·综述·

腰椎三维有限元生物力学分析的技术应用进展

苏春涛[1] 眭承志[1]

有限元分析(finite element analysis, FEA)是一种理论生物力学的研究方法,即以数学力学模型来进行数值力学分析,还原工程系统的数学行为特征,应用数学形式模拟物体的数学特征,包括依据物理原形所得的节点、单元、材料属性、载荷、边界条件等,改变部分结构、参数和载荷,就能模拟任意处的位移和应力,获得全域性的信息。有限元分析作为生物力学研究方法之一,已经广泛用于脊椎各种组织的生物力学分析,目前已成为腰椎生物力学研究的热点。本文对三维有限元在腰椎生物力学分析中的研究应用进展综述如下:

1 腰椎椎间盘椎体三维有限元模型的建立及其发展

Belytschko等[1]于1973年将有限元分析法首次应用于脊柱生物力学研究,接下来Shirazi-Adl[2]及其同事进行了大量的研究,开创了椎间盘—椎体应力分析的里程碑。Yang和King[3]将模型扩展到一个完整的运动节段,研究了小关节传递轴向荷载的作用。随后Shirazi-Adl[4]发展了包括腰椎后部结构的有限元模型。Ueno[5]应用ANSYS软件建成完整的L4—L5三维有限元模型,包括韧带、脊柱后部结构、椎体终板、不可压缩的髓核和纤维环,腰椎小关节应用三维间隙元建模,椎间纤维环建模的方法与Shirazi-Adl相似,但椎间盘—椎体单位的非线性位移特征是最初的几何非线性而不是材料的非线性。

纵观前人关于腰椎的三维有限元的研究,建模主要基于两种方式:①基于X线、CT、MRI影像学数据[6];②基于冷冻切片[7]。后者优点在于它可以包括人体的所有信息,如骨骼、韧带、肌肉、血管等。但是因为材料来源受限较大,所以使用冰冻切片建模的人并不多。Goal等[8]是应用CT扫描几何形状输入模型建立复杂三维有限元模型的最早研究者。由于CT数据骨骼与周围软组织对比度高,能够精确描述骨骼几何形态,同时CT值HU与骨骼表观密度具有近似的线性关系,能够较精确描述骨骼材料特性,CT扫描的结果作为基础可以直接产生有限元模型网格。此模型具有真实几何形状的模型,且与实验数据有很好的一致性,因此目前大多数研究都选择基于CT数据来建立模型。但是仍不能很好解决肌肉、血管等软组织的模型处理。

除了建模方式的与时俱进,处理分析数据的相关软件也逐步多样化。处理CT数据的有关软件主要有Mimics,Unigraphics,Simpleware等,生成模型后导入有限元软件如Abaqus和Ansys等[9—11]。通过这些软件的加工处理,都能够精确建立腰椎的三维有限元模型,并作出各种相关力学分析。

在确定运动节段各相关结构的材料属性及力学参数后[12—14],现今的研究成果使模型不仅能逼真地模拟椎骨、椎间盘,还能将周围的韧带、肌肉直接或间接地加入模型,使模拟更加真实与完美[15—17]。

2 腰椎运动节段中各种成分的有限元分析

2.1 腰椎椎体的有限元分析

刘耀升等[18]经研究发现椎体凹面与应力分布(最大应力的限度与位置)有关,在压缩载荷作用下,椎体内同时产生压应力及张应力,同该种力学环境相适应,椎体内有分别承受压应力和张应力的两种骨小梁,呈90°交叉。终板凹陷程度的减小增强了椎间盘对椎体的保护件用。

2.2 腰椎椎间盘的有限元分析

相邻椎间盘的功能是紧密相关的,Ruberte等[19]研究发现,单一水平的椎间盘退变会增加与其邻近椎间盘损伤的风险。鲍春雨等[20]研究发现椎间盘内部应力前屈位大于后伸位;且均由上至下呈逐渐增大的趋势。椎间盘的厚度可明显改变纤维环内张力,但对椎间盘内压、终板与椎体间的压力分布影响很小。椎间盘对脊柱的活动也有决定性影响,髓核在脊柱前后的剪切、屈伸、侧弯、旋转等负载下,在保持最初的稳定中起主要作用[21]。椎间盘厚度与其含水量有密切关系,后者亦被证实与纤维环内张力有关,在椎间盘内水分含量不同的实验组中,水分饱和的那一组中纤维环最薄弱、最可能发生破裂。纤维环内最大张力总是出现在环后侧的内层纤维,负重增加时,破裂易于始自该处[22]。Amelie发现在有效压力下,纤维环在初始阶段发生蠕变,随后才是髓核的蠕变,该学者认为纤维环的强度、纤维环与髓核之间的渗透度,影响了压力的分布[23]。最近,Noailly等[24]研究确定了纤维环的结构参数,完善了人工椎间盘或特殊椎间盘病变模型。

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.05.025

1 厦门大学附属第一医院康复医学科,厦门,361003
作者简介:苏春涛,男,主管技师;收稿日期:2012-07-26

2.3 腰椎小关节的有限元分析

苏再发等[25]模拟正常活动范围内脊柱腰段前屈、后伸、右侧屈、右旋4种不同工况，发现小关节在后伸位时应力值最大，其次是前屈位及旋转，侧屈位应力值最小。徐力鹏等[26]也发现前屈时小关节受力减小，后伸时受力增大；侧弯时对侧小关节受力增大，同侧小关节受力减小；轴向旋转时同侧小关节不受力，对侧小关节则受力极大。赵勇等[27]经研究发现单侧小关节分级切除对腰椎节段的前屈、后伸稳定性无显著性影响；当腰椎小关节切除范围超过1/2，对腰椎节段侧弯运动有显著性影响，尤其以向对侧侧屈为甚；当一侧小关节切除超过1/2后，由于失去了小关节和关节囊的限制，导致腰椎活动节段轴向旋转范围增加显著。迟增德等[28]通过建立腰椎髓核摘除模型，对比正常腰椎模型，经研究发现正常模型两侧小关节在右旋转时均产生较大应力，而以左侧小关节产生应力更大。髓核摘除模型在前屈、后伸、旋转时小关节的应力均增加在腰椎不同的运动状态下，两侧小关节面各个部位的接触情况是不同的，应力大小和分布也是变化的。髓核摘除后腰椎前柱的承载功能减弱，小关节等后柱结构分担载荷增大。

2.4 腰椎周围韧带肌肉的有限元分析

关海山等[29]建立T12—L1—L2运动节段三维有限元模型，在屈曲0°、5°、10°、15°、20°过程中，模拟上身重力（260N）、竖脊肌力和节段间局部肌肉力作用，观察竖脊肌力及椎间盘压力的变化。结果发现，竖脊肌力、椎间盘压力随胸腰椎屈曲角度增大而增大，节段间局部肌肉力可以相应减小竖脊肌力，但会使椎间盘压力增高。因此脊柱生物力学研究不能忽视肌肉力的作用，节段间局部肌肉力对椎间盘内的压力变化有明显影响。但这方面的研究仍较少。

3 应用及临床指导意义

目前医学领域的腰椎三维有限元分析研究主要集中在腰椎正常形态、骨折、畸形、手术、手法治疗等方面。虽然运动节段包含了基本的生物力学因素，但是必须考虑到周围肌肉力、韧带、腹压、下肢姿势等因素对腰椎的影响，建立完整的L1—L5腰椎模型是必然的趋势。

3.1 腰椎椎体骨折的有限元分析

T12和L1椎体压缩性骨折是临床上常见的腰椎椎体骨折。贾宏禹等[31]通过对正常健康人及单纯T12—L1椎体骨折患者的骨折模型施加拉力力矩验证其有效性。结果提示，应用正常人体原始资料，依据骨折受伤机制构建相应骨折有限元模型的方法科学有效的。韦健等[30]通过建立T12—L1椎体有限元模型，对T12椎体顶部预置的密度均匀的坚硬的板块上施加垂直方向上的冲击负荷，分析椎体的应力分布，探讨胸腰椎爆裂骨折的机制，结果发现垂直方向上施加载荷，T12椎体会产生震动，达到最大载荷时，终板会嵌入椎体里，终板的中心部位承受最大应力，应力集中于相应的与终板连接的松质骨的中心部位。而针对T12—L1椎体压缩性骨折的治疗，李钦亮等[32]通过构建脊柱胸腰椎单纯压缩性骨折的三维有限元模型，模拟伤椎置6钉和跨节段4钉内固定，对两个模型分别施加垂直压缩、前屈、后伸、左屈及右旋载荷，发现两组固定模式各种载荷下的应力均集中在螺钉根部，在垂直载荷下，螺钉的应力最小，右旋和左屈载荷下的应力最大；在垂直压缩、前屈、后伸、左侧弯及右旋运动下，上位螺钉较下位螺钉应力大。表明伤椎附加椎弓根螺钉置入可以优化内固定的载荷，减少断钉率。

3.2 腰椎椎体滑脱的有限元分析

腰椎滑脱是腰椎椎体（多为L4、L5）因失去椎弓根的联系而向前滑脱，导致椎管内马尾神经或神经根受压，腰椎承受力变异，出现以腰痛或下肢麻痹、疼痛为主要表现的疾病。腰椎滑脱的原因可以是先天性的（出生时就存在），也可能是后天性的，在儿童时期或更晚些发生。主要是因各种过度的机械应力引起，诱因包括搬运重物、举重、足球、体育训练、外伤、磨损和撕裂。还有一种腰椎滑脱是退行性的，即由于腰椎各种结构老化而发生结构异常，通常发生于50岁以后。刘洋等[33]通过建立L4、L5有限元模型，计算模拟不同加载条件下滑脱椎体力学的特性，发现L4、L5椎体退变性滑脱后该节段椎间盘压应力集中分布在前部纤维环，而远端L5、S1关节突关节则承受了较多的轴向载荷。各种加载条件下L5椎弓根峡部应力集中最为显著，是一个局部的高应力集中区域，使腰椎滑移程度有加大的趋势。

腰椎椎体滑脱后，临床上常用的手术方式有腰椎后路椎间和后外侧两种融合术。胡日鹤等人经研究证实椎体间融合的稳定性优于椎弓根螺钉内固定后加外侧植骨融合[34]。

3.3 腰椎骨质疏松的有限元分析

骨质疏松症是以骨组织显微结构受损，骨矿成分和骨基质等比例不断减少，骨质变薄，骨小梁数量减少，骨脆性增加和骨折危险度升高为表现的一种全身骨代谢障碍疾病。骨质疏松症可以是原发性的也可以是继发性。原发的骨质疏松症可以分为Ⅰ型和Ⅱ型，继发的骨质疏松症也称为Ⅲ型骨质疏松症。60—70岁的绝经后骨质疏松女性胸腰椎骨折发病率最高，此时以骨小梁丢失为主。脊椎椎体骨折在无暴力如翻身、提重物等即可发生，也可在轻微暴力下发生。临床上我们经常会发现脊柱骨质疏松好发部位主要是位于T12和L1节段。刘刚等[35]通过建立腰椎骨质疏松椎体模型，研究发现骨质疏松椎体的应力分布规律与正常椎体应力分布相似，相同承载，不过应力比较低，负载规律相一致。当合并椎间盘髓核退行性改变时，椎体前缘的骨皮质所受载荷明显增加。所以他们提出外力作用和椎体结构强度是骨质疏松椎

体的病因和治疗的主要生物力学因素。

3.4 腰椎侧弯畸形的有限元分析

生长发育期间原因不清楚的脊柱侧凸称为特发性脊柱侧凸。根据年龄特点一般将特发性脊柱侧凸分为三种类型:幼儿型(0—3岁),少年型(4—9岁),青春型(10—16岁)。腰椎节段发生的侧弯主要有胸腰弯(侧凸顶椎在T12—L1)、腰弯(侧凸顶椎在L2—L4)、腰骶弯(侧凸顶椎在L5或S1)。特发性脊柱侧弯病因至今未明,利用三维有限元模型,可以给临床上的治疗提供科学的依据。李新峰等[36]研究发现特发性脊柱侧弯轴向负载后胸椎畸形部位应力明显高于脊柱其他部位,且应力集中于凹侧。胸椎和腰椎两侧椎间盘、终板和骨质的应力均呈现明显的不平衡,椎间盘应力主要集中于胸段结构性主弯凹侧纤维环的后外侧区域。关节突关节是轴向负载的主要承担者,胸主弯凹侧的L5—S1关节突关节应力最大。单胸弯脊柱侧弯可导致整个脊柱的椎间盘、关节突关节和终板等结构应力不均匀分布,这种力学响应特征和畸形进展密切相关。长期应力的不对称性分布可以改变椎间盘、终板和椎体骨质内的细胞活动,使特发性脊柱侧弯患儿容易更早地出现相关性疾病。

3.5 腰椎退变的有限元分析

腰椎间盘突出症是纤维环破裂后髓核突出压迫神经根造成的以腰腿痛为主要表现的疾病。腰间盘相当于一个微动关节,是由透明软骨板、纤维环和髓核组成,分布在腰椎骨间。腰椎间盘退行性改变或外伤所致纤维环破裂,髓核从破裂处脱出,压迫腰椎神经,从而出现腰腿放射性疼痛。腰椎椎间盘突出症是临床上最常见的腰椎退行性疾病。有限元方法可以直观地观察椎间盘退变对腰椎的影响,是对临床研究的必要补充。闫家智等[38]建立退变椎间盘L3—L4节段的有限元模型,对模型施加0.3MPa均布轴向压缩载荷,比较正常和退变椎间盘的纤维环、髓核、软骨终板、关节突关节的应力。结果与正常椎间盘比较,退变椎间盘的应力分布发生改变,纤维环周边承受较大应力,髓核的压应力明显降低,软骨终板的应力集中在外周偏后,关节突关节面的应力明显增大。黄菊英等[37]通过建立腰椎L4—L5运动节段有限元模型,构建正常模型和腰椎间盘突出模型,运用有限元方法模拟正常椎间盘和突出椎间盘在轴向压力、前弯、侧弯、旋转和后伸5种载荷下的生物力学特征参数,发现椎间盘突出后,椎间盘的应力分布及传递载荷的能力改变,应力集中于纤维环后外侧;在相同的载荷情况下,突出的椎间盘的最大形变量比正常椎间盘大;椎间盘突出模型的小关节突接触力比正常模型的小关节突接触力大,证明了椎间盘突出后,椎间盘的承载功能下降,关节突的应力水平升高,小关节的负荷增加,从而导致腰椎稳度下降。

3.6 传统中医的腰椎推拿手法的相关研究

中医推拿手法治疗骨伤疾患是国内特有的治疗手段之一,其历史悠久,方便有效。临床上中医推拿手法的应用虽然广泛,但是始终缺少科学、客观的依据。应用三维有限元法,我们可以直观的了解进行中医推拿手法时腰椎的生物力学情况,从而指导临床治疗。徐海涛等人通过建立L4—L5三维有限元模型,根据手法原理,将腰椎斜扳手法进行分解,把各项力学参数代入三维有限元模型进行计算分析,即时显示手法作用时腰椎间盘的位移和内在应力的变化。发现椎间盘的应力远小于后部结构,从椎间盘中心到右侧有一个向后的扭转矢量,使椎间盘产生变形。结果证明腰椎斜扳手法对椎间盘是安全的,并且在椎间盘突出的对侧进行手法操作更为合理;腰椎椎管狭窄的患者不宜使用腰椎斜扳手法[39]。

吴山等[40]通过比较两种坐位旋转手法对腰椎间盘生物力学影响,证实两种手法造成了椎间盘、关节突的位移,有利于解除神经根的粘连。两种手法比较,脊柱定点旋转手法更具有效性及安全性。

张晓刚等[41]则是在腰椎有限元模型上模拟拔伸按压手法,发现腰椎前屈30°时椎间盘组织的位移应变和应力变化最明显,提示在设定的条件下手法治疗腰椎疾患是安全的。

4 小结

三维有限元分析在腰椎的各种生物力学研究的应用日益广泛,其有限元模型已经从原来的短节段模型逐步发展到全腰椎节段模型,建模方法也日益多样化。仿真度也不断提高,开始关注肌肉、组织代谢等其他内外在成分对腰椎整体的影响。

腰椎相关疾病的治疗除了传统的手术及保守治疗,随着康复医学的逐步发展,康复治疗手段(Maitland手法、麦肯基手法等)的疗效也是十分显著的。母晓明等[42]经研究发现关节松动术配合超短波治疗腰椎关节突综合征疗效优于传统推拿治疗组。但是目前仍没有关于腰椎关节松动术的三维有限元相关研究,借鉴前人的研究成果,笔者希望可以应用此有限元分析法,在今后的科研中尝试进行相关研究,为运用腰椎关节松动术取得科学客观的试验依据,提高手法运用的安全性和有效性。

参考文献

[1] Belytschko TB, Andriacchi TP, Schultz AB,et al. Analog studies of forces in the human spine:computational techniques[J]. J Biomech, 1973, 6(4):361—371.

[2] Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM. Stress analysis of the lumar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study[J]. Spine, 1984, 9(2): 120—134.

[3] Yang KH, King AI. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain[J]. Spine, 1984, 9(6):557—565.

[4] Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of a lumbar segment subjected to pure sagittal plane moments[J]. J Biomech, 1986, 19(4):331—350.

[5] Ueno K, Liu YK. A three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion[J]. J Biomech Eng, 1987, 109(3):200—209.

[6] 李孝林.基于CT精细扫描构建人体胸腰段脊柱三维有限元模型的方法及意义[J].山东医药,2009,49(14):8—10.

[7] 聂文忠,张绍祥,王成杰,等.基于冷冻切片的人体腰椎三维有限元模型[J].医用生物力学,2007,22(3):260—263.

[8] Goel VK, Kim YE, Lim TH, et al. An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation[J]. Spine, 1988, 13(9):1003—1011.

[9] 付裕,阮狄克,霍洪军,等.基于CT扫描及CAD技术建立下腰椎三维有限元模型[J].中国组织工程研究与临床康复,2011,15(9):1557—1561.

[10] 曾至力, 程黎明,朱睿,等.胸腰椎三维非线性有限元模型的建立[J].中华医学杂志,2011,91(31):2176—2180.

[11] 闫家智,吴志宏,汪雪松,等.腰椎三维有限元模型建立和应力分析[J].中华医学杂志,2009,89(17):1162—1165.

[12] Faizan A, Sairyo K, Goel VK, et al. Biomechanical rationale of ossification of the secondary ossification center on apophyseal bony ring fracture: a biomechanical study[J]. Clin Biomech, 2007, 22(10):1063—1067.

[13] Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, et al. Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis[J]. Eur Spine J, 2003, 12(4):413—420.

[14] Chen SH, Zhong ZC, Chen CS, et al. Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion[J]. Med Eng Phys, 2009, 31(2):244—253.

[15] 郝剑,朴哲,李继海,等.基于CT图像和逆向工程方法建立正常人体腰椎三维有限元模型[J].中国组织工程研究,2012,16(4):593—596.

[16] 胡华,熊昌源,韩国武.模拟腰部推拿手法建立"腰-盆-髋"有限元模型[J].中国组织工程研究与临床康复,2011,15(45):8935—8938.

[17] Ayturk UM, Puttlitz CM. Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2011, 14(8):695—705.

[18] 刘耀升,陈其昕,刘蜀彬.腰椎运动节段终板凹陷角变化的有限元分析[J].中国组织工程研究与临床康复,2008,12(44):8765—8770.

[19] Ruberté LM, Natarajan RN, Andersson GB. Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments--a finite element model study[J]. Journal of Biomechanics, 2009, 42(3):341—348.

[20] 鲍春雨,刘晋浩.人体脊柱腰椎节段三维有限元模型的研究与分析[J].机械设计,2009,26(9):61—63.

[21] Ng HW, Teo EC, Lee KK, et al. Finite element analysis of cervical spinal instability under physiologic loading[J]. J Spinal Disord Tech, 2003, 16(1):55—65.

[22] Martinez JB, Oloyede VO, Broom ND. Biomechanics of load-bearing of the intervertebral disc: an experimental and finite element model[J]. Med Eng Phys, 1997, 19(2):145—156.

[23] Chagnon A, Aubin CE, Villemure I. Biomechanical influence of disk properties on the load transfer of healthy and degenerated disks using a poroelastic finite element model[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2010, 132(11):111006.

[24] Noailly J, Planell JA, Lacroix D. On the collagen criss-cross angles in the annuli fibrosi of lumbar spine finite element models[J]. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2011, 10(2):203—219.

[25] 苏再发,张爱平,陈日奇.应用三维有限元法分析腰椎小关节的力学分布[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11(9):1671—1674.

[26] 徐力鹏,肖进,张美超.腰椎小关节承载功能的三维有限元分析[J].创伤外科杂志,2006,8(2):140—143.

[27] 赵勇,李玉茂,李平生,等.单侧小关节分级切除对腰椎稳定性影响的三维有限元分析[J].实用骨科杂志,2009,15(10):764—767.

[28] 迟增德,刘尚礼,李春海,等.腰椎髓核摘除后小关节应力分析[J].中国矫形外科杂志,2009,17(5):63—66.

[29] 关海山,杨惠林,冯皓宇.有限元分析肌肉力对胸腰椎运动节段椎间盘压力的影响[J].苏州大学学报(医学版),2007,27(2):209—213.

[30] 韦健,马迅,寒桦.T12—L1椎体有限元模型的建立及其爆裂骨折的有限元分析[J].中国医药导报,2009,6(10):34—37.

[31] 贾宏禹,李孝林,吕志鹏.基于正常人体资料建立胸腰椎多椎体压缩性骨折三维有限元模型[J].中国组织工程研究与临床康复,2009,13(52):10247—10250.

[32] 李钦亮,刘艺,储朝明,等.伤椎椎弓根置钉治疗胸腰椎压缩性骨折的三维有限元分析[J].中国组织工程研究与临床,2011,15(39):7226—7229.

[33] 刘洋,赵永飞,顾晓民,等.退变性腰椎滑脱力学模型建立及分析[J].脊柱外科杂志,2010,8(1):39—43.

[34] 胡日鹤,周初松.腰椎滑脱不同融合术式的三维有限元研究[J].实用临床医药杂志,2010,14(13):41—45.

[35] 刘刚,易本清.胸腰椎骨质疏松应力分布及临床意义[J].吉林医药,2010,31(19):3126—3127.

[36] 李新峰,刘祖德,戴力扬,等.轴向负载对特发性脊柱侧弯的影响机制研究[J].中外小儿外科杂志,2010,31(6):435—439.

[37] 黄菊英,李海云,吴浩.腰椎间盘突出症力学特征的仿真计算方法[J].医用生物力学,2012,27(1):96—101.

[38] 闫家智,吴志宏,汪学松,等.腰椎间盘退变后应力变化的有限元分析[J].中国医学科学院学报,2009,31(4):464—467.

[39] 徐海涛,李松,刘澜,等.腰椎斜扳手法时腰椎间盘的有限元分析[J].中国组织工程研究与临床康复,2011,15(13):2335—2338.

[40] 吴山,张美超,李义凯.两种坐位旋转手法腰椎应力及位移的有限元分析[J].广东医学,2010,31(8):992—994.

[41] 张晓刚,董建华,杨学峰.三维有限元腰椎节段模型上模拟拨伸按压手法的生物力学分析[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(22):4000—4004.

[42] 母晓明,谯丽霞,李富贵,等.关节松动术与超短波综合治疗腰椎关节突综合征的疗效观察[J].按摩与康复医学,2011,2(9):14—15.