تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۱۸، شماره ۴، زمستان ۱۳۸۵، ۹۱-۹۶

بررسی میزان ریزنشت در ترمیمهای کامپوزیتی Cl v دندانهای خلفی به دنبال استفاده از سه روش متفاوت کیورینگ

دکتر نرمین محمدی* - دکتر پرنیان علیزاده اسکویی* - دکتر سیاوش سوادی اسکوئی* - دکتر علیرضا سلیمانزاده**

*- استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز.

**- دندانپزشک.

چکیده

زمینه و هدف: *مسئلهٔ زیبایی باعث افزایش روز افزون کار برد رزین کامپوزیت‌ها شده است ولی حساسیت بعد از ترمیم و ریزنشت از جمله مشکلات ترمیم با این مواد است. هدف از این مطالعه مقایسه روشهای مختلف کیورینگ و تأثیر آنها بر ریزنشت ترمیمهای کامپوزیتی Cl v دندانهای خلفی می‌باشد.*

روش بررسی: *این مطالعه، تجربی بوده و به صورت آزمایشگاهی انجام گردیده است. نمونه‌ها شامل نود دندان پره‌مولر و مولر خارج شده انسان هستند که پس از تراش حفره‌های Cl v کلاسیک روی سطوح باکال با قرار دادن لبه تراش بروی CEJ، به سه گروه تقسیم گشتند. حفره‌ها پس از اچینگ و زدن باندینگ (Exite) با کامپوزیت(Tetric ceram به رنگ A3) به روش دو مرحله‌ای پرگشته و هر گروه توسط یکی از سه روش ذکر شده کیور شدند. در روش Conventional Curing نور با شدت هفتصد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع به مدت چهل ثانیه تابانده شد. در روش Puls delay Curing ابتدا نور به مدت پنج ثانیه با شدت چهارصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع تابیده شده و پس از وقفه‌ای پنج دقیقه‌ای تابش نور به مدت ۳۵ ثانیه دیگر با شدت هفتصد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع ادامه پیدا کرد، و در روش Soft start Curing شدت نور تابیده شده به هر لایه از صدو پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع شروع گشته و در عرض ۱۵ ثانیه به حداکثر شدت یعنی هفتصد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع رسیده و مدت سی ثانیه دیگر ادامه پیدا می‌کند. نمونه‌ها پرداخت گردیده، پس از گذشتن دو هفته در انکوباتور با دمای ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد و سپس ترموسایکلینگ با پانصد سیکل نمونه‌ها را در فوشین قلیایی ۰/۵٪ قرار داده، ترمیمها از وسط برش باکولینگولی خورده و جهت تعیین نفوذ دای در زیر استرئومیکروسکوپ مورد مطالعه قرار گرفتند و نتایج بدست آمده تحت آنالیز آماری Kruskal-wallis قرار گرفت.*

یافته‌ها: *در تمام گروهها درجاتی از نشت مشاهده می‌شود، این میزان برای هیچ کدام صفر نبوده ولی تفاوتها بین گروهها معنی‌دار نمی‌باشد.*

نتیجه‌گیری: *مشاهده شد هیچ گونه تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین گروههای مختلف وجود ندارد.*

کلید واژه‌ها: *کامپوزیت رزین - باندینگ عاجی - ترموسایکلینگ - ریزنشت - کیورینگ*

وصول مقاله: ۱۳۸۵/۲/۱۴ اصلاح نهایی: ۱۳۸۵/۶/۱ پذیرش مقاله: ۱۳۸۵/۸/۷

نویسنده مسئول: گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز e-mail:narmin_Mohammadi@yahoo.com

مقدمه

کامپوزیت‌های نوری دندانپزشکی ترمیمی را متحول کرده‌اند. با این وجود ریزنشت حاصل از پلیمریزاسیون هنوز به عنوان مشکل جدی کلینیکی باقیمانده است.(۱)، این ریزنشت باعث مشکلات بسیاری شده و عامل حساسیت بعد از ترمیم، پوسیدگی راجعه و نتیجتاً نکروز پالپ می‌تواند، باشد.(۲) انقباضی که قابلیت ایجاد جدایی بین ترمیم و ساختمان دندان را دارد ناشی از فاز post-gel می‌باشد، این مطلب به وضوح در مطالعات Kurschner Koran در سال ۱۹۹٤، Friedl و

دیگران در سال ۲۰۰۰ آورده شده است. Davidson و بقیه در سال ۱۹۸٤ بیان می‌دارند که در طی مرحله پلیمریزاسیون pre- gel، کامپوزیت جریان‌پذیر است و فشار داخل خود ساختمان کامپوزیت تقلیل پیدا می‌کند، بعداً سیلان کامپوزیت کاهش یافته و بنابراین باعث فشار زیادی در اطراف ساختمان ترمیم و دندان می‌شود.(۱)، این همان فشاری است که باعث جدایی باند بین این دو می‌شود. علت اینکه ریزنشت حاصل از پلیمریزاسیون در کیورینگ به وسیله نور نسبت به کیورینگ شیمیایی بیشتر است را می‌توان در کاهش سریع سیلان کامپوزیت در روش اول دانست.(۳)

یکی از روشهای کاهش این اثر بدون کاهش درجه تبدیل (DC) کامپوزیت نوری این است که اجازه جریان‌پذیری بیشتر تحت عنوان پلیمریزاسیون کنترل شده داده شود. یعنی می‌توان از پالس کوتاهی از انرژی نوری و یا از نور با شدت کم در ابتدا و به دنبال آن کیور توسط حداکثر شدت نور استفاده کرد.(۳)، گروهی از محققان موثر بودن این روشها را نشان می‌دهند مانند تحقیقاتی که در سال ۱۹۹۹ توسط Suh, Kanka و نیز در سال ۱۹۹۷ توسط Mehl و بقیه انجام گرفته است. اما در سالهای بعد گروهی نیز هیچ گونه تفاوت قابل توجهی را بین این روشها و روشهای معمول نشان ندادند نظیر مطالعات Shisei Kubo و همکارانش در سال ۲۰۰۳ و نیز تحقیق Auj Yap و بقیه در سال ۲۰۰۲. در هر حال این دو تکنیک زمان بیشتری را صرف خواهند کرد.

با توجه به تناقضات و نتایج متفاوت موجود در تحقیقات و مطالعات انجام شده در استفاده از روشهای مختلف کیورنیگ و نیز وجود معایبی همچون معایب فوق و مزایای احتمالی، تصمیم گرفته شد در مطالعه حاضر با تغییر در میزان شدت نور این روشها را در ترمیمهای کامپوزیتی مورد مطالعه قرار گیرد.

روش بررسی

این مطالعه تجربی و آزمایشگاهی بوده و بر روی نود دندان مولر و پره مولر خارج شده انسان با سطوح باکال سالم و عاری از پوسیدگی و دکلسیفیکاسیون که به علل مختلف (پریو، ارتو) خارج شده‌اند انجام گردید. دندانها بلافاصله بعد از خارج شدن ضدعفونی شده و در محلول آب مقطر نگهداری شدند. حداکثر زمان نگهداری از زمان خارج شدن دندانها سه ماه بود. جهت تراش از توربین با دور بالا به همراه اسپری آب و هوا استفاده شد. محدوده تراش شامل ذوزنقه‌ای با ابعاد ۱/۵×۳×۱/۵×۲ میلی‌متر بود که ضلع جینجیوال آن به عرض مزیودیستالی دو میلی‌متر کاملاً بر روی ناحیه CEJ منطبق گردید. عمق تراش در ناحیه اکلوزال ۱/۲۵ میلی‌متر و در ناحیه CEJ حدود ۰/۷۵ میلی‌متر تعیین گردید. بولی به پهنای ۰/۵ میلی‌متر و زاویه ٤٥ در لبه‌های تراش بجز لبه جینجیوال تراش داده شد.(۱)

بعد از تکمیل تراش هر دندان تا تکمیل تراش سایر دندانها، در داخل آب مقطر در داخل انکوباتور نگهداری شدند. سپس به صورت اتفاقی دندانها به سه گروه تقسیم شدند و خشک و ایزوله شده و به یکی از سه شیوه زیر ترمیم گشته‌اند:

گروه A- دندانها پس از تراش با استفاده از اسید فسفریک ۳۷٪ شامل اچینگ موجود در کیت (Total Etch)(Vivadent) به مدت ۱۵ ثانیه بروی مینا و همزمان با تمام شدن آن، پنج ثانیه بر روی دنتین اچ گردیده و بعد به مدت ده ثانیه شستشو شده و با پوار هوا به مدت پنج ثانیه به آرامی خشک گردیدند. پس از آن عامل باندینگ عاجی (Vivadet) (Excite) به وسیله برس بر روی دیواره‌های اچ شده حفره زده شد و با پوار هوای ملایم بر روی دیواره‌ها پخش گردید. به مدت بیست ثانیه نور به طور مستقیم با دستگاه لایت کیور (Astralis7)(Vivadent) تابانده شد. در مرحله بعد کامپوزیت Microhybrid با مارک تجاری(Tetric ceram) (Vivadet) (رنگ A_3) به روش دو مرحله‌ای داخل حفره قرار داده شده، بدین ترتیب که لایه اول دیواره‌های اگزیال و جنجیوال را شامل می‌شود و لایه دوم نیمه باقیمانده حفره را پر می‌کرد. سپس نوار ماتریکس سلولوئیدی روی ترمیم قرار داده شد. در این گروه تابش به روش Conventional صورت گرفت بدین صورت که نور با شدت هفتصد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع به مدت چهل ثانیه به طور مستقیم به هر لایه در ترمیم تابانده شد. نمونه‌ها پس از پالیش ترمیم توسط فرزهای پالیش کامپوزیت و

دیسک‌های پالیش (3M)(Sof -Lex) داخل انکوباتور ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد قرار گرفتند.

گروه B- در این گروه نیز سی دندان مشابه گروه قبلی ترمیم گردیدند تأثیر نور به این گروه به روش puls Delay به هر لایه ترمیم صورت پذیرفت، ابتدا نور به مدت پنج ثانیه با شدت چهارصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع تابیده شده پس از وقفه‌ای پنج دقیقه‌ای تابش نور به مدت ۳۵ ثانیه دیگر با شدت هفتصد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع ادامه پیدا کرد. نمونه‌ها پس از پالیش ترمیم داخل انکوباتور ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد قرار گرفتند.

گروه C- سی دندان باقیمانده در این گروه پس از ترمیم حفره‌ها، به روش Soft start مورد تابش نور قرار گرفتند. در اینجا شدت نور تابیده شده به هر لایه از صد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع شروع گشته و در عرض ۱۵ ثانیه به حداکثر شدت یعنی هفتصد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع رسیده و مدت سی ثانیه دیگر ادامه پیدا می‌کند. نمونه‌ها پس از پالیش ترمیمها داخل انکوباتور ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد قرار گرفتند (جدول ۱).

دندانها به مدت دو هفته داخل انکوباتور ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد در آب مقطر نگهداری شدند. سپس تحت فرایند ترموسایکلینگ جهت مشابه‌سازی تغییرات حرارتی محیط دهان قرار گرفتند. نمونه‌ها به صورت متوالی در آب ۲±۵۵ درجهٔ سانتی‌گراد و ۲±۵ درجهٔ سانتی‌گراد قرار گرفتند. مدت قرارگیری در هر محفظه سی ثانیه و فاصله بین محفظه‌ها ده ثانیه بود و این عمل به صورت پانصد سیکل به مدت تقریبی ده ساعت انجام گرفت. سپس دندانها خشک شده و تا یک میلی‌متری مارجین ترمیمها با دو لایه لاک ناخن پوشانده شدند. انتهای ریشه‌ها با دقت توسط موم سیل گشتند و پس از آن به صورت عمودی در داخل لیوان قرار گرفتند بدین صورت که سطح اکلوزال دندانها در ته لیوان قرار گرفتند. تا کمی بالاتر از ناحیه ترمیم لیوان با فوشین بازی (Basic fushin ۰/۵٪) پرگشتند و در داخل انکوباتور ۳۷ درجهٔ سانتی‌گراد قرار گرفتند. ۲٤ ساعت بعد دندانها به صورت طولی به طوری که سطح باکال آنها رو به بالا باشند در داخل آکریل شفاف قرار داده شدند سپس نمونه‌ها توسط دستگاه برش همراه با خنک کننده آب از وسط ترمیم برش داده شدند. و زیر استرئومیکروسکوپ با بزرگنمایی (X/16) مورد ارزیابی قرار گرفتند و عمق نفوذ دای در آنها به ترتیب زیر شماره گذاری و تعیین شد:

۰ - بدون نفوذ و نشت رنگ

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

۲ - بیشتر از نصف عمق حفره جینجیوال

۳ - نفوذ تا محل اتصال دیواره آگزیالی و جینجیوالی بدون نفوذ به دیواره آگزیالی

٤ - نفوذ کامل و در برگرفتن دیواره آگزیالی

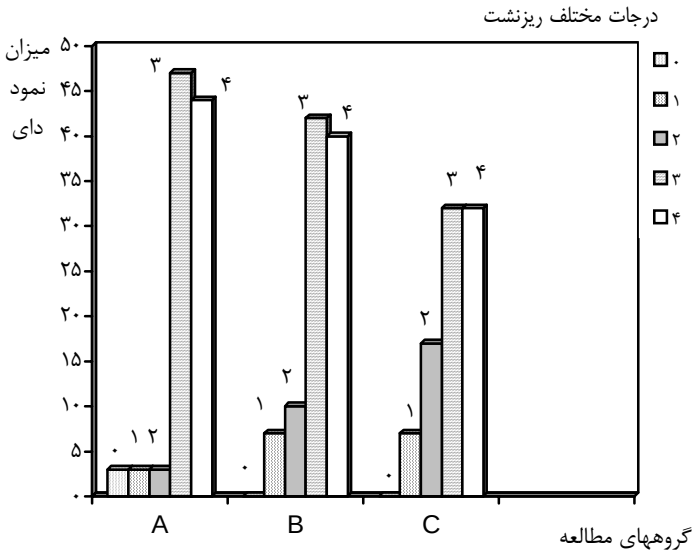
داده های حاصل از مطالعه توسط (SPSS-14/win) تحت آمار توصیفی و آنالیز Kruskal – Wallis مورد ارزیابی قرار گرفتند.

جدول ۱: روشهای مختلف سخت کنندگی

روش سخت کنندگی	واحد سخت کنندگی	شدت و زمان تابش
کانونشنال	Astralis 7	هفتصد و پنجاه میلی وات بر سانتی متر مربع به مدت چهل ثانیه
تأخیری	Astralis 7	چهارصد میلی وات بر سانتی متر مربع به مدت پنج ثانیه - پنج دقیقه تاخیر – هفتصد و پنجاه میلی وات بر سانتی متر مربع به مدت ۳۵ ثانیه
شروع آهسته	Astralis 7	افزایش تدریجی از شدت صد و پنجاه میلی وات بر سانتی متر مربع به هفتصد و پنجاه میلی وات بر سانتی متر مربع در مدت ۱۵ ثانیه و ادامه تابش به مدت سی ثانیه در شدت هفتصد و پنجاه میلی وات بر سانتی متر مربع

یافته‌ها

یافته‌ها نشان می‌دهند که در تمام گروهها درجاتی از نشت مشاهده می‌شود و این میزان برای هیچ کدام از گروهها صفر نمی‌باشد، کمترین نشت درجهٔ یک و بیشترین نشت درجهٔ چهار بوده است که میانگین کل نشت در نود دندان مولر و پرمولر برابر ۲/۹۶±۰/۹۵۹ (Mean ±SD) می‌باشد. نتایج آزمون تحلیل واریانس یک طرفه بین آزمودنی‌ها (Kruskal – Wallis) نشان می‌دهد که تفاوت قابل ملاحظه‌ای از نظر آماری در بین گروهها وجود نداشت. (P=۰/۶۵۰، df=۲، x^2=۰/۸۶۱)(نمودار ۱).



نمودار ۱: میزان ریزنشت در گروههای مختلف

بحث

امروزه از رزین‌های کامپوزیتی برای ترمیمهای دندانی استقبال زیادی می‌شود که با نگاهی به مزایای این مواد، استقبالی منطقی به نظر می‌رسد.(٤)، ولی انقباض ناشی از پلیمریزاسیون یکی از عوامل محدود کننده به شمار می‌آید.(۲)، راههای پیشنهادی جهت کاهش آن قرار دادن لایه لایه کامپوزیت در حین پر کردن حفره، استفاده از عوامل باندینگ عاجی و گلاس آینومر زیر کامپوزیت می‌باشد.(۵-۷)، البته نوع کامپوزیت مصرفی از لحاظ میزان فیلر، نوع مونومر، درجه کیورینگ، شدت دستگاه سخت کننده نوری و سیکل سخت کنندگی همگی می‌توانند در این پدیده دخیل باشند.(۸)، عنوان می‌شود که با افزایش سیالیت کامپوزیت در طی مرحله سخت شدن (Pre-gel) می‌توان تا حدودی بر این مشکل غلبه کرد. نتیجه مطالعات (Davidsone) و همکاران او در سال ۱۹۸٤ نیز این مطالب را تأئید می‌کند. قابلیت سیال بودن کامپوزیت به عوامل مختلفی بستگی دارد که یکی از آنها کارآئی پلیمریزاسیون می‌باشد.(۳)، کارآئی پلیمریزاسیون ممکن است تحت تأثیر عواملی مانند شدت نور دستگاه باشد. میزان پلیمریزاسیون با کاهش شدت دستگاه کاهش می‌یابد و موجب کاهش خواص مکانیکی و کارآئی ماده به دنبال کاهش عمق سخت شدن و درجه تبدیل (Degree oF conversion) می‌شود. ولی می‌تواند در تطابق ترمیم با لبه‌های حفره نقش کمک کننده داشته باشد. از طرفی (Hinoura) و همکاران معتقدند که استحکام باند دندان با ترمیم در شدتهای بالای نور تأمین می‌گردد و بر لزوم حداقل شدت چهارصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع برای پلیمریزاسیون معمول کامپوزیت‌های نوری اشاره می‌کنند.(۳)، جهت جبران اثرات منفی شدت بالای نور و نیز کاهش درجه تبدیل کامپوزیت در شدت پایین نور، روشهای دو مرحله‌ای تابش پیشنهاد شده است.(۳)

مطالعات Feilze و همکاران افزایش سریع انقباض را در ده ثانیه اول تابش استاندارد نور بیان می‌دارند و معتقدند که می‌توان بیشترین کمک را به کاهش استرس در همین ده ثانیه اول کرد. همچنین Koran & Krschner عنوان کرده‌اند که ویسکوزیتی کامپوزیت‌های نوری بعد از ده ثانیه اول تابش با شدت اشعه صد و پنجاه میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع نصف مقداری است که در شدت هفتصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع مشاهده می‌شود ولی از آنجایی که شدت پایین به تنهایی نمی‌تواند کامپوزیت را به طور کامل سخت کند، تکنیک‌های پلیمریزاسیون (Soft start) جهت کاهش این عیب بزرگ پدیدار گشتند.(۳)

کامپوزیت انتخابی در این مطالعه از انواع کامپوزیت‌های میکروهیبرید بوده و نتایج حاصل از آن را می‌توان به محدودهٔ وسیعی از کامپوزیت‌ها با فرمولاسیون مشابه تعمیم داد. ضخامت لایه‌های ترمیم کم می‌باشد و می‌توان از رسیدن نور به اعماق ترمیم اطمینان حاصل کرد.(۹،۳) در

گروه دوم از روش Puls delay استفاده گردید که می‌توان هم از مزایای سیالیت کامپوزیت و تطابق لبه‌ای بهتر و هم درجهٔ تبدیل بالا بهره‌مند شد. Rueggeburg و همکاران در سال ۱۹۹٤ نیز حداقل میزان جهت پلیمریزاسیون کامپوزیت را چهارصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع به شمار آورده بودند. از طرفی توصیه کارخانه سازنده کامپوزیت (Tetric ceram) نیز حداقل تابش چهارصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع به مدت چهل ثانیه می‌باشد، تا نور بتواند موجب تحریک کافی مولکول‌ها برای آغاز پلیمریزاسیون شود.(۸-۹) در روش سوم از روش Soft start استفاده گردید. طبق نظر (Burges) و بقیه در سال ۲۰۰۰ در صورتی که شدت نور تابشی پایین با شدت نور بالا دنبال شود هیچ تأثیر منفی بر خواص مکانیکی کامپوزیت نخواهد داشت. Friedle و همکاران در همان سال بیان داشتند که تطابق لبه‌ای به شدت اولیه و ارتباط آن با شدت نهایی بستگی دارد و انرژی اولیه پایین برای دستیابی به تطابق لبه‌ای حائز اهمیت می‌باشد. نتایج مطالعه Price و همکاران در سال ۲۰۰۰ نیز حاکی از این است که سخت کنندگی نهایی بایستی در مدت زمان کوتاهی با شدت بالا به دنبال شدت اولیه انجام گیرد. همانند روشی که Gkp Barros و همکاران در سال ۲۰۰۵ و روشی که در این مطالعه انتخاب گردید.(۱۰،۲)، نتایج به دست آمده حاکی از درجاتی از نفود دای در تمام نمونه‌ها می‌باشد. این نشان دهنده آن است که تغییر شدت نور نیز نتوانسته بر این مشکل فائق آید. میزان نفوذ دای در روش (Soft start) پایینتر از بقیه ولی در دو روش بعدی بیشتر و مساوی هم می‌باشند که این اختلاف می‌تواند به علت پایینتر بودن دانسیته انرژی نسبت به دو گروه قبلی باشد. این مطلب مطابق یافته TG Oberholzer, CH Pameger در سال ۲۰۰۳ می‌باشد.(۱۱)، هر چند که اختلاف نتایج حاصل از نظر آماری قابل توجه نمی‌باشند و تقریباً مساوی بودن دانسیته انرژی گروه دوم با گروه اول موجب شده نتایج در این دو گروه مشابه هم باشند (دانسیته انرژی E.D= شدت نور خروجی × زمان اکسپوژر).(۱۲) این یافته مشابه یافته Shisei Kubo و همکاران در سال ۲۰۰٤ نیز می‌باشد. کامپوزیت انتخابی در این مطالعه دارای مونومرهای TEGDMA/UDMA/Bis GMA می‌باشد. مونومر Bis GMA مونومری است که وزن مولکولی بالایی داشته و درجه تبدیل پاینتری بعد از تابش از خود نشان می‌دهد و به همین علت انقباض متعاقب پلیمریزاسیون کمتری دارد مونومر UDMA به آن اضافه می‌شود که ویسکوزیتی پاینتری دارد و در کاهش فشارها کمک کننده می‌باشد. این مونومر در کامپوزیت هیبرید (Z_{100}) موجود نمی‌باشد و این دلیل رفتار بهتر کامپوزیت تتریک سرام در مطالعات انجام شده است. نظر AUJ YAP و همکاران، Christensen، ۲۰۰۳ و همکاران سال ۱۹۹۹ این است که فرمول رزین بیشتر از اثر زمان و شدت در انقباض و نشت نهایی متعاقب آن تاثیرگذار است.(۹)، یافته حاصل از این مطالعه متناقض با یافته Ernst CP و همکاران او در سال ۲۰۰۳ می‌باشد که روشهای دومرحله‌ای را در کاهش ریزنشت مؤثر می‌دانند ولی ذکر می‌کنند که این روشها برای کامپوزیت‌های هیبرید بهتر عمل می‌کنند.

مسئله بعدی اثر زمان وقفه ما بین دو تابش می باشد که بعضی معتقدند افزایش این زمان در سیالیت کامپوزیت موثرتر می‌باشد.(۱)، Lim در مطالعه خود زمان دو دقیقه‌ای و Uno زمان ده ثانیه را انتخاب کرده بودند. البته Ernst و همکاران او افزایش زمان سیالیت را مؤثر ندانسته‌اند، اعتقاد دارند که بسته به نوع کامپوزیت ممکن است این افزایش زمان تأثیری در سیالیت نداشته باشد، ولی از آنجایی که Auj Yap و همکاران در مطالعه خود در سال ۲۰۰۲ زمان وقفه طولانیتری را در سیلان کامپوزیت و جبران فشار مؤثر دانسته بودند از وقفه بالاتر از آنچه ایشان در مطالعه خود آورده‌اند (سه دقیقه) انتخاب گردید و شاید دلیل تناقض کار فعلی با سایر مطالعات همین زمان وقفهٔ پنج دقیقه‌ای باشد. همچنین نتایج برابر حاصل از روش اول و دوم نیز مؤثر نبودن افزایش زمان وقفه را نشان می‌دهد. علت نتایج ضد و نقیض مطالعات مختلف این می‌باشد که نوع دستگاه مصرف جهت تابش نور و نوع کامپوزیت‌ها و ویژگیهای حفره متفاوت می‌باشد و نمی‌توان نتایج را بهم تعمیم داد.

با توجه به تفاوت ناچیز در استفاده از روشهای مختلف سخت کنندگی ترمیمهای کامپوزیتی در این مطالعه و نیز مطالعاتی که اخیراً صورت گرفته و همچنین با توجه به صرف زمان بیشتر در استفاده از این روشها توصیه می‌گردد مطالعات بیشتری بروی منبع نوری تابش شونده در فرایند سخت کنندگی انجام گردد.

نتیجه گیری

۱- ریزنشت در این سه گروه تفاوت معنی‌داری نداشت.

۲- میزان ریزنشت حاصل از دو روش Puls delay, Conventional تقریبا با یکدیگر برابر ولی اندکی از روش Soft start بالاتر بود.

۳- روش Soft start و Puls delay موجب بهبود تطابق لبه‌ای در ترمیمهای کامپوزیتی نشدند.

REFERENCES

1. Auyap, Ms Soh. Post-gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. Oper Dent. 2002 Jan-Feb; 27(1):81-87.
2. GK Barros, FH Aguiar. Effect of different intensity light curing modes on microleakage of two resin composite restorations. Oper Dent. 2003 Sep-Oct;28(5):642-646.
3. Shisei Kubo, Hiroaki Yokota. The effect of light curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations. J Dent. 2004 Mar;32(3):247-254.
4. Schwartz RS, Summitt JB. Fundamentals of operative dentistry, 2th ed. Singapore: Quintessence Int. 2001, Ch:8, 9-11,13-14.
5. ST Hackman, FA Rueggeberg. Depths of cure and Effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo – curing techniques. Oper Dent. 2002 Nov-Dec;27(6):593-599.
6. LA Morrow, NH Wilson. The effectiveness of four cavity treatment systems in sealing amalgam resotrations. Oper Dent. 2002 Nov-Dec;27(6):549-556.
7. AD Wilder, EJ Swift, KN May. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. J Dent. 2000 Jul;28(5):367-373.
8. 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.
9. AU Yap, KS Siow. Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. Oper Dent. 2003 Jul; 28(4):357-364.
10. Muangmingsuk A, Senawongse P. Influence of different soft start polymerization techniques on marginal adaptation of class V restoration. Am J Dent. 2003 Apr;16(2):117-119.
11. Oberholzer TG, Pameijer CH. Effect of power density on shrinkage of dental rezin materials. Oper Dent. 2003 Sep-Oct;28(5):622-627.
12. MS Soh, Au Uap. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. Oper Dent. 2003 Jul-Aug;28(4):371-377.