

基础研究

上颈椎有限元模型的建立及
寰椎生物力学有限元分析关 哲¹, 马 迅¹, 梁凯恒¹, 郭 媛², 赵轶波¹, 牛建鹏³, 张泓毅¹

(1 山西医科大学第二医院骨科 030001 太原市; 2 太原理工大学力学研究所 030024 太原市;

3 太原市中心医院骨科 030000 太原市)

【摘要】目的:建立上颈椎(C0-C3)的三维有限元模型(FEM),通过此模型对寰椎进行初步的生物力学分析。**方法:**通过 CT 扫描获取 1 例健康成年男性上颈椎的空间结构信息,利用 Mimics 软件及 Ansys 软件建立上颈椎有限元模型;分别在完整的上颈椎模型及单独应用模型中的寰椎分析头颅位于中立位、屈曲位以及后伸位等条件下寰椎所受应力的变化情况。**结果:**(1)所建上颈椎的有限元模型外形逼真,几何相似性好,共包含 110105 个节点,91469 个单元;(2)应用上颈椎模型(C0-C3)在枕骨上加载面压力,模拟头颅位于中立、前屈、后伸位时,寰椎前弓受力最大,其次是后弓及侧块;(3)单独应用寰椎模型,直接在寰椎上关节面加载力,模拟头颅在中立、前屈、后伸位时寰椎最大应力集中于前弓,次级应力集中区域为侧块及后弓与侧块的交界处;直接在后弓加载力模拟头部过度后伸时,最大应力集中于后弓与侧块交界处。**结论:**应用 CT 扫描获取上颈椎空间结构信息建立的上颈椎模型可用于生物力学实验,无论头颅位于屈曲位、中立位或者后伸位,当受纵向作用力时,寰椎前弓是应力最集中的部位;头部过度后伸时,后弓与侧块交界处是应力最集中的部位。

【关键词】有限元;上颈椎;寰椎;骨折;生物力学

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2009.07.13

中图分类号:R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2009)-07-0530-05

Establish a finite element model of upper cervical spine and to analysis the biomechanism of atlas/
GUAN Zhe, MA Xun, LIANG Kaiheng, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2009, 19 (7):
530~534

【Abstract】 Objective: To construct a three-dimensional upper cervical spine (C0-C3) finite element model and make the preliminary biomechanical analysis to atlas by using this model. **Method:** The cervical spine of a healthy adult man was scanned by Siemens Somatom Sensation 64 with 0.6mm thickness without any interval, the data was saved with DICOM format. The finite element model of upper cervical spine was established by means of Mimics and ANSYS software. Based on the model of atlas and holo-model of upper cervical spine (C0-C3), the stress of different position of atlas was analyzed while the skull was in neutral, flexion and posterior extension position. **Result:** (1) The finite element model of C0-C3 was geometrically resemble, composed of 110105 node points and 91469 elements. (2) In the holo-model of upper cervical spine, when load was applied on occipital bone, the Von Mises stress on the anterior arch was biggest and the smaller stress was on the posterior arch and lateral masses no matter what position the skull was. (3) In the model of atlas, when load forced on superior articular facet of atlas, the biggest Von Mises stress focused on the anterior arch and the smaller was on the posterior arch and lateral masses. When the load forced on posterior arch and skull in overextension, the biggest stress significantly focused on the juncture of lateral mass and the posterior arch of the atlas. **Conclusion:** The finite element model of C0-C3 can simulate the natural condition of cervical spine and facilitate the further biomechanical research. The axial loading will cause the stress force focused on the anterior arch what position including median, flexion or extension of the head is, but when head is in exceeding back extension, the largest stress force focused on lateral mass of the posterior arch of the atlas.

第一作者简介:男(1980-),医师,医学硕士,研究方向:脊柱脊髓损伤

电话:(0351)3365103 E-mail:guanzhedoctor@hotmail.com

通讯作者:马迅

[Key words] Finite element; Upper cervical spine; Atlas; Fracture; Biomechanics

[Author's address] Department of Orthopaedics, the Second Hospital of Shanxi Medical University, Taiyuan, 030002, China

随着交通运输业的迅猛发展,车祸所致的上颈椎损伤发生率有逐年上升的趋势。上颈椎损伤合并脊髓损伤已成为严重影响患者生活质量的骨科疾患。由于上颈椎位置较高,解剖结构特殊,损伤后对患者影响较大,尤其是寰椎骨折或寰枢椎不稳甚至会危及生命。因此对上颈椎的力学分析,尤其对寰枢椎的力学分析具有重要的临床意义。本研究根据成年健康男性志愿者的 CT 扫描图片建立 C0-C3 的三维有限元模型(包括骨性结构、韧带、小关节、椎间盘),并利用此模型对完整上颈椎模型和单独应用模型中的寰椎分析不同应力条件下寰椎的生物力学变化,探讨寰椎的生物力学特性。

1 材料和方法

1.1 有限元模型的建立

选取 1 例成年健康男性志愿者,身高 175cm,体重 75kg。X 线检查排除颈椎畸形,利用螺旋 CT (Siemens Somatom Sensation 64 排螺旋 CT,山西省人民医院提供)对其上颈椎进行层厚为 0.6mm 连续扫描得到断层数据图片,以 Dicom 格式文件输出并保存;将其导入到医学三维重建软件 Mimics 10.0 (Materialise 上海公司提供的 V10.0 试用版)中进行处理,得到上颈椎的三维模型;以 LIS 文件格式导入 Ansys 处理软件(太原理工大学理学院力学研究所提供)中,经过光滑处理,生成三维有限元模型并确定单元类型和赋予材料属性,得到上颈椎模型骨性结构实体。根据美国模拟人计划(The Visible Human Project)测量的皮质骨平均厚度 1.5mm,设定皮质骨厚度参数。皮质骨与松质骨都用四面体单元模拟,简化为连续、均匀和各向同性的线性弹性材料。依据文献资料及参考 CT 结果对上颈椎软组织进行建模,包括十字韧带、翼状韧带、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、项韧带、小关节和椎间盘。韧带采用线弹性缆索单元模拟,小关节与一般关节相似,结构较为复杂,其主要组成部分包括关节液、关节膜、关节软骨和关节囊韧带。将小关节进行简化,采用线弹性缆索单元模拟。椎间盘由纤维环和髓核组成,纤维环采

用四面体壳单元划分,髓核呈胶冻状,水分含量高达 70%~90%,在外界载荷作用条件下,主要承受的是压应力,因此,髓核采用线性粘弹性材料属性描述。模型中所有关节(寰枕关节、寰枢关节、寰椎前弓和齿状突关节、齿状突与横韧带关节以及 C2-3 小关节突关节)的关节面均定义为滑动接触关系,摩擦系数为 0.1^[14]。模型具体参数杨氏模量 (Young's modules) 和泊松比 (Poisson's ratio) 参考文献资料^[2-4],结果见表 1。

表 1 上颈椎各种有限元材料参数

解剖结构	弹性模量(MPa)	泊松比	横截面积(mm ²)
皮质骨	10000	0.3	
松质骨	450	0.3	
十字韧带	20	0.3	
翼状韧带	7.0	0.3	
前纵韧带	30.0	0.3	6.10
后纵韧带	20.0	0.3	5.40
棘间韧带	8.0	0.3	13.10
黄韧带	9.0	0.3	50.10
项韧带	20.0	0.3	46.60
小关节	9.5	0.3	
纤维环	3.0	0.45	0.76
髓核	1.0	0.3	

1.2 有限元模型的验证

在模拟生理载荷下测定模型各节段(C0~C1, C1~C2, C2~C3)的三维运动范围,所得结果与 Puttitz 等^[9]和 Panjabi 等^[10]的体外生物力学实验结果进行对比,验证所建颈椎有限元模型的有效性。模型中 C3 椎体下缘和下关节突在所有方向上完全固定。在模型枕骨上表面施加 2.0Nm 力矩,模拟生理条件下上颈椎屈伸、侧弯、轴向旋转等不同情况下各节段的三维运动范围。

1.3 寰椎生物力学的有限元测试

1.3.1 应用整个上颈椎模型 限制 C3 椎体下方、双侧下关节面以及棘突下方在各个自由度上的活动,于枕骨上加载 200N 的面压力,模拟头颅中立位时寰椎受力情况;于枕骨表面加载向前方 20Nm 的面载荷,模拟头颅前屈时寰椎受力情况;于枕骨表面加载向后方 20Nm 的面载荷,模拟头

颅后伸位时寰椎受力情况。

1.3.2 单独应用模型中的寰椎 参考夏虹等^[7]的方法:(1)前后弓矢状中立面予以固定,下关节面限制上下方向移动,允许左右及前后方向移动。在寰椎上关节面加载 500N 的面压力,将上关节面自中部划分为前后两部分,前后部均匀加载模拟中立位,前半加载 300N、后半加载 200N 的面压力模拟前屈位,后半加载 300N、前半加载 200N 的面压力模拟后伸位。(2)前弓矢状中立面予以固定,下关节面限制上下方向移动,允许左右及前后方向移动,后弓矢状中立面限制左右方向移动,允许前后及上下方向移动,加载方式同(1)。(3)限制寰椎侧块上下方向的移动,在寰椎后弓矢状中立面加载 500N 的力,模拟头过度后伸。

2 结果

上颈椎三维实体模型见图 1。韧带加载及网格划分后,最终形成一个由 110105 个节点,91469 个单元,包括骨性结构、软组织和小关节的上颈椎三维有限元模型(图 2)。模型外观逼真,几何相似性好。模型中 C0~C1、C1~C2、C2~C3 各节段的三维运动范围见表 2。各项结果均分布在体外生物力学实验平均值的一个标准差范围内。

表 2 本模型与文献体外生物力学实验 C0~C3 各节段的三维运动范围 (°)

	本研究模型运动范围			文献中运动范围 ^[5,6] ($\bar{x}\pm s$)		
	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C0-C1	C1-C2	C2-C3
屈-伸	14.5	10.3	6.5	13.1±1.8	9.3±2.1	7.4±1.3
侧弯	8.8	1.5	11.8	7.8±1.5	1.2±0.5	11.9±1.8
轴向旋转	1.4	52.6	8.6	1.7±0.9	50.1±6.2	8.4±1.3

在整个上颈椎模型中,无论在头颅位于中立、前屈或者后伸位,寰椎的最大应力都位于前弓,其次位于后弓与侧块交界处和侧块(图 3)。

单独应用模型中寰椎时,不同情况下寰椎应力分布情况见图 4~6。前和/或后弓矢状中立面固定时,上关节面受不同角度作用力时的应力最大点集中于前弓,次级应力集中区域为侧块及后弓与侧块的交界处。限制寰椎侧块上下移位,后弓加载时,应力明显集中于寰椎后弓的近侧块处。

3 讨论

自从 1956 年提出有限元的概念以来,有限元理论及应用发展迅速。起初应用于工程力学领域,直到 20 世纪 60 年代末,有限元分析方法才开始应用到医学领域。1972 年 Brekelmans^[9]和 Rybicki 等^[10]首次将有限元法用于骨的应力分析。90 年代

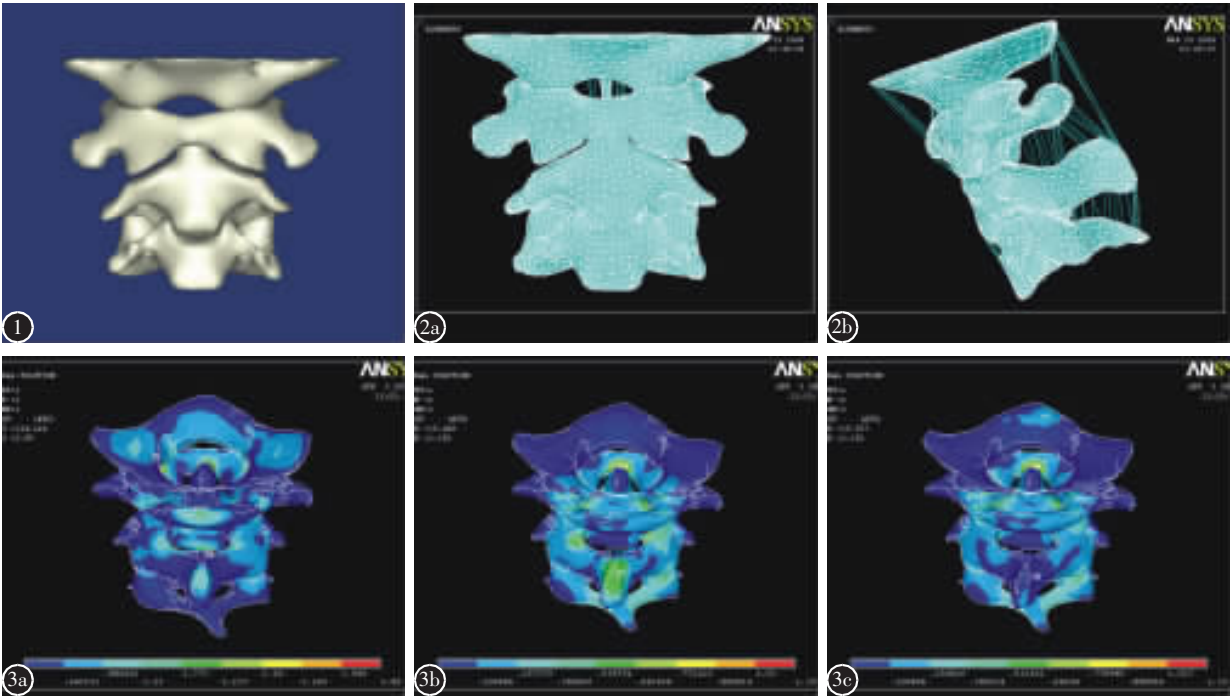


图 1 上颈椎的三维模型(前面观) 图 2 a 上颈椎有限元模型(前面观) b 上颈椎有限元模型(侧面观) 图 3 在整个上颈椎模型中头颅不同位置时寰椎应力分布情况(后面观) a 中立位时 b 前屈位时 c 后伸位时

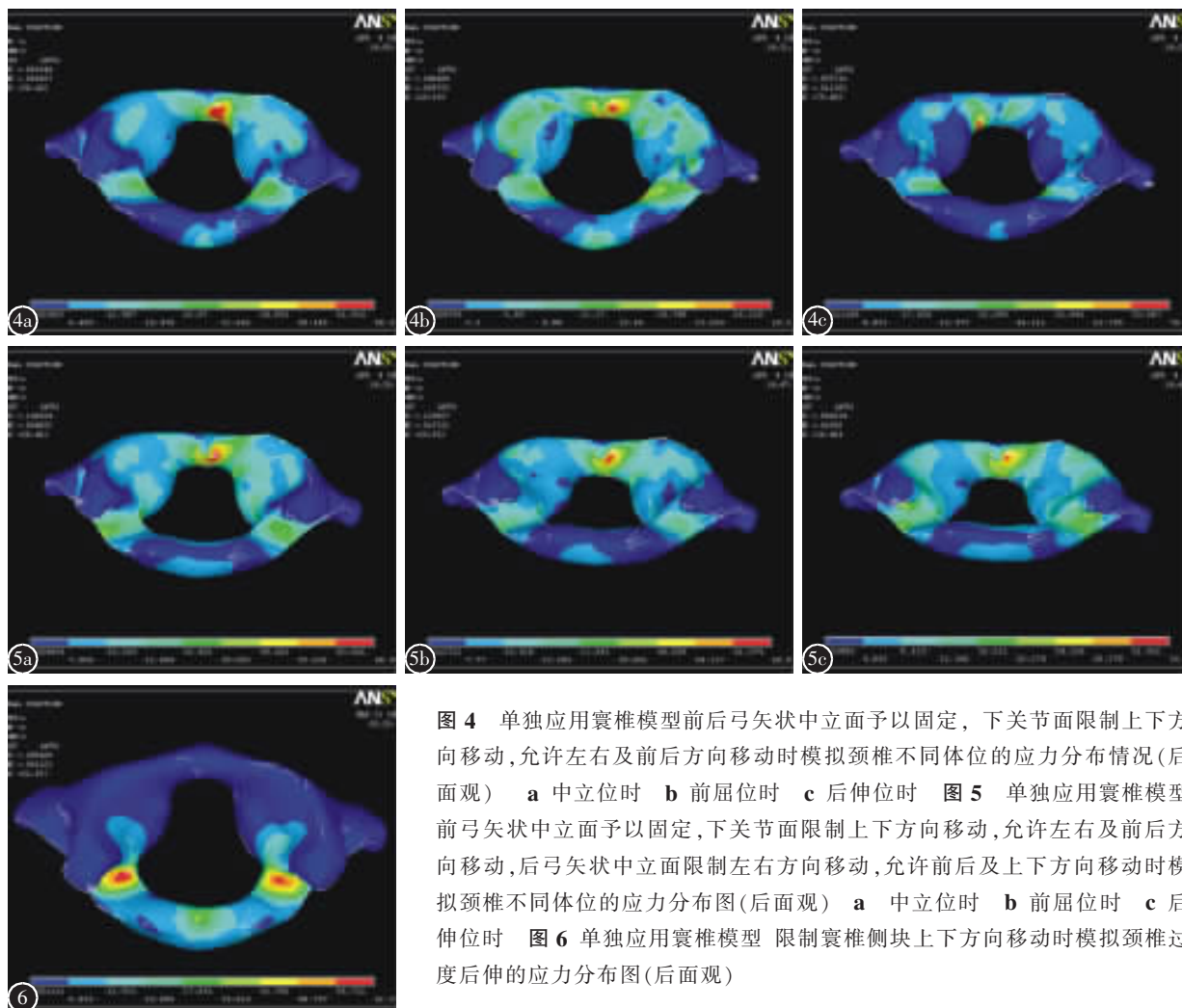


图 4 单独应用寰椎模型前后弓矢状中立面予以固定,下关节面限制上下方向移动,允许左右及前后方向移动时模拟颈椎不同体位的应力分布情况(后面观) a 中立位时 b 前屈位时 c 后伸位时 图 5 单独应用寰椎模型前弓矢状中立面予以固定,下关节面限制上下方向移动,允许左右及前后方向移动,后弓矢状中立面限制左右方向移动,允许前后及上下方向移动时模拟颈椎不同体位的应力分布图(后面观) a 中立位时 b 前屈位时 c 后伸位时 图 6 单独应用寰椎模型 限制寰椎侧块上下方向移动时模拟颈椎过度后伸的应力分布图(后面观)

以后,随着影像技术和计算机软硬件技术的飞速发展,有限元技术在颈椎模型的应用逐渐从起初的单个椎体、单纯骨质结构发展到现在的全颈椎、包含多结构的更逼真的三维模型。有限元模型可在持续性研究中重复及改变任何质量与定量变化,同时提供局部以及内部的机制反应,这些是其他任何实验得不到的结果。有限元模型是对人体体外尸体实验模型很有价值的补充^[1,8]。

本研究利用健康成年男性颈椎 CT 数据,应用层厚仅 0.6mm 的薄层 CT 扫描技术获得更为精确的断层影像,保证了模型与实际解剖的相似性。直接用 Mimics 软件读取原始的 DICOM 数据建模,减少了工作量和避免了数据丢失,提高了模型的仿真性。网格单元对模型的计算精度影响比较大,此前的颈椎模型对单元质量的考虑较少,甚至不考虑单元质量。本实验采用了四面体单元对模型进行了网格划分,并在网格划分过程中对模型

的单元质量进行了严格控制,既大大减少了后处理过程中的计算量,又提高了计算的精度和速度。根据断层 CT 片构建的三维有限元模型不仅包括椎体与椎间盘以及后部结构的椎板、椎弓根、关节突等,而且还包括寰椎十字韧带、翼状韧带、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带及关节囊。在模拟外加力的作用下,对模型进行屈曲、背伸、侧屈以及旋转实验,模型的实验结果与体外实验结果基本一致,更加接近解剖特点与临床要求。

有限元研究的最终目的在于为临床提供生物力学基础和理论依据,通过有限元模拟分析求解,从而能更好地解释临床问题。

本研究中,应用整个上颈椎模型在枕骨上加加载可模拟头颅位于中立、前屈、后伸位的面压力,寰椎所受应力分布图显示,无论头颅位于中立位、屈曲位或后伸位时,应力最大点集中于前弓,其次位于后弓与侧块交界和侧块。为使实验结果更可靠,

我们采取了单独应用寰椎模型进行边界限定来进行实验,在寰椎上关节面直接进行力的加载模拟头颅位于中立、前屈、后伸位,应力云图显示结果与应用整个上颈椎模型时应力分布情况基本一致。这是因为此时侧块上下方向的活动被限制,应力的集中是因上关节面受力后推压侧块向外侧滑移,使得前后弓受牵拉张力所致。在直接给后弓加载力的情况下,显示只有当后结节过度后伸受到枢椎向上挤压作用力时,才可造成独立的后弓骨折。这两点正对应于 Levine 及 Edwards^[1]根据寰椎损伤的机制对寰椎骨折分类中的 I 型骨折,即头位于各种位置时,前弓的应力大于后弓及侧块,如果暴力不是很大,可造成单纯的前弓骨折;如果外界暴力足够大可依次造成前弓、后弓和侧块的骨折,这正对应于 II 型骨折。无论头位于屈曲位或后伸位,前弓和后弓近侧块处的应力均较侧块大,说明轴向载荷不能致使单独的侧块骨折发生,只有当作用力造成前弓或后弓骨折后仍持续存在,方可造成侧块骨折,这对应于 III 型骨折,即侧块骨折多数累及一侧前弓或后弓。由于寰椎解剖结构的特殊性,即寰椎没有椎体和切迹,也没有棘突和关节突,而是由两侧块及前后弓和横突组成的椭圆形骨环,前、后弓与侧块连结的部分是寰椎的薄弱点^[12],也是骨折的好发部位。寰椎是头部与躯体间传递力量的衬垫,但由于两侧块呈外厚内薄的楔形结构,受力时将会产生强大的外分力,易于在相对薄弱处(侧块与前、后弓连结处)出现骨折。

上颈椎的形状、结构非常复杂,在脊柱中的力学作用也非常复杂,对上颈椎的力学分析可为临床医师在诊疗实践中提供参考。有限元模型提供了一个较为理想的方法,可在持续性研究中重复及改变任何质量与定量变化,同时提供了局部以及内部的机制反映,有效地弥补了动物实验、物理实验、体外(尸体)实验^[2]的不足,但它也存在不足,并不能完全模拟实际情况。随着影像学技术及计算机技术的发展,有限元技术将日臻完美,不仅能更好地解释临床问题,而且还能推动医疗器械

的研发和改进。

4 参考文献

1. 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.
2. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, et al. Finite element applications in human cervical spine modeling[J]. Spine, 1996, 21(15): 1824-1834.
3. Ha SK. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc[J]. Med Eng Phys, 2006, 28(6): 534-541.
4. Ng HW, Teo EC, Lee VS. Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4-C6 under compression, anterior and posterior shear [J]. Biomech, 2004, 37(5): 771-777.
5. Puttlitz CM, Goel VK, Clark CR, et al. Biomechanical rationale for the pathology of rheumatoid arthritis in the craniovertebral junction[J]. Spine, 2000, 25(13): 1607-1616.
6. 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.
7. 夏虹, 张美超, 赵卫东, 等. 寰椎三维有限元模型的建立及其骨折机制[J]. 中华创伤杂志, 2004, 20(4): 209-212.
8. Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research [J]. Spine, 1998, 23(24): 2684-2700.
9. Brekelmans WAM, Rybicki EF, Burdeaux BD. A new method analysis the mechanical behavior of skeletal parts [J]. Acta Ortho Scand, 1972, 43(5): 301-305.
10. Rybicki EF, Yang KH. On the mathematical analysis of stress in the human femur [J]. Biomech, 1972, 5(2): 203-207.
11. Levine AM, Edwards CC. Treatment of injuries in the C1-C2 complex[J]. Orthop Clin North Am, 1986, 17(1): 31-44.
12. Panjabi MM, Oda T, Crisco III JJ, et al. Experimental study of atlas injuries I: biomechanical analysis of their mechanisms and fracture patterns [J]. Spine, 1991, 16 (Suppl 10): S460-S465.

(收稿日期: 2009-04-22 修回日期: 2009-05-25)

(英文编审 郭万首)

(本文编辑 卢庆霞)