瓷贴面:最佳牙本质粘接和生物仿生冠修复

Porcelain Veneers: Dentin Bonding Optimization and Biomimetic Recovery of the Crown
Pascal Magne, William H. Douglas
原载 Int J Prosthodont 1999; 12: 111 - 121. (英文)

郭瑞祥 译　高 炜 校

摘要　**目的**　为了观察瓷贴面修复的生物仿生学原则,也就是评估修复体能够多大程度上模仿原有牙齿的生物机械性能和结构完整性。利用一种最佳的粘接方法使贴面粘接于大面积的牙本质表面,能获得预期效果。

材料与方法　利用功能和循环温度负荷评估牙本质粘接瓷贴面。相关的二项参数:冠的刚性(用实验应变测量器和有限元分析)和牙齿 - 修复体界面的形态学。评价同一种牙本质粘接剂,Optibond FL,用二种不同的使用方法:传统方法(粘接贴面时应用牙本质粘接剂)和一种选择性方法(取印模之前应用牙本质粘接剂并且固化)。

结果　在有限元模型研究中,唇面釉质磨除后,冠的挠度系数增加到 2.16,贴面修复后又恢复到原来的 96%。有限元数值和应变测量器结果有很好的相关性。牙本质粘接剂的使用方法不是牙齿刚性恢复的关键。定性的扫描电镜观察证实,传统的牙本质粘接方式与混合层和覆盖树脂之间的粘接失败相关,而用同一种牙本质粘接剂的新方法却获得了非中断和连续的界面。

结论　本研究证实,应用牙本质粘接剂的最佳粘接方式有利于瓷贴面与牙齿粘接的生物仿生学作用,可以恢复完整牙齿的机械行为和微观结构。

医学研究的现代概念涉及对生物"复合材料"结构和物理功能的研究,以及对新型和改良材料的设计。这种新出现的材料科学称为"生物仿生学"。基本意义是指材料在类似口腔环境中处理,例如软组织的钙化。生物仿生学引伸义是指用修复材料模仿或恢复原来牙齿的生物机械性能。这正是修复牙医学的目的。

釉质的硬度可以保护下方软的牙本质,而牙本质的抗裂作用和釉牙本质界的粗大胶原纤维补偿了釉质的脆性。这种极硬的组织和较柔韧的、软的组织之间的结构和性质的相互关系,给天然牙提供了一种独一无二的、一生中都可承受咀嚼和温度负荷的能力。由于粘接方法的改进,瓷贴面可以部分模拟釉质牙本质复合体生物机械性能和结构完整性。依赖于足够的牙体预备和表面处理,将瓷贴面成功的粘接于牙齿上。对于釉质和瓷表面,酸蚀和液体树脂的应用非常有效,且能克服一些疑难修复。如果牙本质由于牙体预备而暴露(图1),推荐使用牙本质粘接剂(DBA)。尽管其粘接效果比较令人满意,但牙本质粘接的牢固性和临床效果则由于树脂聚合收缩和温度至尺寸变化引起的应力而削弱。修复方法的选择对牙本质 - 树脂界面的行为有关键的影响。除了上述因素外,牙本质是一种非均质的基

译者:北京医科大学口腔医学院
北京海淀区白石桥路 38 号　100081

图 1 (左)由于牙齿位置导致牙本质暴露。最初情况适合瓷贴面修复:大的 IV 类洞复合树脂充填已损坏,需重新修复。患者要求中切牙突度再增加一些。(中)上颌右侧中切牙、左侧切牙、左尖牙位置理想,牙体预备局限在釉质内。然而,左侧中切牙由于位置不好和釉质较薄,牙体预备后牙本质广泛暴露,适合使用牙本质粘接剂。(右)修复后的效果。下颌右侧中切牙和侧切牙也做了瓷贴面修复

质,很难推测牙本质-树脂界面的整体行为。很多因素可能影响同一牙齿,例如牙体预备深度,以前的病理状况以及所用牙科产品的污染。

临床上,当使用间接粘接修复时,有两种方法可以促进牙本质粘接,第一种是传统方法,即使用处理液和粘接树脂前酸蚀,直到最后一步粘接贴面时才使用 DBA。为了避免修复体就位不全,贴面要在粘接树脂尚未固化之前就位。由于贴面就位时对粘接树脂产生的压力可能会导致脱矿胶原纤维的塌陷,从而影响粘接界面的相互粘接。最近,提出了另一种方法,优化 DBA 的使用。由于 DBA 应用于新鲜的牙本质时,可表现出更强的粘接潜能,因此 DBA 应在牙齿预备后,取印模之前使用。这种方法的临床优点是可以保护牙髓、牙本质,防止暂时修复过程中的敏感和细菌渗漏。

牙本质粘接剂已被进行广泛研究,包括标准剪切粘接力、微张力实验和扫描电镜观察。然而,较脆的牙科材料的结构表现不能与它们名义上的强度值相比,因此机械实验中应该包括牙齿修复复合体的模型,因为它可能显著影响粘接作用。其它因素中,应力和应变测量开创了这方面的新的研究。本研究应用实验应变测量器和数学分析,提出了切牙进行广泛预备(磨除唇面所有釉质)和用牙本质粘接瓷贴面修复、生物仿生学标准的应用。评价了 DBA 的两种使用方法。用显微镜对界面进行定性和定量的评估,以获得有关粘接剂厚度和牙本质粘接失败方式等重要信息。

材料与方法

应变测量实验模型

收集拔除的上中切牙,搔刮后储存于含 0.2% 叠氮化物的生理盐水中。牙齿在一种特殊定位装置中用树脂(Ortho Resin Caulk, Dentsply)包埋牙根致釉牙骨质界下方 2mm 处。在牙齿腭侧切缘下 1mm 近远中中央做一小窝,便于液压通用测量器(MTS 系统)加载端标准定位。应变测量器(CEA-06-032UW-120 型测量器)顺牙齿长轴粘接于每个牙齿解剖牙冠的舌窝。每个实验标本都用 Wheatstone 桥回路连接,并用一颗完整牙齿作对照。加载垂直于牙齿长轴,向牙齿唇侧方向。加载力量由一个数字功能发生器控制,以获得 5 秒内由 2N 到 42N 的连续负荷。每一个样本的每一个实验阶段重复测量 5 次。记录的力量/应变曲线是线性的,并具有可重复性。这就可以在 5 个不同实验阶段计算相对挠度:(1)完整天然牙(NAT);(2)牙体预备,唇面釉质磨除后(PREP);(3)用瓷贴面修复后(VEN);(4)去除邻面釉质和邻面(W/PROX);(5)修复后的牙齿(W/PROX),在 5-55℃ 之间循环 1000 次(1000×),每次停留 30 秒(图 2)。最后一种实验(1000 次温度循环)用于模拟临床老化。周期性机械负荷与温度循环实验结合确实是一种模拟临床老化的最佳实验设计。由于粘接树脂(在 $30/℃ \times 10^{-6}$ 范围)的热膨胀与传统长石质陶瓷($13.5/℃ \times 10^{-6}$)和牙齿($11/℃ \times 10^{-6}$)的热膨胀不同,所以,假定温度变化产生周期性机械负荷是合理的。

所有的预备和修复步骤牙齿均保存在湿润的环境中。观察了两个实验组(I-DBA 和 D-DBA,用 Optibond FL 作为牙本质粘接剂)和一个对照组(NO-DBA),每组 6 个标本。传统方法,I-DBA(DBA 间接固化),牙本质粘接在粘接贴面前进行。因此粘接树脂没有立即固化,仅仅在贴面就位后间接通过贴面。另一种方法是

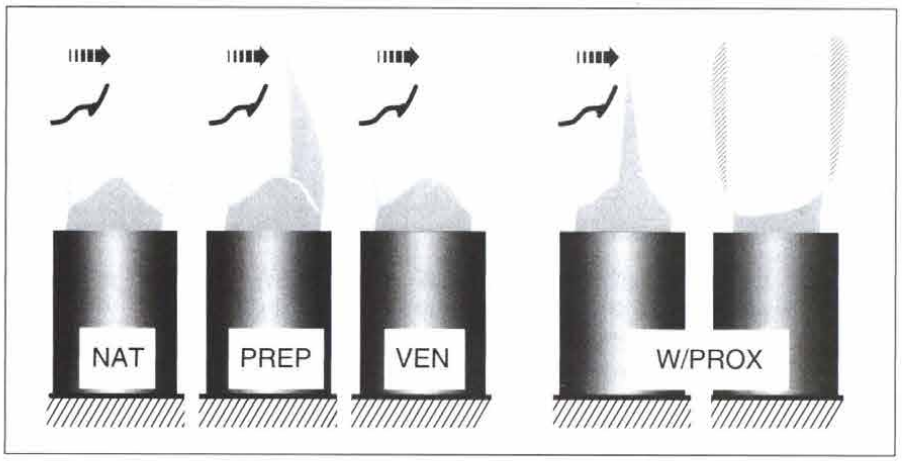


图 2 实验条件。箭头示施力点,大约在应变测量器中点上方 3mm。1000 × 实验未图示,因为它对应 W/PROX 温度循环后。NAT = 完整天然牙;PREP = 牙齿唇面釉质完全除后;VEN = 牙齿用瓷贴面修复后;W/PROX = 除去邻面釉质和邻面

D - DBA(DBA 直接固化),牙本质粘接过程在牙体预备后、取终印前进行。这就允许粘接树脂快速直接固化。这种病例,在粘接贴面前粘接表面先行粗化处理(用粗糙的低速金刚砂车针)并用酒精擦干。

牙体预备完成后(D - DBA 组再此阶段使用 DBA),用硅橡胶材料(Express, 3M)取印模,真空搅拌人造石(Vel Mix Stone, Kerr)灌模型。瓷贴面用耐火代型技术(Ducera - Lay Superfit 耐火代型材料, Duceram)和长石质瓷(Creation, Klema)制作。对于每一个样本,原牙的大小作为瓷贴面厚度的参考。然而,有些牙齿的釉质层很薄,最终的瓷贴面修复略突。瓷贴面在牙齿上试戴并用传统的方法粘固,包括用 10% 的双氟铵(Biodent Renten - tionsgel, Dentsply/DeTrey)酸蚀瓷贴面 90 秒。两个实验组使用相同的底层和牙本质粘接剂(Optibond Kerr),以及光固化复合树脂(Herculite Incisal LT, Kerr)。修复体依靠手指的压力就位。除去多余的粘接剂,边缘涂甘油凝胶。牙齿的每个面光照 120 秒(先腭侧,后唇侧)。边缘用刮匙去处多余的树脂并磨光。

显微镜定性和定量评价

实验结束时,将修复好的牙冠浸在 0.5% 的甲苯蓝溶液中染色 24 小时,然后用透明的环氧树脂(PL - 1, Measurements Group)包埋。每个标本用低速金刚砂锯(Isomet, Buehler)在中间切龈向及近远中向锯开。剖面立即用 37% H_3PO_4 酸蚀 2 分钟,然后用聚乙烯硅烷材料制成金基底树脂标本。这种金基底标本用扫描电子显微镜(SEM)评估牙本质 - 树脂界面。假定 2 种 DBA 使用方法产生不同的粘接厚度,定量分析粘接剂厚度和相对层(树脂,粘接树脂)可直接在标本剖面的中 1/3 进行,用固定在立体显微镜(Olympus SZH10)上的双控照相机(Sony DXC - 151A)和图象分析软件(Optimas 5.22, Optimas)完成。

有限元模型和分析

选择一颗拔除的上颌中切牙,用透明的环氧树脂(Ortho Resin Caulk)包埋,唇舌纵向剖开。剖面用计算机扫描设备(UMAX, Vmax Data System)数字化。利用画图软件(Freelance Graphies, Lotus)手工记录釉质、牙本质和髓室的外形轮廓。画线模拟修复设计,不包括切端的唇面预备。粘接树脂的厚度在 100 到 200μm 之间,而颊侧和切端边缘厚度是 50μm。将画线输入 Silicon 图形工作站,生成网格图(图 3)。模拟 3 种实验条件 NAT、PREP 和 VEN。对于 VEN,要模拟一个完好的粘接界面,因为对应界面的所有点由粘接树脂和牙本质组成。因为假定所有应力分布只限于冠部修复体,所以只模拟了部分牙根。因此水平和垂直方向的固定零位移位于根的断面上。应力分布分析用 MARC 分析系统(MARKK7.2,MARC 分析系统)。模拟用面应变元(线形、4 点、同参数和任意四边形)完成。有限元模型需要材料的 3 种机械性能:线形收缩系数、Poisson 比和弹性模量(表 1)。利用 X 和 Y 方向以及 xy - 剪切应变的应变值,结合转化等式,计算出对应应变测量器位置 5 个点的表面正切应变。与此类似,牙齿舌侧每个点的表面正切应力也用 X 和 Y 方向以及 xy - 剪切应力计算。

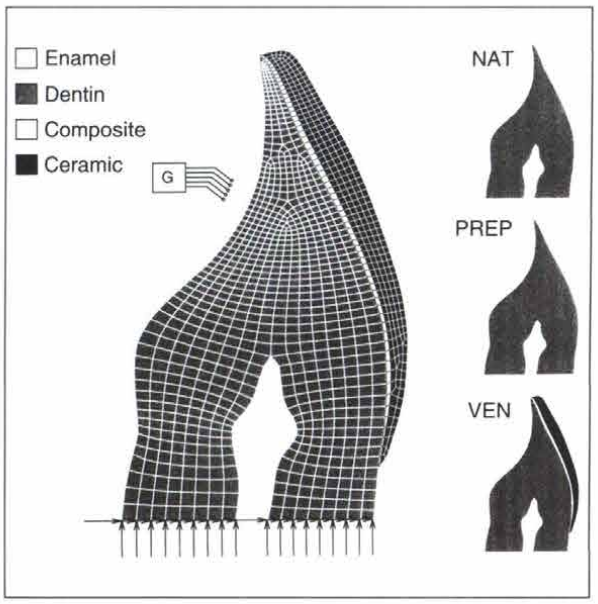


图 3 数字模型。原有网格通过删除和改变"瓷"和"复合树脂"的特征用于 3 种数字条件（NAT、PREP 和 VEN）。G 代表实验中应变测量器对应的点

应变测量分析

牙齿的各种自然变化严重影响应变测量结果。因此，使用标准结果对不同标本进行比较。应变测量器所提供的绝对结果通过下面的等式转化为相对值：

$$\text{相对挠度} = \frac{\text{特定实验条件下的挠度}}{\text{未改变牙齿的挠度}} = \frac{\text{特定实验条件下的最大应变/最大负荷}}{\text{未改变牙齿的最大应变/最大负荷}} = \frac{\text{特实验条件下的最大应变}}{\text{未改变牙齿最大应变}}$$

在此挠度被定义为应力/应变。相对挠度的比较采用方差分析(ANOVA),不同牙齿和同一牙齿的设计如下：

- 不同牙齿是指 DBA 使用方式不同(NO - DBA 对 I - DBA 对 D - DBA)。
- 同一牙齿是指不同的实验阶段（NAT 对 PREP 对 VEN,等)。

相对挠度常用对数分析使变量分布更均匀，使分析结果更趋向于正态分布。利用 ANOVA 检验 DBA 使用方式、实验步骤的意义，DBA 使用方式和实验步骤的相互作用，以及检验实验步骤和相互作用，以寻找为什么每种影响均有意义。利用 ANOVA 的标准差和 Bonferroni 方法分别检验实验步骤和相互作用。为了比较 4 个实验步骤,做了 6 项比较,每项 I 类错误的几率是 $\alpha = 0.05/6 = 0.0083$。例如，一项比较如果 $p < 0.0083$ 可认为有显著性。同样，考虑到一对实验步骤和一对使用方法之间有 18 种可能的相互作用,检验相互作用，$\alpha = 0.05/18 = 0.0028$。使用单样本 t 检验对相对挠度和有限元分析所得的挠度进行比较。

表 1 材料特性

材料	弹性模量 (Mpa)	Possion 比	线形收缩
复合树脂	20	0.24	0.0022
瓷	69*	0.28	
釉质	50	0.30	
牙本质	12	0.23	

*数据引自 Klema(Manufacture of Creation Dental Porcelain)

结果

釉质磨除后局部平均挠度至少增加 1 倍(图 4)。贴面修复后所有组的参数都回到正常（最初值的 87% 到 97%）。尽管温度循环引起了实验组 NO - DBA 挠度的增加，但邻面磨除的任何一个实验组，温度循环对于实验组 I - DBA 和 D - DBA 都没有引起大的变化。

ANOVA 中，DBA 使用方式的主要影响在实验步骤间无显著性($p = 0.10$)。实验步骤的影响有极高显著性($p<10^{-5}$)，DBA 使用方式和实验步骤间相互作用也有极高显著性($p<10^{-5}$)。例如,DBA 3 种使用方式在实验步骤间无相同方式。Post - hoc 检验显示,当不同 DBA 使用方式之间取平均值时，PREP 相对挠度最高（2.3 到 2.7)，1000 × 其次；VEN 和 W/PROX 比 1000 × 低，相互无差异。进一步 Post - hoc 检验,示 DBA 使用方式和实验步骤之间相互作用增加。因为 NO - DBA 受温度循环影响,而 I - DBA 和 D - DBA 却不受影响(图 4)。

有限元分析

有限元分析所计算相对挠度结果见图 4。有限元模型

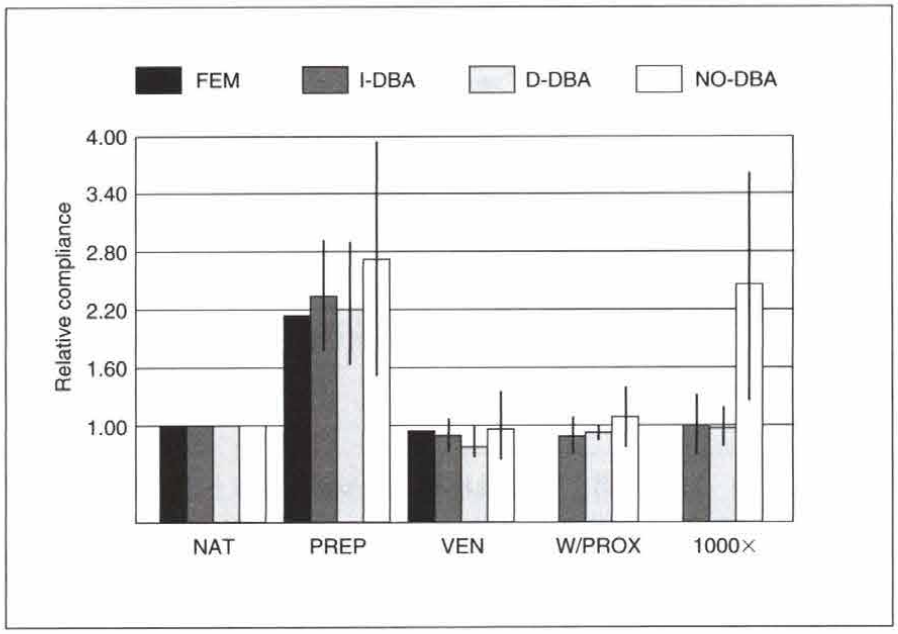
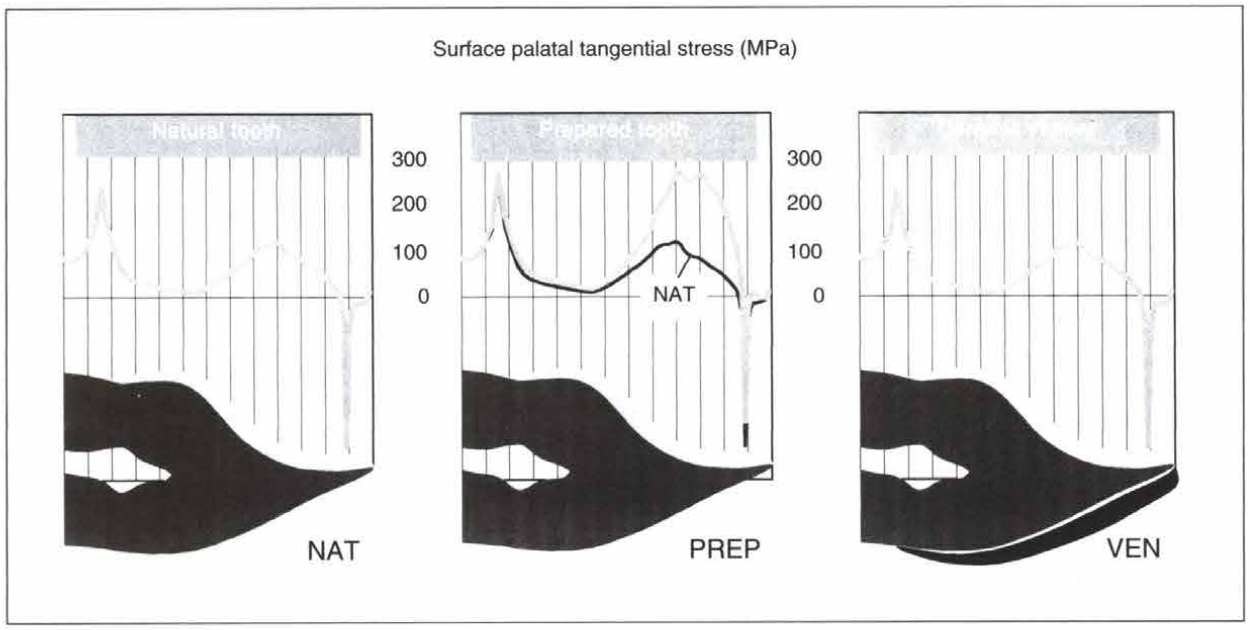


图4(左) 相对挠度结果。有限元分析的(FEM)结果只有NAT、PREP和VEN的。1000×=修复牙齿的温度循环(W/PROX),5到55℃循环1 000次,每次停留30秒

图5(下) 图示3个数字模型的腭侧正切应力。正切应力图(灰线)沿每个牙齿的腭侧从颈部(左)到切缘(右)



中,相对挠度在牙体预备后增加为2.16,贴面修复后为原值的96%。有限元结果和实验结果在PREP(p>0.35)和VEN(p>0.19)时有很好的相关性。

图5示腭侧正切应力和磨除唇面釉质、保留腭侧釉质对应力分布有极大的影响,尤其在舌窝水平,在PREP时最大张应力为274MPa。因为NAT和VEN条件下,正切应力和基本应力相似,所以贴面修复后牙齿完全恢复原有应力。这两种情况舌窝水平最大张应力为115MPa。

显微镜评价

I-DBA和D-DBA标本界面均未发现可测量的微漏,然而在SEM下观察,牙本质-树脂界面有显著性差别(图6、7)。两种DBA使用方法均有排列很好的

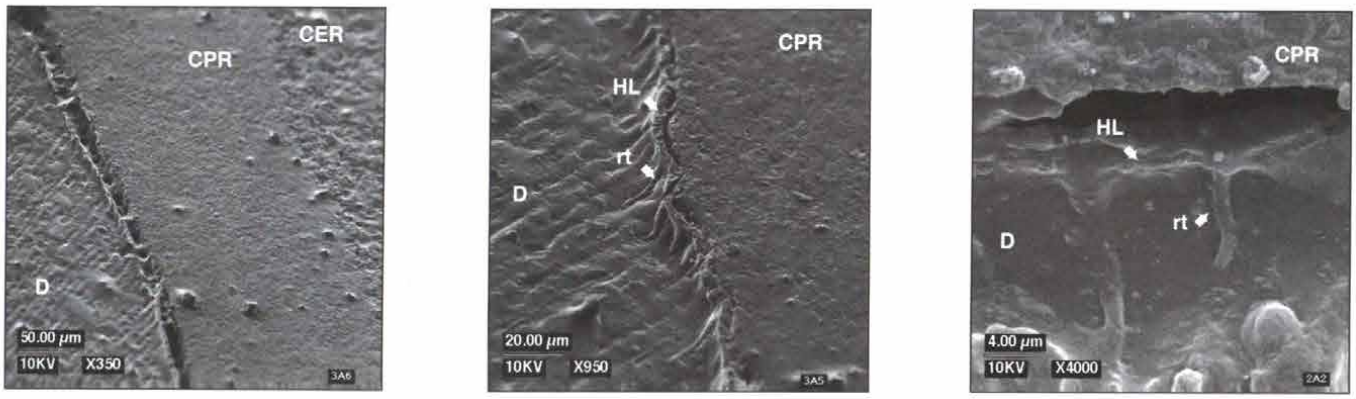


图 6 I - DBA 组脱矿标本切片的典型 SEM 镜下图。(左)粘接树脂(CPR)和瓷(CER)粘接良好,但在树脂和牙本质之间 (D)有一缝隙。(中)更高倍镜下示抗酸的树脂和混合层(HL)。树脂突(rt)由于牙本质的脱矿而深入牙本质。(右)非常高倍镜下示混合层(HL)和牙本质(D)之间的连接及混合层上方的裂隙

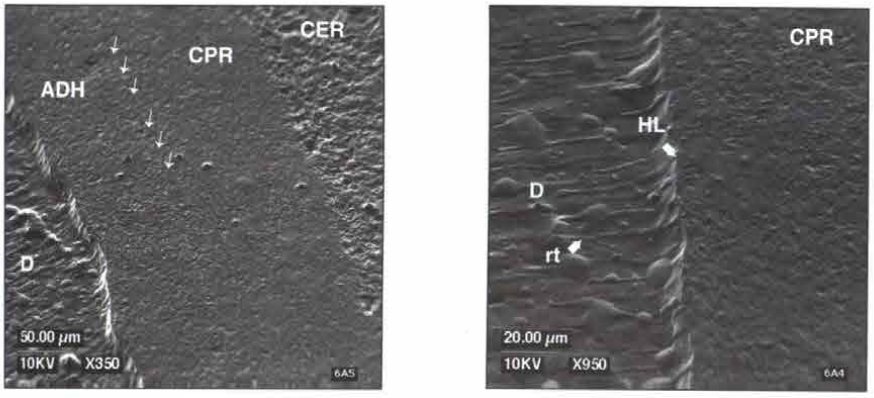


图 7 D - DBA 组脱矿标本切片的典型 SEM 镜下图。CER = 瓷; HL = 混合层。(左)很难发现粘接树脂 (CPR) 和已固化粘接剂 (ADH)之间的连接(箭头),粘接剂和牙本质 (D)之间未发现裂缝。(右)更高倍镜下示抗酸的粘接剂和混合层紧密接触,牙本质中有长的树脂突(rt)

3 - 4μm 的混合层和树脂突。这种"相互渗透带"与下方牙本质通常是连续的。然而,I - DBA 标本混合层与表面树脂通常表现为部分分离(图 6)。相比,D - DBA 标本树脂突更长,牙本质 - 树脂界面和未固化粘接剂与粘接树脂之间没有任何分离现象(图 7)。只有颈部边缘有时有分离现象。以上所描述的特殊形态学表现在同一组的所有标本都非常一致。

图 8 示粘接剂厚度。I - DBA(125 ± 22μm)和 D - DBA (203 ± 23μm) 标本之间有显著性差异 (t 检验, $p = 0.001$)。然而,后者的粘接空间由截然不同的两部分组成:已固化的粘接剂和粘接树脂本身。按平均值已固化粘接剂 (81 ± 5μm) 比粘接树脂 (122 ± 22μm) 要薄。I - DBA 与 D - DBA 粘接树脂的厚度是相似的 (t 检验, $p = 0.82$)。

讨论

本研究探讨了牙齿修复的机械行为和牙本质粘接的形态表现。有限元分析对于理解应力分布是一种重要的补充工具。通过实验被成功地证实了数学模型的观察结果。通过设计,实验最重要的机械部分在颊舌平面内,这个机械部分支持 2 - 维平面应变模型中的数学分析。颊舌剖面的数学模拟被 Morin 等证实,而通过应变测量实验在其它论文也被证实。图 9 强化了这种结果,因为它揭示了腭侧釉质内产生了大量裂纹。这种裂纹主要见于舌窝水平,此处恰好是数学模型最大张应力的区域。可以假设,这些不同形式的裂纹在应变测量过程中对其产生的一些影响。这些裂纹的产生发生在牙体预备后的测量过程中,并且可以解释此阶段所有标本的更高标准偏离(图 4)。因为贴面修复后,牙齿的刚性恢复,产生裂纹的作用也减弱了。

应变测量结果证实当用瓷贴面作为釉质的替代物时,牙齿刚性完全恢复。由于长石质瓷的弹性模量与釉质匹配,利用瓷作为修复材料是本研究的关键。在一个相

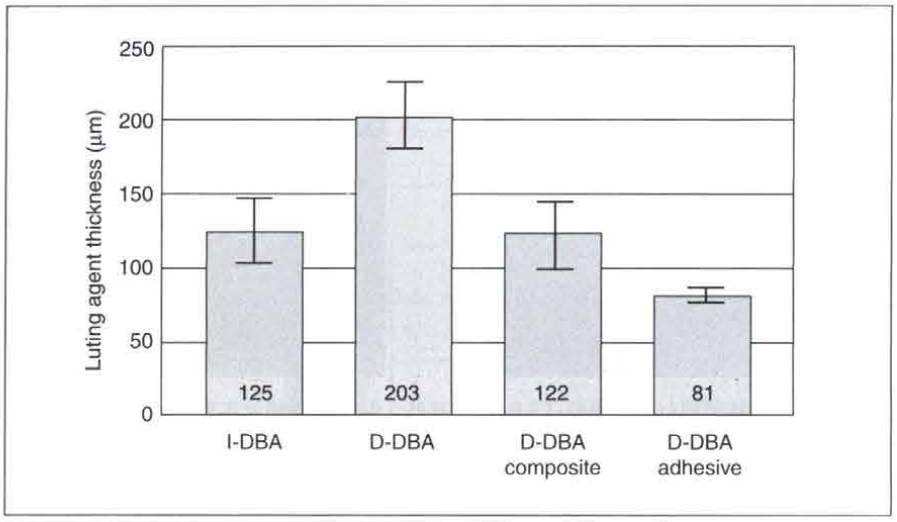


图 8 D - DBA 总的粘接厚度包括已固化粘接剂厚度(D - DBA 粘接剂)和粘接树脂厚度(D - DBA 树脂)

似的研究中,Reeh 和 Ross 得出结论:用复合树脂贴面粘接于釉质时,牙齿的刚性没有完全恢复。为了证实这个事实,用我们的模型和现在的小颗粒混合复合树脂的机械性能计算复合树脂贴面的表面正切和基本应力(图 10)。舌窝的最大应力是 172MPa,而不是天然牙和用瓷修复牙齿后同一位置的 115MPa。这就体现了瓷粘接于牙齿在机械负荷下的生物仿生行为,因为腭侧的正切应力和基本应力与原牙相似。人们可能认为瓷是一种脆性材料,并且表现为低张力的情况。釉质甚至更脆。然而,上颌牙齿唇面贴面修复时,瓷和唇面釉质主要承受压力,这已被负荷过程中基本应力分布证实。这可以部分解释唇侧瓷贴面修复的良好临床效果及有的临床医生报告贴面用于下颌牙齿时会增加瓷裂的可能性。因下颌牙齿唇面在功能负荷下承受拉力。尽管可以假设去除对边缘釉质的强力粘接可能影响牙齿的刚性,但是磨除邻面釉质没有影响任何一个实验组的腭侧挠度。我们的结果与以前天然牙的实验结果一致。磨除邻面釉质没有明显增加冠的变形性能。可得出以下结论:磨除唇面釉质对牙齿强度的影响比磨除邻面釉质要大的多。

即使未粘接贴面、磨除邻面(NO - DBA 组在 W/PROX 条件下)也具有正常的挠度。这种意想不到的结果归因于实验设计,尤其是力的加载方向。由于这个原因,利用 X、Y 方向和 xy - 剪切应力计算了树脂 - 牙本质界面的最大张应力。大多数界面没有超过 8 到 9MPa。实验中的未粘接贴面组(NO - DBA)没有经过牙本质酸蚀和处理,但修复体就位前,预备体表面覆盖了粘接树脂(Optibond FL Adhesive)。假设使用粘接树脂最初仅仅可以通过摩擦力产生显著粘接力,这种力量至少能够经受由现在实验过程产生的界面应力。然而,这种弱粘接并没有经受住循环温度负荷,因为 NO - DBA 牙齿的最后实验步骤挠度增加了。尽管 2 种 DBA 应用方式具有相似的机械行为,都没有出现明显的微漏,但在 SEM 下检查却具有不同的特点。用传统方法粘接的标本(I - DBA),混合层和复合树脂之间界面的广泛区域发生了部分分离。相似的失败方式在以前就已观察到。这可以解释为修复体就位的压力引起未固化牙本质 - 树脂混合层塌陷的结果。混合层由于低树脂含量和胶原纤维压缩而表面弱化。混合层的结构缺陷和内在弱化与 DBA 的使用条件有关。由于分离的地方牙本质保持封闭,这种缺陷在微漏中检查不到。

我们的研究证实,当粘接剂在取印模前使用并固化时,混合层塌陷可以在离体实验中避免,因为相应组界面没有断开(D - DBA 标本)。用这种优化的方法,可以假定改良的粘接与传统方法相比,能更好的承受长期的温度和功能负荷。而且,DBA 的应用新技术可以防止暂时修复阶段细菌的渗漏和牙本质敏感,还可增加体外实验中的粘接力。

实验组之间的另外一个显著不同是粘接剂的厚度不同。取印模前使用粘接剂并固化时与传统方法(125μm)相比更厚(> 200μm)。从逻辑上,这可解释为增加的粘接剂的厚度(Optibond FL 大约是 80μm),是在实验操作产生的传统粘接厚度的基础上附加的厚度

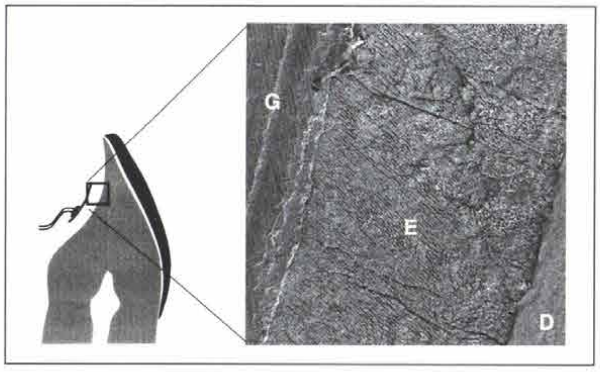


图 9 SEM 示应变测量器(G)上方的釉质裂纹。这个特殊的部位正好位于数字模型最大张应力的地方。整个釉质 (E) 的厚度都裂开，但裂纹没有深入牙本质 (D)

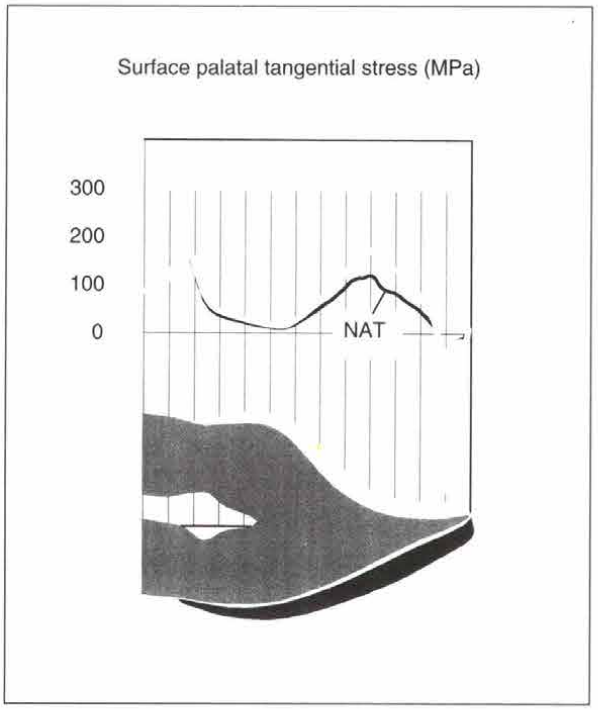


图 10(右) 示复合树脂贴面修复牙齿腭侧正切应力分布。正切应力图(灰线)沿牙齿的腭侧从颈部(左)到切缘(右)。NAT 的应力分布(黑线)作为参考

(大约 120 μm)。此假设得到证实,因为仅仅粘接树脂的厚度两组之间无显著性差异(125 对 122μm)。这个事实与临床相联系，因为临床医生和牙科技师一直受到牙齿收缩和材料膨胀问题的挑战。局限的和表浅的牙本质暴露只能为修复材料和粘接剂提供有限的空间。DBA 的应用和固化将会显著减小瓷所用的空间。考虑到瓷与粘接剂厚度比例的降低会对瓷内应力分布产生不良影响,所以 DBA 新的使用方法不适合于表浅暴露的牙本质。另一方面,较深的预备面(例如,III 类洞存在) 取印模前可以使用 DBA，因为已经为修复材料留有足够空间以维持瓷与粘接剂之间的合理厚度比。已经固化的粘接剂和新使用的粘接剂之间的粘接，在现有实验条件下已不存在问题，因为它们在 SEM 下已很难分辨(图 7),只有在立体显微镜下,根据它们的不同光学行为才可成功地测量它们的分别厚度。切记，本文所提到的建议均基于使用象 Optibond FL 这样的填料型粘接剂。我们的临床经验表明无填料树脂不适合新方法;因为这种树脂(相对无填料)厚度和硬度低,粗化很容易破坏混合层,暴露牙本质。

结论

实验应变测量器、光学与 SEM 评价和有限元分析，可被用于研究牙本质粘接瓷贴面在功能和温度负荷下的机械行为和界面特征。数学模型的观察经实验得到成功证实。

- 最大张应力位于腭侧，尤其位于舌窝，此处发现釉质裂纹。
- 磨除唇面釉质会对应力和应变分布产生不良影响，而磨除邻面对冠的变形性能影响不大。
- 牙齿唇面,包括贴面,承受的主要是压应力。瓷作为釉质的替代物被证明对于恢复原来完整牙齿的刚性和机械行为是非常有效的。
- DBA 的使用方式并不是恢复牙齿刚性的关键。然而,SEM 观察证明传统的 DBA 使用方法(DBA 在粘接前使用,并和粘接树脂一起通过瓷贴面固化)和混合层与上层树脂之间的粘接失败相联系。
- 另一种 DBA 使用方法 (同一种 DBA 在取印模前使用并固化) 观察到非中断的和连续的界面。后者由于存在已固化的粘接剂 (厚约 80μm) 与传统方法 (粘接剂约 125μm)相比粘接厚度更大(> 200μm)。

瓷贴面利用改良的 DBA 方法粘接于牙齿的生物仿生行为被现有的实验所证实。这种治疗方法恢复了牙齿的生物机械性能和机构完整性。