

# 有限元在脊柱生物力学中的应用

刘强<sup>1</sup>, 张军<sup>1</sup>, 孙树椿<sup>1</sup>, 王飞<sup>2</sup>

(1. 中国中医科学院望京医院, 北京 100700; 2. 空军总院中西医结合正骨科, 北京 100142)

**【摘要】** 有限元模型是现代脊柱生物力学研究的重要方法之一, 可以根据需求模拟脊柱的各种状态, 并计算该状态下各组分间的应力和应变分布, 探究其力学原理、损伤机制和治疗效果。此外, 在脊柱病理状态的研究中, 有限元主要被用于了解病变位置的力学机制和评估不同治疗手段的作用, 协助完成治疗方式的选择与改善, 为脊柱相关病变的康复提供理论基础。有限元法还可以更有针对性的为病患脊柱的矫正、手术和个性化植入物设计进行服务, 在应用于植入物的设计和性能评估中需注意个体差异和完善评价体系。当前, 如何建立与真实情况更为贴近的模型一直是人体有限元研究的重点与难点。有限元法虽然能够较好的模拟复杂的工况条件, 更需要的是综合运用影像学、统计学、运动学等多种手段, 提高模型的真实性和对群体的共享性。

**【关键词】** 有限元分析; 脊柱; 生物力学现象

DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2017.02.020

**Application of finite element method in spinal biomechanics** LIU Qiang, ZHANG Jun\*, SUN Shu-Chun, and WANG Fei.  
\*Wangjing Hospital, Chinese Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100700, China

**ABSTRACT** The finite element model is one of the most important methods in study of modern spinal biomechanics, according to the needs to simulate the various states of the spine, calculate the stress force and strain distribution of the different groups in the state, and explore its principle of mechanics, mechanism of injury, and treatment effectiveness. In addition, in the study of the pathological state of the spine, the finite element is mainly used in the understanding the mechanism of lesion location, evaluating the effects of different therapeutic tool, assisting and completing the selection and improvement of therapeutic tool, in order to provide a theoretical basis for the rehabilitation of spinal lesions. Finite element method can be more provide the service for the patients suffering from spinal correction, operation and individual implant design. Among the design and performance evaluation of the implant need to pay attention to the individual difference and perfect the evaluation system. At present, how to establish a model which is more close to the real situation has been the focus and difficulty of the study of human body's finite element. Although finite element method can better simulate complex working condition, it is necessary to improve the authenticity of the model and the sharing of the group by using many kinds of methods, such as image science, statistics, kinematics and so on.

**KEYWORDS** Finite element analysis; Spine; Biomechanical phenomena

Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2017, 30(2): 190-194 www.zggszz.com

脊柱生物力学是一门以物理和机械原理研究脊柱及其附属结构生物特性和力学规律的学科<sup>[1]</sup>。由于脊柱本身解剖关系复杂, 且周围存在大量的神经、脊髓和动脉等重要解剖结构, 因此任何力学作用都可能对这些结构产生影响, 也极易出现手术并发症<sup>[2]</sup>。高达 80% 的人群都在某段时间内出现过腰痛症状, 其中 5% 的患者则会发展成为慢性下腰痛<sup>[3]</sup>, 同时有 20%~44% 已恢复的人群在 1 年内又会出现

疼痛症状<sup>[3]</sup>。而只有基于对脊柱生物力学更加全面的了解, 才能有效预防和解决相关力学特性所造成的临床问题。脊柱生物力学研究模型最常见的计算模型就是有限元模型<sup>[4]</sup>。虽然此方法在模拟和分析复杂的生物结构中并不总能被实验法完全验证, 但多数学者仍将它作为一个合适的研究工具, 并认为其在临床应用上具有巨大潜力。本文通过介绍国内外相关的脊柱有限元研究, 总结有限元法在脊柱生物力学中的研究现状和应用领域, 旨在更好地了解脊柱的生物力学机制及未来研究的发展趋势, 为预防和治疗脊柱损伤、研发人工植入物等方面提供理论依据。

## 1 有限元在脊柱生物力学中的发展

有限元法作为一种数学建模方法, 是求取复杂

基金项目: 2010 年国家自然科学基金(编号: 81072824); 2014 年国家自然科学基金(编号: 81373657)

Fund program: Supported by National Natural Science Foundation (No. 81072824)

通讯作者: 张军 E-mail: zhangjunmd@163.com

Corresponding author: ZHANG Jun E-mail: zhangjunmd@163.com

微分方程近似解的有效工具。其最早出现在航空工程领域,并随着计算机技术的发展,逐渐应用于力学、热学、电磁学等领域。而为了进一步了解人体结构的力学特性,学者们也尝试利用有限元法解决生物力学中的相关问题。Brekelmans 等<sup>[5]</sup>于 1972 年首次将有限元法引入骨科领域,之后 Belytschko 等<sup>[6]</sup>便将有限元法应用于脊柱生物力学,用以研究材料特性和几何形状对椎间盘应力分布的影响。有限元法提供了一种有效解决应力和应变计算的全新技术,并在之后三十几年中愈发成熟。从最初线性的二维模型发展到非线性的三维模型,从单独的运动节段研究发展到脊柱整体的综合研究,从单独的骨骼模型发展到包含椎间盘、韧带和肌肉等软组织的完整模型,有限元法逐渐发展成为现代脊柱生物力学研究中不可或缺的模拟计算方法。

## 2 有限元在脊柱生物力学中的应用

### 2.1 脊柱有限元模型的建立

脊柱有限元模型的建立集中在全脊柱模型、局部模型、正常模型和病理模型 4 个方面。全脊柱模型多应用于研究人体与外界的交互过程;局部模型则可以更有针对性的反映脊柱不同节段的力学特性;正常模型有助于了解脊柱在不同工况下的力学响应,为病变的预防提供合理参考;病理模型则可以更准确地反映异常部位的力学机制,通过模拟不同治疗手段来探究其效果,为病变的治疗提供理论依据。

多关节连接和个体差异造成了脊柱的复杂性,这也使脊柱成为最难用数字化表达的结构之一。因此,全脊柱模型大多经过简化,即通过几个单元组成节段,再通过节段的组合构成脊柱<sup>[7]</sup>。Zhu 等<sup>[8]</sup>通过整合不同研究中建立的脊椎局部模型组成一个完整的脊柱有限元模型,而 Lalonde 等<sup>[7]</sup>则采用了一种新的方法在已有的脊柱模型基础上进行自由变形,将一个几何参数化模型转化为 10 岁和 82 岁的患者特异性模型。由此可见,现阶段对全脊柱模型的建立更倾向于采用新技术对原有模型进行组装或是变形,而针对于建模技术的创新可以使今后的研究建立在已有模型的基础上,无须进行更多研究对象的数据扫描和识别,以此节省研究成本。

在局部模型的研究中,由于颈椎和腰椎较容易出现临床问题,因此模型的建立也多集中在这两个部位上。同时,也有研究认为脊柱不同节段连接处的解剖结构更为复杂,增大了诊断和治疗的难度,如马迅等<sup>[9]</sup>基于 CT 数据建立了正常成年人颈胸结合部的三维有限元模型,并通过体外生物力学试验对模型进行对比验证。局部模型需要更精细地表现出真实的组织结构及属性,而脊柱结构的复杂性、组织材

料的可变性、未知的载荷和边界条件,使得建立精准的、与临床相关的复杂生物系统模型在当今仍是一个挑战<sup>[10]</sup>,也限制了当前研究结果的应用范围。因此,许多研究通过分析模型在结构、材料和载荷上的敏感性,以期寻找到更合适的有限元模型来模拟脊柱节段<sup>[10]</sup>。

异常脊柱在结构、材料和受力机制等方面更为复杂,传统的生物力学方法受限于实验样本的获取,而有限元则可针对不同病变情况进行模拟,从而有效的解决这一问题。Vergari 等<sup>[11]</sup>利用有限元模型对 10 例脊柱侧弯患者进行了保守治疗前后的脊柱重建,结果证明有限元法可以准确的模拟病变和支具作用,为今后更高效的矫形器设计提供了理论基础。

综合前期有限元研究,大部分脊柱模型基于 CT 或 MRI 扫描,另外触摸探针数字化仪和激光扫描仪也可应用于对脊柱的精确扫描,也有研究将以上几种技术进行结合。之后通过对扫描图像的识别来建立模型,并在此基础上赋予各组织不同的材料属性。最后结合研究目的对该模型定义载荷和边界条件,旨在评估不同脊柱模型处于复杂载荷条件下的力学响应。因此,脊柱有限元模型建立的准确性是进行应力、应变分析的基础,直接决定了最终数据是否有效,而如何建立与真实情况更为贴近的模型一直是人体有限元研究的重点与难点。

当前脊柱有限元建模也有其局限性,一方面多数研究集中在构建成人模型上,而只有少部分研究针对其他年龄段人群,其主要原因是缺乏用于验证模型的测试数据<sup>[12]</sup>。而儿童和老年人脊柱的解剖结构和生理特性都有别于成年人,且出现脊柱病变的比例也更高。因此,获取不同年龄段人群的在体和离体测试数据,并将其应用于模型验证,才能扩大有限元在脊柱生物力学研究中的应用范围。另一方面,大多有限元模型基于个体扫描数据建立,而个体结构很难反映群体特征,建立大量实验对象的模型又会极大的增加工作量与花费,如何建立更有代表性的模型也是今后脊柱有限元研究的重要方向。当前已有研究通过建立统计形状模型来代表一个群体的结构特点<sup>[13]</sup>,将统计形状模型和有限元法结合可建立更具代表性的模型结构,同时大大降低研究投入。

### 2.2 脊柱相关部位在不同工况下的力学研究

作用在脊柱上的外力是引发病变的重要因素,而人体脊柱结构和运动的复杂性决定了其各组分间相互作用的不确定。经验证的有限元模型相较于传统生物力学分析,可以模拟各种真实环境中无法实现的工况条件,并得到不同工况下相关结构的应力和应变响应,以了解脊柱相关病变的发生机制,进而

为疾病的预防提供理论依据。

**2.2.1 椎体在不同工况下的力学研究** 椎体在模拟仿真的过程中,需要考虑的关键因素是其松质部和密质部的结构组成及材料特性<sup>[14]</sup>。椎体有限元研究经常应用于了解不同负荷加载方式对正常和退化椎体的影响,调查松质和密质处承载负荷的特性,以及骨质分布对椎体抗压特性的影响。Tsouknidas 等<sup>[15]</sup>基于 CT 数据建立腰椎有限元模型,并涉及到所有与功能相关的边界因素,最终有效的通过该模型确定腰椎节段在复杂载荷下的机械响应。胡华等<sup>[16]</sup>建立了包含腰椎、骨盆和股骨上端的有限元模型,并利用弹簧单元模拟主要韧带,通过对模型施加不同方向的载荷模拟旋转手法,计算椎体的位移和应力。除了椎体自身特性不同造成应力转变外,其他相邻部位也会对椎体上应力造成影响,有研究就通过建立椎间盘退化和包含椎间盘置换装置的模型分析椎体上的应力和应变<sup>[17]</sup>。

**2.2.2 椎间盘在不同工况下的力学研究** 椎间盘的退变是引起脊柱问题的主要原因<sup>[18]</sup>,因此了解椎间盘的力学响应有助于建立新的椎间盘治疗方法和置换策略。椎间盘结构的复杂特性(不均匀、各向异性、多孔)造成了对其仿真模拟相对困难,许多研究通过不同的方法来代表其行为特性,希望建立更合适的模型来表达椎间盘的拉伸、剪切和压缩等特性<sup>[19]</sup>。同时,髓核的生理特性及纤维环的纤维角度等因素也会影响椎间盘对载荷的响应,进一步导致椎间盘病变。Hussain 等<sup>[20]</sup>建立了 3 种纤维角度的椎间盘有限元模型,并模拟施加压缩力和轴向的干扰,通过计算髓核和纤维环压力、纤维等效剪切力等参数,证实了纤维角度朝向垂直面可以降低纤维环压力和髓核膨胀的假说。同时,建立在已知病变机制的基础上,通过有限元法寻找合适的治疗手段也是研究常见的方向。汪芳俊等<sup>[21]</sup>为研究不同角度下对颈椎进行牵引的治疗效果,建立了包括韧带和肌肉组织的颈椎全节段模型,通过观察髓核和基质的应力变化,提出治疗颈椎病适宜的前屈位牵引角度。

**2.2.3 关节在不同工况下的力学研究** 脊柱关节的有限元研究多集中在负荷对关节运动的影响上,以此评判不同工况下关节的活动范围和稳定性。有研究对腰椎有限元模型施加非优化和优化的压缩载荷发现,非优化路径的载荷会引起椎间关节较大程度的运动<sup>[22]</sup>。Eichenseer 等<sup>[23]</sup>通过降低韧带刚度研究髋髂关节在屈伸和转动载荷下的应力及角位移,研究认为髋髂关节韧带可以有效的约束关节运动,并降低关节处应力。同样在汪芳俊等<sup>[21]</sup>的研究中,为评判合适的牵引角度,还进行了椎间孔、关节突、钩

锥关节部位间距的分析。

总结现阶段研究可以发现,有限元法能够较好地模拟复杂的工况条件,提供其他实验法不能直接测量的内部应力和应变。但由于人体内部结构和材料的复杂性,作用于脊柱上的载荷和约束都较难获取,有限元研究中选取的工况能否代表实际人体内部的载荷作用,真实人体环境下是否会出现研究采用的工况条件仍是值得商榷的问题。因此,未来研究应将有限元法与人体的运动学和动力学测试相结合,寻求更好的技术来获取真实环境下的内部参数,通过人体测试得到的实际指标作为边界条件和载荷输入到有限元模型,以此模拟真实工况,这样可以更有针对性地进行应力和应变的研究与验证。同时,当前国内研究<sup>[9,16,21]</sup>多基于 CT 建立骨骼结构,软组织结构并未利用 MRI 等相关手段扫描获取,而是采用不同材料单元进行模拟。其原因一方面可能由于 MRI 扫描成本较高,另一方面在对 MRI 扫描数据的识别、统一坐标系等处理技术上还存在不足,通过 MRI 建立软组织会极大的增加后期分析的工作量和难度。但软组织在结构和材料上也存在一定的个体差异,通过单元模拟是否能准确的表达其特性也需要进一步的考虑和研究。因此,今后应更多尝试利用不同序列的 MRI 扫描建立椎间盘、肌肉、韧带等结构,优化计算方法,以此获得更为可靠的应力和应变结果。

### 2.3 脊柱病理状态的力学研究

在脊柱病理状态的研究中,有限元主要被用于了解病变位置的力学机制和评估不同治疗手段的作用,协助完成治疗方式的选择与改善,为脊柱相关病变的康复提供理论基础。

侧弯是脊柱常见的病理状态,一系列有限元研究已被用于探究其病因、进展和治疗手段的生物力学机制<sup>[24]</sup>。当前脊柱侧弯尚有不同的病因理论,有限元法可以针对不同理论进行模拟分析,同时从力学角度帮助学者认识其发展机制,而通过对不同修正技术的模拟,则可以为矫正的固定位置和施力大小提供有效指导。慢性下腰痛和椎间盘突出也是人群常见的脊柱疾病类型,二者都被认为与椎间盘退行性改变有关。针对椎间盘退变的研究多集中在模拟不同载荷和材料特性下退变椎间盘的应力、应变分布,研究认为在压缩、弯曲等载荷下退变椎间盘的活动范围和应力都会相应增大<sup>[25]</sup>。然而,椎间盘退变的个体差异性较大,因此现阶段研究也更多的通过样本特异性的影像数据来提高模型在几何形状上的精确性,但其结构还是被认为难以代表群体的特性。除了将有限元法应用在脊柱病理状态的机制研究中,

临床上还可针对个体建立患者特异性的有限元模型,用于辅助医生更有针对性的进行外科手术和优化治疗结果<sup>[24]</sup>。

对于病理状态下的脊柱生物力学研究,鉴于获取新鲜的脊柱标本(尤其是儿童和青少年的标本)比较困难,有限元已似乎成为了一种容易实现、具有价值的研究工具。然而有限元法所得到的结果也存在一定应用上的瓶颈,因为所有建立在模型上的假设和简化,如果应用在另一个患者或者载荷条件下就可能出现,这也是有限元法应用在病患群体研究上的一个弊端。因此,利用有限元法比较同一患者在不同治疗手段中的预期疗效似乎更为有意义,而对于如何解决病患群体之间绝对输出的比较和应用,也是今后在有限元研究中需要着重解决的问题。

#### 2.4 脊柱人工植入物设计及性能评估

有限元法相比于在体和离体试验成本较低,且无须承担人体试验中可能出现的风险,因此也被广泛应用于脊柱人工植入物的设计及性能评估中。现有研究内容主要集中在人工椎间盘、脊柱内固定、椎间融合器 3 个方面。

人工椎间盘常被用以治疗椎间盘退变性的疾病,修复病变节段的稳定性和活动性。人工椎间盘的形状和材料都可能对修复结果造成影响,因此其研究多集中在植入物的设计上<sup>[26]</sup>。脊柱内固定的应用可以实现更快捷的关节固定和更有效的畸形矫正,脊柱固定系统的力学性能高度依赖于其生物力学特性和脊柱螺纹接口处的力量保持,松动或断裂都可能影响它的稳定性。一些研究通过有限元模型评估固定物形状、材料等特性对脊柱力学性能的影响,希望提供合理的固定物设计建议,并将此应用于脊柱内固定的外科手术中<sup>[27]</sup>。椎间融合器可以有效复原椎间高度和稳定脊柱节段,防止邻近节段发生病变,因此经常被用于关节融合术来治疗脊柱退化。当前融合器设计种类繁多,而有限元研究多针对于其形态设计和材料特性对脊柱作用效果的影响,用以进行合适的选择和优化<sup>[28]</sup>。

有限元法应用于植入物的设计和评估需要注意两点,一是在设计上应注意个体间差异,二是如何建立更加完善的评价体系。个体差异是有限元法应用于人体研究的最大限制因素,这也要求相关学者在今后的研究中更要关注如何能建立具有群体代表性的模型,同时增大不同结构和材料模型的覆盖范围,以期有足够的研究基础支撑针对于个体患者的植入物选择和设计。对于植入物设计的评估,需要综合考量植入物和邻近部位的活动范围及载荷等因素,这就要求开发者必须结合实验研究和临床效果形成一

套科学、完善的评价体系,并将其作为有限元研究的统一评估标准,从而更好的与临床结合。

#### 3 有限元在脊柱生物力学中的优势及局限性

有限元法的优势在于可以根据需求模拟脊柱的各种状态,并计算该状态下各组分间的应力和应变分布,探究其力学原理、损伤机制和治疗效果。且相比于其他试验方法,有限元法经费投入少,承担风险低,且可完成试验环境中无法模拟的工况条件。同时,在临床上建立个体特异性有限元模型还可更有针对性的为病患脊柱的矫正、手术和个性化植入物设计进行服务。

然而,有限元法也有其自身的局限性,其模型基于扫描数据建立,数据采集和识别的准确性、建模中结构和材料的真实性都是影响模型有效性的关键因素。人体结构和材料特性极为复杂,现阶段计算模型的建立都在一定程度上难以更精细的模拟人体的真实特性,这也影响了研究结果的可信度。那么为了验证有限元模型的有效性,就需要进行在体或离体的试验,通过试验数据和模拟数据进行对比与判断。而真实环境又很难模拟一些特殊的工况条件,这也成为了制约有限元模型发展的又一因素。同时,利用单一个体所建立的有限元模型还是难以准确代表某一群体的结构,制约了其研究结果的应用范围。

#### 4 展望

有限元现已成为研究脊柱生物力学不可或缺的方法,在研究脊柱力学和损伤机制中起到了重要作用。脊柱的有限元模型更加精细化、复杂化,对于各种工况下脊柱的应力应变分析提供了脊柱生理病理研究的基础,同时病理性的模型包括颈椎、腰椎、骶髋关节、脊柱侧弯也成为研究重点,应用模型评估脊柱疾病的临床治疗、植入物的优化性能成为脊柱外科的热点。

如何把基于以数学为基础理论的有限元计算机模型发展成为更具脊柱疾病群体代表性、真实并且有效性的临床研究工具应是未来发展的方向。模型的意义不仅在于为个体服务,而在于对某种脊柱疾病的群体样本服务,模型的特异性表现在不同疾病的不同组织结构、力学的变化。要建立模型的完备体系包括规范的建模标准、模型验证的程序、某种脊柱疾病模型特征、模型评估治疗方法和植入物功能的程序等规范的指南。有限元的脊柱生物力学研究是一个系统复杂的工程,依赖于影像学技术、计算机技术、生物力学、运动学、统计学多种方法综合运用,更为重要的是临床医生和计算机建模者的深入交流、紧密结合,共同协作,才能使模型技术转化为生动的临床艺术,真正为疾病研究、治疗服务。

## 参考文献

- [1] Adams M A, Dolan P. Spine biomechanics[J]. *J Biomech*, 2005, 38(10): 1972-1983.
- [2] 李明, 陈誉. 浅谈脊柱手术相关并发症[J]. *中国骨伤*, 2013, 26(3): 179-181.  
LI M, CHEN Y. Discussion of complication of spinal operation[J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2013, 26(3): 179-181. Chinese with abstract in English.
- [3] Freburger JK, Holmes GM, Agans RP, et al. The rising prevalence of chronic low back pain[J]. *Arch Intern Med*, 2009, 169(3): 251-258.
- [4] Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1998, 23(24): 2684-2700.
- [5] Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts[J]. *Acta Orthop Scand*, 1972, 43(5): 301-317.
- [6] Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB, et al. Finite element stress analysis of an intervertebral disc[J]. *J Biomech*, 1974, 7(3): 277-285.
- [7] Lalonde NM, Petit Y, Aubin C, et al. Method to geometrically personalize a detailed finite-element model of the spine[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2013, 60(7): 2014-2021.
- [8] Zhu R, Zander T, Dreischarf M, et al. Considerations when loading spinal finite element models with predicted muscle forces from inverse static analyses[J]. *J Biomech*, 2013, 46(7): 1376-1378.
- [9] 马迅, 郭建鹏, 梁凯恒, 等. 脊柱颈胸结合部(C<sub>6</sub>-T<sub>1</sub>)三维有限元模型的建立及有限元分析[J]. *中国骨伤*, 2010, 23(1): 5-8.  
MA X, GUO JP, LIANG KH, et al. Establishment and analysis of a three-dimensional finite element model of human cervicothoracic junction(C<sub>6</sub>-T<sub>1</sub>)[J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2010, 23(1): 5-8. Chinese with abstract in English.
- [10] Dreischarf M, Zander T, Shirazi-Adl A, et al. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together[J]. *J Biomech*, 2014, 47(8): 1757-1766.
- [11] Vergari C, Ribes G, Aubert B, et al. Evaluation of a patient-specific finite-element model to simulate conservative treatment in adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Spine Deform*, 2015, 3(1): 4-11.
- [12] Dong L, Li G, Mao H, et al. Development and validation of a 10-Year-old child ligamentous cervical spine finite element model[J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(12): 2538-2552.
- [13] Campbell JQ. Population-based methods to evaluate the effect of anatomical variation on lumbar spine biomechanics[D]. Colorado School of Mines, 2015.
- [14] Jones AC, Wilcox RK. Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis[J]. *Med Eng Phys*, 2008, 30(10): 1287-1304.
- [15] Tsouknidas A, Michailidis N, Savvakis S, et al. A finite element model technique to determine the mechanical response of a lumbar spine segment under complex loads[J]. *J Appl Biomech*, 2012, 28(4): 448-456.
- [16] 胡华, 熊昌源, 韩国武. 旋转手法对腰椎骨盆和股骨上端结构有限元模型的分析[J]. *中国骨伤*, 2012, 25(7): 582-586.  
HU H, XIONG CY, HAN GW. Finite element analysis of lumbar pelvic and proximal femur model with simulate lumbar rotatory manipulation[J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2012, 25(7): 582-586. Chinese with abstract in English.
- [17] Mabe I, Weiss C, Goswami T. Locations of initial failure in the lower cervical spine: a finite element investigation[J]. *Biomed Phys Eng Express*, 2015, 1(2): 25004.
- [18] Adams M A, Dolan P. Intervertebral disc degeneration: evidence for two distinct phenotypes[J]. *J Anat*, 2012, 221(6): 497-506.
- [19] Nerurkar NL, Elliott DM, Mauck RL. Mechanical design criteria for intervertebral disc tissue engineering[J]. *J Biomech*, 2010, 43(6): 1017-1030.
- [20] Hussain M, Gay RE, An K. Reduction in disk and fiber stresses by axial distraction is higher in cervical disk with fibers oriented toward the vertical rather than horizontal plane: a finite element model analysis[J]. *J Manipulative Physiol Ther*, 2010, 33(4): 252-260.
- [21] 汪芳俊, 魏威, 廖胜辉, 等. 前屈位不同角度牵引治疗颈椎病的有限元分析[J]. *中国骨伤*, 2014, 27(7): 592-596.  
WANG FJ, WEI W, LIAO SH, et al. Finite element method analysis of anteflexion traction on various angles for the treatment of cervical spine[J]. *Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma*, 2014, 27(7): 592-596. Chinese with abstract in English.
- [22] Dreischarf M, Zander T, Bergmann G, et al. A non-optimized follower load path may cause considerable intervertebral rotations[J]. *J Biomech*, 2010, 43(13): 2625-2628.
- [23] Eichenseer PH, Sybert DR, Cotton JR. A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2011, 36(22): E1446-E1452.
- [24] Wang W, Baran GR, Betz RR, et al. The use of finite element models to assist understanding and treatment for scoliosis: a review paper[J]. *Spine Deform*, 2014, 2(1): 10-27.
- [25] Jacobs NT, Cortes DH, Peloquin JM, et al. Validation and application of an intervertebral disc finite element model utilizing independently constructed tissue-level constitutive formulations that are nonlinear, anisotropic, and time-dependent[J]. *J Biomech*, 2014, 47(11): 2540-2546.
- [26] Faizan A, Goel VK, Garfin SR, et al. Do design variations in the artificial disc influence cervical spine biomechanics? A finite element investigation[J]. *Eur Spine J*, 2012, 21(Suppl): S653-662.
- [27] Chen CS, Huang CH, Shih SL. Biomechanical evaluation of a new pedicle screw-based posterior dynamic stabilization device (Awesome Rod System)-a finite element analysis[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2015, 16: 81.
- [28] Postigo S, Schmidt H, Rohlmann A, et al. Investigation of different cage designs and mechano-regulation algorithms in the lumbar interbody fusion process-A finite element analysis[J]. *J Biomech*, 2014, 47(6): 1514-1519.

(收稿日期: 2016-04-11 本文编辑: 李宜)