

有限单元法在脊柱康复力学研究中的应用*

杨 锐¹ 王 健¹ 刘加海¹

脊柱康复的生物力学研究主要包括脊柱运动学、运动力学和脊柱稳定性。其中, 脊柱运动学研究脊柱运动的规律及范围, 其特征取决于其关节面的几何形状和关节间软组织的力学性能; 脊柱运动力学包括静力学和动力学两部分, 前者分析作用于平衡状态下的脊柱的载荷, 后者分析运动过程中作用于脊柱的载荷, 目前进行的研究主要限于静力学。脊柱稳定性指脊柱在载荷作用下维持自身结构正常形变的能力, 它在一定程度上决定治疗方法的选择和患者的术后康复。脊柱不稳定是指在生理载荷下, 失去保持脊椎骨之间相互关系的能力。脊柱的运动范围超出正常, 可引起脊髓和神经根的损伤, 周围软组织亦可因过度拉伸出现断裂。

由于脊柱及其椎体具有复杂的外形, 因此其生物力学特性难以分析, 目前的研究主要有两种方法。一种是实验生物力学研究, 即以动物和尸体标本为模型进行力学测定, 如电测法、光弹法、表面涂层法等。它们虽能直接测量得到研究对象的应力分布, 但存在一定的局限性, 且费用较高; 离体与在体情况差异较大, 条件难以控制; 忽略了生物材料的各向异性、黏弹性等特性, 无法反映脊柱内部的受力情况。另一种是理论生物力学的研究, 即以数学模型来模拟分析, 常用的有有限单元法、边界元法、离散单元法和有限差分法, 就其广泛性而言, 主要还是有限单元法。

1 有限单元法

有限单元法(finite element method, FEM)的基本原理是把一个由无限个质点构成的物体划分为有限个结构形态简单并且力学特性已知的单元, 单元之间通过节点相连接, 力则通过节点传递。单元内部点的待求量可由单元节点量通过选定的函数关系插值求得。有限单元法能够对结构进行精确的力学分析, 给出模型受力时内部的应力和变形的全过程。

脊柱有限单元建模主要采用下列两种方法: 通过 CT 扫描图像逐层叠加建模以及通过 X 线正侧位图测量椎体主要参数建模。目前 FEM 的构建已经达到了相当高的水平, 表现在: ①几何形状模拟逼真, 并且从模拟单一节段发展到模拟多个运动单位。②模型中加入上下关节突之间的接触和运动, 将关节突模拟为非线性的运动接触问题, 较好地体现了小关节的生理运动功能。③对椎间盘的模拟更加细致和准确。纤维环的模拟形式多样, 大部分模型将纤维环模拟为同源基质包裹着大量的胶原纤维, 其中胶原纤维以十字交叉的形式排列成若干层, 胶原纤维只承受张应力, 视为非线性复合材料。髓核有的模拟为不可压缩的流体, 也有的则模拟成三维实体单元。④不仅能逼真地模拟三维脊柱模型的椎体、椎弓根、小关节、椎间盘, 还能将韧带、肌肉、脊髓加入模型中。

有限单元法的优点: ①由于椎骨和椎间盘内在张力和应力不能进行实验研究, 这方面有限单元分析方法有着不可替

代作用; 椎体内部的应力和张应力是对作用于标本的负载反应, 对探索骨质疏松、骨适应性变化的成因有很大意义; ②能够模拟在活体发生的真实现象—骨愈合过程、骨和软组织的适应性变化、小关节改变方向后脊柱力学行为的改变、融合对邻近节段的影响等; ③模拟肌肉对脊柱力学的影响; ④能对损伤、退变、肿瘤等多种疾病进行模拟; ⑤能有助于在没有真正制作的情况下评价新的脊柱器械, 对器械元件材料选择、大小设计进行分析。

有限单元法存在的问题: ①有限单元模型存在许多简化和假设。由于研究者可自由地对各种简化方式、假设、材料特性和形状进行选择, 同尸体标本和活体实验相比, 其有效性更重要且更难实现。②有限单元模型依赖于实验研究, 有限单元模型依靠从尸体标本模型测得各种骨和软组织材料特征数据, 因此也带来了标本模型所固有的许多错误, 这种数据有时根本无法得到或不适合数学模型。研究主要集中在模型本身和通过实验检验模型的有效性上。③由于其价格昂贵, 计算复杂, 使得这种方法得不到常规应用。④椎骨的形态、单元格的弹性模量并不能精确代表椎骨内力学性能的分布情况^[1]。

2 有限单元法在脊柱生物力学中的应用研究进展

2.1 正常的脊柱生物力学研究

2.1.1 椎体: 戴力扬^[2]1990 年建立人腰椎三维有限单元模型, 并以该模型进行腰椎活动时的受力分析, 其研究结果说明骨质骨的应力集中现象主要是在椎弓根周围, 后伸位尤为明显, 而松质骨的高应力区则位于邻近终板的中央部分, 终板的应力集中部位为中央稍偏后。戴力扬在该模型中还模拟了椎间盘发生退变性改变后椎体应力的变化情况, 结果显示骨质骨应力集中部位无明显变化, 而松质骨邻近终板的中央部分应力水平减低, 周边部分的应力水平相对较高, 终板的应力分布也变得比较平均。该研究还提示, 椎体松质骨和终板邻近髓核及中央部分呈高应力状态, 不仅可能造成椎体松质骨的微小骨折而破坏髓核的营养供应, 并且形成一薄弱区使得髓核可能由此穿过而向椎体内凸出形成临床上所谓 Schmorl 结节。Shirazi 等^[3]所建立的腰椎三维有限单元模型则充分考虑了多个因素对应力分析的影响, 其中包括脊柱不规则的几何形状、结构材料性质、几何非线性、椎间盘纤维环纤维走向、韧带及关节突的作用, 并分析了腰椎于轴向压力载荷下各部分的受力情况, 实验表明当腰椎受到一个较大的压缩载荷时, 只要以一个非常小的应变就足以承载。谭军等^[4]通过建立 L1 椎体三维有限单元模型轴向加载并进行应力分布

* 基金项目: 国家社会科学基金资助项目(BLA060054)

1 浙江大学体育科学与技术研究所, 杭州, 310028

作者简介: 杨锐, 男, 硕士研究生

收稿日期: 2007-09-13

计算,发现正常人腰椎椎体应力集中的部位有小关节、椎弓根、上下终板中部及椎体的侧后壁下缘,骨松质椎体中部略偏后方和上下终板附近应力水平较高,高应力区呈三维“工”形结构,其应力分布与解剖学结构具有一致性。Holzapfel等^[9]阐明了精确的腰椎小关节曲率在应力分析中的作用,认为在分析矢状面的剪切力/位移和接触应力分布时,忽视小关节的曲率会发生较大的偏差。

2.1.2 椎间盘:Shirazi^[6]通过对 L1-S1 脊柱节段的三维有限单元分析得出:L4-L5 椎间盘水分的丧失会造成同水平的小关节面间压力增加。脊柱向前弯曲时,椎间盘内压力较脊柱伸展时明显增大;在小关节则相反;脊柱弯曲时关节面间压力为负压,伸展时为正压。脊柱向前弯曲与侧弯时,纤维环内纤维张力显著增大,提示在作这两种姿势时椎间盘内纤维较为脆弱。Lu 等^[7]用 L2-L3 间盘非线性三维有限单元模型研究间盘高度对脊柱运动节段的轴向位移、髓核内压、后外侧间盘膨出、纤维环的扭转应力、终板应力分布的影响,证实间盘高度对间盘侧后方突出及外层纤维环扭转应力有明显影响,而对间盘内压力和终板上的压力分布影响极小。Natarajan 等^[8]利用有限单元模型研究了椎间盘高度和面积对生理载荷的影响,研究表明面积/高度比值小的椎间盘易发生运动,纤维环的载荷更高,椎间盘的突出更大,因此较高的椎间盘和较小的椎间盘面积更易发生退变。Schroeder 等^[9]建立了多孔黏弹性模型,用来分析轴向应力下椎间盘渗透压力、弹性力和黏性力之间的相互影响。发现振动载荷能通过泵机制增加液体的交换,提示振动促进椎间盘代谢物和液体的交换。Natarajan 等^[10]用多孔弹性有限元模型分析椎间盘退变和周期性载荷之间关系,结果显示随着周期性载荷次数增加,椎间盘的刚度下降,椎间盘退变是一个恶性循环过程。多孔弹性有限元模型是目前较合理的分析工具,有助于发展刺激椎间盘再生的方法。

2.1.3 肌肉:Goel 等^[11]利用 L3-L4 脊柱模型在接受相同负荷的情况下,于增加肌肉作用力前后分别作了有限单元分析。比较后发现:增加肌肉力量后,脊柱的矢状面位移(前后线性位移及弯曲成角位移)较低。所以,肌肉的存在有助于脊柱的稳定。并且,肌肉作用力被考虑之后,椎体内压、椎间盘内压等重要力学参数降低,小关节的负荷则增加了,提示小关节在正常的、完整的脊柱中扮演了力的传递的重要角色。Kong 等^[12]用有限单元法模拟 L3-L5 活动节段并用优化方案设计模拟躯干肌力学作用,定量研究肌功能障碍时脊柱功能节段的力学变化,结果表明,椎体运动范围、间盘内压、韧带应力及小关节传递的应力均随着躯干屈曲角度及手提重物的重量增加呈曲线上升,在最大弯曲姿势或最大负荷时,肌肉对维持脊柱稳定性的作用比骨性结构及间盘、韧带更具有决定性。Rohlmann 等^[13]利用有限元模型结合在体实验的数据评估不同体位下所需躯干肌(竖脊肌和腹直肌)的肌力。Brolin 等^[14]在有限元模型中加入了肌肉的主动特性,分析颈椎肌肉的保护作用,发现受到前方的冲击负荷时,肌肉产生 40N/cm² 的力,受到侧方的冲击负荷时,肌肉产生 20N/cm² 的力,松质骨和皮质骨的应力大小和肌肉附着点的位置有关。受到前方冲击时,肌肉活动主要保护上颈椎韧带,侧方冲击时则保护所有颈椎

韧带,说明受到不同外在冲击,颈椎肌肉有不同的保护机制。

2.1.4 韧带:Sharma 等^[15]以 L3-L4 模型分析韧带的作用,该模型具体分为骨密质、骨松质、终板、椎体附件、纤维环基质、纤维环、髓核及各条韧带,每种材料都有各自的参数,实验表明韧带在施加载荷初始所产生的应力是非常小的,而当外力继续作用时,韧带的应力就会有较明显的增大,当所受载荷超过其生理极限时,韧带就可能发生断裂或是从其骨性附着点上撕脱,这也说明韧带的力学性质是呈非线性形的,该项研究具体列出了各条韧带发生断裂所需的应变。同时该研究还指出,韧带的应变与其纤维走向关系密切,不同纤维走向可影响韧带承受不同性质载荷时的应变量。最后得出以下几个结论:韧带不仅在限制脊柱的屈曲时起重要作用,同时也参与抵抗前方屈曲时产生的剪力作用及限制后伸旋转;屈曲型旋转不稳定一般都发生于脊柱韧带组织的破坏之后;棘上韧带和棘间韧带于脊柱屈曲位最可能发生疲劳及损伤,而关节囊韧带最可能于较大的后伸旋转时发生破坏。Goel 等^[16]用非线性三维有限单元模型测得 C5-C6 棘间韧带在屈曲时可承载 29.5% 的张力。韧带同时为脊柱提供内源性稳定,尤其在前后剪力、屈曲、旋转运动中保持重要作用。Zander 等^[17]建立了 L3/L4 有限元模型,模拟依次切断韧带,计算剩余韧带的应力。分析发现:屈曲时,后纵韧带的受力最大,后伸和侧屈时,前纵韧带受力最大,旋转时,关节囊韧带受力最大;屈曲时,棘间韧带对运动节段内的旋转影响最大,后伸和屈曲时,前纵韧带对旋转影响最大,关节囊韧带对轴向旋转影响最大,韧带的刚度明显影响节段间的活动范围和韧带的应力。

2.2 脊柱病理改变的生物力学研究

2.2.1 骨折:Cao 等^[18]的研究结果证实,椎体压缩骨折在上或下终板附近发生的大约占 34%,而在上下终板间发生的约为 63%。骨折的发生与负荷类型无关,与密质骨弹性模量成正比,与松质骨弹性模量成反比,而随着年龄的增长,发生骨质疏松后密质骨承载作用明显增加。Bozkus 等^[19]通过有限元模型和尸体模型比较,发现寰椎在轴向静态压缩载荷下,其最大应变发生在最大剪力和范氏力区域,证实寰椎骨折是爆裂性骨折。Inoue 等^[20]通过对 L4-L5 三维有限单元模型进行分析,发现关节突由于其关节面方向所致载荷的传导方向与椎弓峡部裂的发生及其方向有着非常密切的关系。杜东鹏^[21]建立的 L2-L3 有限单元模型在腰椎疲劳骨折后显示各结构应力均增加,小梁裂纹表现出明显的裂纹扩展趋势,增大的椎间盘膨出半径是引起下腰痛主要原因。Wilcox 等^[22]模拟了骨折后骨折碎片突入椎管,结果显示,后纵韧带被拉伸,碎骨片压迫硬膜,脊髓受到高能量的冲击。在骨折碎片复位之前,结构已经达到最大的形变。椎体最终占位的程度和受冲击瞬间最大的占位程度之间无明显相关,因此碎骨片最终的位置不能反映最大损伤时椎管内的真实情况。

2.2.2 脊柱侧弯:Azegami 等^[23]用有限单元法按压缩屈曲学说模拟 T4-T10 青少年特发性脊柱侧弯畸形,模拟的脊柱侧凸形成过程与临床观察完全一致。Goto 等^[24]用同样方法成功模拟脊柱侧凸畸形,研究发现骨形成过程可减轻畸形,骨吸收过程则加重畸形,提出脊柱侧凸过程就是负重骨的吸收过程。这一理论还有待于进一步论证。

2.3 脊柱康复生物力学研究

2.3.1 小关节切除: 小关节切除能明显地增加相应脊柱节段的活动度, 影响椎间盘内压力。另外, 切除小关节还会明显增大同节段椎间盘的最大纤维张力和周围韧带囊的张力。Voo 等^[25]对 C4-C6 进行精确三维有限单元分析, 发现随着关节切除范围增大, 颈椎旋转角度及间盘内压也明显增大。间盘内压在旋转时最多增加 11%, 在侧弯时最大增加 30%, 此影响比小关节强直对间盘内压的影响更大。当小关节双侧切除 30% 以上时, 间盘内压及节段移动明显增加。Natarajan 等^[26]对小关节突切除后的脊柱进行分析, 结果发现脊柱的强度下降, 稳定性明显受到影响, 同时椎间盘受损伤的可能性也明显提高, 该项研究也说明了进行破坏小关节的操作后进行脊柱的后部融合是必要的。Teo 等^[27]认为关节切除超过 75%, 功能节段的稳定性明显下降, 需要采取内固定或融合术。有限元方法模拟腰椎融合发现, 与融合节段相邻的终板和纤维环的应力增大, 后路椎间融合比前路融合应力增大更明显。

2.3.2 脊柱后部融合: Chen 等^[28]用有限单元模型成功模拟腰椎后路融合术和腰椎后外侧融合术, 对椎体、间盘、小关节及植骨部位的负荷进行测量, 认为两种术式的最大力学变化在于小关节及椎弓根在侧弯时应力较生理情况下增加 2 倍。Goel 等^[29]在多节段有限单元模型中模拟应用了椎弓根钉和腰椎融合技术。三种模型: 双侧固定双侧融合, 单侧固定双侧融合, 双侧固定椎间植骨, 腰椎的刚度加大, 固定处出现应力遮挡, 融合后去掉内固定物, 边缘处的松质骨应力增加, 但仍低于正常的模型。显示腰椎融合和应用内固定器械会发生应力遮挡效应。对比三种方法发现, 单侧内固定应力遮挡最小, 为减少僵硬, 使用单侧固定有利于脊柱的稳定。Kumar 等^[30]分析了 4 种椎间的融合方法后认为, 前路椎间融合最接近生理应力分布; 为了减小应力集中, 需要增大椎间融合器和椎体终板之间接触面; 另外, 成功的骨融合是恢复生理学应力分布模式的关键。

2.3.3 人工椎间盘植入: Dooris 等^[31]用有限单元法分析 L3-L4 球-杯型人工间盘植入后的后部结构的负荷变化, 发现人工间盘经前路植入后小关节负荷较正常增加 2.5 倍, 而经后路植入却未见小关节负荷增加, 且较前路植入有更大屈伸活动度。Rohlmann 等^[32]指出, 直立位和屈曲位时, 人工椎间盘的位置明显影响运动节段的旋转。在直立和后伸过程中, 超过正常椎间盘高度 2mm, 活动度增加。保留侧方纤维环, 节间旋转度和完整的脊柱相近。前纵韧带缝合对后伸和直立有显著影响。临床上植入人工椎间盘时, 需要考虑植入物的最佳高度和理想位置, 尽量保留纤维环侧方结构; 另外, 前纵韧带重建有助于恢复正常的生物力学。融合器材料性质及安放位置的变化与松质骨密度变化相比, 对应力分布的影响要小。松质骨密度越高, 融合器下方的应力越集中。融合器下方松质骨的密度显著影响固定后运动节段的生物力学行为, 是决定手术成功与否的关键因素。Noailly 等^[33]分析认为, 当与邻近椎体匹配时, 人工椎间盘的生物行为与生理椎间盘相似, 符合相邻运动节段的生物力学要求。设计合理的融合器, 应当能从终板的外围部分获得坚强地支撑, 且应力遮挡小, 具有合适的孔隙率。

2.3.4 牵引治疗: 毕胜等^[34]研究腰椎牵引条件下的三维有限元发现牵引下髓核内压力下降、垂直位小关节应力解除、纤维环应力增加、椎间盘后外侧边缘和中点均有位移。林俊山等^[35]采用光弹实验方法与有限单元法相结合计算显示随着牵引角度加大和牵引重量的增加, 腰椎间盘各部拉应力逐渐加大。当角度大于 30° 时, 前屈位 L5-S1 椎间盘前部变为压应力作用。而后伸位是椎间盘后部变为压应力; 角度大于 25° 时, 前屈位 L3-L4、L4-L5 椎间盘前部变为压应力作用, 而后伸位是椎间盘的后部变为压应力。说明对 L5-S4、L4-L5、L3-L4 椎间盘产生最佳效果牵引角度应是前屈位的 30°、25°、25°。万磊等^[36]通过对腰椎牵引力与椎间盘髓核应力之间变化关系进行数学模型拟合发现以体重的 30%—80% 牵引是相对安全的牵引范围。在颈椎牵引早期应在前屈或后伸 0—10° 下, 后期应结合临床、影像学诊断选择合适的角度^[37]。而以前倾 30°, 90N 牵引颈椎, 可最大限度地增大髓核体积, 利于间盘还纳^[38]。

2.3.5 推拿手法: 毕胜等^[39]应用生物力学方法和三维有限元模型, 模拟不同腰部推拿手法, 比较其腰椎内部结构的变化发现: 椎间盘的髓核内压力在坐位旋转手法时最大, 牵扳手法最小且为负值; 三种手法作用时, 小关节合力均无明显差别; 斜扳手法和坐位旋转手法外层纤维环应力最大, 牵扳手法内层纤维环应力最大; 三种手法均可造成椎间盘的后外侧与神经根之间有一位移, 这可能是其治疗机制。有的手法作用时髓核内压升高, 应注意其安全性。腰椎小关节在承载方面具有较大的作用, 特别是在抗旋转推拿运动过程中的作用更为明显。对有明显退变的腰椎, 使用前屈旋转手法时以轻巧手法为宜^[40]。陈浩等^[41]通过研究坐位旋转手法时对腰椎内在应力分布的特点发现: 坐位腰椎旋转手法时, 对于正常腰椎应力主要作用于椎体、终板和椎间盘等前部结构; 对于退变腰椎, 应力主要作用于后部结构, 并且所受应力分布集中, 易损伤小关节、椎弓。使用倒悬旋转手法时应力集中在终板和椎间盘的左侧后部和右侧前部, 外层的应力大于内层, 髓核和后部结构的应力变化较小。终板要比椎间盘容易受到损伤, 该手法对小关节是安全、有效的, 但旋转角度不宜过大^[42]。

3 有限单元法的前景

随着计算机及光电技术的快速发展, 有限单元模型更加逼真, 后处理的功能也更加强大、精确。作为一种较新的研究手段, 今后将会发挥更大的潜力。但由于掌握这一技术的人员较少且多从事基础研究, 为这一技术在临床医学的应用增加了困难。如果该技术能与临床观察和检测及免疫组化、临床影像学等各种实验方法相结合, 将更加真实、准确地反应脊柱生理、病理情况下的力学性质, 为今后脊柱康复生物力学研究带来突破性进展。

参考文献

- [1] 桂鉴超, 周强, 顾湘杰, 等. 股骨质量对人工髋关节置换之影响的三维有限单元分析[J]. 骨与关节损伤杂志, 2000, 3: 214.
- [2] 戴力扬, 屠开元, 徐印坎, 等. 腰椎椎体应力分布的三维有限单元分析[J]. 中国临床解剖学杂志, 1991, 9: 46—48.
- [3] Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Nonlinear response analysis of

- the human ligamentous lumbar spine in compression on mechanisms affecting the postural stability [J]. *Spine*, 1993, 18: 147—158.
- [4] 谭军, 万卫平, 王鸣鹏, 等. 应用三维有限单元法分析正常人腰椎椎体的应力分布[J]. *第二军医大学学报*, 1997, 18 (6): 566—568.
- [5] Holzapfel GA, Stadler M. Role of facet curvature for accurate vertebral facet load analysis [J]. *Eur Spine*, 2006, 15 (6): 849—856.
- [6] Shirazi-Adl A. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments [J]. *Spine*, 1994, 19: 2407.
- [7] Lu YM, Hutton WC, Gharpuray YM. Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc [J]? *Spine*, 1996, 21: 2208—2216.
- [8] Natarajan RH, Andersson GB. The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading [J]. *Spine*, 1990, 24: 1873—1881.
- [9] Schroeder Y, Wilson W, Huyghe JM, et al. Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc [J]. *Eur Spine*, 2006, 15 (Suppl 3): S361—S371.
- [10] Natarajan RN, Williams JR, Andersson GB. Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration [J]. *Bone Joint Surg Am*, 2006, 88 (Suppl 2): 36—40.
- [11] Goel VK, Monro BT, Gilbertson LG, et al. Inter laminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3—L4 motion segment subjected to axial compressive loads [J]. *Spine*, 1995, 20: 689.
- [12] Kong WZ, Goel VK, Gilbertson LG, et al. Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics a finite element study based on a two motion segments model [J]. *Spine*, 1996, 21: 2197—2206.
- [13] Rohlmann A, Bauer L, Zander T, et al. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data [J]. *Biomech*, 2006, 39 (6): 981—989.
- [14] Brolin K, Halldin P, Leijonhufvud I. The effect of muscle activation on neck response [J]. *Traffic Inj Prev*, 2005, 6 (1): 67—76.
- [15] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligament and facets in lumbar spinal stability [J]. *Spine*, 1995, 20: 887—900.
- [16] Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C5—C6 motion segment using the finite element approach [J]. *Spine*, 1998, 23 (6): 684—691.
- [17] Zander T, Rohlmann A, Bergmann G. Analysis of simulated single ligament transection on the mechanical behaviour of a lumbar functional spinal unit [J]. *Biomed Tech (Berl)*, 2004, 49 (2): 27—32.
- [18] Cao KD, Grimm MJ, Yang KH. Load sharing within a human lumbar vertebral body using the finite element method [J]. *Spine*, 2001, 26: E253—E260.
- [19] Bozkus H, Karakas A, Hanci M, et al. Finite element model of the Jefferson fracture comparison with a cadaver model [J]. *Eur Spine*, 2001, 10 (3): 257—263.
- [20] Inoue H, Ohmori K, Ishida Y, et al. Finite element analysis of the lower lumbar neural arch under facet loading [J]. *Spine Discord*, 1998, 11: 241—247.
- [21] 杜东鹏, 张克华, 葛宝丰, 等. 腰椎疲劳骨折的有限单元分析[J]. *中国临床解剖学杂志*, 1999, 17 (3): 268—269.
- [22] Wilcox R, Kallen DJ, Hall RM, et al. A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach [J]. *Eur Spine*, 2004, 13 (6): 481—488.
- [23] Azngami II, Muraehi S, Kitoh J, et al. Etiology of idiopathic scoliosis computational study [J]. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 1998, (357): 229—236.
- [24] Goto M, Kawakami N, Azegami H, et al. Buckling and bone modeling as factors in the development of idiopathic scoliosis [J]. *Biomech Eng*, 2002, 124 (6): 784—790.
- [25] Voo LM, Kumaresan S, Yoganandan N, et al. Finite element analysis of cervical facetectomy [J]. *Spine*, 1997, 22: 964—969.
- [26] Natarajan RN, Andersson GB, Patwardhan AG, et al. Study on effect of graded facetectomy on change in lumbar motion segment torsional flexibility using three-dimensional continuum contact representation for facet joint [J]. *Biomech*, 1999, 121: 215—221.
- [27] Teo EC, Lee KK, Qiu TX, et al. The biomechanics of lumbar graded facetectomy under anterior-shear load [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2004, 51 (3): 443—449.
- [28] Chen CS, Cheng CK, Liu CL, et al. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine [J]. *Med Eng phys*, 2001, 23 (7): 483—491.
- [29] Goel VK, Kim YE. Effects of injury on the spinal motion segment mechanics in the axial compression model [J]. *Cline Biomech*, 1989, 4: 161—167.
- [30] Kumar N, Judith MR, Kumar A, et al. Analysis of stress distribution in lumbar interbody fusion [J]. *Spine*, 2005, 30 (15): 1731—1735.
- [31] Dooris AP, Goel VK, Grosland NM, et al. Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc [J]. *Spine*, 2001, 26 (6): 122—129.
- [32] Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Effect of total disc replacement with Pro Disc on intersegmental rotation of the lumbar spine [J]. *Spine*, 2005, 30 (7): 738—743.
- [33] Noailly J, Lacroix D, Planell JA. Finite element study of a novel intervertebral disc substitute [J]. *Spine*, 2005, 30 (20): 2257—2264.
- [34] 毕胜, 张德文, 张明, 等. 腰椎牵引三维有限元模型分析[J]. *中国康复医学杂志*, 2002, 17 (2): 84—86.
- [35] 林俊山, 李兆文, 林石明, 等. 不同角度和牵引力对腰椎间盘作用的实验研究[J]. *福建中医学院学报*, 2002, 12 (1): 21—25.
- [36] 万磊, 李义凯, 尹东. 腰椎牵引力与椎间盘髓核应力之间变化关系的非线性模型[J]. *颈腰痛杂志*, 2005, 26 (6): 407—409.
- [37] 林斌, 汤兴华, 殷浩, 等. 牵引治疗椎动脉型颈椎病的生物力学实验研究[J]. *中国中医骨伤科杂志*, 2002, 10 (1): 18—20.
- [38] 李雪迎, 王春明. 牵引力对颈椎间盘作用的三维有限元分析[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2003, 25 (10): 603—605.
- [39] 毕胜, 李义凯, 赵卫东, 等. 腰部推拿手法生物力学和有限元比较研究[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2002, 24 (9): 525—528.
- [40] 叶淦湖, 张美超, 李义凯. 模拟推拿时腰椎小关节有限元模型的生物力学分析 [J]. *广州中医药大学学报*, 2003, 20 (3): 195—197, 200.
- [41] 陈浩, 徐海涛, 张美超, 等. 坐位旋转手法对腰椎内在应力的实时监测[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2005, 23 (4): 420—422.
- [42] 桂志雄, 严金林, 严斌, 等. 倒悬旋转手法时腰椎各结构的应力分布[J]. *时珍国医国药*, 2007, 18 (4): 785—787.