

# 应用有限元法研究脊柱生物力学的新进展

武 胜

内蒙古医科大学, 内蒙古 呼和浩特

收稿日期: 2021年11月21日; 录用日期: 2021年12月11日; 发布日期: 2021年12月23日

## 摘 要

FEA是一种最初用于工程力学的方法。许多研究表明, 它不仅可以用于骨科生物力学研究, 而且是计算机辅助脊柱病理模拟最有效的工具。FEM在脊椎疾病和植入物生物力学研究中具有无可比拟的优势。随着工业化进程的不断推进, 脊柱损伤病例逐年增多。脊椎损伤因其解剖结构复杂, 周围紧邻重要神经、血管, 对手术医师来说, 是一大挑战。尽管影像学检查可作为治疗的一种有效辅助手段, 但它不能预测体内内植物的受力状况和取出时机, 有一定的局限性。利用有限元分析方法制定可视化的术前计划, 可以很好地弥补这个不足。另外, 与传统尸体试验相比, 有限元分析具有操作简单、模型获取方便、实验可靠性高等优点。

## 关键词

脊柱, 生物力学, 有限元分析

# New Progress in the Study of Spinal Biomechanics by Finite Element Method

Sheng Wu

Inner Mongolia Medical University, Huhhot Inner Mongolia

Received: Nov. 21<sup>st</sup>, 2021; accepted: Dec. 11<sup>th</sup>, 2021; published: Dec. 23<sup>rd</sup>, 2021

## Abstract

FEA is a method originally used in engineering mechanics. Many studies have shown that it can not only be used in orthopaedic biomechanical research, but also the most effective tool for computer-aided spinal pathological simulation. FEM has incomparable advantages in the study of spinal diseases and implant biomechanics. With the continuous advancement of industrialization, spinal injury cases are increasing year by year. Spinal injury is a great challenge for surgeons because of its complex anatomical structure and close proximity to important nerves and blood vessels. Al-

though imaging examination can be used as an effective auxiliary means of treatment, it can not predict the stress status and removal time of plants *in vivo*, which has some limitations. Making visual preoperative plan by finite element analysis can make up for this deficiency. In addition, compared with the traditional cadaver test, finite element analysis has the advantages of simple operation, convenient model acquisition and high experimental reliability.

## Keywords

Spine, Biomechanics, Finite Element Analysis

Copyright © 2021 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 有限元分析与脊柱生物力学

人体脊椎的解剖结构较其他部位复杂, 毗邻重要神经、血管, 常对外科医师提出很大挑战。FEM 分析自应用于脊柱生物力学研究以来, 已对脊柱的各个解剖结构和各种运动状态进行了大量的研究分析, 并对各个部分的建模、材料特性进行了验证, 为后续研究提供了可靠的参考依据。但是, 脊椎有限元模型的有效性必须通过与临床或实验结果比较来验证。这一正确性只表明模型尽可能接近特定的解剖结构, 并有助于预测在不同载荷作用或不同运动状态下的脊柱实际受力情况[1]-[6]。

### 1.1. 颈椎有限元研究

目前人类颈椎有限元研究还局限于静态分析, 因此在研究人体颈椎对复杂冲击负荷的反应及相关损伤机理方面不能发挥重要作用。Mustafy 等[7]以全面、真实的脊柱几何数据建立颈椎 C2~3 节段的有限元模型, 发现在不同负荷模式下, 小关节、松质骨、黄韧带、关节囊韧带等都是最脆弱的结构。颈肌、韧带的协调性是脊柱活动范围最大的一个节段, 颈椎活动度的重要保证, 对颈椎活动范围的影响因素进行了有限元研究。Lasswell 等[8]通过建立上颈椎有限元模型, 分别将实验获得的活动范围(Range of motion)值与生理状态下的 ROM 值和 II 型齿状突骨折发生时增加的 ROM 值进行比较, 可以预测颈部韧带松弛对 ROM 的影响。

### 1.2. 胸腰段有限元研究

胸腰椎是脊柱活动的过渡区, 常发生高能量损伤, 造成脊椎骨折脱位和脊髓损伤。在确定骨折椎体骨缺损的范围时, 胸腰椎骨折有限元模型至今尚未确定。Liu 等[9]基于健康男性脊椎 CT 图像和布尔代数, 在切除 T12 椎体下半段同时保留其椎体后部结构的情况下, 建立 T9~L3 节段胸腰椎不稳定骨折的三维有限元模型, 该方法可为胸腰椎骨折伤椎骨缺损范围的建立提供参考依据。Guo 等[10]建立了 T12~L1 运动节段的非线性有限元模型, 对三种不同能量的垂直冲击载荷作用下, 分别在 13 J、30 J 和 56 J 三种能量的垂直冲击作用下, 对交通事故和高空坠落等高能量引起的爆裂骨折有更深入的认识, 并帮助减轻神经损伤, 指导临床治疗。

### 1.3. 腰椎有限元研究

腰椎体有限元模型的参数通常不确定, 因此其判断能力经常受到质疑。Zander 等[11]通过对普通腰

椎有限元模型进行 1200 次模拟定量评价模型的精度,发现椎骨的材料特性对模型精度的影响最小,而椎间盘材料特性及形态对模型精度的影响最大,此结果可为其它研究建模方法的选择提供参考依据。经椎弓根截骨术(PSO)可广泛应用于脊柱矢状位畸形的矫正。Ottardi 等[12]建立模拟腰椎前凸(35°)的有限元模型,以确认 PSO 可以纠正严重畸形。El-Rich 等[13]利用 5 种不同的矢状旋转速率分析软组织和骨结构对高能冲击损伤的反应,直到可能发生骨折。结果表明,当骨折开始于椎弓根区域,然后出现下终板,矢状旋转速度超过 0.51°/ms,可导致脊柱损伤。

#### 1.4. 椎间盘有限元研究

损伤和退变是腰椎间盘突出的主要原因。Guo 等[14]通过改变 L1~S1 节段有限元模型,确定了材料属性变化对椎间盘结构的动态影响,通过 L1~S1 节段有限元模型,确定了材料特性变化对椎间盘结构的动态影响,发现在垂直振动载荷下,环状纤维属性对所有反应参数的影响都很小,而髓核属性对所有反应参数的影响都很小,证实椎间盘破裂后从破裂口膨出,引起一系列临床症状。现在认为椎体融合可以促进相邻节段椎间盘的退变。Goel 等[15]通过建立查里特人工椎间盘模型,发现植入人工椎间盘可以减少相邻节段的 ROM 并减少小关节负荷,这表明人工椎间盘技术能够恢复正常的脊柱生理结构,并在脊柱之间分担负荷,从而减少相邻节段椎间盘退变。

#### 1.5. 后方韧带复合体有限元研究

方肌复合体(PLC)是构成脊柱后柱的主要组成部分,能保持脊柱的生物力学稳定性,并能有效地防止因脊柱不稳引起的弯曲畸形、椎体滑脱等情况。Wang 等[16]通过设置每个韧带的刚度、计算 ROM 值和椎间盘内压力,研究这些参数对脊柱生物力学的影响,发现改变关节囊的刚度对脊柱生物力学的影响最大。但是,现有的韧带属性数据差异较大,对有限元分析模型的研究结果可能有较大影响。Naserkhaki 等[17]对 L4~5 有限元模型中 8 种不同韧带的特征数据进行了验证,为后续有限元参数的选取提供了参考,并有助于在个体差异较大的情况下选择和分配最有效的韧带属性数据。

## 2. 有限元分析在脊柱外科的临床应用

### 2.1. 骨质疏松性椎体骨折

骨质疏松性椎体骨折(OVCF)占了 50%的骨质疏松性骨折[18]。经保守治疗,OVCF 的预后可能导致骨不愈合、后凸及神经功能损伤,增加患者死亡风险。脊椎增强术(VA)包括椎体成形术(VP)和后凸成形术(KP),是目前治疗老年人骨质疏松性骨折的有效方法[19]。尽管 VA 可以通过向椎体内注入骨水泥,以达到增强病变椎体强度、稳定性、缓解脊椎疼痛的目的,但术后骨水泥渗漏会导致椎管内堵塞、神经根受压等并发症[20]。Wang 等[21]应用 Navier-Stokes 动量守恒运动方程,得出 VP 骨水泥的最佳用量为 4 mL,该剂量既可增强病变椎体结构,又可减少相邻椎体继发骨折及骨水泥渗漏的危险。Xu 等[22]在移除 L1 椎体上半部分松质骨后,分别对单侧、双侧及中央区的骨水泥增强椎体进行骨水泥增强,在不同负荷情况下发现其与中央骨水泥相似。

针对强化椎体再骨折的问题,LaBarbera 等提出了支架螺钉辅助内固定(SAIF)技术,该技术利用支架扩张病变椎体并保持球囊充气,从而达到最佳的椎体内填充和防止骨水泥渗漏;通过对标准 VA 和 SAIF 技术的有限元分析发现,SAIF 技术能够显著改善病变椎体及皮质骨胶质渗出,从而降低中柱再骨折的风险,为 OVCF 治疗提供可靠的生物力学依据。Zhu 等在建立有限元模型后,用弹性模量接近天然骨的无铝玻璃聚烯酸酯水泥(GPC)建立有限元模型,发现 GPC 能在松质骨中产生较低的刚度和应力,GPC 与椎体皮质骨接点的应力值更接近天然椎体的应力值,因而具有良好的适应性、机械性和生物相容性,GPC

是有可能取代传统丙烯酸甲酯用于 OVCF 的材料。

## 2.2. 脊柱创伤

脊柱骨折 90%发生在脊椎腰椎, 其中 18%是爆裂骨折。这个部位是脊柱从刚性胸椎向活动腰椎过渡的区域, 是脊柱中相对薄弱的部位。胸腰段骨折不仅复杂性高, 而且合并神经损伤的可能性大[23]。胸腰椎骨折后路内固定术具有出血少、住院时间短等优点, 已成为主要的手术方法。尽管椎弓根螺钉具有较好的生物力学稳定性, 但螺钉松动时有发生, 导致矫形失败或骨不连。Wang 等通过研究一般脊柱内固定系统(USS)椎弓根螺钉模型发现, 与传统椎弓根钉道(TT)、椎弓根皮质骨钉道(CBT)椎弓根螺钉固定模式相比, USS 椎弓根螺钉系统的旋转、弯曲和侧向弯曲程度最低, 且钉断裂风险最小, 提示 USS 椎弓根螺钉系统具有更好的稳定性。胸腰段骨折的病例, 若仅采用单纯后路内固定, 可引起骨缺损, 导致内固定应力增加、松动甚至断裂。骨水泥填充能有效地减少内固定, 减少脊柱应力。Xu 等通过建立 8 个 T11~L1 节段的三维有限元模型, 采用后路固定复位对内固定及椎体应力进行骨水泥强化评估, 发现骨水泥增强能显著降低模型内固定和终板内固定的 Mises 应力, 从而有效防止内固定松动和矫形失败。Xu 等[24]建立 T11、T12 单节段固定和模拟胸腰椎爆裂性骨折的短节段固定模型, 并在轴向压力、前屈、后伸、侧弯和轴向旋转条件下分别测量模型 ROM 值和 vonMises 应力, 发现单节段固定与短节段固定在生物力学方面没有显著差异( $p > 0.05$ ), 且更符合微创理念。

## 2.3. 人工椎间盘置换

体融合术是治疗退变椎间盘的常用手术方法, 但可引起邻近节段退变, 人工椎间盘置换可以弥补此缺陷。采用 C4~6 模型间隙植入颈椎动态稳定器(DCI)、人工颈 Mobi-C 型人工椎间盘和 PCM3 人工椎间盘, 发现尽管 3 种人工椎间盘的生物力学特性均有较低差异, 但 DCI 特性与正常椎间盘更相似, 且软骨应力较低, 可在一定程度上避免小关节退变。椎间置换能保持脊柱的活动度, 从而减少相邻节段退行性退变的发生率。另外, 髓核置换被认为是全椎间盘置换和椎体融合的微创选择。髓鞘内置入记忆螺旋置换髓鞘形成的小开口, 既可降低手术难度, 又可减少手术创伤。有限元分析表明, 该假体在受压载荷下的生物力学特性与普通椎间盘相似[25]。

## 2.4. 脊柱侧凸畸形

柱侧凸是一种脊柱和躯干的三维畸形, 对于轻度脊柱侧弯患者来说, 支持个体化支撑治疗是脊柱侧弯患者在生长过程中的主要治疗手段, 可以有效地防止畸形的发展和矫正畸形。结合病人的三维躯干形状和计算角度, 有限元分析可以预测最适合病人的矫形支具。Nie 等[23]提出了一种针对特发性脊柱侧弯的单一支架的设计方法, 即在肩带张力为 60 N 的情况下, 在肩带张力为 60 N 的情况下, 可以减少 60%左右的骶骨斜度和前凸部分, 改善变形椎体的轴向旋转, 提示个体支具在生物力学方面具有可行性。成年人退行性脊柱侧弯主要是由于脊柱运动节段退化, 导致脊柱不平衡、背痛和神经功能缺陷, 严重影响患者的生活质量。脊椎后路切除术(PVCR)能有效矫正脊柱侧弯畸形。建立的脊柱侧弯 PVCR 有限元模型, 对于 PVCR 的后续生物力学分析具有一定的研究和参考价值。

## 2.5. 脊柱退行性变疾病

神经性颈椎病(CSR)是最常见的脊椎疾病, 颈椎前路间盘切除融合术已成为治疗 CSR 最有效的方法, 但术后可能导致脊柱功能单位的退变。经过皮全内镜颈椎间盘切除术(PEACD)和颈椎后路椎间孔切开术(PCF)是公认的微创手术, 但两种微创术式对颈椎生物力学的影响尚不清楚。Yuchi 等[26]建立一个完整的颈椎 C5~6 有限元模型, 比较不同载荷下 PCF 和 PEACD 的关节 ROM 值、椎间盘压力(IDP)、小关节



接触面积和接触压力, 结果表明这两种方法都能改变小关节受力的传递路径, 从而加速小关节的退化。PCF 是临床上较 PEACD 治疗 CSR 的较佳选择, 可为临床医师选择手术方式提供参考。一种将 U 形弹性非融合棘间器械置于相邻棘突之间的新技术称为 Topping-off 技术, 该技术有望降低相邻上段退变。Fan 等[27]基于改变 L3~4 椎间盘材料特性的方法建立椎间盘退变模型, 分别建立融合模型和 Topping-off 模型, 并对 L3 椎体终板施加 500 N 载荷, 发现与融合模型相比, Topping-off 模型椎间盘、小关节应力明显降低, 证实了 Topping-off 技术可以降低相邻节段的应力和活动度, 并且可以减缓退变。

### 3. 结语

用有限元方法研究人体腰椎的生物力学是一种非常有效的方法。有限元分析方法经过几十年的发展, 越来越多地应用于脊柱的力学分析。但有限元分析还受多种因素的制约, 如模型的构造、不同模型的几何形状和材料的定义等。它的优点和缺点是与离体实验相比较。在离体试验中, 一些周围软组织的处理很困难, 许多应力估计只能通过骨表面的应变来实现, 无法估计其内部的应力。FEM 规则可以弥补这一不足, 因此, 在体外实验中, FEM 应该与实验相互补充、相互验证, 充分发挥其最大价值, 不断推动脊柱生物力学的深入发展。

### 参考文献

- [1] 黄盛佳, 霍洪军, 杨学军, 等. PUMCID1 型青少年特发性脊柱侧凸三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(26): 4219-4223.
- [2] Salmingo, R., Tadano, S., Fujisaki, K., et al. (2012) Corrective Force Analysis for Scoliosis from Implant Rod Deformation. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, **27**, 545-550. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.01.004>
- [3] Lafon, Y., Steib, J.P. and Skalli, W. (2010) Intraoperative Three Dimensional Correction during *in Situ* Contouring Surgery by Using a Numerical Model. *Spine (Phila Pa 1976)*, **35**, 453-459. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181b8eaca>
- [4] Gardner-Morse, M. and Stokes, I.A. (1994) Three-Dimensional Simulations of the Scoliosis Derotation Maneuver with Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Journal of Biomechanics*, **27**, 177-181. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90206-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90206-2)
- [5] Liao, Y.C., Feng, C.K., Tsai, M.W., et al. (2007) Shape Modification of the Boston Brace Using a Finite-Element Method with Topology Optimization. *Spine (Phila Pa 1976)*, **32**, 3014-3019. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31815cda9c>
- [6] Viviani, G.R., Ghista, D.N., Lozada, P.J., et al. (1986) Biomechanical Analysis and Simulation of Scoliosis Surgical Correction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **208**, 40-47. <https://doi.org/10.1097/00003086-198607000-00008>
- [7] Kessler, J.I. (2008) Efficacy of a New Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture Orthosis in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, **17**, 207. <https://doi.org/10.1097/BPB.0b013e3283046117>
- [8] Gignac, D., Aubin, C.E., Dansereau, J., et al. (2000) Optimization Method for 3D Bracing Correction of Scoliosis Using a Finite Element Model. *European Spine Journal*, **9**, 185-190. <https://doi.org/10.1007/s005860000135>
- [9] Zhang, H., Hu, X., Wang, Y., et al. (2013) Use of Finite Element Analysis of a Lenke Type 5 Adolescent Idiopathic Scoliosis Case to Assess Possible Surgical Outcomes. *Computer Aided Surgery*, **18**, 84-92. <https://doi.org/10.3109/10929088.2012.763185>
- [10] Sattout, A., Clin, J., Cobetto, N., et al. (2016) Biomechanical Assessment of Providence Nighttime Brace for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity*, **4**, 253-260. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2015.12.004>
- [11] Aubin, C., Clin, J. and Rawlinson, J. (2018) Biomechanical Simulations of Costo-Vertebral and Anterior Vertebral Body Tethers for the Fusionless Treatment of Pediatric Scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*, **36**, 254-264. <https://doi.org/10.1002/jor.23648>
- [12] Agarwal, A., Jayaswal, A., Goel, V.K., et al. (2017) Patient-Specific Distraction Regimen to Avoid Growth-Rod Failure. *Spine*, **43**, E221-E226. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002286>
- [13] Weiss, H. and Kleban, A. (2015) Development of CAD/CAM Based Brace Models for the Treatment of Patients with

- Scoliosis-Classification Based Approach versus Finite Element Modelling. *Asian Spine Journal*, **9**, 661.  
<https://doi.org/10.4184/asj.2015.9.5.661>
- [14] Hachem, B., Aubin, C. and Parent, S. (2017) Porcine Spine Finite Element Model: A Complementary Tool to Experimental Scoliosis Fusionless Instrumentation. *European Spine Journal*, **26**, 1610-1617.  
<https://doi.org/10.1007/s00586-016-4940-3>
- [15] Wang, H., Wang, X., Chen, W., *et al.* (2014) Biomechanical Comparison of Interspinous Distraction Device and Facet Screw Fixation System on the Motion of Lumbar Spine: A Finite Element Analysis. *Chinese Medical Journal*, **127**, 2078-2084
- [16] Cegoñino, J., Calvo-Echenique, A. and Pérez-del Palomar, A. (2015) Influence of Different Fusion Techniques in Lumbar Spine over the Adjacent Segments: A 3D Finite Element Study. *Journal of Orthopaedic Research*, **33**, 993-1000.  
<https://doi.org/10.1002/jor.22854>
- [17] Little, J.P. and Adam, C.J. (2009) The Effect of Soft Tissue Properties on Spinal Flexibility in Scoliosis: Biomechanical Simulation of Fulcrum Bending. *Spine (Phila Pa 1976)*, **34**, E76-E82.  
<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31818ad584>
- [18] Xu, M., Yang, J., Lieberman, I.H., *et al.* (2017) Lumbar Spine Finite Element Model for Healthy Subjects: Development and Validation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **20**, 1-15.  
<https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1193596>
- [19] Vergari, C., Courtois, I., Ebermeyer, E., *et al.* (2016) Experimental Validation of a Patient-Specific Model of Orthotic Action in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *European Spine Journal*, **25**, 3049-3055.  
<https://doi.org/10.1007/s00586-016-4511-7>
- [20] Hadagali, P., Peters, J.R. and Balasubramanian, S. (2018) Morphing the Feature-Based Multi-Blocks of Normative/Healthy Vertebral Geometries to Scoliosis Vertebral Geometries: Development of Personalized Finite Element Models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **21**, 297-324.  
<https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1448391>
- [21] Pea, R., Dansereau, J., Caouette, C., *et al.* (2018) Computer-Assisted Design and Finite Element Simulation of Braces for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis Using a Coronal Plane Radiograph and Surface Topography. *Clinical Biomechanics*, **54**, 86-91. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.03.005>
- [22] Henao, J., Labelle, H., Arnoux, P.J., *et al.* (2018) Biomechanical Simulation of Stresses and Strains Exerted on the Spinal Cord and Nerves during Scoliosis Correction Maneuvers. *Spine Deformity*, **6**, 12-19.  
<https://doi.org/10.1016/j.jspd.2017.04.008>
- [23] Henao, J., Aubin, C.E., Labelle, H., *et al.* (2015) 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. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **19**, 901-910. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1075010>
- [24] Agarwal, A., Agarwal, A.K., Jayaswal, A., *et al.* (2017) Outcomes of Optimal Distraction Forces and Frequencies in Growth Rod Surgery for Different Types of Scoliotic Curves: An *in Silico* and *in Vitro* Study. *Spine Deformity*, **5**, 18-26. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2016.09.047>
- [25] Xu, M., Yang, J., Lieberman, I., *et al.* (2017) Finite Element Method-Based Study for Effect of Adult Degenerative Scoliosis on the Spinal Vibration Characteristics. *Computers in Biology and Medicine*, **84**, 53-58.  
<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017.03.018>
- [26] Pasha, S., Aubin, C.E., Labelle, H., *et al.* (2015) The Biomechanical Effects of Spinal Fusion on the Sacral Loading in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Clinical Biomechanics*, **30**, 981-987.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.06.019>
- [27] Schlager, B., Niemeyer, F., Galbusera, F., *et al.* (2018) Asymmetrical Intrapleural Pressure Distribution: A Cause for Scoliosis? A Computational Analysis. *European Journal of Applied Physiology*, **118**, 1315-1329.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-018-3864-5>