技术与方法 文章编号:0253-3626(2010)12-1847-04

寰枢椎三维有限元模型的建立

郭 亮,权正学,蒋电明,唐 可,欧云生,赵增辉
(重庆医科大学附属第一医院骨科,重庆 400016)

【摘 要】目的:建立寰枢椎三维有限元模型,为重建寰枢椎的稳定性提供生物力学依据。方法:对颈枕部 C_{0-3} 标本行 CT 扫描,获取数据集,通过 Mimics10.0 软件选取灰度值大于 -250 Hu 得到 C_{0-3} 骨和韧带的三维模型,并用 Mimics10.0 软件对模型进行修饰,以 OUT 格式导入有限元软件 Patran2005 中生成四面体网格模型,再输入 Mimics 软件对模型赋值,完成寰枢椎三维有限元模型,包括密质骨、松质骨及韧带,模型能够高度模拟颈椎结构与材料特性,结构完整,模型节点数 9 178,单元数 40 356。在模型 C_3 的下缘进行边界约束(六自由度为零),在 C_0 处进行前屈/后伸、左/右侧弯、左/右旋转方向 1.5 Nm 的加载,分析寰枢椎之间的三维运动及各部位的应力。并在实验室以相同加载方法下测量其三维运动范围。分别进行统计学分析。结果:寰枢外侧关节面及枢椎体前部是应力集中部位,寰枢椎间的三维运动(前屈/后伸 5.48°/9.85°、左/右侧弯 4.69°/4.93°、左/右轴向旋转 31.28°/30.56°)与实验室测量(前屈/后伸 8.10°/8.49°、左/右侧弯 4.79°/4.93°、左/右轴向旋转 28.2°/29.3°)相当。结论:利用 Mimics 和 Patran2005 建立寰枢椎有限元模型,具有较高的真实性和精确度,能够模仿寰枢椎生物力学分析。

【关键词】寰枢椎;生物力学;有限元分析;重建
【中国图书分类法分类号】R687.43 【文献标识码】A 【收稿日期】2010-05-19

Establishment and validation of the three dimensional finite element model of atlantoaxial vertebra

GUO Liang, et al
(*Department of Orthopdics, the First Affiliated Hospital, Chongqing Medical University*)

【Abstract】*Objective*: To establish the three dimensional (3D) finite element model (FEM) of atlantoaxial vertebra (AAV) in order to provide the biomechanical base for the stability of atlantoaxial reconstruction. *Methods*: After the occipitocervical specimen (C_{0-3}) was scanned on a spiral computed tomography, the scanning data were collected, and then inputted into software Mimics 10.0 to extract the 3D model of C_{0-3} bone and ligament by gray scale more than -250 Hu, and then was remodeled. Subsequently, it was imported with the finite element analysis (FEA) software Patran2005 by the OUT format to produce tetrahedron grid (TG) model. Then the TG model was inputted into software Mimics10.0 again and the material parameter was distributed. So 3D FEM of AAV was completed, which included cortical bone, cancellous bone and ligament. It highly simulated the integrated structure and material property of AAV. The node and element number of this model was 9 178 and 40 356 respectively. The C_3's inferior boarder of the model was restrained (six-freedom-degree was zero). The 3D range of motion (3DM) C_1 relative to C_2 was measured, and the stress of various sections of AAV was analysed by loading 1.5 Nm at C_0 under the conditions of flexion/extension, left/right lateral bending, and left/right axial rotation by Patran2005. 3DM C_1 relative to C_2 was measured under similar loading method in laboratory. Then data in the two groups were collected and statistically analysed. *Results*: The lateral facets of atlantoaxial joint and the anterior part of C_2 body were the stress concentration regions and also high bone mineral density regions. 3DM C_1 relative to C_2 on FEA (flexion/extension, 5.48°/9.85°, left/right lateral bending, 4.69°/4.93°, and left/right axial rotation, 31.28°/30.56°) was similar to the experiment (flexion/extension, 8.10°/8.49°, left/right lateral bending, 4.79°/4.93°, left/right axial rotation, 28.2°/29.3°). *Conclusion*: The 3D FEM of AAV, constructed by combined usage of Mimics and Patran2005, is valid and accurate, and can mimic the biomechanical studies of AAV.

【Key words】Atlantoaxial vertebra; Biomechaniecs; Finite element analysis; Reconstruction

作者介绍:郭 亮(1975-),男,主治医师,硕士,
研究方向:脊柱脊髓损伤、运动创伤。
通讯作者:权正学,男,教授,E-mail:quanzhx@sina.com。
基金项目:重庆市卫生局项目(编号:05-2-166)。

寰枢椎不稳和脱位在临床上较为常见，往往需手术治疗来重建寰枢椎的稳定。因此进行生物力学研究显得非常必要[1]。在众多的研究方法中，通过有限元模型来研究脊柱疾患的发病机制是一种十分重要的手段[2]。20 世纪 80 年代，Yang[3]和 Jost[4]建立一个上颈椎的三维有限元模型，但模型只能简单地以球型或拴状关节来模拟枕寰枢关节，无法反映颈椎的单一结构（如横韧带，翼状韧带，小关节面等）的生物力学性状变化。Karin[5]通过 CT 摄片测量 C_{1-3} 的解剖数据，其韧带用非线性弹性单元来模拟，在模型上加载 3 个方向的不同载荷，实验证明这个上颈椎三维有限元模型能克服以前此类模型构建上的不足，既能够较好的模拟枕颈部全部节段的运动，又能够模拟韧带等软组织结构。但此前的有限元模型都将骨与软组织定义为均质材料，不能反应出寰枢椎的结构特点。本实验利用 Mimics 软件的图形处理和 Patran 的有限元分析能力，采用材料的不同灰度赋值，建立寰枢有限元模型，为临床提供生物力学的理论依据。

1 材料和方法

1.1 样本的获得

意外死亡男性（32 岁，身高 170 cm，体质量 65 kg，无既往颈椎病史）切取枕颈部标本，经大体观察、X 线摄片及 CT 检查证实无退变及骨性异常。截取 C_{0-3}，剔除附着的肌肉，完整保留韧带、关节囊及椎动脉，制成颈椎完整状态的标本。并对其进行 CT（GE 公司 64 排 CT）断层成像；在 CT 成像过程中，并将颈椎位于扫描视野中心，保持纵轴方向不动，从前方向后方扫描，扫描范围从 C_{0-3}，所得到的 180 张 CT 图片，层距为 0.625 mm，各断层图像以 512 × 512 的矩阵，并以 DICOM 格式保存图像数据（标本由重庆医科大学解剖教研室提供，CT 扫描在重庆医科大学附一院 CT 室完成）。

另选取 16 具成人枕颈部防腐标本，经大体观察、X 线摄片及 CT 检查证实无退变及骨性异常。截取枕骨髁基底（C_0）-C_3，剔除附着的肌肉，完整保留韧带、关节囊及椎动脉，制成颈椎完整状态的试验模型，并用聚甲基丙烯酸甲酯将 C_0 和 C_3 椎体分别包埋后备，以备实验室力学测量（标本由重庆医科大学解剖教研室提供）。

1.2 设备条件

计算机硬件：双 Xeon TM2.8G，CPU 内存 1G，显卡NV1D1A Fx1000，显存 512 MB；计算机操作系统：Windows XP2。软件：大型有限元分析软件 Patran2005（MSC.Software Corporation，美国）；图像处理软件 Mimics10.0 软件（Materiaise's interactive medical image control system，比利时）。

1.3 三维有限元型的建立模

将 DICOM 格式保存图像数据导入 Mimics10.0 软件，选择灰度值大于 -250 Hu，获取 C_{0-3} 骨组织及韧带结构，同时去出椎管内脊髓，建立完整状态的骨韧带三维模型（图 1），并用 Mimics10.0 软件对模型进行修饰，对三维模型进行面网格化，以 OUT 格式导入有限元软件 Patran2005 中，将面网格生成四面体网格模型（图 2），以 OUT 格式导出，输入 Mimics 软件，对模型进行赋值，再次输入 Patran2005 中，完成有限元模型，并对有限元模型进行验证。

1.4 网格划分及各部分材料的参数

利用 Patran2005 自适网格划分功能，将面网格生成四面体网格，建成有限元模型。影像学上将 CT 值划分为 256 个灰度等级，这样每个灰度级对应一个不同的密度值。根据 CT 的灰度值，在 Mimics 中通过计算可知灰度值在 -250~145 被定义为软组织（韧带）（图 3、4），在 146~660 之间的为脊椎松质骨（图 5、6），灰度值大于 661 的为密质骨（图 7~9）。枕颈部松质骨的密度范围：0.485~0.851 g/cm³，弹性模量范围：688~1 865 MPa；密质骨的密度范围：1.38~2.36 g/cm³，弹性模量范围：1 866~9 773 MPa；软组织密度范围：0.294~0.915 g/cm³，弹性模量范围：10.7~20 MPa[5-7]。把模型分配成 10 种材料，根据



图 1 完整状态的三维模型

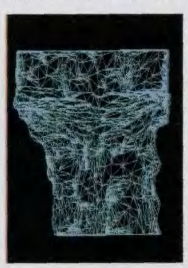


图 2 四面体模型



图 3 第 3 类材料对应的网格图(韧带)



图 4 第 4 类材料对应的网格图(韧带)



图 5 第 5 类材料对应的网格图(低密度松质骨)



图 6 第 6 类材料对应的网格图(高密度松质骨)



图 7 第 7 类材料对应的网格图(低密度皮质骨)



图 8 第 8 类材料对应的网格图(中密度皮质骨)



图 9 第 9 类材料对应的网格图(高密度皮质骨)

Karin[5]、Masataka[8]、Qing[9]的研究，对各种材料进行赋值(定义各种材料的杨氏弹性模量及泊松比，所有材料为各向异性)，各种材料的性质及网格数见表 1。

表 1 C_{0-3} 材料参数及有限元单元数

材料	密度(g/cm³)	弹性模量(MPa)	泊松比	单元数
第 1 类	0.294	10.7	0.443	306
第 2 类	0.339	20	0.432	2 483
第 3 类	0.585	20	0.419	6 714
第 4 类	0.915	20	0.370	9 288
第 5 类	1.025	688	0.350	7 485
第 6 类	1.185	1 791	0.320	7 305
第 7 类	1.219	3 287	0.300	3 887
第 8 类	1.588	5 134	0.286	1 890
第 9 类	1.956	7 303	0.249	815
第 10 类	2.360	9 773	0.213	183

1.5 约束边界及三维有限元模型的验证

在 C_3 底部选择多个节点进行固定(6 自由度为零)，根据文献 Karin 等[5]报道方法在 C_0 处施加 ± 1.50 Nm 的纯力偶矩作为加载的最大力矩，使枕颈部标本相应地产生前屈/后伸、左/右侧弯、左/右轴向旋转 6 种生理性运动方式。选取适合的节点，给予 1.50 Nm 的纯力偶矩加载，颈枕部产生 6 个方向的运动，计算寰枢椎间三维运动范围。

1.6 实验室力学测量[10]

在万能试验机上进行非破坏方式下的测试。将实验标本通过特制夹具固定 C_0 及 C_3 并安装在万能试验机上，椎体后壁前斜 20°。用 6 根细克氏针固定在 C_1、C_2 前方和侧后方骨性结构上，作为不共线的多面体标志物，供计算机图像分析，并保证各个标志物在运动时不互相接触，并能为摄像机摄取。根据 Oda[11]的方法在 C_0 处施加 ± 1.50 Nm 的纯力偶矩作为最大力矩，使枕颈部标本相应地产生前屈/后伸、左/右侧弯、左/右轴向旋转的生理性运动方式。加载方式采用 3 次最大力矩，零周期方式，以消除韧带、关节囊等软组织的粘弹性和颈椎蠕变运动对测量的影响，第 3 次允许标本有 30 s 的蠕变后由摄像机摄取在零载荷和最大载荷时的寰枢运动状态，图像存于计算机，通过计算机图像处理系统识别、定位和计算多面体标志的空间位置，重建寰枢椎的三维运动，计算运动范围。

2 结 果

运用 Mimics10.0 软件和 Patran2005 有限元软件建立了寰枢椎三维有限元模型，寰枢椎的高骨密度区在寰枢外侧关节面及枢椎前部(图 7~9)。前屈/后伸时应力集中在寰枢外侧关节面和枢椎体前部及寰枢中央关节(如图 10、11)，相对应变化角度分别为 5.48°/9.85°；左/右侧弯时应力布主要寰枢外侧关节、寰枢中央关节及枢椎椎板的上部(图 12、13)，相对应变化角度分别为 4.69°/4.93°；左/右轴向旋转时应力布主要集中在寰枢外侧关节、寰枢前弓，以寰枢外侧关节的外侧部分最大(如图 14、15)，相对应变化角度分别为 31.28°/30.56°。测量实验状态下 6 种生理状态下的三维运动范围见表 2，与有限元分析结果相当。

3 讨 论

生物力学模型是研究寰枢椎伤病的基础，通过对模型的观察测试，可了解颈寰枢椎疾病的发生机制并提出诊治策略。对寰枢骨密度分布上的了解，有利于选择螺钉的置入位置，更好地选择手术方式。由于寰枢椎在几何形状上的不规则性和组成物质的非均匀性，以及用人体做力学试验的不可能性，而有限元模型对复杂结构分析有独特优势，其在脊柱生物力学研究中的应用日益受到重视。有限元模型最大的优势在于可以反映机体内部的应力变化情况，这是其他实验方法难以做到的，对于一些脊柱的病理变化和内固定的力学分析具有较高的价值。

本研究中有限元模型的特点：(1) Mimics10.0 软件是基于临床医学影像学的逆向工程软件和计算机辅助设计软件，有良好的图像编辑功能[12,13]，它不但可以准确地表达任何复杂几何形状和边界条件的研究对象，还可以表达力学性质不同的材料，构建的模型可以反复使用而不改变力学性质。本模型成分复杂，包括 C_{0-3} 椎体以及后部结构，相比以前的模

表 2 完整状态在 ± 1.5 Nm 载荷下寰枢关节的三维运动范围($\bar{x} \pm s$)

状态	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	轴向左旋转	轴向右旋转
完整状态	8.100 ± 1.080	8.490 ± 0.820	4.790 ± 0.470	4.930 ± 0.340	28.20 ± 0.640	29.30 ± 0.840



图 10 前屈时应力分布侧面观



图 11 后伸时骨组织应力分布后面观



图 12 左侧弯时骨、韧带应力分布后面观



图 13 右侧弯时骨组织应力分布后面观



图 14 右旋时骨组织应力分布前面观



图 15 左侧旋转时骨、韧带应力分布侧面观

型更加接近真实。该模型在生成单元时全部采用自适应能力强的四面体单元,单元划分的密度沿曲线变化而变化。(2)有限元方法作为一种计算方法,其结果依赖于单元数目、类型以及分析中所做的假设。本研究的有限元模型高度模拟寰枢椎结构与材料特性,其结构完整,单元划分精细,共有节点数 9 133,单元数 40 365,远远超过了以前所建立的模型的单元和节点数[14]。同时根据 CT 的灰度值不同,计算出材料的各部分的密度、杨氏弹性模量及泊松比,使得模型与结构更加精确,更加接近解剖特点和临床要求。寰枢椎的高骨密度区在寰枢外侧关节面及枢椎体前部,呈"V"分布与 Heggeness 等[15]和 Kandziora 等[16]的研究相似(图 7~9)。(3)从结果看,本研究运用 Mimics 软件和 Patran2005 相结合的方法建立寰枢椎有三维有限元模型与本实验室生物力学测量结果相当,说明该模型可靠。Panjabi 等[17]研究表明:寰枢椎间前屈/后伸 4.6° ± 2.4°/8.7 ± 6.7°、左/右侧弯 2.4° ± 1.2°、左/右轴向旋转28.4° ± 4.8°;Goal[18]研究表明:寰枢椎间前屈/后伸 4.90 ± 2°/5.2° ± 2.9°、左 /右侧弯 4.20° ± 2.8°、左/右轴向旋转 23.30° ± 11.2°,说明本实验与之相似。可以调整模型的材料参数以模拟不同临床与实验状态。通过对模型单元和材料属性的调整可以建立寰枕关节及寰枢关节损伤模型。

总之,有限元分析在颈椎的生物力学研究方面有着无可比拟的优势,从理论上讲,可以模拟几乎所有的有关生物力学实验,而且此方法比实际研究更能反映出生物体内部的变化情况。因此,此方法建立的寰枢椎模型,对其各部位进行应力分布和三维运动等生物力学的研究,为进行上颈椎的生物力学研究和内固定器优化设计提供生物力学基础,为临床工作提供帮助。但是,它毕竟是一种理论性的模拟分析,必须与临床检测和观察结合,才能真实地反映寰枢椎疾病的发生、发展,并为疗效预测提供参考,从而起到与临床相辅相成的作用。

参 考 文 献

[1] Panjabi M M.Cervical spine models for biomechanical research[J]. Spine,1998,23(24):2684-2700.

[2] Hao Z,Jing B.Development and validation of a finite element model of the occipito-atlantoaxial complex under physiologic loads[J].Spine,2007, 32(9):968-974.

[3] Yang K H,Zhu F,Luan F,et al.Development of a finite element model of the human neck[R].Proceeding of the 42nd Stapp Car Crash Conference.SAE983157,1998.1-11.

[4] Jost R,Nuriek G N.Development of a finite element model of the human neck subjected to high g-level deceleration[J].Int J Crashworthiness, 2000,5(3):259-270.

[5] Karin B, MSc,Peter H. 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.

[6] Taddei F,Martelli S,Reggiani B,et al.Finite-element modeling of bones from CT data: sensitivity to geometry and material uncertainties[J]. IEEE Trans Biomed Eng,2006,53(11):2194-2000.

[7] Taylor W R,Roland E,Ploeg H,et al.Determination of bone elastic constants using FEA and modal analysis[J].J Biomech,2004,35(6): 767-773.

[8] Masataka A,Toshiywki O,Koihiro O,et al.Finite element analysis of softness pads on stress concentration due toan obique load on pressure sores[J].J Nippon med sch,2007,74(3):230-235.

[9] Qing H Z,Ee C T,Hong W N,et al.Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine[J].Journal of Biomechanics,2006,39(1):189-192.

[10] 郭 亮,权正学,欧云生.路经枢椎体至寰椎侧块螺钉联合 Gallie 法内固定的生物力学研究[J].重庆医科大学学报,2008,33(11): 1326-1329.

[11] Oda I,Abumi K,Sell L C,et al.Biomechanical evaluation of five different occipito-atlanto-axial fixation techniques[J].Spine,1999,24(22): 2377-2382.

[12] Escott E J,Rubinstein D,Free DICOM image viewing and processing software or your desktop computer:what's available and what it can do for you[J].Radiographics,2003,23(5):1341-1357.

[13] Jang S H,Kim W Y.Defining a new annotation object for DICOM image:a practical approach[J].Comput Med Imaging Graph,2004,28(7): 371-375.

[14] 陈 强,侯铁胜,杨国标,等.全颈椎三维有限元模型的建立[J]. 第二军医大学学报,2006,27(5):554-555.

[15] Heggeness M H,Doherty B J.The trabecular anatomy of the axis[J]. Spine,1993,18(14):1945-1949.

[16] Kandziora F,Schulze S N,Khodadadyan K C,et al.Screw placement in transoral atlantoaxial plate systems:An anatomical study[J].J Neurosurg,2001,95(1 S):80-87.

[17] Panjabi M M,Crisco J J,Vasavada,et al. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves[J].Spine,2001,26(24):2692-2700.

[18] GoalL V K,Clark C R,Gallaes K,et al.Moment rotation relationships of the ligmentous occipio-atlanto-axial complax[J]. Journal of Biomechanics,1998,21(8):673-680.

(责任编辑:关蕴良)