

[文章编号] 1000-1182(2011)02-0118-03

· 基础研究 ·

# 人工楔状缺损对牙颈部硬组织应力分布的影响

杨文丽<sup>1</sup> 林雪峰<sup>2</sup> 朱娟芳<sup>1</sup> 刘耀鹏<sup>3</sup>

(1. 郑州大学第一附属医院 口腔科, 郑州 450052;

2. 中山大学光华口腔医学院·附属口腔医院 修复科, 广州 510055;

3. 香港理工大学 土木结构工程学系, 香港)

[摘要] 目的 分析楔状缺损患牙颈部硬组织的应力分布。方法 在下颌前磨牙沿釉牙本质界建立三角形缺损, 设计楔状缺损模型, 模拟侧方运动中牙齿的受力情况, 对下颌前磨牙颈部硬组织行非线性接触分析。结果 斜向载荷下, 釉牙本质界缺损的下颌前磨牙缺损区尖端存在明显的拉应力集中。随缺损高度的增加, 应力值增大, 应力集中程度也增加; 应力集中区沿釉牙本质界向殆方延伸。结论 釉牙本质界破坏改变缺损区牙颈部的应力分布。

[关键词] 殆力; 应力; 接触分析; 有限元法

[中图分类号] R 781.2 [文献标志码] A [doi] 10.3969/j.issn.1000-1182.2011.02.002

## Finite element contact stress analysis of simulating teeth with wedge shaped defects in the cervical region

YANG Wen-li<sup>1</sup>, LIN Xue-feng<sup>2</sup>, ZHU Juan-fang<sup>1</sup>, LIU Yao-peng<sup>3</sup>. (1. Dept. of Stomatology, The First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China; 2. Dept. of Prosthodontics, Guanghua School of Stomatology, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510055, China; 3. Dept. of Civil and Structural Engineering, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China)

[Abstract] **Objective** To study the distribution of stress of simulating teeth with wedge shaped defects in the cervical region. **Methods** The models of anisotropic enamel of the mandibular first premolar and the opposite maxillary first premolar crown were created. A defect was introduced into the model of mandibular premolar in the buccal cervical region along the enamel-dentinal junction(DEJ). The stress distribution in the cervical region of the mandibular premolar was investigated considering lateral condition simulating working micromotions. In this case, the stroke was applied to the maxillary first mandibular in a stepping procedure using nonlinear contact analysis. **Results** The stresses were concentrated in the defect of the enamel and dentin at the DEJ in the condition of lateral loading. As the defect length increased in size, the peak maximum principal stress(MPS) value and the magnitude of the stress field along the DEJ both increased. **Conclusion** Undermined cervical DEJ had a significant effect on the stress distribution in the buccal cervical region.

[Key words] occlusal force; stress; contact analysis; finite element method

近年来, 殆力在楔状缺损形成中的作用逐渐得到重视<sup>[1-2]</sup>。临床上常见楔状缺损患牙伴有牙龈退缩的现象。牙龈退缩可使釉牙骨质界暴露, 而此处结构比较薄弱, 易受到应力、酸蚀或刷牙作用而破坏, 累及牙本质或直接破坏牙本质。本研究建立具有不同高度釉牙本质界缺损即人工楔状缺损的下颌前磨牙二维有限元模型, 模拟侧方运动中牙齿的受力情况, 分析釉牙本质界破坏对牙颈部应力分布的影响, 进一步探讨楔状缺损的发生机制。

## 1 材料和方法

### 1.1 标本选择

选择中山大学光华口腔医学院·附属口腔医院颌面外科1名17岁女性患者因正畸原因拔除的右侧上、下颌第二前磨牙为研究标本。标本牙的牙体形态正常, 无明显磨耗; 测量其外形尺寸, 在王惠芸<sup>[3]</sup>报道的中国人牙齿标准值范围之内。

### 1.2 模型的建立

采用石蜡包埋标本并内置金属线以标记牙齿的正中颊舌向矢状面, 对包埋块进行螺旋CT断层扫描, 断面与牙长轴平行。提取金属线标记的牙齿矢状面轮廓线, 记录关键点的坐标。设牙周膜的厚度为

[收稿日期] 2010-02-12; [修回日期] 2010-06-15

[作者简介] 杨文丽(1978—), 女, 河南人, 主治医师, 硕士

[通讯作者] 林雪峰, Tel: 020-83802805

0.25 mm，松质骨和皮质骨的厚度参考文献[4]。牙齿二维几何模型导入ANSYS 8.0有限元分析软件，用plane 42平面应变单元自动与手工结合划分有限元模型的单元和节点。上、下颌前磨牙有限元模型节点数分别为2 056和3 382，单元数分别为1 884和3 272。在此模型上，建立下颌前磨牙不同高度釉牙本质界缺损的有限元模型<sup>[5]</sup>，方法为：首先在下颌前磨牙有限元模型的颊侧牙颈部釉牙骨质界处删除单元网格，然后在釉质与牙本质交界的龈方终点处建立沿釉牙本质界向殆方的三角形缺损，即颈部釉牙骨质界为三角形缺损下缘，殆龈向缺损宽度为0.1 mm，釉牙本质界缺损高度分别为0.15、0.30、0.45、0.60 mm，最后局部重新划分模型的单元和节点(图1)。

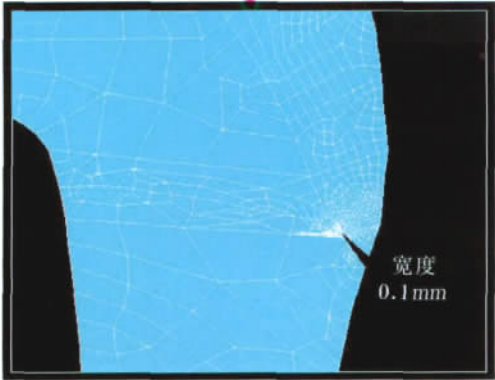


图1 局部釉牙本质界缺损的有限元模型网格图

Fig 1 The finite element mesh of detail of buccal cervical defect at the enamel-dentinal junction

1.3 材料的力学参数

本研究假设釉质为各向异性材料。假定釉柱长轴为垂直于釉牙本质界的釉柱，平行于釉柱长轴方向的弹性模量 $E_x=80\,000\text{ MPa}$ ，为主弹性模量；垂直于釉柱长轴方向的弹性模量 $E_y=E_z=20\,000\text{ MPa}$ ，主弹性模量以间隔角度 $10^\circ$ 的增量旋转 $180^\circ$ ，建立呈放射状分布的各向异性釉质<sup>[6]</sup>。其余材料的力学参数<sup>[6-7]</sup>见表1。

表1 有关组织的力学参数

Tab 1 The mechanical parameter of the structural elements

组织	弹性模量/MPa	泊松比
釉质	80 000( $E_x$ ) 20 000( $E_y$ 和 $E_z$ )	0.30
牙本质	15 000	0.31
牙周膜	50	0.49
骨松质	13 800	0.26
骨皮质	345	0.31

1.4 接触对的建立

分别用接触单元CONTAC171和目标单元TARGE 169模拟下颌前磨牙接触面和上颌前磨牙目标面。接触刚度为 $0.1\text{ N}\cdot\text{mm}^{-1}$ ，摩擦系数为0.4。

1.5 加载方式

以上、下颌前磨牙最大限度接近牙尖交错位，而无接触发生的位置为预备位。载荷位移为0.2 mm，平衡迭代次数为25次。本研究模拟侧方运动中牙齿的受力情况，设计加载方式(图2)。从预备位向左侧水平微动上颌前磨牙，迭代1次( $8\text{ }\mu\text{m}$ )，与下颌前磨牙颊尖颊斜面达到一点接触，继续迭代16次( $128\text{ }\mu\text{m}$ )，达到接触力100 N。

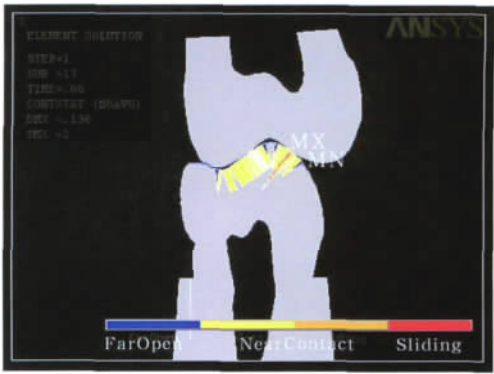


图2 侧方运动工作侧一点接触

Fig 2 Working micromotion on one contact

1.6 实验条件及边界条件假设

除各向异性的釉质外，其余组织和材料均假设为连续、均质、各向同性的线弹性材料。上颌前磨牙釉牙骨质界下2 mm处约束固定，下颌前磨牙牙槽骨外周约束固定，限定水平和垂直方向均无位移，无面内旋转。

1.7 牙颈部应力分析

选择第一主应力为变量描述应力分布，在第一主应力分布图上，以不同颜色表示不同应力，越接近红色，拉应力越大；越接近蓝色，压应力越大。

2 结果

模拟侧方运动工作侧一点接触载荷下，完整和不同釉牙本质界缺损高度的下颌前磨牙牙颈部的第一主应力分布见图3、4。

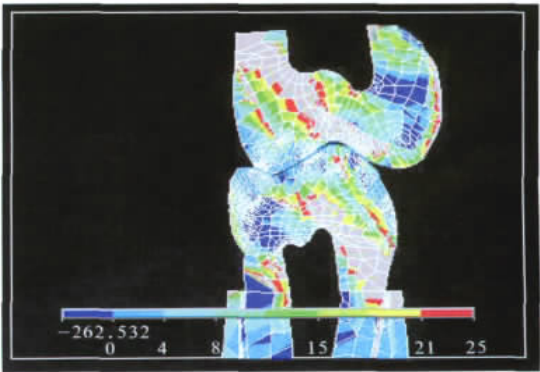
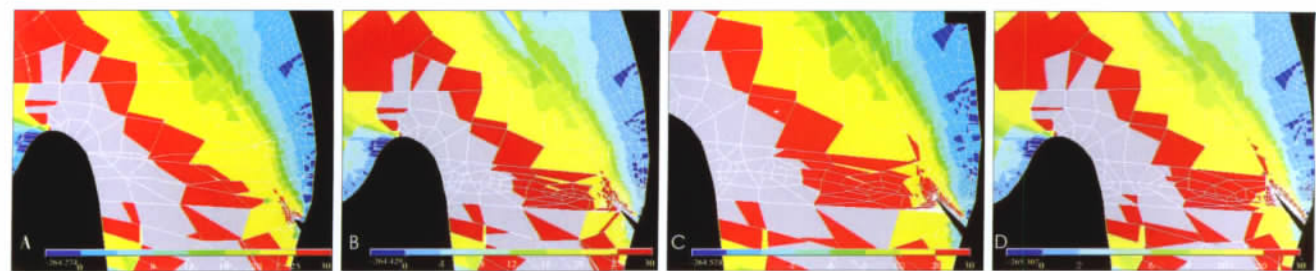


图3 完整下颌前磨牙颈部第一主应力分布图

Fig 3 The maximum principal stress in the cervical region of intact mandibular premolar



A~D: 釉牙本质界缺损高度分别为0.15、0.30、0.45、0.60 mm。

图 4 不同釉牙本质界缺损高度的下颌前磨牙颈部第一主应力分布图

Fig 4 The maximum principal stress in the cervical region of the mandibular with different cervical defect length

完整下颌前磨牙颊侧颈部釉牙骨质界出现拉应力集中。而釉牙本质界缺损的下颌前磨牙缺损区尖端存在明显拉应力集中，随着缺损高度的增加，应力的集中程度增加，应力集中区沿釉牙本质界向殆方延伸。

模拟侧方殆力作用下，颊侧牙颈部硬组织产生的最大应力见表2。随着缺损高度的增加，最大第一主应力增大，0.60 mm釉牙本质界缺损的下颌前磨牙颊侧颈部的釉质和釉牙本质界的最大第一主应力达69.765 MPa和64.826 MPa，比完整的下颌前磨牙增加184%、163%。

表 2 颊侧牙颈部硬组织最大第一主应力测定结果

Tab 2 The peak maximum principal stress values in the cervical area under lateral loading MPa

缺损高度/mm	最大第一主应力	
	颊侧釉质	颊侧釉牙本质界
0	24.566	24.689
0.15	30.689	27.012
0.30	39.717	36.156
0.45	52.080	48.883
0.60	69.765	64.826

3 讨论

接触问题是一种普遍的非线性行为，牙齿在紧咬和咀嚼运动等功能状态下的撞击、摩擦、滑动等都是接触非线性行为，采用有限元接触非线性分析可以更好地模拟牙齿的受力情况。多数研究<sup>[6,8]</sup>发现：釉质各向异性特征明显影响了牙颈部的应力分布，因此应用有限元法对牙体组织特别是牙颈部进行应力分析时，釉质的各向异性特征不应被忽略。但是，由于牙齿组织结构复杂，釉质完全各向异性的有关力学参数目前还无法获取，所以尚不能建立釉质各向异性的三维有限元模型。本研究建立了1名患者的上、下颌前磨牙的釉质各向异性的二维有限元模型，微动上颌前磨牙与下颌前磨牙达到接触，

根据牙齿实际的咬合接触状态设计加载方式，较真实地模拟了侧方运动中牙齿的受力情况，具有较好的载荷相似性和代表性。应用该模型对牙颈部组织进行有限元接触分析，结果具有较好的参考价值。

本研究发现：楔状缺损改变了缺损区牙颈部的应力分布。完整的下颌前磨牙在模拟侧方殆力的作用下，应力集中于颊侧釉牙骨质界区域；而颊侧釉牙本质界破坏的下颌前磨牙缺损区尖端均存在拉应力集中，应力集中区沿釉牙本质界向殆方延伸。其原因可能在于完整牙齿在殆力作用下，牙颈部应力沿釉质向内、向下传递到牙本质，而当釉牙本质界缺损时，中断了釉质的应力向牙本质传递，导致缺损区及釉牙本质界应力集中。

最大主应力反映了材料内部各点最大可能的拉应力。釉质和牙本质都是耐压不耐拉的脆性组织，在拉应力集中部位容易引起牙齿组织结构的破坏<sup>[9]</sup>。Dejak等<sup>[10]</sup>模拟正常和异常咬合情况，对下颌第一磨牙进行有限元应力分析，结果表明：在异常咬合情况下，颊侧牙颈部釉牙本质界Tsai-Wu强度系数超过其极限强度，导致釉牙本质界断裂破坏；采用有限元法模拟删去断裂破坏的牙体组织，在同样的载荷作用下，缺损区尖端牙体组织Tsai-Wu强度系数明显增加，破坏沿釉牙本质界进展。本研究结果表明：釉牙本质界破坏导致缺损区尖端拉应力集中，随缺损高度增加，应力值成倍增加，这表明釉牙本质界缺损的下颌前磨牙在模拟侧方殆力作用下，缺损区牙体组织所承受的应力成倍增加，其破坏程度也成倍增加，加速了牙颈部缺损的形成。随着釉牙本质界缺损高度的增加，应力集中程度增加，这提示：随着缺损的加深，破坏速度加快。目前多数生物力学研究<sup>[2,11]</sup>认为：在长期反复的殆力作用下，釉质首先发生疲劳破坏，釉质组织结构的丧失是楔状缺损形成的初始阶段。本研究结果提示：殆力因素导致楔状缺损发生的初始阶段应包括釉牙本质界破坏，同时釉牙本质界破坏加速了楔状缺损的形成和



移,在种植体受到载荷时,骨质和种植体在三维方向上都发生了位移,因此,比较三维方向上的微动变化更能反映即刻负重的特征。在有限元模型中表现为:加载力作用下,种植体表面所定义节点与对应骨面节点之间在三维方向上相对位移,本研究就模拟了种植体即刻负重后骨界面的真实界面情况。

本研究结果显示:种植牙受力角度的加大,主要加重了种植牙颈周皮质骨内的应力,角度越大,应力就越大。许多临床应用研究<sup>[6-10]</sup>结果证实:非轴向角度即刻负重种植牙颈周骨质的吸收是明显的。本研究结果与临床观察结果是一致的。

这一研究结果提示,在种植外科及种植修复牙时,尤其是即刻种植即刻负重的种植牙,更应注意种植牙和基桩的角度,尽量避免受到侧向力,特别是颊舌向的侧向力;同时临床上种植牙即刻修复时只允许正中殆接触,而不能有前伸殆和侧方殆接触,以保证种植义齿的成功率,否则,将会加快种植义齿颈周骨的吸收,缩短种植牙的寿命,影响种植义齿的成功率。

#### [参考文献]

- [1] 李香霞,韩科,卜奎星,等. 下颌骨形态对种植体-骨界面应力分布影响的研究[J]. 中华口腔医学杂志, 2002, 37(6): 428-430.  
LI Xiang-xia, HAN Ke, BU Kui-xing, et al. The study of mandible bone shape on biomechanical distribution on implant-bone interface[J]. Chin J Stomatol, 2002, 37(6): 428-430.
- [2] Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, et al. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by *in vivo* data[J]. Clin Oral Implants Res,

(上接第120页)

发展。这一结果有待在临床长期观察中验证。

#### [参考文献]

- [1] Palamara JE, Palamara D, Messer HH, et al. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions[J]. J Dent, 2006, 34(3): 185-194.
- [2] Boric J, Anic I, Smojver I, et al. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion[J]. J Oral Rehabil, 2005, 32(7): 504-510.
- [3] 王慧芸. 我国人牙的测量和统计[J]. 中华口腔科杂志, 1959, 7(3): 149-155.  
WANG Hui-yun. Measurement and statistics of tooth in Chinese people[J]. Chin J Stomatol, 1959, 7(3): 149-155.
- [4] Lindhe J, Karring T, Araujo M. Clinical periodontology and implant dentistry[M]. 4th ed. Denmark: Blackwell Munksgaard, 2003: 27-43.
- [5] Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: A finite element study[J]. Eur J Oral Sci, 2004, 112(4): 347-352.

2004, 15(2): 239-248.

- [3] Karlsson H. ABAQUS/Standard有限元软件入门指南[M]. 庄茁, 译. 北京: 清华大学出版社, 1998: 15-19.  
Karlsson H. The finite element software portal guide of ABAQUS/Standard[M]. Translated by ZHUANG Zhuo. Beijing: Tsinghua University Press, 1998: 15-19.
- [4] Vandamme K, Naert I, Geris L, et al. The effect of micromotion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit[J]. Eur J Oral Sci, 2007, 115(1): 21-29.
- [5] 邹敬才,唐文杰,肖光裕,等. 种植牙受力角度对骨界面应力分布的影响[J]. 口腔医学, 1996, 16(2): 67-68.  
ZOU Jing-cai, TANG Wen-jie, XIAO Guang-yu, et al. Influence of loading angle on biomechanical distribution on implant-bone interface[J]. Stomatology, 1996, 16(2): 67-68.
- [6] de Wijs FL, Cune MS, van Rossen IP, et al. Delayed implants in the anterior maxilla with the IMZ-implant system: A radiographical evaluation[J]. J Oral Rehabil, 1995, 22(11): 797-802.
- [7] Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 1986, 1(1): 11-25.
- [8] Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses[J]. J Prosthet Dent, 1988, 59(1): 59-63.
- [9] Meijer HJ, Steen WH, Bosman F. Standardized radiographs of the alveolar crest around implants in the mandible[J]. J Prosthet Dent, 1992, 68(2): 318-321.
- [10] Nasr HF, Meffert RM. A proposed radiographic index for assessment of the current status of osseointegration[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 1993, 8(3): 323-328.

(本文编辑 李彩)

- [6] Rees JS, Jacobsen PH. Modelling the effects of enamel anisotropy with the finite element method[J]. J Oral Rehabil, 1995, 22(6): 451-454.
- [7] Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament[J]. Biomaterials, 1997, 18(14): 995-999.
- [8] De Las Casas EB, Cornacchia TP, Gouvêa PH, et al. Abfraction and anisotropy—effects of prism orientation on stress distribution [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2003, 6(1): 65-73.
- [9] Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW Jr, et al. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale[J]. Arch Oral Biol, 2001, 46(2): 173-183.
- [10] Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction[J]. J Prosthet Dent, 2005, 94(6): 520-529.
- [11] Tanaka M, Naito T, Yokota M, et al. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force[J]. J Oral Rehabil, 2003, 30(1): 60-67.

(本文编辑 胡兴戎)