

# 釉牙本质界潜行性破坏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>, 刘耀鹏<sup>3</sup> (<sup>1</sup>郑州大学第一附属医院口腔科, 河南省郑州市 450052; <sup>2</sup>中山大学光华口腔医学院修复科, 广东省广州市 510055; <sup>3</sup>香港理工大学土木工程学系, 香港特别行政区)

## 文章亮点:

- 1 结合临床研究建立不同深度釉牙本质界缺损的下颌前磨牙有限元模型, 探讨楔状缺损发生及发展的机制。
- 2 模拟紧咬和咀嚼运动等功能状态下牙齿的受力状况进行有限元接触分析, 具有更高的载荷相似性, 有限元分析结果更加可靠。

## 关键词:

组织构建; 组织工程; 殆力; 应力; 接触分析; 有限元法

## 主题词:

牙本质; 牙应力分析; 咬合力; 有限元分析

## 摘要

背景: 对釉牙本质界缺损的下颌前磨牙进行有限元接触分析, 为楔状缺损的预防及咬合治疗提供生物力学依据。

目的: 分析釉牙本质界潜行性破坏对牙颈部硬组织应力分布的影响。

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, 模拟紧咬和咀嚼运动中牙的受力情况, 对下颌前磨牙颈部硬组织进行非线性接触分析。

结果与结论: 模拟紧咬和咀嚼运动中牙的受力情况, 釉牙本质界缺损的下颌前磨牙缺损区均存在明显应力集中。随着缺损高度的增加, 应力值增大, 应力集中程度也增加。可见釉牙本质界破坏改变了缺损区牙颈部的应力分布, 临床上楔状缺损应及时充填治疗。

杨文丽, 林雪峰, 刘耀鹏. 釉牙本质界潜行性破坏对牙颈部硬组织应力分布的影响[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(7):1015-1020.

杨文丽, 女, 1978年生, 河南省南阳市人, 汉族, 2006年中山大学光华口腔医学院毕业, 硕士, 主治医师, 主要从事口腔修复及咬合的临床和科研工作。

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.

2014.07.006

[http://www.crter.org]

中图分类号:R318

文献标识码:A

文章编号:2095-4344

(2014)07-01015-06

稿件接受:2013-12-13

## Effects of undermining damage of enamel-dentinal junction on stress distribution of sclerous tissues of dental cervix

Yang Wen-li<sup>1</sup>, Lin Xue-feng<sup>2</sup>, Liu Yao-peng<sup>3</sup> (<sup>1</sup>Department of Stomatology, First Affiliated Hospital, Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, Henan Province, China; <sup>2</sup>Department of Prosthodontics, Guanghua School of Stomatology, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510055, Guangdong Province, China; <sup>3</sup>Department of Civil and Structural Engineering, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong Special Administrative Region, China)

## Abstract

**BACKGROUND:** Finite element contact analysis was performed in premolars of lower mandible with enamel-dentinal junction defects, which provided biomechanical evidence for the prevention of wedge-shaped defect and occlusion treatment.

**OBJECTIVE:** To analyze the effects of undermining damage of the enamel-dentinal junction on the stress distribution of sclerous tissues of dental cervix.

**METHODS:** Triangle defects were established and models of wedge-shaped defect were designed in mandibular premolar along the enamel-dentinal junction. The stresses during tightly biting and masticatory movement were simulated. Nonlinear contact analysis was conducted in sclerous tissues of mandibular premolar in the buccal cervical region.

**RESULTS AND CONCLUSION:** By simulating the stresses during tightly biting and masticatory movement, the stresses were concentrated in the defected regions of mandibular premolar at the enamel-dentinal junction. With the defect length increased in size, the stress value and the magnitude of the stress field both increased. These indicated that the destruction of enamel-dentinal junction altered stress distribution in the buccal cervical region. In the clinic, wedge-shaped defect should be filled promptly.

**Subject headings:** dentin; dental stress analysis; bite force; finite element analysis

Yang WL, Lin XF, Liu YP. Effects of undermining damage of enamel-dentinal junction on stress distribution of sclerous tissues of dental cervix. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2014;18(7):1015-1020.

Yang Wen-li, Master, Attending physician, Department of Stomatology, First Affiliated Hospital, Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, Henan Province, China

Accepted: 2013-12-13

## 0 引言 Introduction

楔状缺损是牙颈部硬组织发生缓慢消耗所形成的缺损, 由于这种缺损常呈楔形而得名, 可发生于牙齿的唇、颊侧及舌、腭侧, 国内楔状缺损患病率高达90%以上<sup>[1]</sup>。楔状缺损可导致牙本质过敏, 重度者可引起牙髓病、根尖周病、甚至导致牙折断, 造成患者咀嚼功能减退。发生于前牙的楔状缺损还可导致美容缺陷, 引起患者社交和心理障碍。而临床研究发现楔状缺损与牙龈退缩经常同时发生, 牙龈退缩可导致釉牙骨质界暴露<sup>[2-4]</sup>。釉牙骨质界结构比较薄弱, 易受到外部机械或化学因素长期作用而破坏, 从而进一步导致牙本质的破坏。而釉牙本质界的破坏对牙颈部硬组织的应力分布是否有改变? 牙颈部硬组织应力的改变对楔状缺损的形成和发展是否有关?

有限元法是口腔生物力学研究的重要手段, 众多学者采用有限元法对牙颈部硬组织进行应力分析, 探讨殆力在楔状缺损形成中的作用<sup>[5-13]</sup>。但这些有限元研究载荷的设计多采用线性静力分析, 牙体组织也多被假设为各向同性材料, 难以模拟口腔内的真实情况。这是由于牙齿在紧咬和咀嚼运动等功能状态下的摩擦、滑动等都是接触非线性行为<sup>[14-19]</sup>, 如果当成线性问题处理, 必然使得计算结果过于保守或过于夸大。采用有限元接触非线性分析可避免上述问题, 使得计算结果更趋于真实情况。作者对釉牙本质界缺损的下颌前磨牙进行有限元接触研究, 分析釉牙本质界缺损的下颌前磨牙颈部硬组织在咬合状态下的应力分布, 为楔状缺损的发生机制提供生物力学依据。

## 1 材料和方法 Materials and methods

设计: 体外模型观测。

时间及地点: 实验于2005年2至10月在广州中山大学生物力学实验室完成。

材料: 参考王惠芸<sup>[20]</sup>报道的中国人牙标准值范围数据, 选择中山大学光华口腔医学院1例17岁女性患者因正畸原因拔除的右侧上、下颌第一前磨牙。标本牙的牙体完好、形态正常, 其外形尺寸符合所参考的数据。

方法:

**模型的建立:** 确定牙齿中心, 用石蜡包埋, 内置金属线标记牙齿正中颊舌向矢状面。采用螺旋CT扫描机对包埋块进行断层扫描, 断面与牙长轴平行。按灰度值提取金属线标记的牙矢状面轮廓线, 并记录关键点坐标。设牙周膜的厚度为0.25 mm, 松质骨和皮质骨的厚度参照文献<sup>[21]</sup>。使用Ansys 8.0有限元分析软件生成含牙釉质、牙本质、髓腔、牙周膜、牙槽骨的上、下颌前磨牙的二维有限元模型。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, 建立釉牙本质界缺损的下颌前磨牙有限元模型<sup>[22]</sup>。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, 然后在牙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的下缘, 釉牙本质界缺损高度分别为0.15, 0.30, 0.45, 0.60 mm, 殆龈向缺损宽度为0.1 mm, 最后局部重新划分模型的单元和节点(图1)。

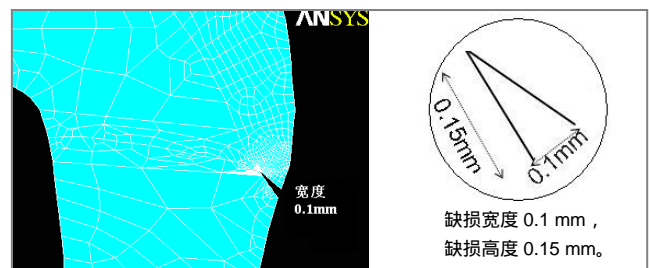


图1 局部釉牙本质界缺损的有限元模型网格图  
Figure 1 Finite element model mesh of buccal cervical defect at the enamel-dentinal junction

**材料的力学参数:** 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 $E_x=80\ 000$  MPa, 为主弹性模量; 垂直于釉柱长轴方向的弹性模量 $E_y=E_z=20\ 000$  MPa, 主弹性模量以间隔角度 $10^\circ$ 的增量旋转 $180^\circ$ , 建立呈放射状分布各向异性釉质<sup>[23]</sup>。

牙本质、牙周膜、骨松质及骨皮质的弹性模量分别为15 000, 50, 345及13 800 MPa; 泊松比分别为0.31, 0.49, 0.31及0.26<sup>[23-24]</sup>。

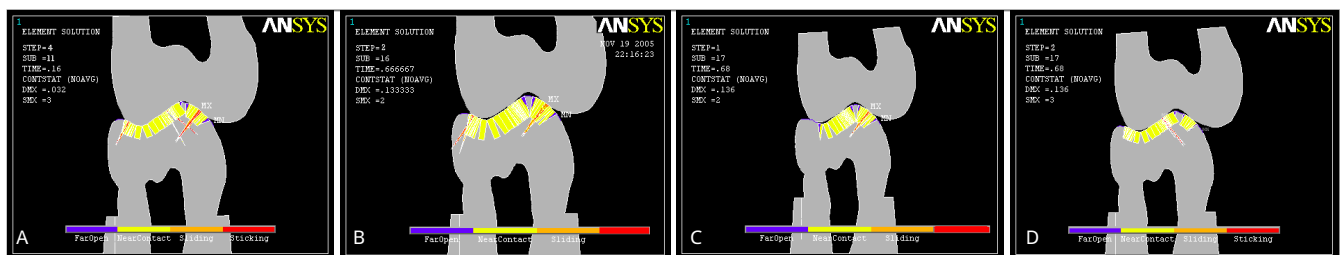


图2 四种加载方式模拟功能咬合状态下的牙齿受力情况

Figure 2 Dental stress conditions of simulating functional occlusion under four loading modes

图注: 图中A为载荷: 牙尖交错位上颌前磨牙与下颌前磨牙颊尖颊斜面、颊尖舌斜面及舌尖颊斜面达到三点接触; B为载荷: 侧方运动工作侧上颌前磨牙与下颌前磨牙颊尖颊斜面和舌尖颊斜面达到两点接触; C为载荷: 侧方运动工作侧上颌前磨牙与下颌前磨牙颊尖颊斜面达到一点接触; D为载荷: 侧方运动非工作侧上颌前磨牙与下颌前磨牙颊尖舌斜面达到一点接触。

**接触对的建立:**确定上、下颌前磨牙的咬合面为接触区域。指定下颌前磨牙咬合面为接触面, 上颌前磨牙咬合面为目标面。分别用接触单元CONTACT171和目标单元TARGE169模拟接触面和目标面。接触刚度为0.1 N/mm, 摩擦系数为0.4。

**加载方式:**确定上、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。定义载荷位移0.2 mm, 平衡迭代次数25。逐步迭代法微动上颌前磨牙, 使其与下颌前磨牙接触, 接触力为100 N。

本研究模拟功能咬合状态下牙齿的受力情况, 设计4种加载方式(图2)。

**牙尖交错位咬合三点接触:**从预备位垂直向下微动上颌前磨牙, 迭代4次(32 μm), 与下颌前磨牙颊尖颊斜面、颊尖舌斜面及舌尖颊斜面达到三点接触, 继续迭代7次(56 μm), 达到接触力100 N。

**侧方运动工作侧两点接触:**从预备位向左侧水平微动上颌前磨牙, 迭代2次(16 μm), 与下颌前磨牙颊尖颊斜面和舌尖颊斜面达到两点接触, 继续迭代14次(112 μm), 达到接触力100 N。

**侧方运动工作侧一点接触:**首先调整上颌前磨牙舌尖形状, 避免上颌前磨牙向左侧水平微动时舌尖与下颌前磨牙接触。然后从预备位向左侧水平微动上颌前磨牙, 迭代1次(8 μm), 与下颌前磨牙颊尖颊斜面达到一点接触, 继续

迭代16次(128 μm), 达到接触力100 N。

**侧方运动非工作侧一点接触:**从预备位向右侧水平微动上颌前磨牙, 迭代2次(16 μm), 与下颌前磨牙颊尖舌斜面达到一点接触, 继续迭代15次(120 μm), 达到接触力100 N。

**实验条件及边界条件假设:**除牙釉质为各向异性材料外, 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。在加载过程中, 上、下颌前磨牙在上述边界条件下, 整体作水平和垂直向移动。

**牙颈部应力分析:**本实验选择第一主应力和Von mises应力作为分析指标。其中选用Von mises应力作为变量描述应力场分布。Von mises应力是基于剪切应变能的一种等效应力值, 其含义为单元体的形状改变比达到一定程度, 材料开始屈服。

## 2 结果 Results

在模拟4种载荷下, 应力集中于完整下颌前磨牙颈部。在模拟侧方运动接触载荷下, 牙颈部的应力集中更加明显且向根方下移(图3)。而釉牙本质界缺损的下颌前磨牙应力均集中于缺损区尖端及缺损区殆壁, 其中缺损区殆壁应力集中更加明显。

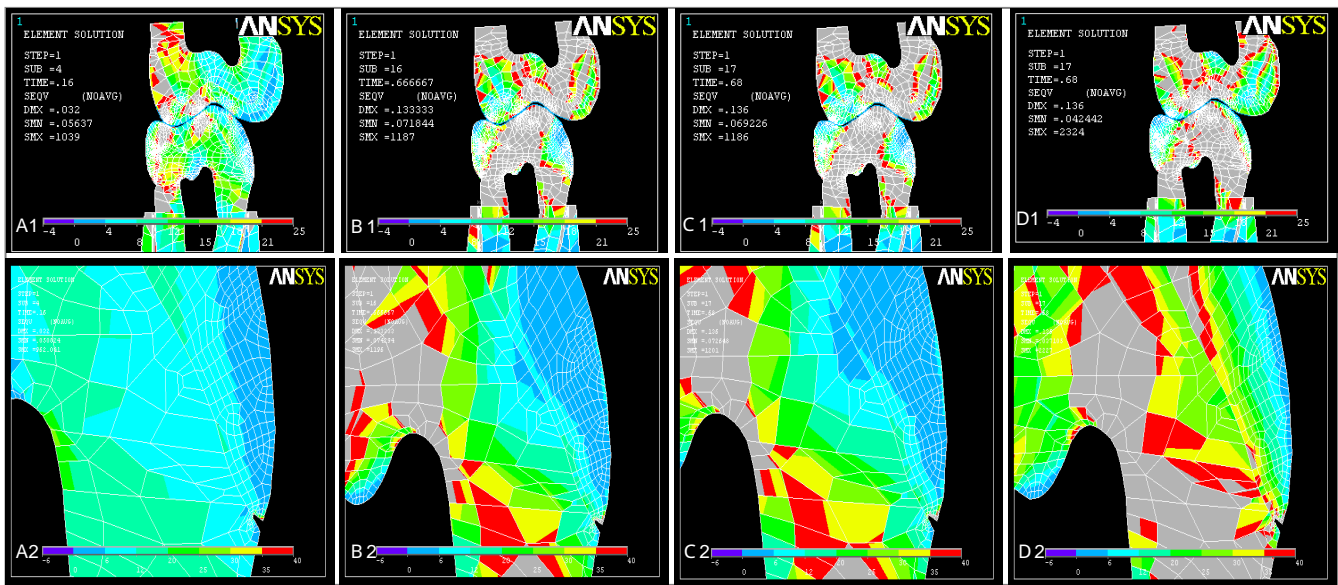


图3 在4种载荷下完整下颌前磨牙颈部和0.15 mm釉牙本质界缺损的下颌前磨牙颈部 Von mises 应力分布图

Figure 3 The Von mises stresses in the cervical region of intact mandibular premolar and the mandibular premolar with 0.15 mm long cervical defect under four different loadings

图中 A1 为载荷 作用于完整下颌前磨牙颈部, 牙尖交错位三点接触载荷下, 应力集中于舌侧牙颈部, 应力集中不明显; B1 为载荷 作用于完整下颌前磨牙颈部, 侧方运动工作侧两点接触载荷下, 应力集中于舌侧釉牙本质界及颊侧牙颈部; C1 为载荷 作用于完整下颌前磨牙颈部, 侧方运动工作侧一点接触载荷下, 应力集中于舌侧釉牙本质界及颊侧牙颈部, 应力集中程度更加明显; D1 为载荷 作用于完整下颌前磨牙颈部, 侧方运动非工作侧一点接触载荷下, 应力集中于颊侧牙颈部及釉牙本质界; A2 为载荷 作用于 0.15 mm 釉牙本质界缺损的下颌前磨牙颈部, 牙尖交错位三点接触载荷下, 应力集中于缺损区殆壁及尖端; B2 为载荷 作用于 0.15 mm 釉牙本质界缺损的下颌前磨牙颈部, 侧方运动工作侧两点接触载荷下, 应力集中于缺损区殆壁及尖端; C2 为载荷 作用于 0.15 mm 釉牙本质界缺损的下颌前磨牙颈部, 侧方运动工作侧一点接触载荷下, 应力集中于缺损区殆壁及尖端, 应力集中程度更加明显; D2 为载荷 作用于 0.15 mm 釉牙本质界缺损的下颌前磨牙颈部, 侧方运动非工作侧一点接触载荷下, 应力集中于缺损区殆壁及尖端。



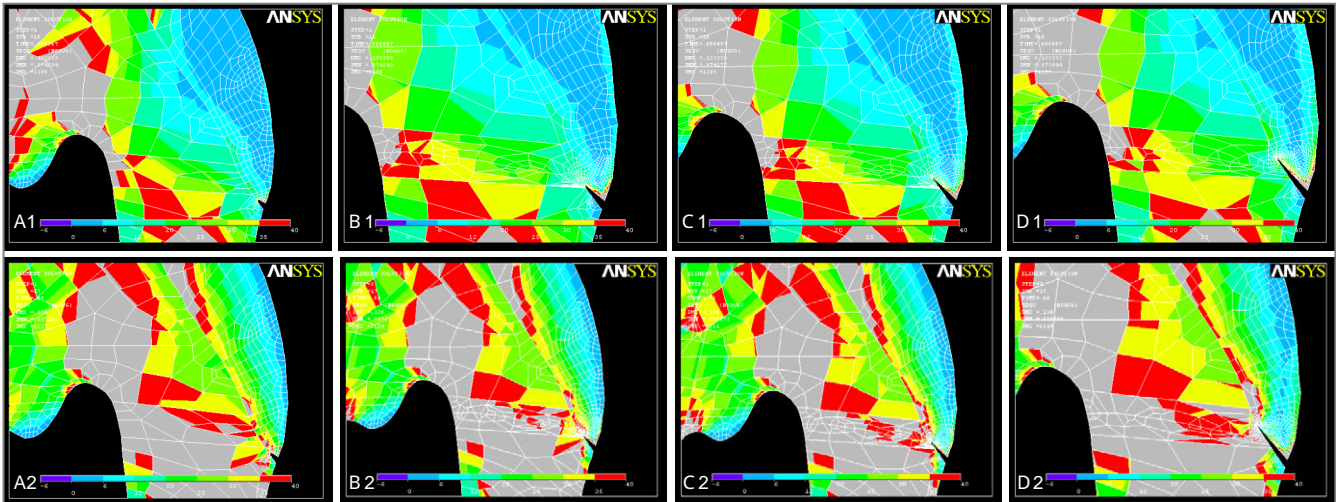


图4 载荷 III 和载荷 IV 作用下釉牙本质界缺损的下颌前磨牙颈部 Von mises 应力分布图

Figure 4 The Von mises stresses in the cervical defect region of the mandibular premolars at the enamel-to-dentinal junction under III and IV loadings

图注：图中 A1, B1, C1, D1 釉牙本质界缺损高度分别为 0.15, 0.30, 0.45, 0.60 mm, 可见载荷 III 作用下(侧方运动工作侧一点接触), 应力集中于缺损区殆壁及尖端, 随着缺损高度的增加, 应力集中程度增加; 图中 A2, B2, C2, D2 釉牙本质界缺损高度分别为 0.15, 0.30, 0.45, 0.60 mm. 可见载荷 IV 作用下(侧方运动非工作侧一点接触), 应力集中于缺损区殆壁及尖端, 随着缺损高度的增加, 应力集中程度增加, 应力沿釉牙本质界向殆方延伸。

表 1 下颌前磨牙颊侧牙釉质最大第一主应力值

Table 1 The maximum principal stress values in the enamel at buccal side of mandibular premolars (MPa)

载荷	缺损高度				
	0 mm	0.15 mm	0.30 mm	0.45 mm	0.60 mm
载荷 III	1.843	1.941	1.978	2.012	2.114
载荷 IV	20.373	22.207	27.98	35.814	46.582
载荷 III	24.566	30.689	39.717	52.08	69.765
载荷 IV	8.335	9.392	13.536	19.359	25.203

表注：载荷 III：牙尖交错位咬合三点接触。载荷 IV：侧方运动工作侧两点接触。  
 载荷 III：侧方运动工作侧一点接触。载荷 IV：侧方运动非工作侧一点接触。无论何种载荷下, 随着缺损高度的增加, 应力值成倍增加。

随着缺损高度的增加, 应力的集中程度增加, 其中侧方运动尤以侧方运动工作侧一点接触载荷下的应力集中最为明显(图3, 4)。模拟紧咬和侧方运动接触下, 下颌前磨牙颈部硬组织产生的最大第一主应力(表1)。

### 3 讨论 Discussion

楔状缺损的病因至今仍不十分清楚, 学者们先后提出了刷牙、酸蚀等病因机制。近年来众多学者逐渐认识到殆力在楔状缺损形成中的作用。基于对楔状缺损致病因素的认识, 临床上对楔状缺损的治疗主要是用不同树脂材料充填修复缺损或针对出现的并发症对症治疗, 而充填体高的脱落率是导致修复失败的主要原因。殆力因素在楔状缺损的发生发展及修复治疗成败有很大的关系。有限元法是口腔生物力学研究的重要手段。建立合理的模型是有限元分析的基础, 所建立的有限元模型相似程度越高, 计算结果越可靠。但牙齿在口腔系统中受力情况是非常复杂和困难

的, 这是由于咀嚼运动是一个复杂的动态过程, 包括下颌骨的运动, 上下牙之间的撞击、摩擦、滑动等都是相互接触的动态过程。牙齿在口腔系统中的受力情况非常复杂, 其殆力的大小、作用位置和方向在咀嚼运动中不断变化, 简单方向的集中力或受力部位单一的面力都难以真实地体现牙齿的受力状况。因此如何建立更符合口腔系统生理状态的有限元模型一直是国内外学者研究的努力方向。Romeed等<sup>[25]</sup>建立上颌尖牙有限元模型, 在牙尖施加于牙长轴平行和呈45°的载荷。Boric等<sup>[26]</sup>建立上颌前磨牙釉质各向同性三维有限元模型, 模拟稳定的正中接触, 对上颌前磨牙行A、B、C三点加载。其中A点为上颌后牙颊尖舌斜面与下颌后牙颊尖舌斜面的接触点, B点为上颌后牙舌尖舌斜面与下颌后牙舌尖舌斜面的接触点, C点为上颌后牙舌尖舌斜面与下颌后牙舌尖舌斜面的接触点。但这些有限元模型往往是单个牙齿; 载荷的施加多以简单方向的集中力或施力部位单一的面力为主; 载荷的设计多采用线性静力分析。而牙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<sup>[27-30]</sup>, 如果当成线性问题处理, 必然使得计算结果过于保守或夸大。本研究同时建立1例患者的上下颌前磨牙有限元模型, 通过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关系设计4种加载方式: 牙尖交错位三点接触、工作侧两点及一点接触和非工作侧一点接触。这种根据牙齿咀嚼运动状态设计加载方式, 较真实的模拟了捣碎和碾磨等咀嚼运动中牙齿的受力状况, 具有较好的载荷相似性和代表性, 应用该模型对牙颈部硬组织进行有限元接触非线性分析, 从而使计算结果更趋于真实情况。

此次研究发现, 人工楔状缺损改变了缺损区牙颈部的

应力分布。釉牙本质界缺损的下颌前磨牙应力均集中于缺损区尖端及缺损区殆壁,其中缺损区殆壁应力集中更加明显。马宏伟等<sup>[31]</sup>在楔状缺损的有限元研究中同样发现楔状缺损的最深处应力集中十分明显。材料力学指出疲劳破坏是当材料受到交变应力反复作用时,即使应力低于极限强度,材料也会发生裂纹萌生、扩展以至完全断裂破损的过程如果在某处产生了应力集中,则在应力集中的部位可使该处的材料提前达到其极限强度,形成裂纹破坏。夏荣明等<sup>[32]</sup>对不同程度的楔状缺损进行有限元应力分析,发现随着缺损程度的增加,缺损区应力增高。而Rees等<sup>[22]</sup>对釉牙本质界缺损的上颌前磨牙进行有限元应力分析,在颊尖顶点处施加由颊侧指向舌侧与牙长轴成45°角100 N集中力。研究结果显示0.37 mm釉牙本质界缺损时,颊侧釉牙骨质界上方1.1 mm处牙釉质最大第一主应力高达160 MPa,比完整上颌前磨牙应力增高79倍。从而推测釉牙本质界缺损后,牙齿侧向弯曲程度增大,牙颈部产生的应力增大,加速了牙体组织的疲劳破坏。

本研究结果发现,釉牙本质界缺损导致缺损区应力值增大,随缺损高度增加,应力集中程度增加。这表明釉牙本质界缺损的下颌前磨牙在模拟殆力作用下缺损区牙体组织所承受的应力增加,其破坏程度增加,加速了牙颈部缺损的形成。若再伴随化学腐蚀与牙刷的反复摩擦,必将加速牙颈部的疲劳破坏,使已有裂纹的牙体组织脆弱与剥脱,逐渐形成楔状缺损或加重其缺损程度<sup>[33-36]</sup>。

同时,研究结果表明侧方运动工作侧一点接触载荷下,应力集中程度最为明显,应力值最大,提示侧方运动工作侧一点接触是牙颈部产生最大拉应力的咀嚼运动方式,也是最易导致牙颈部缺损形成的受力方式。Romeed等<sup>[25]</sup>建立上颌尖牙三维有限元模型,在牙尖施加与牙长轴平行和成45°角斜向载荷,发现牙颈部应力随着施加载荷的改变而改变。垂直载荷下的牙颈部应力小于斜向载荷,斜向载荷下的牙颈部应力分布是复杂和不对称的。马宏伟等<sup>[31]</sup>建立含楔状缺损的上颌前磨牙三维有限元模型,对模型施加不同方向载荷,同样发现斜向载荷下充填体受到的应力明显高于垂直载荷,随着殆力方向偏移角度的增加,此区域应力集中情况更加明显。Kuroe等<sup>[33]</sup>用光弹实验法对牙颈部应力进行分析,同样发现牙齿受侧向殆力作用时,牙颈部出现应力集中,应力值明显高于垂直载荷。这与临床研究结果相吻合, Madani等<sup>[37]</sup>研究发现殆干扰牙数与楔状缺损牙数成明显正相关,楔状缺损患牙侧方殆工作侧干扰高于未患缺损牙。

多数学者研究认为楔状缺损是牙颈部硬组织在咀嚼殆力作用下发生应力疲劳,并在外部机械和化学因素长期协同作用下发生的一种慢性进行性丧失性疾病<sup>[38-39]</sup>。此研究结果提示釉牙本质界破坏加速了楔状缺损的形成和发展,这提示临床工作中一旦发现楔状缺损就应及时进行充填治疗,并考虑到殆因素,增加对因治疗。

**作者贡献:** 实验设计为杨文丽、林雪峰,实验实施为杨文丽、刘耀鹏,实验评估为林雪峰,资料收集为杨文丽。杨文丽成文并对文章负责,林雪峰审校。

**利益冲突:** 文章及内容不涉及相关利益冲突。

**伦理要求:** 没有与相关伦理道德冲突的内容。

**学术术语:** 楔状缺损-是牙齿唇颊侧颈部硬组织发生缓慢消耗所致的缺损,由于这种缺损常呈楔形因而得名。

**作者声明:** 文章为原创作品,无抄袭剽窃,无泄密及署名和专利争议,内容及数据真实,文责自负。

#### 4 参考文献 References

- [1] 张清,王嘉德,李萍,等.中老年人牙齿楔状缺损相关因素的logistic回归分析[J].中华流行病学杂志,2001,22(1):43-45.
- [2] Kassab MM, Cohen RE. The etiology and prevalence of gingival recession. J Am Dent Assoc. 2003;134(2): 220-225.
- [3] Zucchelli G, Gori G, Mele M, et al. Non-carious cervical lesions associated with gingival recessions: a decision-making process. J Periodontol. 2011;82(12):1713-1724.
- [4] Rotundo R, Mori M, Bonaccini D, et al. Intra- and inter-rater agreement of a new classification system of gingival recession defects. Eur J Oral Implantol. 2011;4(2):127-133.
- [5] Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. J Esthet Restor Dent. 2012;24(1):10-23.
- [6] Palomino-Gómez SP, Jeremias F, Finoti LS, et al. Influence of lateral excursion on vestibular cervical dental abfraction. Acta Odontol Latinoam. 2011;24(3):283-288.
- [7] Hur B, Kim HC, Park JK, et al. Characteristics of non-carious cervical lesions--an ex vivo study using micro computed tomography. J Oral Rehabil. 2011;38(6):469-474.
- [8] Senna P, Del Bel Cury A, Rösing C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. J Oral Rehabil. 2012;39(6):450-462.
- [9] Jiang H, Du MQ, Huang W, et al. The prevalence of and risk factors for non-carious cervical lesions in adults in Hubei Province, China. Community Dent Health. 2011;28(1):22-28.
- [10] Sreerka A, Bashetty K. A comparative analysis of restorative materials used in abfraction lesions in tooth with and without occlusal restoration: Three-dimensional finite element analysis. J Conserv Dent. 2013;16(2):157-161.
- [11] Francisconi LF, Graeff MS, Martins Lde M, et al. The effects of occlusal loading on the margins of cervical restorations. J Am Dent Assoc. 2009;140(10):1275-1282.
- [12] Takehara J, Takano T, Akhter R, et al. Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. J Dent. 2008;36(10): 774-779.
- [13] Brandini DA, Pedrini D, Panzarini SR, et al. Clinical evaluation of the association of noncarious cervical lesions, parafunctional habits, and TMD diagnosis. Quintessence Int. 2012;43(3):255-262.
- [14] Tiozzi R, Vasco MA, Lin L, et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. Dent Mater. 2013;29(7): 788-796.

- [15] Akca K, Eser A, Eckert S, et al. Immediate versus conventional loading of implant-supported maxillary overdentures: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(2):e57-63.
- [16] Chang CL, Chen CS, Huang CH, et al. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Med Eng Phys*. 2012;34(7):999-1008.
- [17] Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, et al. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent*. 2012;40(6):467-474.
- [18] Ormianer Z, Palti A, Demiralp B, et al. Implant-supported first molar restorations: correlation of finite element analysis with clinical outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):e1-12.
- [19] Ormianer Z, Ben Amar A, Duda M, et al. Stress and strain patterns of 1-piece and 2-piece implant systems in bone: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent*. 2012;21(1):39-45.
- [20] Wang Hui-yun. Measurement and Statistics of tooth in Chinese people. *Chin J Stomatol*. 1959;7(3):149-155.
- [21] Lindhe J, Karring T, Araujo M. Anatomy of the periodontium. In: Lindhe J, Karring T, Lang NP, eds. *Clinical periodontology and implant dentistry*. 4th ed. Denmark: Blackwell Munksgaard, 2003:27-43.
- [22] Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(4):347-352.
- [23] Rees JS, Jacobsen PH. Modelling the effects of enamel anisotropy with the finite element method. *J Oral Rehabil*. 1995;22(6):451-454.
- [24] Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials*. 1997;18(14):995-999.
- [25] Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Stress analysis of occlusal forces in canine teeth and their role in the development of non-carious cervical lesions: abfraction. *Int J Dent*. 2012;2012:234845.
- [26] Borcic J, Anic I, Smojver I, et al. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J Oral Rehabil*. 2005;32(7):504-510.
- [27] Dejak B, Mlotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater*. 2012;28(4):433-441.
- [28] Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC, et al. Finite element analysis of bonded model Class I 'restorations' after shrinkage. *Dent Mater*. 2012;28(2):123-132.
- [29] Benazzi S, Kullmer O, Grosse IR, et al. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars. *J Anat*. 2011;219(3): 259-272.
- [30] De Las Casas EB, Cornacchia TP, Gouvêa PH, et al. Abfraction and anisotropy--effects of prism orientation on stress distribution. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2003;6(1):65-73.
- [31] Ma H, Wang Q, Liu Z, et al. The influence of lateral occlusal forces to the stress distribution of restorative material of wedge-shaped defect. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2011;29(5):550-554.
- [32] 夏荣明, 吴小斌. 不同深度楔状缺损的应力分析[J]. *口腔医学研究*, 2005,21(4):443-444.
- [33] Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, et al. Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence Int*. 2001;32(2):111-118.
- [34] Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent*. 2005;94(6):520-529.
- [35] Pegoraro LF, Sclaro JM, Conti PC, et al. Noncarious cervical lesions in adults: prevalence and occlusal aspects. *J Am Dent Assoc*. 2005;136(12):1694-1700.
- [36] Pecie R, Krejic I, Garcia-Godoy F, et al. Noncarious cervical lesions--a clinical concept based on the literature review. Part 1: prevention. *Am J Dent*. 2011;24(1):49-56.
- [37] Madani AO, Ahmadian-Yazdi A. An investigation into the relationship between noncarious cervical lesions and premature contacts. *Cranio*. 2005;23(1):10-15.
- [38] Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. *J Oral Rehabil*. 2006;33(1):17-25.
- [39] Fron H, Vergnes JN, Moussally C, et al. Effectiveness of a new one-step self-etch adhesive in the restoration of non-carious cervical lesions: 2-year results of a randomized controlled practice-based study. *Dent Mater*. 2011;27(3): 304-312.