

文章编号:1004-7220(2013)05-0484-06

# 半侧上颌骨缺损赝复体修复固位方案的生物力学评价

曹 敏<sup>1</sup>, 王冬梅<sup>1</sup>, 王明一<sup>2</sup>, 曲行舟<sup>2</sup>, 张陈平<sup>2</sup>

(1. 上海交通大学 机械工程学院, 生命质量与机械工程研究所, 上海 200030;

2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院 口腔颌面头颈肿瘤科, 上海 200011)

**摘要:** 目的 对3种单侧上颌骨缺损赝复体修复方式——卡环固位、一根/两根颧种植与卡环联合固位进行生物力学评价。**方法** 基于CT扫描数据建立正常人颅骨的三维有限元模型,通过三维有限元法计算分析3种重建模型中上颌复合体的应力分布,综合比较赝复体、基牙、卡环、种植体、颧骨的应力水平。**结果** 单一的卡环固位,基牙应力峰值达130.7 MPa,赝复体产生位移4.439 mm,卡环应力峰值达452.4 MPa,健侧眶缘应力为23.32 MPa;加入一根颧种植后,卡环应力减小至118.1 MPa,基牙应力峰值为31.12 MPa,健侧眶缘应力仅为5.387 MPa。两根颧种植体固位方式下,颧骨应力由66.11 MPa减小到48.12 MPa;颧种植体上的最大应力也由500.2 MPa降至313.8 MPa。**结论** 颧种植与卡环联合固位,颌面骨骼应力分布更符合咬合力传导规律。研究结果将为人体上颌单侧缺损重建方案设计和优化提供重要参考数据。

**关键词:** 三维建模; 上颌骨缺损; 固位; 蕴复体; 应力分布

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Biomechanical evaluation on prosthetic retention program for hemi-maxillary defects

CAO Min<sup>1</sup>, WANG Dong-mei<sup>1</sup>, WANG Ming-yi<sup>2</sup>, QU Xing-zhou<sup>2</sup>, ZHANG Chen-ping<sup>2</sup>

(1. Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China; 2. Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Shanghai 9th People's Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

**Abstract: Objective** To make biomechanical evaluation on three prosthesis retention schemes for unilateral maxillary defects-clasp retention, one or two zygomatic implants and zygomatic implant and clasp united retention.

**Methods** A three-dimensional (3D) finite element model of normal human skull was constructed based on CT scan data. The maxillary complex stress distributions on three reconstructed models were calculated and analyzed by 3D finite element method to make comprehensive comparison on stress level of the prosthesis, abutment, clasp, implants and zygoma. **Results** For single clasp retention, peak stress of the abutment was 130.7 MPa, and displacement of the prosthesis was 4.439 mm, while peak stress of the clasp was 452.4 MPa, and stress of the contralateral orbital rim was 23.32 MPa. After one zygoma was implanted, the stress of the clasp was reduced to 118.1 MPa, while peak stress of the abutment was 31.12 MPa, and stress of the contralateral orbital rim was only 5.387 MPa. For two zygomatic implant-retention, zygomatic stress was decreased from 66.11 MPa to 48.12 MPa, and the maximum stress on the zygomatic implants was reduced from 500.2 MPa to 313.8 MPa. **Conclusions** For zygomatic implant and clasp united retention, the maxillofacial skeleton stress distributions were more consistent with the rules of bite force transduction. The research findings will provide important references for design and optimization of human unilateral maxillary defect reconstruction program.

**Key words:** Three-dimensional modeling; Maxillary defect; Retention; Prostheses; Stress distribution

上颌骨居颜面中部,左右各一,互相连接构成中面部的支架。半侧上颌骨缺损伴有牙齿的大量缺失。导致患者咀嚼、发音、吞咽等生理功能受损甚至丧失,严重影响着患者的工作、学习和日常生活,易使患者产生悲观失望和厌世情绪。

目前已有的修复方法有赝复体修复、自体组织修复、骨融合种植体修复、颌骨牵引成骨技术、个性化钛支架三维重建上颌骨缺损等。赝复体修复是上颌骨缺损的传统修复方法之一,可以达到较好的功能要求和面容重建效果。赝复体修复成功的关键在于赝复体的固位,良好的固位能使其具有较好的咀嚼功能。因此,赝复体固位体及固位方式的力学设计及相关界面力学问题研究成为推动该重建方法发展的动力。传统的赝复体固位方式有倒凹固位、卡环固位、粘接固位等,存在固位效果差或者摘带不变的缺点,严重阻碍了赝复体重建技术的临床应用。上颌骨缺损后,颧骨作为缺损区余留的最佳重建体支撑,逐渐为外科和修复科医生所重视<sup>[1]</sup>。本文基于正常的上颌骨模型,对半侧上颌骨缺损采用颧种植与局部义齿卡环联合固位及单纯的卡环固位两类固位方式进行三维结构设计,不同于以往的颧种植体结合血管化骨瓣同时植入牙种植体来修复上颌骨缺损;并对赝附体修复方式的力学效果进行对比分析和研究,为临床可摘式赝附体修复提供生物力学理论指导。

## 1 正常颅骨三维有限元模型的建立与验证

### 1.1 几何和有限元建模

**1.1.1 模型建立** 选择一例牙列完整、咬合关系正常的23岁男性青年志愿者,采用GE Medical Systems平扫CT(GE公司,美国),扫描其颅顶至下颌骨下缘。扫描层厚为0.625 mm,层距为0。扫描时志愿者采取仰卧位,头架固定头颅位置,扫描平面平行于眶耳平面。将所获得的CT图像转换成Dicom文件形式。根据解剖结构,通过用Mimics软件建立精细的由骨块组成的颅骨模块化三维几何模型(见图1(a))。将三维模型以stl格式导入Geomagic中进行模型优化<sup>[2]</sup>,并以iges格式导出;然后在Hypermesh中划分网格,得到正常颅骨三维有限元模型(见图1(b))。

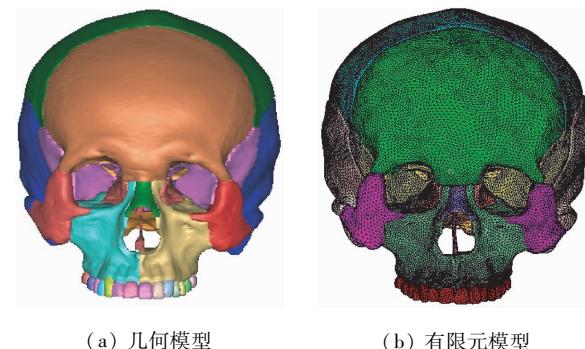


图1 正常颅骨三维模型

Fig.1 3D Model of the normal human skull (a) Geometric model, (b) Finite element model

模型建立需要设置材料属性,本文中假设骨组织为连续、均质、各向同性的线弹性材料。骨表观密度及其相应的弹性模量均根据CT值确定。利用颅骨CT值、表观密度和骨弹性模量之间的对应关系,根据构成每个单元对应CT图像像素的CT值来计算此单元的骨表观密度 $\rho_{app}$ ,并由骨表观密度再推算出弹性模量 $E$ <sup>[3]</sup>,使构建的三维有限元模型具有良好的材料相似性。

$$\rho_{app(x,y,z)} =$$

$$\rho_1 + \frac{\rho_2 - \rho_1}{HU_2 - HU_1} [HU(x,y,z) - HU_1] \quad (1)$$

$$E = a + b\rho_{app}^C \quad (2)$$

式中:水的放射线密度 $HU_1$ 和表观密度 $\rho_1$ 分别为1 000  $HU$ 和 $1 \text{ g/cm}^3$ ;皮质区的平均放射线密度 $HU_2$ 和表观密度 $\rho_2$ 分别为1 840  $HU$ 和 $1.73 \text{ g/cm}^3$ <sup>[4]</sup>;皮质骨的最大弹性模量为22 GPa<sup>[5]</sup>,相应的最大表观密度为 $1.73 \text{ g/cm}^3$ 。

密度和弹性模量之间的关系可定义为:

$$E = kp_{app}^3 \quad (3)$$

则求得 $k = 4\ 249 \text{ GPa}(\text{g}/\text{cm}^3)^{-3}$ 。

基于上述公式,所用材料力学性质如表1所示。

文献[7]测得颧骨弹性模量为11 653.31 MPa,蝶骨弹性模量为5 996.228 MPa,对比可知计算结果可靠。

牙周膜厚度为0.25 mm,采用S3R壳单元。其他骨块为C3D4实体单元。

**1.1.2 边界条件设定及模拟工况加载** 上颌骨约束情况较为简单,可在枕骨大孔及咬肌附着面进行

表1 颅骨平均灰度值和弹性模量分布

Tab. 1 Average grayscale values and elastic modulus distributions of the skull

骨块	HU	E/MPa	$\nu$
颧骨	1 408	11 056.69	0.30
顶骨	1 488	12 271.67	0.30
蝶骨	1 256	9 438.01	0.30
额骨	1 468	11 827.81	0.30
枕骨	1 324	18 943.66	0.30
颞骨	1 424	10 889.26	0.30
上颌骨	1 284	8 235.44	0.30
筛骨	604	1 198.71	0.30
鼻甲	316	283.46	0.30
鼻骨	736	1 944.13	0.30
犁骨	624	1 296.56	0.30
牙齿	7 155	26 975.85	0.30
牙周膜 <sup>[6]</sup>	-	68.9	0.45

刚性约束。加载方式为均布载荷加载,分散载荷加于牙窝中心位置。模拟正中咬牙合方式,加载力第1和第2前磨牙为35 N、磨牙均为40 N(见图3)。

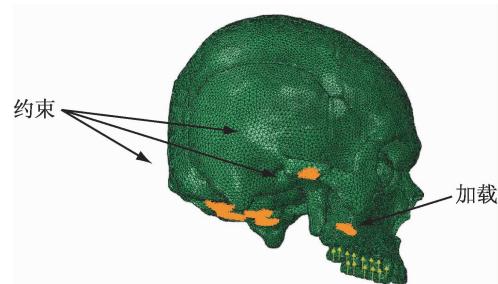
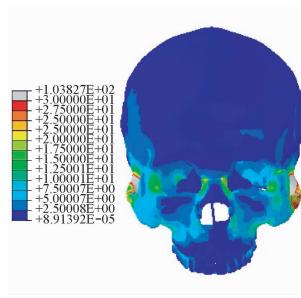


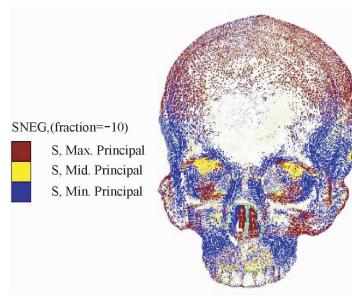
图3 正常上颌骨的约束条件及模拟工况加载

Fig. 3 Normal maxillary constraint conditions and simulated condition loads

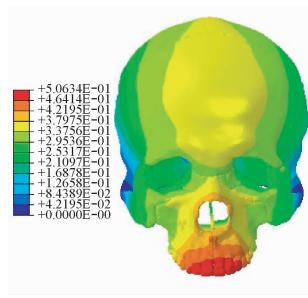
由应力分布图可知(见图4),所建模型的咬合力传导方向和颧上颌支柱方向重合,与临床应力状况相吻合。和已有数据比较(见表2),两者加载与约束情况相同,计算结果相近。本文采取的建模方法数据失真或丢失少,模型具有良好的几何相似性和材料相似性;可进行任意模块化分割,具有可编辑性,对于进一步有限元分析有很强的适应能力,可以根据临床中上颌骨切除手术的不同范围,模拟各种类型的上颌骨缺损,建立不同缺损情况的有限元模型。



(a) Von Mises 应力分布图



(b) 主应力矢量图



(c) 位移分布图

图4 正常上颌复合体应力和位移分布

Fig. 4 Normal maxillary complex stress and displacement distributions (a) Von Mises stress distributions, (b) Principle stress distributions, (c) Displacement distributions

表2 正常上颌骨复合体最大应力值

Tab. 2 Normal maxillary complex maximum stress

MPa

	本文						参考数据 <sup>[8]</sup>					
	ANS	OR	MA	GA	GM	GP	ANS	OR	MA	GA	GM	GP
左	0.531 9	2.385	2.293	1.027	4.337	6.059	0.552 7	2.262 9	2.034 8	0.299 33	3.874 9	6.289 9
右	0.531 9	1.930	2.260	0.997 4	4.024	6.167	0.552 7	1.772 6	1.757 6	0.359 02	4.608 9	6.221 1

注:ANS-前鼻棘,OR-眶下缘,MA-上颌骨前部,GA-牙龈前部,GM-牙龈中部,GP-牙龈后部

## 2 卡环固位方案设计与力学分析

### 2.1 卡环结构设计

以鼻中隔为界, 左边上颌骨缺失如图 5 所示。

卡环固位结构: 健侧 6、7 之间放置联合卡环, 4 放置近中支托, 1 放置 I 型杆卡(见图 6)。卡环直径:

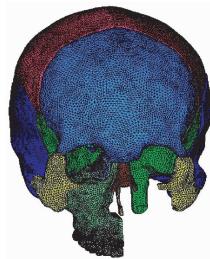


图 5 半侧上颌骨缺损

Fig. 5 Hemi-maxillary defects

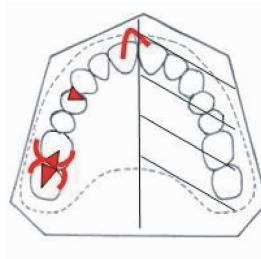


图 6 卡环示意图

Fig. 6 Clasp schematic diagram

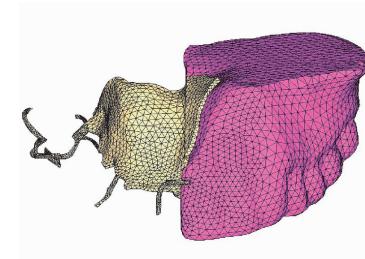


图 7 卡环固位的赝复体修复

Fig. 7 Clasp for prosthetic retention

### 2.2 力学仿真设计

**2.2.1 材料属性设置** 卡环和基托均为钴铬合金, 弹性模量 218 GPa, 泊松比 0.33。赝复体是弹性模量为 2.7 GPa、泊松比为 0.35 的塑料。

**2.2.2 边界条件设定与模拟工况加载** 边界条件为枕骨大孔的全方位约束。模拟正中咬合情况, 在人工牙侧垂直力加载 150 N, 每颗前磨牙 25 N, 磣牙每颗 50 N。

**2.2.3 应力分布** 由于卡环固位可能会造成基牙松动, 为验证结构设计合理性, 主要采集卡环的最大 Von Mises 应力和健侧牙齿的 Von Mises 应力。选取健侧编号为 1、4、6、7 的牙齿, 记做 T1-1、T1-4、T1-6、T1-7。如表 3 所示, 基牙受力最大达到 130.7 MPa。卡环 Von Mises 应力最大值  $\sigma_{\max}$  为 452.4 MPa。

表 3 卡环固位方式应力

Tab. 3 The clasp retention stress

卡环	T1-1	T1-4	T1-6	T1-7
$\sigma_{\max}$ /MPa	452.4	130.7	87.08	65.23

### 3 颧种植与卡环联合固位方案设计与力学分析

颧种植体植入是近年来应用于单侧上颌骨缺损修复较多的固位方案。颧种植体是一种具有良好机

械表面的纯钛种植体, 弹性模量为 117 GPa, 泊松比为 0.35; 长度为 30~52.5 mm, 可剪切; 直径为 4.25 mm。按照解剖学特征, 颧种植体可以在三维有限元模型的第 1 和第 2 前磨牙、第 1 和第 2 磖牙部位插入, 经原上颌窦位置, 以 45°倾斜角打入颧骨。本文设计了一根颧种植体(记做 CZ-1, 种植体编号 I1)和两根颧种植体(记做 CZ-2, 种植体编号 I1、I2)两种方案(见图 8)。

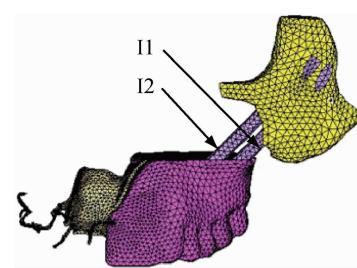


图 8 肩复体修复联合固位方案

Fig. 8 Zygomatic implant and clasp united retention

为了便于比较, 联合固位方案的工况加载及边界条件设定和单纯卡环固位相同。数据采集增加种植体和颧骨接触处(I1-Z、I2-Z)应力、种植体平均应力、种植体和假体接触处(I1-F、I2-F)应力 3 项, 应力结果见表 4。

表4 联合固位方式下的应力分布

Tab. 4 Stress distributions for zygomatic implant and clasp united retention

MPa

	I1-Z	I2-Z	I1-F	I2-F	卡环	T1-1	T1-4	T1-6	T1-7	颧骨
CZ-1	500.2	—	257.2	—	118.1	31.12	24.68	21.29	12.94	66.11
CZ-2	313.8	271.3	172.4	133.6	136.6	27.97	21.73	19.31	12.07	48.12

## 4 分析与讨论

赝复体修复固位方案的应力分布见图9。仅有卡环做固位体时,修复侧颧骨应力很小。加入颧种植体后,在修复侧加的垂直力可以经由颧骨分别沿

额蝶突方向和颧弓方向传递,更符合正常颅颌面的力学传导。图9中位移量均被等同放大5倍,由于单纯的卡环固位属于悬臂梁结构,修复侧缺少支撑,故赝复体位移较为明显。植入种植体后赝复体位移减小。

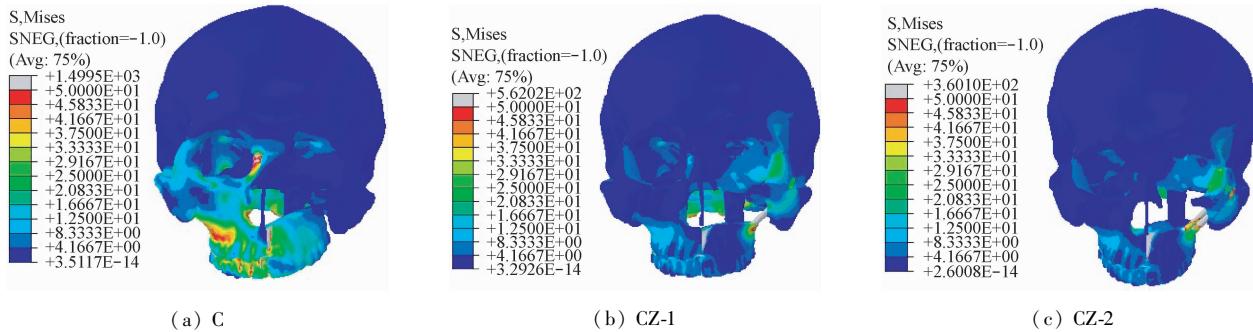


图9 3种固位方案应力分布

Fig. 9 Stress distributions for three retention programs

纵向比较:基牙受力中T1-1受力最大(见图10(a))。T1-1与加载力的义齿最近,而且和T1-1连接的卡环属于赝附体和牙齿的结合处,故受力较大。其他牙齿受力沿着远离加载力的方向递减。颧骨的受力小于种植体的受力则是因为颧骨的弹性模量远小于种植体的弹性模量,产生了应力遮挡。横向比较:①植入种植体后,修复侧加载力可沿着种植体传

递,卡环受力及基牙受力均减小到原来的30%左右(见图10(b))。②当颧种植体增加到两根时,种植体的受力减小1/2,颧骨的受力也有所减小(见图10(c))。Myers等<sup>[9]</sup>认为,单侧上颌骨的修复,不能仅从余留牙角度分析固位设计。本文模型基于完整的上颌骨进行分析;实现了块化建模,各种不同材料结构都是独立体单元。在这3种方案中,两根颧

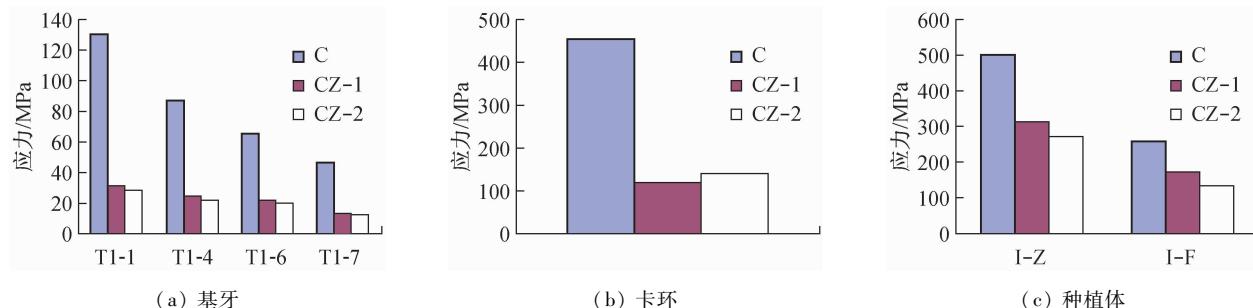


图10 受力分析

Fig. 10 Stress analysis (a) On the abutment, (b) On the clasp, (c) On the implants

种植体力学性能最优,两根颧种植体的双重固位可以有效地分散应力。但是也应当考虑到颧种植对完整的颧骨所造成的伤害,以及后期可能会出现的松动和实效。

正常颅骨应力分布图上可以观察到上颌骨通过尖牙支柱、颧突支柱和翼突支柱对牙合里进行传导,与3条上颌支柱理论相一致<sup>[10]</sup>,只是并不完全对称。与卡环固位方式类似的是附着体修复。附着体的应用会给临近的基牙造成负担<sup>[11]</sup>,本文卡环设计也存在同样问题,基牙压力较大;为了解决这一问题,在卡环固位方式中加入了颧种植进行联合固位。事实证明,无牙合上颌骨单侧缺损恢复咀嚼功能最有效的是种植修复。对于单侧颧种植,颧种植体上应力相对集中,对牙合力传导起到重要作用,最大应力出现在颧种植体植入颧骨的部位。铁瑛等<sup>[12]</sup>采用的腓骨移植重建和颧种植相结修复方法中牙合力传导也非常符合生物力学规律,而使用卡环代替腓骨移植可以减小对人体的再次伤害。总之,卡环固位是传统的固位方式,而颧种植联合固位则是赝复体修复的一大进步。

## 5 结语

本文通过Dicom采集数据建立的上颌复合体具有良好的几何相似性和材料相似性。卡环固位中卡环和基牙受力较大,单纯的卡环固位有可能造成卡环脱落和基牙的损伤;颧种植与卡环联合固位可使赝复体重建上颌骨缺损具有良好的支撑和生物力学效果。

## 参考文献:

- [1] 李儒煌. 上颌骨缺损修复重建研究进展. 现代[J]. 口腔医学杂志, 2010, 24(4): 301-304.

- [2] 王野平, 林小英, 周慧峰. Mimics 和 Geomagic 辅助下建立固定义齿的有限元模型[J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 433-438.  
Wang YP, Lin XY, Zhou HF. Finite element model of fixed denture aided by Mimics & Geomagic [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 433-438.
- [3] Zannoni C, Mantovani R, Viceconti M. Material properties assignment to finite element models of bone structures: A new method [J]. Med Eng Phys, 1998, 20(10): 735-740.
- [4] Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure [J]. J Bone Joint Surg Am, 1977, 59(7): 954-962.
- [5] van Reiberen B. Mechanical behaviour and adaption of trabecular bone in relation to bone morphology [M]. Wageningen: Ponsen and Looijen, 1996.
- [6] 王晓玲, 徐宝华, 梁伟. 不同受力方式下上颌第一磨牙牙槽骨应力分布的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2009, 24(4): 300-316.  
Wang XL, Xu BH, Liang W. Stress analysis of maxillary firstmolar alveolar bone under different orthodontics forces by means of finite element method [J]. J Med Biomech, 2009, 24(4): 300-316.
- [7] 铁瑛. 中国力学虚拟人颅骨系统研究及其在颌面骨缺损修复中的应用[D]. 上海: 上海交通大学博士学位论文, 2006.
- [8] 沈毅, 孙坚, 李军. 正常人上颌骨的生物力学分析[J]. 组织工程与重建外科杂志, 2009, 5(1): 25-28.
- [9] Myers RE, Mitchell DL. A photo elastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection [J]. Prosthet Dent, 1989, 61(5): 590-594.
- [10] Kok CW, Hui Y, Nguyen TQ. MRI truncation artifact reduction via wavelet shrinkage [C]//Proceedings of SPIE 3078. Orlando, USA: [s. n.], 1997: 301-311.
- [11] 铁瑛, 王成焘, 王冬梅. 可摘局部义齿上颌赝复体设计及其生物力学评价[J]. 生物医学工程杂志, 2007, 24(6): 1264-1269.
- [12] 铁瑛, 王冬梅, 吴佚群. 上颌骨缺损颧种植体功能设计及生物力学评价[J]. 上海交通大学学报, 2006, 40(8): 1438-1443.