

有限元法在脊柱侧凸生物力学研究中的应用进展

顾苏熙, 杨晓明, 方秀统, 李 明

(第二军医大学附属长海医院骨科 200433 上海市)

中图分类号: R682.3, R318.01 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2008)-06-0479-03

脊柱侧凸是青少年最常见的脊柱畸形, 其复杂的三维畸形病理特点及尸体标本的缺乏导致无法开展常规的实体生物力学研究。有限元法 (finite element method, FEM) 是最初在工程研究中获取材料所受应力及形变近似值的一种数字模拟技术, 其特点是能够用不同形状、大小和类型的单元模拟各种几何形状的结构, 并且可以适应各种机械应力及载荷。有限元模型与实际结构非常相似, 能够方便地对无法直接测量的物体进行生物力学研究, 其这些特点正好为发生、发展、转归以及手术策略、预期效果均涉及生物力学影响的脊柱侧凸研究提供了有力支持^[1-10]。

1 历史与现状

有限元法自 20 世纪 70 年代初起便应用于脊柱生物力学研究, 最早是针对实体实验无法明确椎间盘内应力而提出的。近 30 余年, 有限元模型已由线性扩展为非线性模型, 又由二维模型扩展至三维非线性模型。由于脊柱侧凸自身的模型构建复杂 (包括所有脊柱椎体、肋骨、胸骨、骨盆、软组织), 还需整合所有组织 (骨骼、椎间盘、肌肉及韧带) 的材料学及力学属性及脊柱本身的运动属性, 因此脊柱侧凸的三维有限元研究起步相对较晚。

最早 Andriacchi 等^[1]于 1976 年使用有限元法模拟了 Milwaukee 支具治疗效果, 随后 Viviani 等^[2]又报道将有限元法用于模拟内固定手术矫正率的大小, 当时认为个体的脊柱侧凸僵硬程度的明确是模拟成功的关键。进入 90 年代后 Stokes 等^[3,4]利用有限元模型分析了椎体生长的左右不平衡性对侧凸畸形的发生发展的影响, 对特发性脊柱侧凸的病因学研究做出了重要贡献。其后又有报道^[5-8]使用有限元法对使用 CD 等第三代矫形内固定装置时的去旋转矫形原理以及最近对原位弯棒技术进行了生物力学的验证^[9,10]。近年来加拿大学者 Aubin 等^[11-16]进行了大量的三维有限元模拟特发性脊柱侧凸的生物力学研究, 提出了简化有限元计算模型的方式, 并着重分析了个体化边界条件的选择, 以明确支具矫正轻度青少年特发性脊柱侧凸的作用; 他们还整合了力学传感装置, 进行个体化三维支具设计及优化, 开发了 Spine Surgery Simulator 软件预测手术矫形后可能的治疗效果。亦有学者^[17-19]研究分析了体位、胸

廓及肋骨对侧凸矫形的影响。由于常规有限元模型的建立需要依赖 CT 扫描后的三维重建, 大量的射线将严重影响正处于生长发育期青少年脊柱侧凸患者的健康, 因而研究受到了一定限制。近年来关于如何利用二维的 X 线片建立三维有限元模型的研究^[20-24]已经在欧美国家广泛开展。Aubin 等^[16,17,20]通过拍摄多张以夹角递增的 X 线片, 人工标定特定解剖位置后根据数学方程演算出近似真实的三维模型。Pomero 等^[24]则利用大量正常人及侧凸患者椎体的数据库, 建立了数个基本椎体的简化模型。可利用前后位及侧位两张 X 线片, 半自动化处理后可以短时间内建立脊柱的三维模型。

现今的研究成果使模型不仅能逼真地模拟椎体、椎间盘, 甚至是后柱小关节、肋椎关节结构, 更能将所附着韧带、肌肉及胸廓肋骨的作用特征考虑在内, 使模拟更加完善与逼真。与此同时, 有限元方法本身也已不再是相对独立地研究脊柱的生物力学特性, 而更多的是与各种动力学模型、参数优化选择、临床放射学与实物测量、组织学紧密地结合在一起。

2 脊柱侧凸矫形支具的设计及畸形的模拟

支具治疗是目前应用最为广泛, 也是唯一经证实有效的脊柱侧凸保守治疗方法。随着有限元研究的进展及大量的随访观察, 近年来对支具治疗的认识有了进一步提高。支具是根据生物力学三或四点矫正规律来达到对侧凸的矫正, 然而其设计与制作工艺却随着时间的推移逐渐暴露出一些问题。首先其往往需根据技师的经验进行制作及佩戴, 对束带张力大小、衬垫方向、压力大小等因素缺乏定量标准; 其次没有考虑患者姿势的改变对支具矫形力的影响; 仅考虑了冠状面矫形, 而出现平背综合征等并发症。因此如何完善载荷加压的方式, 并设计符合个体体型及力学特征的支具, 以达到脊柱侧凸畸形最佳的三维矫形效果, 成为研究的热点。目前国际上已经开展了利用三维有限元模型优化支具治疗的生物力学研究。

当前支具生物力学的研究主要集中在两个方面, 即如何对现有的支具进行调整而使其更高效以及设计更为有效的符合脊柱侧凸生物力学行为的个体化支具。对于支具矫形力更深的理解有助于研究出更为有效的支具。2002 年 Périé 等^[25]通过 MRI、CT 结合的有限元法分析夜间仰卧位时支具的矫形作用。模拟冠状面、矢状面椎间应力关系及载荷情况后发现, 脊柱顺应性与矫形效果相关, 椎体间

第一作者简介: 男 (1982-), 住院医师, 医学博士在读, 研究方向: 脊柱外科

电话: (021)25072075 E-mail: gu0212117@yahoo.com.cn

弹性模量与模拟支具模型所施加的力成比例关系。Périer 等^[16]后来又提出除了衬垫、束带共同达到的矫形作用外还有其他因素参与,共同达到支具中力的平衡。Gignac 等^[20]利用多重影像学技术将肋骨、胸骨、骨盆引入有限元模型,分析对于脊柱侧凸三维矫形力的施加,取得了初步的成果。Périer 等^[27]更进一步在 Boston 支具中相应位置加入压力传感器衬垫来测量压力,初始压力大于 30mmHg 计算整体等效力,经计算机检测发现躯干受力在 5 个区域最大:右胸廓、左腰部、腹部及双侧骨盆。该实验提示测试个体化支具治疗的生物力学效应使得开发设计更为有效的三维支具成为可能。以上研究表明,各种边界条件及模拟参数(反映外界干预力量大小的模型的移位及施加应力)对模型的建立最为关键,甚至超过了生物力学因素。

目前三维有限元方法的引入为克服传统支具制作中个体依从性差、经验依赖性强的缺点提供了良好的开端,也为扩展支具设计思路、优化支具矫形开拓了全新的领域。

3 脊柱侧凸矫形手术的有限元模拟

脊柱侧凸矫形手术是脊柱外科手术中最为复杂、风险最高且并发症多的手术之一,手术成功与否与基础理论、矫形策略密切相关,同时选择正确的内固定器械、决定恰当的手术方式及入路亦是重要的因素。为更成功的矫形、最大程度减少并发症的发生,研究更好的脊柱内固定器械始终是国际上学者关注的重点,近 20 年来 CD 系统等基于脊柱三维矫形理论研发的内固定系统是脊柱外科领域具有革命意义的进展。目前对于脊柱内固定器械的生物力学研究主要通过三维有限元方法进行模拟。侧凸手术矫形中具体的操作方法如 90°去旋转矫形^[6,7]及原位弯棒技术等^[9]目前均已利用三维有限元模型在计算机上进行了生物力学的验证。

Skalli 等^[28]首次使用三维有限元法对脊柱后路类似于 CD 系统的内固定器械进行生物力学分析。随后多位学者就不同的内固定器械进行了一系列的研究,并特别将其用于新型器械的生物力学评价。目前 Stokes^[3,4]及 Gardner-Morse^[6]所建立的有限元模型应用于脊柱侧凸内固定器械施加力量矫正畸形过程的生物力学研究。具体过程分为以下四步:置入椎弓根螺钉或钩,装棒(平移、悬臂梁法),旋棒,螺钉锁紧及弹性形变。Aubin 等^[12]将模拟效果与术后患者实际几何形态相比较,取得了良好的相似性;尤其是冠状面畸形的矫正效果具代表性,而由于矢状面及横截面畸形的矫正取决于模型边界条件、运动节段生物力学特性及内固定种类,其相似性稍差。为更好地反映矫形效果,最新研究则开始采用运动学三维有限元模型模拟,其特点是各单元可活动,以模拟每个椎体运动节段及小关节。Gréalou 等^[29]分析各种肋骨切除方式(数量、位置、长度各异等)对脊柱侧凸畸形的生物力学(传导力对脊柱矫形的方向及大小,胸廓形态的再塑形)影响,并检测肋骨胸廓的整体影响机制。就目前研究而言,尚需进一步明确建模过程中各边

界条件的定义及赋值,恰当简化有限元模型及开发更强大的计算分析软件。

4 脊柱侧凸进展过程的有限元模拟

由于脊柱侧凸多发生于生长发育期的青少年儿童,脊柱自身的发育增长过程的模拟一直以来是生物力学研究中的热点^[30-33]。

目前在众多脊柱侧凸的发生发展假说中,胸椎顶椎存在极微小的几何不对称性均是其病理生理发展的前提条件^[30,31,33];轻微侧凸导致了连贯恶性侧凸畸形的加重。椎体的增长过程及椎间盘结构的形变均根据 H-V 法则(恶性循环过程:即椎体生长依赖于生长板的受压情况,压迫增加时抑制,而压迫减小时加速生长)构建。有限元模型很好地模拟了这个侧凸畸形不断恶化的过程。该结果实际上支持了由于部分结构内血细胞减少,引发局部骨质破坏,最终导致冠状面上平衡性丧失的假说;同时也表明在脊柱侧凸畸形形成过程中存在偶联机制。近年来许多研究已经对脊柱侧凸畸形再塑形及生长过程进行了有限元模型的构建。Villemure 等^[31,32]首次建立结合椎体生长的正常胸腰椎有限元模型,并试图反映 2 年时间段内脊柱侧凸的形成过程。但尚存在一定局限性,如模型构建相对简单,忽略了肋骨胸廓等结构的作用等。而且目前尚无任何脊柱侧凸有限元模型考虑了临床及基础研究确认的影响因素:生长速度、侧凸类型、椎间盘退变和椎体骨量减少等。

5 有限元研究的局限性

有限元分析的真实性除受到各种数学参数及模拟方程的限制,目前研究对其外部因素的考虑仍欠完善。相比其他领域,其在脊柱侧凸生物力学研究中仍有许多特殊的问题亟待解决,其分析的真实性受到多种因素的影响。例如椎体、韧带、椎间盘、胸廓肋骨以及相互间关节联系的力学性质极其复杂,难以得到足够和可靠的测定数据,而离体实验所得到的数据可能与生理情况存在差异;模拟脊柱侧凸手术矫形的效果时,除本身脊柱的有限元模型相似度大小以外,还有重力影响、肌肉作用、麻醉效果及体位因素均对术后矫形的效果有一定影响^[18];个体脊柱畸形的柔韧性判断多采用了“Bending 位”矫正率作为参考指标,而事实上其明显受到患者主动施力大小的影响而不准确,目前临床上亦提出使用支点屈曲位片^[34]为其替代方案。

同时有限元分析亦有自身的优点:体外生物力学对周围软组织的模拟存在一定的困难,亦无法计算骨内部的应力水平,而利用有限元分析能得到一定的弥补,因此目前脊柱侧凸三维有限元模型的建模及模拟方法需要找到结合点互相弥补其优缺点,只有明确其特点,掌握其适用范围,才能更好地发挥三维有限元模型研究的优势与潜力。

6 参考文献

1. Andriacchi TP, Schultz AB, Belytschko T, et al. Milwaukee

- brace correction of idiopathic scoliosis; a biomechanical analysis and a retrospective study[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1976, 58(6):806-815.
2. Viviani GR, Ghista DN, Lozada PJ, et al. Biomechanical analysis and simulation of scoliosis surgical correction [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1986, 208:40-47.
3. Stokes IA, Laible JP. Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth[J]. *J Biomech*, 1990, 23(6):589-595.
4. Stokes IA, Gardner-Morse M. Analysis of the interaction between vertebral lateral deviation and axial rotation in scoliosis [J]. *J Biomech*, 1991, 24(8):753-759.
5. Subbaraj K, Ghista DN, Viviani GR. Presurgical finite element simulation of scoliosis correction [J]. *J Biomed Eng*, 1989, 11(1):9-18.
6. Gardner-Morse M, Stokes IA. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation[J]. *J Biomech*, 1994, 27(2):177-181.
7. Lafage V, Dubousset J, Lavaste F, et al. 3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction [J]. *Comput Aided Surg*, 2004, 9(1-2):17-25.
8. Noone G, Mazumdar J, Kothiyal KP. Biomechanical simulations of scoliotic spinal deformity and correction [J]. *Australas Phys Eng Sci Med*, 1993, 16(2):63-74.
9. Dumas R, Lafage V, Lafon Y, et al. Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2005, 8(5):331-337.
10. Aubin CE, Petit Y, Stokes IA, et al. Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2003, 6(1):27-32.
11. Aubin CE, Dansereau J, Labelle H. Biomechanical simulation of the effect of the Boston brace on a model of the scoliotic spine and thorax [J]. *Ann Chir*, 1993, 47(9):881-887.
12. Aubin CE, Describes JL, Dansereau J, et al. Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method [J]. *Ann Chir*, 1995, 49(8):749-761.
13. Clin J, Aubin CE, Parent S, et al. Biomechanical modeling of brace design [J]. *Stud Health Technol Inform*, 2006, 123:255-260.
14. Périé D, Aubin CE, Lacroix M, et al. Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2004, 42(3):339-344.
15. Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, et al. Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model [J]. *Eur Spine J*, 2000, 9(3):185-190.
16. Périé D, Aubin CE, Petit Y, et al. Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study [J]. *Spine*, 2003, 28(15):1672-1677.
17. Aubin CE, Dansereau J, De Guise JA, et al. A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis [J]. *Ann Chir*, 1996, 50(8):641-650.
18. Duke K, Aubin CE, Dansereau J, et al. Biomechanical simulations of scoliotic spine correction due to prone position and anaesthesia prior to surgical instrumentation [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2005, 20(9):923-931.
19. Carrier J, Aubin CE, Villemure I, et al. Biomechanical modelling of growth modulation following rib shortening or lengthening in adolescent idiopathic scoliosis [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2004, 42(4):541-548.
20. Poulin F, Aubin CE, Stokes IA, et al. Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study [J]. *Ann Chir*, 1998, 52(8):761-767.
21. Benamer S, Mignotte M, Parent S, et al. 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models [J]. *Comput Med Imaging Graph*, 2003, 27(5):321-337.
22. Le Bras A, Laporte S, Mitton D, et al. 3D detailed reconstruction of vertebrae with low dose digital stereoradiography [J]. *Stud Health Technol Inform*, 2002, 91:286-290.
23. Kadoury S, Cheriet F, Dansereau J, et al. Three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine and pelvis from uncalibrated biplanar X-ray images [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2007, 20(2):160-167.
24. Pomero V, Mitton D, Laporte S, et al. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2004, 19(3):240-247.
25. Périé D, Sales De Gauzy J, Hobatho MC. Biomechanical evaluation of Cheneau-Toulouse-Munster brace in the treatment of scoliosis using optimization approach and finite element method [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2002, 40(3):296-301.
26. Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, et al. A biomechanical study of new orthotic treatment approaches for the 3D correction of scoliosis [J]. *Ann Chir*, 1998, 52(8):795-800.
27. Périé D, Aubin CE, Petit Y, et al. Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis [J]. *Clin Biomech*, 2004, 19(2):190-195.
28. Skalli W, Robin S, Lavaste F, et al. A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three-dimensional geometric and mechanical model [J]. *Spine*, 1993, 18(5):536-545.
29. Gréalou L, Aubin CE, Labelle H. Rib cage surgery for the treatment of scoliosis: a biomechanical study of correction mechanisms [J]. *J Orthop Res*, 2002, 20(5):1121-1128.
30. Villemure I, Aubin CE, Dansereau J, et al. Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation [J]. *J Biomech Eng*, 2002, 124(6):784-790.
31. Villemure I, Aubin CE, Dansereau J, et al. Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses [J]. *Eur Spine J*, 2004, 13(1):83-90.
32. Huynh AM, Aubin CE, Rajwani T. Pedicle growth asymmetry as a cause of adolescent idiopathic scoliosis: a biomechanical study [J]. *Eur Spine J*, 2007, 16(4):523-529.
33. van der Plaats A, Veldhuizen AG, Verkerke GJ. Numerical simulation of asymmetrically altered growth as initiation mechanism of scoliosis [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35(7):1206-1215.
34. Cheung KM, Luk KD. Prediction of correction of scoliosis with use of the fulcrum bending radiograph [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1997, 79(8):1144-1150.

(收稿日期:2007-08-02 修回日期:2007-11-02)

(本文编辑 彭向峰)