

上颈椎损伤及内固定治疗生物力学机制的有限元研究进展

The biomechanical mechanism of the injury and internal fixation of the upper cervical spine finite element research review

王 威^{1,2}, 蔡贤华², 赵 继^{1,2}

(1 湖北中医药大学研究生学院 430065 武汉市; 2 广州军区武汉总医院骨科 430070 武汉市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2014.05.17

中图分类号: R682.3, R318.01 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2014)-05-0469-04

上颈椎通常指 C1、C2,即寰、枢椎,其上连头颅,下接下位颈椎,在脊柱中的力学作用非常复杂,超过 50%的颈椎损伤发生在 C1 和 C2^[1],而上颈椎损伤的生物力学机制又是临床治疗的基础。随着计算机技术的飞速发展,有限元方法作为一种新的生物力学研究方法,较之传统动物实验或尸体实验具有可动态反映外部载荷下实验模型内部应力/应变变化,以及通过改变参数可重复模拟实验进行持续性研究等方面的突出优点,目前已广泛应用于上颈椎生物力学研究。笔者对近年来有限元技术在上颈椎损伤机制、内固定治疗等方面的生物力学研究进展进行相关综述。

1 上颈椎有限元模型建立的研究

自 1972 年荷兰的 Brekelmans 首次将有限元分析法引入生物力学研究领域以来,有限元方法在脊柱生物力学领域得到广泛应用,但上颈椎区域的有限元研究发展较晚。Puttlitz 等^[2]在 2000 年报道了上颈椎 C0~C2 复合体区域的三维有限元模型并用于齿状突骨折及风湿性关节炎的研究。节点和网格单元作为有限元模型的基本单位,Puttlitz 等的模型采用的是四面体网格单元划分,且模型整体较粗糙。六面体网格单元较之四面体单元具有更高的计算精度及更能体现骨组织特性、应力分布已得到公认^[4,5]。2004 年 Brolin 等^[6]通过 C0~C3 节段薄层 CT 扫描数据建立了一个较为完整的上颈椎六面体网格有限元模型(图 1),并通过模型的活动度与体外实验数据对比进行有效性验证,具有一定代表性。然而该模型的不足在于模型网格较粗糙,其皮质骨采用壳单元模拟,从而忽略了应力在皮质骨厚度上传递的方向和分布,骨-韧带-软组织应力传导不能很好表现;且该模型包含 C3 椎体,但并未对 C2~C3 节段的三维活动度进行有效性验证。后来 Zhang 等^[5]通过可视化人体冷冻切片图像建立了一个包括 C0~C2 寰枢椎

复合体区的有限元模型,该模型首次对反映上颈椎运动不稳更敏感的中性区和弹性区进行验证和研究,进一步提高了上颈椎模型的精度和仿真度。然而该模型没有包含 C3 椎体,许多上颈椎损伤涉及 C2 椎体或 C2~C3 节段,导致该模型应用范围局限。国内也有学者^[7-9]先后报道过上颈椎有限元模型的建立及生物力学研究,但这些模型均停留在四面体网格单元阶段(图 2),模型计算精度不高,模型的有效性验证仅局限于上颈椎的三维活动度,而没有对上颈椎的中性区及应力分布情况进行相关验证。因此,国内在上颈椎六面体有限元模型发展方面相对滞后。

2 寰椎骨折的有限元研究

寰椎位于枕骨与枢椎之间,由前弓、后弓和两侧块组成椭圆形骨环,没有椎体和切迹,两侧块较厚而前后弓较薄,侧块与前后弓交界处是寰椎骨环最脆弱的部位。近年来许多学者通过建立有限元模型对寰椎骨折的生物力学机制进行了研究。Teo 等^[10]的有限元研究认为基于垂直于寰椎的瞬间纵向暴力作用于两侧块或前后弓与两侧块交界薄弱处可导致寰椎骨折,而巨大的瞬间过伸张力作用寰椎后弓的沟状结构时亦可造成骨折,提示寰椎骨折与外力作用方向有关。在绝大多数脊柱外伤性损伤中,当应力集中于单个节段,导致脊柱单一节段的损伤后,应力即被吸收后迅速衰竭,若应力足够大时,其残留部分可继续传递,导致薄弱环节的继发损伤^[10]。关哲等^[10]研究证实了这一观点,他们发现无论头位于各种位置,前弓的应力总大于后弓及侧块,如果暴力不是很大,可造成单纯的寰椎前弓骨折;如果外界暴力足够大可依次造成前弓、后弓骨折,这正对应于 Levine 等^[11]提出的根据寰椎损伤机制分型的 II 型寰椎骨折;当作用力造成前弓或后弓骨折后仍持续存在,就会造成侧块骨折,即侧块骨折多数累及一侧前弓或后弓,这对应于 III 型寰椎骨折;他们还发现独立的后弓骨折是由于后结节过度后伸受到枢椎向上挤压作用力所致,这正对应于 I 型骨折。Panjabi 等^[12]在他们的寰椎有限元模型研究中发现,纵向压力的平均负荷,在中立位时为 3050N,伸展位时为 2100N 可以造成寰椎前弓、后弓、侧块的骨折

第一作者简介:男(1987-),硕士在读,研究方向:脊柱外科与生物力学

电话:(027)68878520 E-mail:hbzyww@hotmail.com

通讯作者:蔡贤华 E-mail:wgcaixh@163.com

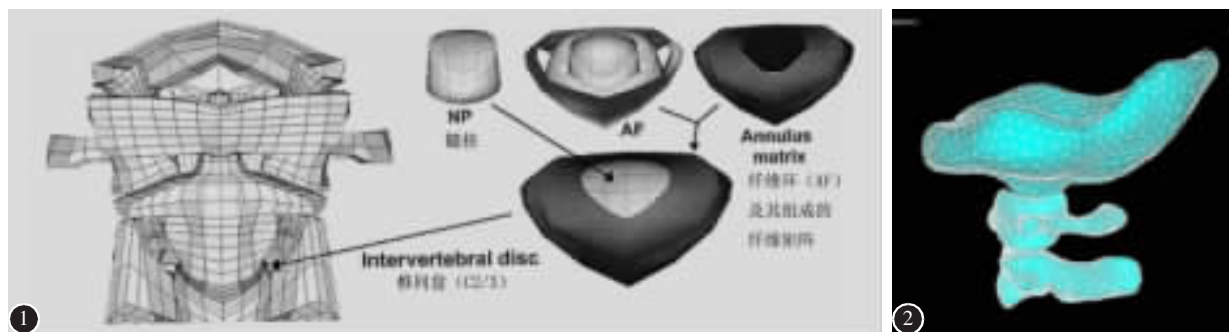


图 1 上颈椎 C0~C3 节段三维六面体网格有限元模型^[6],可见表面呈四边形的六面体网格单元,但模型网格较粗,C2/3 间有模拟的椎间盘结构(摘自: Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics[J]. Spine, 2004, 29(4): 376~385.) 图 2 上颈椎 C0~C2 节段三维四面体网格有限元模型,可见表面三角形的四面体网格单元

及韧带的撕脱骨折或者中部断裂等多种损伤形式。这些说明寰椎骨折与外界作用力的大小和损伤时头颅的位置有关。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。正是基于该解剖结构,Bozkus 等^[13]通过比较 Jefferson 骨折的有限元模型和尸体模型,得出两模型的应变值分布趋势一致,从而证明 Jefferson 骨折是一种垂直爆裂骨折,这又说明寰椎骨折还和寰椎的几何形状和寰椎力学特征有关。这些因素共同决定寰椎骨折的部位、骨折类型。

3 枢椎骨折的有限元研究

3.1 齿状突骨折的有限元研究

齿状突作为枕寰枢椎的骨性中轴,其骨折又是一种累及上颈椎稳定性的严重损伤,约占全部颈椎骨折的 5%~15%^[14]。目前普遍认为齿状突骨折的机制是由于颈椎的过度伸展或是过度屈曲所造成的,出现神经损伤的概率在 2%~27%^[15],而一旦出现神经损伤通常都是致死性的。关于齿状突骨折损伤的力学机制及其内固定治疗的研究目前仍然存在相当大的争论。枢椎椎体与齿状突基底部在人体初期发育过程中作为两个独立的骨化中心由一软骨板分开,人群中约有 1/4 的齿状突与枢椎椎体之间因软骨板骨化不完全而与枢椎体间有部分软骨基质存留,且该部位骨小梁稀疏且很多都不连续,故有学者以此推测枢椎软骨残基及其骨化程度与齿状突骨折类型的发生有一定关系。王小平等^[16]通过采用降低枢椎有限元模型松质骨软骨基质融合部位的弹性模量来模拟软骨基质部分骨化融合不全程度,分析枢椎齿状突在前后载荷下的应力、应变分布情况及发生骨折的可能类型,结果发现枢椎软骨基质的融合程度对枢椎高应力集中带分布无明显影响,即对齿状突骨折类型无明显影响。

另一些学者认为齿状突发生骨折及骨折类型主要与外力的作用方向有关。Subach 等^[17]通过建立了完整的上颈椎 C0~C2 的有限元模型并进行相关加载后认为后伸作用

力和/或轴向旋转作用力是导致齿状突骨折的关键因素;且后伸作用力及轴向压力和/或横向剪切力可能产生齿状突 Anderson-D'Alonzo I 型骨折,而轴向旋转伴侧方剪切力可能产生 II 型骨折,而前屈状态可能提供的是一种齿状突保护机制。遗憾的是该模型未能说明 III 型齿状突骨折的机制。随后 Tan 等^[18]应用 C2~C3 节段模型研究了齿状突的受力模式,发现随着作用力方向由侧方向前方变化时,骨折类型由 II 型骨折可转变为 III 型骨折;而在垂直方向上作用力方向变化时,模型也出现了 III 型骨折向 II 型骨折转变的趋势。赵铁波等^[19]研究亦支持这个观点,此外,他们还观察到相对于松质骨,枢椎体皮质骨承受了主要的应力。这也支持了王小平等^[16]的研究。

对于 Anderson-D'Alonzo II 型齿状突骨折首选前路中空拉力螺钉内固定治疗已达成共识,大部分学者认为螺钉固定的最佳角度应该在齿状突前下向后上的对角线上。林斌等^[20]通过模拟 II 型齿状突骨折螺钉固定术后有限元模型的受力情况,认为在相同水平外力的作用下,螺钉轴线与齿状突轴线所成的角度越小骨折端越稳定;并且后伸型骨折螺钉内固定术后受到前向后作用力时较屈曲型骨折更容易发生移位。

3.2 Hangman 骨折的有限元研究

Hangman 骨折是指枢椎上、下关节突之间的部分在暴力作用下发生的骨折,常伴周围韧带和椎间盘损伤,继而出现枢椎椎体不稳或脱位。据统计, Hangman 骨折在上颈椎骨折中是最易发生,约占上颈椎骨折的 20%^[21]。梁凯恒等^[22]通过分析 C0~C3 节段上颈椎有限元模型在不同载荷下应力在枢椎上传导及分布情况,认为过伸和过屈暴力应是导致 Hangman 骨折的两个主要的致伤机制,而轴向牵张和压缩暴力不直接导致枢椎峡部应力增大,不是主要的致伤力。Shkrum 等^[23]认为对于 Levine-Edwards III 型 Hangman 骨折因存在枢椎小关节突绞锁的病理改变,可能合并向前的剪切暴力机制。然而临床报道的 Hangman 骨折常为不对称性骨折,可能与旋转机制有关^[24]。随后王小平等^[25]运用枢椎有限元模型对不对称性 Hangman 骨折的

发生机制进行了相关研究,认为伤前颈椎侧屈状态可能是导致不对称性 Hangman 骨折的一个非常重要的因素。

多数学者主张对影响上颈椎稳定的 Hangman 骨折行手术干预,提供早期的复位和稳定,临床常用的术式包括前路钢板螺钉系统和后路钉棒系统。陈语等^[26]通过比较前路 C2~C3 节段、C2~C4 节段 Zephir 钢板和 C2 后路椎弓根螺钉固定 C2~C4 节段 Hangman 骨折模型分别在不同载荷下的 ROM 及应力分布,结果发现两种前路固定方法都能对 Hangman 骨折伴 C2/3 椎间盘损伤的不稳状态提供坚强的固定;而 C2 后路椎弓根钉固定技术对 Hangman 骨折在矢状面却不能提供足够的稳定。这为临床治疗 Hangman 骨折内固定方式的选择提供了生物力学参考。

4 寰枢椎联合骨折的有限元研究

由于寰枢椎复合体在整个颈椎结构中的特殊性及其生理功能的复杂性,临床上对寰枢椎联合骨折的报道较少。1920 年 Jefferson 首次报道了寰枢椎联合骨折这一损伤类型。后来 Fujimura 等^[27]发现这类复合骨折的神经损伤发病率及死亡率较单纯寰椎或枢椎骨折高,在他们报道的一组寰枢椎复合骨折患者中,33%的患者伴有神经功能障碍,且寰椎骨折+II 型齿状突骨折患者死亡率最高。Suchomel 等^[28]根据临床上这类患者损伤情况提出过伸+压缩和过屈+压缩是导致寰枢椎复合骨折的主要机制。而王雷等^[29]对这种损伤机制进行了生物力学研究,他们通过对上颈椎有限元模型在过伸或过屈位加载垂直载荷模拟临床上常见的过伸+压缩和过屈+压缩两种损伤暴力,来研究寰枢椎不同部位应力分布及相应的复合骨折类型,他们发现,在过伸位+垂直暴力时,C1 前弓、后弓应力最大并可产生断裂;C2 齿状突、寰枢外侧关节应力最大,产生类似压缩性骨折表现;而在过屈加垂直暴力时,出现 C1 前弓、后弓应力最大并产生断裂;C2 齿状突应力最大,产生类似 II 型齿状突骨折表现。与 Suchomel 等^[28]观点相符。然而不足的是临床导致寰枢复合骨折的暴力方向和大小以及产生的骨折类型复杂,而该研究仅仅模拟了两种常见暴力机制,不能反映其他复合骨折的损伤机制及骨折类型。

5 上颈椎不稳的有限元研究

目前国内外尚未见较为统一的上颈椎不稳有限元模型,多数学者是在已建立完整的上颈椎有限元模型基础上结合临床个体病例,通过对结构单元进行删减来模拟上颈椎不稳。任中武等^[30]通过删除枢椎有限元模型齿状突与枢椎体连接部分的骨性单元,模拟临床上的 II 型齿状突骨折所致的寰枢椎不稳;陈金水等^[31]采取去除正常上颈椎有限元模型齿状突后方韧带,同时参照临床实际脱位病例影像学数据,建立单纯横韧带断裂而不伴有齿状突骨折的寰枢椎前脱位有限元模型,并用于相关有限元分析。临床上导致上颈椎不稳的因素很多,处理比较复杂,主要通过复位后行前路或者后路的不同形式的内固定来稳定上颈椎。蔡

贤华等^[32]曾对国人采用前路经枕寰枢关节螺钉内固定的安全性进行过解剖学研究,认为行前路经寰枢关节螺钉内固定是可行的。随后刘志超等^[33]通过建立寰枢关节并枕颈部不稳有限元模型并行前路经寰-枢关节螺钉内固定研究,发现单纯经寰-枢关节螺钉内固定在维持枕颈部不稳时,其抗侧屈、旋转性能较强,但抗屈伸的能力较差,且在不同方向载荷下螺钉应力集中峰值均出现于螺钉通过寰枢关节区域,提示在前屈、后伸方向更易于出现螺钉经寰枢关节区域的应力疲劳。肖捷等^[34]通过模拟寰枢椎经口咽入路行寰椎前弓、齿状突切除并侧块关节融合术后有限元模型,并进行相关分析,认为对于上颈椎不稳,前路经口咽入路寰椎前弓、齿状突切除并侧块关节融合术是一种可靠的内固定方式,且不需要安放内固定物支撑,但侧块关节及后弓由于出现应力集中,提示较术前更容易受到损伤。在上颈椎不稳后路内固定方式研究方面,寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定能够提供相当的力学强度和稳定性已得到了临床和实验验证^[35]。张凯等^[36]通过对寰枢侧块-枢椎椎板螺钉固定系统进行有限元研究,发现当寰枢侧块-枢椎椎板螺钉固定系统固定时各螺钉在颈椎旋转及后伸时所受应力明显增加,从而提示临床术后应避免颈椎过度旋转及后伸以减少螺钉松动和断裂的发生。不足的是,这些针对上颈椎不稳的内固定生物力学的有限元研究尚缺乏临床相关疗效对比研究。

6 目前上颈椎有限元研究中存在的问题和展望

有限元分析法已逐渐成为了上颈椎生物力学研究的一个重要手段和补充,虽然国内外在这方面研究中取得了一定成绩,但其中仍存在一些不足,首先,目前对上颈椎的有限元研究大多将上颈椎区域或单椎体置于完整颈椎之外,由于缺乏相关组织的连续性,这可能会给载荷和应力分布等研究结果的可靠性带来一定影响;其次,国内建立的上颈椎有限元模型所采用的材料参数大都参照国外数据,且各模型之间缺乏统一的对比标准;第三,目前国内外针对上颈椎的有限元研究多集中在对该区域损伤性疾病方面,而对于非损伤性疾病(如退变、肿瘤等)的研究尚未开展,且国内在上颈椎有限元研究方面缺少针对临床问题的针对性和创新性。随着人们对生物组织力学特性的认识不断加深、计算机硬件和软件技术的成熟,相信在不久的将来,有限元法进一步与体外实验及临床研究相结合,将会为国内上颈椎疾病研究提供更有价值的临床生物力学参考。

7 参考文献

1. Levine AM, Edwards CC. Treatment of injuries in the C1-C2 complex[J]. Orthop Clin North Am, 1986, 17(1): 31-44.
2. Brodin K, von Holst H. Cervical injuries in Sweden, a national survey of patient data from 1987 to 1999 [J]. Inj Control Saf Promot, 2002, 9(1): 40-52.

3. 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.
4. Shivanna KH, Grosland NM, Russell ME, et al. Diarthrodial joint contact models: finite element model development of the human hip [J]. Engineering with Computers, 2008, 24 (2): 155-163.
5. 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.
6. 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.
7. 任中武, 倪斌, 张美超, 等. 上颈椎三维非线性有限元模型的建立及其有效性验证[J]. 脊柱外科杂志, 2007, 5(3): 159-161.
8. 关哲, 马迅, 梁凯恒, 等. 上颈椎有限元模型的建立及寰椎生物力学有限元分析 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2009, 19 (7): 530-534.
9. Teo EC, Ng HW. First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method [J]. J Biomech, 2001, 34(1): 13-21.
10. Xia H, Yin D, Chang YB, et al. Posterior screw placement on the lateral mass of atlas: an anatomic study[J]. Spine, 2004, 29(5): 500-503.
11. Levine AM, Edwards CC. Fractures of the atlas[J]. J Bone Joint Surg Am, 1991, 73(5): 680-691.
12. Panjabi MM, Oda T, Criseo JJ, et al. Experimental study of atlas injuries I: Biomechanical analysis of their mechanisms and fracture patterns [J]. Spine, 1991, 16 (10 Suppl): 460-465.
13. Bozkus H, Karakas A, Hanci M, et al. Finite element model of the Jefferson fracture: comparison with a cadaver model[J]. Eur Spine J, 2001, 10(3): 257-263.
14. Eap C, Barresi L, Ohl X, et al. Odontoid fractures anterior screw fixation: A continuous series of 36 cases[J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2010, 96(7): 748-752.
15. Maak TG, Grauer JN. The contemporary treatment of odontoid injuries[J]. Spine, 2006, 31(11 Suppl): 53-61.
16. 王小平, 齐伟力, 黄志澎, 等. 枢椎软骨基质融合程度对齿突骨折类型影响的生物力学评[J]. 中国临床解剖学杂志, 2008, 26(6): 665-668.
17. Subach BR, Morone MA, Haid RW. Management of acute odontoid fractures with single-screw anterior fixation [J]. Neurosurgery, 1999, 45(4): 812-820.
18. Tan KW, Lee VSP, Teo EC, et al. A C2-C3 FE model to determine the stress patterns of odontoid loads[C]. Proceedings of 2003 Summer Bioengineering Conference, 2003.
19. 赵铁波, 马迅, 陈维毅, 等. 枢椎有限元模型建立及齿状突骨折的有限元研究[J]. 中华骨科杂志, 2008, 28(5): 392-395.
20. 林斌, 陈昆, 张美超, 等. II 型齿状突骨折螺钉固定的三维有限元分析[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2008, 23(2): 92-94.
21. Ramieri A, Domenicucci M, Landi A, et al. Conservative treatment of neural arch fractures of the axis: computed tomography scan and X-ray study on consolidation time [J]. World Neurosurg, 2011, 75(2): 314-319.
22. 梁凯恒, 马迅, 关哲, 等. 枢椎 Hangman 骨折的有限元分析 [J]. 中国现代药物应用, 2008, 2(15): 9-12.
23. Shkrum MJ, Green RN, Nowak ES. Upper cervical trauma in motor vehicle collisions [J]. J Forensic Sci, 1989, 34 (2): 381-390.
24. Samaha C, Lazennec JY, Laporte C, et al. Hangman's fracture: the relationship between asymmetry and instability[J]. J Bone Joint Surg Br, 2002, 82(7): 1046-1052.
25. 王小平, 齐伟力, 黄志澎, 等. 不对称性 Hangman 骨折发生机制的有限元模型研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2008, 10(4): 370-373.
26. 陈语, 项良碧, 刘军, 等. Hangman 骨折及其内固定三维有限元模型的建立[J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2012, 27(5): 389-392.
27. Fujimura Y, Nishi Y, K Chiba, et al. Prognosis of neurological deficits associated with upper cervical spine injuries [J]. Paraplegia, 1995, 33(4): 195-202.
28. Suchomel P, Hradil J, Barsa P, et al. Surgical treatment of fracture of the ring of axis—" Hangman's fracture"[J]. Acta Chir Orthop Traumatol Cech, 2006, 73(5): 321-328.
29. 王雷, 柳超, 田纪伟, 等. 寰枢椎复合体三维有限元模型的建立与寰枢椎复合骨折机制的有限元分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2012, 20(24): 2276-2279.
30. 任中武, 宋海涛, 西永明, 等. 齿状突 II 型骨折三维有限元模型的建立[J]. 中华实验外科杂志, 2010, 27(9): 1347-1349.
31. 陈金水, 倪斌, 陈博, 等. 寰枢椎脱位三维非线性有限元模型的建立和分析 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2010, 20 (9): 749-753.
32. 蔡贤华, 李明, 黄卫兵, 等. 前路经枕寰枢关节螺钉内固定术的可行性及安全性研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2010, 14 (3): 188-191.
33. 刘志超, 蔡贤华, 黄卫兵, 等. 前路经寰枢关节螺钉内固定生物力学性能的有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2010, 20(11): 881-884.
34. 肖捷, 张朝跃, 李昱莹, 等. 构建寰枢椎前路融合后三维有限元模型及生物力学分析 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(30): 5823-5826.
35. Claybrooks R, Kayanja M, Milks R, et al. Atlantoaxial fusion: a biomechanical analysis of two C1-C2 fusion techniques[J]. Spine J, 2007, 7(6): 682-688.
36. 张凯, 刘新宇, 黄晓慧, 等. 寰椎侧块-枢椎椎板螺钉固定的有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2011, 21(2): 125-128.

(收稿日期: 2013-08-01 修回日期: 2013-12-23)

(本文编辑 彭向峰)