

. 实验研究 .

带有枕骨全颈椎三维有限元模型的构建及生物力学分析

谢天浩 卢玉昭 王在贵 丁慧超 杨 铭 宋 健 徐国政 马廉亭

【摘要】目的 构建含有枕骨的全颈椎三维有限元模型,并验证其有效性,为颈椎及颅颈交界区疾病的生物力学研究提供良好的力学模型。方法 基于健康男性志愿者的枕颈部薄层 CT 构建模型,将 CT 的原始数据导入 Mimics 软件中,构建三维点云模型,进而导入 Geomagic Studio 软件构建全颈椎曲面模型,并在 Hypermesh 软件中进行实体网格划分、材料赋值等步骤构建枕骨~T1 的全颈椎实体模型,最后导入有限元软件 Abaqus 进行有效性验证。结果 构建的带有枕骨的全颈椎有限元模型同真实脊柱解剖学形态一致,材料属性正确,且各节段活动度在既往文献标准差范围以内,通过了模型的有效性验证。结论 本研究所建立的带有枕骨的全颈椎有限元模型符合脊柱生物力学研究所要求的解剖学一致和生物力学相似,可用于颅颈交界区及颈椎的生物力学研究。

【关键词】 颅颈交界区;颈椎;脊柱生物力学;三维有限元模型
【文章编号】 1009-153X(2019)11-0681-04 【文献标志码】 A 【中国图书资料分类号】 R 651

Establishment and biomechanical analysis of a three-dimensional finite element model of whole cervical spine with occipital bone

XIE Tian-hao, LU Yu-zhao, WANG Zai-gui, DING Hui-chao, YANG Ming, SONG Jia, XU Guozheng, MA Lianting. Department of Neurosurgery, General Hospital, Central Theater, PLA, Wuhan 430070 China

【Abstract】 Objective To provide a biomechanical model for the study of decrease in the craniocervical junction and cervical spine. Methods The craniocervical thin-section CT scans of a healthy male volunteer was used to establish the three-dimensional (3D) finite element model of whole cervical spine with occipital bone. The DCIOM data of CT scans were used to reconstruct a 3D cervical point cloud model with Mimics, which was further used to build a NURBS surface model with Geomagic Studio. Then the curved surface model was imported into Hypermesh for mesh partitioning, material property assigning, contact and boundary condition defining. The range of motion of the model were analyzed and the effectiveness of the of model was validate in Abaqusto. Results The final intact model included all the critical components of cervical spine, and the predicted segmental motions were in the range of results that observed in previous studies. Conclusions The finite element model of the whole cervical spine with occipital bone was in concordance with the real anatomy and biomechanics, thus it can be used for biomechanical analysis of the craniocervical junction and cervical spine.

【Key words】 Three-dimensional finite element model; Whole cervical spine; Occipital bone; Biomechanical analysis

颈椎以及颅颈交界区先天性畸形、退变性疾病、类风湿性病变以及外伤等均可造成脊柱失稳,严重者可造成神经功能损伤,甚至危及病人生命。神经外科在处理颅颈交界区疾病方面有先天的优势,然而对颅颈交界区的生物力学却常常没有深入的理解。评价其生物力学改变可更全面地治疗此类疾病。有限元技术是目前研究脊柱生物力学的重要方法,因此,本研究拟通过有限元方法构建带有枕骨的

全颈椎有限元模型,为颈椎以及颅颈交界区的生物力学研究提供工具。

1 材料与方法

1.1 实验取材 健康男性志愿者 1 例,25 岁,身高 175 cm,体重 72 kg。志愿者平素身体健康,体格检查无异常。既往无枕颈椎手术史及外伤史,无颈肩部不适及四肢神经功能障碍。入选实验前 X 线检查及枕颈椎 MRI 检查排除颅颈交界区及颈椎畸形、颈椎退变、肿瘤以及类风湿性疾病等情况。

1.2 实验数据获取及曲面模型构建 志愿者取仰卧位,保持颈椎中立位,应用 64 排螺旋 CT 扫描志愿者枕骨~T1 椎体层面获得体层图像。设定扫描条件为:120 kV,300 mA,层厚 0.625 mm,层间距 0 mm。

doi:10.13798/j.issn.1009-153X.2019.11.014
基金项目:国家自然科学基金(81701355);武汉市中青年医学骨干人才培养工程
作者单位:430070 武汉,中国人民解放军中部战区总医院神经外科(谢天浩、卢玉昭、王在贵、丁慧超、杨 铭、宋 健、徐国政、马廉亭)
通讯作者:马廉亭,E-mail:mlt1937@163.com

将体层图像以 DICOM 格式导入 Mimics 17 软件,构建三维点云模型。进而,导入 Geomagic Studio 12.0 软件进行曲面构建及曲面优化,从而构建可编辑的 NURBS 全颈椎曲面模型(枕骨~T1)。

1.3 带枕骨全颈椎三维有限元模型的构建 将全颈椎曲面模型导入 Hypermesh 软件中进行实体网格划分、韧带及椎间盘构建、材料属性赋值、定义关节面接触以及设定载荷和边界条件等过程,从而得到枕骨~T1 的全颈椎实体模型,具体步骤如下:①根据解剖学划分网格,椎体划分为皮质骨和松质骨,其中皮质骨由 6 节点 C3D6 实体单元构成,皮质骨厚度设定为均一的 0.5 mm;松质骨则采用 4 节点 C3D4 实体单元。椎间盘采用增强沙漏控制的三维六面体减缩积分 C3D8R,沙漏控制可减少单元大变形产生的体积自锁。②颈椎的韧带根据其解剖起止点进行构建,采用 2 节点非线性弹簧单元建立 13 种关键韧带,包括寰枕前模、寰枕后模、十字韧带、齿状突尖韧带、翼状韧带、覆膜、横韧带、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊韧带、棘间韧带、棘上韧带;用壳单元模拟横韧带。韧带基于弹塑性材料属性进行定义。其载荷-变形曲线如图 1,分为中性区,弹性区,塑性区和破坏区^[1,2]。③以上构建颈椎模型的各种单元均采用文献中最常用的单元类型^[1-5]。最终构建的完整模型如图 2。模型中皮质骨、松质骨、横韧带、关节软骨及韧带均赋予文献中最常用的材料属性^[1-4,6-10],主要材料属性详见表 1。各关节接触面以及齿状突-横韧带接触面由面-面接触单元来构建,接触面之间的摩擦系数设定为 0.1。

表 1 全颈椎有限元模型的材料属性

| 颈椎组织 | Young's 模量(MPa) | 泊松比 |
|------|-----------------|------|
| 皮质骨 | 15 000 | 0.29 |
| 松质骨 | 500 | 0.29 |
| 终板 | 500 | 0.4 |
| 横韧带 | 20 | 0.3 |
| 关节软骨 | 10 | 0.3 |

1.4 全颈椎模型约束边界及载荷条件 以约束 T1 椎体下表面全部节点各方向固定作为边界条件。载荷条件:在枕骨上表面给予各方向(矢状方向、轴向方向及冠状方向)的 1.5 Nm 纯扭矩载荷,使模型产生前屈-后伸、左右旋转及左右侧屈运动。

1.5 全颈椎有限元模型的验证 使用大型 FE 软件 Abaqus 6.12-1 作为有限元运算的求解器和后处理器,开启 Nlgeon 大变形计算开关。将构建完成的全

颈椎模型导入 Abaqus,计算施加 1.5 Nm 纯扭矩载荷后模型各个节段各方向的活动度,所得活动度同既往生物力学研究数据进行比较^[11-16],从而验证模型的有效性。

2 结果

2.1 模型构建情况 构建的颈椎有限元模型如图 2 所示,其包含了颅颈交界区及颈椎所有解剖学结构,包括椎体、椎间盘、所有韧带、小关节等,同时各解剖结构均具有正确的材料属性,可用于进一步的力学分析及验证。

2.2 模型验证情况 图 3~5 所示为模型在前屈+后伸、侧弯以及旋转方向的活动度同既往生物力学研究结果的对比。综合模型 6 个方向活动度与既往生物力

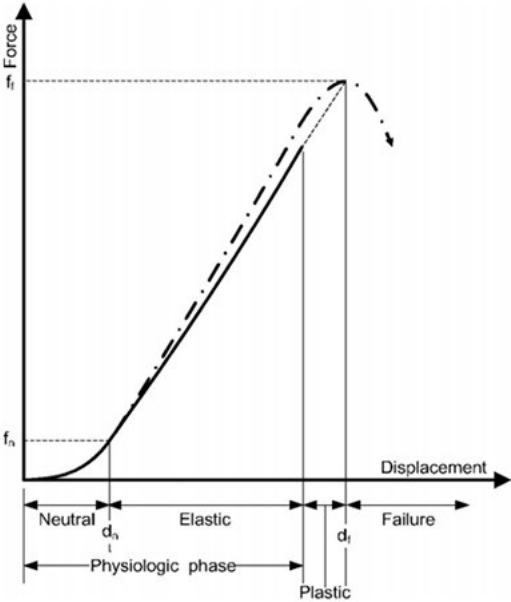


图 1 带有枕骨全颈椎三维有限元模型中韧带的载荷-变形曲线

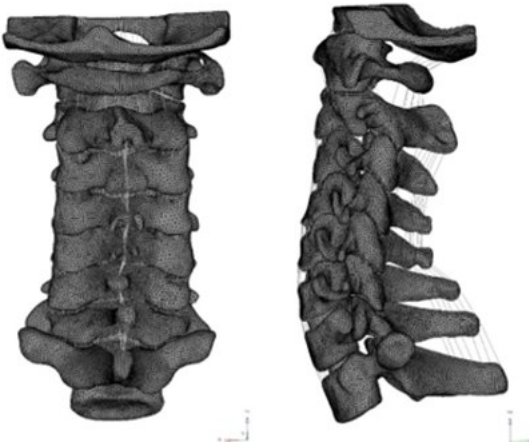


图 2 带有枕骨全颈椎三维有限元模型的正后位观及侧位观

学结果的对比,发现本模型各方向活动度基本位于既往研究结果的标准差范围内,通过有效性验证。

3 讨论

3.1 有限元技术在脊柱生物力学研究中的优势及不足 目前,脊柱的生物力学研究主要有三种:在体研究、尸体标本研究和有限元研究^[4]。在体实验主要指人体临床研究及动物模型研究。人体研究往往由于伦理的问题而无法开展;而动物模型(羊、猴子等)则不能准确地模拟人体的特点,因此其参考价值有限。一般认为,尸体标本实验是研究脊柱生物力学的金标准,其可以进行手术模拟等操作,其测算的脊柱活动度往往被作为其他力学研究的参考标准,但尸体标本研究无法提供脊柱的内在受力参数,如关节面应力、椎间盘应力等^[17]。

有限元研究是采用仿生学的原理构建脊柱模型,进而在有限元软件中分析脊柱的各种力学特性。其优势是可重复性强,且可分析脊柱内在力学反应,同时其可方便的改变参数来模拟一些病理的改变,如通过改变韧带的参数来模拟韧带钙化等,这在其他研究方法中都无法做到。自 1973 年有限元技术首次被 Liu 和 Ray 应用于脊柱的生物力学研究以来,其已成为研究脊柱力学的万能工具^[18]。

3.2 本模型对颅颈交界区生物力学研究的意义 颅颈交界区是头颅与颈椎的移行部位,其相互关联的枕寰枢关节,决定了人类头部的大部分活动度,其中寰枢关节占整个颈椎旋转度的近 60%^[19]。枕寰枢关节有着独特且复杂的解剖及生物力学特点,是人体脊柱中最复杂的关节。然而,神经外科在处理颅颈交界区疾病时常常会破坏枕寰枢关节稳定性,如齿状突切除术、极外侧入路中过多的切除枕髁等,这些操作都可能导致颅底的失稳。本研究所构建的模型为带有枕骨的全颈椎三维有限元模型,可用于进一步构建颅颈交界区的手术模型,从而分析不同手术的生物力学效果,甚至可以构建加载内固定构件的模型,为治疗颅颈交界区不稳提供生物力学依据。

既往一些有限元研究仅采用短节段上颈椎模型(如枕骨~C2)来研究颅颈畸形带来的生物力学改变^[20],然而颈椎是一个整体,人体头部的力量不仅作用于上颈椎,下颈椎同样受力,短节段模型则不能完全符合人体实际情况,且存在局部应力放大作用。本模型为含枕骨的全颈椎模型,可以更好地评估颅颈交界区在整个颈椎中的生物力学特点,因此,应用本模型研究畸形、外伤以及不同手术方式对颅颈交界区的生物力学影响,结果会更加可靠。

3.3 本模型特点及展望 本研究所构建的全颈椎模型包含了有限元模型应有的所有条件:①解剖学的完整性,包含椎体、椎间盘、所有韧带、小关节等;②各解剖结构均具有正确的材料属性;③在正确的约边界和载荷条件下,生物力学数据符合既往文献结果。因此,本模型可以有效的用于颈椎及颅颈交界区的生物力学研究。

本模型中颈椎的骨性结构采用一阶单元来划分网格,其中骨松质结构采用四面体单元(C3D4),骨皮质结构采用三棱柱单元(C3D6)。颈椎椎体由多个不规则的曲面组成,采用六面体单元(C3D8)对颈椎骨质划分网格拟合性会较差。六面体单元的优势在于对形变的收敛性较好,且可精确的反映形变相关的应力梯度改变,因此对力学分析中形变较小的

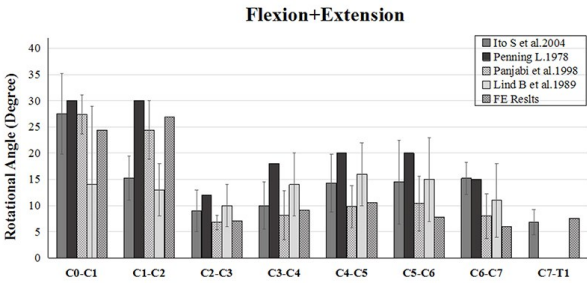


图 3 带枕骨的全颈椎有限元模型各节段前屈及后伸方向活动度同既往生物力学研究结果的对比

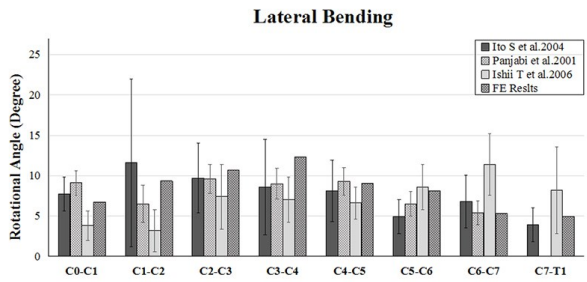


图 4 带枕骨的全颈椎有限元模型各节段侧弯方向活动度同既往生物力学研究结果的对比

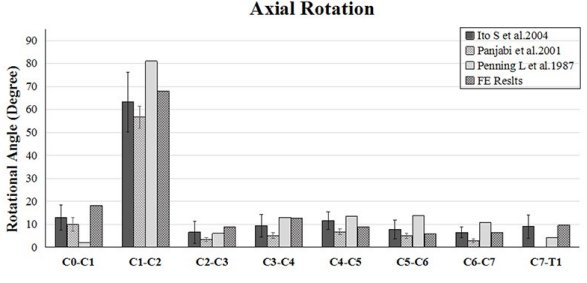


图 5 带枕骨的全颈椎有限元模型各节段轴位旋转方向活动度同既往生物力学研究结果的对比

骨质,我们用一阶单元进行构建;而对形变较大的椎间盘单元则采用六面体单元,这样计算机占用资源少,节约计算时间,同时生物拟合度也较高。

肌肉组织对脊柱的稳定性以及生物力学影响不容忽视^[21],但目前没有公认的肌肉有限元参数,且附着在颈椎上尤其是颅颈交界区的肌肉很多,肌肉不同部位的力学性质也不同,且肌纤维走行也很复杂,因此本模型中并未构建肌肉模块。但随着有限元技术的发展,含有精细的肌肉组织的有限元模型有待构建。

【参考文献】

- [1] Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine Part 2: cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001, 16(1): 1-27.
- [2] Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2004, 29(4): 376-385.
- [3] Zhang H, Bai J. Development and validation of a finite element model of the occipito-atlantoaxial complex under physiologic loads [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2007, 32(9): 968-974.
- [4] Zhang QH, Teo EC, Ng HW, *et al.* Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine [J]. J Biomech, 2006, 39(1): 189-193.
- [5] Panzer MB, Fice JB, Cronin DS. Cervical spine response in frontal crash [J]. Med Eng Phys, 2011, 33(9): 1147-1159.
- [6] Lee SH, Im YJ, Kim KT, *et al.* Comparison of cervical spine biomechanics after fixed- and mobile-core artificial disc replacement: a finite element analysis [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2011, 36(9): 700-708.
- [7] Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(6): 623-629.
- [8] Hussain M, Natarajan RN, An HS, *et al.* Motion changes in adjacent segments due to moderate and severe degeneration in C5-C6 disc: a poroelastic C3-T1 finite element model study [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2010, 35(9): 939-947.
- [9] Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the cervical spine--I: Normal kinematics [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000, 15(9): 633-648.
- [10] Panjabi MM, Oxland TR, Parks EH. Quantitative anatomy of cervical spine ligaments--Part I: Upper cervical spine [J]. J Spinal Disord, 1991, 4(3): 270-276.
- [11] Penning L, Wilmink JT. Rotation of the cervical spine: A CT study in normal subjects [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1987, 12(8): 732-738.
- [12] Ishii T, Mukai Y, Hosono N, *et al.* Kinematics of the cervical spine in lateral bending: in vivo three-dimensional analysis [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2006, 31(2): 155-160.
- [13] Lind B, Sihlbom H, Nordwall A, *et al.* Normal range of motion of the cervical spine [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1989, 70(9): 692-695.
- [14] Penning L. Normal movements of the cervical spine [J]. AJR Am J Roentgenol, 1978, 130(2): 317-326.
- [15] Ito S, Ivancic PC, Panjabi MM, *et al.* Soft tissue injury threshold during simulated whiplash: a biomechanical investigation [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2004, 29(9): 979-987.
- [16] Panjabi MM, Nibu K, Cholewicki J. Whiplash injuries and the potential for mechanical instability [J]. Eur Spine J, 1998, 7(6): 484-492.
- [17] Kallemeyn N, Gandhi A, Kode S, *et al.* Validation of a C2-C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data [J]. Med Eng Phys, 2010, 32(5): 482-489.
- [18] Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, *et al.* Finite element applications in human cervical spine modeling [J]. Spine, 1996, 21(15): 1824-1834.
- [19] Steinmetz MP, Mroz TE, Benzel EC. Craniovertebral junction: biomechanical considerations [J]. Neurosurgery, 2010, 66(3 Suppl): 7-12.
- [20] Wang HW, Ma LP, Yin YH, *et al.* Biomechanical rationale for the development of atlantoaxial instability and basilar invagination in patients with occipitalization of the atlas: a finite element analysis [J]. World Neurosurg, 2019, 127: e474-e479.
- [21] Cheng CH, Chien A, Hsu WL, *et al.* Investigation of the differential contributions of superficial and deep muscles on cervical spinal loads with changing head postures [J]. PLoS One, 2016, 11(3): e0150608.

(2019-10-22 收稿, 2019-10-28 修回)