

脊柱侧凸有限元建模方法的应用进展

范宁¹, 藏磊², 海涌², 杜鹏², 袁硕²

(1. 北京市顺义区医院骨二科, 北京 101300; 2. 首都医科大学附属北京朝阳医院, 北京 100020)

【摘要】 脊柱侧凸是一种由多种病因导致的三维复杂脊柱畸形, 常合并胸廓畸形、肩失衡等并发症。由于其尸体标本难以获取以及动物模型制作困难, 致使脊柱侧凸的生物力学研究受到限制。近年来, 随着计算机技术、软件开发和图像处理的不不断发展, 应用有限元分析法建立人类脊柱有限元数字模型的技术日臻成熟, 已为脊柱侧凸的病理机制、支具的设计及应用和手术方式的选择等研究提供了有力的支持, 成为脊柱侧凸生物力学研究中不可缺少的工具。建立高质量的脊柱有限元数字模型是进行分析研究的基础, 但有限元建模方法多样且过程复杂, 因而如何根据研究目的选择合适的建模方法成为有限元研究者的首要任务。笔者在查阅近几年国内外相关文章后, 对脊柱侧凸有限元建模过程包括脊柱侧凸数据的获取方式、几何模型的建立、各组织材料属性及参数设定、有限元模型的有效性验证等方面作一综述, 以资参考。

【关键词】 脊柱侧凸; 有限元; 建模; 综述文献

DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2018.04.018

Progression on finite element modeling method in scoliosis FAN Ning, ZANG Lei*, HAI Yong, DU Peng, and YUAN Shuo. *Department of Orthopaedics, Beijing Chaoyang Hospital Affiliated to Capital Medical University, Beijing 100020, China

ABSTRACT Scoliosis is a complex spinal three-dimensional malformation with complicated pathogenesis, often associated with complications as thoracic deformity and shoulder imbalance. Because the acquisition of specimen or animal models are difficult, the biomechanical study of scoliosis is limited. In recent years, along with the development of the computer technology, software and image, the technology of establishing a finite element model of human spine is maturing and it has been providing strong support for the research of pathogenesis of scoliosis, the design and application of brace, and the selection of surgical methods. The finite element model method is gradually becoming an important tool in the biomechanical study of scoliosis. Establishing a high quality finite element model is the basis of analysis and future study. However, the finite element modeling process can be complex and modeling methods are greatly varied. Choosing the appropriate modeling method according to research objectives has become researchers' primary task. In this paper, the author reviews the national and international literature in recent years and concludes the finite element modeling methods in scoliosis, including data acquisition, establishment of the geometric model, the material properties, parameters setting, the validity of the finite element model validation and so on.

KEYWORDS Scoliosis; Finite element; Modeling; Review literature

Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2018, 31(4):391-394 www.zggszz.com

20 世纪 70 年代有限元分析开始应用于脊柱生物力学研究, 标志着有限元法应用于骨科生物力学研究的开端, 随之 Viviani 等^[1]尝试将有限元方法应用于脊柱侧凸领域。由于脊柱侧凸是一种三维复杂脊柱畸形, 尸体标本及动物模型均难以获取, 使得其生物力学研究受到限制。有限元分析通过数学近似的方法对真实物理系统进行模拟, 能够较逼真地模拟脊柱侧凸的形态并进行相关的生物力学研究, 进

而逐渐成为研究脊柱侧凸生物力学的重要工具。有限元建模过程主要包括: 脊柱侧凸数据的获取及几何模型的建立, 各组织材料属性及参数设定, 有限元模型的有效性验证等。建立高质量的脊柱侧凸有限元模型是进行分析研究的基础, 因而寻找更为快捷、方便、经济、重复使用率高的建模方法成为有限元研究者的首要任务。本文就脊柱侧凸有限元建模方法的应用进展做一综述, 以资参考。

1 脊柱侧凸有限元几何模型的构建

脊柱有限元模型的建立首先需要获得脊柱的几何数据, 继而借用计算机软件建立有限元的几何模型。目前从医学影像获得数据进行三维有限元模型构建已成为主流, 而根据医学影像来源可以分为以下几类。

基金项目: 首都临床特色应用研究专项基金 (编号: Z131107002213008)

Found program: Capital Featured Clinical Application Research (No. Z131107002213008)

通讯作者: 藏磊 E-mail: canglei@236.net

Corresponding author: ZANG Lei E-mail: canglei@236.net

1.1 CT 图像建模方法

CT 扫描图像是目前国内外有限元建模获取模型几何数据的主要方法之一。尤其随着 DICOM 存储格式的图像处理软件的开发和利用,通过 CT 检查所得的影像数据可由计算机直接读取和处理,继而借用几何建模软件(常用建模软件包括:CAD、MIMICS、Geomagic Studio 等)完成有限元几何模型建立。Karimi 等^[2]通过 CT 扫描图像收集 1 例退变性脊柱侧凸患者的脊柱几何数据,借用 MIMICS 建模软件完成有限元几何建模后进行矫形手术中不同矫形力对矫形效果影响的研究。Abe 等^[3]通过 CT 扫描图像收集 20 例特发性脊柱侧凸患者的脊柱几何数据,借用 CAD 建模软件完成有限元几何建模后进行矫形手术中内固定物不同矫形力及螺钉拔出力的相关研究。国内张宏其等^[4]通过 CT 扫描建立了 PUMC II dl 型青少年特发性脊柱侧凸的三维有限元模型,模拟后路三维矫形手术操作并分析其生物力学特征。CT 通过调节扫描条件,使脊柱所涉及的各种密度的组织都有较高的分辨率。此外,扫描间距和层厚可以根据需要进行调节,扫描间距和层厚越小,所获取的每一断面的解剖结构越清晰,继而所建立的有限元模型越接近真实的脊柱解剖结构。然而,扫描间距和层厚越小,需要处理的数据量将会明显增加,因此临床上需根据不同的目的和要求设定间距和层厚。

CT 是根据各组织结构密度不同来确定信号的强弱,可清晰显示骨与软组织的边界,但对椎间盘、肌肉、韧带等之间的分辨率则相对低,须结合临床解剖学的研究获得,这是利用 CT 影像获得几何数据的不足之处。此外,由于行 CT 检查时患者均为仰卧位,其建立的有限元模型缺少重力作用对脊柱形态的影响,尤其进行生物力学试验时其结果可存在偏倚。

1.2 多平面 X 线片建模方法

通过脊柱的多平面 X 线片,获取脊柱的骨性解剖结构,进而重建脊柱三维模型,是一种快速建立脊柱简化模型的方法。该方法相对于通过 CT 扫描获取数据的建模方法,明显减少了建模时间,且由于该建模方法仅拍摄 X 线片,很大程度上减少了 CT 扫描对患者的辐射,进而使得临床应用更加方便快捷。目前,该方法主要用于矫形支具的生物力学研究甚至用于支具的个体化设计。Sattout 等^[5]通过借用脊柱正侧位片获取脊柱的几何数据进而建立脊柱三维有限元模型的方法,对 18 例特发性脊柱侧凸患者进行了夜间支具的生物力学研究。Cobetto 等^[6]同样通过该方法建立脊柱三维有限元模型并进行对比研究,认为有限元辅助进行支具设计可获得较好的矫形效果。Galbusera 等^[7]则首次尝试在通过脊柱正侧

位片建立的脊柱有限元模型中模拟脊柱侧凸矫形手术,继而通过生物力学研究评估手术矫形效果,认为通过脊柱正侧位片进行有限元建模并对手术疗效进行评估的方法尽管存在一些不足,但初期试验证实该方法是可行的,并且随着研究的不断完善该方法将会越来越精细。Henao 等^[8]也通过该方法建立了脊柱侧凸有限元模型并进行矫形手术的神经损伤风险评估。刘小丹等^[9]详细描述了利用脊柱正侧位片建立脊柱三维有限元模型的方法,认为该方法所建立的模型忽略了小关节的作用,可能会对研究结构产生一定的影响。

该方法与 CT 扫描获取数据的方法具有相似的缺陷,即须结合临床解剖学的研究获得脊柱周围软组织的解剖结构。与 CT 扫描方法不同的是,该方法仍需借助临床解剖学通过脊柱各骨性解剖比例换算完成脊柱骨性几何数据收集,因而其建立的模型粗糙,仿真度相对较低。

1.3 MRI 图像建模方法

目前,鲜有研究单纯应用 MRI 收集脊柱的几何数据进行有限元建模。核磁共振成像技术具有很高的组织对比分辨率及无离子化辐射等特点,继而能清晰显示人体结构的组织学差异和生化变化。由于 MRI 相较于 CT 而言,对脊柱骨性结构分辨能力低而对椎间盘的分辨能力高,多用于椎间盘的有限元建模,联合 CT 扫描数据可建立更加接近真实脊柱的有限元模型。Du 等^[10]应用 CT 及 MRI 扫描数据成功建立了 L₁-S₁ 的三维有限元模型并进行腰椎生物力学研究。但目前为止,并未检索到相关文献同时应用 CT 及 MRI 扫描数据进行脊柱侧凸的有限元建模。

2 脊柱侧凸有限元模型的材料属性及参数的设定

有限元的几何模型建立完成后,通过有限元分析软件(常用有限元分析软件包括 Ansys、ABAQUS 等)进行网格划分、定义接触与连接,进而定义有限元模型的材料属性与参数,最终完成有限元模型的建立。对于脊柱相关组织包括骨性结构(骨皮质、骨松质、椎体后部)、椎间盘(纤维环、髓核)等的材料属性而言,因其由各种不同的细胞及细胞间质等微小结构组织构成,决定了其力学特性为各向异性及非均质性。然而惟有假设各组织结构为各向同性,均质连续的线弹性体,才可以近似的建立人体的有限元模型进行力学研究,因此目前多数研究将其理想化为均匀的、各向同性的线弹性单元^[4,11]。

有限元模型材料参数的赋值对有限元模型的建立至关重要,关系到模型的可靠性和准确度,而这些材料参数值主要通过尸体标本获取。Wang 等^[12]通过回顾既往文献资料发现,不同文献所采用的有限元

模型的材料参数存有较大差异。例如 Azegami 等^[13]的研究中采用脊柱皮质骨和松质骨的弹性模量分别为 17×10^3 MPa、330 MPa。Lalonde 等^[14]的研究采用脊柱皮质骨和松质骨的弹性模量为 12×10^3 MPa、100 MPa。Qiu 等^[15]的研究则采用脊柱皮质骨和松质骨的弹性模量为 10×10^3 MPa、100 MPa。针对这个问题不少学者均进行了相关研究,其中 Schmidt 等^[16]的研究将多个文献中材料参数分别定义到其脊柱有限模型中,并通过多具新鲜实体的敏感性对照研究,优化了材料参数,其结果被多数脊柱有限元研究所采用。

目前有限元模型的材料参数多来源于国外文献,国内独立开展材料参数的测试工作尚未见报道。由于国人体型和软组织条件与国外人群存在明显差别,致使材料参数与人体几何外形不匹配,可降低其所建立的有限元模型的准确性^[17]。

3 脊柱侧凸有限元模型的验证

在建立有限元模型的过程中,由于对人体脊柱进行网格划分和人体组织的均匀的线弹性单元假设等,导致其所建立的有限元模型与实际人体脊柱的生物力学存在差异。因此在利用有限元模型进行生物力学试验前,必须对模型的有效性进行验证,以评估所建立的有限元模型与实际人体脊柱的生物力学相似性,进而决定该有限元模型能否继续进行下一步的力学研究。通过查阅文献发现目前主要有以下 4 种验证脊柱有限元模型有效性的方法,具体如下:(1)所建立的有限元模型进行相同条件下的尸体标本的力学试验模拟,将获取的力学实验数据与实体标本比较分析。Du 等^[10]建立有限元模型后加载 10 Nm 于 L₁ 椎体后收集 6 种不同体位条件下的腰椎活动度,并与 Yamamoto 等^[18]和陈更新等^[19]所报道的相同条件下人体腰椎活动度相比较,并证实其有限元模型的有效性。Rohlmann 等^[20]收集其建立的腰椎有限元模型在不同载荷条件下的椎间旋转活动度及椎间盘应力数据,并与既往文献所报道的相同条件下的尸体体外力学试验数据对比,进而验证其腰椎有限元模型的有效性。这种方法较严格可靠,但由于难以获取脊柱侧凸尸体的力学数据,因此对于脊柱侧凸有限元模型并不适用。(2)所建立的有限元模型与现有有限元模型相关文献所报道的实验结果进行比较。Nie 等^[21]建立有限元模型后选取 L₁-L₅ 段脊柱模型,收集不同体位下椎体间旋转角度和不同节段椎间盘应力,并与相同条件下 Rohlmann 等^[22]报道的尸体研究数据和 Zander 等^[23]报道的有限元模型数据进行对比,验证其有限元模型的有效性。该验证方法因工作量相对较小而被较多采用,但仍存在由于有限元模型之间的差异及实验条件的不同所导致的实

验结果存在一定差距的缺陷。(3)所建立的有限元模型模拟手术操作并与相对应脊柱侧凸患者的术后相关数据进行比较。Desroches 等^[24]选取 10 位脊柱侧凸患者并分别建立三维有限元模型,应用该有限元模型进行前路手术模拟并收集脊柱冠状位及矢状位 Cobb 角,与该患者前路手术后相应 Cobb 角对比验证模型有效性。该方法通过模拟手术方式并与术后患者真实数据对比,明显提高了有限元模型验证结果的可靠性,且该有限元模型能够较好的用于脊柱侧凸患者的术前手术方式的选择及手术结果的预测。(4)通过对比有限元模型与脊柱侧凸患者的不同体位下脊柱正侧位片相关数据,评估有限元模型的有效性。Dumas 等^[25]建立有限元模型后,通过模拟侧屈位 X 线片椎体的相对位置及旋转角度与脊柱侧凸患者真实的侧屈位 X 线片进行反复对比,不断优化椎间盘材料属性,使有限元模型与患者真实侧屈位 X 线片之间的差异减少至最小。该验证方法严格来讲,并非是对有限元模型的有效性验证,而是对材料属性的个体化设置,使其更接近于患者真实情况。

4 脊柱侧凸有限元建模方法展望

应用有限元分析法建立人类脊柱侧凸有限元数字模型进行生物力学等研究的方法较传统动物实验或尸体实验而言,具有可动态反映外部载荷下实验模型内部应力变化情况和通过改变参数可重复模拟实验进行持续性研究等方面的突出优点。该研究技术日臻成熟,已为脊柱侧凸的病理机制、支具的设计和应用和手术方式的选择等研究提供了有力的支持^[5-6,26-27],成为临床研究中不可缺少的工具。

然而,由于有限元建模过程中存在对脊柱组织结构的简化、组织材料属性的均匀各向同性的线弹性单元的假设、有限元模型负荷加载差异及材料参数不能反映有限元研究个体的真实情况等缺陷,致使有限元法作为一种近似数值分析方法存在明显局限性^[28]。因此,有限元技术的研究结果目前仍有赖于传统实验和临床实践的验证。但是,随着计算机技术、软件开发和图像处理的发展,所建立的脊柱侧凸有限元模型必将更加精确,其研究结果也会更接近于现实情况。

参考文献

- [1] Viviani GR, Ghista DN, Lozada PJ, et al. Biomechanical analysis and simulation of scoliosis surgical correction[J]. Clin J Orthop Relat Res, 1986, 208: 40-47.
- [2] Karimi MT, Ebrahimi MH, Mohammadi A, et al. Evaluation of the influences of various force magnitudes and configurations on scoliotic curve correction using finite element analysis[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2017, 40(1): 231-236.
- [3] Abe Y, Ito M, Abumi K, et al. Scoliosis corrective force estimation from the implanted rod deformation using 3D-FEM analysis [J].

- Scoliosis, 2015, 10 (Suppl 2):S2.
- [4] 张宏其,陈凌强,郭超峰,等.采用关键椎置钉及选择性融合治疗 Lenke6 型 AIS 可行性的有限元分析[J].中国矫形外科杂志,2012,20(6):541-544.
ZHANG HQ, CHEN LQ, GUO CF, et al. Finite element analysis of key-segment instrumentation technique and selective fusion strategy for Lenke 6 AIS[J]. Zhongguo Jiao Xing Wai Ke Za Zhi, 2012, 20 (6):541-544. Chinese.
- [5] Sattout A, Clin J, Cobetto N, et al. Biomechanical assessment of providence nighttime brace for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis[J]. Spine Deform, 2016, 4(4):253-260.
- [6] Cobetto N, Aubin CE, Parent S, et al. Effectiveness of braces designed using computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) and finite element simulation compared to CAD/CAM only for the conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a prospective randomized controlled trial[J]. Eur Spine J, 2016, 25 (10):3056-3064.
- [7] Galbusera F, Bassani T, La Barbera L, et al. Planning the surgical correction of spinal deformities: toward the identification of the biomechanical principles by means of numerical simulation[J]. Front Bioeng Biotechnol, 2015, 3:178.
- [8] Henao J, Aubin C, Labelle H. Patient-specific finite element model of the spine and spinal cord to assess the neurological impact of scoliosis correction: preliminary application on two cases with and without intraoperative neurological complications[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016, 19(8):901-910.
- [9] 刘小丹,王成焘,王冬梅,等.人体脊柱的有限元建模及其在脊柱侧凸矫正中的应用[J].医疗卫生装备,2009,30(2):1-3.
LIU XD, WANG CS, WANG DM, et al. Application of spinal finite element modeling in human body and scoliosis rectification[J]. Yi Liao Wei Sheng Zhuang Bei, 2009, 30(2):1-3. Chinese.
- [10] Du HG, Liao SH, Jiang Z, et al. Biomechanical analysis of press-extension technique on degenerative lumbar with disc herniation and staggered facet joint[J]. Saudi Pharm J, 2016, 24(3):305-311.
- [11] Pasha S, Aubin CE, Labelle H, et al. The biomechanical effects of spinal fusion on the sacral loading in adolescent idiopathic scoliosis[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2015, 30(9):981-987.
- [12] 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.
- [13] Azegami H, Murachi S, Kitoh J, et al. Etiology of idiopathic scoliosis. Computational study[J]. Clin Orthop Relat Res, 1998, 357:229-236.
- [14] Lalonde NM, Villemure I, Pannetier R, et al. Biomechanical modeling of the lateral decubitus posture during corrective scoliosis surgery[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2010, 25:510-516.
- [15] Qiu TX, Teo EC. Finite element modeling of human thoracic spine [J]. J Musculoskel Res, 2004, 8:133-144.
- [16] Schmidt H, Heuer F, Drumm J, et al. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007, 22 (4):377-384.
- [17] 胡勇,赵红勇,徐荣明.有限元方法在上颈椎生物力学研究中的应用进展[J].中国骨伤,2012,25(3):262-266.
HU Y, ZHAO HY, XU RM. Biomechanical application of finite element method in upper cervical spine[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2012, 25(3):262-266. Chinese with abstract in English.
- [18] Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1989, 14(11):1256-1260.
- [19] 陈更新,于柏龙,杜劲松,等.青老年腰椎三维运动范围的实验研究[J].生物医学工程学杂志,1999,16(4):438-440.
CHEN GX, YU BL, DU JS, et al. A comparative study of three-dimensional movements of lumbar spine in the old and the young people [J]. Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi, 1999, 16(4):438-440. Chinese.
- [20] Rohlmann A, Zander T, Rao M, et al. Applying a follower load delivers realistic results for simulating standing[J]. J Biomech, 2009, 42(10):1520-1526.
- [21] Nie WZ, Ye M, Wang ZY. Infinite models in scoliosis: a review of the literature and analysis of personal experience[J]. Biomed Tech (Berl), 2008, 53(4):174-180.
- [22] Rohlmann A, Neller S, Bergmann G, et al. Effect of an internal fixator and a bone graft on intersegmental spinal motion and intradiscal pressure in the adjacent regions[J]. Eur Spine J, 2001, 10(4):301-308.
- [23] Zander T, Rohlmann A, Calisse J, et al. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001, 16(Suppl):S73-S80.
- [24] Desroches G, Aubin CE, Sucato DJ, et al. Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model[J]. Med Biol Eng Comput, 2007, 45(8):759-768.
- [25] 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.
- [26] Shi L, Wang D, Driscoll M, et al. Biomechanical analysis and modeling of different vertebral growth patterns in adolescent idiopathic scoliosis and healthy subjects[J]. Scoliosis, 2011, 6:11.
- [27] Li XF, Liu ZD, Dai LY, et al. Dynamic response of the idiopathic scoliotic spine to axial cyclic loads[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2011, 36(7):521-528.
- [28] 刘强,张军,孙树椿,等.有限元在脊柱生物力学中的应用[J].中国骨伤,2017,30(2):190-194.
LIU Q, ZHANG J, SUN SC, et al. Application of finite element method in spinal biomechanics[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2017, 30(2):190-194. Chinese with abstract in English.

(收稿日期:2017-08-15 本文编辑:王宏)