・综述・

# 颈椎有限元分析模型的应用和进展

魏威1,毕大卫2,郑琦1,祖罡2

(1.浙江省中西医结合医院,浙江 杭州 310009;2.杭州市萧山区第一人民医院骨科,浙江 杭州 311200)

【摘要】 有限元分析法(FEA)是一种在工程学中广泛应用的方法,最初应用于模拟并且解决各种工程力学、热学、电磁学等物理问题。其基本原理是将一个由无数个质点组成并且由无限个自由度连续体近似为有限个单元所组成的集体。后来逐渐将有限元方法应用于骨科生物力学的研究,建立了最早的颈椎有限元模型。近年来随着计算机和软件技术突飞猛进,有限元法在颈椎生物力学研究中的利用日益广泛与深入。

【关键词】 颈椎; 有限元分析; 计算机模拟; 综述文献

**DOI**: 10.3969/j.issn.1003-0034.2010.05.029

Application and progress of the finite element analysis model of cervical vertebrae WEI Wei, BI Da-wei, ZHENG Qi, ZU Gang\*. \*The 1st People's Hospital of Xiaoshan, Hangzhou 311200, Zhejiang, China

**ABSTRACT** Finite element analysis (FEA) is broadly used in engineering, it was initially applied to simulate and solve a variety of engineering mechanics, thermal, electromagnetics, and other physical problems. The principle is a colective to be composed by an infinite number of particles, and an unlimited number of degrees of freedom from the continuum approximation. Brekelmas and Ryblcki firstly applied the finite element method to orthopedic biomechanics research in 1972. The first cervical vertebra finite element model was established in 1982 by Hosey. With the computer and software technology advances in the past 20 years, finite element method in cervical spine biomechanics studies is increased and widespreaded.

Key words Cervical vertebrae; Finite element analysis; Computer simulation; Review literature

Zhongguo Gushang/China J Orthop & Trauma, 2010, 23(5):400-402 www.zggszz.com

有限元分析法(FEA)是一种在工程学中广泛应用的数学物理方法,最初应用于模拟并且解决各种工程力学、热学、电磁学等物理问题。其基本原理是将一个由无数个质点组成并由无限个自由度连续体近似为有限个单元所组成的集体<sup>[1]</sup>。Brekelmas 等<sup>[2]</sup>在 1972 年第一次将有限元方法应用于骨科生物力学的研究;1993 年 Kleinberger<sup>[3]</sup>建立了最早的颈椎有限元模型。近 20 多年来随着计算机和软件技术的突飞猛进,有限元法在颈椎生物力学研究中的利用日益广泛与深入,现就有关内容综述如下。

# 1 颈椎有限元模型

- 1.1 简单的有限元模型 早期的颈椎模型较为局限,效果也不理想。Saito 等[4]建立的二维模型过于单纯化了椎体的几何模型和内部关节,导致载荷分配压力分布与实际不等。Brolin等[5]建立的三维有限元模型,包括椎体、椎间盘和后部结构及韧带,但缺乏关节突等重要结构存在一定的局限性。
- 1.2 单一椎体的有限元模型 椎间盘及邻近椎体是脊柱功能最小单位,可反映脊柱生物力学的特性。1994 年 Bozic 等<sup>[6]</sup> 依据 CT 扫描三维重建和自动网格划分技术建立了 C<sub>4</sub> 椎体的三维有限元模型,从而首次以精细的有限元网格逼真地表现出椎体的三维结构并进行了临床研究。因为简化了重要结构,单一椎体的模型区限制研究人员对颈椎模型的分析只能进行

到圆柱状范围。

- 1.3 颈椎多节段有限元模型 颈椎活动节段有限元模型增 加了脊柱的后部结构,有利于了解整个结构的生物力学。1997年 Yoganandan 等<sup>[7]</sup>建立了 C<sub>4</sub>-C<sub>6</sub> 三椎节三维模型。依靠 CT 扫描 (1 mm 间隔)重建椎骨,软组织(韧带附着点和椎间盘)辅助实 用冷冻切片,模拟出更为精细的解剖结构。Ng 等[8]采用 CT 扫 描结合冷冻切片图像重建了结构包括椎体、椎间盘、小关节 突、韧带较为成熟的颈椎三维有限元模型。Goel等[9]同样使用 CT 扫描的方法建立了逼真的 C5-C6 双椎节三维模型,他们在 Yoganandan 模型的基础上增添了钩突和 Luschka 关节;并以 不同性质和不同组合的单元分别表现纤维环、髓核、终板、滑 膜关节的接触状态:同时还考虑到纤维环的层次和纤维的走 向;在生理载荷下还模拟出了三维偶联动。国内陈伯华等[10]根 据 CT 和 CT 重建片,采用 CAD 数据处理,输入相关的材料特 性,构建 C4-C7 三维有限元模型并对其进行屈曲、背伸、侧屈 以及旋转试验,该模型的实验结果基本一致,更加接近解剖特 点与临床要求。卢畅等[11]建立了全颈椎(C<sub>1</sub>-T<sub>1</sub>)三维有限元模 型,高度模拟颈椎结构与材料特性。
- 1.4 增加肌肉作用的有限元模型 Teo 等[12]利用 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 脊柱模型,在接受相同负荷的情况下,于增加肌肉作用力前后分别做了有限元分析,比较后发现:增加肌肉力量后,脊柱的矢状面位移较低。所以肌肉的存在有助于脊柱的稳定。在此基础上,国内陈新民等[13]在建立颈椎有限元模型后加载了韧带和部分肌肉(胸锁乳突肌,颈长肌,斜方肌,前斜角肌,中后斜角

基金项目:浙江省中医药管理局(编号:2009CB063)

通讯作者:祖罡 E-mail:hztruegreen@163.com

肌,头半棘肌等),模拟正常情况下颈椎前屈运动,得到的实验数据与体外结果相抑制。

### 2 有限元分析在颈椎生物力学的应用

- 2.1 病理机制的力学研究 脊柱生物力学的异常改变,可引起某些脊柱疾病的发生,其发病机制可用有限元法进行研究。
  2.1.1 颈椎间盘及颈髓 椎间盘主要生物力学功能是承受压缩载荷,椎间盘对脊柱的活动也有决定性影响,髓核在脊柱前后的剪刀、屈伸、侧弯、旋转等负载下,在保持最初的稳定中起主要作用[14]。 Tchako 等[15]发现在椎间盘后外侧,层间剪切应力较高,剪切产生的椎间盘 10 Nm 形变或者 450 N 的重力矩将致椎间盘明显受压。Kumaresan等[16]利用 C4-C6 有限单元模型模拟椎间盘退变,以轻、中、重 3 种类型入手,发现椎间盘退变会促使颈椎骨赘的形成。Lu等[17]用有限元分析后提出:当负荷加载的速率增加时,纤维环会在负重较低时发生破裂。这一研究为外伤性髓核脱出的有限元模型制作提供了基础。由急性或慢性外伤引起的椎间盘结构的不对称,以及随年龄增长而发生的改变可能造成较大的椎间盘剪切力。Li 等[18]认为有限元分析方法可以提高对颈髓损伤的认识。
- 2.1.2 颈椎椎体 Whyne 等[19]通过有限元模型证实椎体凹 面与应力分布有关。在压缩载荷作用下,椎体内同时产生压应 力及张应力, 椎体内有分别承受压应力和张应力的两种骨小 梁,压应力最大部位的骨小梁垂直方向排列,承受张应力的水 平柱很薄,呈极度各相异性。Tencer等[20]通过有限元模型指出 椎弓根附近及终板下是椎体多种应力集中部位。Ng 等[21]用有 限元模型研究了椎体骨折的发生机制, 在正常的椎体受力模 型中,中央的松质骨首先发生塌陷。Brolin等[5]利用有限元模 拟颈椎椎体的爆裂骨折, 发现松质骨密度降低的椎体后部结 构承受力加大。Silva 等[22]通过有限元方法证实皮质骨占椎体 强度的10%,在过高的压缩载荷作用下,终板中央及其下方 松质骨发生骨折,椎体强度下降,骨内压升高。以颈椎有限元 模型分析寰椎发生骨折的机制,发现寰椎前后弓均存在应力 集中现象,特别是伸时,寰椎的椎动脉沟处有明显的应力集 中,易发生骨折[21]。通过有限元模型和尸体模型的比较,证实 寰椎骨折是爆裂性骨折[22]。Puttlitz 等[23]用有限元法剪力 Co-C1-C2模型,研究发现经过头部的牵引力联合侧方剪力可造成 齿状突Ⅰ型骨折,而轴向旋转合并侧方剪力可造成Ⅱ型骨折。
- 2.2 模拟医源性负荷的有限元分析 医源性负荷是指在手 术治疗中改变颈椎局部结构或应用内外固定器械等情况下, 脊柱各部分所承受的负荷。有限元分析能较好地模拟这些变 化。Kumaresan 等[24]通过 C4-C6有限元模型模拟椎板切除后的 生物力学特性, 研究显示椎板切除后屈曲状态下的角位移与 椎间盘压力变化较其他状态显著增加。进行下颈椎在轴向载 荷下的非线型分析,实验结果提示颈椎关节突于术中切除后, 颈椎的强度会有明显下降[25]。 Voo 等[25]研究了小关节切除术 对颈椎生物力学的影响,研究发现双侧小关节切除 50%以 上,椎间关节的强度明显降低。Lim 等[26]在有限元模型上比较 了前路及后路椎间孔切开术,认为后路椎间孔切开术对颈脊 椎稳定性的影响较前路手术小, 而在前路减压术中椎间融合 是必要的。Kumaresan 等[27]还比较了经前路不同术式病灶切 除、椎体融合术后椎体运动节段在前屈、后伸、侧弯和轴性旋 转运动中的生物力学变化。发现 Smith-Robinson 术较 Bailey-Badgley 术式稳定性好。程黎明等[28]医用三维有限元法分析颈

椎前路椎体撑开的安全性和椎管扩大的有效性,结果提示颈 前路椎体撑开可扩大椎管,有效减少椎管内压应力,并提示在 一定限度内是安全的。

- 2.3 人工植入物及内固定器械的力学性能评价及优化设计 内固定器械被广泛应用于骨科手术, 另外还有人工椎间盘也 正被广泛应用,它们的结构是否安全显得极为重要。Ng 等[29] 使用颈椎植骨块愈合与非愈合两种模型,加以不同载荷,表明 在伸展时植骨块能经受较高的压缩力, 在弯曲时钢板容易产 生应力遮挡,骨块下沉取决于载荷方式,出现在终板的不同位 置。Lim 等[26]用有限元方法研究了颈椎中板厚度和椎体密度 及终板打孔位置对终板抗压力的影响。尽量保留终板是防止 植入物下沉的重要方面。在椎体融合中,骨与植入物界面的微 动是人们关注的焦点。Kim[30]发现在轴向压迫下,骨与植入物 界面边缘有明显相对微动,松质骨密度或界面摩擦系数减少, 微动增加。Dwight等[31]运用有限元分析人工椎间盘时,显示 人工椎间盘将有利于伸展和弯曲活动, 当时间延长后纤维组 织的渗入会限制这种活动。Galbusera等[32]对人工椎间盘置换 后进行了有限元分析研究,认为人工椎间盘活动轨迹比较接 近人体椎间盘的运动, 但由于假体与骨界面的微动和脊柱退 行性变等因素则需要进行进一步探讨研究。Lim 等[33]对临床 普遍应用的椎弓根螺钉内固定系统的不同连接方式产生的不 同力学效应进行了有限元分析, 认为水平横向连接可提高螺 钉固定器械在脊柱侧弯及轴向旋转的稳定性, 横行连接杆最 佳位置应该在纵向连杆的 1/2 和 1/8 处。张美超等[3]对自行 研发的蝶形钢板进行力学分析并显示出前者分析的优越性。 2.4 有限元分析在中医治疗颈椎病中应用 祖国医学中推 疗颈椎病方面发挥着重要作用, 颈椎手法可视化及安全性研 究的有限元研究,利用有限元来分析研究齿状突容易发生骨
- 拿手法和牵引治疗颈椎病疗效是确切的,传统推拿手法在治疗颈椎病方面发挥着重要作用,颈椎手法可视化及安全性研究的有限元研究,利用有限元来分析研究齿状突容易发生骨折的部位,为颈椎推拿手法的安全性提供依据。牵引治疗是提供颈椎病的常用方法,有限元的引入为其进一步研究提供了参考价值。李雪迎等<sup>[35]</sup>通过颈椎 C<sub>1</sub>-T<sub>1</sub> 三维有限元模型,比较不同力学条件下颈椎牵引的生物力学过程,从而得出最为有效的牵引方法。此实验从数值计算上验证了李晶等<sup>[36]</sup>完成的光弹性实验的应力结果,与姜宏等<sup>[37]</sup>研究的不同牵引方法对颈椎生物力学的影响实验结论接近。

## 3 存在问题与展望

有限元分析法作为脊柱生物力学研究中的一种重要工具已得到广泛的应用,但颈椎有限元模拟上有一定的局限性,存在许多问题待解决,如:①有限元模型谁能反映某一刻、某一点的力学特性,按生物体本身是有组织活性的,都有一个生长和衰退的过程;②一些受损组合具有自我修复和塑形的能力,当前的有限元模型在生物的适应性方面显得无能为力;③椎体、韧带、椎间盘等组织的力学性质极其复杂,难以得到足够和可靠测定数据,而离体实验所得到的数据可能与生理情况存在差异。正如董福慧[38]所说,数字化研究是一个充满机遇与挑战的领域,需要多学科的协同参与,相信有限元分析方法在今后颈椎生物力学研究中一定会发挥更大作用。

## 参考文献

[1] Zhang QH, Teo EC, Ng HW, et al. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine. J Biomech, 2006, 39(1):189-193.

- [2] Brekelmas WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. Acta Orthop Scand, 1972, 43:301-317.
- [3] Kleinberger M. Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics. 37th stapp car crash conf proc. USA; SAE International, 1993. 261-272.
- [4] Saito T, Yamatouro T, Shikata J, et al. Analysia and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy. I. Pathogenetic analysis of postlaminectomy deformities. Spine, 1991, 16 (6):494-502.
- [5] Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics. Spine, 2004, 29(4):376-385.
- [6] Bozic KJ, Keyak JH, Skinner HB, et al. Three-dimensional finite element modeling of a cervical vertebra; an investigation of burst fracture mechanism. J Spinal Disord, 1994, 7(2):102-110.
- [7] Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, et al. Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C<sub>4</sub>-C<sub>6</sub> unit. J Biomech Eng, 1997, 119(1):87-92.
- [8] Ng HW, Teo EC, Zhang QH. Prediction of inter-segment stability and osteophyte formation on the multi-segment C<sub>2</sub>-C<sub>7</sub> after unilateral and bilateral facetectomy. Proc Inst Mech Eng H, 2004, 218(3): 183-191.
- [9] Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C<sub>5</sub>-C<sub>6</sub> motion segment using the finite element approach. Spine, 1998, 23(6):684-691.
- [10] 陈伯华,孙鹏,Natarajan N,等. 颈椎三维有限元模型的建立及意义. 中国脊柱脊髓杂志,2002,12(2):105-108.
- [11] 卢畅,韩珂,李晶,等. 基于 CT 图像全颈椎三维有限元模型的 建立及验证. 中南大学学报,2008,33(5):410-414.
- [12] Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. Med Eng Phys, 2001, 23 (3):155-164.
- [13] 陈新民,郎继孝,陈德喜,等.应用三维有限元模型研究颈椎不同工况下的生物力学变化.临床骨科杂志,2003,6 (4):294-296.
- [14] Ng HW, Teo EC, Lee KK, et al. Finite element analysis of cervical spinal instability under physiologic loading. J Spinal Disord Tech, 2003, 16:55-65.
- [15] Tchako A, Sadegh A. A cervical spine model to predict injury scenarios and clinical instability. Sports Biomech, 2009, 8(1):78-95.
- [16] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, et al. Contibution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine; a biomechanical investigation. J Orthop Res, 2001, 19(5):977-984.
- [17] Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Do bending, twisting, and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model. Spine, 1996, 21 (22):2570-2579.
- [18] Li XF, Dai LY. Three-dimensional finite element model of the cervical spinal cord; preliminary results of injury mechanism analysis. Spine, 2009, 34(11); 1140-1147.
- [19] Whyne CM, HUSS, Klisch S, et al. Effect of the pedicle and posterior arch on vertebral body strength predictio-ns in finite element

- modeling. Spine, 1998, 23(8): 899-907.
- [20] Tencer AF, Mirza S, Bensel K. Internal loads in the cervical spine during motor vehicle rear-end impacts: the effect of acceleration and head-to-head restraint proximity. Spine, 2002, 27(1):34-42.
- [21] Ng HW, Teo EC, Lee VS. Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the  $C_4$ – $C_6$  under compression, anterior and posterior shear. J Biomech, 2004, 37(5):771-777.
- [22] Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC. Load sharing between the shell and centrum in the lumbar vertebral body. Spine, 1997, 22:140-150.
- [23] Puttlitz CM, Goel VK, Clark CR. Pathomechanisms of failures of the odontoid. Spine, 2000, 25:2868-2876.
- [24] Kumaresan S, Yoganadan N, Pintar FA, et al. Finite element modeling of cervical laminectomy with graded facetectomy. J Spinal Disord, 1997, 10(1):40-46.
- [25] Voo LM, Kumaresan S, Yoganandan N, et al. Finite element analysis of cervical facetectomy. Spine, 1997, 22(9): 964-969.
- [26] Lim TH, Kwon H, Jeon CH, et al. Effect of endplate conditions and bone mineral density on the compressive strength of the graft-endplate interface in anterior cervical spine fusion. Spine, 2001, 26 (8):951-956.
- [27] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion. Biomed Mater Eng, 1997, 7(4):221-230.
- [28] 程黎明,贾连顺,蔡宣松.颈椎前路椎管扩大的三维有限元研究.第二军医大学学报,2003,24(4):418-419.
- [29] Ng HW, Teo EC, Zhang Q. Influence of cervical disc degeneration after posterior surgical techniques in combined flexion-extension-a nonlionear analytical study. J Biomech Eng, 2005, 127 (1):186-192.
- [30] Kim Y. Prediction of mechanical behaviors at interfaces between bone and two interbody cages of lumbar spine segments. Spine, 2001, 26:1437-1442.
- [31] Dwight TT, Vijay KG, Nicole MG, et al. Contact finite element model of an artificial intervertebral disc. Presented at the Twenty-First Annual Meeting of the American Society of Biomechanics Clemson University South Carolina, 1997, 124-127.
- [32] Galbusera F, Bellini CM, Raimondi MT, et al. Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis. Med Eng Phys, 2008, 30(9):1127-1133.
- [33] Lim TH, Eck JC, An HS, et al. Biomechanics of transfixation in pedicle screw instrumentation. Spine, 1996, 21; 2224-2229.
- [34] 张美超,黄文华,王柏川,等.应用有限元评价颈前路蝶形钢板的力学性能.第一军医大学学报,2001,21(10):740-742.
- [35] 李雪迎,王春明,殷秀珍,等. 颈椎牵引过程的三维有限元分析. 中华理疗杂志,1999,22(6):350-383.
- [36] 李晶,陈禾丽,苏先基,等. 颈椎牵引的力学实验及临床应用. 中华理疗杂志,1992,22(15):133-135.
- [37] 姜宏,施杞,王以进.牵引对颈椎生物力学影响的实验研究.中华实验外科,1999,16(5):468-469.
- [38] 董福慧. 骨折治疗的信息化数字化研究. 中国骨伤,2005,18 (1):1-2.

(收稿日期:2010-01-15 本文编辑:王玉蔓)