

文章编号:1004-7220(2009)01-0054-05

· 口腔生物力学 ·

## 单侧上颌骨缺损三维光弹模型的设计和制作

孙 健<sup>1</sup>, 洪凌斐<sup>2</sup>, 夏荫培<sup>3</sup>, 焦 婷<sup>1</sup>

(1. 上海交通大学医学院附属第九人民医院·口腔医学院 口腔修复科, 上海市口腔医学重点实验室, 上海市口腔医学研究所, 上海 200011; 2. 上海交通大学医学院附属新华医院 口腔科, 上海 200092; 3. 上海应用技术学院, 上海 200235)

**摘要:** 目的 探讨建立单侧上颌骨缺损的三维光弹模型的方法。方法 利用标准牙体和上颌模型, 建立单侧上颌骨缺损的硅橡胶阴模后, 制作单侧上颌骨缺损环氧树脂光弹模型。结果 制作完成环氧树脂单侧上颌骨缺损模型, 环氧树脂牙体、牙槽骨和硅橡胶(牙周膜)弹性模量比值为13.3:1:0.001, 与临床比值接近。结论 建立的单侧上颌骨缺损的环氧树脂光弹模型光学灵敏度高, 直观性强, 能很好的满足光弹实验的要求。

**关键词:** 单侧上颌骨缺损; 三维光弹法; 生物力学

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

## Design and fabrication of 3D photoelastic model of unilateral maxillary defects

SUN Jian<sup>1</sup>, HONG Ling-fei<sup>2</sup>, XIA Yin-pei<sup>3</sup>, JIAO Ting<sup>1</sup>. (1. Department of Prosthodontics, School of Stomatology, Ninth People's Hospital, School of Medicine, Shanghai Jiaotong University; Shanghai Key Laboratory of Stomatology, Shanghai Research Institute of Stomatology, Shanghai 200011, China; 2. Department of Oral, Xin Hua Hospital, Shanghai Jiaotong University; School of Medicine, Shanghai 200092, China; 3. Shanghai Applied Technology College, Shanghai 200235, China)

**Abstract: Objective** Study the methods of establishing 3D photo-elastic model for unilateral maxillary defects. **Method** Unilateral maxillary defects epoxy model was made according to the silicone impression model of unilateral maxillary defects made by using standard tooth and maxillary model. **Result** Epoxy unilateral maxillary defects model was developed. The ratio of epoxy resin teeth, alveolar bone and silicone rubber (PDL) elastic modulus was 13.3:1:0.001, which is close to the clinical condition. **Conclusions** This epoxy-optical model of unilateral maxillary defects with high sensitivity and visual acuity could well meet the demand of the photoelastic experiments.

**Key words:** Unilateral maxillary defect; 3-D photoelastic experiment; Biomechanics

颌骨缺损修复是口腔颌面缺损修复的常见类型, 其中, 以一侧上颌骨缺损最为常见, 约占总数中的66.67%<sup>[1]</sup>。由于一侧颌骨缺损后, 义齿缺乏有效的支持, 固位较差。因此, 很多学者都在尝试采用

不同的修复方法和手段, 以及不同的修复设计方案, 以期能够更好的恢复口腔生理功能。

然而, 不同于一般的牙列缺损或缺失的修复。在进行单侧上颌骨缺损修复设计时, 需要更多考虑

收稿日期: 2008-06-10; 修回日期: 2008-09-28

基金项目: 上海市教委课题资助(04BC40); 上海市重点学科(特色学科)建设项目(T0202)

作者简介: 孙健(1974-), 男, 博士, 副主任医师。

通讯作者: 焦婷, Tel: (021) 63138341-5207; E-mail: jiao\_ting@hotmail.com。

到保护健侧颌骨及牙齿的健康,符合口腔生物力学的设计原则。很多学者也都意识到了这个问题,进行了各种修复方案的生物力学分析<sup>[2-5]</sup>。其中光弹法采用具有暂时双折射效应的材料制作实验模型,直接观察受力后模型内部的应力图像,或通过分析应力光图来了解模型内应力的分布情况,它能直观地反映物体内部的应力状况,具有能较真实客观地反映口腔内实际状况的优点。但是光弹模型的制作比较复杂,而且是至关重要的一步,有关文献对这方面的介绍也不多。本文将比较全面细致地阐述所建立的单侧上颌骨缺损的光弹模型的方法,为今后不同的修复设计和方案的力学分析打下良好的基础。

## 1 材料和方法

### 1.1 材料

硅橡胶 106、107,交链剂-正硅酸乙酯,触媒剂-二丁基二月桂酸锡(上海树脂厂);环氧树脂(E51),固化剂-顺丁烯二酸酐,增塑剂-邻苯二甲酸二丁酯(上海树脂厂);标准单个离体牙(日进公司)。

### 1.2 设备选择

101AS-1 型不锈钢数显电热鼓风干燥箱(上海荣丰科学仪器)。

漫射式光弹仪,TH150 型(上海 711 所)。

### 1.3 实验方法

**1.3.1 离体牙阴模制作** 将单个离体牙用藻酸盐印模材料固定至牙冠切缘 1/3 处,于每个牙切缘端安插蜡条注道,作为环氧树脂浇注口和排气孔,然后围制成型盒。调制硅橡胶阴模材料,按比例搅拌硅橡胶 106、107 和交链剂和触媒剂(100:5:2)后,缓慢浇注入型盒,待 24 h 固化后,除去藻酸盐阴模材料,暴露牙根及牙冠下部,涂分离剂,再用硅橡胶材料浇注牙体的余留部分,凝固后脱除型盒,取出离体牙,得到牙体的对半阴模(见图 1)。

**1.3.2 牙槽骨颌骨模型阴模的制作** 取一个标准上颌骨石膏模型,从中切牙中线处,去除左侧牙列,左上腭部磨制成单侧上颌骨缺损的形态。沿牙龈位置,逐个磨去右上中切牙至右上第 2 磨牙的所有牙冠部分,并向下牙根位置继续磨去大致牙根形态的石膏。其相应离体牙的牙根部分用蜡增厚 0.5 mm,并填去倒凹,预留牙周膜间隙,将此包裹蜡层



图 1 牙体对半阴模图

Fig.1 Half and half impression of teeth

的离体牙逐个插入预成的石膏模型,修整石膏模型的牙槽窝部分至离体牙能无阻力的插入。将离体牙牙根部分涂凡士林油作为润滑剂,挑拌石膏倒入预成的石膏模型牙槽窝内,并迅速插入离体牙于牙槽窝内,修整边缘溢出的多余石膏,待石膏硬固后,取出牙体,得到石膏模型的单侧上颌骨缺损的牙槽窝模型。将此模型用红蜡填去部分倒凹,依照其大小围制成一个合适型盒,搅拌硅橡胶阴模材料,缓慢倒入型盒内,待 24 h 固化后,脱模去处型盒,得到单侧上颌骨缺损的牙槽窝模型的硅橡胶阴模(见图 2)。

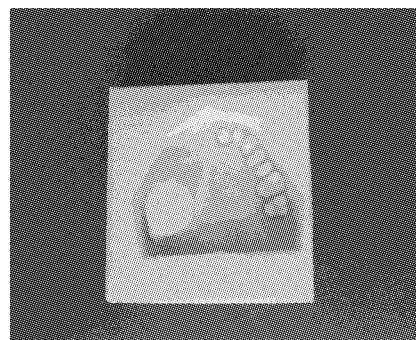


图 2 牙槽窝阴模

Fig.2 Impression of alveolar socket

### 1.3.3 环氧树脂离体牙及牙槽骨颌骨模型的制作

环氧树脂光弹材料是一种高分子聚合物,它是在环氧树脂中加入一定量的固化剂和增塑剂,混合均匀、加热固化而成,具有较高的光学灵敏度,光学蠕变和力学蠕变较小,颜色较淡,能满足光弹性实验的要求。因此,本实验采用环氧树脂作为模型材料。

准备好环氧树脂材料预热到 60 °C,将固化剂(顺丁烯二酸酐)和增塑剂(邻苯二甲酸二丁酯)按

光弹模型材料的要求及组织材料的弹性模量要求,按比例配置加热到 60 °C,将这三者混合,充分搅拌均匀,温度控制 60 °C,搅拌 6 h 以上,将环氧树脂混合液注入牙颌硅橡胶阴模内,置于 60 °C 的恒温箱内进行第 1 次固化,固化维持 15 d,待模型呈橡皮态(胶凝态)后,脱模。因为第 1 次固化因温度较低,固化反应不完全,材料性能不稳定,需进行第 2 次固化。将第 1 次固化所得的模型放置油浴池中,升温(5 °C/h)至 110 °C,后恒温 48 h。待固化反应完全后,缓慢(2~3 °C/h)降温至室温。得到环氧树脂牙颌模型(见图 3、4)。固化时,升温速度不宜超过 5 °C/h,以免固化反应过速,降温速度控制在 2~3 °C/h 以免产生温度应力。固化温度控制曲线如图 5 所示。

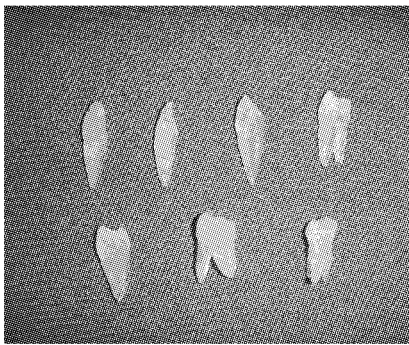


图3 环氧树脂离体牙  
Fig.3 Epoxy resin of teeth

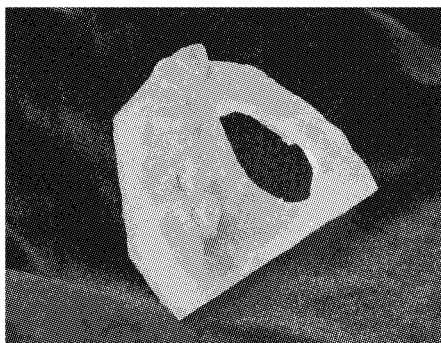


图4 环氧树脂单侧上颌骨  
Fig.4 Epoxy resin of unilateral maxillary with no teeth

**1.3.4 牙周膜及粘膜的制作** 用按比例搅拌好的硅橡胶 106、107 注入牙颌环氧树脂牙槽窝内,放入相应环氧树脂牙体,室温 24 h 固化,得到一定厚度的牙周膜组织。在环氧树脂模型上均匀铺上红蜡片

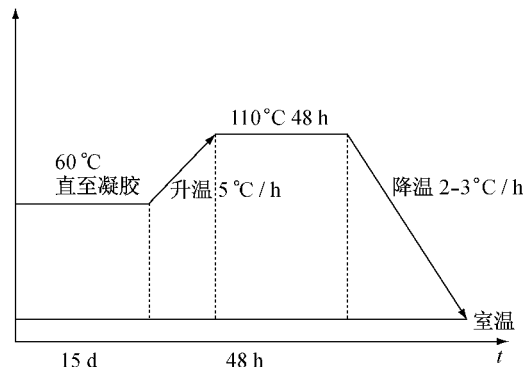


图5 二次固化温度控制曲线图

Fig.5 The graph of temperature control in second solidification

约 2 mm 厚度,牙体部分蜡层覆盖至牙颈部,修整形态后,取托盘取模。然后再将蜡层去除,将按比例搅拌好的硅橡胶 106、107 均匀涂至环氧树脂模型表面,将取模后的托盘原位放置在模型上,室温固化脱模。得到相应厚度的粘膜组织。

将环氧树脂牙体、牙颌和牙周膜、粘膜拼装组合,得到所需要的光弹模型。

#### 1.4 不同性质材料的弹性模量的确定

遵循模型和原型相似的设计原则,制作的光弹模型必须在几何形状和物理参数上与实物相似或成比例。模型各组织(包括牙体、牙槽骨、牙周膜)的弹性模量之比要求尽可能与口腔实际各组织弹性模量之比一致。

已知口腔实际牙体(牙本质)、牙槽骨(松质骨)和牙周膜的弹性模量之比为 13.6:1:0.005。实验中调整环氧树脂固化时的增塑剂用量,制成圆柱状试件,在力学测试机上分别测试不同增塑剂条件下环氧树脂的应力与应变情况,得到应力应变曲线,通过计算可获得弹性模量。以环氧树脂牙体为标准,确定其弹性模量为 3.4 GPa,然后根据临床上已知的牙体、牙槽骨、牙周膜弹性模量的比例,以及参照上述得到的应力应变曲线,调节增塑剂的用量,得到环氧树脂牙槽骨和硅橡胶(牙周膜)弹性模量分别为 0.255 GPa 和 4 MPa,使三者的比值(13.3:1:0.001)与临床比值接近(此部分具体内容目前正在进行专利申请)。

## 2 结果和讨论

(1) 制作完成了单侧上颌骨缺损的光弹模型

(见图6)。

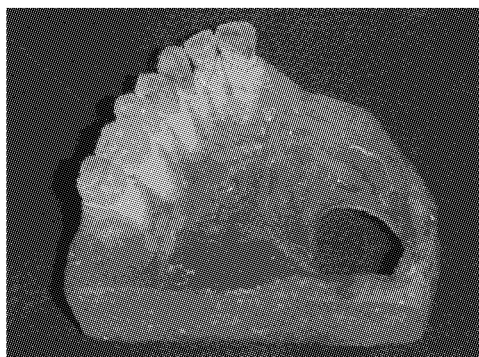


图6 单侧上颌骨缺损的光弹模型

Fig.6 Epoxy resin of unilateral maxillary with teeth

(2) 得到与口腔实际状况相近似的,用于不同组织(牙体、牙槽骨、牙周膜)光弹模型制作的材料配方。

### 2.1 模型材料及模具材料的选择

理想的光弹材料要求有良好的透明度,为均质,受力前呈光学和力学的各向同性,受力后具有暂时双折射现象;光学灵敏度高;要求应力-应变,应力-条纹之间在较宽的范围内具有线形关系;无初应力,若有初应力,则要求经退火后易于消除;材料具有较小的时间边缘效应和光学蠕变效应;加工性能良好,要求不脆,易于切削,加工效应小(由于加工不当,而在边缘出现不可消除的初应力);在三维光弹性实验中,具有良好的应力冻结性能。本实验采用的上海树脂厂的环氧树脂(E51)是一种高分子聚合物,为胶状淡黄色树脂,可通过加入不同量的增塑剂改变材料的弹性模量,完成后的牙颌模型具有较高的光学灵敏度,直观性强,光学蠕变和力学蠕变较小,颜色较淡,可定性分析修复体在加载时模型内部的应力分布情况,能很好地满足光弹实验的要求<sup>[6]</sup>。

常用的三维光弹模型的制作方法有机械加工成型、浇注成型和粘结成型。本实验采用浇注成型的硅橡胶模具,所采用的硅橡胶为上海树脂厂的106、107硅橡胶,它可在室温下固化成橡胶状,固化反应不放热,有极强的抗开裂性,耐高温200℃,具有高弹性、高润滑性和表面光洁的特点,已广泛的使用工业上各类光弹模型的翻制,且特别适合于复杂三维模型的精密浇注,固化后的模具收缩小,精度高,脱模成型方便,制作的光弹性模型初应力小,并可提高

环氧树脂的第一次固化温度,加之这类硅橡胶成本低,所以不但缩短制模周期,且经济性好<sup>[6]</sup>。

### 3.2 颌骨缺损光弹模型在口腔修复学上的应用

在口腔修复设计中,生物力学效应是影响义齿成败的关键因素,特别是在颌骨缺损修复中显得尤为重要。测试生物力学的方法普遍应用于口腔修复领域,光弹法是较常用的分析牙颌组织力学效应的方法,也是目前较成熟的实验手段之一。国内外学者也将此方法应用于单侧上颌骨缺损修复的生物力学分析,取得了较好的效果<sup>[2-5,7]</sup>。

为了使口腔光弹应力分析能最大限度的模拟临床的实际情况,因此,建立良好的光弹模型十分重要。然后,查阅这方面国内外文献,多集中在应力状况的分析,而很少有关于具体光弹模型的制作方法。本实验详细介绍了模拟口腔软硬组织光弹模型的具体制作方法,为今后其他相关实验在光弹模型的制作上提供了一定的参考和借鉴作用。

同时,本实验建立的环氧树脂单侧上颌骨缺损的三维光弹模型,通过标准离体牙和标准上颌骨模型翻制而成。模型与实际牙颌组织大小1:1相等,可在环氧树脂模型上通过托盘取模,制作完成不同设计的修复体,修复体可在调改后于模型上就位,最大程度的模拟了临床实际情况,从而能够得到更为可靠的实验结果。模型同时制作牙周膜及粘膜组织,能够在模型加载过程中,缓冲牙槽骨所受负荷,避免出现局部应力集中,符合临床实际牙周膜和粘膜缓冲保护牙槽骨的作用。更重要的是,本实验在环氧树脂模型制作中,在固化过程时加入不同量的增塑剂(邻苯二甲酸二丁酯),通过力学测试,得到不同比例状态下材料的弹性模量,使牙体、牙槽骨以及硅橡胶制作的牙周膜弹性模量之比接近临床实际,为后期修复体加载后的应力分析打下良好基础。

### 参考文献:

- [1] 赵敏民.上颌骨缺损的分类及修复疗效[J].实用口腔医学杂志,1996,12(1):31-34.
- [2] Myer RE, Mitchell DL. A photoelastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection[J]. J Prosthet Dent, 1989,61(5):590-594.
- [3] 焦婷,孙健,洪凌斐等,附着体应用于单侧上颌骨缺损修复的三维有限元分析[J].上海口腔医学杂志,2006,15(4):395-398.

- [4] Lyons KM, Beumer J III, Caputo AA. Abutment load transfer by removable partial denture obturator framework in different acquired maxillary defects [J]. J Prosthet Dent, 2005,94:281-288.
- [5] 周涛,赵依民. 无牙颌单侧上颌骨缺损种植修复设计的三维光弹应力分析[J]. 实用口腔医学杂志,2000,16(4):305-307.
- [6] 姚月玲,周敬行,汪文骏. 牙颌三维光弹模型的制作方法[J]. 口腔医学纵横.1991,7(1):32-33.
- [7] 黄红燕,张春紫,单军等. 双端固定桥基牙牙槽骨承力的三维光弹应力分析[J]. 医用生物力学,2002,17(1):53-57.

(上接第43页)

- [6] Wang HJ, Bertrand-de Haas M, van Blitterswijk CA, et al. Engineering of a dermal equivalent: seeding and culturing fibroblasts in PEGT/PBT copolymer scaffolds [J]. Tissue Eng, 2003, 9(5): 909-917.
- [7] Saini S, Wick TM. Concentric cylinder bioreactor for production of tissue engineered cartilage: effect of seeding density and hydrodynamic loading on construct development [J]. Biotechnol Prog, 2003, 19(2):510-521.
- [8] Galban CJ, Locke BR. Effects of spatial variation of cells and nutrient and product concentrations coupled with product inhibition on cell growth in a polymer scaffold [J]. Biotechnol Bioeng, 1999, 64(6):633-643.
- [9] Parenteau NL, Bilbo P, Nolte CJM, et al. The organotypic culture of human skin keratinocytes and fibroblasts to achieve form and function [J]. Cytotechnology, 1992, 9(1-3): 163-171.
- [10] Wendt D, Marsano A, Jakob M, et al. Oscillating perfusion of cell suspensions through three-dimensional scaffolds enhances cell seeding efficiency and uniformity [J]. Biotechnol Bioeng, 2003, 84:205-214.
- [11] Halberstadt CR, Hardin R, Bezverkov K, et al. The in vitro growth of a three-dimensional human dermal replacement using a single-pass perfusion system [J]. Biotechnol Bioeng, 1994, 43(8):740-746.
- [12] Vunjak-Novakovic G, Freed LE, Biron RJ, et al. Effects of mixing on the composition and morphology of tissue engineered cartilage [J]. AIChE J, 1996, 42(3):850-860.
- [13] Freed LE, Marquis JC, Vunjak-Novakovic G, et al. Composition of cell-polymer cartilage implants [J]. Biotechnol Bioeng, 1994, 43(7):605-614.
- [14] Orsello CE, Lauffenburger DA, Hammer DA. Molecular properties in cell adhesion: A physical and engineering perspective [J]. Trends Biotechnol, 2001, 19(8):310-316.
- [15] Gooch KJ, Kwon JH, Blunk T, et al. Effects of mixing intensity on tissue-engineered cartilage [J]. Biotechnol Bioeng, 2001, 72:402-407.
- [16] Mascari L, Ymele-Leki P, Eggleton CD, et al. Fluid shear contributions to bacteria cell detachment initiated by a monoclonal antibody [J]. Biotechnol Bioeng, 2002, 83:65-74.
- [17] Godbey WT, Stacey Hindy BS, Sherman ME, et al. A novel use of centrifugal force for cell seeding into porous scaffolds [J]. Biomaterial, 2004, 25(14):2799-2805.

(上接第53页)

- [3] Thorngren KG, Hommel A, Nommn PO, et al. Epidemiology of femoral neck fracture [J]. Injury, 2002, 33( Suppl 3): C1-C7.
- [4] McClung MR. The relationship between bone mineral density and fracture risk [J]. Curr Osteoporos Rep, 2005, 3(2):57-63.
- [5] Cho MR, Lee SW, Shin DK, et al. A predictive method for subsequent avascular necrosis of the femoral head (AVN-FH) by observation of bleeding from the cannulated screw used for fixation of intracapsular femoral neck fractures [J]. J Orthop Trauma, 2007, 21(9):670.
- [6] von der Linden P, Gisep A, Boner V, et al. Biomechanical evaluation of a new augmentation method for enhanced screw fixation in osteoporotic proximal femoral fractures [J]. J Orthop Res, 2006, 24(12):2230-2237.
- [7] Wilkes RA, Mackinnon JG, Thomas WG. Neurological deterioration after cement injection into a vertebral body [J]. The Journal of Bone and Joint Surgery (Br), 1994, 76 (1): 155-1551.
- [8] Selvan VT, Oakley MJ, Rangan A, et al. Optimum configuration of cannulated hip screws for the fixation of intracapsular hip fractures: a biomechanical study [J]. Injury, 2004, 35(2):136-141.
- [9] 王华民,王钢,陈滨,等. 青壮年新鲜股骨颈骨折的手术治疗 [J]. 中华创伤骨科杂志, 2004, 6(5):502-505.
- [10] Zlowodzki M, Ayeni O, Petrisor BA, et al. Femoral neck shortening after fracture fixation with multiple cancellous screws: incidence and effect on function [J]. J Trauma, 2008, 64(1):163-169.
- [11] Tan V, Wong KL, Born CT, et al. Two-screw femoral neck fracture fixation: a biomechanical analysis of 2 different configurations [J]. Am J Orthop, 2007, 36(9):481-485.
- [12] 许瑞杰,李涤尘,孙明林. 股骨颈骨折内固定方式的有限元分析 [J]. 医用生物力学, 2004, 19(9):88-92.