DOI:10.16016/j.1000-5404.202102099

静态载荷下全酸蚀和自酸蚀牙本质粘接界面的三维有限元分析

朱彦鹏,黄 葳,陈朝霞,李 岩,熊 宇 400038 重庆,陆军军医大学(第三军医大学)第一附属医院口腔科

[摘要] **目的** 分析静态载荷下全酸蚀和自酸蚀牙本质粘接界面结构对其应力分布的影响,以了解应力载荷下两种粘接界面的功能状态。**方法** 依据全酸蚀和自酸蚀粘接界面的微观形貌特点构建理想化三维有限元模型,设定边界条件及力学参数后加载 20 MPa 静态拉伸载荷,比较两种粘接界面的应力分布特点及各结构单元的应力集中因子。**结果** 静态载荷下粘接界面各结构成分承受不同程度的拉伸应力,应力集中主要出现在不同结构成分交界面,全酸蚀粘接界面中部分脱矿牙本质的应力集中因子最大(2.91),而自酸蚀粘接界面中正常牙本质的应力集中因子最高(2.52)。自酸蚀粘接界面中的应力水平(50.32 MPa)低于全酸蚀粘接界面(58.27 MPa)。**结论** 基于本研究构建的两种粘接界面模型,自酸蚀粘接界面较全酸蚀粘接界面有更好的力学稳定性。

[关键词] 牙本质粘接;界面:有限元方法;静态载荷;应力集中因子
[中图法分类号] R312;R322.41;R783.1 [文献标志码] A

Three-dimensional finite element analysis of resin-dentin interfaces bonded with total etching and self-etching systems under static tensile load

ZHU Yanpeng, HUANG Wei, CHEN Zhaoxia, LI Yan, XIONG Yu Department of Oral and Maxillofacial Surgery, First Affiliated Hospital, Army Medical University (Third Military Medical University), Chongqing, 400037, China

[**Abstract**] Objective To analyze the effect of total etching and self-etching adhesive systems on resin-dentin interfaces and stress distribution under static tensile loading in order to understand the function of 2 interfaces under static loading. Methods Two idealized micro-scaled three-dimensional finite element models were constructed according to the micromorphological characteristics of the total etching and self-etching adhesive system bonded dentin interfaces. The stress distribution of the 2 interfaces was analyzed under a static tensile load of 20 MPa, as well as stress concentration factors of each structural components were calculated. Results The structural components of both bonded interfaces were subjected to tensile stress under static tensile loading, as the stress was concentrated predominantly at the junctions of different structural components. The highest stress concentration factor was found in the partially demineralized dentin in the total etching bonded interface (2.91), and the factor was 2.52 in the intact dentin in the self-etching bonded interface. The stress was lower in the self-etching bonded interface than the total etching bonded interface (50.32 *vs* 58.27 MPa). Conclusion Based on the 2 micro-scaled interfacial models constructed in this study, the mechanical stability of self-etching bonded interface is much better than that of the total etching bonded interface.

[**Key words**] dentin adhesion; interface; finite element analysis; static loading; stress concentration factor

Supported by the General Program of National Natural Science Foundation of China (81671022) and the Cultivation Program of Clinical Technology Innovation of Army Medical University (CX2019LC106). Corresponding author: XIONG Yu, E-mail: xytmmu@163.com

[基金项目] 国家自然科学基金面上项目(81671022);陆军军医大学临床技术创新培育项目(CX2019LC106)
[通信作者] 熊 宇,E-mail:xytmmu@163.com

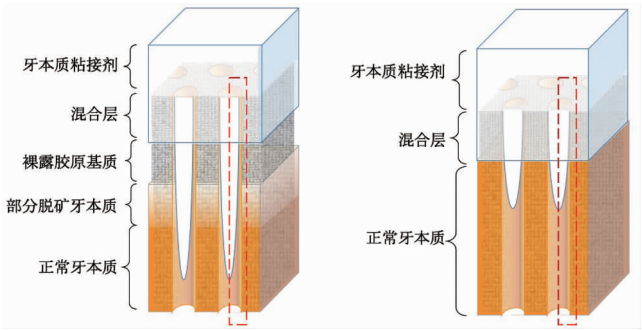
1000-5404/Copyright © 2021, 陆军军医大学(第三军医大学)。这篇开放获取文章遵循 CC BY 许可协议(https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

树脂-牙本质粘接界面是决定口腔临床粘接中树脂与牙本质结合的关键结构[1],其稳定性是影响牙科修复体临床寿命的重要因素。其中全酸蚀粘接与自酸蚀粘接是现代口腔粘接技术的两种粘接策略,二者与牙本质分别形成的粘接界面形态与结构具有较大差异[2]。牙科修复体在口内行使功能时受到持续咀嚼力的作用影响引起的机械疲劳,其界面可能在某一时刻发生破坏导致粘接失败。因而近年来生物力学在树脂-牙本质粘接界面中的作用及其对粘接质量的影响日益受到关注[3]。有限元方法(finite element method,FEM)作为一种成熟的仿真模拟技术,广泛应用于修复领域的生物力学分析,并用于分析口腔修复体内部各细微结构单元无法直接测量的应力大小及分布情况[4]。本研究拟分别构建全酸蚀和自酸蚀树脂-牙本质粘接界面的三维有限元显微模型,从生物力学角度探讨不同粘接策略下粘接界面的应力分布模式,了解应力载荷下两种粘接界面的功能状态,为进一步改进树脂-牙本质粘接策略及提高临床修复稳定性提供理论依据。

1　材料与方法

1.1　两种粘接界面的微观形貌分析与尺寸确定

根据前期研究获取的全酸蚀和自酸蚀粘接界面扫描及透射电镜微观形貌[5-6]及文献[7]确定两种粘接界面的微观形貌及尺度。为简化模型构建及后期计算,参照 SINGH 等[8]的方法对两种粘接界面进行理想化设定(图 1)。



红色虚线框内为粘接界面三维有限元显微模型的 1/4 对称结构单元

图 1　两种粘接界面结构模式图

1.1.1　全酸蚀粘接界面结构　　由全酸蚀粘接剂在酸蚀脱矿后的牙本质表面向下呈均匀地梯度渗透形成混合层,并在牙本质小管中形成一定长度的树脂突;由于树脂粘接剂渗透深度与脱矿深度不一致,在混合层的下方遗留未被树脂浸润包裹的裸露胶原基质和部分脱矿牙本质结构。

1.1.2　自酸蚀粘接界面结构　　由自酸蚀粘接剂溶解正常打磨后牙本质表面的玷污层后向牙本质深面渗透,形成较薄而均匀的混合层,树脂突亦较短小;由于树脂渗透深度与脱矿深度一致,因此混合层下方无裸露胶原基质和部分脱矿牙本质结构。

结合文献,上述各结构的尺寸设定如图 2。

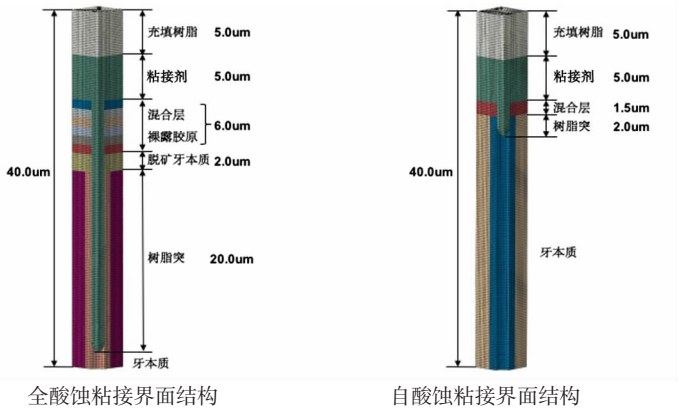


图 2　构建的两种粘接界面模型结构尺寸

1.2　两种粘接界面三维有限元模型的构建及边界条件设定

根据两种粘接界面的形貌,构建了截面为正方形的三维平行六面体晶胞单元显微模型(图 2)。为减少后期计算量,本研究中选取了含一个树脂突单元的粘接界面模型,并构建以树脂突为中心的粘接界面 1/4 对称单元进行有限元分析[8]。如前所述,全酸蚀粘接模型中包含充填树脂、树脂粘接剂、混合层、裸露胶原基质、树脂突、部分脱矿牙本质和正常牙本质等结构单元,自酸蚀粘接模型中包含充填树脂、树脂粘接剂、混合层、树脂突和正常牙本质等结构单元。

如图 2 所示,在对称的两侧施加对称的边界条件,在另一侧施加周期性的边界条件。在垂直于 Y 轴的平面上,平面外位移(沿 Y 方向的位移)为零,即该单元格仅允许在 XZ 平面内变形。同样,在垂直于 X 轴的平面上,X 方向上的位移为零,并且允许单元格在 YZ 平面上变形。即在与粘接界面垂直的方向(Z 方向)施加轴向载荷的情况下,粘接界面单元将保持其原始横截面不变。单元格的底面在所有 3 个方向上都受到约束,即在 X、Y 和 Z 方向的位移均为 0。

1.3　参数设置

假设粘接界面中所有结构成分均为各向同性的线弹性材料,并假定树脂突和小管壁之间无可靠的粘接,因此树脂突与牙本质小管壁之间没有应力传递。各结构成分的弹性模量(E)和泊松比(ν)见表 1。

表 1　粘接界面各结构成分的弹性模量 E(GPa)和泊松比 ν

结构成分	全酸蚀粘接界面		自酸蚀粘接界面		数据来源
	弹性模量 E	泊松比 ν	弹性模量 E	泊松比 ν	
充填树脂	30.0	0.29	30.0	0.29	文献[7]
粘接剂	3.6	0.29	1.65	0.29	文献[8]
混合层	3.8~1.75	0.29	2.0	0.29	文献[7-8]
裸露胶原基质	1.4	0.29	-	0.29	文献[9]
部分脱矿牙本质	13	0.29	-	0.29	文献[7]
正常牙本质	18.1	0.29	18.1	0.29	文献[8]

由于全酸蚀粘接界面中混合层为粘接剂在牙本质中均匀地梯度渗透形成,因此,混合层的弹性模量在接近粘接剂层处设为 3.8 GPa,而在与部分脱矿牙本质的界面处为 1.75 GPa,其中划分为均匀梯度变化的五等份。自酸蚀粘接界面的混合层为自酸蚀粘接剂同步酸蚀与渗透形成,假定其混合层为均匀的结构成分,其弹性模量为 2.0 GPa。

将几何模型导入到前处理软件 HyperMesh 中进行有限元网格剖分。选择的单元类型为二阶六面体单元。本研究中拟进行静态载荷下的单轴拉伸应力分析,因两种粘接界面几何模型均较规则,故设定全局网格尺寸为 0.2 μm,全酸蚀结构网格数量为 75 152 个,节点数量为 326 291 个;自酸蚀结构网格数量为 72 577 个,节点数量为 315 744 个。

1.4　三维有限元力学分析及应力集中因子计算

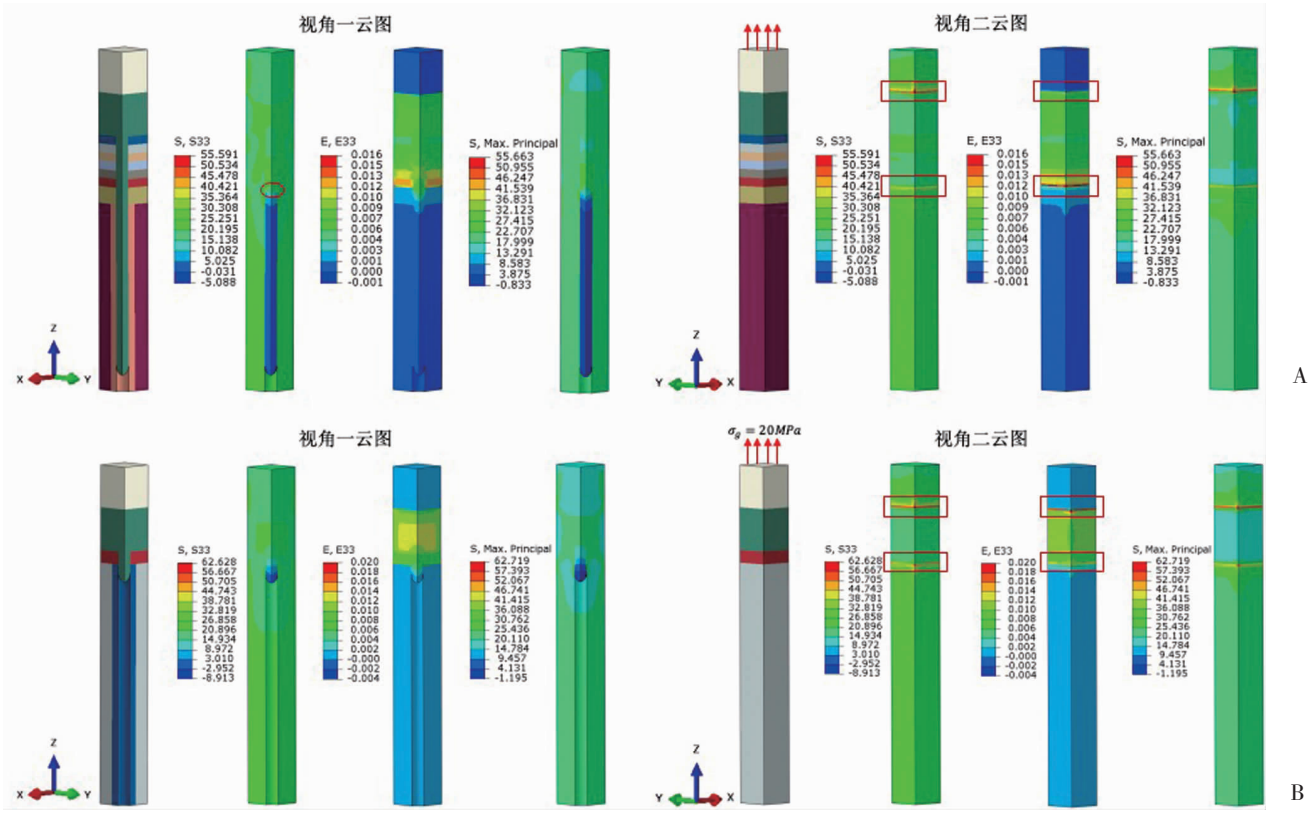
分别在全酸蚀与自酸蚀粘接界面的三维有限元显微模型的顶面施加 20 MPa 的轴向静态拉伸载荷,有限元分析其在静态载荷下两种粘接界面内部各结构单元中应力分布的差异。

为进一步分析粘接界面中各结构成分的应力分布情况,定义拉伸应力 σ_g=20 MPa,两种粘接界面中各结构成分应力为 σ_c,计算各结构成分的应力集中因子 $f=\frac{\sigma_g}{\sigma_g}$。

粘接界面三维有限元显微模型的构建与应力分析均应用 Abaqus 2020 软件(达索公司,法国)完成。

2　结果

分别构建了符合全酸蚀与自酸蚀粘接界面形态与结构特征的三维有限元显微模型并进行力学分析。在静态拉伸载荷下,两种粘接界面的应力分布模式相对接近,粘接界面各结构成分承受不同程度的拉伸应力。应力集中主要出现在不同结构成分交界面,以充填树脂-粘接剂、裸露胶原-部分脱矿牙本质两个界面最为集中。自酸蚀粘接界面中的应力水平低于全酸蚀粘接界面,且应力分布更为均匀(图 3)。



A:全酸蚀粘接界面;B:自酸蚀粘接界面

图 3　两种粘接界面在静态拉伸载荷下的全局应力分布

表 2 两种粘接界面结构成分在静态拉伸载荷下的最大主应力 σ_c 与应力集中因子 f_c

粘接界面	全最大主应力 σ_{cg}	粘接剂		混合层		裸露胶原基质		脱矿牙本质		正常牙本质	
		σc	fc	σc	fc	σc	fc	σc	fc	σc	fc
全酸蚀	58.27	38.03	1.90	23.47	1.17	24.12	1.21	58.27	2.91	27.15	1.36
自酸蚀	50.32	22.70	1.14	27.18	1.36	-	-	-	-	50.32	2.52

全酸蚀结构应力集中主要出现在粘接剂与部分脱矿牙本质交界处,而自酸蚀结构则主要出现在粘接剂与牙本质交界处(图 4)。两种粘接界面各结构成分在静态拉伸载荷下的最大主应力值和应力集中因子见表 2。就粘接界面的结构成分而言,全酸蚀粘接界面中部分脱矿牙本质的应力集中因子最大,而自酸蚀粘接界面中正常牙本质的应力集中因子最高。

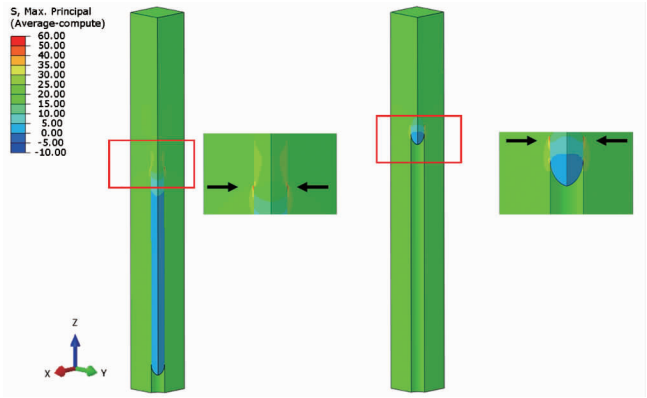


图 4 两种粘接界面的应力集中分布区域

3 讨论

口腔临床粘接修复时需对磨削后的牙本质表面进行脱矿预处理以获取稳定可靠的粘接力。全酸蚀粘接常用 37%磷酸溶解牙本质表面的玷污层及部分羟基磷灰石,暴露脱矿的胶原纤维基质并开放牙本质小管,随着全酸蚀粘接剂在胶原纤维中梯度渗透形成混合层和长的树脂突,依靠微机械锁结作用实现稳定的粘接。但由于酸蚀脱矿与树脂粘接剂的渗透深度差异,混合层的底部常遗留未被树脂包裹的裸露胶原基质及其部分脱矿牙本质结构[9]。自酸蚀粘接剂则使用亲水性的酸性树脂单体对牙本质表面脱矿,随溶解的玷污层和羟基磷灰石一同向牙本质深面渗透,形成较薄的混合层和短的树脂突。由于其脱矿与渗透同步完成,因此自酸蚀粘接界面中混合层下方常被认为没有裸露胶原基质和脱矿牙本质存在[10]。本研究中,依据两种粘接界面的微观形貌特点和结构成分,设定了两种粘接界面的理想化条件并构建微观尺度的粘接界面三维有限元模型,探索不同粘接策略下微观界面形貌对其应力分布特点的影响。

口腔修复体及其粘接界面在口腔行使功能运动时,受到口腔微生物环境、食物的酸碱环境和温度刺激的作用与挑战[11]。粘接界面中各种结构成分复杂,全酸蚀粘接界面中裸露胶原基质与自酸蚀粘接界面中的亲水性单体可以为水分子提供向粘接界面深部渗透的“水通道”,导致胶原纤维的降解与树脂单体水解析,常被认为是导致界面结构稳定性不足的“薄弱环节”[12]。

口腔修复体在功能运动中还承受大量的咀嚼压力[13],这使得粘接界面各结构成分在功能载荷下的应力状况日益受到关注。与拉伸应力相比,压缩应力有助于减少粘接界面中水分子的渗透,有利于粘接界面的稳定[14]。因此,为探讨应力载荷对界面的影响,本研究中应用拉伸应力作为静态载荷的加载条件。

在拉伸静载荷下,粘接界面各结构成分受到不同程度的拉伸应力,应力主要集中于不同结构成分的交界处。全酸蚀粘接界面中,由于较长树脂突的缓冲作用,应力并未集中于看似“薄弱”的裸露胶原基质(应力集中因子为 1.21),这与 SINGH 等[8]对粘接界面的疲劳寿命的研究结果一致。粘接剂与脱矿牙本质间较大的弹性模量差异导致应力大量集中于脱矿牙本质(应力集中因子为 2.91),使之成为全酸蚀粘接界面中的薄弱环节。自酸蚀粘接界面中,应力集中分布于粘接剂与牙本质交界处,但由于正常牙本质结构的完整性及其相对较小的应力集中因子(2.52),这一分布模式有利于自酸蚀粘接界面的稳定。这一发现也为在体研究中自酸蚀粘接较全酸蚀粘接显示出更好的稳定性[15]提供了生物力学方面的理论依据。

不容忽视的是,本研究中构建的是两种粘接界面的理想化模型,真实粘接界面的结构差异及气泡、固化不全等界面缺陷的存在,以及不同载荷方式都对界面应力分布有一定影响。后期研究中,进一步完善粘接界面模型,研究多种载荷方式及动态载荷下粘接界面的应力分布情况仍是必要的。这为将来有针对性地开发新型粘接材料和改进粘接策略奠定基础。

树脂-牙本质粘接界面的稳定是一个包含生物降解、应力集中等多因素干预的复杂过程。基于本研究构建的两种粘接界面模型,自酸蚀粘接界面较全酸蚀粘接界面有更好的力学稳定性。

参考文献:

[1] HUANG B, CVITKOVITCH D G, SANTERRE J P, *et al*. Biodegradation of resin-dentin interfaces is dependent on the restorative material, mode of adhesion, esterase or MMP inhibition[J]. Dent Mater, 2018, 34(9): 1253-1262. DOI: 10.1016/j.dental.2018.05.008.

[2] DROBAC M, STOJANAC I, RAMIĆ B, *et al*. Micromorphological characterization of adhesive interface of sound dentin and total-etch and self-etch adhesives[J]. Med Pregl, 2015, 68(1/2): 10-16. DOI: 10.2298/mpns1502010d.

[3] MERLO E G, DELLA BONA A, GRIGGS J A, *et al*. Mechanical behavior and adhesive potential of glass fiber-reinforced resin-based composites for use as dentin analogues[J]. Am J Dent, 2020, 33(6): 310-314.

[4] 高珞, 廖健, 王永. 牙体缺损复合树脂修复相关有限元应力分析研究进展[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2018, 19(4): 253-256.
GAO L, LIAO J, WANG Y. Research progress on finite element stress analysis of composite resin repair of tooth defect[J]. Chin J Prosthodont, 2018, 19(4): 253-256. DOI: CNKI: SUN: KHXF.0.2018-04-016

[5] 熊宇, 陈吉华, 王辉, 等. 四种常用牙本质粘接剂的边缘封闭性比较[J]. 临床口腔医学杂志, 2006, 22(1): 10-12.
XIONG Y, CHEN J H, WANG H, *et al*. Study on marginal sealability of four dentin adhesive systems[J]. J Clin Stomatol, 2006, 22(1): 10-12. DOI: 10.3969/j.issn.1003-1634.2006.01.004.

[6] 赵三军, 陈吉华, 吴玮, 等. 六种粘接剂的牙本质粘接界面纳米渗漏比较[J]. 中华口腔医学杂志, 2005, 40(6): 500-503.
ZHAO S J, CHEN J H, WU W, *et al*. Comparison of dentin-nanoleakage among six adhesives[J]. Chin J Stomatol, 2005, 40(6): 500-503. DOI: 10.3760/j.issn: 1002-0098.2005.06.017.

[7] HEGDE M N, HEGDE P, CHANDRA C R. Morphological evaluation of new total etching and self etching adhesive system interfaces with dentin[J]. J Conserv Dent, 2012, 15(2): 151-155. DOI: 10.4103/0972-0707.94589.

[8] SINGH V, MISRA A, MARANGOS O, *et al*. Fatigue life prediction of dentin-adhesive interface using micromechanical stress analysis[J]. Dent Mater, 2011, 27(9): e187-e195. DOI: 10.1016/j.dental.2011.05.010.

[9] MARGHALANI H Y, BAKHSH T, SADR A, *et al*. Ultramorphological assessment of dentin-resin interface after use of simplified adhesives[J]. Oper Dent, 2015, 40(1): E28-E39. DOI: 10.2341/13-373-l.

[10] KOSHIRO K, SIDHU S K, INOUE S, *et al*. New concept of resin-dentin interfacial adhesion: the nanointeraction zone[J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2006, 77(2): 401-408. DOI: 10.1002/jbm.b.30450.

[11] PINNA R, USAI P, FILIGHEDDU E, *et al*. The role of adhesive materials and oral biofilm in the failure of adhesive resin restorations[J]. Am J Dent, 2017, 30(5): 285-292.

[12] ZHANG Z, BEITZEL D, MUTLUAY M, *et al*. On the durability of resin-dentin bonds: Identifying the weakest links[J]. Dent Mater, 2015, 31(9): 1109-1118. DOI: 10.1016/j.dental.2015.06.011.

[13] LI Y, CARRERA C, CHEN R, *et al*. Fatigue failure of dentin-composite disks subjected to cyclic diametralcompression[J]. Dental Mater, 2015, 31(7): 778-788. DOI: 10.1016/j.dental.2015.03.014.

[14] FRANKENBERGER R, PASHLEY D H, REICH S M, *et al*. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading[J]. Biomaterials, 2005, 26(14): 2043-2052. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2004.07.003.

[15] KOSHIRO K, INOUE S, SANO H, *et al*. *In vivo* degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch and an etch-and-rinse adhesive[J]. Eur J Oral Sci, 2005, 113(4): 341-348. DOI: 10.1111/j.1600-0722.2005.00222.x.

(**收稿**:2021-02-21;**修回**:2021-03-18)

(编辑 张 维)