man-Computer Interaction, Interaction Techniques and Environments Lecture Notes in Computer Science,2011:417—426.
[12] Edlinger G, Holzner C, Groenegress C, et al. Goal-Oriented Control with Brain-Computer Interface[C].Foundations of Augmented Cognition, Neuroergonomics and Operational Neuroscience Lecture Notes in Computer Science,2009:732—740.
[13] Edlinger G, Holzner C, Guger C, et al. A Hybrid Brain-Computer Interface for Smart Home Control[C]. 14th International Conference, Human-Computer Interaction 2011, 2011:417—426.
[14] Sirvent JL, Lanez E, Ubeda A, et al. Visual evoked potential-based brain-machine interface applications to assist disabled people[M]. Expert Systems with Applications,2012,39 (9):7908—7918.
[15] Gryfe P, Kurtz I, Gutmann M, et al. Freedom through a single switch: coping and communicating with artificial ventilation[J]. Journal of the Neurological Sciences,1996,139: 132—133.
[16] Barreto AB, Scargle SD, Adjouadi M, et al. A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities[J]. Journal of Rehabilitation Research and Development,2000,37(1):53—63.
[17] Chen YL, Lai JS, Luh JJ, et al. SEMG-controlled telephone interface for people with disabilities[J]. Journal of Medical Engineering & Technology,2002,26(4):173—176.
[18] Huang CN, Chen CH, Chung HY. et al. Application of facial electromyography in computer mouse access for people with disabilities[J]. Disability and Rehabilitation,2006,28(4): 231—237.
[19] Shima K, Eguchi R, Shiba K, et al. CHRIS: Cybernetic Human-Robot Interface Systems[C], Proceedings of 36th International Symposium on Robotics,2005:1—8.
[20] Lankford C. Effective Eye-Gaze Input Into Windows[C]. In Proceedings of the 2000 Symposium on Eye Tracking Research and Applications,2000:23—27.
[21] Bates R, Istance HO. Why are eye mice unpopular? A detailed comparison of head and eye controlled assistive technology pointing device[J]. Universal Access in the Information Society,2003,2:280—290.
[22] Heo H, Lee WO, Lee JW, et al. Object recognition and selection method by gaze tracking and algorithm[C]. 2011 International Conferenceon Multimedia and Signal Processing, 2011,1:261—265.
[23] Betke M, Gips J, Fleming P, et al. The camera mouse: visual tracking of body features to provide computer access for people with severe disabilities[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng,2002,10(1):1—10.
[24] Grauman K, Betke M, Gips J, et al. Communication via eye blinks- detection and duration analysis in real time, Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on,2001,1:1010—1017.
[25] Mauri C, Granollers T, Lores J, et al. Computer vision interaction for people with severe movement restrictions[J]. Human Technology,2006,2(1):38—54.
[26] Kuzume K, Morimoto T. Hands-free man machine interface device using tooth-touch sound for disabled persons [C]. Proceedings of 6th International Conference on Disability, Virtual Reality and Associate Technology,2006:147—152.
[27] Huo X, Wang J, Ghovanloo M, et al. A magneto-inductive sensor based wireless tongue-computer interface[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng,2008,16(5):497—504.
[28] Chen YL. Application of tilt sensors in human-computer mouse interface for people with disabilities[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng,2001,9(3):289—294.

·综述·

有限元法在腰椎运动学分析中应用的研究进展*

王艳国[1] 张 琪[2] 刘 凯[2]

1 腰椎有限元模型建立

有学者对腰椎运动学的有限元研究集中于单个及双节段腰椎[1—4]。刘耀升等[1]采用计算机辅助设计(computer aided design,CAD)技术建立L4—5节段有限元模型,用非种子区域分割方法提取该节段的二值图像,然后采用反应腰椎生理曲度的最佳切割平面生成轮廓线并建立分段线性子空间,经过仿射变换分段线性子空间为规则子空间等方法建立表面模型,最终获得仿真模型。不同载荷条件下模型移位、旋转角度、椎间盘内压等预测结果与相同载荷下的试验生物力学结果相符合,模型得到验证。随后借鉴国外运用多孔弹性有限元模型用于腰椎的固液二相性研究的思想,应用流体固体耦合,陈浩等[2]建立腰椎L4—5运动节段流固耦合三维有

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.07.026
*基金项目:教育部博士点基金(20101210120001);天津市自然科学基金面上项目(10JCMSJC24131);中国博士后科学基金(20090460496)
1 天津中医药大学第一附属医院推拿科,天津,300193;2 天津中医药大学
作者简介:王艳国,男,博士,副主任医师;收稿日期:2013-03-12

限元模型,分析腰椎间盘等特殊结构,发现椎间盘高度随时间变化,与从活体测得的数据基本相吻合,完善了腰椎间盘生物力学结构,使其更加符合人体生物力学特点。徐飞等[3]施加500N的轴向压力于L3椎体上表面以模拟正常人站立时的情况,并且在15N·m的力矩作用下腰椎行前屈、后伸、侧弯、扭转等运动,分析腰椎各方向的位移及椎间盘应力分布情况,发现与体外实验结果基本一致,模型得以验证。Niemeyer等[4]建立L3—4节段的完全参数化的几何简化模型,测定椎间盘的几何特性(如椎间盘的厚度、终板的宽度和厚度)和小关节的位置,完成不确定性和灵敏度的分析,证明这些结构的模型是最优化的。随着有限元建模的不断深入,许多学者构建全腰椎模型,研究腰椎的运动学,苏晋等[5]应用HyperMesh和自编软件并结合接触理论建立全腰椎有限元模型,完成全椎体骨性结构及终板、关节突软骨、椎间盘及韧带等软组织的构建,模拟腰椎前屈、后伸、左右侧弯和左右旋转工况下腰椎的运动范围和应力,分析发现其与体外生物力学实验结果吻合,模型得以验证。Ayturk等[6]建立L1—5有限元模型,这个模型通过对其运动范围、椎间盘应力、小关节应力转变、前外侧皮质骨应变、前纵韧带变形的测量得到验证。刘治华等[7]建立全腰椎(L1—5)模型,通过对L4—5节段施加外力及侧屈扭矩测量轴向位移及角位移,与实验结果基本一致,验证其准确性。

2 腰椎运动学的有限元分析

2.1 生理负荷下腰椎运动学分析

随着有限元技术的发展,诸多学者对腰椎各种生理活动状态进行深入的运动学研究,Schmidt等[8]建立L4—5节段的有限元模型,分析复杂载荷下的椎间盘应力、剪切应力、纤维应变力,显示椎间盘应力在屈曲时最大,侧屈时最小,载荷的叠加并不能提高椎间盘应力,侧屈复合屈曲或侧屈复合后伸能增加最大剪切应变,后伸复合轴向旋转纤维应力增加最大,轴向旋转复合屈曲或轴向旋转复合后伸次之,最大的剪切应力和纤维应力都集中于后侧面,额外的轴向预载荷可增加应力、剪切力和纤维应力。Su等[9]成功构建了静应力负荷下腰椎的模型并进行分析,显示在轴向旋转、伸展、屈曲应力下,其应力集中于L3/4椎间盘。Kozanek等[10]分析L2—5模型测得体内腰椎关节突关节的运动范围和方向,在屈伸运动下,关节突关节中立位旋转平均2—6°、前后位移2—4mm;在伸展和旋转下,关节突关节在主导方向上不能旋转和位移,而是一种旋转和位移相合的耦合运动(平均小于5°和3mm)。Yan等[11]分析L3—4模型腰椎的应力变化,显示纤维环后部应力较大,最大应力分布于髓核和终板的中心,其应力随轴向压力的增加而升高。Ayturk等[12]通过建立L4—5脊椎节段模型,分析腰椎生理状态下纤维环非线性和正交力学特性,发现在屈伸、侧屈、轴向旋转下,胶原纤维承载纤维环的大部分负荷,尤其在椎间盘膨出的周围辐射的部位。Kuo等[13]建立有限元模型分析腰椎小关节应力及椎间盘应力的生物力学特性,显示在轴向旋转下,同一水平对侧小关节应力大于同侧,尽管小关节应力预载荷的作用不明显,椎间盘压力仍有所增加,椎间盘应力屈曲时明显高于伸展和轴向旋转。秦明芳等[14]构建L4—5模型,分析发现不同运动条件下腰椎运动生理节段的应力集中部位不同,轴向压缩时(正常上半身载荷)密质骨、椎弓根、椎弓峡部和后部小关节应力最高;轴向拉伸时(相当于平卧位腰部受力)小关节较其他部位应力集中;侧屈时屈侧椎体、椎间盘及后部小关节应力高,对侧则呈张应力;旋转时后部小关节、椎间盘后部应力高;屈曲加旋转时椎体及间盘前缘及后部小关节应力高。Kaminska等[15]构建腰椎模型来评估不同姿势和上肢载荷下的腰椎载荷,发现随着载荷的增加椎间盘应力和压缩应力也增加,前屈位比直立位增加更为明显。

2.2 推拿干预下腰椎运动学分析

传统中医推拿是治疗腰部疾病重要治疗方法之一。近年来随着有限元技术的广泛应用,有学者利用推拿结合有限元建立模型并模拟试验研究推拿手法作用于腰椎的生物力学效应,进而揭示手法的有效性和安全性,为推拿手法优化提供理论和实验依据。

陈浩等[16]通过构建模型研究坐位旋转手法时对正常和退变腰椎内部应力分布的特点,发现手法作用正常腰椎其应力集中于L4下终板、L5上终板、椎间盘等前部结构。退变腰椎集中于L4下关节突和椎弓等后部结构,但临床操作时易损伤小关节和椎弓。徐海涛等[17]单独对退变腰椎间盘内在应力和位移进行分析,发现手法增加旋转侧椎间盘的位移,利于解除神经根的粘连,同时增加对神经根的压迫,操作时向突出椎间盘对侧旋转较为安全。王国林等[18]研究三种腰椎前屈角度(A=6°;B=9°;C=12°)下腰椎旋转手法对退变椎间盘影响,得出类似结论,发现随着屈度的增加,旋转侧椎间盘的后外侧应力不断增加,显示向突出椎间盘对侧体位手法效果优于向同侧;同时发现C状态旋转侧后外部明显向后内侧突出,增加了该部位位移,显示腰部前屈角度过大,会增加间盘突出风险,进而指导手法优化改良。吴山[19]运用有限元分析比较直腰旋转手法、腰椎定点旋转手法两种手法的合理性和安全性,发现两种手法椎间盘应力都主要集中在外层纤维环;椎体及后部结构主要应力分布分别为小关节和椎体峡部、椎弓根侧隐窝、上位椎体小关节面的下端;最大位移分布分别位于L4棘突和L4椎体上缘左侧及L4左侧上关节突。两法均能造成椎间盘关节突位移,这样有利于解除周围神经根粘连,但是腰椎定点旋转手法椎间孔位移更显著,所以更具实用性。胡华等[20]对腰椎骨盆和股骨上端在腰椎坐位旋

转手法下进行有限元分析,发现手法作用原理与各个解剖部位因旋转引起的相对位移有关,手法操作中侧弯和前屈角度有一定范围,手法超过活动范围可能会引起相应部位损伤。

杨学锋等[21]应用有限元法模拟腰部拔伸按压手法研究其内部结构的变化,分析不同体位下,按压手法的力学效应,发现当压力增加至300N时,后伸10°时椎间盘位移幅度最大,治疗效果最佳,为指导临床施用腰部按压手法提供依据。有学者研究得出相反结论,张晓刚等[22]通过研究发现腰椎拔伸按压手法下,腰椎前屈30°时,椎间盘组织的位移、应变和应力变化最明显,提示前屈30°手法治疗腰椎疾患较为安全有效。因此腰椎的拔伸按压手法的体位选择仍需进行深入研究,来确定最佳操作体位。

徐海涛等[23]建立了L4—5有限元模型,即时显示腰椎斜扳手法作用椎间盘的位移和内在应力的变化,发现手法作用时椎间盘应力远小于后部结构,从间盘中心到右侧有一向后的扭转矢量,令间盘产生扭转变形,最大位移位于椎间盘右侧外缘。研究显示斜扳对于椎间盘是安全的,并且手法作用于突出物对侧更为合理,同时斜扳时椎间盘向后突出,不适用于腰椎管狭窄患者,具有指导临床的作用。

3 小结

有限元分析法作为脊柱生物力学研究中的一种重要工具,广泛应用于生理负荷及中医推拿干预下腰椎运动学分析。一方面通过模型建立分析生理状态下腰椎的受力及运动学特征,另一方面揭示了手法干预前后腰椎各结构应力变化。腰椎骨性有限元模型研究较为深入,应进一步拓展应用于中医学科各优势技术及运动康复医学领域,如针刺、导引功法训练等对腰椎骨性结构及间盘的力学影响。目前腰椎软组织模型研究较少,今后应深入研究软组织模型,结合骨性模型更能真实模拟腰椎整体生物力学的特性,准确反映腰椎的运动学特征,更好的阐释推拿手法的作用机制,为临床实践提供指导性的科学依据。

参考文献

[1] 刘耀升,陈其昕,廖胜辉.腰椎L4—L5活动节段有限元模型的建立与验证[J].第二军医大学学报,2006,27(6):665—669.

[2] 陈浩,于晓华,华国军,等.腰椎运动节段流固耦合有限元模型的建立与验证[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(52):9706—9709.

[3] 徐飞,陈安民,董永辉,等.腰椎有限元模型建立方法的研究[J].骨科材料与临床研究,2012,9(6):5—7.

[4] Niemeyer F, Wilke HJ, Schmidt H. Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine--a probabilistic finite element analysis[J]. J Biomech, 2012,45(8):1414—1423.

[5] 苏晋,赵文志,陈秉智,等.建立全腰椎有限元接触模型[J].医用生物力学,2010,25(3):200—205.

[6] Ayturk UM, Puttlitz CM. Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2011, 14(8):695—705.

[7] 刘治华,管文浩,檀中奇.基于CT图像构建的腰椎三维有限元模型[J].中国组织工程研究,2012,16(26):4760—4764.

[8] Schmidt H, Kettler A, Heuer F, et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2007,32(7):748—755.

[9] Su JC, Li ZD, Cao LH, et al. Three-dimensional finite element analysis of lumbar vertebra loaded by static stress and its biomechanical significance[J]. Chin J Traumatol, 2009,12(3):153—156.

[10] Kozanek M, Wang S, Passias PG, et al. Range of motion and orientation of the lumbar facet joints in vivo[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2009,34(19):E689—E696.

[11] Yan JZ, Wu ZH, Wang XS, et al. Finite element analysis on stress change of lumbar spine[J]. Zhonghua Yi Xue Za Zhi, 2009,89(17):1162—1165.

[12] Ayturk UM, Garcia JJ, Puttlitz CM. The micromechanical role of the annulus fibrosus components under physiological loading of the lumbar spine[J]. J Biomech Eng, 2010, 132(6):61007.

[13] Kuo CS, Hu HT, Lin RM, et al. Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure: a finite element study[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2010,11:151.

[14] 秦明芳,柴晟,黄立新,等.不同工况对腰椎运动节段作用的三维有限元模型分析[J].广西医科大学学报,2010,27(3):417—419.

[15] Kaminska J, Roman-Liu D, Zagrajek T, et al. Differences in lumbar spine load due to posture and upper limb external load[J]. Int J Occup Saf Ergon, 2010,16(4):421—430.

[16] 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.

[17] 徐海涛,徐达传,李云贵,等.坐位旋转手法时退变腰椎间盘内在应力和位移的有限元分析[J].中国康复医学杂志,2007,22(9):769—771.

[18] 王国林,张美超,李义凯,等.三种腰椎前屈状态下坐位腰椎旋转手法比较研究[J].颈腰痛杂志,2008,29(1):24—26.

[19] 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.

[20] 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.

[21] 杨学锋,张晓刚.利用腰椎运动节段三维有限元模型云图变化分析按压手法[J].按摩与康复医学,2010,1(2):9—10.

[22] 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.

[23] 徐海涛,李松,刘澜,等.腰椎斜扳手法时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.