

• 论著 •

钴铬合金和聚醚醚酮用于可摘局部义齿支架的三维有限元分析

陈昕 毛渤淳 鲁雨晴 董博 朱卓立 岳莉 于海洋

口腔疾病研究国家重点实验室 国家口腔疾病临床医学研究中心

四川大学华西口腔医院修复Ⅱ科 成都 610041

[摘要] **目的** 对比钴铬合金和聚醚醚酮(PEEK)制作的¹可摘局部义齿支架,对患者基牙、黏膜形变及支架受力的影响。**方法** 选择肯氏Ⅰ类缺失患者1例,通过锥形束计算机断层(CBCT)扫描、口内石膏模型扫描,EXOCAD软件设计2种可摘局部义齿, Mimics、Geo-magic studio与Abaqus/CAE软件处理模型进行三维有限元分析。分别对支架加载钴铬合金与聚醚醚酮材料。观察基牙、黏膜形变及支架受力的情况。**结果** PEEK支架的基牙最大形变量小于钴铬合金,且均分布于牙槽窝;黏膜最大位移量大于钴铬合金,且均分布于缺牙区远端;支架受力小于钴铬合金,且力的分布更加均匀。**结论** 对于牙列远中游离缺失的患者,PEEK制作的支架具有一定的保护基牙和牙周膜的作用,并且支架内部的应力更小、更均匀;但其对缺牙区黏膜和牙槽骨的压力更大,不适合黏膜和骨质较差的患者。

[关键词] 聚醚醚酮; 钴铬合金; 可摘局部义齿; 三维有限元分析

[中图分类号] R 783.1 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/gjkq.2019087



开放科学(资源服务)
标识码(OSID)

Research on mechanical property of Co-Cr alloy and polyetheretherketone frameworks of removable partial denture: a three-dimensional finite element analysis Chen Xin, Mao Bochun, Lu Yuqing, Dong Bo, Zhu Zhuoli, Yue Li, Yu Haiyang. (State Key Laboratory of Oral Diseases & National Clinical Research Center for Oral Diseases & Dept. of Prosthodontics II, West China Hospital of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

This study was supported by National Natural Science Foundation of China (81771113).

[Abstract] **Objective** To compare the different displacement of cobalt-chromium (Co-Cr) alloy and polyetheretherketone (PEEK) frameworks of removable partial denture (RPD) on a patient's abutment teeth, mucosa and the stress distribution on the frameworks. **Methods** A patient with Kennedy Class I was chosen. The RPD *in vivo* model with two different framework materials was built by the scanned data of the cone beam computed tomography (CBCT) and master models, which were processed by Mimics, Geo-magic studio, EXO-CAD and Abaqus/CAE. The displacement and stress distribution of the models were investigated. **Results** The maximum displacement of abutment teeth and the stress on the PEEK framework were smaller than that of Co-Cr alloy. The maximum mucosa displacement of the PEEK framework was larger than that of Co-Cr alloy, with an even distribution. **Conclusion** For patients with distal-extension absence defect, the PEEK framework can protect the abutment teeth and periodontal ligament. Stress is even and relatively small inside the framework. However, the PEEK framework will increase the stress on the mucosa of the edentulous ridge, which is harmful for patients with bad mucosa and bone loss condition.

[Key words] polyetheretherketone; Co-Cr alloy; removable partial denture; three-dimensional finite element analysis

[收稿日期] 2019-01-22; **[修回日期]** 2019-06-08

[基金项目] 国家自然科学基金(81771113)

[作者简介] 陈昕, 硕士, Email: chenxin.scu@foxmail.com

[通信作者] 于海洋, 教授, 博士, Email: yhyang6812@foxmail.com

在口腔修复的临床工作中,可摘局部义齿用于修复牙列缺损,其适应证最广且设计灵活^[1-2]。由于颌骨和黏膜在受力后的可让性不同,故不同的设计方案及材料会对患者软硬组织的受力及变

形产生不同的影响。尤其是肯氏 I 类双侧游离缺失的患者，其可摘局部义齿修复的患者满意率常常不高^[3]。聚醚醚酮（polyetheretherketone, PEEK）是一种半结晶的有机高分子材料，其化学性质稳定^[4]，具有一定的生物相容性^[5]，细菌黏附率较低^[6]，并易于机械加工成型^[7]，得到口腔材料学的广泛关注。近年来，对PEEK的研究主要集中在制作种植桥架和可摘局部义齿的固位卡环上^[8]，应用于数字化可摘局部义齿整体支架设计的研究在近几年才慢慢开始有少数临床病例的报道^[9-10]。

本文旨在通过三维有限元分析^[11-12]，应用数学模拟来探究适合PEEK作为可摘局部义齿支架材

料对患者口腔组织的受力影响及支架设计要点是否与传统的、使用较为成熟的钴铬合金相似。

1 材料和方法

1.1 模型数据获取

选取1名肯氏 I 类双侧游离缺失的53岁男性患者为研究对象。口腔检查发现上颌牙列全缺失，上颌牙槽骨吸收，下颌46、47、43—31、34—37牙缺失，牙槽嵴低平，牙槽骨吸收。余留牙无明显异常，未见松动。

有限元模型构建过程详见图1。

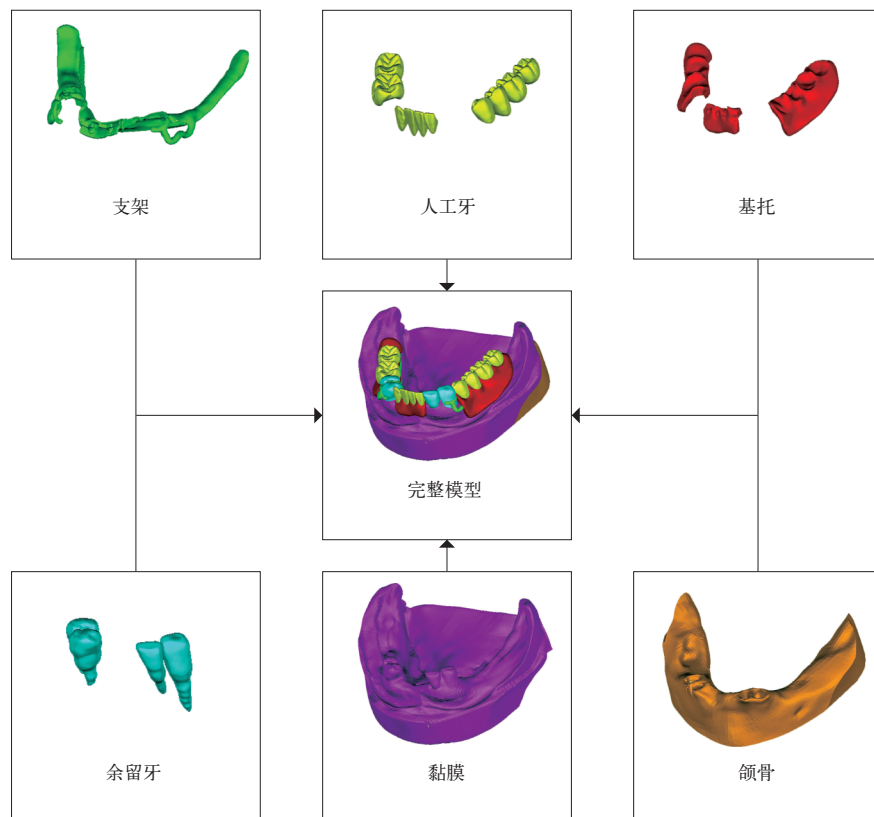


图 1 有限元模型构建过程

Fig 1 Finite element model construction process

如图1有限元模型构建过程所示，首先利用印模材料制取下颌功能印模，灌注石膏制作模型。然后应用3shape D2000模型扫描仪扫描石膏模型获得患者口内表面形貌STL（stereolithography）格式数据。

最后将模型导入12.0 Geomagic studio（Geomagic公司，美国）软件中，以点云格式打开，对模型进行去噪，之后将模型封装为曲面。优化曲面后，拟合曲面片为NURBS曲面，转化为STP（standard for the exchange of product）格式口腔黏

膜实体模型以备之后处理。

1.2 颌骨及余留牙数据获取

利用Morita锥形束计算机断层（cone beam computed tomography, CBCT）扫描系统（Kyoto公司，日本）对患者下颌骨下缘至颞下窝上缘连续扫描，获得共401层的DICOM图像，层厚为0.25 mm。将CT图像导入17.0 Mimics软件（Materialise公司，比利时），选择“global threshold”阈值来分离软组织与牙体及颌骨，然后对形态学进行自动分割操作，同时减少噪声和伪影。运用

阈值逐层分离余留牙与颌骨，再分别生成STL模型。将颌骨模型与余留牙分别导入Geomatics studio软件，按照上述石膏模型STL模型的处理方法相同处理，得到STP格式的余留牙与颌骨的实体模型。

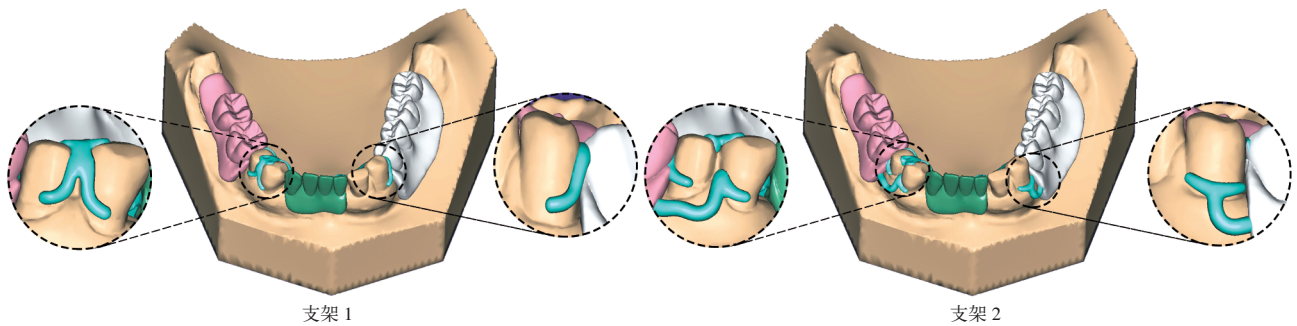
1.3 模型位置匹配与黏膜数据获取

在Geomatics studio软件中，将颌骨和余留牙模型与口内模型进行位置匹配，运用布尔逻辑操作，将外露于口腔黏膜模型的多余颌骨模型部分减去，保留黏膜内颌骨部分。将口腔黏膜模型上的余留牙部分用余留牙模型减去，获得最终口腔

黏膜模型。将余留牙处于牙槽窝部分向外均匀扩大0.2 mm作为牙周膜^[13]。

1.4 可摘局部义齿支架设计

如图2所示，按照可摘局部义齿设计规范，由专业口腔修复医学医生及口腔修复工艺技师共同设计，利用2018 EXO-CAD三维设计软件（EXO-CAD GmbH公司，德国）在模型表面进行三维可摘局部义齿支架、基托及人工牙的设计。实验采用2种不同的支架设计，除卡环类型外其余部件均一致。



支架1：下颌左侧尖牙设计A型卡环，下颌右侧前磨牙设计联合卡环；支架2：下颌左侧尖牙设计RPT卡环组，下颌右侧第一前磨牙设计RPL卡环组，下颌右侧第二前磨牙设计A型卡环。

图 2 可摘局部义齿支架设计

Fig 2 Design of removable partial denture framework

1.5 三维有限元模型的建立

将各实体模型导入2016 Abaqus/CAE有限元分析软件中（SIMULIA公司，美国），对各模型进行非结构方法划分网格（线条最小单位0.005 m，接触面最小单位0.001 m），模型采用三节点四面体单元，网格化后各模型节点数与单元格数见表1。

表 1 网格化后各模型节点数与单元格数

Tab 1 Number of nodes and cells after meshing

模型	节点数	单元格数
颌骨	21 089	96 388
黏膜	107 848	522 017
余留牙	17 784	83 941
牙周膜	1 786	1 825
支架		
支架1	62 049	243 121
支架2	60 569	237 101
基托		
支架1基托	46 312	193 128
支架2基托	45 577	190 160
人工牙		
支架1人工牙	31 521	140 673
支架2人工牙	37 252	167 984

各向同性、均质的线性材料，其弹性模量、泊松比见表2^[14-16]。牙周膜采用非线性超弹性模型，按照Vollmer等^[17]研究中的牙周膜双线性应力应变曲线设定参数。当牙周膜的应变 $\epsilon < 7.5\%$ 时，此阶段弹性模量为 $E_1 = 0.05$ MPa；当应变 $\epsilon > 7.5\%$ 时，弹性模量为 $E_2 = 0.22$ MPa。

表 2 各模型材料的力学参数

Tab 2 Mechanical parameters

材料	弹性模量/MPa	泊松比
黏膜	3.45	0.45
基托	2 200	0.31
骨松质	1 370	0.30
骨密质	13 700	0.30
牙周膜	非线性（见下文所述）	0.45
天然牙（牙本质）	18 600	0.30
人工牙	1 960	0.30
钴铬合金	235 000	0.33
PEEK	4 100	0.40

文献^[11]表明牙体的力学性能相似，故将其简化为均一的牙本质材料，不考虑釉质与牙骨质的区别。牙周膜与牙根被认为是位置约束的。各卡

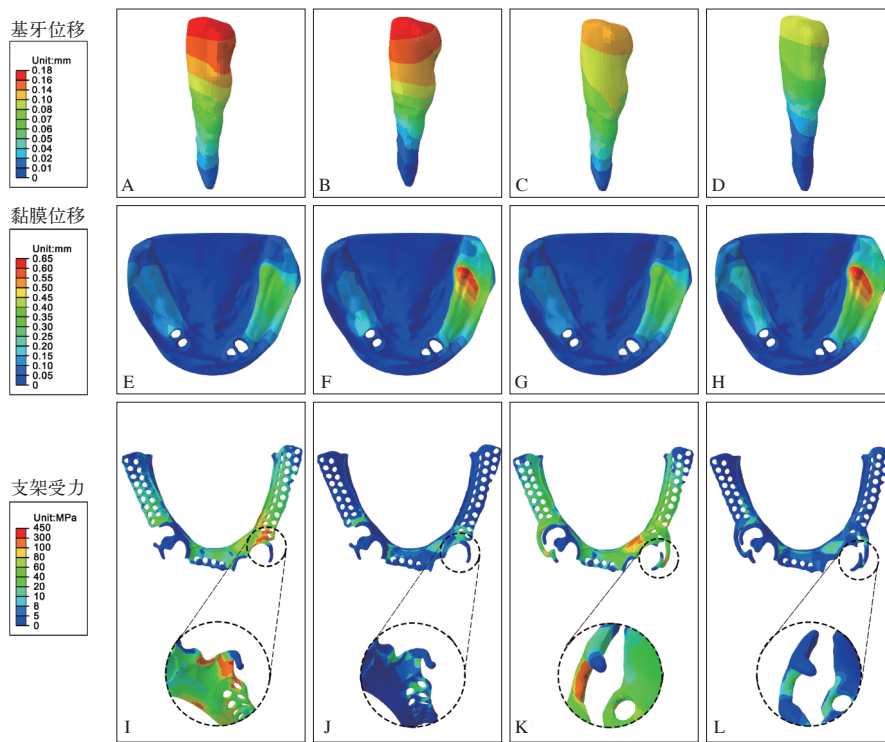
实验中，除黏膜外其余材料均假设为连续、

环、支托与牙齿的摩擦系数为0.1，基托与口腔黏膜间摩擦系数约为0.01^[18]。人工牙与基托为完全粘连关系。位移约束施加在颌骨底面与两侧切面，在 $t=0$ 时刻，牙周膜的位移为0。在每一副义齿的2颗第一磨牙中央窝位置分别施加垂直加载载荷120 N；记录不同加载条件下基牙位移情况、黏膜

位移情况和支架受力情况。

2 结果

基牙位移、黏膜位移以及支架受力的情况详见图3。



A~D: 基牙位移; E~H: 黏膜位移; I~L: 支架受力。A、E、I: 支架1(钴铬合金); B、F、J: 支架1(PEEK); C、G、K: 支架2(钴铬合金); D、H、L: 支架2(PEEK)。

图3 基牙位移、黏膜位移及支架受力情况

Fig 3 Abutment displacement, mucosal displacement and the stress of framework

如图3所示，同种设计PEEK支架的基牙最大位移量小于钴铬合金；黏膜最大位移量大于钴铬合金，且均分布于缺牙区远端；支架受力小于钴铬合金，且力的分布更加均匀。

2.1 基牙位移

支架1采用钴铬合金和PEEK制作，下颌左侧尖牙最大位移分别为179.7和163.0 μm ；支架2则分别为128.0和106.1 μm 。支架1的尖牙最大位移均大于支架2。同种设计，使用PEEK支架的尖牙最大位移小于钴铬合金。

2.2 黏膜位移

钴铬合金制作的支架1和支架2，黏膜最大位移处均位于下颌左侧游离端，分别为0.400 6和0.427 2 mm。PEEK的分布范围与钴铬合金一致，但位移量更大，分别为0.631 6和0.643 0 mm。

2.3 支架受力

钴铬合金制作的支架1和PEEK制作的支架1，其受力最大处均分布在下颌左侧尖牙的远中，分别为446.2和92.4 MPa。钴铬合金制作的支架2和PEEK制作的支架2的受力最大处均分布在下颌左侧尖牙T杆由近远中走向转为殆龈走向的转折处，分别为388.8和72.8 MPa。PEEK制作的支架受力明显小于钴铬合金，且力的分散更均匀。详见表3。

表3 各模型加载后位移及受力结果

Tab 3 Displacement and stress after loading

测量项目	支架1		支架2	
	钴铬合金	PEEK	钴铬合金	PEEK
基牙位移/ μm	179.7	163.0	128.0	106.1
黏膜位移/mm	0.400 6	0.631 6	0.427 2	0.643 0
支架受力/MPa	446.2	92.4	388.8	72.8

3 讨论

本实验中, 下颌支架均为舌板设计, 与牙体有接触, 可以起到间接固位体的作用, 在义齿受到咀嚼力的时候, 将力量传导到牙体, 进而传导到牙周膜与牙槽窝, 以防止支架下沉。故颌骨的最大位移处出现在牙槽窝。由于PEEK的弹性模量大于钴铬合金, 其因咀嚼作用下软硬组织可让性差异造成的应力, 更多地通过自身形变转变为内应力, 从而减少对基牙的扭力, 这一点与Zoidis等^[9]的看法一致。加之在舌侧间接固位体的旋转扭矩作用下, 钴铬合金支架的基牙最大位移处为下颌基牙的颊侧^[19]。而PEEK由于其优良的力学性能^[20], 将咀嚼力分散在黏膜及支架内部, 起到较好的保护基牙和牙周膜的作用。但其对缺牙区黏膜和牙槽骨的压力更大, 不适合黏膜和骨质较差的患者^[21-22]。

由于下颌左侧的游离缺失牙体数比右侧多, 根据杠杆原理, 下颌左侧的脱位力力臂更长。但直接固位体只有一个, 位于下颌左侧尖牙上。下颌右侧的直接固位体则位于两颗前磨牙上, 即下颌左侧的固位力较小。在相同力矩的条件下, 下颌左侧受到的脱位力更大。故无论何种材料、何种设计, 支架的应力集中点均位于下颌左侧。并且通过对比支架2 (T型卡环) 与支架1左侧的卡环 (A型卡环) 受力可以发现, 支架的应力集中点常位于小连接体或卡环的直角转折处, 这一点与以往的研究一致^[23-24]。PEEK支架的受力整体相对于钴铬合金小, 且应力分散更加均匀。

综上所述, 对于牙列远中游离缺失的患者, PEEK制作的支架具有一定的保护基牙和牙周膜的作用, 并且支架内部的应力更小、更均匀。但其对缺牙区黏膜和牙槽骨的压力更大, 不适合黏膜和骨质较差的患者。

4 参考文献

- [1] Campbell SD, Cooper L, Craddock H, et al. Removable partial dentures: the clinical need for innovation[J]. *J Prosthet Dent*, 2017, 118(3): 273-280.
- [2] Hu F, Pei ZH, Wen Y. Using intraoral scanning technology for three-dimensional printing of Kennedy Class I removable partial denture metal framework:

- a clinical report[J]. *J Prosthodont*, 2019, 28(2): e473-e476.
- [3] Keys W. Book review: McCracken's removable partial prosthodontics, 13th edition[J]. *Br Dent J*, 2017, 223(5): 316.
- [4] Wiesli MG, Özcan M. High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials[J]. *Implant Dent*, 24(4): 448-457.
- [5] Olivares-Navarrete R, Hyzy SL, Slosar PJ, et al. Implant materials generate different peri-implant inflammatory factors: poly-ether-ether-ketone promotes fibrosis and microtextured titanium promotes osteogenic factors[J]. *Spine*, 2015, 40(6): 399-404.
- [6] Hahnel S, Wieser A, Lang R, et al. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials [J]. *Clin Oral Implant Res*, 2015, 26(11): 1297-1301.
- [7] Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, et al. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types[J]. *Dent Mater J*, 2015, 34(1): 7-12.
- [8] Tannous F, Steiner M, Shahin R, et al. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps[J]. *Dent Mater*, 2012, 28(3): 273-278.
- [9] Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report[J]. *J Prosthodont*, 2016, 25(7): 580-584.
- [10] Harb IE, Abdel-Khalek EA, Hegazy SA. CAD/CAM constructed poly(etheretherketone) (PEEK) framework of Kennedy Class I removable partial denture: a clinical report[J]. *J Prosthodont*, 2019, 28(2): e595-e598.
- [11] Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method[J]. *Quintessence Int*, 2003, 34(7): 526-533.
- [12] Radovic K, Cairovic A, Todorovic A, et al. Comparative analysis of unilateral removable partial denture and classical removable partial denture by using finite element method[J]. *Srp Arh Za Celok Lek*, 2010, 138(11/12): 706-713.
- [13] Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, et al. Three-dimensional finite element stress analysis: the te-

- chnique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs[J]. *Dent Mater J*, 2012, 31(2): 297-308.
- [14] Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, et al. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study[J]. *J Prosthet Dent*, 2004, 91(2): 144-150.
- [15] 王淑英, 张振庭, 白保晶, 等. 钴铬合金与金合金铸造三臂卡环的三维有限元对比分析[J]. *现代口腔医学杂志*, 2006, 20(1): 69-71.
Wang SY, Zhang ZT, Bai BJ, et al. Comparative analysis of stress of the retention arms between the cast Co-Cr alloy and the cast of gold alloy clasps using the three-dimensional finite element method[J]. *J Modern Stomatol*, 2006, 20(1): 69-71.
- [16] Nishigawa G, Matsunaga T, Maruo Y, et al. Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient[J]. *J Oral Rehabil*, 2003, 30(6): 646-652.
- [17] Vollmer D, Bourauel C, Maier K, et al. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model[J]. *Eur J Orthod*, 1999, 21(6): 633-648.
- [18] Curtis R, Watson T. Preface[M]//Curtis R, Watson T. *Dental Biomaterials*. Cambridge: Elsevier, 2008: 37.
- [19] Yettram AL, Wright KW, Houston WJ. Centre of rotation of a maxillary central incisor under orthodontic loading[J]. *Br J Orthod*, 1977, 4(1): 23-27.
- [20] Panayotov IV, Orti V, Cuisinier F, et al. Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications[J]. *J Mater Sci Mater Med*, 2016, 27(7): 118.
- [21] Ichim I, Kieser JA, Swain MV. Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions[J]. *Arch Oral Biol*, 2007, 52(5): 465-473.
- [22] Gröning F, Fagan MJ, O'Higgins P. The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics[J]. *J Biomech*, 2011, 44(7): 1304-1312.
- [23] Sato Y, Yuasa Y, Akagawa Y, et al. An investigation of preferable taper and thickness ratios for cast circumferential clasp arms using finite element analysis[J]. *Int J Prosthodont*, 1995, 8(4): 392-397.
- [24] Sato Y, Tsuga K, Abe Y, et al. Finite element analysis on preferable I-bar clasp shape[J]. *J Oral Rehabil*, 2001, 28(5): 413-417.

(本文编辑 王姝)