تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۴، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۱، ۳۳۰-۳۳۵

تأثیر زمانهای مختلف کیورینگ عامل باندینگ بر میزان ریزنشت در مارجین های مینایی و عاجی با دو سیستم کیورینگ مختلف

دکتر منصوره میرزایی[۱] - دکتر رضا نجات‌بخش[۲] - دکتر اسماعیل یاسینی[۳] - دکتر حمید کرمانشاه [۴] - دکتر لادن رنجبرعمرانی[۱]

۱- استادیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- دستیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد

۳- استاد گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی و استادیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: *عدم ایجاد سیل مناسب در ترمیمهای کامپوزیتی از مشکلات مرتبط با کاربرد این مواد ترمیمی محسوب می‌گردد ، خصوصیات سیستم باندینگ می‌تواند در سیل این ترمیمها مؤثر باشد. هدف از این مطالعه تعیین میزان ریزنشت کامپوزیت در زمانهای مختلف کیورینگ باندینگ در حفره‌های Cl V کیور شده با دو سیستم کیورینگ مختلف می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی ، شصت دندان حفرات استاندارد Cl V در شصت دندان انسان تراش داده شد. دندانهابه شش گروه تقسیم شدند، پس از اچ و باندینگ با Excite توسط دستگاههای QTH و LED به مدت بیست، سی و چهل ثانیه نوردهی شدند و ترمیم با کامپوزیت انجام گردید، سپس دندانها تحت سه هزار سیکل حرارتی در دماهای ۵-۵۵ درجهٔ سانتی‌گراد قرار گرفته و بعد از قرار گرفتن در محلول فوشین قلیایی ۰/۵٪ به صورت اکلوزوجینجیوال و از وسط ترمیم برش و درجات ریزنشت در آنها با یک معیار پنج قسمتی توسط استریومیکروسکوپ ارزیابی شد. برای آنالیز آماری از آزمون Mann-Witney و Kruskal-Wallis با $p<0/05$ به عنوان سطح معنی‌دار استفاده شد.*

یافته‌ها: *در مارجین‌های مینایی هیچ ریزنشتی مشاهده نشد. نوع دستگاه لایت کیور تأثیری در میزان ریزنشت در مارجین‌های عاجی نداشت. ($p>0/05$)، اثر مدت زمان تابش هم بر میزان ریزنشت در مارجین‌های عاجی معنی‌دار نبود. ($p>0/05$)*

نتیجه‌گیری: *کاربرد دستگاههای لایت‌کیور LED و QTH در زمانهای بیست، سی و چهل ثانیه‌ای تأثیری در مقادیر ریزنشت در حفرات Cl V نداشت.*

کلید واژه‌ها: *ریزنشت – لایت کیور – پلی‌مریزاسیون – باندینگ*

وصول مقاله: ۱۳۹۰/۵/۴ اصلاح نهایی: ۱۳۹۱/۲/۱۴ پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۴/۲۷

نویسنده مسئول: دکتر لادن رنجبرعمرانی، گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

e.mail:ladanomrani@yahoo.com

مقدمه

زیبایی عالی، عایق بودن و توانایی باند به دندان از مزایای متعدد کاربرد کامپوزیت‌های دندانی هستند که گسترش استفاده از آنها را در پی داشته است. (۱)، با این حال تنش ناشی از پلی‌مریزه کردن کامپوزیت‌ها به صورت یک مشکل باقیمانده است. (۲)، تنش ایجاد شده می‌تواند منجر به از بین رفتن تداوم لبه‌ای و ایجاد پدیده ریزنشت خصوصاً در مارجین‌های عاجی شود. (۳- ۴)، پدیدهٔ ریزنشت به تنهایی از نظر بالینی غیرقابل تشخیص بوده ولی می‌تواند باعث تغییر رنگ در لبه‌های ترمیم، تخریب نواحی لبه‌ای، عود پوسیدگی، حساسیت پس از ترمیم و در نهایت باعث آسیب پالپی نیز بشود. (۵- ۶)

یکی از عوامل مؤثر در حفظ تداوم لبه‌ای، خصوصیات لایه ادهزیو می‌باشد. (۷)، این لایه در ترمیمهای کامپوزیتی،دارای کمترین سختی بوده و به عنوان ضعیفترین ناحیه در نظر

Archive of SID

www.SID.ir

گرفته می‌شود. تنشهای انقباضی می‌تواند باعث از بین رفتن اتصال در این ناحیه گردد. (۸)، از طرفی ادعا می‌شود این لایه به دلیل داشتن توانایی کرنش ویسکو الاستیک، می‌تواند به عنوان یک لایه الاستیک خنثی کننده تنش برای مقابله با تنشهای انقباضی عمل نماید. (۹)

میزان پلی‌مریزاسیون عوامل باندینک در خصوصیات آنها تاثیر گذار است، مدت زمان مناسب توصیه شده توسط شرکتهای سازنده برای کیورینگ باندینگ‌ها ۱۰-۲۰ می‌باشد. (۱۰)، عنوان می‌شود که بهبود خصوصیات مکانیکی لایه باند شونده (۱۱) با افزایش میزان پلی‌مریزاسیون به وسیله افزایش کیورینگ آن می‌تواند به افزایش استحکام باند (۱۲) و کاهش نانولیج منتهی گردد. (۱۳- ۱۵)، از طرفی با افزایش زمان کیورینگ، الاستیک مدولوس و میزان تنش در این لایه افزایش یافته، که می‌تواند منجر به شکستن دندان در مارجین یا شکست کامپوزیت و در نهایت به از دست رفتن سیل لبه‌ای و افزایش ریزنشت منتهی شود. (۱۶)

هدف از مطالعه حاضر بررسی تأثیر زمانهای مختلف کیورینگ عامل باندینگ و افزایش میزان پلی‌مریزاسیون بر میزان ریزنشت ترمیمهای کامپوزیتی با دو دستگاه نوری دیود و تنگستنی هالوژنی که دو سیستم رایج در کیورینگ در دندانپزشکی هستند، می‌باشد.

روش بررسی

این مطالعه که از نوع تجربی-آزمایشگاهی است روی شصت دندان مولر خارج شدهٔ انسانی با سطوح سالم و عاری از پوسیدگی و دکلسیفیکاسیون که به علل مختلف (پریو، ارتو) خارج شده بودند، انجام شد. دندانها بلافاصله بعد از خارج شدن توسط کلرامین ۰/۵٪ به مدت یک هفته ضدعفونی شده، سپس در محلول آب مقطر نگهداری شدند. حداکثر زمان نگهداری از زمان خارج شدن دندانها، سه ماه بود.

در سطوح باکال تمام دندانها حفرات CIV استاندارد و یکسان با استفاده از فرز کارباید، ۵۶ تراش داده شد، بعد از هر پنج تراش فرز تعویض می‌گردید. تراشها از بعد مزیو دیستالی تا زوایای خطی مزیال ودیستال، در لبه اکلوزال عمق پالپی ۱/۲۵ میلی‌متر و دیواره جینجیوال بر روی ریشه با عمق پالپی ۰/۷۵ میلی‌متر، دیواره پالپی از تحدب سطح خارجی دندان تبعیت کرده، دیوارهٔ مزیال و دیستال حفره اندکی متباعد و دیوارهٔ اکلوزال و ژنژیوال عموماً عمود بر دیوارهٔ اگزیال بودند. زاویه خطی اکلوزالی حفرات پس از پایان تراش حفره یک بول ۰/۵ میلی‌متری با زاویه ۴۵ درجه توسط فرز الماسی شعله‌ای بر روی آن داده شد. دندانها با استفاده از ژل اسیدفسفریک (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ۳۵٪ به مدت ۱۵ ثانیه اچ و به مدت ۱۵ ثانیه شستشو و خشک شدند. سپس دندانها به صورت تصادفی به شش گروه ده تایی تقسیم شده و در سه گروه از آنها با استفاده از دستگاه در سه زمان تابش بیست، سی و چهل ثانیه و LEDemetron1 (LED, 1660 mW/cm2, Sybron Dental Specialties/Kerr , West Collins, Orange, CA, USA). و سه گروه دیگر در سه زمان تابش بیست، سی و چهل ثانیه توسط دستگاه Demetron Optilux 501 (Kerr, Orange, CA, USA) عامل باند Excite (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) کیور شد. در تمامی گروهها، فاصلهٔ سر دستگاه تا ترمیم تقریباً برابر صفر و سر دستگاه نیز عمود بر ترمیم بوده است. سپس کامپوزیت به صورت لایه لایه درون حفره قرار گرفت، لایه اول به ضخامت ۰/۵ میلی‌متر بر روی کف جینجیوال و دیواره اگزیال تا لاین انگل اکلوزواگزیال قرار گرفت و لایه‌های بعدی با ضخامت دو میلی‌متر قرار گرفت تا حفره کاملاً پر شد، سپس هر لایه چهل ثانیه کیور گردید. برای شبیه‌سازی شرایط بالینی، نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در حالی که درون بطری آب مقطر دربسته قرار داشتند، در انکوباتور با دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شدند. پس از گذشت ۲۴ ساعت از انجام ترمیمها، اضافات مادهٔ ترمیمی حذف، سطح ترمیم پرداخت شده و نمونه‌ها تحت ترموسایکلینگ به تعداد سه هزار سیکل در دماهای ۵ و ۵۵ درجهٔ سانتی‌گراد قرار گرفتند. پس از آن، انتهای ریشهٔ دندانها موم چسب زده شده، همهٔ سطوح دندانی به غیر از بخش پرکردگیها با مارجین و یک میلی‌متر

www.SID.ir

پیرامون آن توسط دو لایه لاکناخن کاملاً مهر وموم گردیده و درون محلول فوشین قلیائی (Vivadent,Schaan,Liechtenstein) به مدت ۴۸ ساعت نگهداری شدند. بعد از آن نمونه‌ها با آب شستشو داده شده و در آکریل نوری شفاف مانت گردیدند. در مرحلهٔ بعدی، ترمیمها با استفاده از دیسک الماسی در نیمهٔ ترمیم در سمت اکلوزوجینجیوال برش داده شدند. به منظور بررسی اندازهٔ نفوذ رنگ یا میزان ریزنشت، نمونه‌ها زیر دستگاه استریومیکروسکوپ با بزرگنمایی چهل قرار گرفته و دو ناحیهٔ اکلوزال و جینجیوال آنها ارزیابی گردید. عمق نفوذ دای در نمونه‌ها به ترتیب زیر شماره‌گذاری و تعیین شد:

۰ – بدون نفوذ و نشت رنگ

۱– نفوذ به میزان نصف یا کمتر از نصف عمق حفره در جینجیوال

۲– نفوذ رنگ بیشتر از نصف عمق حفره جینجیوال

۳– نفوذ رنگ تا محل اتصال دیواره اگزیالی و جینجیوالی بدون نفوذ به دیواره اگزیالی

۴– نفوذ کامل رنگ و در برگرفتن دیوارهٔ اگزیالی

جهت مقایسه دو نوع سیستم در هر مقطع زمانی از آزمون Mann-Whitney و برای مقایسه اثر زمان در هر سیستم بر میزان نشت از آزمون Kruskal-Wallis استفاده گردید. حد معنی‌دار آماری ۰/۰۵ فرض شده است.

یافته‌ها

در کاربرد هر دو دستگاه LED و QTH، بروز درجات شدید ریزنشت در مارجین‌های عاجی در زمانهای بیست، سی و چهل ثانیه مشهود بوده که با افزایش زمان نوردهی از فراوانی آنها کاسته شده و به موارد عدم بروز ریزنشت یا درجات خفیف ریزنشت افزوده می‌شد. هر چند این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود.

میزان ریزنشت در مارجین‌های مینایی در تمام گروهها بود.

درصد درجه چهار ریزنشت در استفاده از دستگاه QTH در زمان نوردهی بیست ثانیه‌ای برابر ۵۰٪ (n=۵)، در زمان سی ثانیه‌ای برابر ۴۰٪ (n=۴) و در زمان نوردهی چهل ثانیه‌ای نیز برابر ۳۰٪ (n=۳) بوده است. همچنین، در کاربرد دستگاه LED و در زمان نوردهی بیست ثانیه‌ای، درصد درجه چهار ریزنشت برابر ۷۰٪ (n=۷)، در زمان تابش سی ثانیه‌ای برابر ۵۰٪ (n=۵) و در زمان نوردهی چهل ثانیه‌ای نیز برابر ۳۰٪ (n=۳) برآورد گردید. تعداد و درصد درجات مختلف ریزنشت، برحسب نوع دستگاه و زمانهای نوردهی مختلف در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱: فراوانی درجات مختلف ریزنشت، میانگین، انحراف معیار در نوردهی با سیستمها و زمانهای مختلف

سیستم	زمان (ثانیه)	شاخصها	درجات ریزنشت				
			صفر		۲	۳	۴
QTH	۲۰	تعداد	۰	۳/۵	۰	۵	۵
		درصد	٪۰		٪۰	٪۵۰	٪۵۰
	۳۰	تعداد	۰	۳/۳	۱	۵	۴
		درصد	٪۰		٪۱۰	٪۵۰	٪۴۰
	۴۰	تعداد	۱	۲/۵	۱	۳	۳
		درصد	٪۱۰		٪۱۰	٪۳۰	٪۳۰
LED	۲۰	تعداد	۰	۳/۷	۰	۳	۷
		درصد	٪۰		٪۰	٪۳۰	٪۷۰
	۳۰	تعداد	۰	۳/۴	۱	۴	۵
		درصد	٪۰		٪۱۰	٪۴۰	٪۵۰
	۴۰	تعداد	۱	۲/۴	۲	۲	۳
		درصد	٪۱۰		٪۲۰	٪۲۰	٪۳۰

نتایج مقایسهٔ در صد درجات ریزنشت برحسب نوع دستگاه لایت کیور و زمان نوردهی، نشان داد نوع دستگاه مورد استفاده تأثیری در میزان ریزنشت نداشته است. (p=۰/۷۹)، در عین حال اثر مدت زمان تابش بر میزان ریزنشت معنی‌دار نبوده است (p<۰/۰۰۱). همچنین، اثر متقابل عامل مدت زمان تابش و سیستم مورد استفاده بر میزان ریزنشت معنی‌دار برآورد نشد. (p=۰/۸۸)

بحث

تردیدی نیست هر روشی که بتواند تنش ناشی از انقباض پلی‌مریزاسیون را به نحوی جبران نماید، در کاهش ریزنشت

Archive of SID
www.SID.ir

نقش خواهد داشت، هر چند تاکنون هیچ روش خاصی که بتواند به طور مطلق مشکل ریزنشت را در ترمیمهای دندانی برطرف نماید، ارائه نشده است. (۱۷)

به دلیل این که در ترمیمهای کامپوزیت لایه ادهزیو دارای حداقل سختی می‌باشد و به عنوان ضعیفترین قسمت در مجموعه ترمیم در نظر گرفته می‌شود. (۱۸)، یکی از عوامل مهم در موفقیت ترمیمهای کامپوزیتی باند قوی عامل باندینگ به نسج دندان می‌باشد، تحقیقهای مختلف ارتباط میان درجه تبدیل مونومر به پلیمر (CD) و خصوصیات مکانیکی عوامل باندینگ را به صورت استحکام باند نشان داده‌اند. (۱۹- ۲۱) در عین حال تحقیقها نشان داده است که افزایش میزان پلی‌مریزاسیون عامل باندینگ نفوذ پذیری عامل باندینگ، نانولیکیج ودر نهایت تخریب هیدرولیتیک باند را می‌کاهد. (۱۳-۱۵)

در این مطالعه از سیکل‌های حرارتی به منظور نزدیک شدن به شرایط کلینیکی و تأثیر تفاوت ضریب انبساط حرارتی کامپوزیت و نسج دندان بر باند استفاده شد. بر اساس نتایج این مطالعه میزان ریزنشت در مارجین‌های مینایی در تمام گروهها صفر بود، با توجه به این که علاوه بر ادهزیو ،ساختار بیولوژیک بافت از عوامل مؤثر در ریزنشت می‌باشد و در مینا ساختار اصلی متشکل از مواد معدنی است، به طوری که مقدار مواد آلی و آب آن بسیار اندک می‌باشد. استفاده از اسیدفسفریک منجر به ایجاد عمق‌مناسب اچینگ در مینا می‌گردد که در نهایت با نفوذ کافی ماده باندینگ، باند قوی و مناسبی ایجاد می‌کند (۲۲) که برای مقابله در برابر تنش ناشی از انقباض ناشی از پلی‌مریزاسیون کافی به نظر می‌رسد.

در مقابل عاج شامل ترکیبی از مواد معدنی و مواد ارگانیک با جزء اصلی کلاژن و آب می‌باشد. همچنین توبول‌های عاجی مملو از آب نیز از میان این بافت عبور می‌کنند. پس از کاربرد اسید فسفریک، دمینرالیزاسیون عمیقی ایجاد می‌شود که شبکه‌های کلاژن را در سمت سطح بیرونی عریان می‌کند. همچنین، در ادامه توبول‌های عاجی باز شده و حجم آب نیز افزایش می‌یابد. بر این اساس، پدیدهٔ سیل در عاج بسیار پیچیده بوده و یافته‌های هیستولوژیکی نیز، میزان ریزنشت بیشتر حفرهٔ کامپوزیتی در عاج را نسبت به مینا نشان داده‌اند. (۲۳)

نتایج مطالعه نشان داد نوع دستگاه مورد استفاده تأثیری در میزان ریزنشت ترمیمها نداشته، همچنین با افزایش مدت زمان تابش از شدت ریزنشت کاسته شد هر چند این کاهش از نظر آماری معنی‌دار نبود.

با توجه به نتایج این مطالعه و تحقیقهای انجام گرفته بر روی ادهزیو رزین‌ها چنین به نظر می‌رسد که افزایش میزان پلی‌مریزاسیون در کاهش نشت در مارجین‌های عاجی مؤثر است در واقع می‌توان گفت با افزایش زمان کیورینگ تغییرات ایجاد شده در الاستیک مدولوس و خصوصیات مکانیکی لایه باند به گونه‌ای نمی‌باشد که منجر به افزایش ریزنشت گردد بلکه تا حدی باعث می‌شود استحکام کوهزیو لایه ادهزیو بالاتر از تنش انقباضی ایجاد شده در کامپوزیت زرین گردد، در عین حال بتواند در برابر تفاوت ضریب انبساط حرارتی مقابله نماید.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد افزایش مدت زمان تابش عامل باندینگ به چهل ثانیه نه تنها منجر به افزایش ریزنشت در حدفاصل ترمیم کامپوزیت و دندان نگردید بلکه تا حدّی از شدت ریزنشت در مارجین‌های عاجی کاسته شد، نوع دستگاه لایت کیورینگ هیچ اثر آشکاری در این زمینه نداشته است.

www.SID.ir

REFERENCES

1. Hickel R, Dasch W, Janda R. New direct restorative materials. Int Dent J. 1998 Feb; 48 (15): 3-16.
2. Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible - cured composites. Oper Dent Mater. 2000 Mar-Apr 25 (2):98-103.
3. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. J Dent. 2004 Feb; 32(2):109-15.
4. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med. 2004 Jun; 15(3):176–84.
5. Sturdevant C, Roberson T, Heymann H, Sturdevant J. The art and science of operative dentistry. 4th ed. St. Louis: The CV Mosby Co; 2002, Chap4:133-234.
6. Santos A, Lisso M, Aguiar F, Franca F, Lovadino J. Effect of stepped exposure on quantitative in vitro marginal microleakage. J Esteht Restor Dent. 2005; 17(4):236-242.
7. Zheng L, Pereira PNR, Nakajima M, Sano H, Tagami J.Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. Oper Dent. 2001 Jan-Feb; 26(1):97–104.
8. Lin C, Douglas WH. Failure mechanisms at the human dentin-resin interface: A fracture mechanics approach. J Biomech. 1994 Aug; 27(8):1037–47.
9. Feilzer AJ, Dooren EH, DeGee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. Eur J Oral Sci. 1995 Aug; 103(8):322–6.
10. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerisation shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater. 1999 Mar;15(2):128-137.
11. Dickens SH, Cho BH. Interpretation of bond failure through conversion and residual solvent measurements and Weibull analysis of flexural and microtensile bond strengths of bonding agents. Dent Mater. 2005Apr; 21(4):354-364.
12. Kermanshah H, Yassini E, Kharazi-fard M, Bitaraf T. [Effect of curing time and application of one bottle bonding on shear bond strength of composite to dentin]. J Islamic Dent Ass. 2010 winter; 21(4): 250-56. (Persian)
13. Cadenaro M, Antoniolli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Contardo L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. Eur J Oral Sci. 2005 Dec; 113 (6):525-530.
14. Navarra CO, Cadenaro M, Armstrong SR, Jessop J,Antoniolli F, Sergo V, Di Lenarda R & Breschi L Degree of conversion of filtek silorane adhesive system and clearfil SE bond within the hybrid and adhesive layer: An in situ raman analysis. Dent Mater. 2009 Sep; 25(9):1178-1185.
15. Navarra CO, Cadenaro M, Codan B, Mazzoni A, Sergo V, De Stefano Dorigo E & Breschi L. Degree of conversionand interfacial nanoleakage expression of three onestepself-etch adhesives. European J of Oral Sci. 2009Aug; 117(4):463-469.
16. Unterbrink GL, Leibenberg WH. Flowable resin composites as filled adhesives: Literature review and clinical recommendations. Quintessence Int. 1999 Apr;30(4):249-57.
17. Garcia AD, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Glave PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Pathol Oral Cir Bucal. 2006 Mar; 11(2):215-220.
18. B. Van Meerbeek, G. Willems, JP. Celis, JR. Roos, M. Braem, P. Lambrechts and G. Vanherle, Assessment by nano-indentation of the hardness and

Archive of SID
www.SID.ir

elasticity of the resin-dentin bonding area, J Dent Res. 1993 Oct 72(10): 1434–1442.

19. Kim JS, Kim MS, Lee IB, Son HH, UmCM, Kim CK & Kim OY Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength Bae JH, Cho BH. J Biomed Mater Res. Part B: App Biom. 2005 Aug 74 (2): 822-828.
20. Dickens SH & Cho BH. Interpretation of bond failure through conversion and residual solvent measurements and Weibull analyses of flexural and microtensilebond strengths of bonding agents. Dent Mater. 2005 Apr; 21(4): 354-364.
21. Kanehira M, Finger WJ, Hoffmann M, Endo T & Komatsu M. Relationship between degree of polymerization and enamel bonding strength with self-etching adhesives. J Adhesive Dent. 2006 Aug; 8(4): 211-216.
22. Coelhosamos MG, Santos GC. Effect of light curing method on volumetric polymerization shrinkage of resin composites. Oper Dent. 2004 Mar-Apr; 29(2):157-161.
23. Faria e Silva AL, Lima AF, Moraes RR, Piva E, Martins LR. Degrees of Conversion of etch and rinse and self etch Adhesives Light-cured ussing QTH or LED. Oper Dent. 2010 Nov-Dec;35(6): 649-654.

Archive of SID

www.SID.ir