

文章编号:1004-7220(2010)01-0056-07

· 口腔生物力学 ·

黏接剂厚度对 IPS Empress II 全瓷冠应力的影响分析

刘 斌¹, 鲁成林¹, 张修银², 张东升³

(1. 上海市应用数学和力学研究所, 上海 200072; 2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院 口腔科, 上海 200011;

3. 上海大学 力学系, 上海 200444)

摘要: 目的 利用数值分析方法研究 3M ESPE RelyX ARC 黏接剂厚度对 IPS Empress II 全瓷冠各组成部分应力水平的影响。方法 建立黏接剂厚度分别为 60、90、120 和 150 μm 的四种全瓷冠数值模型, 施加四种不同的载荷加载方式, 用数值计算方法分析全瓷冠的各组成部分的应力极值和应力分布进行分析。结果 当黏接剂的厚度从 60 μm 增大到 90 μm 时, 全瓷冠饰面瓷和核瓷的张应力极值都有所降低; 而当厚度增至 120 μm 时, 瓷冠的应力水平有所提高, 当厚度继续增大为 150 μm 时, 饰面瓷和核瓷的应力极值显著增大。结论 黏接剂内部的正应力在黏接剂厚度为 90-120 μm 时维持在一个较低的水平。当黏接剂厚度达到 90 μm 以上时, 剪应力幅值变化不大。当年接剂厚度维持在 90 μm 附近时, 可以降低各瓷层内部的应力水平。黏接剂主要以剪切的方式破坏, 粘剂剪切强度是一个值得注意的问题。

关键词: 全瓷冠; 黏接剂; 厚度; 应力; 有限元分析

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Effects of adhesive thickness on internal stress distribution in full-ceramic crowns

LIU Bin, LU Cheng-lin¹, ZHANG Xiu-yin², ZHANG Dong-sheng³ (1. *Shanghai Institute of Applied Mathematics and Mechanics, Shanghai 200072, China*; 2. *Department of Stomatology, Shanghai Ninth People's Hospital Affiliated to Shanghai Jiaotong University, School of Medicine, Shanghai 200011, China*; 3. *Department of Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200444, China*)

Abstract: Objective To investigate the effects of the thickness of the adhesives (3M ESPE RelyX ARC) on the internal stress distribution of the IPS Empress II full-ceramic crowns by using Finite Element Analysis (FEA). **Method** A dummy Empress II ceramic crown restoration of the mandible right first molar was prepared according to standard dental process. Followed by micro-CT scanning, four 3D numerical models with cement thickness 60, 90, 120 and 150 μm were established respectively. The models were subjected to four loading conditions and stresses in veneer and core layers were presented. **Result** Numerical results indicate that when adhesive thickness increases from 60 μm to 90 μm , the maximum principal stress either in veneer or core decreases. However, when thickness increases to 150 μm , stress variation trends differ from adhesives. **Conclusions** The normal stresses in adhesives remain a low level when the thickness varies from 90 μm to 120 μm , while the shear stress is less sensitive to the thickness when it exceeds 90 μm . There is an optimal thickness which can reduce the tensile stress

收稿日期:2009-09-15; 修回日期:2009-11-23

基金项目:国家自然科学基金项目(30672348, 10772111), 上海市重点学科建设项目(S30106)。

作者简介:刘 斌(1987-), 硕士研究生, 生物力学。

通讯作者:张东升, 教授, Tel:(021)66135258, E-mail:donzhang@staff.shu.edu.cn。

in the core and veneer. Attention should be paid to the shear strength of the adhesives since the shear stress could cause failure in the adhesive layer.

Key words: Full-ceramic crown; Adhesive; Thickness; Stress; Finite element analysis

全瓷修复体具有与天然牙齿相似的色泽和半透明性、生物相容性好、耐腐蚀等优点,克服了金属烤瓷修复体不透光、金属腐蚀、颈缘的美学效果差等缺点,因此,全瓷修复体倍受医生和患者的青睐。IPS Empress II 是由热压铸陶瓷块(支架材料)和可烧结的玻璃陶瓷粉末(饰面瓷)双层结构组成,支架材料提供了支持作用,使得陶瓷的弯曲强度和抗压强度比一般的可压铸玻璃陶瓷高,其强度是传统 IPS-Empress1 型的 2.5 ~ 3 倍^[1-2],而在临床得到广泛应用。由于全瓷修复体是一个复杂界面的统一体,黏接剂厚度对全瓷冠修复体的力学性能影响一直倍受学者的关注。

Alster 等^[3]通过平板赫兹触压实验研究得出,不同黏接剂厚度的其他结构相同的模型在同一种加载方式下,修复体的应力极值随着黏接剂厚度的增加而逐渐降低。Choi 等^[4]认为黏接剂厚度的增加会显著地降低其引起的收缩应力。Pietro 等^[5]的研究发现,修复体组成部分的硬度的提高会导致黏接剂所引起的收缩应力的增加。然而在以上研究中,所建立的模型基本上都是平板模式,忽略了真实牙冠形状的影响。文献^[6]中首次提出了一种切片瓷冠模型,通过试验和数值计算的方法分析了全瓷冠的受力和破坏形式。通过数值建模技术,可以有效地模拟真实瓷冠的复杂性。有限元法作为一种现代的数值计算方法,在牙冠的三维有限元分析方面得到了广泛的应用。Imanishi 等^[7]通过三维有限元法模拟了咬合力和咀嚼力作用下全瓷后磨牙的应力极值及其分布情况,但牙冠模型比较粗糙,未考虑黏接剂的厚度的影响。De Jager Niek 等^[1,8]也运用了有限元法讨论了不同的核瓷材料以及牙冠不同的设计参数对牙冠的应力分布的影响,未涉及黏接剂的厚度对牙冠应力的影响。

为了系统研究全瓷冠修复体的受力形式和黏接剂厚度对瓷冠内部应力的影响,本文通过数值模拟技术,建立了下颌第一磨牙全瓷冠实体三维有限元模型,分别研究 60、90、120 和 150 μm 的黏接剂厚度对 IPS Empress II 全瓷材料应力水平的影响以及对

全瓷冠整体应力分布的影响。

1 材料和方法

采用右下第一磨牙为研究对象,为了获得可靠的数据,本文应用了标准模型(D50-500A, Nissin Dental Products Co., Ltd.)。在制作瓷冠时,分别用 3: 10 和 1: 10 的硫酸钡与自凝塑料混合粉替代 IPS Empress II 陶瓷材料,以便 X 光扫描识别内冠核瓷和外冠饰面瓷。

1.1 全瓷冠修复体的制作

用硅橡胶翻制成右下第一磨牙阴模,并翻制石膏模型,进行标准牙备。在硅橡胶阴模内填入硫酸钡与自凝塑料混合粉(3: 10),将已牙备的石膏模型压入,使混合粉制成一个全冠,待其硬化后取出,将该冠磨成均匀厚度 0.8 mm 的内冠。在阴模内填入硫酸钡与自凝塑料混合粉(1: 10),将带有内冠的牙备模型压入,待硬化后取出,制成咬合面厚度 2.0 mm,内冠厚度 0.8 mm,肩台宽度 1.0 mm,135° 斜面凹槽形肩台,轴面厚度 1.5 mm,轴面内聚 8° 的双层全瓷冠模型。再将牙备后的石膏模型用硅橡胶翻制成印模,在其内充填 3M ESPE Z100 树脂(3M, ESPE, USA)来制作基底,最后将双层冠用 3M ESPE RelyX ARC 树脂黏接剂(3M, ESPE, USA)黏接于树脂基底,完成标准牙冠的制作。

1.2 三维有限元模型的建立

利用 Micro-CT(美国 GE 公司,型号 explore locus sp. MicroCT. System)沿牙长轴方向断层扫描,层距 0.02 mm,获得 DICOM 格式序列数字图像。采用三维建模软件 Simpleware 建立实体模型,并进行光滑处理。三维全瓷冠模型导入 ANSYS 11.0,如图 1 所示。

考虑到实际临床口腔修复中黏接剂厚度在 20 ~ 200 μm ^[8],本文对临床中应用广泛的 3M ESPE RelyX ARC 黏接剂分别建立了厚度为 60、90、120、150 μm 4 种数值模型,以研究黏接剂厚度对全瓷冠应力的影响。有限元模型中各组成部分均假设为均质连续、各向同性的线弹性材料,各种材料参数如表

1所示,在 Ansys11.0 中选用 Solid92 单元进行自由划分网格,各模型的单元数与节点数如表 2 所示。

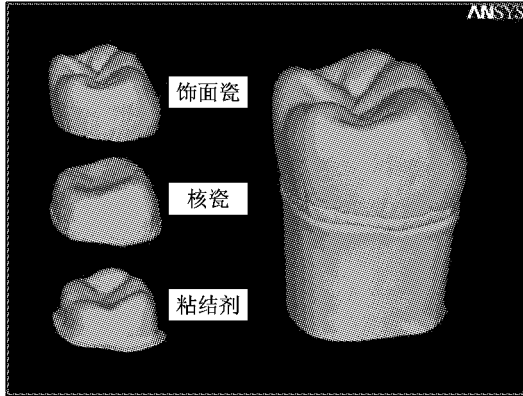


图1 全瓷冠三维实体模型
Fig.1 The numerical model of the full-ceramic crown

表1 材料参数^[2,7,9]

Tab.1 Material properties

材料	弹性模量/ GPa	泊松比
Empress II 饰面瓷	67.2	0.3
Empress II 核瓷	102	0.3
3M ESPE Rely X ARC 黏接剂	5.9	0.27
牙根	18.6	0.31

表2 各模型单元数与节点数

Tab.2 Detail information about the six numerical models

黏接剂材料	黏接剂厚度/ μm	单元数	节点数
RelyX ARC	60	672 658	959 969
	90	678 729	95 964
	120	694 039	980 136
	150	562 378	792 749

1.3 边界条件与加载方式

将牙根底部表面上的所有节点施加 3 个方向的固定约束,限制了各个方向的位移和转动。鉴于中央窝的曲率及颊舌尖的功能,本文共考虑了全瓷冠的 4 种受载方式:

受载方式 I 模拟最大咬合力:沿牙长轴方向在颊尖颊斜面牙合 3 点(近中颊尖/远中颊尖/远中尖颊斜面),颊尖舌斜面(近中颊尖/远中颊尖/远中尖

舌斜面)3 点,舌尖颊斜面两点(近、远中舌尖颊斜面)分别施加 75 N 载荷,合力 600 N 来模拟最大均布咬合力(牙尖交错颌),加载方式如图 2 所示^[7]。

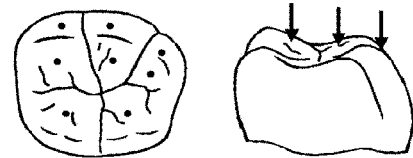


图2 加载方式 I
Fig.2 The loading condition I

受载方式 II 模拟咀嚼载荷:在近中颊尖/远中颊尖/远中尖颊的颊斜面 3 点各施加与牙长轴成 45° 、大小为 75 N 的力来模拟咀嚼载荷,加载方式如图 3 所示^[7]。

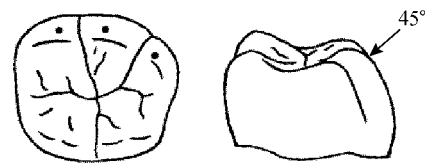


图3 加载方式 II
Fig.3 The loading condition II

受载方式 III 模拟实际实验中用球形加载头施加最大咬合力 600 N 的加载方式^[6]。在全瓷冠饰瓷的中央窝附近的颊侧和舌侧各选择一个小的加载区域,加载方向大致与咬合面垂直,合力与牙长轴方向一致,大小为 600 N。加载方式如图 4 所示。



图4 加载方式 III
Fig.4 The loading condition III

受载方式 IV 模拟实际实验中用球形加载头施加与牙长轴成 10° ,方向偏向颊侧的加载方式^[6]。加载位置和方向与第 3 种加载方式相同,合力大小仍然为 600 N。加载方式如图 5 所示。



图5 加载方式IV
Fig.5 The loading condition IV

尽管 Konishi 等^[10]研究得出牙本质是非均质材料,考虑到本文主要研究瓷冠修复体各瓷层的内部应力,因此,对于基牙中牙本质仍假设为均质连续的线弹性体,同时忽略牙周膜韧带和牙槽骨对全瓷冠应力分布的影响;全瓷冠工作在口腔的潮湿环境中并伴随着温度变化,本文忽略了温度分布的影响。由于

黏接剂固化过程中会产生收缩应力影响全瓷冠的应力分布,引起各瓷层张应力值较小^[1,8],故本文不考虑黏接剂的收缩效应,主要研究不同黏接剂的厚度对全瓷冠各组成部分张应力极值的影响。

2 结果

2.1 全瓷冠应力分布云图与张应力极值

由于陶瓷属于脆性材料,在分析中主要考虑拉应力。计算结果发现:同一种加载方式下,黏接剂厚度的差异对全瓷冠整体的应力分布趋势影响不大,因此,图6只给出了3M ESPE Rely X ARC 黏接剂厚度为90 μm时,模型在4种加载方式下全瓷冠颊舌向剖面的应力云图(图中左侧为舌侧,右侧为颊侧),应力的单位均为MPa。

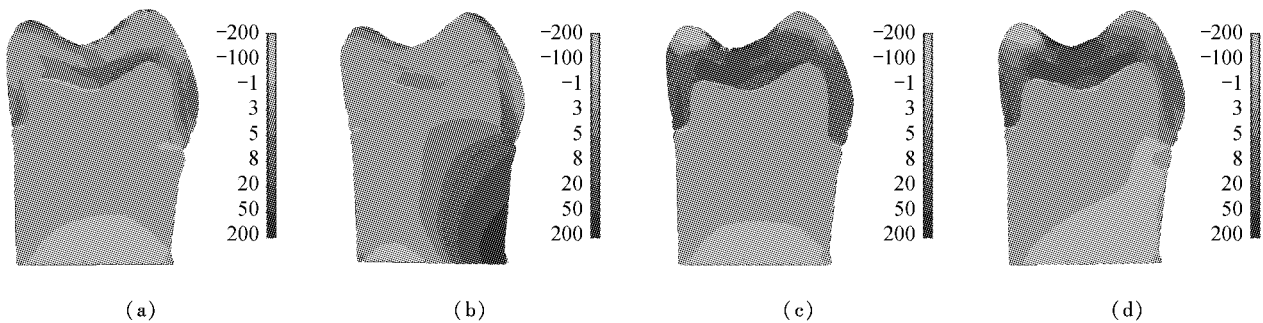


图6 3M ESPE Rely X ARC 黏接剂厚度为90 μm的模型沿颊舌向剖面应力分布云图(a) 加载方式I (b) 加载方式II (c) 加载方式III (d) 加载方式IV

Fig.6 Stress distribution at the lingual-buccal section across the central fossa of the thickness of 90 μm of 3M ESPE Rely X ARC (a) Load condition I, (b) Load condition II, (c) Load condition III, (d) D Load condition IV

表3给出4种加载方式下不同黏接厚度模型饰面瓷的内外表面、内冠核瓷的上下表面张应力极值,表4给出了黏接剂内部张应力极值和剪切应力极值。由于饰面瓷加载点出现显著的应力集中现象,本研究采用如下方式获得饰面瓷加载点附近的应力:在加载点附近半径为2 mm的圆环区域的平均值作为饰面瓷加载区域的应力值。

递,呈现应力递减趋势。饰面瓷外表面在载荷加载点的位置出现应力集中,数值在23.14 ~ 26.53 MPa。内冠核瓷的内表面所受的张应力较大,最大值达到31.86 MPa。在牙冠的颈部没有出现非常明显的应力集中现象,Imanishi 等^[7]的研究也具有同样的结论。这说明牙齿在进行一般的咬合运动时,张应力主要分布在饰面瓷的咬合区和核瓷内表面。

3 讨论

3.1 4种加载方式的应力比较

当瓷冠咬合面与上牙咬合状况良好时,殆面受力均匀,瓷冠的受力方式近似于加载方式一。观察应力云图6(a),咬合力顺着牙冠、牙颈、牙根依次传

相关资料显示^[11],在咀嚼过程中,上下颌磨牙所受到的相互作用力的方向,一般与他们牙长轴的方向成20° ~ 28°。为了方便同相关文献^[7]比较,本文咀嚼力的加载角度设定为45°。由应力云图6(b)可以看出,全瓷冠颊侧的牙颈部产生应力集中,在颊侧饰面瓷和核瓷界面应力值也较大,其中核瓷

下表面颊侧的应力极值达到 15.04 MPa, 与 Imanishi 的研究结果一致^[7]。

表3 各瓷层和胶层的张应力极值

Tab.3 The maximum principal stress in the crown layers

冠结构	位置	黏接剂 厚度/ μm	加载方式/MPa			
			I	II	III	IV
Veneer	Upper surface	60	25.68	21.55	87.73	81.69
		90	23.14	19.17	82.37	78.33
		120	24.49	18.84	84.62	79.88
		150	26.53	20.88	88.87	84.20
	Lower surface	60	8.03	7.08	43.34	43.96
		90	7.74	7.06	42.86	42.69
		120	8.18	7.13	42.44	41.67
		150	8.57	7.24	43.09	43.76
Core	Upper surface	60	12.55	10.71	56.58	53.20
		90	12.19	10.64	53.79	51.49
		120	12.58	10.44	53.91	52.15
		150	12.72	10.95	55.91	54.15
	Lower surface	60	29.13	14.71	121.89	110.13
		90	29.68	13.44	115.98	104.52
		120	31.72	13.53	126.59	108.95
		150	31.86	15.04	131.49	117.83

表4 胶层的应力极值

Tab.4 The maximum stress in the cement layer

黏接剂 材料	应力 类型	黏接剂 厚度/ μm	加载方式/MPa			
			I	II	III	IV
RelyX ARC	拉应力 极值	60	10.48	6.92	11.98	8.35
		90	6.17	5.34	8.41	6.22
		120	6.03	6.69	6.32	6.44
		150	7.28	6.26	10.32	7.49
	剪应力 极值	60	8.26	6.19	19.35	18.47
		90	7.46	6.27	16.94	15.09
		120	7.65	5.70	16.73	14.92
		150	7.43	5.91	16.35	15.09

瓷冠最危险的受力方式发生在受到集中载荷的作用,这通常是由于瓷冠殆面与上牙形状不匹配,或咬硬物所致。当中央窝两侧受到竖直向下的集中载荷时,应力云图如图6(c)所示,外冠饰面瓷外表面

和内冠核瓷的拉应力水平显著提升。如果集中载荷与牙长轴存在一定角度(10°),虽然牙冠整体最大应力水平发生了微小的降低,但会局部增加瓷冠颈部的应力使整个牙冠的应力分布区域向舌侧偏移。结果与^[6]中的力学实验破坏形式吻合。

3.2 黏接剂厚度对瓷冠应力的影响

从表3看出,饰面瓷内表面的应力水平低于其外表面;内冠核瓷内表面的应力水平高于其外表面。为了直观地说明同黏接剂厚度对全瓷冠各瓷层张应力的影响,下面分别给出饰面瓷外表面和内冠核瓷内表面的应力极值的柱状图。从图中可以清楚地看出全瓷冠的应力极值随着黏接剂厚度的增加而产生的变化趋势,如图7和图8所示。

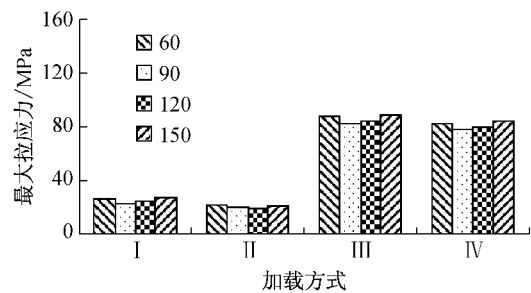


图7 饰面瓷外表面应力极值柱状图

Fig.7 Stress at the upper surface of the veneer, RelyX ARC

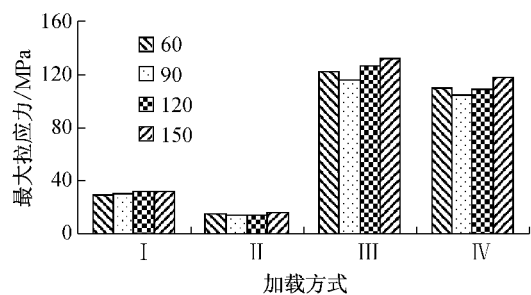


图8 核瓷内表面应力极值柱状图

Fig.8 Stress at the lower surface of the core, RelyX ARC

在同一种加载方式下,黏接剂厚度变化,全瓷冠应力分布基本相同,仅在应力值上有差异。当黏接剂厚度为90 μm 时,饰面瓷和核瓷的张应力极值相对于黏接剂厚度为60 μm 的模型的应力极值都有所降低,降幅约5%。这说明黏接剂厚度的增加降

低了全瓷冠整体的应力水平,从而提高了全瓷冠的抗破坏能力,与孙强等^[12]从二维有限元的 In-Ceram 全瓷冠模型得出的结论一致。当厚度上升为 120 μm 时,瓷冠的应力水平有所提高,数值和厚度为 60 μm 时不相上下。但当黏接剂厚度继续增大为 150 μm 时,全瓷冠各瓷层的张应力极值没有相应的降低,反而增大了,甚至超过了黏接剂厚度为 60 μm 的模型的应力水平。这主要因为黏接剂过厚引起瓷层变形量过大,导致核瓷下表面张应力极值增加。

3.3 黏接剂胶层应力分析

3M ESPE RelyX ARC 是一种临床广泛使用的黏接剂,它把瓷冠和基牙连接在一起,形成一个修复整体。如果黏接剂层发生破坏,也将直接导致瓷冠修复体的失效。表 4 给出了 4 种受力情况下黏接剂层中的最大正应力和剪应力,根据文献检索^[13-22],可以获得这种黏接剂的拉伸强度和剪切强度,分别为 (24.90 ± 15.29) MPa 和 (15.54 ± 8.19) MPa。通过与其强度值比较(图 9)发现:在极端受力(集中载荷)情况下,胶层内部的剪应力接近或超过了黏接剂的剪切强度,更容易造成黏接剂的剪切破坏。当黏接剂胶层的厚度达到 90 μm 以上时,黏接剂厚度对其内部剪应力的影响非常有限。

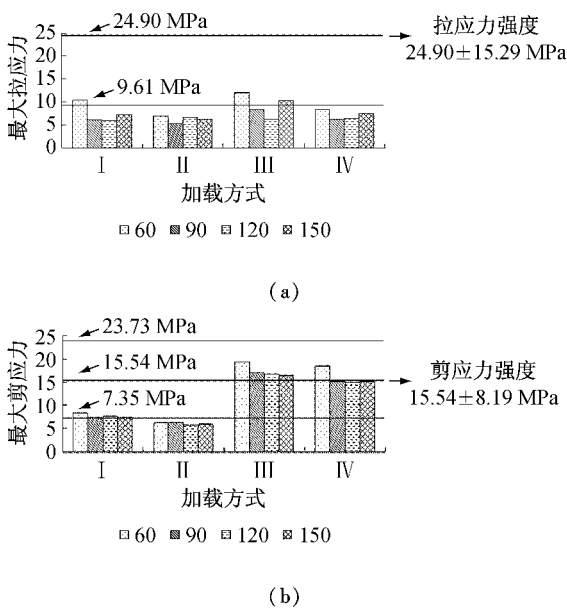


图9 4种受力情况下胶层内部的最大正应力和剪应力柱状图 (a) 正应力, (b) 剪应力

Fig.9 The maximum stress in the cement (a) The maximum tensile stress in the cement, (b) The maximum shear stress in the cement

4 结语

本文基于实体模型的 CT 断层影像,利用三维建模软件构建了真实的全瓷冠三维有限元模型,在 4 种加载条件下,分析了不同厚度黏接剂对全瓷冠应力水平的影响。结果表明:黏接剂的厚度存在一个最优值,约在 90 μm 附近,它可以有效地降低瓷冠内部的正应力。黏接剂主要以剪切失效的方式破坏,黏接剂厚度在 90 μm 以上可以降低黏接胶层中的剪应力。

参考文献:

- [1] De Jager N, De kler M, Van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns [J]. *Dental Materials*, 2006, 22: 234-242.
- [2] Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, *et al.* Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems [J]. *Dental Materials*, 2007, 23: 952-959.
- [3] Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, *et al.* Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness [J]. *Journal of Dental Research*, 1995, 74: 1745-1748.
- [4] Choi KK, Condon JR, Ferracane JK. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite [J]. *Journal of Dental Research*, 2000, 79: 812-817.
- [5] Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on the stress distribution in composite restorations-3D finite element analysis [J]. *Dental Materials*, 2002, 18: 295-303.
- [6] Zhang D, Lu C, Zhang X, *et al.* Contact fracture of full ceramic crowns subjected to occlusal loads [J]. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41: 2995-3001.
- [7] Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, *et al.* 3-D Finite element analysis of all-Ceramic posterior crowns [J]. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2003, 30: 818-822.
- [8] De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns [J]. *Dental Materials*, 2005, 21: 242-251.
- [9] Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data [J]. *Dental Materials*, 2007, 23: 539-548.
- [10] Konishi N, Watanabe LG, Hilton JF, *et al.* Dentine shear

- strength; effect of distance from the pulp [J]. *Dental Materials*, 2002, 18: 516-520.
- [11] Morikawa A. Investigation of occlusal force on lower first molar in function [J]. *Journal of Stomatological Society Japan*, 1994, 61: 250-274.
- [12] 孙强,何天鹏,韩东,等. 非均匀的黏接剂的厚度对全瓷冠应力分布的影响 [J]. *口腔修复学杂志*, 2006(7): 181-184.
- [13] Mak YF, Lai SCN, Cheung GSP, *et al.* Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite [J]. *Dental Materials*, 2002, 18: 609-621.
- [14] Schneider R, De Goes MF, Henriques GEP, *et al.* Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium [J]. *Dental Materials*, 2007, 23: 81-87.
- [15] El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, *et al.* Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks [J]. *Dental Materials*, 2003, 19: 575-583.
- [16] Duarte S, Botta AC, Meire M, *et al.* Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel [J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2008, 100: 203-210.
- [17] Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials [J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 379-388.
- [18] Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, *et al.* Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics [J]. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2003, 32, 128-133.
- [19] Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, *et al.* Shear bond strength of resin cements to human dentin [J]. *Dental Materials*, 2008, 24: 944-950.
- [20] Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin [J]. *Journal Of Prosthetic Dentistry*, 2002, 88: 277-284.
- [21] Cal E, Türkün LS, Türkün M, *et al.* Effect of an antibacterial adhesive on the bond strength of three different luting resin composites [J]. *Journal of Dentistry*, 2006, 34: 372-380.
- [22] Matinlinna JP, Heikkinen T, Ozcan M, *et al.* Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes [J]. *Dental Materials*, 2006, 22: 824-831.