文章编号:1000-5404(2012)09-0883-05

论著

不同厚度和不同透明度铸瓷对树脂黏结剂固化效率的影响

胡 娜,王 璐,江晓峰,付 钢,徐 凌 (400015 重庆,重庆医科大学附属口腔医院修复科)

[摘要] **目的** 研究不同厚度和不同透明度铸瓷对双固化树脂黏结剂固化效率的影响。**方法** 选用4种不同透明度(高度透明HTA2、低度透明LTA2、中度不透明MO1、高度不透明HO1)的IPSe.max全瓷,制备成直径为6 mm,厚度分别为0.5、1、2、3、4 mm的圆片,共计20个。二极管(LED)光固化灯作为固化光源,Variolink Ⅱ作为实验中的双固化树脂黏结剂,根据光照过程中有无铸瓷作为中介分为实验组和空白组。利用傅里叶红外光谱仪检测树脂黏结剂的双键转换率,并通过显微硬度仪记录固化后树脂的表面努氏硬度值。**结果** 在同一透明度下,Variolink Ⅱ树脂黏结剂表面努氏硬度值除HTA2和LTA2的1.0 mm与2.0 mm之间无显著性差异外($P>0.05$),其余不同厚度组之间均存在显著性差异($P<0.05$),且随着瓷片厚度的增加努氏硬度值呈降低趋势;在相同厚度下,HTA2和LTA2的树脂黏结剂表面努氏硬度值显著高于HO1和MO1($P<0.05$),而HTA2与LTA2之间及HO1与MO1之间的努氏硬度值无显著性差异($P>0.05$)。不同厚度和不同透明度铸瓷下Variolink Ⅱ树脂黏结剂双键转换率均有显著性差异($P<0.05$),且随铸瓷透明度降低及厚度增加呈降低趋势。树脂黏结剂的表面努氏硬度值和双键转换率除了IPSe.max HTA2组外,其余实验组均显著低于空白组($P<0.05$)。**结论** 双固化树脂黏结剂的固化效率受铸瓷厚度和透明度影响,且随其厚度增加及透明度降低固化效率降低。

[关键词] 铸瓷;双固化树脂黏结剂;双键转换率;表面硬度
[中图法分类号] R783.1; TQ174.7 [文献标志码] A

Impact of cast-ceramic thickness and translucency on curing efficiency of dual-cured resin cement

Hu Na, Wang Lu, Jiang Xiaofeng, Fu Gang, Xu Ling (Department of Prosthodontics, Affiliated Hospital of Stomatology, Chongqing Medical University, Chongqing, 400015, China)

[**Abstract**] **Objective** To determine the effect of the thickness and translucency of cast-ceramic on the curing efficiency of dual-cured resin cement. **Methods** Ceramic restorations (IPSe. max) with different translucencies, including high translucency (HTA2), low translucency (LTA2), medium opacity (MO1), and high opacity (HO1), were made into wafers at 6.0 mm in diameter and at 0.5, 1, 2, 3 and 4 mm in thickness respectively ($n=20$). The experimental group had the ceramic restorations positioned between the dual-cured resin cement (Variolink Ⅱ) and light source during polymerization. In the control group there was no ceramic restoration, and light curing was performed using light-emitting diodes (LED) as light source. The degree of conversion was evaluated using Fourier transform infrared (FT-IR) spectrometer, and the Knoop hardness test was performed on the cement layer. **Results** The degree of conversion and the hardness of dual-cured resin cement were decreased with the increase of thickness and the decrease of translucency($P<0.05$), and in dual-cured control group they were the highest (except 0.5 mm groups of HTA2). At the same translucency, the hardness showed statistical difference between different thickness groups except 1.0 mm groups and 2.0 mm groups of HTA2 and LTA2($P<0.05$). For the wafers at the same thickness, the hardness of dual-cured resin cement presented no statistical difference between HTA2 and LTA2, between HO1 and MO1($P>0.05$). However, the hardness of resin cement of HTA2 and LTA2 was significantly higher than that of HO1 and MO1 ($P<0.05$). **Conclusion** Ceramic thickness and translucency have great influence on the hardness of dual-cured resin cement, and the curing efficiency is decreased with the increase of thickness and decrease of translucency.

[**Key words**] cast-ceramic; dual resin cement; degree of conversion; hardness

Corresponding author: Jiang Xiaofeng, E-mail:36952665@qq.com

[通信作者] 江晓峰,E-mail:36952665@qq.com

随着人们生活水平的提高及现代口腔医学的发展,人们对口腔修复体的美学要求越来越高,全瓷材料因其良好的美学性能和生物相容性越来越受到广大口腔修复科医师和患者的青睐[1]。在各种不同的全瓷材料中铸造玻璃陶瓷又以其卓越美学性能,更被广泛地应用到瓷贴面、瓷嵌体、瓷冠及瓷冠桥修复中,其中IPSe. max易美铸瓷(ivoclar vivadent)是铸造玻璃陶瓷材料的典型代表之一[2]。多项临床研究表明全瓷修复体的成功很大程度上依赖于树脂黏结剂完全固化后在修复体与牙体组织之间产生的稳定而牢固的粘结[3],双固化树脂黏结剂兼备了光固化和化学固化的优点,操作时间充足,粘结强度高,色泽稳定,是全瓷修复体的最佳黏结剂[4]。全瓷修复体作为光固化树脂黏结剂的中介物,修复体类型不同,其厚度要求不同,透明度也依据邻牙和基牙的颜色进行选择。然而,不同厚度及透明度铸瓷是否对双固化树脂黏结剂的固化粘结产生影响及如何影响目前少有研究报道。树脂黏结剂在从最初的粘稠状转变为固体状的过程中,碳碳双键发生断裂,形成碳碳单键,其固化效率可以通过其双键转化率反映;而树脂黏结剂光固化时光照时间越长或光照强度越大,其固化后的表面硬度值也就越高[5],故树脂的双键转换率及固化后其表面硬度的测试均可用来衡量树脂黏结剂的固化效率。本实验通过研究不同厚度和不同透明度IPSe. max全瓷作为固化中介条件下,双固化树脂黏结剂Variolink Ⅱ的表面硬度值和双键转换率大小,评估铸瓷对树脂黏结剂固化粘结性能的影响,为临床上全瓷的粘结提供一定指导意义。

1 材料与方法

1.1 实验材料与仪器

IPSe. max Presss(易美铸瓷高度透明HTA2、低度透明LTA2、中度不透明MO1、高度不透明HO1,Ivoclar Vivadent,由重庆医科大学附属口腔医院修复工艺科提供),树脂黏结剂Variolink Ⅱ Base(210/A3,LOT:N44255,Ivoclar Vivadent),Variolink Ⅱ Catalyst(210/A3,高粘度,LOT:P00379,Ivoclar Vivadent),粗细为240、320、400、600、800、1 200、1 500、2 000目防水石英砂纸(枝江市长江源研磨工具有限公司),发光二极管灯(LED)(Ultra-Lite 1800E,发蓝光,光谱为440~490 nm,输出功率为1 000 mW/cm^2),显微硬度仪(Struers,四川大学口腔疾病研究国家重点实验室),傅里叶红外光谱仪(Nicolet 5DXC FT-IR,重庆大学材料学院)。

1.2 实验方法

1.2.1 全瓷试件的制作 制作直径约6 mm,厚度分别为0.65、1.15、2.15、3.15、4.15 mm的圆柱形蜡型,每个厚度各4个,共计20个。按照易美铸瓷系统操作使用说明书将蜡型安插铸道,用IPSe. max Presss VEST Speed包埋材料进行包埋,静置,凝固45 min后放入已预热到850 ℃的茂福炉内,焙烧45 min。然后分别将HTA2、LTA2、M01、HO1 IPSe. max陶瓷块,蜡型包埋圈及氧化铝推杆一起迅速放入已预热至700 ℃的热压铸瓷炉内,升温至930 ℃后压铸成型。压铸结束后将圆柱体铸圈移出高温炉,室温下自然冷却1 h后用100 μm的氧化铝喷砂去除包埋材料。超声清洗全瓷试件10 min,蒸馏水冲洗,喷砂去除表面反应层,依次用240、320、400、600、800、1 200、1 500、2 000目防水石英砂纸磨平试件表面,最终制作成直径约6 mm,厚度分别为(0.50±0.02)、(1.00±0.02)、(2.00±0.02)、(3.00±0.02)、(4.00±0.02)mm的全瓷圆片试样,4种不同透明度,共20个,再次超声清洗10 min后吹干备用。

1.2.2 树脂黏结剂的固化 制作1个1 mm厚中空金属板,中空孔径为6 mm,作为树脂黏结剂固化的模具。在孔壁周围涂一薄层石蜡油并吹干,将模具放在载玻片上,双固化树脂黏结剂Variolink Ⅱ按照操作说明均匀调拌后充填于孔中,充填时使树脂黏结剂稍有溢出,然后在其上面放1层聚酯膜(厚度为25 μm),并注意排出气泡。实验组分别将4种不同透明度及5种不同厚度的IPSe. max圆片放置在聚酯膜上,空白组则放置0.13 mm显微镜盖玻片,并用100 g砝码静加压10 s,以平整光照界面。然后使用LED光固化灯光照20 s,光照时光导头紧密接近玻璃片或者瓷片。每次光照固化之前均使用电子辐射计测量和校对光固化灯的光照强度,要求其在(1 000±20)mW/cm^{2}以内。整个操作过程按照ISO 4049标准,即室温为23 ℃,空气湿度为30%下进行。每个全瓷试件按上述方法各制作10个树脂圆片,5个用于检测其表面硬度,5个用于检测其双键转换率。树脂黏结剂固化示意图见图1。

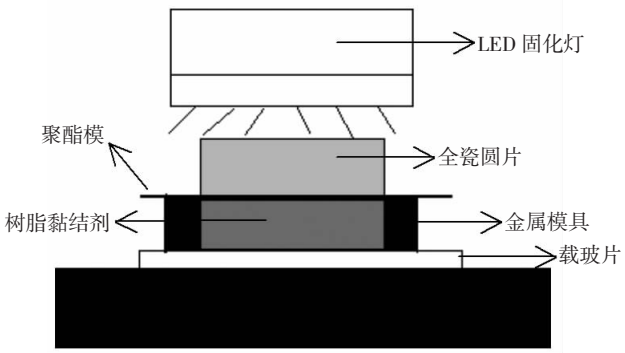


图1 树脂黏结剂固化示意图

1.2.3 表面硬度的检测 将固化后的Variolink Ⅱ树脂黏结剂片放在干燥、黑暗的环境下24 h,然后依次由粗到细使用240、320、400、600、800、1 200、1 500、2 000目的防水石英砂纸将树脂片抛光成镜面,放在显微硬度仪上进行检测,测试条件:物镜为40倍,离照射的表面100 μm,加载负荷为25 g,加载时间为15 s。树脂黏结剂圆片表面中点及左右0.5 mm处各测试1

次,取 3 次读数的平均值,即为努氏硬度值,测量树脂圆片努氏硬度值后的压痕图案。

1.2.4 双键转换率的检测 使用 Nicolet 5DXC FT-IR 光谱仪记录光照前后 Variolink Ⅱ树脂黏结剂的红外光谱,仪器设置:最小分辨率为 4.016 cm^{-1},样本效益为 1.0,扫描速率为 1.582 5,扫描次数 10,环境温度(22 ± 1)℃,相对湿度(55 ± 3)%。固化前树脂黏结剂样品的红外光谱采集:取少许等量的 Variolink Ⅱ的基质和催化剂混匀后涂于溴化钾盐片表面上,呈薄膜状,置于红外光谱仪中以透射方式记录其红外吸收光谱(n = 5)。固化后树脂样品的红外光谱采集:采用压片法,用一质量为 1 kg 的砝码在空白纸上将少量树脂圆片压脆,取 1 mg 树脂粉末与约 150 mg 溴化钾粉混合均匀,放在研钵中研磨 5 min 磨成细颗粒状,颗粒直径要求小于 2.5 μm,再用压片器将混合物压成薄片状,将该薄片置于光谱仪中记录光谱。

通过光谱的波数与吸光度的曲线关系衡量树脂黏结剂的双键转换率。红外光谱的横坐标表示吸收峰的位置,一般以波数(400 ~ 4 000 cm^{-1})标示,纵坐标表示红外吸收峰的强度,通常用透过率(T%)或吸光度标度,吸光度与透过率互为倒数,曲线低谷区表示很好的吸收带,芳香族 C…C 的吸收峰位置为 1 608 cm^{-1},脂肪族 C = C 的吸收峰位置为 1 638 cm^{-1}。在本实验中,光谱曲线上各点的吸光度值可由仪器上的计算机自动给出。先对红外光谱进行自动基线校正,分别记录红外光谱上这 2 个波数的吸光度值,1 608 cm^{-1}处的参照峰作为内标,通过聚合前后 C = C 吸光度对 C…C 吸光度的比值即可计算出固化树脂中残留未反应碳双键的百分比,即 $R = A_{1\,638\ cm^{-1}}/A_{1\,608\ cm^{-1}}$,再根据以下公式计算双键转换率:$DC = 100 \times [1 - R_{聚合后}/R_{聚合前}]$。

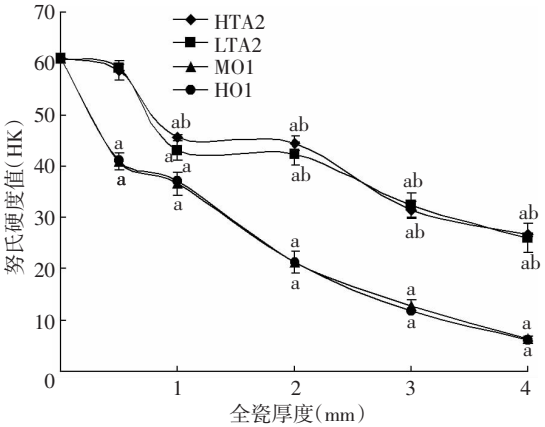
1.3 统计学分析

采用 SPSS 17.0 统计软件,实验组之间采用两因素方差分析及 SNK-q 检验,各实验组与空白组之间采用 t 检验。

2 结果

2.1 不同厚度和透明度 IPSe. max 下 Variolink Ⅱ圆片表面努氏硬度值

从图 2 可以看出不同厚度和透明度 IPSe. max 对 Variolink Ⅱ树脂黏结剂圆片表面努氏硬度值有影响,实验组中除了 IPSe. max HTA2 和 LTA2 的 0.5 mm 下树脂圆片表面努氏硬度值无显著性差异外(P > 0.05),其余均显著低于空白组(P < 0.05)。在同一透明度下,Variolink Ⅱ树脂黏结剂表面努氏硬度值随着瓷片厚度的增加呈降低趋势,除 HTA2 和 LTA2 的 1.0 mm 与 2.0 mm 之间无显著性差异外(P > 0.05),其余不同厚度之间均存在显著性差异(P < 0.05);在相同厚度下,HTA2 和 LTA2 的树脂黏结剂表面努氏硬度值显著高于 HO1 和 MO1(P < 0.05),而 HTA2 与 LTA2 之间及 HO1 与 MO1 之间的努氏硬度值无显著性差异(P > 0.05)。

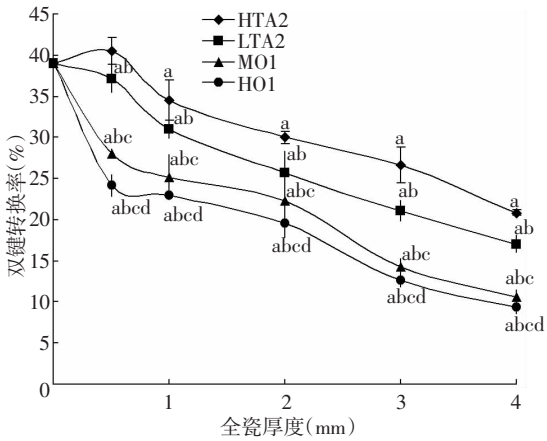


空白组努氏硬度值 = (60.90 ± 0.94) HK;a:P < 0.05,与空白组比较;b:P < 0.05,与 MO1 与 HO1 比较

图 2 不同厚度和透明度 IPSe. max 下 Variolink Ⅱ圆片表面努氏硬度值

2.2 不同厚度和透明度 IPSe. max 下 Variolink Ⅱ的双键转换率

从图 3 可以看出不同厚度和透明度 IPSe. max 对 Variolink Ⅱ树脂黏结剂双键转换率有影响,实验组中除了 IPSe. max HTA2 的 0.5 mm 下树脂圆片双键转换率无显著性差异外(P > 0.05),其余均显著低于空白组(P < 0.05)。不同厚度和不同透明度铸瓷下 Variolink Ⅱ树脂黏结剂的双键转换率均有显著性差异(P < 0.05),且随铸瓷透明度降低及厚度增加呈降低趋势。



空白组 = (39.02 ± 0.70)%;a:P < 0.05,与空白组比较;b:P < 0.05,与 HTA2 比较;c:P < 0.05,与 LTA2 比较;d:P < 0.05,与 MO1 比较

图 3 不同厚度和透明度 IPSe. max 下 Variolink Ⅱ双键转换率

3 讨论

3.1 树脂黏结剂固化有效性的评价方法

在临床上进行全瓷修复体粘结时,如果树脂黏结剂固化不完全,不仅残留的单体可刺激牙髓引发牙髓疾病,而且不稳定的树脂黏结剂长期在口内易被唾液

磨蚀或者冲掉导致修复体边缘密合性差,出现脱落和崩瓷,更重要的是菌斑易堆积造成基牙继发龋及牙周病,还可能出现修复体变色[6],因此,充分的聚合反应是树脂黏结剂与全瓷之间获得最高粘结强度及树脂黏结剂获得最佳理化性能的必要保证。目前评价树脂材料固化效率的测定方法有直接法与间接法。直接法主要为转化测量法,包括傅里叶红外光谱法和 Raman 激光光谱法,光谱产生的条件:①红外辐射光的频率与分子振动的频率相当,才能满足分子振动能级跃迁所需的能量,而产生吸收光谱;②必须是能引起分子偶极矩变化的振动才能产生红外吸收光谱,谱带的强度主要与光程中所含的分子数目有关,若分子数增多,则其特征吸收谱带的强度增强;若光程中分子数减少,则其特征吸收谱带的强度减弱,因此可以通过树脂黏结剂内部的甲基丙烯酸基团的碳碳双键转化程度直接评价树脂黏结剂的固化效率。间接法则主要通过检测树脂黏结剂固化后的表面显微硬度衡量其固化程度,因为硬度是材料局部抵抗硬物压入其表面的能力,被作为衡量材料的弹性、塑性、韧性等一系列力学性能的综合性指标[7]。常用的检测树脂表面硬度方法有维氏硬度和努氏硬度,相同负荷时,努氏硬度压痕的对角线较维氏硬度长,压痕也相对较浅,更适于较薄材料硬度的测定,尤其是有弹性回复的树脂材料;同时测量努氏硬度时工作人员引起的误差也更小,因而更精确,目前大多数学者关于树脂硬度的研究也多采用努氏硬度[8-9]。因此,本实验通过检测树脂黏结剂的双键转换率和固化后的努氏硬度来评价其固化效率。

3.2 不同透明度铸瓷对树脂黏结剂固化效率的影响

铸瓷与其他半透明性材料相似,其光学性能不仅包括颜色的色相,明度,饱和度,还有透明度,表面光泽度等,其中透明度最重要[10],透明度是透过单位厚度介质的光的相对量或穿过介质在底物表面漫反射的光的相对量,反映材料透过光线的能力,它跟入射光强度与总反射光强度之差成反比,与穿透材料的光强度成正比[11]。IPSe. max 易美铸瓷(ivoclar vivadent)是在 IPS Empress Ⅱ玻璃陶瓷基础上对其成分和加工工艺进行调整形成的,该系统包含 4 种不同级别的透明度瓷块,即高度透明(HT)、低度透明(LT)、中度不透明(MO)、高度不透明(HO),本实验选用临床常用的 vita16 比色板中的 A2 色系对应的 IPSe. max 4 种不同透明度 HTA2、LTA2、M01、HO1 铸瓷作为黏结剂光照过程中的介质,以便更接近于临床。本实验结果显示:在相同厚度下,Variolink Ⅱ树脂黏结剂双键转换率随透明度的降低呈下降趋势,固化后的表面硬度值 HTA2 与 LTA2 之间、HO1 与 MO1 之间相似,但 HTA2 和 LTA2 组的表面硬度值明显高于 HO1 和 MO1 组,这样的研究结果与 Ilie 等[12]的结果一致。产生这样结果的原因在于 LED 灯发出的蓝光在全瓷表面会发生以下几种现象:①光线穿透全瓷修复体;②光线在全瓷修复体表面发生镜面反射;③光线在全瓷修复体表面发生漫反射;④光线在全瓷修复体内部发生吸收和散射。而光被吸收、反射和透射的量取决于全瓷材料的晶体数量、晶相结构和化学性质,材料内部各物相间的折射率差异,以及粒子大小与光波波长的比率[13]。树脂黏结剂的固化过程为自由基聚合反应,最终树脂黏结剂由粘稠状转变为固体状。该过程包括链的引发、链的增长和链的终止 3 个反应阶段,链的引发阶段先形成活性中心即自由基,进而自由基引发单体,分子内部 C = C 断裂,该阶段在整个聚合反应过程中起关键性作用,其反应活化能较高,且需足够的能量才能进行;链的增长则是链引发阶段形成的活性单体反复地和单体分子迅速加成并形成大分子自由基的过程,反应活化能较引发阶段低,更容易进行;链的终止为 2 个大分子自由基的结合和歧化反应的双基终止,形成了稳定的聚合物分子[14]。当通过透明度较低的 HO1 和 MO1 时,穿过瓷层时大部分光线会发生散射和吸收,到达树脂黏结剂的光能量就大大减弱,虽然 Variolink Ⅱ是双固化黏结剂,但光能量减弱后光引发剂不能转变为激发态,阻碍聚合铰链反应过程中的链引发阶段的自由基及活性单体的形成,进而干扰了整个聚合反应过程,在反应的终止阶段,会有部分单体仍为双键或被阻止未发生反应,碳碳双键转换率降低,影响单体进一步发生聚合反应及高质量的聚合物网络形成,最终导致表面硬度值较低;而当 HTA2 和 LTA2 作为光照过程中的中介物时,则仅有部分光线被散射,大部分光线透射,到达树脂黏结剂的光线量就相对较多,聚合反应链的引发,增长,终止 3 个阶段都能够顺利进行,对树脂材料的聚合影响较小,树脂黏结剂的双键转换率及表面硬度值相对就较高。

3.3 不同厚度铸瓷对树脂黏结剂固化效率的影响

全瓷修复体类型不同,其厚度要求也不同:瓷贴面的厚度一般为 0.4 ~ 1.0 mm,前牙全瓷冠的厚度一般为 1.0 ~ 2.0 mm,后牙全瓷冠及嵌体的厚度一般为 2.0 ~ 4.0 mm[15]。Peixoto 等[16]通过数显功率检测仪检测 LED 光固化灯和卤素光固化灯透过不同厚度的 Duceram 全瓷修复体后光照强度,同一色度的全瓷修复体随厚度增加光照强度减弱,光线透过率也降低,通过 1.5 mm 的全瓷下光线透过率最高达 8%,而 4 mm 则降至最低仅为 0.5%,且材料透射系数也符合 Lambert-Beer 定律 $t_c = Ce^{-ad}$,t_c 为透射系数,C 为折射系

数,e 为常数,a 为吸收系数,d 为全瓷修复体的厚度,即材料的不透明程度随厚度增加呈对数关系增加。Chan 等[17]也经实验总结出公式 $t = t_0 T_C^{-L/2}$,t 表示在全瓷修复体下树脂黏结剂固化所需要的时间,t_0 表示树脂黏结剂直接固化所需要的时间,T_c 表示全瓷材料的透射系数,L 表示的是全瓷材料的厚度,即全瓷修复体的厚度越厚,透射系数越低,穿过全瓷到达树脂黏结剂的光线量越少,全瓷修复体下树脂黏结剂要达到完全固化所需要的时间就越长,并证实 0.5 mm 的全瓷修复体树脂黏结剂固化所需要的时间与直接光照的树脂黏结剂相似,而 1 mm 则需要多一半以上,2 mm 以上则光照时间需要大大增加。本实验在相同的光照时间和光照强度下高度透明铸瓷在 0.5 mm 时树脂黏结剂能够完全固化,双键转换率和表面硬度值都最高;中度不透明铸瓷和高度不透明铸瓷在 2 mm 时树脂的硬化程度仅为对照组的 1/3 左右,3 mm 为 1/5,4 mm 为 1/10;同时双键转换率则在 2 mm 时约为 1/2,3 mm 为 1/3,4 mm 为 1/4。这样的结果和 Chan 和 Boyer 的结论相吻合的,提示随着瓷块厚度的增加一定要延长光照固化时间。

在本实验中,不同透明度和不同厚度铸瓷作为光照中介条件下 Variolink Ⅱ树脂黏结剂的表面硬度值和双键转换率的变化趋势一致,也进一步证实表面硬度值与双键转换率有很好的正相关性。Komori 等[18]也在表面硬度较低的树脂里含有大量未反应的甲基丙烯酸盐群,因此,树脂黏结剂固化后较高的硬度值通常代表其广泛的聚合。然而,双键转换率在不同透明度和不同厚度的铸瓷组间均有显著性差异,尤其是在 HTA2 与 LTA2 之间、HO1 与 MO1 之间的差异,一定程度上反映衡量树脂黏结剂的固化效率时双键转换率较表面硬度值更直接和敏感。

综上所述,在本实验的条件下,我们可以得出以下结论:铸瓷的厚度和透明度会影响双固化树脂黏结剂的固化效率。铸瓷厚度越厚,透明度越低,树脂黏结剂的表面硬度越小,固化效率越低,进而降低其粘结效果。因此,临床医生在选用树脂材料粘结全瓷修复体时,一定要考虑全瓷材料的厚度和透明度,并随着全瓷材料厚度增加或/和透明度的降低适当延长光固化时间,但该实验在体外模拟进行,在临床上其固化效率可能会受到操作因素、唾液、血液、树脂黏结剂等方面的影响,这些问题有待于进一步探索。

参考文献:

[1] 裘松波, 卢礼, 徐昌会, 等. 玻璃纤维桩联合氧化锆全瓷冠在残冠残根修复中的临床分析[J]. 第三军医大学学报,2011,33(10):1078 - 1080.

[2] Stappert C F, 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.

[3] 卢礼, 张萍, 周燕, 等. 椅旁 CEREC3D CAD/CAM 全瓷修复体临床疗效的初步评价[J]. 第三军医大学学报, 2010, 32(20): 2239 - 2241.

[4] Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, *et al*. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage[J]. Oper Dent, 2006, 31 (2): 219 - 226.

[5] Awliya W Y. The influence of temperature on the efficacy of polymerization of composite resin[J]. J Contemp Dent Pract, 2007, 8(6): 9 - 16.

[6] Goncalves L, Filho J D, Guimaraes J G, *et al*. Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrixes[J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2008, 85(2): 320 - 325.

[7] Reges R V, Costa A R, Correr A B, *et al*. Effect of light-curing units, post-cured time and shade of resin cement on knoop hardness[J]. Braz Dent J, 2009, 20(5): 410 - 413.

[8] Yazici A R, Kugel G, Gul G. The knoop hardness of a composite resin polymerized with different curing lights and different modes[J]. J Contemp Dent Pract, 2007, 8(2): 52 - 59.

[9] Poskus L T, Placido E, Cardoso P E. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class Ⅱ composite resin restorations[J]. Dent Mater, 2004, 20(8): 726 - 732.

[10] Conrad H J, Seong W J, Pesun I J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review [J]. J Prosthet Dent, 2007, 98(5): 389 - 404.

[11] Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents[J]. Dent Mater, 2008, 24(4): 594 - 599.

[12] Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics[J]. Dent Mater, 2008, 24 (7): 908 - 914.

[13] Harder S, Wolfart S, Eschbach S, *et al*. Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses[J]. J Dent, 2010, 38(11): 875 - 881.

[14] Acquaviva P A, Cerutti F, Adami G, *et al*. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis[J]. J Dent, 2009, 37 (8): 610 - 615.

[15] 巢永烈. 口腔修复学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2006: 132 - 133.

[16] Peixoto R T, Paulinelli V M, Sander H H, *et al*. Light transmission through porcelain[J]. Dent Mater, 2007, 23 (11): 1363 - 1368.

[17] Chan K C, Boyer D B. Curing light-activated composite cement through porcelain[J]. J Dent Res, 1989, 68(3): 476 - 480.

[18] Komori P C P, de-Paula A B, Martin A A, *et al*. Effect of light energy density on conversion degree and hardness of dual-cured resin cement [J]. Oper Dent, 2010, 35(1): 120 - 124.

(**收稿**:2011-10-23;**修回**:2011-12-15)

(编辑 张 维)