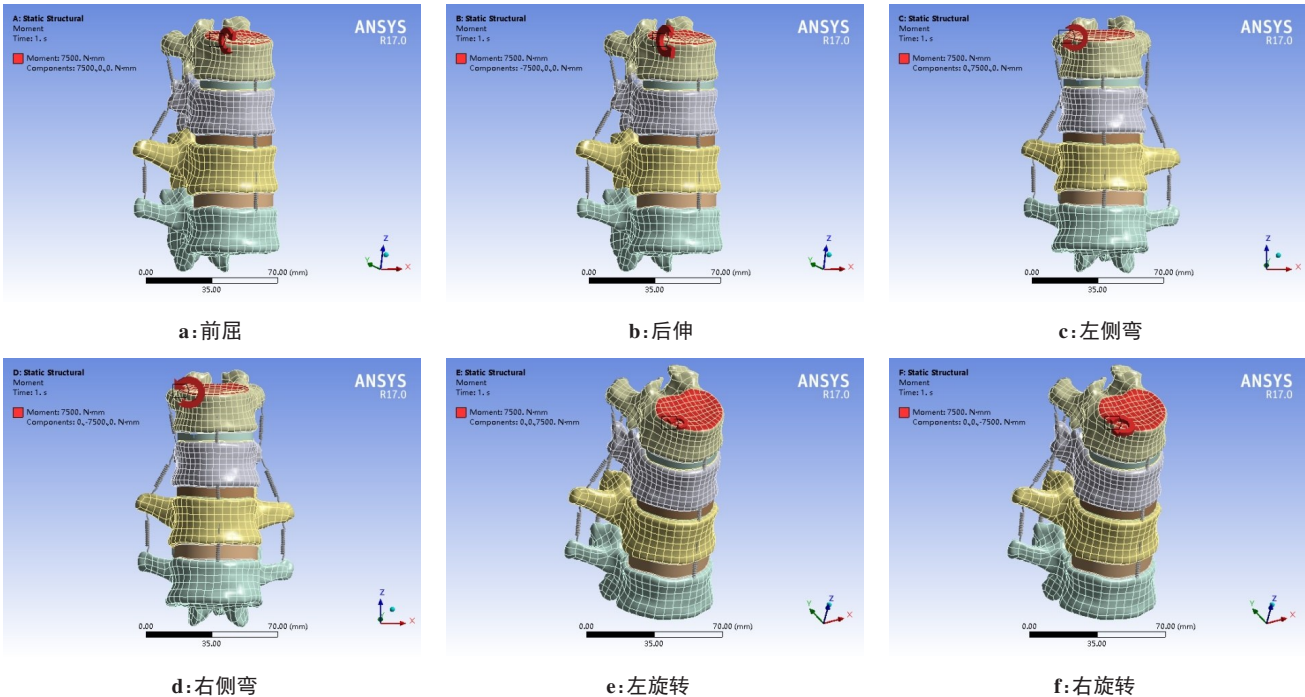


图5 OP患者T₁₁椎体上表面施加弯矩模拟
Fig.5 Bending moment applied on the upper surface of vertebral body T₁₁ in osteoporosis patients

2 结果

2.1 正常人体与OP患者脊柱胸腰段有限元模型有效性验证与分析

本研究对正常人体胸腰段(T₁₁~L₂)模型进行了7种运动状态下(前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转、轴向)的加载分析,测得各种运动状态下的关节活动度(Range of Motion, ROM),研究结果与国内外文献研究报道结论高度相似^[9,17-20](表2),有限元模型有效可行。

2.2 正常人体与OP患者脊柱胸腰段有限元模型应力变化分析

对所选正常人体胸腰段(T₁₁~L₂)模型在不同运动状态下椎体结构的 Von Mises 应力、椎体位移变化情况,与国内外文献报道和课题组前期研究结果高度一致。正常人体与OP患者脊柱椎体的材料

属性、弹性模量、刚度、强度以及所处的生物力学环境变化进行分析表明,OP患者在脊柱前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转、轴向7种运动状态下与正常人体比较,其椎体结构包括椎体、关节突关节、椎间盘、终板、纤维环、髓核的 Von Mises 应力有明显降低趋势,椎体最大位移呈现增大趋势(表3~9)。此外本研究对OP模型的建立并非采用文献中降低正常模型皮质骨、松质骨、终板弹性模量的方法,而是采用临床中根据CT数据与临床症状、骨密度等明确诊断的OP患者数据,与目前文献所提供的模型数据对比更符合临床OP患者真实的脊柱胸腰段椎体与附属结构的生物力学特性和属性变化。与正常人体模型相比较,从筋骨系统进行分析,骨与肌肉、韧带所代表的动静力变化都有明显的降低,这也印证了临床真实数据的变化,为临床干预策略的标准化建立和完善提供生物力学基础。

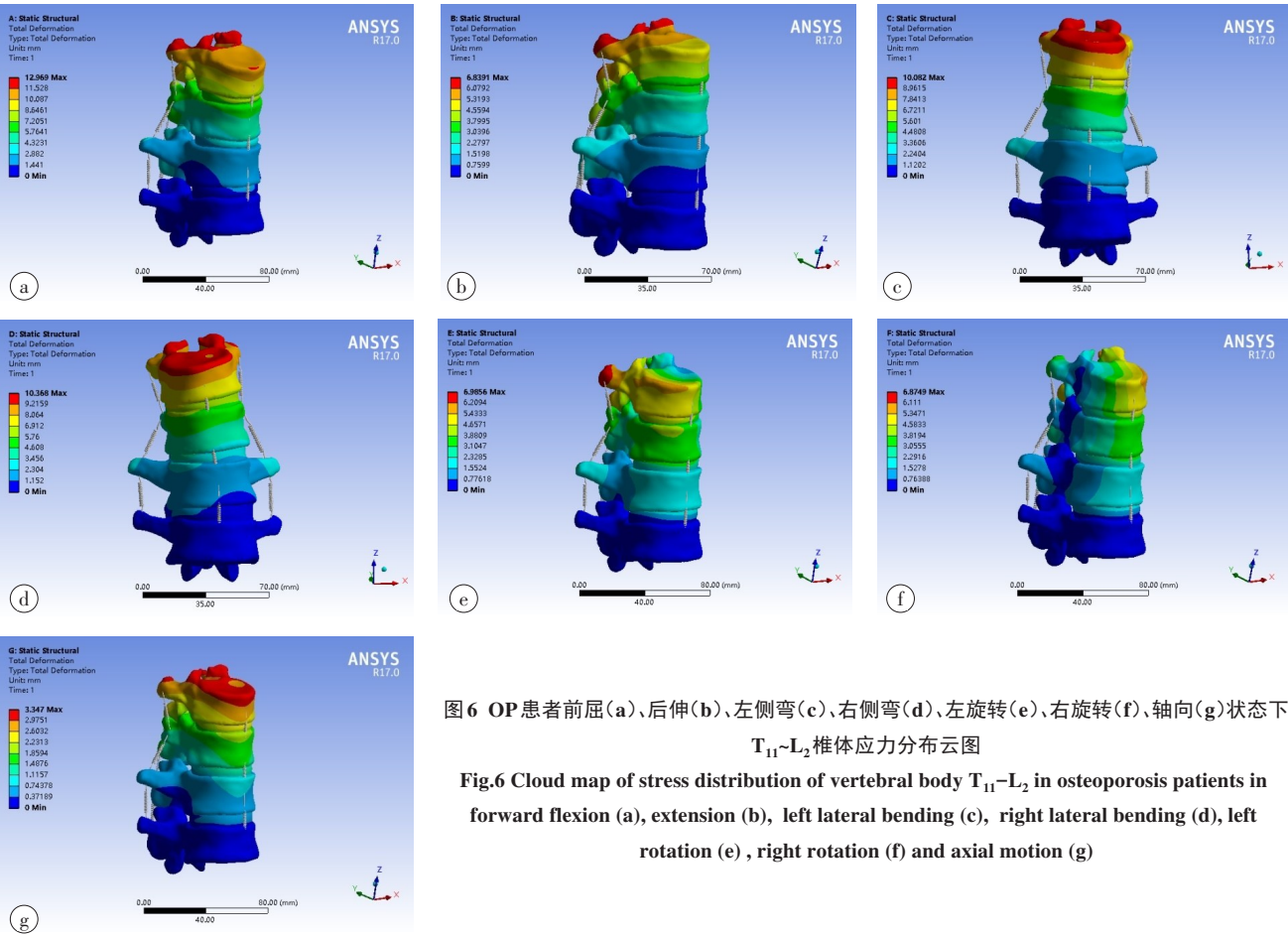


图6 OP患者前屈(a)、后伸(b)、左侧弯(c)、右侧弯(d)、左旋转(e)、右旋转(f)、轴向(g)状态下T₁₁~L₂椎体应力分布云图

Fig.6 Cloud map of stress distribution of vertebral body T₁₁~L₂ in osteoporosis patients in forward flexion (a), extension (b), left lateral bending (c), right lateral bending (d), left rotation (e), right rotation (f) and axial motion (g)

表 2 T₁₁~L₂椎体有限元模型关节活动度与既往研究结果对比(°)

Tab.2 Range of motion of finite element model of T₁₁~L₂ and comparison with previous research results (°)

工况	正常模型						本文OP模型
	本研究	前期研究结果[17]	文献[18]	文献[19]	文献[9]	文献[20]	
前屈	9.64±3.21	7.21±2.41	6.51	7.0	7.8	7.9	9.15
后伸	5.28±1.76	4.68±1.57	5.43	4.5	5.5	6.8	5.42
左侧弯	14.45±4.82	7.21±2.37	5.47	5.6	8.1	7.3	13.2
右侧弯	16.22±5.41	7.43±2.48	5.43	6.7	7.5	8.0	13.31
左旋转	2.35±0.78	-	2.54	3.1	2.6	2.8	4.21
右旋转	4.23±1.42	-	2.46	3.8	2.3	3.3	3.96
轴向	9.64±3.22	-	-	-	-	-	9.13

3 讨论

本文通过对正常人体与OP患者脊柱胸腰段(T₁₁~L₂)在不同运动状态下的有限元分析对其本构进行生物力学分析,结合骨密度、结构、材料属性的变化对骨强度的影响进行分析评估。

OP是一种与增龄相关的进行性和广泛性疾病,是一种伴有骨骼肌量减少、肌肉力量和(或)肌肉功能减退同时有骨量的丢失、骨组织微细结构破坏、骨骼脆性增高,骨折发生风险增加的综合征。其核心

病机是筋骨失衡,即骨骼肌肉系统之间的生理动态平衡的异常变化,表现为肌肉收缩力学负荷对骨骼机械力的影响,以及肌肉与骨骼间力学信息调控机制^[21]。

利用有限元法对正常人体与OP患者的脊柱椎体材料属性、弹性模量、刚度、强度以及所处的力学生物学环境变化进行分析表明,OP患者在脊柱前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转、轴向7种运动状态下与正常人体脊柱胸腰段比较,其椎体结构的Von Mises应力有明显降低趋势,椎体最大位移呈现增大趋势。

表3 正常模型与OP模型不同运动状态下椎体结构应力-位移变化
Tab.3 Changes of stress-displacement of vertebral structure in normal model and osteoporosis model

工况	最大等效应力/MPa				椎体最大位移/mm	
	椎体		关节突关节			
	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型
前屈	41.40	38.23	16.02	6.72	10.66	12.97
后伸	38.62	40.60	16.59	4.48	6.55	6.84
左侧弯	37.89	34.29	14.26	4.10	15.39	10.08
右侧弯	55.35	40.76	14.44	4.47	17.08	10.37
左旋转	79.10	44.44	16.21	12.37	8.96	6.99
右旋转	81.61	42.36	16.48	12.87	8.80	6.87
轴向	22.68	19.34	1.85	1.12	2.80	3.35

表4 正常模型与OP模型不同运动状态下椎体最大等效应力变化(MPa)
Tab.4 Changes of vertebral maximum equivalent stress in normal model and osteoporosis model under different motion conditions (MPa)

工况	T ₁₁ 椎体		T ₁₂ 椎体		L ₁ 椎体		L ₂ 椎体	
	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型
前屈	39.07	38.23	36.54	33.35	32.61	34.13	41.40	28.08
后伸	38.62	40.60	33.98	29.39	30.96	23.41	37.02	26.29
左侧弯	37.89	34.29	36.59	29.75	29.72	28.94	26.76	28.92
右侧弯	39.61	40.76	55.35	29.21	36.61	27.74	43.01	25.33
左旋转	79.10	44.44	69.79	34.13	66.11	24.18	37.76	29.25
右旋转	81.61	42.36	76.43	32.75	65.40	24.69	40.21	26.98
轴向	14.39	19.34	22.68	19.07	18.94	18.25	16.58	17.42

表5 正常模型与OP模型不同运动状态下椎间盘、终板最大等效应力变化(MPa)
Tab.5 Changes of maximum equivalent stress of intervertebral disc and endplate in normal model and osteoporosis model (MPa)

工况	T ₁₁ ~T ₁₂ 椎间盘		T ₁₂ ~L ₁ 椎间盘		L ₁ ~L ₂ 椎间盘		T ₁₁ 下终板		T ₁₂ 上终板	
	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型
前屈	2.71	2.68	2.53	2.02	3.03	2.10	16.25	11.62	16.06	11.87
后伸	1.57	3.13	1.16	1.75	1.17	1.31	6.29	11.85	12.72	10.69
左侧弯	4.26	1.78	3.09	1.96	2.57	2.11	21.23	9.38	22.54	6.96
右侧弯	3.66	2.06	3.23	2.00	3.76	2.24	11.72	8.23	24.47	7.26
左旋转	2.25	2.06	2.80	1.51	2.93	1.76	8.78	6.05	8.93	4.94
右旋转	3.19	2.28	2.71	1.41	2.38	1.37	17.24	8.90	9.71	3.60
轴向	1.67	0.95	1.40	0.94	1.68	1.14	9.99	3.13	9.13	3.19

这种力学强度变化和材料属性改变导致脊柱椎体与周围附属结构及相邻椎体应力发生变化,是骨质疏松性骨折、邻近椎体骨折和脊柱功能稳定性下降和腰背部疼痛、活动受限、脊柱后凸畸形加重等一系列并发症出现的关键因素。通过有限元分析(Finite Element Analysis, FEA)对正常人体脊柱与OP患者胸腰段力学特性变化分析,可明确其椎体及附属结构

骨弹性模量的异常改变,并针对椎体压缩性骨折风险制定和进一步规范预防策略。针对不同OP患者进行预防性干预,增加椎体及周围结构的应力,提高骨骼肌肉系统的应力阈值,重塑“骨张筋、筋束骨”生理状态,重建脊柱关节的生物力学平衡,有效降低骨质疏松性椎体压缩骨折(Osteoporotic Vertebral Compression Fractures, OVCF)的发生。

表6 正常模型与OP模型不同运动状态下终板最大等效应力变化(MPa)

Tab.6 Changes of maximum equivalent stress of endplate in normal model and osteoporosis model in different motion states (MPa)

工况	T ₁₂ 下终板		L ₁ 上终板		L ₁ 下终板		L ₂ 上终板	
	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型
前屈	10.78	13.21	8.36	9.30	15.39	7.65	9.66	10.87
后伸	6.66	8.02	8.62	10.38	3.79	6.51	7.16	7.89
左侧弯	17.84	7.56	19.71	7.92	14.43	7.86	13.31	8.74
右侧弯	14.12	12.47	19.68	9.82	14.94	10.50	19.74	13.99
左旋转	11.58	6.81	7.89	3.31	13.92	8.41	6.75	5.86
右旋转	17.86	4.64	8.43	5.47	13.38	5.84	8.22	8.50
轴向	6.98	4.57	7.39	4.23	8.55	4.79	5.80	5.86

表7 正常模型不同运动状态下松质骨最大等效应力变化(MPa)

Tab.7 Changes of maximum equivalent stress of cancellous bone in normal model in different motion states (MPa)

工况	T ₁₁ 松质骨	T ₁₂ 松质骨	L ₁ 松质骨	L ₂ 松质骨
前屈	1.543	1.561	0.902	0.867
后伸	1.180	1.205	0.676	0.658
左侧弯	3.117	4.741	0.997	0.727
右侧弯	3.570	4.459	1.168	1.104
左旋转	2.642	4.694	2.415	1.428
右旋转	2.793	5.390	2.435	1.530
轴 向	0.483	0.500	0.517	0.591

如何寻找和探索符合椎体长期稳定状态和脊柱筋骨动态平衡的预防性干预标准是今后脊柱外科临床长期研究要解决的问题,而骨的稳定与支撑结构是由肌肉、肌腱、韧带、筋膜等即“筋”所产生的应力载荷变化的力学调控系统的控制,通过这种力学调控起到“筋-骨”结构、功能与生物特性的平衡关系;这种力学调控过程符合 Wolff定律,通过对“筋”的微环境的调控来调节骨骼发育、修复和重建。

预防性干预过程就是通过对骨骼肌的外力靶点作用将力学信号转化为生物学信号,激活与敏化生物学信号通路转导环节,调控“筋-骨”之间能量转换、

表8 正常模型与OP模型不同运动状态下纤维环最大等效应力变化(MPa)
Tab.8 Changes of maximum equivalent stress of fiber ring in normal model and osteoporosis model in different motion states (MPa)

工况	T ₁₁ ~T ₁₂ 纤维环		T ₁₂ ~L ₁ 纤维环		L ₁ ~L ₂ 纤维环	
	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型
前屈	2.708	2.676	2.530	2.024	3.031	2.098
后伸	1.571	3.130	1.155	1.748	1.168	1.307
左侧弯	4.256	1.781	3.088	1.960	2.567	2.115
右侧弯	3.663	2.06	3.229	1.996	3.759	2.236
左旋转	2.252	2.061	2.795	1.510	2.831	1.757
右旋转	3.187	2.280	2.713	1.409	2.379	1.372
轴向	1.675	0.952	1.400	0.935	1.680	1.136

化学元素、分子信号、靶向基因的相关表达,维持“筋-骨”之间的动态平衡^[22]。

在“筋骨并重”理论指导下采用不同干预方法逆转“筋骨失衡”的病理状态^[5, 23-24],调和脏腑、筋络、关节气血的运行,重建脊柱关节的生物力学平衡,达到治病疗伤的目的,改善OP患者脊柱椎体的材料属性、力学生物学环境、椎体刚度、强度,重塑和恢复椎体附件、椎间盘、软骨终板、相邻椎体之间的平衡

状态。

通过FEA对正常人体脊柱与OP患者胸腰段力学特性变化分析,能够明确脊柱筋骨系统失衡状态的关键异常或病理应力的来源和存在区域,为改变“筋出槽、骨错缝”的病理状态,建立外来干预策略,恢复脊柱椎体肌肉、韧带、椎间盘等椎体附属结构正常应力变化,即重塑“骨张筋、筋束骨”生理状态,重建筋骨生物力学平衡。

表9 正常模型与OP模型不同运动状态下髓核最大等效应力变化(MPa)

Tab.9 Changes of maximum equivalent stress of nucleus pulposus in normal model and osteoporosis model in different motion states (MPa)

工况	T ₁₁ ~T ₁₂ 髓核		T ₁₂ ~L ₁ 髓核		L ₁ ~L ₂ 髓核	
	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型	正常模型	OP模型
前屈	0.352	0.290	0.314	0.246	0.414	0.280
后伸	0.181	0.166	0.165	0.129	0.152	0.127
左侧弯	0.473	0.371	0.384	0.319	0.359	0.253
右侧弯	0.481	0.361	0.441	0.324	0.433	0.260
左旋转	0.290	0.166	0.336	0.219	0.359	0.232
右旋转	0.328	0.188	0.300	0.180	0.367	0.211
轴向	0.188	0.120	0.217	0.107	0.282	0.147

但是,复位后对其椎体高度恢复与其脊柱力学稳定性差异性评价与研究至关重要,如何应用先进的方法研究传统手法的相关生物力学问题以及建立复位手法科学标准显得非常重要。

近年来已有不少学者利用先进的计算机技术和FEA方法研究脊柱骨骼-肌肉系统生理与病理力学稳定变化机制^[25-30]。应用数字化骨科技术揭示人体脊柱胸腰段骨骼-肌肉系统即“筋-骨”系统生理与病理生物力学变化机制及关键应力区域变化的差异性对脊柱功能的影响,更好为OP患者预防性干预策略的标准化建立和完善提供理论和生物力学依据。

【参考文献】

[1] 中国中西医结合学会骨伤科专业委员会. 骨质疏松症中西医结合诊疗指南[J]. 中华医学杂志, 2019, 99(45): 3524-3533.

Chinese Society of Integrated Chinese and Western Medicine Orthopedic Committee. Guidelines for the diagnosis and treatment of osteoporosis[J]. Journal of Chinese Medical, 2019, 99(45): 3524-3533.

[2] 中华中医药学会. 绝经后骨质疏松症(骨痿)中医药诊疗指南(2019年版)[J]. 中医正骨, 2020, 32(2): 1-13.

China Association of Traditional Chinese Medicine. 2019 Chinese medicine guideline for diagnosis and treatment of postmenopausal osteoporosis (Gu Wei) [J]. The Journal of Traditional Chinese Orthopedics and Traumatology, 2020, 32(2): 1-13.

[3] 王煜, 凌晓红, 丁志伟, 等. 2013-2017年中国骨质疏松研究的文献计量学分析[J]. 中国骨质疏松杂志, 2018, 24(11): 1410-1414.

WANG Y, LING X H, DING Z W, et al. A bibliometric study of osteoporosis literature s in China from 2013 to 2017 [J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2018, 24(11): 1410-1414.

[4] SVENSSON H K, OLOFSSON E H, KARLSSON J, et al. A painful, never ending story: older women's experiences of living with an osteoporotic vertebral compression fracture[J]. Osteoporos Int, 2016, 27(5): 1729-1736.

[5] 秦大平, 张晓刚, 宋敏, 等. 从筋骨并重理论探讨肌少症与骨质疏松症的中医药防治策略[J]. 中华中医药杂志, 2019, 34(9): 4364-4369.

QIN D P, ZHANG X G, SONG M, et al. Discussion on the prevention and treatment strategy of sarcopenia and osteoporosis with traditional Chinese medicine based on the theory of muscles and bones[J]. China Journal of Traditional Chinese Medicine and Pharmacy, 2019, 34(9): 4364-4369.

[6] 赵文韬, 秦大平, 张晓刚, 等. 骨质疏松性椎体压缩骨折椎体强化术后不同椎体高度对相邻椎体应力影响的有限元分析[J]. 中国骨质

疏松杂志, 2018, 24(9): 1141-1147.

ZHAO W T, QIN D P, ZHANG X G, et al. Biomechanical effects of different vertebral heights after augmentation of osteoporotic vertebral compression fracture on the adjacent vertebrae: a three-dimensional finite element analysis[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2018, 24(9): 1141-1147.

[7] DENIS F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1983, 8(8): 817-831.

[8] ROHLMANN A, ZANDER T, RAO M, et al. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing[J]. J Biomech, 2009, 42(10): 1520-1526.

[9] XU G, FU X, DU C, et al. Biomechanical effects of vertebroplasty on thoracolumbar burst fracture with transpedicular fixation: a finite element model analysis [J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2014, 100(4): 379-383.

[10] POLIKEIT A, NOLTE L P, FERGUSON S J. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2003, 28(10): 991-996.

[11] 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(4): 421-426.

[12] GOEL V K, KONG W, HAN J S, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1993, 18(11): 1531-1541.

[13] ZHANG L C, YANG G J, WU L J, et al. The biomechanical effects of osteoporosis vertebral augmentation with cancellous bone granules or bone cement on treated and adjacent non-treated vertebral bodies: a finite element evaluation[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010, 25(2): 166-172.

[14] 中华医学会骨质疏松和骨矿盐疾病分会. 原发性骨质疏松症诊疗指南(2017)[J]. 中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志, 2017, 10(5): 413-444.

The Chinese Medical Association of Osteoporosis and Bone Mineral Disease. Guidelines for the diagnosis and management of primary osteoporosis (2017)[J]. Chinese Journal of Osteoporosis and Bone Mineral Research, 2017, 10(5): 413-444.

[15] 杜桂迎, 余卫, 林强, 等. WHO双能X线吸收仪骨质疏松症诊断标准及其相关问题[J]. 中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志, 2016, 9(3): 330-338.

DU G Y, YU W, LIN Q, et al. Review of WHO diagnostic criteria by DXA for osteoporosis and its application[J]. Chinese Journal of Osteoporosis and Bone Mineral Research, 2016, 9(3): 330-338.

[16] 邱贵兴, 裴福兴, 胡侦明, 等. 中国骨质疏松性骨折诊疗指南-骨质疏松性骨折诊断及治疗原则[J]. 黑龙江科学, 2018, 9(2): 85-88.

QIU G X, PEI F X, HU Z M, et al. Guide to diagnosis and treatment of osteoporotic fracture in China-osteoporotic fracture diagnosis and treatment principles[J]. Heilongjiang Science, 2018, 9(2): 85-88.

[17] 赵文韬. 基于中医功能复位治疗骨质疏松性椎体压缩骨折的有限元研究[D]. 兰州: 甘肃中医药大学, 2018.

- ZHAO W T. Finite element analysis of osteoporotic vertebral compression fractures based on functional reduction theory of traditional chinese medicine [D]. Lanzhou: Gansu University of Chinese Medicine, 2018.
- [18] 王健, 李凯, 陈博, 等. 胸腰椎体压缩性骨折三维有限元模型的建立和分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2016, 24(16): 1498-1503.
- WANG J, LI K, CHEN B, et al. A three-dimensional finite element model of thoracolumbar compression fracture[J]. Orthopedic Journal of China, 2016, 24(16): 1498-1503.
- [19] 叶林强. 辨稳论治在经皮椎体强化术治疗骨质疏松性椎体压缩骨折的意义[D]. 广州: 广州中医药大学, 2016.
- YE L Q. The significant of stability differentiation in percutaneous vertebral augmentation for osteoporotic vertebral compression fractures [D]. Guangzhou: Guangzhou University of Chinese Medicine, 2016.
- [20] PANJABI M M, KIFUNE M, LIU W, et al. Graded thoracolumbar spinal injuries: development of multi directional instability[J]. Eur Spine J, 1998, 7(4): 332-339.
- [21] ISAACSON J, BROTT M. Physiology of mechanotransduction: how do muscle and bone 'talk' to one another?[J]. Clin Rev Bone Miner Metab, 2014, 12(12): 77-85.
- [22] 宋敏, 刘小钰, 蒋林博, 等. 肌肉微环境与骨质疏松[J]. 中国骨质疏松杂志, 2017, 23(12): 1654-1659.
- SONG M, LIU X Y, JIANG L B, et al. Muscle micro-environment and osteoporosis[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2017, 23(12): 1654-1659.
- [23] 秦太平, 张晓刚, 宋敏, 等. 基于筋骨并重理论在中医拔伸按压手法治疗单纯性胸腰椎压缩骨折筋骨平衡力学作用机制的探讨[J]. 辽宁中医杂志, 2019, 46(12): 2545-2547.
- QIN D P, ZHANG X G, SONG M, et al. To discuss of physique balancing mechanics mechanism treatment simple thoracolumbar vertebrae compression fracture with pulling and pressing manipulation in based on muscles and bones in combination[J]. Liaoning Journal of Traditional Chinese Medicine, 2019, 46(12): 2545-2547.
- [24] 张晓刚, 曹盼举, 于海洋, 等. 中医学“骨、筋、肌肉”三位一体观对骨质疏松症防治的启示[J]. 中华中医药杂志, 2019, 34(12): 5543-5546.
- ZHANG X G, CAO P J, YU H Y, et al. Enlightenments from the trinity in 'bones, tendons and muscles' to the prophylaxis and treatments of osteoporosis[J]. China Journal of Traditional Chinese Medicine and Pharmacy, 2019, 34(12): 5543-5546.
- [25] 张晓刚, 秦太平, 宋敏. 骨生物力学的应用与研究进展[J]. 中国骨质疏松杂志, 2012, 18(9): 850-853.
- ZHANG X G, QIN D P, SONG M. Application and research progress of bone biomechanical[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2012, 18(9): 850-853.
- [26] 赵文韬, 张晓刚, 秦太平, 等. 有限元分析在骨质疏松症临床研究的应用进展[J]. 中国骨质疏松杂志, 2016, 22(8): 1058-1062.
- ZHAO W T, ZHANG X G, QIN D P, et al. Application progress of finite element analysis in clinical study of osteoporosis[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2016, 22(8): 1058-1062.
- [27] 秦太平, 张晓刚, 宋敏, 等. 老年骨质疏松性胸腰椎压缩骨折治疗研究进展[J]. 中华中医药杂志, 2017, 32(2): 679-684.
- QIN D P, ZHANG X G, SONG M, et al. Research progress of treatment of osteoporotic thoracolumbar vertebral compression fractures in the elderly[J]. China Journal of Traditional Chinese Medicine and Pharmacy, 2017, 32(2): 679-684.
- [28] 秦太平, 张晓刚, 聂文忠, 等. 不同运动状态下模拟人体腰椎结构特征变化的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2017, 32(4): 355-362.
- QIN D P, ZHANG X G, NIE W Z, et al. Finite element analysis of simulated human lumbar spine structure characteristics under different movement states[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2017, 32(4): 355-362.
- [29] 秦太平, 张晓刚, 宋敏, 等. 有限元分析在骨质疏松性椎体压缩骨折脊柱力学动态变化中的应用[J]. 中华中医药杂志, 2019, 34(1): 206-211.
- QIN D P, ZHANG X G, SONG M, et al. Application of finite element analysis of dynamic changes of vertebral mechanics in osteoporotic vertebral compression fracture [J]. China Journal of Traditional Chinese Medicine and Pharmacy, 2019, 34(1): 206-211.
- [30] ZHAO W T, QIN D P, ZHANG X G, et al. Biomechanical effects of different vertebral heights after augmentation of osteoporotic vertebral compression fracture: a three dimensional finite element analysis[J]. J Orthop Surg Res, 2018, 13(1): 32.

(编辑: 薛泽玲)