

基础研究

带有颅底的全颈椎三维有限元模型的建立及分析

郭群峰¹, 陈方经¹, 倪斌¹, 陈博², 卢旭华¹, 谢宁¹, 陈金水¹, 郭翔¹

(1 第二军医大学附属长征医院骨科 200003 上海市; 2 上海交通大学附属瑞金医院伤骨科研究所 200025)

【摘要】目的:建立带有颅底的全颈椎三维有限元模型并验证模型有效性,为分析颈椎疾患的生物力学机制提供帮助。**方法:**选取一 31 岁健康男性志愿者进行颈椎(包括颅底)薄层 CT 扫描,并将 CT 原始数据以 Dicom 格式存贮。运用建模软件 Simpleware 3.0 把 CT 数据转化为 STL 格式数据,通过 Geomagic 8.0 对数据中的图像进行修补、去噪、铺面并转化为 NURB 曲面模型,得到带有颅底的全颈椎(C0-C7)三维有限元实体模型。应用软件 Hypermesh 9.0 进行前处理,包括接触定义、网格划分、材料属性设定及载荷与边界条件设定。应用 Abaqus 6-9-1 大型有限元计算软件进行计算,将屈曲、伸展、左右侧弯和左右旋转工况下的活动范围(ROM)与 Panjabi 的实验数据进行比较,对模型进行验证。**结果:**建立的正常全颈椎三维有限元模型共包含 664026 单元,228557 节点,具有逼真的几何外观。通过与 Panjabi 的实验数据进行对比验证,发现该模型在屈伸、侧弯及旋转工况下的 ROM 与 Panjabi 的数据基本一致,只有在 C2-C3 旋转活动度方面存在差异(6.03° vs $3^\circ \pm 2.5^\circ$, $P < 0.05$)。**结论:**所建立的带有颅底的正常全颈椎三维有限元模型满足有限元分析的几何相似性和力学相似性,可用于颈椎的生物力学分析。

【关键词】颈椎;有限元;生物力学

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2014.06.11

中图分类号: R681.5, TP391.41 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2014)-06-0550-05

The establishment and analysis of a finite element model of the whole cervical spine plus the skull base/GUO Qunfeng, CHEN Fangjing, NI Bin, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2014, 24(6): 550-554

【Abstract】 Objectives: To establish a three-dimensional finite element model of the cervical spine plus skull base, and to evaluate its mechanism of the cervical spine disease. **Methods:** A 31-year-old healthy male volunteer underwent cervical thin-section CT scans. And the raw data of the CT scans were stored in Dicom format. Then the CT data were transferred into STL format by using modeling software Simpleware 3.0. And NURB surface model was obtained after data repair, noise removal and pavement under the help of Geomagic 8.0. Finally a full cervical spine(C0-C7) finite element model was established. Pre-processings, including interaction definition, meshing and the set-up of material properties, load and boundary, were done by using Hypermesh 9.0. Calculations were performed by using Abaqus 6-9-1, large finite element calculation software. The ROMs in flexion, extension, lateral bending and rotation were compared with the data reported by Panjabi in order to validate the model. **Results:** The final intact cervical spinal model consisted of 664026 elements and 228557 nodes. The model had the same similarity and profile as the clinical case, and the ROMs in flexion, extension, lateral bending and rotation were consisted by the data reported by Panjabi, there was difference only in C2-C3 rotary motion(6.03° vs $3^\circ \pm 2.5^\circ$, $P < 0.05$). **Conclusions:** The normal three-dimensional finite element model of the cervical spine plus the skull base meet the standards required in finite element analysis including geometric and mechanical similarities. Thereafter, the model can be used for biomechanical analysis of the cervical spine.

【Key words】 Cervical spine; Finite element; Biomechanics

【Author's address】 Department of Orthopedics, Changzheng Hospital, Affiliated to the Second Military Medical University, Shanghai, 200003, China

基金项目: 本研究由国家自然科学基金资助(项目批准号: 81171755)

第一作者简介: 男(1983-), 医学博士, 主治医师, 研究方向: 脊柱外科

电话: (021)81886805 E-mail: guoqunfeng83@163.com

通讯作者: 倪斌 E-mail: nibin99@sohu.com

颈椎为脊柱创伤及慢性疾病的多发部位,该部位的疾患常导致脊髓损伤,出现神经功能障碍,甚至危及生命。为了了解其损伤机制,指导疾病的预防、诊断和治疗,多种生物力学模型应运而生。其中,三维有限元模型分析可以克服离体实验和在体实验无法获得脊柱内部结构应力的缺点,已经被广泛应用于脊柱生物力学方面的研究。然而,目前颈椎的三维有限元分析多为短节段模型分析,无法准确反应整个颈椎的真实生物力学。因此,我们拟应用健康志愿者的 CT 平扫数据,并参考相关资料设定颈椎各结构弹性模量、泊松比等参数,建立带有颅底的全颈椎三维有限元模型,并对其进行调整,验证模型有效性,使建立的模型最大程度地接近临床真实,为颈椎疾患的生物力学研究提供帮助。

1 材料与方法

1.1 实验取材

健康男性志愿者,31 岁,身高 170cm,体重 64kg,既往无颈椎病史,无颈椎外伤及手术史,没有颈痛及上肢神经症状,影像学检查排除枕颈部畸形及颈椎不稳。

1.2 数据获取及实体模型建立

采用 64 排螺旋 CT 机进行颈椎薄层扫描。扫描条件:140kV,200mA,层厚 0.625mm;扫描范围:从枕骨底到第七颈椎(C0-C7);志愿者取仰卧位,保持颈椎中立位。提取 CT 扫描原始数据,以国际标准 Dicom 格式存贮,刻录成光盘。将 CT 原始数据导入 HP Z800 高级计算工作站,运用建模软件 Simpleware 3.0 把 CT 数据转化为 STL 格式数据,通过 Geomagic 8.0 对数据中的图像进行修补、去噪、铺面并转化为 NURB 曲面模型,得到全颈椎(C0-C7,包括颅底)三维有限元实体模型。

1.3 模型建立

应用软件 Hypermesh 9.0 进行前处理。

1.3.1 韧带及关节定义 采用 2 节点非线性弹簧单元建立 13 种关键韧带,包括寰枕前膜(anterior atlanto-occipital membrane,AAOM)、寰枕后膜(posterior atlanto-occipital membrane,PAOM)、齿状突尖韧带(apical ligament,APL)、翼状韧带(alar ligaments,AL)、覆膜(tectorial membrane,TM)、横韧带(transversal ligament,TL)、前纵韧带(anterior longitudinal ligament,ALL)、后纵韧带

(posterior longitudinal ligament,PLL)、黄韧带(ligamentum flavum,LF)、关节囊韧带(joint capsules,JC)、十字韧带垂直部分(cruciated ligaments,the vertical portion,CLV)、棘间韧带(interspinous ligament, ISL)、棘上韧带(supraspinous ligament, SSL);采用非线性面面通用接触关系模拟关节间的相互作用。

1.3.2 网格划分 皮质骨采用平均厚度为 1mm 的三维 6 节点实体单元(C3D6),松质骨采用三维 4 节点实体单元(C3D4);TL 横韧带采用三维减缩积分壳单元(S4R);其余韧带采用只有轴向平移自由度的、双节点 SPRINGA 弹簧单元进行划分。椎间盘(含髓核和纤维环)以及终板,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)。网格质量 Jacobian 比控制在 0.6 以上。

1.3.3 材料属性 ①皮质骨松质骨:采用正交各向异性材料属性(表 1)。②椎间盘:其材料属性参考 2009 年 El-Rich 等发表的文章^[1](表 2)。③上颈椎韧带属性:横韧带采用正交各向异性材料属性^[2](表 1),其余相关韧带基于弹塑性材料属性进行定义。对于线性段采用抛物线进行拟合,直线段采用线性拟合^[3](表 3)。④下颈椎韧带属性:下颈椎韧带参数直接引用相关文献^[4]。

1.3.4 载荷与边界条件 约束 C7 下终板全部 6 个自由度作为边界条件。在颅底选择一参考点(参考点位于颈椎旋转中心上),建立此参考点与 C0 上表面所有单元节点的 Distribution Coupling(该约束方式可以将参考点上的受力情况换算成均布载荷施加于 C0 所有从节点上)。对参考点分别施加六个自由度方向、大小为 1.5Nm 的纯扭矩,扭矩追寻右手法则,以此来模拟屈伸、左右侧弯、左右旋转六个活动。前屈后伸的方向参考 X、Y、Z 全局坐标(X-Y 平面为水平面、X-Z 为冠状面、Y-Z

表 1 皮质骨、松质骨及横韧带材料属性

Table 1 The material properties of cortical bone, trabecular bone and transverse ligament

组织 Tissue	弹性模量 Stiffness(MPa)	泊松比 Poisson's ratio
皮质骨 Cortical bone	15000	0.2
松质骨 Trabecular bone	500	0.2
横韧带 Transverse ligament	E1=86 E2=6	0.019

为矢状面),扭转时方向参考颈曲切线方向,侧弯时垂直于颈曲切线方向并与矢状面平行(图 1)。

1.4 正常全颈椎三维有限元模型的验证

按照载荷与边界条件设定方式,对颅底参考点依次施加六个自由度方向、大小为 1.5Nm 的纯扭矩,扭矩追寻右手法则,以此来模拟屈曲、伸展、左右侧弯和左右旋转六个活动。应用 Abaqus 6-

9-1 大型有限元计算软件进行计算,将屈曲、伸展、左右侧弯和左右旋转工况下的活动度(range of motion,ROM)与 Panjabi^[5,6]的实验数据进行比较,对模型进行验证。

2 结果

建立的正常全颈椎三维有限元模型共包含 664026 单元,228557 节点,外观逼真,具有非常好的几何相似性(图 2)。通过与 Panjabi^[5,6]的实验数据进行对比验证,发现该模型在屈曲、伸展、侧弯及旋转工况下的 ROM 与 Panjabi 的数据基本一致,只有在 C2-C3 旋转活动度方面,两项研究存在差异($P<0.05$,表 4)。

3 讨论

3.1 本模型建模特点

有限元研究方法于 20 世纪 40 年代创立,最早用于工程技术各领域,1972 年首次被 Brekelmans 等^[7]引入骨科生物力学领域。有限元在腰椎方面的研究比较成熟,在颈椎方面的研究起步较晚,但在这 30 多年内,颈椎三维有限元研究得到了飞快的发展,已经由从最初的简单的二维扩展到复杂的三维,由线性模型发展到非线性模型,由短节段逐步向长节段发展。Yoganandan 等^[8]通过分析总结先前建立的颈椎有限元模型,提出了模型建立的四项基本原则,即从解剖结构、材料特性、边界条件及模型验证这四个方面准确描述被模拟的实体。

本研究所选用对象为一健康中年男性志愿

表 2 椎间盘材料属性

Table 2 The material property of disc

	椎间盘构成 Disc components	
	髓核 Nucleus pulposus	纤维环 Annulus matrix
密度(density)(kg/mm ³)	1.00E-06	1.20E-06
泊松比(Poisson's ratio)	0.495	0.45
C10	0.12	0.18
C01	0.003	0.045

表 3 拟合后的各条韧带数据

Table 3 The data of the ligaments after fitting

韧带 (Ligaments)	Df (mm)	Ff (N)	Dn (mm)	Fn (N)	抛物线系数 (Parabola coefficient)
AAOM	18.9	232	3.78	23.2	1.623695
PAOM	18.1	83	6.033333	8.3	0.228015
JC(C0-C1)	9.9	320	3.3	32	2.938476
JC(C1-C2)	9.3	314	4.65	31.4	1.452191
ALL	10	300	2	30	7.5
LF(C1-C2)	9.6	111	3.2	11.1	1.083984
AP	8	214	1.6	21.4	8.359375
AL	14.1	357	2.82	35.7	4.489211
CLV	12.5	436	2.5	43.6	6.976
TM	11.9	76	3.966667	7.6	0.483017

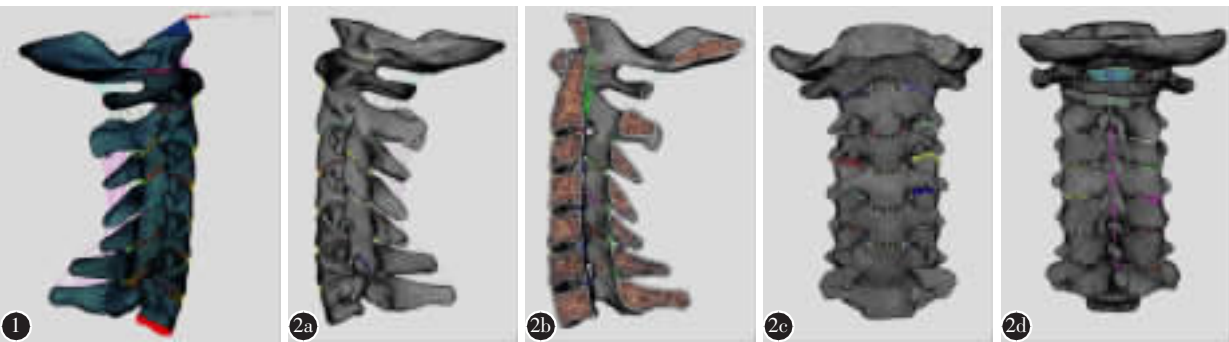


图 1 载荷与边界条件示意图:C7 下终板固定,在颅底参考点施加 1.5Nm 纯扭矩 图 2 全颈椎有限元模型的外观 a 侧面观 b 矢状面 c 前面观 d 后面观

Figure 1 The schematic diagram of load and boundary:C7 inferior endplate was fixed, and pure torque of 1.5Nm was applied on the reference point at skull base Figure 2 The three-dimensional finite element model of the cervical spine a Lateral view b Sagittal plain c Norma anterior d Norma posterior

表 4 各节段不同状况下的活动度

Table 4 ROM of every segments under different conditions

	屈曲(Flexion)(°)		伸展(Extension)(°)		侧弯(Lateral bending)(°)		旋转(Rotation)(°)	
	本模型 Current model	Panjabi's	本模型 Current model	Panjabi's	本模型 Current model	Panjabi's	本模型 Current model	Panjabi's
C0-C1	7.03	7.2±2.5	22.29	20.2±4.6	4	5.5±2.5	7.44	7.3±2.2
C1-C2	12.56	12.3±2.0	10.15	12.1±6.5	3.6	6.7±4.4	33.9	38.9±5.4
C2-C3	4.86	3.7±1.2	4.8	3.2±0.9	3.7	4±2.9	6.03	3±2.5
C3-C4	5.18	4±2.4	5.47	4.2±2.7	3.5	4.9±3.4	5.84	6.5±1.8
C4-C5	4.32	4.8±3.1	3.91	4.9±1.8	3.3	4.6±2.9	5.26	6.8±2.8
C5-C6	3.42	5.5±2.9	5.64	4.8±3.1	3	4.5±2.7	4.71	6.9±2.5
C6-C7	3.71	4.2±2.6	4.16	3.8±2.3	3	4.2±3.4	4.62	5.4±2

者,既往无颈椎病史,无颈椎外伤及手术史,没有颈痛及上肢神经症状,影像学检查排除了枕颈部畸形及颈椎不稳,这样可以保证所建立的模型最大可能接近正常人体颈椎。

在颈椎骨性结构重建方面,较常用的有几何建模、三维坐标仪建模和图像建模。几何建模比较适合于形状比较规整的实体,对于结构比较复杂的脊柱结构其应用受到限制;三维坐标仪建模容易丢失实体结构的细微结构和纹理;图像建模可以克服以上两种方法的缺点,应用 CT、MRI 和其他影像学手段获取实体的断层图像序列,通过标定目标实体的边缘空间坐标来提取三维轮廓,精细度高,特别适用于结构复杂实体的轮廓提取。本研究通过对正常志愿者颈椎进行薄层 CT 扫描获取原始数据,运用医学有限元建模软件把 CT 数据转化为 STL 格式数据,对数据中的图像进行修补、去噪、铺面并转化为 NURB 曲面模型,得到全颈椎(C0-C7,包括颅底部分)三维有限元实体模型;在软组织重建方面,我们采用 2 节点非线性弹簧单元建立 13 种关键韧带,并根据正常解剖关系对韧带进行起止点设定和连接,这样可以使建立的全颈椎模型在解剖轮廓方面最大可能地接近临床真实。

另外,在网格划分方面,我们对皮质骨采用三维 6 节点实体单元(C3D6),松质骨采用三维 4 节点实体单元(C3D4),横韧带采用三维减缩积分壳单元(S4R);其余韧带采用只有轴向平移自由度的、双节点 SPRINGA 弹簧单元进行划分。椎间盘(含髓核和纤维环)以及终板,采用增强沙漏控制的三维六面体减缩积分(C3D8R),网格质量 Jacobian 比控制在 0.6 以上。我们之所以采用一阶

的四边形壳网格与六面体体网格,是因为在相同阶数下,它们相对于三角形壳网格与四面体体网格有更高的精度与更小的计算代价;采用减缩积分单元是因为该单元类型在大变形工况下能有效减少单元“沙漏”现象的产生,防止由于单元的剪切自锁而导致的计算结果不收敛。

在材料特性和边界条件设定方面我们参考先前的文献报道^[1,2,5],这样使建立的模型与先前实验结果具有可比性,有利于模型的有效性验证。

3.2 模型的有效性验证

目前,离体生物力学研究为生物力学研究的金标准,通过与离体实验结果相比较进行模型有效性验证是最理想的选择。通过与 Panjabi 等^[5,6]报道的数据进行比较,我们发现本研究建立的全颈椎模型能够有效地反映人体颈椎的各项运动,并且各个节段在矢状面和水平面上的活动度与先前的实验数据基本一致,只有在 C2-C3 的旋转活动度方面,本实验结果(6.03°)与 Panjabi 等所报道数据(3°±2.5°)存在差异。实际上,将计算机模型的数据与离体或在体研究的数据达到完全一致是非常困难的,因为不同脊柱结构所选用的材料属性来源于有限的文献报道而且是经过简化的。不同实验所选用的标本不同,导致了解剖几何形状和生物材料特性的不同。因此,实验结果相反或者有争议是意料之中的^[9]。Zhang 等^[9]通过对先前的三项离体实验结果^[5,10,11]进行分析发现,三项研究最大的伸展均发生在 C0-C1,最大的旋转均发生于 C1-C2,但是在屈曲和侧弯方面,三项研究存在差异,而且在所得数值方面,三项研究存在较大的差异。另外,他们还发现 Goel 和 Clausen^[12]的离体生物力学研究与 Panjabi 等^[11]的研究在 C5-

C6 侧弯活动度方面也存在较大的差异。因此,本模型 C2-C3 节段的旋转度与 Panjabi 等^[6]所报道数据之间存在的细微差别是可以忽略的,本模型完全可以用来进行生物力学方面的研究。

3.3 本模型建立的意义

本模型为带有颅底的全颈椎三维有限元模型,包括了下颈椎运动单元及枕-寰-枢运动单元。枕-寰-枢关节是头颅与颈椎的移行部位,有着复杂且独特的解剖及生物力学特点。寰枕关节主要作用为屈伸活动,大约有 $23^{\circ}\sim 24.5^{\circ}$ 的屈伸度,而寰枢关节占整个颈椎旋转度的近 60%,单侧旋转度为 $23.3^{\circ}\sim 38.9^{\circ}$ ^[13]。因此将枕-寰-枢关节考虑在内能够反映人体真实情况,可以很好地评估整个颈椎的运动学和动力学,从整体上反映颈椎的生物力学特点。应用本模型研究颈椎损伤机制及评估手术方式对颈椎的生物力学影响,可以使所得结果更加准确,避免应用有限节段模型研究所带来的局部应力放大作用。

3.4 本模型不足及展望

全颈椎三维有限元模型由于结构复杂,节段较长,运算量非常大,耗时较长,因此本研究针对模型进行了相应简化。由于目前针对钩椎关节的有限元研究较少,对该关节结构的材料属性设定存在争议,而且在先前的研究^[14-16]中所建模型也都忽略了钩椎关节的影响,但其所得数据与离体生物力学研究结果有着较好的一致性,所建模型完全可以用于相关生物力学研究,不会对所得结果有较大影响,因此本实验为了降低运算量、节省运算时间,也未对钩椎关节进行相关设定。此外,由于肌肉组织参数的设定非常的复杂,肌肉组织的作用不易控制^[17],本研究也忽略了肌肉对颈椎的影响,未对肌肉组织进行三维有限元重建。因此,为了更好地模拟颈椎真实的运动,包括钩椎关节、肌肉组织的更加精细的有限元模型需要进一步研究。

4 参考文献

1. 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.
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, 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, 2007, 32(9): 968-974.
4. Ng HW, Teo EC. Influence of preload magnitudes and orientation angles on the cervical biomechanics: a finite element study[J]. J Spinal Disord Tech, 2005, 18(1): 72-79.
5. Panjabi MM, Nibu K, Cholewicki J. Whiplash injuries and the potential for mechanical instability[J]. Eur Spine J, 1998, 7(6): 484-492.
6. Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research [J]. Spine, 1998, 23(24): 2684-2700.
7. Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts[J]. Acta Orthop Scand, 1972, 43(5): 301-317.
8. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, et al. Finite element applications in human cervical spine modeling[J]. Spine, 1996, 21(15): 1824-1834.
9. 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.
10. Goel VK, Clark CR, Gallaes K, et al. Moment-rotation relationships of the ligamentous occipito-atlanto-axial complex[J]. J Biomech, 1988, 21(8): 673-680.
11. Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, et al. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves[J]. Spine, 2001, 26(24): 2692-2700.
12. Goel VK, Clausen JD. Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach[J]. Spine, 1998, 23(6): 684-691.
13. Steinmetz MP, Mroz TE, Benzel EC. Craniovertebral junction: biomechanical considerations[J]. Neurosurgery, 2010, 66(3 Suppl): 7-12.
14. 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.
15. Hussain M, Natarajan RN, Fayyazi AH, et al. Screw angulation affects bone-screw stresses and bone graft load sharing in anterior cervical corpectomy fusion with a rigid screw-plate construct: a finite element model study[J]. Spine J, 2009, 9(12): 1016-1023.
16. del Palomar AP, Calvo B, Doblare M. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading[J]. J Biomech, 2008, 41(3): 523-531.
17. Stemper BD, Yoganandan N, Pintar FA. Effects of abnormal posture on capsular ligament elongations in a computational model subjected to whiplash loading[J]. J Biomech, 2005, 38(6): 1313-1323.

(收稿日期:2014-01-08 修回日期:2014-03-23)

(英文编审 蒋欣/贾丹彤)

(本文编辑 彭向峰)