

下颌骨角部受力时应力分布的三维有限元分析**

吴凌莉¹, 陈 骏¹, 李志杰², 何祥一¹

Three-dimensional finite element analysis of stress distribution of mandible angle under forces

Wu Ling-Li¹, Chen Jun¹, Li Zhi-jie², He Xiang-yi¹

¹Department of Prosthodontics, School of Stomatology, Lanzhou University, Lanzhou 730000, Gansu Province, China; ²Dental Hospital, Northwest University for Nationalities, Lanzhou 730030, Gansu Province, China

Wu Ling-li★, Studying for master's degree, Department of Prosthodontics, School of Stomatology, Lanzhou University, Lanzhou 730000, Gansu Province, China
lili2004825@yahoo.com.cn

Correspondence to: He Xiang-yi, Professor, Master's supervisor, Department of Prosthodontics, School of Stomatology, Lanzhou University, Lanzhou 730000, Gansu Province, China
xiangyihe@yahoo.com.cn

Supported by: the Fundamental Research Funds for the Central Universities, No. lzujbky-2010-142*

Received: 2010-09-18
Accepted: 2010-11-05

Abstract

BACKGROUND: The studies regarding fracture risk in different parts of the mandible after impact are few.

OBJECTIVE: To study the condition and characteristics of stress distribution in the mandible, of which forces are applied on mandibular angle by using 3D finite element analysis.

METHODS: The electronic CT images of mandible were scanned and then imported to the Amira software for the fabrication of 3D mandible model. At the angle of 90°, 0° to the middle sagittal plane, 1 000 N forces were applied on the left side of mandibular angle in Ansys software. Thereafter, the condition of stress distribution and Von Mises stress of the weak parts of the mandible were expressed in the 3D mandible model.

RESULTS AND CONCLUSION: 3D model of mandible was established. When force was applied on the left side of mandibular angle in 90° angle, both sides of mandibular angles and condylar necks were easily fractured. The inside surface of central symphysis and the left of mental foramen of mandible may show fissures, while the right of mental foramen was slightly damaged. When force was applied on the left side of inferior border of mandibular angle in 0° angle, both sides of mandibular angles and condylar necks were easily fractured. The inside of central symphysis and the left of mental foramen may showed fissures, while the right of mental foramen slightly damaged. It is revealed that, while forces were applied on the left side of mandibular angle, Von Mises stress mainly concentrated on the weak parts of mandible, which provides theoretical basis for preliminary clinical diagnosis and treatment of mandibular fractures.

Wu LL, Chen J, Li ZJ, He XY. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution of mandible angle under forces. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(9): 1566-1569.
[http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景: 关于下颌骨撞击后, 下颌骨不同部位的骨折危险性的相关研究比较薄弱。

目的: 应用有限元方法分析下颌骨角部受瞬间外力作用下应力分布的情况和特点。

方法: 采用薄层 CT 扫描技术、医学影像三维重建软件 Amira 联合 Unigraphics NX 造型软件建立下颌骨三维模型。在 Ansys 软件中, 于左侧下颌角区分别施以与矢状面垂直, 平行的两个不同方向的 1 000 N 压力, 获取受力后下颌骨应力分布状况和薄弱区域受力大小。

结果与结论: 建立了下颌骨有限元模型, 当左侧下颌角受到水平向右垂直于矢状面的外力时, 左右两侧的下颌角及髁状突颈部极易造成骨折, 正中联合区域内侧面, 左侧颞孔区可能会出现骨裂, 而右侧颞孔区仅会造成轻微损伤。当左侧下颌角下缘受到垂直向上平行于矢状面的外力时, 左右两侧的下颌角及髁状突颈部极易造成骨折, 正中联合区域内侧面和左侧颞孔区可能会出现骨裂, 而右侧颞孔区仅会造成轻微损伤。提示当下颌骨角部受到瞬间外力时, 应力主要集中在下颌骨的薄弱区域, 应力较大部位与骨折易发部位密切相关。且在薄弱区域中, 两侧下颌角及髁状突颈部的损害最为严重。

关键词: 下颌骨; 三维有限元; 应力; 撞击; 骨折

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.09.012

吴凌莉, 陈骏, 李志杰, 何祥一. 下颌骨角部受力时应力分布的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(9):1566-1569. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

颌骨骨折多因交通事故、跌打损伤及运动损伤所致, 发生率约占颌面损伤的35%。下颌骨在颌面部占据面下1/3及两侧面中1/3的一部分, 位置突出, 更易遭受损伤。下颌骨有较强大的升颌肌群和降颌肌群附着, 骨折时, 由于附着在骨块上的肌群牵引力方向不同, 常使骨折块发生移位, 严重影响患者的生理功能, 甚至危及生命^[1]。在国内, 有关下颌骨骨折的诊断和治疗积累了丰富的经验, 而关于下颌骨撞击

作用部位与不同部位的骨折危险性的相关关系的研究很少。本文将运用Amira联合UG进行下颌骨有限元建模, 模拟下颌骨角部受瞬间外力时的状况, 在Ansys软件中进行力学分析, 对下颌骨的应力分布规律, 应力集中区域, 薄弱区域受力大小及骨折好发部位进行研究探讨, 为下颌骨撞击损伤的生物力学机制提供一些参考依据, 并用以指导临床初步诊断和治疗。

1 材料和方法

设计: 单一样本观察。

时间及地点: 实验于2010-01/06在兰州大学土木工程与力学学院, 铁道部第一勘察设计院完成。

材料: 选用一个健康成人下颌骨标本, 由兰州大学医学院解剖教研室提供。

设备和软件:

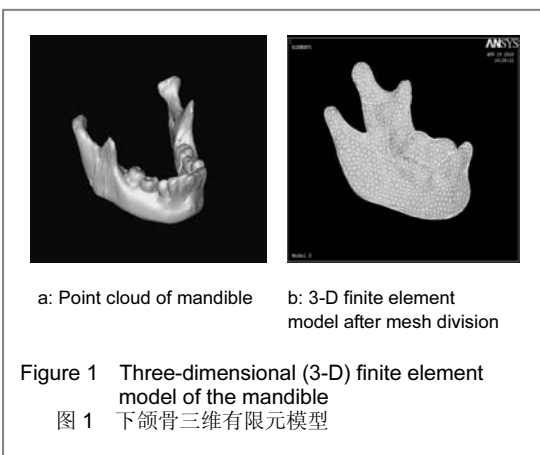
设备和软件	来源
Toshiba 十六排螺旋 CT 机 (扫描层厚 1 mm);	东芝公司, 日本
Ansys10.0 软件	Ansys 公司, 美国
Amira4.0 软件	TGS 公司, 美国
UGNX4	EDS 公司, 美国

方法:

三维有限元实体模型的建立: 将CT扫描的全部断层图像以DICOM格式导入Amira软件, 所有数据将自动结合成Amira特有的.am格式的文件。进行阈值分析后, 读取二维图像数据生成下颌骨的三维点云图, 图1a, 转换为可以在UG中输入的Tiff 格式, 再将模型导入UG造型软件。使用UG中的Imageware模块进行点云处理, 拟合成连续光滑的非均匀有理B样条(non uniform rational B-spline, NURBS), 通过布尔操作与运算合并成实体模型。最终导入有限元分析软件Ansys中。

材料参数设定: 有关材料的力学参数^[2-3]: 皮质骨弹性模量13 700 MPa, 泊松比0.3; 松质骨弹性模量7 930 MPa, 泊松比0.3。计算中将皮质骨和松质骨材料参数综合等效为弹性模量 12 GPa, 泊松比是0.3。假设模型中的各组织均为连续, 均质, 各向同性的线弹性材料^[4]。

单元划分: 采用计算机自动划分网格的方法, 形成网格划分后的下颌骨三维有限元模型。生成节点总数81 026, 单元总数288 090, 见图 1b。



约束: 对咬肌, 颞肌, 翼内肌, 翼外肌附着处的单元进行约束^[5-6], 采用弹簧单元来模拟, 防止模型转动。

加载: ①加载力的大小: 选择其范围可能致伤同时便于计算的力作为外力, 力的大小为 1 000 N^[7]。②加载方式: 因受打击区域不是点接触, 而是面接触, 为便于计算, 取1 cm²区域内的5个点为施力点, 分别加载。

由于下颌骨的左右两侧对称性, 以左侧下颌角区1 cm²的区域为施力区, 研究下颌骨应力分布状况及薄弱区域的应力大小。将1 000 N的力按2种方式分别加载: ①下颌角区水平向右垂直于矢状面(I)。②下颌角下缘垂直向上平行于矢状面(II)。

主要观察指标: 当下颌骨角部受到瞬间外力时, 应力的主要集中区域及薄弱部位的Von Mises应力值。

2 结果

下颌骨的角部受1 000 N外力打击时, 其薄弱部位的 Von Mises 应力值见表1。

表 1 下颌骨薄弱部位的 Von Mises 应力值
Table 1 Von Mises stress of weak parts in mandible (x±s, MPa)

Weak part	Load mode	
	I	II
Mandibular angle (L)	347.609±8.266 ^a	423.066±9.735 ^a
Condylar neck (L)	121.252±2.835 ^a	136.824±3.620 ^a
Mentalforam area (L)	16.577±0.305 ^b	13.502±0.638 ^b
Inside surface of central symphysis	53.083±2.310 ^b	38.399±1.067 ^b
Mandibular angle (R)	117.239±5.916 ^a	272.018±7.594 ^a
Condylar neck (R)	110.571±1.658 ^a	129.417±3.208 ^a
Mentalforam area (R)	12.258±0.174 ^c	9.317±0.446 ^c

Yield strength of cortical bone is 83.2 MPa; of cancellous bone is 13 MPa^[8]; a: Von Mises stress > 83.2 MPa; b: 13 MPa < Von Mises stress < 83.2 MPa; c: Von Mises stress < 13 MPa

当左侧下颌角受到水平向右垂直于矢状面的外力(I)时, 左右两侧的下颌角及髁状突颈部的 Von Mises 应力大于皮质骨的屈服强度 83.2 MPa, 极易造成骨折(图2a, b)。正中联合区域内侧面, 左侧颞孔区的 Von Mises 应力值均小于83.2 MPa, 但其值大于松质骨的屈服强度13 MPa, 因此该部位可能会出现骨裂, 而右侧颞孔区的 Von Mises 应力值小于松质骨的屈服强度13 MPa, 仅会造成轻微损伤(图2c, d)。

当左侧下颌角下缘受到垂直向上平行于矢状面的外力(II)时, 左侧和右侧的下颌角及髁状突颈部极易造成骨折, 正中联合区域内侧面和

¹ 兰州大学口腔医学院口腔修复科, 甘肃省兰州市 730000; ² 西北民族大学口腔医学院, 甘肃省兰州市 730030

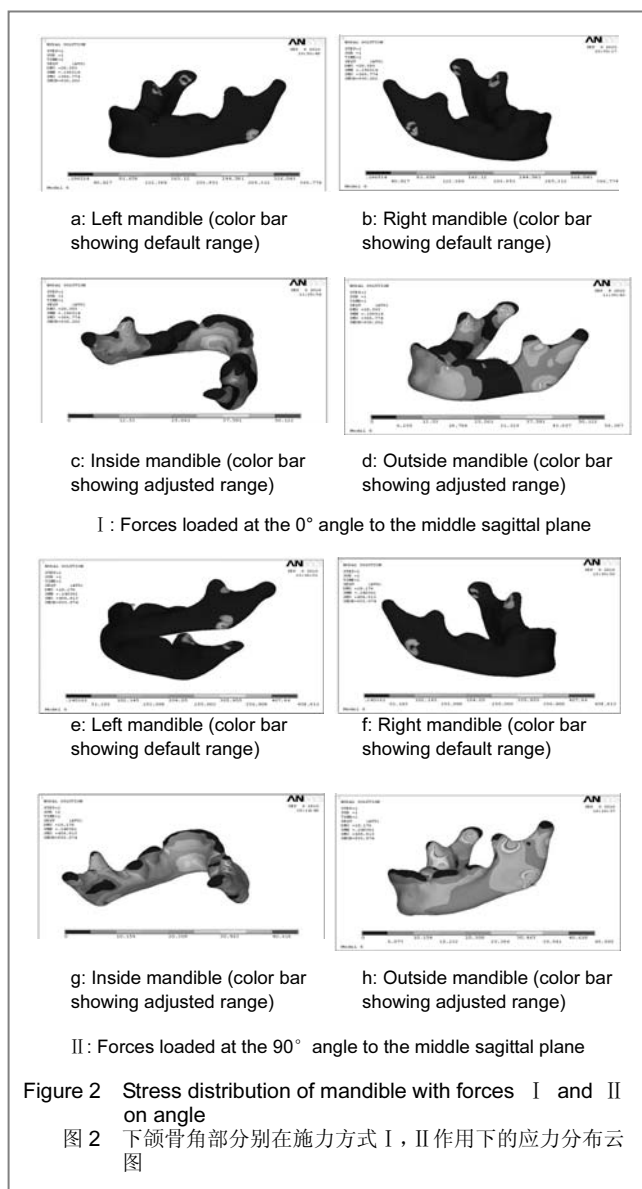
吴凌莉★, 女, 1983年生, 汉族, 兰州大学口腔医学院在读硕士, 主要从事口腔基础及临床医学研究。llii2004825@yahoo.com.cn

通讯作者: 何祥一, 教授, 硕士生导师, 兰州大学口腔医学院口腔修复科, 甘肃省兰州市 730000 xiangyihe@yahoo.com.cn

中图分类号: R318
文献标识码: A
文章编号: 1673-8225 (2011)09-01566-04

收稿日期: 2010-09-18
修回日期: 2010-11-05 (20100918004/W·Z)

左侧颞孔区可能会出现骨裂,而右侧颞孔区仅会轻微损伤(图2e~h)。



3 讨论

3.1 下颌骨模型的建立 有限元分析法在1973年被引入了口腔医学领域^[9]。近些年来,随着电子计算机技术的飞速发展以及各种功能齐全的软件开发,有限元分析法被广泛应用于各种复杂力学问题的研究^[10-22]。该方法的基础是模型的建立,如何提高模型的相似性是研究的重心^[23-26],模型的相似性与实验结果的准确性息息相关。而目前所采用的常规建模方法,例如Photoshop, Autocad等软件建模,过程极其复杂,要在图像处理软件中人工准确对位,还要进行数据转换。这样不仅耗费大量的时间,而且会造成部分数据的丢失和失真,而对位的不准确也会直接影响所建立模型的精确性。此外,有限元内并不支持高阶曲面,但由于下颌骨复杂的解剖

结构,用Autocad等软件建模会生成高阶复杂曲面,从而无法进行网格的划分。而本文将CT扫描的数据以DICOM格式导入Amira软件中,直接将二维图像数据转换为下颌骨的点云分布图,排除了人为因素的影响。再导入UG造型软件中,UG中的逆向工程软件Imageware,具有强大的点云数据处理功能,可以进行点云的正交化。此方法使模型具有可调性,精确到点,不存在简化,点控制曲线,由曲线控制曲面,再由曲面生成三维实体模型^[27-32]。此方法所建立的模型从外形上较好得模拟了实体。

3.2 下颌骨模型的受力分析 骨组织的力学性质是非均匀的、各向异性的非线性的,一般区分的皮质骨和松质骨在力学性质上也是渐变的,由于生物组织的个体差异性较大,所取参数的不同都可以有合理的解释^[33]。本文将皮质骨和松质骨材料参数综合等效为弹性模量12 GPa,并假设模型中的各组织均为连续,均质,各向同性的线弹性材料。

骨骼有限元分析中多选用Von Mises 应力做指标,它常用于表示某种材料承受的总应力情况,其所产生的应变即等效应变,可以作为判断材料某处会出现磨损或衰竭的可靠指征^[34]。骨科有限元分析用它作为屈服标准。

在ANSYS有限元分析中,对模型施加载荷后的计算结果可用应力云分布或数字显示。云图默认分为9个等级,由蓝色至红色逐渐升高。云图的等级及数字显示范围,可根据研究需要调整,使结果的显示更加理想。以施力方式 I 为例,图2a, b的彩条数字显示范围为默认范围,此时,左侧下颌角区呈现红橙黄色应力变化,表示此处应力十分集中,即为损害严重区域。同时右侧下颌角区,以及左右两侧髁状突颈部和喙突颈部的内侧面出现了浅蓝色,说明这几处均为损害较严重的区域。图2c, d彩条数字显示范围为调整后的0~56.387,此时可清楚看到下颌骨应力分布情况,除下颌角和髁状突颈部外,正中联合区域内侧面,左侧颞孔区显示应力集中。而右侧颞孔区显示深蓝色,应力较小。本实验显示两侧喙突颈部也是大应力区,会发生骨折。由于各人采用的建模方法,简化方法及约束设置等不同,结果可能存在差异。同时,由于个体局部骨质情况差异,咀嚼肌作用下的模型验证相当困难等因素,使其数值的精度与实际情况有一定的差距,要结合临床检查才能得出较合理的结论。

由此可见,当下颌骨角部受到瞬间外力时,应力主要集中在下颌骨的薄弱部位,应力较大部位与骨折易发部位密切相关。且在薄弱区域中,两侧下颌角及髁状突颈部的损害最为严重。因下颌角位于体和支的转折处,第3磨牙的牙槽窝位于其间,而髁状突颈部较细小,其上下均较粗大^[35-36],当应力波在骨组织传导过程中,骨

结构的横截面积陡然减小,且由于关节窝后部应力回弹叠加,所以两侧下颌角及髁状突颈部处的应力大且集中。本文从理论上证实了髁突骨折很少是由于外力直接作用于局部所致^[37]。临床上这两部位的骨折也较常见。且当双侧髁突颈骨折时,下颌不能作前伸运动,后牙早接触,前牙开殆,侧方殆运动受限。根据这种情况,临床应及时采取对策改变骨的应力或对应力集中的部位采取防护性措施,以免不稳定的骨折固定产生的离散力造成骨折延期愈合或不愈合,同时将应力的分布作为骨折修复的参考依据^[38-39]。

4 参考文献

- [1] Qiu WL.Beijing: People's Medical Publishing House. 2003:183. 邱蔚六.口腔颌面外科学[M].5版.北京:人民卫生出版社,2003:183.
- [2] Hampson D.Facial injury:a review of biomechanical studies and test procedures for facial injury assessment.J biomech.2000; 30: 1-7.
- [3] Willinger R, Baumgartner D, Chinn B, et al.Head tolerance limits derived from numerical replication of real world accidents. Proceeding of 65th international conference on biomechanic.2000; 46:209-221.
- [4] Salavagione HJ, Arias J, Garces P, et al. Spectroelectrochemical study of the oxidation of aminophenols on platinum electrode in acid medium.Journal of Electroanalytical Chemistry.2004;565(2): 375-383.
- [5] Wu LJ,Liao JM,Zhong SZ,et al.Zhongguo Linchuang Jiepouxue Zazhi. 2004;22(4):408-410. 吴立军,廖进民,钟世镇,等.咀嚼肌牵动的下颌骨三维有限元建模与数值分析[J].中国临床解剖学杂志,2004,22(4):408-410.
- [6] Sun J,Zhang FQ,Wang DM,et al.Shanghai Kouqiang Yixue. 2004;13(1):41-43. 孙健,张富强,王冬梅,等.三种加载方式下正常人下颌骨三维有限元应力分布分析[J].上海口腔医学,2004,13(1):41-43.
- [7] Li SF.Tiyu Xuekan. 2003;10(6):68-69. 李仕丰.重心对散手直拳力量的影响[J].体育学刊,2003,10(6):68-69.
- [8] Cui X,Zhao DW,Gu CJ.Zhongguo Linchuang Jiepouxue Zazhi. 2005;23(2):193. 崔旭,赵德伟,古长江.股骨头缺血性坏死塌陷预测的生物力学研究[J].中国临床解剖学杂志,2005,23(2):193.
- [9] Farah JW,Craig RG.Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar.Biomech.1973;5(6): 511-514.
- [10] Lan TH,Pan CY,Lee HE,et al.Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible:a three-dimensional finite element study.Oral Maxillofac Implants. 2010;25(4):763-70.
- [11] Matsunaga S,Shirakura Y,Ohashi T,et al.Biomechanical role of peri-implant cancellous bone architecture.Prosthodont. 2010; 23(4):333-338.
- [12] Winter W,Möhrle S,Holst S,et al. Parameters of implant stability measurements based on resonance frequency and damping capacity:a comparative finite element analysis.Oral Maxillofac Implants.2010;25(3):532-539.
- [13] Naveau A,Chesneau J,Barquins M,et al.Biomechanical behavior of tooth-supported fixed partial dentures by 3D FEA.Prosthodont Restor Dent. 2009;17(4):157-163.
- [14] Jiang W,Bo H,Yongchun G,et al. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment:a three-dimensional finite element analysis.Prosthet Dent.2010;103(1):6-12.
- [15] Kashi A,Chowdhury AR,Saha S.Finite element analysis of a TMJ implant.Dent Res.2010;89(3):241-245.
- [16] Meyer J.Visualization of osseointegration of maxilla and mandible dental implants.Comput Assist Radiol Surg.2010;5(1):69-76.
- [17] Rafferty BT,Janal MN,Zavanelli RA,et al.Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress.A finite element model study. Dent Mater.2010;26(2): 156-163.
- [18] Song J,Cui J,Zhu SS,et al.Shiyong Kouqiang Yixue Zazhi. 2010; 26(4):491-494. 宋健,崔剑,祝颂松,等.不同下颌角成形术后下颌骨受力的三维有限元分析[J].实用口腔医学杂志,2010,26(4):491-494.
- [19] Liu Y,Li JY,Zhao WD,et al.Nanfang Yike Daxue Xuebao. 2008; 28(1):70-72. 刘阳,李鉴轶,赵卫东,等.下颌骨撞击试验与有限元分析[J].南方医科大学学报,2008,28(1):70-72.
- [20] Qiu JX,Zhao X,Chen XM,et al.Sichuan Daxue Xuebao. 2010; 41(2):303-306. 邱俊贤,赵曦,陈新民,等.人体上颌第二双尖牙的结构力学研究[J].四川大学学报,2010,41(2):303-306.
- [21] Huang Q,Wang C,Wang SA,et al.Zhongqing Yixue. 2010;39(8): 947-948. 黄茜,王聪,王少安,等.种植体-基桩界面结构的三维有限元应力分析[J].重庆医学,2010,39(8):947-948.
- [22] Zhang HZ,Ma CS,Hou M,et al.Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2008;12(30):5829-5832. 张海钟,马春生,侯敏,等.以三维有限元法分析髁突横断骨折和纵行骨折的生物力学应力[J].中国组织工程研究与临床康复,2008,12(30): 5829-5832.
- [23] You SL,Huang YL,Sun M,et al.Kouqiang Yixue Yanjiu. 2008;24(4): 381-383. 游素兰,黄远亮,孙旻,等.应用Mimics软件建立下颌无牙颌三维有限元模型[J].口腔医学研究,2008,24(4):381-383.
- [24] Zhang J,Luo Q,Wang JP,et al.Zhongguo Meirong Yixue. 2010; 19(3):344-347. 张劲,罗奇,王竞鹏,等.下颌骨截骨整形手术三维有限元模型的建立[J].中国美容医学,2010,19(3):344-347.
- [25] Okumura N,Stegaroiu R,Nishiyama H, et al. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: CoMParison with the conventional model[J]. Prosthodont Res.2010 oct 6 [Epub ahead of print].
- [26] Quereshy FA,Savell TA,Palomo JM.Applications of cone beam computered tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery.J Oral Maxillofac Surg.2008;66(4):791-796.
- [27] Yang P,Zhang SF,Liu JP,et al.Disi Junyi Daxue Xuebao. 2007; 28(9):852-854. 杨萍,张少锋,刘继鹏,等.Amira与UG及ALGOR软件联合建立下颌磨牙三维有限元模型[J].第四军医大学学报,2007,28(9):852-854.
- [28] Lin D,Li Q,Li W,et al.Mandibular bone remodeling induced by dental implant.Biomech.2010;43(2):287-293.
- [29] Schuller-Götzburg P, Pleschberger M,Rammerstorfer FG,et al.3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate.Oral Maxillofac Surg.2009;38(12):1298-1305.
- [30] Gupta A,Hazarey PV,Kharbanda OP,et al. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction:a 3-dimensional finite element study.Part 2.Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135(6):749-756.
- [31] Hasegawa A,Shinya A,Nakasone Y,et al. Development of 3D CAD/FEM Analysis System for Natural Teeth and Jaw Bone Constructed from X-Ray CT Images. Biomater.2010: 659802.
- [32] Rodrigues FP,Li J,Silikas N,et al. Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. Dent Mater.2009; 25(6):e47-55.
- [33] 杨汝,牛文鑫,丁祖泉,等.完整股骨有限元建立及其应用于正常站立位生物力学分析.中国生物医学工程进展—2007中国生物医学工程联合学术年会论文集(下册),2007.
- [34] Li MY.Disi Junyi Daxue Boshi Xuewei Lunwen. 2003. 李明勇.牙与固定修复体的动力学研究—振动分析和疲劳测试[D].第四军医大学博士学位论文,2003.
- [35] Pi X.Beijing: People's Medical Publishing House. 2005:96. 皮昕.口腔解剖生理学[M].5版.北京:人民卫生出版社,2005:96.
- [36] Liu Y,Zhao WD,Wang HJ,et al.Zhongguo Linchuang Jiepouxue Zazhi. 2005;23(3):255-258. 刘阳,赵卫东,王慧君,等.下颌骨骨折机理的解剖学研究[J].中国临床解剖学杂志,2005,23(3):255-258.
- [37] Zhang HZ,Bu RF,Liu CM,et al.Zhonghua Chuangshang Zazhi. 2004;20(1):26-29. 张海钟,步荣发,柳春明,等.颌面骨撞击伤的生物力学研究[J].中华创伤杂志,2004,20(1):26-29.
- [38] Craig M,Bir C,Viano D,et al.Biomechanical response of the human mandibular to iMPacts of the chin.Biomech.2008; 41(14): 2972-2980.
- [39] Xu J,Xiong HR,Jiang P.Jiangsu Daxue Xuebao. 2006;16(4): 291-293. 徐金,熊桂荣,姜平.不同年龄下颌骨应力分布与骨折发病率的关系[J].江苏大学学报,2006,16(4):291-293.

来自本文课题的更多信息——

基金资助: 中央高校基本科研业务费专项资金 (luzjbky-2010-142)。

作者贡献: 实验设计及实施为第一作者及通讯作者, 评估为其他作者, 作者均受过相关培训。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理批准: 没有与相关伦理道德冲突的内容。