

有限元分析在脊柱外科中的应用及研究进展

肖广润 杨建东 林升元 张玉杰 田原

摘要 有限元分析是一种基于计算机技术的求近似数值的方法,可模拟复杂物理系统。人体脊柱解剖结构十分复杂,不但其周围毗邻重要的血管、神经,而且在多数情况下脊柱的力学状态是动态变化的,因而骨科生物力学研究的难度较大。大量研究证实,有限元分析可有效解决预测不同术式力学效应、植入物稳定性及寿命等难题。随着计算机和影像技术的不断发展,有限元分析在脊柱外科领域应用越来越广泛,间接促进了脊柱外科技术的发展,可为临床提供更好的手术方案。该文对有限元分析在优化手术技术、植入物效果、新技术应用等方面的脊柱外科临床应用问题作一综述。

关键词 有限元分析;生物力学;脊柱外科;临床应用;骨折;解剖学

DOI: 10.3969/j.issn.1673-7083.2020.06.006

有限元分析是最初应用于工程力学的一种方法。多项研究均证实,它不但可以很好地应用于骨科生物力学研究,而且是在计算机辅助下模拟脊柱病理最有效的工具^[1]。有限元分析在脊柱疾病及植入物生物力学研究方面具有无可比拟的优越性^[2]。随着社会工业化进程的不断推进,脊柱损伤病例逐年增加。由于脊柱解剖结构复杂,加之周围毗邻重要神经、血管,因此脊柱损伤常给外科医生带来巨大挑战。虽然影像学检查可以作为治疗过程中有效的辅助手段,但其无法预测内植物在体内的受力情况和取出时机,存在一定的局限性。通过有限元分析制定可视化术前计划可以很好地弥补这一缺陷^[3]。此外,与传统尸体实验相比,有限元分析具有操作简便、模型获取方便、实验可靠性强等优点^[4-5]。

1 有限元分析与脊柱生物力学

人类脊柱解剖结构较其他部位更复杂,且毗邻重要神经、血管,常给外科医生带来巨大挑战。有限元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,同时对各节段的建模、材料属性进行了论证,可为后续研究提供可靠的参考依据。然而,脊柱有限元模型的有效性必须通过将其预测值与临床或实验结果进行比较才能得到证实。这种有效性仅表明模型尽可能接近某一解剖结构,有助于在施加不同载荷时或不同运动状态下预测真实的脊柱受力

情况^[6]。

1.1 颈椎有限元研究

关于人体颈椎的有限元研究仅限于静态分析,因此尚不能用于人体颈椎对复杂冲击负荷的反应及相关损伤机制的研究。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,发现在不同载荷模式下,小关节、松质骨及黄韧带和关节囊韧带等是最易受伤害的结构。颈椎是脊柱活动范围最大的节段,颈部肌肉、韧带的协调性是颈椎活动度的重要保证,有关颈椎活动范围影响因素的有限元研究较少。Lasswell 等^[8]通过建立上颈椎有限元模型,将实验所得的活动范围(ROM)值与生理条件下的 ROM 值和 II 型齿状突骨折发生时增大的 ROM 值分别进行比较,可预测颈部韧带松弛对 ROM 的影响。

1.2 胸腰段脊柱有限元研究

胸腰段脊柱是脊柱活动的过渡区域,常受到高能损伤,由此导致椎体骨折脱位、脊髓损伤。胸腰椎骨折的有限元模型对骨折椎体骨缺损范围的设置迄今尚无定论。Liu 等^[9]以健康男性脊柱 CT 图像和布尔代数为基础,在切除 T₁₂ 椎体下半部分同时保留其椎体后部结构的情况下,建立 T₉~L₃ 节段胸腰椎不稳定性骨折的三维有限元模型,该方法可为建立胸腰椎骨折伤椎骨缺损范围的设置提供参考依据。Guo 等^[10]建立 T₁₂~L₁ 运动节段的非线性有限元模型,研究在 13 J、30 J 和 56 J 等 3 种不同能量的垂直冲击载荷下脊柱爆裂性骨折的发生机制,以便进一步了解交通事故和高处坠落等高能量导致的

爆裂性骨折,并有助于减轻神经系统损伤和指导临床治疗。

1.3 腰椎有限元研究

腰椎有限元模型的参数通常不确定,故其判定能力常受到质疑。Zander 等^[11]通过对一般腰椎有限元模型进行 1 200 次模拟定量评估模型精度,发现椎骨材料特性对模型精度影响最小,而椎间盘材料特性和形态对模型精度影响最大,该结果可为其他研究建模选择参数提供参考依据。经椎弓根截骨术(PSO)可广泛用于脊柱矢状位畸形矫正。Ottardi 等^[12]建立模拟腰椎前凸(35°)有限元模型,证实 PSO 可矫正严重畸形。El-Rich 等^[13]在模拟高能量冲击损伤研究中,通过采用 5 个不同的矢状旋转速率分析软组织和骨结构的反应,直至可能发生骨折为止,结果显示最大速度时骨折由椎弓根区域开始,然后发生在下终板,矢状旋转速度超过 $0.51^{\circ}/\text{ms}$ 可能导致脊柱损伤。

1.4 椎间盘有限元研究

劳损和退变是导致腰椎间盘突出的主要原因。Guo 等^[14]为分析腰椎间盘突出机制,通过改变 $L_1 \sim S_1$ 节段有限元模型椎间盘弹性模量确定垂直振动下材料属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椎间盘隆起影响较大,而髓核属性对所有反应参数影响均很小,证实椎间盘劳损、退变可导致环状纤维破裂,髓核因此从破裂口膨出,从而引发一系列临床症状。目前认为,椎体融合会加速相邻节段椎间盘退变过程。Goel 等^[15]通过建立 Charite 人工椎间盘模型发现,置入人工椎间盘可减小相邻节段的 ROM 值并降低小关节载荷,表明人工椎间盘技术可恢复正常的脊柱生理结构并在脊柱节段之间分担载荷,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

后方韧带复合体(PLC)是构成脊柱后柱的主要组成部分,具有维持脊柱生物力学稳定性的作用,可有效预防脊柱不稳引发的弯曲畸形、椎体滑脱等情况。Wang 等^[16]通过设置每个韧带的刚度并计算 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,发现改变小关节囊的刚度对脊柱生物力学影响最大。然而,现有的韧带属性数据之间存在很大差异,可能对有限元分析模型研究结果产生重大影响。Naserkhaki 等^[17]对 $L_4 \sim 5$ 有限元模型中 8 个不同的韧带特性数据进行验证,为后续有限元

韧带参数选取提供参考,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)占骨质疏松性骨折的 50% ^[18]。保守治疗 OVCF 的结局可能为骨不愈合、进行性脊柱后凸和神经功能损害,可增加患者死亡风险。椎体增强术(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有效的方式^[19]。VA 虽然可以通过向压缩骨折椎体内注入骨水泥达到增强病变椎体强度、稳定性和缓解脊柱疼痛的目的,但术后骨水泥渗漏可能引起椎管内堵塞和神经根压迫等并发症^[20]。Wang 等^[21]通过应用 Navier-Stokes 动量守恒运动方程得出 VP 的骨水泥最佳用量为 4 mL,该用量既能增强病变椎体结构,又能降低邻近椎体发生继发性骨折和骨水泥渗漏的风险。Xu 等^[22]在去除 L_1 椎体上半部分松质骨后,分别对椎体进行单侧、双侧和中央区骨水泥增强,发现在不同载荷下双侧与中央区骨水泥支撑力相近,优于单侧骨水泥。

为解决强化椎体再骨折的问题,La Barbera 等^[23]提出了支架螺钉辅助内固定(SAIF)技术,该技术采用支架扩张病变椎体并维持球囊充气,可实现椎体内最佳填充并防止骨水泥渗漏;通过对标准 VA 和 SAIF 技术进行有限元分析,发现 SAIF 技术可显著改善上终板和皮质壁的应力分布,从而降低中柱再骨折的风险,为治疗 OVCF 提供了可靠的生物力学依据。Zhu 等^[24]在用弹性模量接近天然骨的无铝玻璃聚烯酸酯水泥(GPC)建立有限元模型后对其进行分析,发现 GPC 可在松质骨中产生较低的刚度和应力,GPC 与椎体皮质骨连接处的应力值更接近于天然椎体的应力值,因此显示出良好的适应性、机械性和生物相容性,GPC 是可能替代传统聚甲基丙烯酸甲酯水泥治疗 OVCF 的材料。

2.2 脊柱创伤

90% 的脊柱骨折发生在脊柱胸腰段,其中 18% 为爆裂性骨折。该区域是脊柱从刚性胸椎到移动腰椎的过渡区域,是脊柱中相对薄弱的部分。胸腰椎骨折不仅复杂程度高,且合并神经损伤的可能性大^[25]。后路内固定术治疗胸腰椎骨折具有失血少、住院时间短等优势,已成为目前的主要手术方式。椎弓根螺钉固定系统虽然具有良好的生物力学稳定性,但螺钉松动仍时有发生,导致矫形失败和骨不

连。Wang 等^[26]通过研究脊柱通用内固定系统(USS)椎弓根螺钉固定模型发现,与传统椎弓根钉道(TT)、椎弓根皮质骨钉道(CBT)椎弓根螺钉固定模型相比,USS 椎弓根螺钉系统旋转、弯曲和侧向弯曲程度最低,并且钉断裂风险最小,提示 USS 椎弓根螺钉系统具有更好的稳定性。对于胸腰椎骨折病例,如果仅采用单纯的后路内固定术复位骨折椎体可能造成骨缺损,从而导致内固定应力增加、松动甚至断裂。VA 中的骨水泥填充可明显降低内固定和脊柱应力。Xu 等^[22]通过建立 8 个 T₁₁~L₁ 节段的三维有限元模型并采用后路固定术复位对内固定和脊柱应力进行骨水泥强化评估,发现骨水泥增强可明显降低模型内固定和终板的 von Mises 应力,从而有效预防内固定松动和畸形失败。Xu 等^[27]建立可模拟胸腰椎爆裂性骨折的 T₁₁、T₁₂ 单节段固定模型和短节段固定模型,并在轴向压缩、前屈、后伸弯曲、侧弯和轴向旋转等情况下分别测量模型的 ROM 值和 von Mises 应力,发现单节段固定与短节段固定在生物力学方面并无显著差异,且更符合微创理念。

2.3 人工椎间盘置换

椎体融合术是治疗椎间盘退变的常用手术方式,但可能导致邻近节段退变,人工椎间盘置换可弥补这一缺陷。Li 等^[28]在 C₄~₆ 模型间隙置入颈椎动态稳定器(DCI)、人工颈椎间盘 Mobi-C 和人工颈椎间盘 PCM 3 种人工椎间盘,发现虽然 3 种人工椎间盘的生物力学特性各有优劣,但 DCI 特性与正常椎间盘更相似,且软骨应力更低,可在一定程度上避免小关节退变。椎间盘置换术可保留脊柱活动度,进而降低邻近节段退变的发生率。此外,髓核置换被认为是全椎间盘置换和椎体融合的一种微创替代方案。植入记忆螺旋置换髓核对纤维环造成的开口较小,不仅可以降低操作难度,而且可使手术创伤最小化。对这种假体的生物力学行为进行有限元分析可发现,其在压缩载荷下具有与普通椎间盘相似的生物力学行为^[29]。

2.4 脊柱侧凸畸形

脊柱侧凸是一种脊柱和躯干的三维畸形,青少年特发性脊柱侧凸个体化支具支撑治疗是轻度脊柱侧弯患者生长期间的主要治疗选择,可有效防止曲度进展和纠正畸形。有限元分析结合患者的 3D 躯干形状和计算角度,可预测最适合患者的矫形支具。Nie 等^[30]对特发性脊柱侧凸提出单个支具的设计方

法,在支具背面加载 3 种标准的肩带张力,当肩带张力为 60 N 时,冠状曲率可减小约 60%,骶骨斜度和前凸部分也减小,可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。成人退行性脊柱侧弯的原因是脊柱运动节段退化,可导致脊柱不平衡、背痛和神经功能缺损,严重影响患者生活质量。后路脊柱切除术(PVCR)可有效矫正脊柱侧弯畸形。Chen 等^[31]建立的脊柱侧弯 PVCR 有限元模型,对后续的 PVCR 生物力学分析具有重要的研究和参考价值。

2.5 脊柱退行性变疾病

神经根型颈椎病(CSR)是最常见的脊椎疾病,颈椎前路间盘切除融合术(ACDF)一直是治疗 CSR 的最有效方法,但术后可能引起脊柱功能单位退变。经皮全内镜颈椎间盘摘除术(PEACD)和颈椎后路椎间孔切开术(PCF)均为公认的微创手术,但这两种微创术式对颈椎的生物力学影响尚不清楚。Yuchi 等^[32]建立完整的颈椎 C₅~₆ 有限元模型,比较 PCF 与 PEACD 在不同载荷条件下的关节 ROM 值、椎间盘压力(IDP)、小关节接触面积和接触压力,结果显示两种方法均可改变小关节受力的传递路径,因而可能加速小关节退化。与 PEACD 相比,PCF 可能是治疗 CSR 的更好选择,可为外科医生选择手术方式提供参考。一项将 U 形弹性非融合棘间器械放置在相邻棘突之间的新技术被称为 Topping-off 技术,其有望降低相邻上段退变。Fan 等^[33]在以改变 L₃~₄ 椎间盘材料特性方式建立椎间盘退变模型的基础上,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、小关节应力显著降低,证实 Topping-off 技术可降低相邻节段的应力和活动度,并可减缓其退变。

2.6 中医推拿

中医推拿手法是治疗椎间盘突出症的非手术方法,可有效缓解疼痛症状,提高患者生活质量。有限元分析有望成为探究中医推拿手法生物力学机制的方法。Deng 等^[34]通过建立健康志愿者的 C₂~T₁ 节段有限元模型并在先前的体外研究基础上模拟传统颈椎推拿手法发现,当推拿力量作用在棘突根部附近而非棘突顶部时,它可能导致椎间盘应力减小。Li 等^[35]研究坐姿和侧卧位模拟腰椎旋转操作中健康和退变椎间盘的应力分布,发现中度退变椎间盘纤维环内的椎间盘内压和最大 von Mises 应力增

加,提示操作者在对中度退变椎间盘患者进行推拿时需谨慎,同时选取侧卧位较坐位更安全。

3 结语

有限元分析在脊柱生物力学研究方面已日趋完善,可有效评估植入物变异、外科技术和病理机制等,有助于优化手术设计和预测疾病治疗结果。有限元分析已广泛用于临床常见疾病研究,通过对研究对象进行 CT 扫描建立的个性化有限元模型不仅可以真实反映临床实际情况,最大程度模拟疾病状态,而且可以直观反映模型在不同载荷下的受力情况。然而,目前大多数有限元研究仅限于静态分析,而脊柱状况多为动态,因而无法全面反映疾病发展过程,同时对脊柱有限元材料属性、载荷施加、模型设置等尚缺乏统一的规范,所以有限元分析尚存缺陷。尽管如此,有限元分析在脊柱生物力学上的表现仍值得肯定。随着计算机技术和有限元分析软件的发展,动态有限元分析将有助于更加真实地模拟临床疾病的生物力学状态。

参 考 文 献

- [1] Biswas J, Karmakar S, Majumder S, et al. Optimization of spinal implant screw for lower vertebra through finite element studies[J]. J Long Term Eff Med Implants, 2014, 24(2-3): 99-108.
- [2] Kulduk A, Altun NS, Senkoylu A. Biomechanical comparison of effects of the Dynesys and Coflex dynamic stabilization systems on range of motion and loading characteristics in the lumbar spine: a finite element study[J]. Int J Med Robot, 2015, 11(4): 400-405.
- [3] 王鹏,王静成,冯新民,等.胸腰椎骨折术后伤椎上终板骨缺损的生物力学有限元分析[J].中国现代医学杂志,2017,27(7): 72-79.
- [4] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion[J]. Biomed Mater Eng, 1997, 7(4): 221-230.
- [5] Lotz JC, Colliou OK, Chin JR, et al. Compression-induced degeneration of the intervertebral disc: an in vivo mouse model and finite-element study[J]. Spine (Phila Pa 1976), 1998, 23(23): 2493-2506.
- [6] Ghezlbash F, Schmidt H, Shirazi-Adl A, et al. Internal load-sharing in the human passive lumbar spine: Review of in vitro and finite element model studies[J]. J Biomech, 2020, 102: 109441.
- [7] Mustafy T, Moglo K, Adeeb S, et al. Injury mechanisms of the ligamentous cervical C2-C3 Functional Spinal Unit to complex loading modes: Finite Element study[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2016, 53: 384-396.
- [8] Lasswell TL, Cronin DS, Medley JB, et al. Incorporating ligament laxity in a finite element model for the upper cervical spine[J]. Spine J, 2017, 17(11): 1755-1764.
- [9] Liu H, Wang H, Liu J, et al. Biomechanical comparison of posterior intermediate screw fixation techniques with hybrid monoaxial and polyaxial pedicle screws in the treatment of thoracolumbar burst fracture: a finite element study[J]. J Orthop Surg Res, 2019, 14(1): 122.
- [10] Guo LX, Li WJ. A biomechanical investigation of thoracolumbar burst fracture under vertical impact loads using finite element method[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2019, 68: 29-36.
- [11] Zander T, Dreischarf M, Timm AK, et al. Impact of material and morphological parameters on the mechanical response of the lumbar spine: a finite element sensitivity study[J]. J Biomech, 2017, 53: 185-190.
- [12] Ottardi C, Galbusera F, Luca A, et al. Finite element analysis of the lumbar destabilization following pedicle subtraction osteotomy[J]. Med Eng Phys, 2016, 38(5): 506-509.
- [13] El-Rich M, Arnoux PJ, Wagnac E, et al. Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions[J]. J Biomech, 2009, 42(9): 1252-1262.
- [14] Guo LX, Fan W. Impact of material properties of intervertebral disc on dynamic response of the human lumbar spine to vertical vibration: a finite element sensitivity study[J]. Med Biol Eng Comput, 2019, 57(1): 221-229.
- [15] Goel VK, Grauer JN, Patel TC, et al. Effects of charité artificial disc on the implanted and adjacent spinal segments mechanics using a hybrid testing protocol[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2005, 30(24): 2755-2764.
- [16] Wang K, Deng Z, Wang H, et al. Influence of variations in stiffness of cervical ligaments on C₅-C₆ segment[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2017, 72: 129-137.
- [17] Naserkhaki S, Arjmand N, Shirazi-Adl A, et al. Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model[J]. J Biomech, 2018, 70: 33-42.
- [18] Rajasekaran S, Kanna RM, Schnake KJ, et al. Osteoporotic thoracolumbar fractures: how are they different? Classification and treatment algorithm[J]. J Orthop Trauma, 2017, 31 (Suppl 4): S49-S56.
- [19] Ottardi C, La Barbera L, Pietrogrande L, et al. Vertebroplasty and kyphoplasty for the treatment of thoracic fractures in osteoporotic patients: a finite element comparative analysis[J]. J Appl Biomater Funct Mater, 2016, 14(2): e197-e204.
- [20] Zhang L, Li J, Yang H, et al. Histological evaluation of bone biopsy results during PVP or PKP of vertebral compression fractures[J]. Oncol Lett, 2013, 5(1): 135-138.
- [21] Wang D, Li Y, Yin H, et al. Three-dimensional finite

- element analysis of optimal distribution model of vertebroplasty[J]. *Ann Palliat Med*, 2020, 9(3): 1062-1072.
- [22] Xu G, Fu X, Du C, et al. Biomechanical effects of vertebroplasty on thoracolumbar burst fracture with transpedicular fixation: a finite element model analysis[J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2014, 100(4): 379-383.
- [23] La Barbera L, Cianfoni A, Ferrari A, et al. Stent-screw assisted internal fixation of osteoporotic vertebrae: a comparative finite element analysis on saif technique[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2019, 7: 291.
- [24] Zhu J, Yang S, Cai K, et al. Bioactive poly (methyl methacrylate) bone cement for the treatment of osteoporotic vertebral compression fractures[J]. *Theranostics*, 2020, 10(14): 6544-6560.
- [25] Dai LY, Jiang SD, Wang XY, et al. A review of the management of thoracolumbar burst fractures [J]. *Surg Neurol*, 2007, 67(3): 221-231.
- [26] Wang TN, Wu BL, Duan RM, et al. Treatment of thoracolumbar fractures through different short segment pedicle screw fixation techniques: a finite element analysis [J]. *Orthop Surg*, 2020, 12(2): 601-608.
- [27] Xu G, Fu X, Du C, et al. Biomechanical comparison of mono-segment transpedicular fixation with short-segment fixation for treatment of thoracolumbar fractures: a finite element analysis[J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2014, 228(10): 1005-1013.
- [28] Li Y, Fogel GR, Liao Z, et al. Biomechanical analysis of two-level cervical disc replacement with a stand-alone U-shaped disc implant[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2017, 42(20): E1173-E1181.
- [29] Du CF, Liu CJ, Huang YP, et al. Effect of spiral nucleus implant parameters on the compressive biomechanics of lumbar intervertebral disc[J]. *World Neurosurg*, 2020, 134: e878-e884.
- [30] 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.
- [31] Chen X, Cai H, Zhang G, et al. The construction of the scoliosis 3D finite element model and the biomechanical analysis of PVCOR orthopaedy[J]. *Saudi J Biol Sci*, 2020, 27(2): 695-700.
- [32] Yuchi CX, Sun G, Chen C, et al. Comparison of the biomechanical changes after percutaneous full-endoscopic anterior cervical discectomy versus posterior cervical foraminotomy at C5-C6: a finite element-based study[J]. *World Neurosurg*, 2019, 128: e905-e911.
- [33] Fan Y, Zhou S, Xie T, et al. Topping-off surgery vs posterior lumbar interbody fusion for degenerative lumbar disease: a finite element analysis[J]. *J Orthop Surg Res*, 2019, 14(1): 476.
- [34] Deng Z, Wang K, Wang H, et al. A finite element study of traditional Chinese cervical manipulation[J]. *Eur Spine J*, 2017, 26(9): 2308-2317.
- [35] Li L, Shen T, Li YK. A finite element analysis of stress distribution and disk displacement in response to lumbar rotation manipulation in the sitting and side-lying positions [J]. *J Manipulative Physiol Ther*, 2017, 40(8): 580-586.

(收稿:2020-07-29)

(本文编辑:富饶)