

两种不同厚度椅旁 CAD/CAM 全瓷材料断裂强度的实验研究

陈 曦,章非敏*,胡 建

(南京医科大学口腔疾病研究江苏省重点实验室,南京医科大学附属口腔医院修复科,江苏 南京 210029)

[摘要] **目的:** 研究不同厚度对于椅旁计算机辅助设计与制作 (computer aided design/computer aided manufacturing, CAD/CAM) 全瓷材料断裂强度的影响。**方法:** 制备 50 颗离体牙试件,随机分为 5 组,分别与厚度为 1.0、1.5、2.0、2.5、3.0 mm 的椅旁 CAD/CAM 全瓷材料——Vita enamic 瓷块和 Vitablocs Mark II 瓷块,用 panavia f 树脂粘结剂粘固。粘固 1 h 后水浴 24 h,测试其静态断裂强度值,并观察其断面形貌。**结果:** 随着厚度增加,Vita enamic 瓷块和 Vitablocs Mark II 瓷块试件的断裂强度也逐步增加。在 1.0~2.0 mm 厚度组,Vita enamic 瓷块和 Vitablocs Mark II 瓷块试件的断裂强度值相近;在 2.5~3.0 mm 厚度组,Vita enamic 瓷块的断裂载荷值较 Vitablocs Mark II 瓷块显著增加。**结论:** Vita enamic 瓷块具有与 Vitablocs Mark II 瓷块相似的断裂强度。在厚度大于 2.5 mm 时,Vita enamic 瓷块表现出更为优越的机械学强度。

[关键词] 椅旁 CAD/CAM; 厚度; 全瓷; 断裂强度; Vita enamic; Vitablocs Mark II

[中图分类号] R783.1

[文献标志码] A

[文章编号] 1007-4368(2015)11-1632-05

doi:10.7655/NYDXBNS20151129

The effect of differential thickness on the fracture load of CAD/CAM enamic blocs

Chen Xi, Zhang Feimin*, Hu Jian

(Jiangsu Key Laboratory of Oral Disease of NJMU, Department of Prosthodontics, Affiliated Hospital of Stomatology of NJMU, Nanjing 210029, China)

[Abstract] **Objective:** To investigate the effect of computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) enamic blocs with different thickness on the fracture load. **Methods:** Fifty test specimens were fabricated with isolated tooth in the study. These specimens were divided randomly into two groups: the experimental group (Vita enamic) and the control group (Vitablocs Mark II). In each group, these specimens were divided randomly into five differential thickness sub groups (1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm, 2.5 mm and 3.0 mm). Every specimen was cemented on the differential thickness bloc with panavia f resin adhesive system. They were stored in distilled water at 37°C for 24 hours prior to fracture testing. Then, the fracture load was tested in a universal testing machine. **Results:** Accompany with the increase of thickness of bloc, the increase of fracture load was detected in both groups. When the bloc thickness lied from 1 mm to 2 mm, the fracture load in both groups was similar. But from 2.5 to 3 mm, the fracture load of Vita Enamic was higher than that of Vitablocs Mark II. **Conclusion:** The fracture load between the Vita enamic and Vitablocs Mark II was similar. Only when the thickness is over 2.5 mm, the mechanical property of Vita enamic was super to that of Vitablocs Mark II.

[Key words] chair-side CAD/CAM; thickness; all-ceramic; fracture load; Vita enamic; Vitablocs Mark II

[Acta Univ Med Nanjing, 2015, 35(11): 1632-1636]

椅旁计算机辅助设计与制作 (computer aided design/computer aided manufacturing, CAD/CAM) 系

[基金项目] 江苏高校优势学科建设工程资助 (2014-37); 国家高技术研究发展计划 (863 计划) (2012AA030309)

*通信作者 (Corresponding author), E-mail: fmzhang@njmu.edu.cn

统以其快速、高效和精确等诸多优点在临床中应用日趋广泛^[1]。目前,用于椅旁的可切削材料包括长石类玻璃陶瓷、白榴石玻璃陶瓷、二硅酸锂基玻璃陶瓷、复合树脂类材料等^[2]。其中长石类玻璃陶瓷 Vitablocs Mark II 由于其优良的机械学性能和美学效果,成为目前临床应用最为长久和广泛的椅旁 CAD/CAM 全瓷材料。但是,玻璃陶瓷较低的抗折裂

强度一直是其出现临床失效的主要原因。而树脂类材料虽然有一定的应力缓冲作用,但由于耐磨性和老化等因素,一直被用于过渡性修复体的制作。近年来,结合陶瓷与树脂二者优点的各类复合材料也层出不穷,如 3M 公司推出的树脂基复合材料 Paradigm MZ100 等。其中 Vita 公司新近推出的弹性瓷 Vita enamic 则是具有陶瓷和树脂双网络结构的陶瓷基复合材料,表现出较高的抗折强度,可以大幅降低牙体预备量,成为椅旁 CAD/CAM 全瓷修复的新选择。但目前未见相关基础实验和临床报道。本实验针对该新型椅旁 CAD/CAM 全瓷材料 Vita enamic,测试其不同厚度的抗压强度,并进行断裂界面分析,进而为该材料的临床应用及相关研究提供参考。

1 材料和方法

1.1 材料

新鲜离体牙,椅旁 CAD/CAM 全瓷材料 Vita enamic 和 Vitablocs Mark II (Vita zahnfabrik 公司,德国),panavia f 树脂粘结剂(可乐丽公司,日本),万能测力机(instron4466,Instron 公司,美国),义齿基托树脂粉/液(上海二医张江生物材料有限公司),自动精密切割机(BUEHLE 公司,美国),3M 光固化灯(3M 公司,美国),CQ-6 超声波清洗器(上海超声波仪器有限公司)。

1.2 方法

1.2.1 离体牙试件准备

选取 2015 年 7—9 月外科拔除的无龋坏、无变异的磨牙 50 颗。在喷水条件下,将 50 颗离体牙用自动精密切割机垂直于牙体长轴去除胎面釉质,充分暴露牙本质,制备出 50 颗离体牙试件,然后用义齿基托树脂将所有离体牙包埋在直径为 2.5 cm 的圆柱体模具中(打磨面暴露)。在喷水的条件下,以

500 目、800 目、1200 目耐水砂纸依次打磨牙体截面,获得比较一致的粘接面,冲洗打磨面,干燥,常温储存备用。

1.2.2 椅旁 CAD/CAM 瓷块试件的准备

用自动精密切割机(10 μm 的金刚石切盘)在喷水条件下分别切割 25 块 Vitablocs mark II 和 Vita enamic 瓷块,然后用 600~1 500 号碳化硅砂纸将陶瓷块打磨成 6.0 mm \times 6.0 mm \times 1.0 mm、6.0 mm \times 6.0 mm \times 1.5 mm、6.0 mm \times 6.0 mm \times 2.0 mm、6.0 mm \times 6.0 mm \times 2.5 mm 和 6.0 mm \times 6.0 mm \times 3mm 5 组标准瓷片。超声清洗 10 min 备用。

1.2.3 粘结试件制备

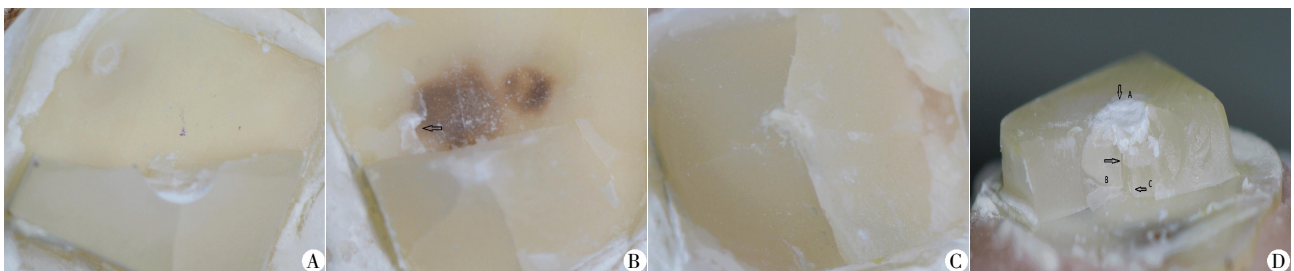
将离体牙试件和瓷块试件分别随机配对为 5 组(即瓷块厚度 1.0 mm 组、1.5 mm 组、2.0 mm 组、2.5 mm 组和 3.0 mm 组),每组制作成 5 个粘结试件。首先将瓷块试件吹干,离体牙试件粘接面吹至半湿润状态,按照 panavia f 树脂粘接剂的说明进行粘接,手指加压固定,然后用恒定加载装置 50 N 压力,确保均匀完全粘结,光固化灯光照 40 s,最后 37 $^{\circ}\text{C}$ 恒温水浴 24 h。

1.2.4 断裂强度测试及断裂界面观察

用夹具将粘结试件固定于万能测试机上,加载头以 0.5 mm/min 速度垂直加载于试件,直至瓷片断裂,记录破坏时的最大载荷(单位:N),在光学显微镜下观察断裂界面及裂纹扩展形态。断裂界面分为 3 种模式:A:粘结剂位于瓷块上——界面破坏;B:粘结剂位于牙面上——界面破坏;C:瓷块内的断裂(图 1)。

1.3 统计学方法

用 SPSS 13.0 统计学分析软件对数据进行分析,采用配对 *t* 检验分析两种瓷块同一厚度断裂强度值差异;用 ANOVA 方差分析检验同一种瓷块不同厚度组间的断裂强度值差异。 $P \leq 0.05$ 为差异有统计学意义。



A:断裂模式 A——粘结剂位于瓷块上,牙本质表面未见粘结剂;B:断裂模式 B——粘接剂位于牙面上(箭头所示);C:断裂模式 C——瓷块内断裂;D:瓷块断裂的剖面图(垂直箭头:锥状裂纹和环状裂纹;水平箭头:放射状裂纹)。

图 1 断裂试件瓷块断裂界面照片

Figure 1 Photos of fracture interface

2 结果

不同厚度 Vitablocs Mark II 和 Vita enamic 断裂载荷值见表 1。两种材料最大值均出现在厚度为 3.0 mm 时。Vitablocs Mark II 组在 3.0 mm 厚度时最大断裂载荷平均值为 2 248.16 N, Vita enamic 组断裂载荷的平均值为 2 664.20 N。两种瓷块之间,仅在 2.5 mm 组 Vitablocs Mark II 的断裂载荷平均值比 Vita enamic 低,其差异有统计学意义($P < 0.05$),其他厚度组差异没有统计学意义($P > 0.05$)。Vitablocs Mark II 组间每两厚度组相比差异均有统计学意义,2.5 mm 组与其他各组差异均有统计学意义($P < 0.001$);Vita enamic 的 2.5 mm 组与 1.0 mm、1.5 mm、2.0 mm 组有统计学差异 ($P < 0.05$),2.5 mm 与 3.0 mm 组比较无统计学差异。图 2 是根据表 1 绘制的两种瓷块随厚度变化的断裂载荷值线图,其中 Vitablocs Mark II 呈直线形变化,即其断裂载荷的变化和厚度的增加成正比。Vita enamic 呈 S 形曲线变化,即当厚度比较薄的时候,断裂载荷增加比较缓慢,而当厚度持续增加后,断裂载荷迅速增加,之后又趋于缓慢。

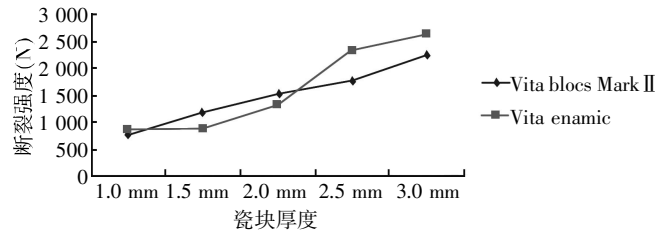


图 2 Vitablocs Mark II 和 Vita enamic 断裂载荷值随厚度变化线图

Figure 2 Fracture load of two kinds of ceramic blocs with the variation of thickness

断裂界面破坏方式统计见表 2。一般来讲,粘接体系的破坏方式有 A、B、C 3 种模式。本实验中,两种材料几乎绝大部分都发生了界面破坏,少数断裂发生于瓷块内部(表 2)。

3 讨论

由于陶瓷为脆性材料,其应力分散作用较弱,临界应变能力较低,在 0.1% 形变时即可出现裂纹。因此如何提高陶瓷材料的机械学强度一直是研究的热点。陶瓷材料的机械学强度不仅依靠其化学组

表 1 两种瓷块不同厚度断裂载荷平均值

材料	1.0 mm	1.5 mm	2.0 mm	2.5 mm	3.0 mm
Vitablocs Mark II	794.19 ± 113.05	1 163.69 ± 133.82	1 532.21 ± 77.23	1 760.17 ± 134.11	2 248.16 ± 234.41
Vita enamic	875.51 ± 123.63	871.75 ± 158.07	1 317.14 ± 428.95	2 338.22 ± 268.24*	2 644.20 ± 462.32

与 Vitablocs Mark II 比较, * $P < 0.05$ 。

表 2 断裂模式数据表

材料	模式 A	模式 B	模式 C
Vitablocs Mark II	14	3	8
Vita enamic	18	2	5

成,也取决于其物理结构。椅旁 CAD/CAM 可切削材料由于其工艺局限性,其化学组成多为容易切削的硅酸盐陶瓷,仅能通过添加少量高弹性模量的氧化物陶瓷的方法来提高其抗折强度。而物理结构多通过提高陶瓷晶粒细度,以及通过添加具有增韧作用的第二相来获得理想的机械学强度。上述两种增强手段在椅旁 CAD/CAM 可切削材料——弹性瓷 Vita enamic 中均有应用。首先占主导优势的陶瓷网状结构(86%)的主要成分依旧是精细化的长石质陶瓷(SiO_2 58%~63%, Na_2O 9%~11%, K_2O 4%~6%),同时其中添加了具有高弹性模量的 Al_2O_3 (20%~23%),另有小于 1%的 ZrO_2 成分。其次,弹性瓷通过在陶瓷网络结构中添加占 14%的树脂网络作为第二相来

实现缓冲应力,降低裂纹扩展速度,进而达到陶瓷增韧作用。最终弯曲强度可达到 150~160 MPa,高于经典的椅旁 CAD/CAM 可切削材料——长石质陶瓷 Vitablocs Mark II,可减少临床牙体预备量。

在陶瓷材料中,厚度对于其机械学性能有着较为明显的影响,有研究表明,随着瓷层厚度的增加,受载时,瓷层的应力呈减小趋势^[3]。也有研究发现瓷层厚度 1.0 mm 时,其应力值远大于 1.5 mm 和 2.0 mm,因此建议进行全冠修复时,瓷层厚度应不低于 1.5 mm^[4]。通过生物力学研究发现,陶瓷发生折裂的临界载荷值与瓷层厚度成正比,同样也要求咬合面厚度不得低于 1.5 mm^[5]。对于经典的 Vitablocs Mark II 而言,临床推荐的预备量一般为咬合面 1.5 mm,而对于 Vita enamic, Vita 公司推荐咬合面预备量为 1.0 mm。本研究中针对临床常见的全冠牙体预备要求设计了 1.0、1.5、2.0、2.5、3.0 mm 5 种瓷层厚度,分析其断裂强度的变化趋势。实验发现,随着厚度的增加, Vita enamic 和 Vitablocs Mark II 两种瓷

块的断裂强度均逐渐增加,其中 Vitablocs Mark II 瓷块表现为线性增长,与其他实验结果相一致。而 Vita enamic 在 1.0~2.0 mm 时断裂强度值表现为缓慢增长,到 2.5 mm 时呈现出跳跃式的增长。该结果意味着预备量的增加可以提高 Vitablocs Mark II 的断裂负荷值;而对于 Vita enamic,在 1.0~2.0 mm 厚度范围内,牙体预备量的增加意义不大。不过,即使在 1.0 mm 厚度组,Vita enamic 和 Vitablocs Mark II 两种瓷块的断裂强度均在 800 N 左右,远高于咀嚼功能状态下的实际荷载(150~250 N),可以满足临床需求。本实验中 Vitablocs Mark II 1.5 mm 组的断裂强度达到 1 163 N,要低于 Andreas 的实验结果 1 548 N^[6],其中 Andreas 的实验采用的是全瓷冠,本实验是瓷块,说明瓷块的几何结构也可能影响其断裂强度的变化。

椅旁 CAD/CAM 可切削材料是在标准化、工业化的控制下进行烧结制作的(真空 1 170℃),可以确保瓷块微结构的均质性,其晶粒尺寸较小。Vitablocs Mark II 就是由接近无孔的带微细晶粒的钾长石构成,其晶粒直径约为 4 μm,抛光后强度可达 130 MPa,是目前最为常用的椅旁 CAD/CAM 可切削材料^[7]。而弹性瓷的基本结构依旧是由带微细晶粒的钠长石和钾长石构成,只不过不再是均质单一的硼硅长石质玻璃,而是由占主导优势的陶瓷网状结构(86%)与高分子聚合物网状结构(14%)交叉混合形成的一种稳定复合结构。与厂家推荐的性能特点不同的是,在 1.0~2.0 mm 厚度组中,Vita enamic 的断裂强度相较于 Vitablocs Mark II 并未表现出明显的差别,只有在 2.5~3.0 mm 组,Vita enamic 瓷块的断裂强度相较于 Vitablocs Mark II 才显示出显著的提高。说明厚度超过 2.5 mm 时,Vita enamic 瓷块方才体现出更为优越的机械学性能。

在临床上,建议采用树脂粘结剂粘结硅酸盐陶瓷,不仅可以获得较高的粘结强度,还可以提高硅酸盐陶瓷的抗压强度^[8]。机制在于,一方面树脂突与粘结面微突起形成机械锁结,另一方面,粘结剂与牙本质中无机及有机成分形成化学结合,从而通过树脂粘结剂构成牙-硅酸盐陶瓷复合体,达到仿生效果^[9]。杨瑞等^[10]针对椅旁 CAD/CAM 可切削陶瓷材料设计了不同基底(光固化树脂块、牙本质片和离体牙)进行断裂强度的测试,发现离体牙作为基底更能反映全瓷修复体在口腔中的实际性能。因此本研究中,也是将瓷块与离体牙通过 panavia f 树脂粘接剂粘结后再行抗压强度测试,以接近临床真实条件。弹性瓷所含的树脂网络,其成分为 urethane

dimethacrylate(UDMA)和 triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA),其中 UDMA 为树脂稀释剂,而 TEGDMA 则为树脂基质,其与树脂粘结剂成分相近,可获得持久而增强的粘结强度。本研究的瓷块断裂模式中发现,更多的粘结剂保留在瓷块中,而非牙本质上,提示硅酸盐类陶瓷通过酸蚀和硅烷化处理可以与树脂粘结剂获得良好的粘结强度,但是与牙本质的粘结仍然是整个粘结环节中的薄弱点。弹性瓷与 Vitablocs Mark II 的断裂模式基本相同,主要为粘结剂保留于瓷块上,说明其树脂成分的添加对于粘结强度的改善并不像想象中的明显。

由于陶瓷变形力非常低,所以其断裂失效后,这样的裂纹就会保留原始形貌于剩余瓷块上,便于我们观察其裂纹的形态。这就是利用断口形貌分析牙科陶瓷的依据^[11-13]。有部分学者总结了单层牙科陶瓷有两种断裂模式:脆性模式和准塑性模式^[14-15]。长石类陶瓷晶体颗粒较细,内部结构均质属于前者,就断口形貌观察,含量有 14% 高分子复合物的 Vita enamic 的裂纹和 Vitablocs Mark II 没有明显不同,基本表现为脆性模式。由图 1D 所见,随着加载压力的增加,接触表面开始出现环状和锥形裂纹,锥状裂纹不断向下向外扩展直至断裂,但速度较慢,不如准塑性模式扩展的速度快。在接触区的锥状裂纹产生后,瓷和树脂界面出现放射状裂纹,继而向上扩展,有可能是因为牙本质基底的弹性模量较低,压力下易形变引起的。大多数瓷块失效后,粘结界面发生破坏,树脂粘结剂与瓷块从牙本质上剥落。陶瓷-树脂粘接剂-牙本质复合体破坏时,粘接剂主要是保留在瓷片上的。表 2 统计的数据与杨瑞等^[10]实验统计出的数据接近。

实验结果表明,Vita enamic 1.0 mm 组的断裂强度符合临床荷载要求,但并不高于传统的 Vitablocs Mark II,因此推荐其临床预备量要求可以参考 Vitablocs Mark II。由于随着瓷块厚度的增加,其断裂强度是逐渐增加的,特别是 2.5 mm 组的强度有着显著增强,所以在应用过程中,提示临床上的牙体制备量应尽量增加,2.5 mm 是一个相对较为理想的厚度选择。由于 Vita enamic 含有树脂成分,循环加载可能更符合临床实际,也更能体现其缓冲应力的优势,因此其疲劳载荷强度等有待进一步的实验来研究。

[参考文献]

- [1] 刘欣然,郭航,刘峰,等. 椅旁数字化修复系统的历史和发展[J]. 中国实用口腔科杂志,2014,7(12):762-766

[2] 赵 昕, 战德松. CAD/CAM 系统及可切削材料在口腔修复的应用现状[J]. 中国实用口腔科杂志, 2013, 6(6): 331-337

[3] 胡 建, 章非敏, 戴 宁, 等. 不同厚度上颌中切牙全瓷冠应力分布的有限元研究[J]. 华西口腔医学杂志, 2012, 30(4): 356-359

[4] 程碧焕, 赵云凤, 王华容, 等. 后牙全瓷冠不同形态设计的三维有限元分析[J]. 四川大学学报: 医学版, 2003, 34(2): 265-266

[5] Lawn BR, Pajares A, Zhang Y. Materials design in the performance of all-ceramic crowns[J]. J Biomaterials, 2004, 25(14): 2885-2892

[6] Andreas B, Heinz L, Werner HM. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crown[J]. Dent Mater 2006, 22(1): 29-36

[7] Sarikaya I, Güler AU. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains[J]. J Appl Oral Sci, 2010, 18(1): 10-16

[8] Abd Wahab MH, Bakar WZ, Husein A. Different surface preparation techniques of porcelain repaired with composite resin and fracture resistance[J]. J Conserv Dent, 2011, 14(4): 387-390

[9] Clellanda NL, Warcholb N, Kerbya RE. Influence of interface surface conditions on indentation failure of simulated loaded ceramic onlays[J]. Dent Mater, 2006, 22(2): 99-106

[10] 杨 瑞, 张修银, 韩智慧. 不同基底对 Sirona CEREC Blocs 可切削陶瓷断裂强度的影响[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2013, 14(4): 231-234

[11] Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, et al. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures[J]. Dent Mater, 2005, 21(10): 920-929

[12] Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, et al. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography[J]. Int J Prosthodont, 2006, 19(2): 185-192

[13] Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach[J]. Dent Mater, 2009, 25(3): 383-391

[14] 刘伟才, 张志升, 黄承敏, 等. 牙科 Vita mark II 可切削陶瓷赫兹压循环疲劳研究[J]. 华西口腔医学杂志, 2006, 24(4): 306-308

[15] Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns[J]. Biomaterials, 2004, 25(14): 2885-2892

[收稿日期] 2015-05-27

.....
(上接第 1631 页)

mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework[J]. J Prosthodont, 2008, 17(1): 47-51

[15] 金 鼎, 杜 暘, 屈 直, 等. 下颌第一磨牙不同冠根比种植修复体的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(13): 2354-2357

[16] Akça K, Çehreli MC, İplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants[J]. Inter J Prosthodont, 2001, 15(2): 115-121

[17] Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, et al. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution[J]. Clin Implant Dent Relat Res, 2003, 5(4): 254-262

[18] Naini RB, Nokar S, Borghei H, et al. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis[J]. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011, 26(4): 776-781

[收稿日期] 2015-05-27