

全瓷固定桥抗折性能的研究进展

张 雯综述 郑美华审校

(中山大学孙逸仙纪念医院口腔科 广东 广州 510120)

[摘要] 随着修复技术和全瓷材料的发展,全瓷固定桥越来越多的被医生和患者所接受,但全瓷材料脆性大致使全瓷固定桥易断裂,影响其使用寿命,极大限制了其在口腔修复中的广泛应用。近年来,由于全瓷材料的抗折强度和美学性能提高,制作工艺简化,使得全瓷修复在临床上得到了进一步的推广和应用。本文就影响全瓷固定桥抗折性能的材料、核瓷和饰瓷、粘接以及设计 4 个方面作一综述。

[关键词] 全瓷; 固定桥; 抗折性

[中图分类号] R 783.6 [文献标志码] A [doi] 10.3969/j.issn.1673-5749.2010.04.030

Research progress on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial denture ZHANG Wen, ZHENG Mei-hua. (Dept. of Stomatology, Sun Yat-Sen Memorial Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510120, China)

[Abstract] With the development of restorative technology and all ceramic materials, all-ceramic fixed partial denture(FPD) was gradually selected by dentists and patients who desired for metal free restoration. Owing to the brittleness of these materials, all-ceramic FPD tended to fracture. This limited their wide application in prosthodontics. In recent years, all-ceramic prosthesis has further developed, because the fracture strength and aesthetics function of ceramic become better and the production process becomes easier. This article presented a review on fracture resistance of all-ceramic FPD and it included four major factors, such as materials, core and veneer ceramics, adhesion and design.

[Key words] all ceramic; fixed partial denture; fracture resistance

随着全瓷材料的不断发展,各种全瓷修复体由于美观、逼真,生物相容性好等优点,逐渐被患者所青睐。但是,全瓷材料的脆性大、强度较差,影响固定桥的寿命,限制了全瓷固定桥在口腔修复中的广泛应用。现就全瓷固定桥抗折性能的研究状况综述如下。

1 全瓷材料的选择

常用的全瓷修复材料按加工制作工艺分为常规粉浆涂塑陶瓷、热压铸陶瓷、玻璃渗透陶瓷、计算机辅助设计和制作(computer-aided design and computer-aided manufacturing, CAD/CAM)陶瓷以及电沉积陶瓷等,这些材料各有其不同的抗折性能和适用范围^[1]。

1.1 常规粉浆涂塑陶瓷

常规粉浆涂塑技术或烧结全瓷材料的制作工艺类似于烤瓷熔附金属全冠的制作,主要用于制

作瓷甲冠和贴面,但是常规烧结全瓷材料的强度不高,边缘适合性略差,现已逐渐被其他工艺所代替。

1.1.1 增强型长石质烤瓷 白榴石增强长石质烤瓷是用体积比占 45% 的白榴石作为增强相。其优点是具有长石瓷的色泽和透光性,抗弯强度较高,但是因为存在明显的可达 30%~40% 的烧结收缩,因此边缘适合性稍差,而且强度也不能满足后牙使用的要求。

氧化锆纤维增强的长石质烤瓷大大提高了全瓷修复体的强度,使压缩强度和径向拉伸强度分别达到了 414~497 MPa 和 58~74 MPa,如 Mirage 等。

1.1.2 氧化镁基冠核陶瓷 氧化镁基冠核陶瓷的玻璃基质中含 40%~60% 的微晶氧化镁。烧结后挠曲强度达 131 MPa,上釉后强度可增加 1 倍达到 269 MPa,但其仅适合于前牙单冠的修复。

1.2 热压铸陶瓷

热压铸陶瓷包括 IPS Empress、IPS Empress 2 和 Cerpress 等,以 IPS Empress 2 为代表,用于

[收稿日期] 2009-05-21; [修回日期] 2009-09-08

[作者简介] 张 雯(1983—),女,山西人,硕士

[通讯作者] 郑美华, Tel: 13688864692

前后牙的单冠、前牙 3 单位桥以及尖牙、第一、二前磨牙的 3 单位桥。Rosentritt 等^[2]在 3 单位全瓷固定桥抗折强度的应力分析中发现, IPS Empress 2 适用于前牙区。Marquardt 等^[3]对 43 例患者行 IPS Empress 2 后牙区 27 个单冠和 31 个全瓷桥修复, 经 5 年的临床观察后发现, 单冠的存留率为 100%, 全瓷桥的存留率为 70%。因此, 该作者认为, 用 IPS Empress 2 制作 3 单位全瓷桥时应严格考虑其适应证。

近年来, IPS e.max Press 已逐渐取代 IPS Empress 2 成为全瓷修复材料的“新宠”。该陶瓷是义获嘉公司的第 3 代铸瓷, 具有 3 种透明度, 所以美观性好, 而且材料的强度高达 400 MPa, 可用于前牙和后牙 3 单位桥的修复。Stappert 等^[4]认为, IPS e.max Press 的磨牙部分覆盖冠相对于天然牙有良好的抗折性。Wolfart 等^[5]报道, 36 个 3 单位 IPS e.max Press 固定桥(其中 16% 为前牙, 84% 为后牙)8 年存留率为 93%。

1.3 玻璃渗透陶瓷

渗透陶瓷是根据工业上相互渗透复合理论(interpenetrating phase composite)使熔融的玻璃基质通过毛细管作用逐渐渗透到由多孔的氧化铝制成的核心的网状孔隙中, 从而形成氧化铝和玻璃相连续交织、相互渗透的复合材料。该系统包括 In-Ceram Spinel, In-Ceram Alumina 和 In-Ceram Zirconia。In-Ceram Spinel 因透明度较高而抗弯强度较低, 主要适用于嵌体和单冠的制作, 在此不进行详细的介绍。

1.3.1 In-Ceram Alumina In-Ceram Alumina 玻璃渗透氧化铝陶瓷的氧化铝含量高达 85%, 透明度适中, 抗弯强度高, 可达(450±50) MPa^[1]。但 Wassermann 等^[6]报道, 支架材料的抗弯强度需达到 500 MPa。所以, In-Ceram Alumina 用于前后牙单冠时强度足够, 用于前牙 3 单位桥时需谨慎选择。

Fischer 等^[7]在后牙桥三维有限元应力的分析中发现, In-Ceram Alumina 的强度不足以支持其用作后牙桥。

2001 年, Vult von Steyern 等^[8]报道的 In-Ceram Alumina 后牙全瓷固定桥的 5 年失败率为 1%。Olsson 等^[9]对 42 个固定桥进行了长达 9 年的跟踪观察后发现, 其 5 年累计存留率为 93%, 10 年为 83%, 和传统的金瓷桥的存留率相近。

1.3.2 In-Ceram Zirconia In-Ceram Zirconia 系统为氧化铝增韧的玻璃渗透铝陶瓷, 强度较 In-Cer-

am Spinel 和 In-Ceram Alumina 是最高的, 挠曲强度可高达(600±30) MPa^[5], 透明度较低, 可以用于后牙单冠和 3 单位桥, 但不推荐用于前牙区固定桥的修复。

Dornhofer 等^[10]在比较了 3 种核瓷材料的静态加载实验后发现, In-Ceram Zirconia 的稳定性较 In-Ceram Alumina 高 25%。Lüthy 等^[11]的研究发现, 当 4 单位后牙全瓷桥的咀嚼力为 500 N 时, 失败率为 53%, 当其增大为 880 N 时, 失败率则为 100%。

Cehreli 等^[12]报道, 25% 氧化锆增韧的氧化铝冠可以满足后牙区的功能负荷。通过对 16 位患者 18 个 In-Ceram Zirconia 后牙固定桥 3 年的观察后发现, In-Ceram Zirconia 后牙固定桥是可以接受的治疗方式, 但其远期效果仍需长期跟踪研究^[13]。

1.4 CAD/CAM 陶瓷

CAD/CAM 陶瓷又叫可切削陶瓷, 是指陶瓷的玻璃基质中所含的结晶相在陶瓷加工时既允许裂纹切入, 又能限制其任意扩展, 表现出了良好的可切削性。其分为可切削或机械加工玻璃陶瓷以及机械加工和致密烧结陶瓷 2 类。

Beuer 等^[14]认为, 用 CAD/CAM 制作的不同支架材料如玻璃渗透氧化铝陶瓷、氧化锆增韧玻璃渗透氧化铝陶瓷和氧化钇稳定型多晶氧化铝陶瓷制作的后牙 3 单位固定桥中, 氧化钇稳定型多晶氧化铝陶瓷固定桥的断裂负荷明显高于另外 2 组, 而另外 2 组之间差异无统计学意义。

在临床研究中, Molin 等^[15]报道, 前磨牙和磨牙区域的氧化钇部分稳定氧化铝陶瓷的 3 单位固定桥可被接受, 对于 3 单位以上的全瓷桥还有待于进一步的研究。但也有用氧化钇稳定型四方多晶氧化铝陶瓷制作 10 单位前牙全瓷桥的报道^[16]。

1.5 电沉积陶瓷

电沉积陶瓷是利用陶瓷的带电性能在电场中发生电沉积, 将其沉积在工作模型上, 沉积的厚度由沉积工作电压和工作时间确定, 工序少、精度高。电沉积陶瓷包括氧化铝和氧化锆陶瓷, 其抗折强度分别达到 650 和 700 MPa。巢永烈^[17]指出, 该陶瓷的代表性产品是 Wol-ceram ELC 和 BEGO Ceram。Procera Allceram 材料为高纯度氧化铝陶瓷, 强化机理为致密烧结。CAD 技术处理程序为扫描预备体、设计基底冠, 数字化信息放大以补偿氧化铝的烧结收缩; 在工作站 CAM 加工代型, 调改氧化铝底层胚体, 干法高温加压烧结

成型,然后在氧化铝底层上塑饰面瓷,完成修复体。

2 核瓷和饰瓷

全瓷桥的核瓷厚度是其抗折性的一个重要因素,增加核瓷厚度可以增强修复体的抗折性能^[18]。因此,在临床应用中,基牙的修复空间不足时须谨慎选择适应证。

就饰瓷种类而言,Tsalouchou等^[19]在氧化钇部分稳定氧化锆陶瓷的疲劳和断裂性研究中发现,Zirconia Everest 核瓷加以烧结或热压铸饰瓷其疲劳性能无明显差异。饰瓷厚度对全瓷桥抗折强度的影响,目前学者们观点不一。Shirakura等^[20]认为,饰瓷的厚度会影响全瓷冠的断裂负荷值,但对全瓷冠则没有这种影响。而 Tinschert等^[21]认为,Zirconia 基底的全瓷桥需要有足够的饰瓷厚度,建议为 1~2 mm。

全瓷修复体的断裂多位于核瓷-饰瓷界面上,由于饰瓷材料的强度明显低于核瓷材料,而且二者的膨胀系数不同会导致烧结时界面应力分布不均衡,故核瓷-饰瓷结合界面的脆弱是全瓷修复体失败的重要影响因素^[22]。Sailer等^[23]报道,氧化锆作为后牙 3~4 单位固定桥的支架材料有足够的稳定性,但支架材料和饰瓷的匹配性需进一步提高。而且,全瓷冠桥的核瓷和饰瓷之间的温度收缩匹配不当也容易造成临床修复体的失败^[24]。

3 粘接系统和粘接技术

全瓷修复体的粘接需要考虑全瓷修复体的主要成分、强度和不同粘接剂的特点等因素来选择不同的粘接处理方式和粘接剂类型。IPS e.max 推荐:当材料强度大于 400 MPa 时,适用于传统的粘接方法;当材料强度较低时,宜使用树脂粘接剂粘接以增强全瓷修复体的强度,减少折裂,延长使用寿命。

实验研究发现,酸碱化合物型粘接剂由于调拌时会有多余的游离酸析出,这可能使陶瓷表面在酸性条件下已经存在的裂隙增大^[25]。树脂粘接剂的高弯曲模量可以提高全瓷修复体的抗折性^[26]。

粘接技术对全瓷修复体的抗折强度亦有影响。人工老化可使全瓷修复体的抗折强度降低^[27],封闭技术则可提高其抗折性。实验证明,对于 1 mm 的陶瓷板,粘接剂薄膜厚度的增加可以使其抗折性提高,但是对于 2 mm 陶瓷板的抗折性则没有

影响^[28]。Baldissara等^[29]认为,对于氧化铝瓷亚甲基二磷酸盐(methylene diphosphonate,MDP)树脂粘接剂结合底层冠内面喷砂技术和双酚 A 双甲基丙烯酸缩水甘油酯(bisphenol-A glycidyl dimethacrylate,Bis-GMA)树脂粘接剂结合化学摩擦硅涂层技术是 2 种较为理想的封闭方法。

4 全瓷固定桥的结构设计

4.1 连接体的设计

全瓷固定桥失败的主要原因是连接体区域的断裂,三维有限元和体外断裂实验结果均显示,全瓷桥的最大拉应力集中于连接体的中央,4 单位氧化锆全瓷桥其最大拉应力可达 633 MPa^[30]。Fischer等^[7]也认为,通过改进连接体的设计可以使全瓷桥的寿命大大提高。而且连接体设计影响到某些核瓷材料的抗折性能,如 CAD 瓷,但对 Pressed 瓷的抗折性则无影响^[31]。可见,全瓷固定桥连接体区域的设计至关重要。

Larsson等^[32]的研究发现,长跨度桥或磨牙区桥连接体最小直径为 4.0 mm。Esquivel-Upshaw等^[33]通过 4 年的临床观察后也发现,后牙区全瓷桥连接体的最小高度为 4.0 mm。

连接体形状的设计也是近年来研究的热点之一。Plengsombut等^[31]认为,同种材料的全瓷桥,圆形较角形连接体的抗折性强。Dornhofer等^[10]发现,同种核瓷材料的不同连接体设计,自由连接体的强度极限明显高于心形连接体,Zirconium 自由连接体设计的桥体表现出最强的静态负载能力,为 2 808 N。

连接体外展隙的曲率半径也是影响全瓷修复体抗折性的重要因素之一。龈外展隙的半径从 0.25 mm 增加到 0.90 mm,平均断裂负荷值增加 140%,而殆外展隙的曲率半径对 3 单位固定桥断裂的影响则较小^[34]。

4.2 固位体的设计

一般认为,采用双端固定桥设计的全瓷修复体抗折强度高于单端设计者,而且固位体的类型也决定了桥体的抗折性能和使用寿命。根据不同基牙条件和固位体的特点,常用的固位体类型有全冠、部分冠、嵌体和人工种植牙等。学者们对 40 例后牙区 Zirconia 的 3 单位单端固定桥进行研究后发现,2 个基牙均为嵌体固位体时修复体不能承受咀嚼力的负荷,2 个基牙分别为嵌体-全冠和全冠-全冠固位体时其断裂负荷值还有待于临

床进一步的研究,而且模型研究也表明,强化修复体的远中壁可能会增强其抗折性^[35]。种植体位置对于牙槽骨应力的分布也是一个重要的影响因素^[36]。

5 参考文献

[1] 冯海兰, 徐 军. 口腔修复学[M]. 北京: 北京大学医学出版社, 2005 :77, 83-84.

[2] Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, et al. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures[J]. Dent Mater, 2006, 22(2) :176-182.

[3] Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures :Results of a 5-year prospective clinical study[J]. Quintessence Int, 2006, 37(4) :253-259.

[4] Stappert CF, Att W, Gerds T, et al. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations : An *in vitro* investigation[J]. J Am Dent Assoc, 2006, 137(4) :514-522.

[5] Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, et al. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses :Up to 8 years results[J]. Dent Mater, 2009, 25(9) :63-71.

[6] Wassermann A, Kaiser M, Strub JR. Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures : A systematic literature review[J]. Int J Prosthodont, 2006, 19(4) :355-363.

[7] Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods[J]. J Dent Res, 2003, 82(3) :238-242.

[8] Vult von Steyern P, Jönsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs[J]. Int J Prosthodont, 2001, 14(4) :379-384.

[9] Olsson KG, Fürst B, Andersson B, et al. Along-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs[J]. Int J Prosthodont, 2003, 16(2) :150-156.

[10] Dornhofer R, Arnetzl GV, Koller M, et al. Comparison of the static loading capacity of all-ceramic bridge frameworks in posterior teeth using three hard core materials [J]. Int J Comput Dent, 2007, 10(4) :315-328.

[11] Lüthy H, Filser F, Loeffel O, et al. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges[J]. Dent Mater, 2005, 21(10) :930-937.

[12] Cehreli MC, Kökat AM, Akça K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns :2-year results of a randomized controlled clinical trial[J]. J Appl Oral Sci, 2009, 17(1) :49-55.

[13] Suárez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, et al. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs

[J]. Int J Prosthodont, 2004, 17(1) :35-38.

[14] Beuer F, Steff B, Naumann M, et al. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials[J]. Eur J Oral Sci, 2008, 116(4) :381-386.

[15] Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs[J]. Int J Prosthodont, 2008, 21(3) :223-227.

[16] Keough BE, Kay HB, Sager RD. A ten-unit all-ceramic anterior fixed partial denture using Y-TZP zirconia[J]. Pract Proced Aesthet Dent, 2006, 18(1) :37-43.

[17] 巢永烈. 全瓷修复的临床应用研究[J]. 实用医院临床杂志, 2007, 4(2) :16-18.

[18] Gokce S, Celik-Bagci E, Turkyilmaz I. A comparative *in vitro* study of the load at fracture of all-ceramic crowns with various thicknesses of In-Ceram core[J]. J Contemp Dent Pract, 2008, 9(4) :17-25.

[19] Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, et al. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems[J]. Dent Mater, 2008, 24(3) :308-318.

[20] Shirakura A, Lee H, Geminiani A, et al. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading[J]. J Prosthet Dent, 2009, 101(2) :119-127.

[21] Tinschert J, Schulze KA, Natt G, et al. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon :3-year results[J]. Int J Prosthodont, 2008, 21(3) :217-222.

[22] Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, et al. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology[J]. J Prosthodont, 2008, 17(5) :370-377.

[23] Sailer I, Fehér A, Filser F, et al. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures[J]. Int J Prosthodont, 2007, 20(4) :383-388.

[24] DeHoff PH, Anusavice KJ. Viscoelastic finite element stress analysis of the thermal compatibility of dental bilayer ceramic systems[J]. Int J Prosthodont, 2009, 22(1) :56-61.

[25] Fleming GJ, Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs[J]. Dent Mater, 2003, 19(1) :69-76.

[26] Habekost Lde V, Camacho GB, Demarco FF, et al. Tensile bond strength and flexural modulus of resin cements—influence on the fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays[J]. Oper Dent, 2007, 32(5) :488-495.

[27] Komine F, Tomic M, Gerds T, et al. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns[J]. J Prosthet

- matopoietic stem cells can differentiate into hepatocytes *in vivo*[J]. Nat Med, 2000, 6(11) :1229-1234.
- [2] Couzin J. Clinical trials. A shot of bone marrow can help the heart[J]. Science, 2006, 13(5794) :1715-1716.
- [3] Kishi T, Takao T, Fujita K, et al. Clonal proliferation of multipotent stem/progenitor cells in the neonatal and adult salivary glands[J]. Biochem Biophys Res Commun, 2006, 340(2) :544-552.
- [4] Júsai J, Janich P, Farkas LM, et al. Differential expression of Prominin-1(CD133) and Prominin-2 in major cephalic exocrine glands of adult mice[J]. Histochem Cell Biol, 2007, 128(5) :409-419.
- [5] Karbanová J, Missol-Kolka E, Fonseca AV, et al. The stem cell marker CD133(Prominin-1) is expressed in various human glandular epithelia[J]. J Histochem Cytochem, 2008, 56(11) :977-993.
- [6] Bullard T, Koek L, Roztocil E, et al. Ascl 3 expression marks a progenitor population of both acinar and ductal cells in mouse salivary glands[J]. Dev Biol, 2008, 320(1) :72-80.
- [7] Chan RW, Gargett CE. Identification of label-retaining cells in mouse endometrium[J]. Stem Cells, 2006, 24(6) :1529-1538.
- [8] Kimoto M, Yura Y, Kishino M, et al. Label-retaining cells in the rat submandibular gland[J]. J Histochem Cytochem, 2008, 56(1) :15-24.
- [9] Okumura K, Nakamura K, Hisatomi Y, et al. Salivary gland progenitor cells induced by duct ligation differentiate into hepatic and pancreatic lineages[J]. Hepatology, 2003, 38(1) :104-113.
- [10] Matsumoto S, Okumura K, Ogata A, et al. Isolation of tissue progenitor cells from duct-ligated salivary glands of swine[J]. Cloning Stem Cells, 2007, 9(2) :176-190.
- [11] David R, Shai E, Aframian DJ, et al. Isolation and cultivation of integrin alpha(6)beta(1)-expressing salivary gland graft cells :A model for use with an artificial salivary gland[J]. Tissue Eng Part A, 2008, 14(2) :331-337.
- [12] Lombaert IM, Brunsting JF, Wierenga PK, et al. Rescue of salivary gland function after stem cell transplantation in irradiated glands[J]. PLoS One, 2008, 3(4) :e2063.
- [13] Rotter N, Oder J, Schlenke P, et al. Isolation and characterization of adult stem cells from human salivary glands[J]. Stem Cells Dev, 2008, 17(3) :509-527.
- [14] Dang H, Elliott JJ, Lin AL, et al. Mitogen-activated protein kinase up-regulation and activation during rat parotid gland atrophy and regeneration :Role of epidermal growth factor and beta2-adrenergic receptors[J]. Differentiation, 2008, 76(5) :546-557.
- [15] Lombaert IM, Brunsting JF, Wierenga PK, et al. Keratinocyte growth factor prevents radiation damage to salivary glands by expansion of the stem/progenitor pool[J]. Stem Cells, 2008, 26(10) :2595-2601.
- [16] Tran SD, Kodama S, Lodde BM, et al. Reversal of Sjögren's-like syndrome in non-obese diabetic mice[J]. Ann Rheum Dis, 2007, 66(6) :812-816.

(本文编辑 汤亚玲)

(上接第484页)

- Dent, 2004, 92(4) :359-364.
- [28] Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, et al. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin[J]. J Prosthodont, 2007, 16(3) :172-178.
- [29] Baldissara P, Valandro LF, Monaco C, et al. Fatigue resistance of the bond of a glass-infiltrated alumina ceramic to human dentin[J]. J Adhes Dent, 2006, 8(2) :97-104.
- [30] Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, et al. Finite element analysis of a four-unit all-ceramic fixed partial denture [J]. Acta Biomater, 2009, 5(4) :1349-1355.
- [31] Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA Jr, et al. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses[J]. J Prosthet Dent, 2009, 101(3) :166-173.
- [32] Larsson C, Holm L, Lövgren N, et al. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An *in-vitro* study[J]. J Oral Rehabil, 2007, 34(9) :702-709.
- [33] Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, et al. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures[J]. Int J Prosthodont, 2008, 21(2) :155-160.
- [34] Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures [J]. J Prosthet Dent, 2002, 87(5) :536-542.
- [35] Gabbert O, Ohlmann B, Schmitter M, et al. Fracture behaviour of zirconia ceramic cantilever fixed dental prostheses *in vitro* [J]. Acta Odontol Scand, 2008, 66(4) :200-206.
- [36] Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, et al. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures[J]. J Prosthet Dent, 2004, 91(3) :234-240.

(本文编辑 王 晴)