

## بررسی مقاومت به شکست دندانهای ترمیم شده با کامپوزیت Packable و هیبرید

دکتر مریم قوام<sup>†\*</sup> - دکتر محمد عطائی<sup>\*\*</sup> - دکتر فرنوش فلاح زاده<sup>\*\*\*</sup>

\* دانشیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

\*\* PhD مهندسی پلیمر و مواد پژوهشگاه پلیمر ایران

\*\*\* استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی قزوین

**Title:** Fracture resistance of teeth restored with packable and hybrid composites

**Authors:** Ghavam M. Associate Professor\*, Atee M. PhD of Polymer Engineering\*\*, Fallahzade F. Assistant Professor\*\*\*

**Address:** \*Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

\*\*Iran Polymer Petrochemical Institute

\*\*\* Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Ghazvin University of Medical Sciences

**Background and Aim:** With recent introduction of packable composites, it is claimed that they apply less stress on tooth structure because of reduced polymerization shrinkage, and similarity of coefficient of thermal expansion to tooth structure. However, the high viscosity may in turn cause less adaptation, so it is not clearly known whether these materials strengthen tooth structure or not. The aim of this study was to evaluate fracture resistance of maxillary premolars, receiving hybrid or packable composite restorations with different methods of application and curing.

**Materials and Methods:** In this experimental study, seventy five intact premolars were randomly assigned to five groups of 15 teeth each. One group was maintained intact as the control group. Similar MOD cavities were prepared in the other teeth. The teeth in group two were restored with Spectrum in incremental layers and light cured with 500 mw/cm<sup>2</sup> intensity. The third group were filled with Surefil and cured with light intensity of 500 mw/cm<sup>2</sup>. The groups four and five were restored with Surefil in bulk technique with two different modes: 500 mw/cm<sup>2</sup> intensity and a ramp mode (100-900 mw/cm<sup>2</sup>) respectively. After thermocycling, force to fracture was assessed and degree of conversion (DC) at the bottom of cavities was evaluated for different modes and methods. The curing and placement methods in groups tested for DC (A to D) were the same as fracture resistance groups (2 to 5). Data were analyzed using one way ANOVA and Tukey HSD tests with p<0.05 as the limit of significance.

**Results:** All the restored groups showed significantly less fracture resistance than the control group, but had no significant difference among themselves. DC of Spectrum was higher than Surefil. Bulk method with 500 mw/cm<sup>2</sup> light intensity, significantly decreased DC. DC in bulk method with high light intensity was not significantly different from incremental method with 500 mw/cm<sup>2</sup> light intensity.

**Conclusion:** Placement techniques, light intensity and type of composite had no influence on the fracture resistance. The use of packable composite with bulk technique and 500 mw/cm<sup>2</sup> intensity or less is not recommended in 4 mm depth cavities due to insufficient DC.

**Key Words:** Fracture resistance; Degree of conversion; Hybrid composite; Packable composite; Bulk technique; Incremental technique

<sup>†</sup> مؤلف مسؤول: نشانی: تهران - خیابان انقلاب اسلامی - خیابان قدس - دانشگاه علوم پزشکی تهران - دانشکده دندانپزشکی - گروه آموزشی ترمیمی  
تلفن: ۰۲۶۴۰۶۶۴ نشانی الکترونیک: ghavamma@sina.tums.ac.ir

## چکیده

**زمینه و هدف:** معرفی کامپوزیت‌های packable در سالهای اخیر، امکان ترمیم دندانهای خلفی با این مواد را فراهم آورده است. هرچند کاهش انقباض پلیمریزاسیون و نزدیکی ضریب انبساط حرارتی آنها به دندان، استرس وارده به ساختمان دندان را کاهش می‌دهد؛ اما ویسکوزیته بالا، ممکن است سبب تطابق کمتر شود؛ بنابراین به طور واضح نمی‌دانیم که آیا این مواد می‌توانند سبب استحکام ساختمان دندان شوند یا خیر؟ هدف از مطالعه حاضر ارزیابی مقاومت به شکست دندانهایی است که به روشهای مختلف جایگزینی و curing، با کامپوزیت packable یا هیبرید ترمیم شده‌اند.

**روش بررسی:** در این مطالعه تجربی- مداخله‌ای ۷۵ دندان پرمولر سالم به صورت تصادفی به ۵ گروه ۱۵ تایی تقسیم شدند. گروه اول به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شد و بر روی بقیه دندانها ابتدا حفرات مزیواکلوزودیستال مشابه یکدیگر تراش داده شد. در گروه دوم، دندانها با کامپوزیت اسپکتروم (هیبرید) به روش incremental و با شدت نوری  $500 \text{mw/cm}^2$  پر شدند. در گروه سوم، از کامپوزیت Surefil (packable)، با روش incremental و شدت نوری  $500 \text{mw/cm}^2$  استفاده شد. دندانهای گروه چهارم و پنجم با کامپوزیت Surefil و روش bulk پر شدند. با این تفاوت که در گروه چهارم شدت نوری  $500 \text{mw/cm}^2$  و در گروه پنجم روش ramp ( $900-100 \text{mw/cm}^2$ ) به کار رفت. بعد از ترموسایکل، نیروی مقاومت به شکست توسط Universal Testing Machine ارزیابی شد. برای تعیین درجه تبدیل مونومر به پلیمر (DC یا Degree of Conversion) در عمیق‌ترین ناحیه از روش FTIR (Fourier Transformation Infrared) استفاده شد که روش کار در گروه‌های مورد آزمایش (D-A) مشابه با گروه‌های آزمایش مقاومت به شکست (۲-۵) بود. از آزمون آنالیز واریانس یک طرفه و Tukey HSD برای بررسی نتایج استفاده و  $P < 0.05$  به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

**یافته‌ها:** مقاومت به شکست در گروه کنترل به صورت معنی‌داری بیش از سایر گروه‌ها بود؛ ولی در بین گروه‌های ترمیم شده تفاوتی از لحاظ آماری وجود نداشت. DC برای کامپوزیت اسپکتروم به طور قابل توجهی بیشتر از Surefil بود. روش bulk و شدت نوری  $500 \text{mw/cm}^2$  سبب کاهش DC گردید. DC در روش bulk و شدت نوری بالا به روش ramp با روش incremental و شدت نوری  $500 \text{mw/cm}^2$  تفاوت معنی‌داری نداشت.

**نتیجه‌گیری:** روش جایگزینی، شدت و نحوه تابش و نوع کامپوزیت بر مقاومت دندانها به شکست، اثری نداشت. استفاده از کامپوزیت packable به روش bulk و با شدت نور  $500 \text{mw/cm}^2$  یا کمتر در حفرات به عمق ۴ میلی‌متر و یا بیشتر به دلیل عدم حصول DC مناسب توصیه نمی‌شود.

**کلیدواژه‌ها:** کامپوزیت هیبرید؛ کامپوزیت packable؛ مقاومت به شکست؛ دزجه تبدیل مونومر به پلیمر؛ روش لایه گذاری؛ روش bulk

وصول: ۸۴/۰۳/۲۸ اصلاح نهایی: ۸۴/۰۷/۱۹ تأییدچاپ: ۸۴/۰۹/۲۱

## مقدمه

خلفی هم رایج گردید (۳،۲،۱).

در همین راستا کامپوزیت‌های packable با هدف مشابه سازی با آمالگام از نظر سهولت کاربرد و همچنین بهبود تماسهای پروگزیمالی و سایش کمتر، در اوایل دهه ۹۰ به بازار معرفی شدند (۴-۷). این کامپوزیت‌ها حاوی رزین‌های دی‌متاکریلات بوده و فیلرهای آنها، فیبرها یا ذرات نامنظم یا

استفاده از ترمیم‌های کامپوزیتی برای دندانهای قدامی از چند دهه قبل رایج بوده و به خوبی نیز توسط تحقیقات علمی حمایت شده است. با افزایش ترمیم‌های هم‌رنگ در سالهای اخیر، به علت بهبود قابل ملاحظه‌ای که در خواص فیزیکی و مکانیکی این مواد ایجاد شده، استفاده از آنها در ترمیم‌های

دارند، تحقیقات مذکور نشان داد، خصوصیات مکانیکی کامپوزیت‌های بررسی شده (۲۰-۲۳) و نوع سیستم ادهزیو به کار برده شده (۲۴)، اهمیت بیشتری نسبت به شکل ارائه آنها (هیبرید یا packable) دارد.

با توجه به تعداد اندک تحقیقات در مورد مقاومت به شکست دندانهای خلفی پر شده با کامپوزیت‌های packable، در مطالعه حاضر، اثر نوع کامپوزیت (هیبرید یا packable)، روش جایگزینی (incremental یا bulk) و شدت نوری (معمولی، بالا به روش ramp) بر روی مقاومت به شکست دندانهای پرمولر بررسی شده و برای تحلیل بهتر نتایج، میزان تبدیل مونومر به پلیمر در عمق ۴ میلیمتری گزارش گردید.

### روش بررسی

در این مطالعه تجربی-مداخله‌ای (experimental)، ۷۵ پرمولر ماگزیلاری سالم انسان بدون پوسیدگی و ترک قابل مشاهده در زیر نورها لوزنه، با ابعاد مزودیستالی ۴-۶ میلیمتر و باکولینگوالی ۷-۹ میلیمتر در ناحیه طوق (۲۵)، انتخاب شد و طبق استاندارد ISO ۳۶۶۹ (۲۶) به مدت یک هفته در محلول کلرآمین ۰/۵٪ قرار گرفت. تا زمان تهیه نمونه‌ها، دندانها در آب مقطر که به صورت متناوب تعویض می‌گردید، نگهداری شدند.

پس از مانع شدن در رزین آکرلیک، دندانها به صورت تصادفی به ۵ گروه ۱۵ تایی تقسیم و از این مرحله به بعد در محیط ۱۰۰٪ مرطوب نگهداری شدند.

گروه اول به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شد (دندانهای سالم بدون تراش). بر روی چهار گروه دیگر، حفرات مزیواکلوزودیستال (MOD) به عمق ۴ میلیمتر در سراسر حفره و با عرض  $\frac{1}{3}$  فاصله بین کاسپی با استفاده از فرزفیشور کارباید، به طول ۴ و قطر ۱ میلیمتر (SS White و FG1-۱۱۵۷) و توربین با سرعت بالا و خنک کننده آب و

متخلخل بودند (۶۶-۷۰ درصد حجمی). به دلیل تغییراتی در رزین، از جمله ماتریکس رزینی ویسکوزتر و در هم قفل‌شدگی فیلرها، این مواد تراکم پذیر شدند (۸).

به علت ویسکوزیته بالاتر و چسبندگی و slump (افت) پائین، کاربرد این کامپوزیت‌ها در نواحی خلفی آسانتر است (۱۰،۹). این کاربری آسان به عقیده بعضی محققان، پلیمریزاسیون به روش bulk را نیز شامل می‌شود (۱۱،۵).

بعد از مطرح شدن قابلیت اتصال کامپوزیت‌ها به دندان به وسیله مواد باندینگ، فرضیه استحکام بخشی دندانها توسط این مواد قوت گرفت (۱۲-۱۴).

در اواخر دهه هشتاد گزارش شد که دندانهای ترمیم شده با روش incremental نسبت به دندانهای ترمیم شده با روش bulk مقاومت بیشتری به شکست از خود نشان می‌دهند (۱۵)؛ در ضمن در همین زمان گزارش شد، با روش incremental به سیل بهتری می‌توان دست یافت (۱۶). علت احتمالی این مسئله، C-Factor پائین در هر مرحله از پر کردن با روش incremental است.

مناقشه اصلی در این رابطه، با مطالعات finite element (اجزاء محدود) شروع شد. در این تحقیقات مشاهده شد که ترمیم کامپوزیت با روش incremental منجر به انقباض کلی بالاتر و تغییر شکل دیواره‌های باقیمانده می‌گردد (۱۸،۱۷).

برخی از محققان اعتقاد دارند که در روش bulk به علت کاهش پلیمریزاسیون در عمق، C-Factor کم می‌شود و در نتیجه ریزش کاهش می‌یابد (۱۹).

البته این پلیمریزاسیون ناکافی سبب خواص مکانیکی پائین نیز می‌گردد. در شرایط جایگزینی یکسان به صورت incremental تحقیقاتی جهت مقایسه خصوصیات کامپوزیت‌های packable با کامپوزیت‌های هیبرید انجام شد. با توجه به تفاوت‌هایی که کامپوزیت‌های packable با یکدیگر

هوا تراش خورد. پس از اتمام پرکردگی، دندانها در دستگاه ترموسایکل حفرات تراش داده شده بدون دیواره اگزپال بوده و مارژین‌های جینجیوال در مینا قرار داشتند. عرض باکولینگوالی باکس‌های مزبالی و دیستالی نیز،  $\frac{1}{3}$  عرض باکولینگوالی دندان مربوطه بود. برای هر ۵ دندان از یک فرز جدید استفاده شد. مواد مورد استفاده عبارت بودند از: کامپوزیت هیبرید اسپکتروم Surefil (lot number: 0310002089) کامپوزیت (lot number: 0411001079) و ماده باندینگ Prime and Bond NT (lot number: 0312001720) با استفاده از نوار فلزی تافل مایر، ترمیم‌ها طبق پروتوکول تحقیق انجام گرفت (جدول ۱). بعد از اتمام ترمیم و بازکردن نوار ماتریکس، از چهار قسمت مزیبواکال و لینگوال، دیستوباکال و لینگوال نیز مطابق با شدت و زمان نوردهی گروه مربوطه، نور تابانیده شد. دستگاه تابش نور Optilux 501 (SDS/Kerr-CT USA) بود.

نیروی ثابت شده در زمان شکست دندان توسط دستگاه، تحت عنوان نیروی مقاومت به شکست بر حسب نیوتن ثبت گردید. به دلیل این که سطح در معرض تنش قرار گرفته، قابل محاسبه دقیق نبود، نیرو به جای استرس گزارش شد.

جدول ۱- چگونگی پرکردگی دندانهای پره‌مولر در آزمایش مقاومت به شکست

گروه	نوع کامپوزیت	روش پرکردگی	شدت تابش (mw/cm <sup>2</sup> )	زمان (ثانیه)
دوم	اسپکتروم (هیبرید)	Incremental	۵۰۰	لایه اول: ۸۰ لایه دوم: ۸۰ لایه سوم: ۴۰
سوم	Surefil(Packable)	Incremental	۵۰۰	لایه اول: ۸۰ لایه دوم: ۸۰ لایه سوم: ۴۰
چهارم	Surefil(Packable)	Bulk	۵۰۰	۱۲۰
پنجم	Surefil(Packable)	Bulk	روش ramp ۱۰ <sup>۰</sup> (۹۰۰-۱۰۰) و به دنبال آن ۱۰ <sup>۰</sup> (۹۰۰)	۱۲۰ (۶ × ۲۰)

۴ میلیمتری، نور دهی شد.

ارزیابی DC در گروه D: در این گروه نمونه‌ها مانند گروه C تهیه شد؛ ولی نوردهی به روش ramp بود ( $100-900$  mw/cm<sup>2</sup>، ۱۰ ثانیه و به دنبال آن  $900$  mw/cm<sup>2</sup>، ۱۰ ثانیه که این روش ۶ بار تکرار گردید تا به زمان تابش ۱۲۰ ثانیه برسیم یعنی ۱۲۰ ثانیه=۲۰ ثانیه×۶)؛ سپس درصد تبدیل باندهای دوگانه برای هر نمونه طبق فرمول زیر به دست آمد: (۸)

$$DC = \left(1 - \frac{(1638\text{cm}^{-1}/1608\text{cm}^{-1}) \text{ peak area (after curing)}}{(1638\text{cm}^{-1}/1608\text{cm}^{-1}) \text{ peak area (before curing)}}\right) \times 100$$

در مرحله آخر تحقیق، دندانهای ترمیم شده پس از شکست با بزرگنمایی ۳۰ برابر توسط استریومیکروسکوپ بررسی و نحوه شکست (Mode of Failure) ارزیابی شد. ملاکهای زیر به منظور مقایسه نحوه شکست دندانها مورد استفاده قرار گرفت: (۲۷)

۱- در صورتی که بر روی سطح شکسته شده، تمامی سطح با کامپوزیت پوشانده شده بود، به صورت شکست cohesive در کامپوزیت در نظر گرفته شد.

۲- در صورتی که قسمتی از سطح، کامپوزیت و قسمتی نسج دندان (عاج، مینا یا هر دو) بود، به صورت شکست mixed (partial adhesive-partial cohesive) در نظر گرفته شد.

۳- در صورتی که تمامی سطح شکسته شده، نسج دندان و بدون کامپوزیت بود، به صورت شکست adhesive در نظر گرفته شد.

۴- در صورتی که شکست، تنها در دندان رخ داده بود، به صورت شکست cohesive دندان در نظر گرفته شد.

در آنالیز آماری، پس از تعیین میانگین و انحراف معیار، بر روی نتایج به دست آمده، آزمون آنالیز واریانس یک طرفه ANOVA و آزمون Post Hoc از نوع Tukey HSD انجام گرفت و  $P < 0.05$  به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

در بخش بعدی مطالعه برای آگاهی از میزان درجه تبدیل مونومر به پلیمر در عمق حفرات، نمونه‌هایی جهت آزمایش FTIR\* تهیه شد.

چهار گروه برای آزمایش FTIR در نظر گرفته شد که روش کار (نحوه قرار دادن کامپوزیت، فاصله ماده از نوک دستگاه و نحوه تابش) در این گروه‌ها (گروه‌های D-A) به ترتیب با گروه‌های ۲-۵ در بخش اول مطالعه مشابه بود. برای هر گروه ۳ نمونه قبل از پخت و ۳ نمونه بعد از پخت بررسی شد.

ارزیابی DC در گروه A: یک قطعه بسیار کوچک از کامپوزیت اسپکتروم بین دو نوار ماتریکس شفاف قرار گرفته و پس از تحت فشار قرار دادن بین دو لام جهت یکنواخت و نازک شدن، به عنوان نمونه قبل از پخت در دستگاه FTIR قرار گرفت و نمودار آن توسط دستگاه رسم شد.

پس از خارج کردن نمونه از دستگاه، یک قطعه کامپوزیت اسپکتروم یک میلیمتری که از قبل پلیمریزه شده بود، بر روی نمونه قرار گرفت و دور هر دو نوار ماتریکس فلزی قرار داده شد؛ پس از ۸۰ ثانیه تابش نوری با شدت  $500$  mw/cm<sup>2</sup> از فاصله ۴ میلیمتری نمونه، نوار فلزی باز شده، قطعه یک میلیمتری از روی نمونه برداشته و نمودار FTIR نمونه پس از پخت رسم شد.

ارزیابی DC در گروه B: تمام مراحل مانند گروه A انجام شد، با این تفاوت که کامپوزیت مورد بررسی Surefil بود.

ارزیابی DC در گروه C: برای بررسی DC بعد از پخت، پس از تهیه نمونه بسیار نازک کامپوزیت Surefil در بین دو نوار شفاف، یک قطعه ۴ میلیمتری از قبل پلیمریزه شده کامپوزیت Surefil بر روی آن قرار گرفت.

با قرار دادن نوار ماتریکس فلزی به دور هر دو نمونه، با شدت نوری  $500$  mw/cm<sup>2</sup> به مدت ۱۲۰ ثانیه از روی قطعه

\* Fourier Transformation Infrared

## یافته‌ها

متوسط نیروی مقاومت به شکست و انحراف معیار گروه‌های مورد مطالعه در جدول ۲ آمده است. مقایسه بین گروه‌های ۱-۵ نشان داد که نیروی مقاومت به شکست در گروه ۱ (گروه دندانهای سالم یا گروه کنترل) به طور معنی داری از چهار گروه دیگر که با روشهای مختلف ترمیم شده بودند، بیشتر بود ( $P < 0/0001$ )؛ ولی گروه‌های ۲-۵ اختلاف معنی داری نداشتند (جدول ۲).

جدول ۲- میانگین و انحراف معیار نیروی مقاومت به شکست در گروه دندانهای سالم و دندانهای ترمیم شده

گروه	تعداد	میانگین و انحراف معیار نیروی مقاومت به شکست بر حسب نیوتن در هر گروه
۱	۱۵	$154/87 \pm 1157/86$
۲	۱۵	$185/80 \pm 654/64$
۳	۱۵	$142/20 \pm 543/55$
۴	۱۵	$177/71 \pm 628/24$
۵	۱۵	$188/61 \pm 592/88$
مجموع	۷۵	$279 \pm 713/82$

متوسط مقادیر به دست آمده از آزمون FTIR در هر گروه و انحراف معیار مربوط به آن در جدول ۳ آمده است.

جدول ۳- میانگین و انحراف معیار میزان تبدیل مونومر به پلیمر (DC) در گروههای آزمایش شده FTIR

گروه	تعداد	میانگین و انحراف معیار DC بر حسب درصد
A	۳	$3/18 \pm 60/79$
B	۳	$6/84 \pm 44/48$
C	۳	$2/85 \pm 12/67$
D	۳	$7/38 \pm 36/85$
مجموع	۱۲	$18/69 \pm 38/70$

مقایسه بین گروه‌های A-D نشان داد که درصد تبدیل مونومر به پلیمر یا DC بین گروه‌های B و D از لحاظ آماری تفاوت معنی داری نداشت؛ در حالی که میزان DC در گروه C به صورت معنی داری از تمامی گروه‌های دیگر پائینتر و در گروه A به صورت معنی داری از تمامی گروه‌های دیگر

بالاتر بود ( $P < 0/05$ ).

## بحث و نتیجه گیری

این مسئله که دندان ترمیم شده با کامپوزیت، صرف نظر از روش کاربرد ماده یا نوردهی، به هر حال از دندان سالم ضعیفتر است، نیاز به بررسی دارد. در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۰۳ توسط Gorucu و Ozgunaltay انجام شد، نیروی مقاومت به شکست در دندانهای پرمولر سالم با دندانهای ترمیم شده با کامپوزیت Z 250 (هیبرید) و (packable) P 60 به روش incremental و شدت نوری  $500 \text{ mw/cm}^2$  تفاوت معنی داری نداشت (۵). این امر که با نتایج مطالعه حاضر مغایرت دارد، می‌تواند مربوط به تفاوت در نوع ادهزیوهای استفاده شده در دو مطالعه باشد.

در تحقیق حاضر از باندینگ Prime and Bond NT (باندینگ نسل پنجم با مبنای استونی) و در مطالعه Gorucu و Ozgunaltay از Single Bond (باندینگ نسل پنجم با مبنای اتانول/آب) استفاده شد. سیستم‌های با پایه استونی به تغییرات رطوبتی در سطح عاج دمیترالیزه حساستر هستند (۸، ۲۴). گزارش شده است، ادهزیوهای با بیس آبی می‌توانند به عاج مرطوب و خشک به صورت یکسان باند شوند (۲۸)؛ ولی باندینگ‌های با بیس استونی باید به روش Wet Bonding به کار روند و این خطر که رطوبت بر روی سطح عاجی overwet (بیش از حد مرطوب) به طور کامل توسط مونومرهای پرایمری آب دوست در حلال فرار استون جا به جا نگردد، به خوبی برای این سیستم ثابت شده است (۲۹). این آب اضافی بدون شک می‌تواند باند حاصله را ضعیفتر کند. علاوه بر این Single Bond فواید کوپلیمر اسید پلی‌آلکونوئیک را دارد که گزارش شده با تشکیل ترکیبات کلسیم- پلی‌آلکونوئیک در ناحیه سطحی لایه هیبرید، باند را ثبات می‌بخشد (۲۴، ۳۰). نکته دیگر این که هر چند توانایی ترمیم‌های باند شونده رزینی در بازگرداندن بخشی از استحکام از دست رفته دندانها توسط ایجاد لایه هیبرید به اثبات رسیده

انتهای حفره و در نتیجه کاهش C-Factor ذکر شد که با ایجاد یک سطح آزاد سبب انقباض پایینتر و در نتیجه استرس کمتر می‌شود (۱۹).

البته این نکته نیز باید مد نظر قرار گیرد که این عدم پلیمریزاسیون کافی می‌تواند سبب مونومرهای باقیمانده بیشتر و حلالیت و جذب آب بالاتر گردد و به دلیل همین خصوصیات نامطلوب است که Winkler و Paydar که مانند Douglass با استفاده از finite element به این نتیجه رسیده بودند که روش bulk سبب انتقال کمتر استرس‌ها به نسج دندان می‌شود، پیشنهاد می‌کنند، برای کامپوزیت‌های نوری در عمق زیاد، از روش incremental استفاده شود (۱۸).

در مطالعه حاضر، دو گروه ۴ و ۵ نیز تفاوت معنی‌داری در نیروی مقاومت به شکست نشان ندادند. مطالعات Koran و Kurschner نشان داد، اگرچه دینامیک انقباض پلیمریزاسیون در روشهای نوردهی step و continuous متفاوت و در روش step بهتر است، ولی انقباض پلیمریزاسیون کلی در پایان، برای هر دو روش یکسان می‌باشد (۳۴).

Miyazaki و Onose نیز معتقدند، افزایش در شدت نوری بسته به نوع ماده، می‌تواند سبب افزایش در انقباض پلیمریزاسیون گردد (۳۵). به عبارت دیگر این مسئله که افزایش در شدت نوری سبب افزایش در انقباض پلیمریزاسیون می‌شود یا نه، بستگی به نوع کامپوزیت و الاستیک مدولوس (EM) آن دارد (۳۶، ۳۷، ۳۸).

همان طور که می‌دانیم ترکیب یک ماده عامل تعیین کننده الاستیک مدولوس آن می‌باشد. از طرفی الاستیک مدولوس و ضخامت ماده در میزان خمش تأثیرگذار هستند (۸). با توجه به این امر و از آنجا که در مطالعه حاضر در دو گروه ۴ و ۵ نوع کامپوزیت و ضخامت به کار برده شده، یکسان بوده است، می‌توان گفت که عدم تفاوت در نیروی مقاومت به شکست در این دو گروه، در نتیجه الاستیک

است (۳۰، ۳۱)؛ ولی حتی در کامپوزیت‌های پیشرفته نیز، انقباض پلیمریزاسیون به عنوان یک مشکل عمده مطرح می‌باشد که استرس‌های حاصل از آن می‌تواند به دندان منتقل شده و کاسپ‌های دندانهای خلفی را به سمت یکدیگر جابه‌جا نموده و منجر به شکست مینائی و ایجاد crack کاسپی گردد (۱۴، ۳۲، ۳۳).

انقباض پلیمریزاسیون می‌تواند یک فاکتور قابل توجه در کاهش مقاومت به شکست کاسپی پس از ترمیم باشد؛ بنابراین قدرت باند، استرس پذیری لایه هیبرید و انقباض پلیمریزاسیون، مؤلفه‌های تعیین مقاومت به شکست در دندانهای ترمیم شده هستند.

طبق مطالعات Gorucu و همکار وی و Loguercio و همکاران مجموعه اثرات انقباض پلیمریزاسیون می‌تواند تحت الشعاع نوع سیستم باندینگ قرار گیرد (۵، ۲۴). در تمام گروه‌های مورد مطالعه در تحقیق حاضر، سیستم باندینگ یکسان بود. به همین دلیل، گروه‌های ۲ و ۳ اختلاف معنی‌داری نداشتند.

در رابطه با تأثیر روش incremental در کاهش استرس دیواره‌ها، Douglass با استفاده از finite element مطالعاتی انجام داد و نتیجه گرفت که اگر چه کاهش استرس انقباضی برای هر لایه از کامپوزیت رخ می‌دهد، ولی انقباض کلی و استرس ناشی از آن در نتیجه اثر ترکیبی انقباض تمامی لایه‌های incremental و همچنین تغییر شکل مکرر دندان در هر مرحله از پرکردگی اجتناب ناپذیر است. او با مطالعه نمونه‌هایی به روش finite element به این نتیجه رسید که در پرکردگی incremental استرس انقباضی بالاتر خواهد بود.

در یک تحقیق دیگر نیز که داخل حفرات استوانه‌ای با قطر ۲ و عمق ۴ میلی‌متر، کامپوزیت P 60 به دو روش bulk و incremental قرار گرفت و از شدت نوری  $680 \text{ mw/cm}^2$  به مدت ۳۰ ثانیه استفاده شد، میزان ریزش در روش bulk کمتر گزارش گردید و علت آن عدم پلیمریزاسیون کافی در

مدولوس و خمش کاسپی مشابه ایجاد شده، می‌باشد.

بررسی DC نشان داد که گروه A (با کامپوزیت اسپکتروم) به طور معنی داری بیشتر از سایر گروه‌ها (با کامپوزیت Surefil) تبدیل مونومر به پلیمر داشته است. کامپوزیت اسپکتروم دارای ۷۴٪ وزنی یا ۵۸٪ حجمی فیلر (۲۵،۲۴) و کامپوزیت Surefil دارای ۷۹-۸۲٪ وزنی یا ۶۵٪ حجمی فیلر (۳۶،۲۴) می‌باشد؛ علاوه بر این طبق گفته کارخانه سازنده جهت رسیدن به خصوصیات بهتر کاربری (handling) فیلرهای Surefil با قابلیت درهم قفل شدن یا Interlocking Particle Technique ساخته شده‌اند. این دو عامل یعنی افزایش نسبت فیلر و افزایش سطح فیلر، از طرفی عبور نور از کامپوزیت را مشکل‌تر خواهد کرد (۴۰،۳۹) و از طرف دیگر سبب کاهش تحرک زنجیره‌ها و کاهش احتمال برخوردهای تصادفی برای ادامه پلیمریزاسیون شده و در نهایت کاهش تبدیل مونومر به پلیمر را به دنبال خواهد داشت (۴۱،۴۰). میزان تبدیل مونومر به پلیمر در گروه B با گروه D تفاوت معنی داری نداشت.

طی گزارش‌های Koran و Kurschner، روش ramp هنگامی که کل دوز تابش به میزان کافی برای دستیابی به پلیمریزاسیون مناسب، بالا باشد، در میزان تبدیل مونومر به پلیمر تفاوتی با روش استاندارد ندارد (۳۴).

این نتیجه توسط Lovell و همکاران (۴۱) و kim و همکاران (۳۶) نیز تأیید گردید که در گروه C میزان تبدیل مونومر به پلیمر در عمق ۴ میلیمتری به شدت به مخاطره افتاده و به صورت معنی داری از سایر گروه‌ها کمتر بود.

در مقایسه با گروه B، در گروه C عبور نور با همان شدت  $500 \text{ mw/cm}^2$  و زمان ۸۰ ثانیه را داشتیم که برای رسیدن به عمق به جای عبور از هوا، باید از درون توده ۴ میلیمتری کامپوزیت، انتقال پیدا می‌کرد که این مسئله سبب کاهش شدت نوری به سمت عمق شده و در نتیجه به علت کاهش انرژی در مقایسه با گروه B توانایی برای تبدیل مونومرها به پلیمرها، در عمق کاهش می‌یابد (۳۰).

کمتر بودن میزان DC در گروه C نسبت به گروه D را نیز می‌توان به انرژی کمتر نوری در گروه C نسبت داد. با توجه به نتایج حاصل از FTIR، هرچند که نوع کامپوزیت، روش پرکردگی و چگونگی تابش در میزان مقاومت به شکست دندانهای ترمیم شده اثری نداشت، ولی از آنجا که این عوامل در پلیمریزاسیون مؤثر می‌باشند، به کاربردن کامپوزیت packable به روش bulk با شدت نوری معمولی توصیه نمی‌گردد.

بررسیهای میکروسکپی نشان داد، در بیشتر نمونه‌ها، شکست کاسپی وجود داشته و نوع شکست نیز از نوع mixed می‌باشد. در گروه چهارم از دندانهای ترمیم شده با کامپوزیت Surefil به روش bulk و شدت نوری  $500 \text{ mW cm}^{-2}$  به میزان بیشتری نسبت به سایر گروه‌ها، شاهد جداسازی کامپوزیت از کف حفره بودیم که این خود می‌تواند دلیلی بر عدم پلیمریزاسیون لازم و مناسب در این گروه باشد. فرضیه‌ای که در گروه سوم آزمایش FTIR با به دست آمدن  $12/6\% \approx \text{DC}$  تأیید گردید.

با در نظر گرفتن شرایط مطالعه حاضر فقط در موارد اطمینان از پلیمریزاسیون کافی در عمق، می‌توان از این روش استفاده کرد؛ در ضمن همواره باید به این نکته توجه داشت که ژئومتری دندان پیچیده است و درک چگونگی توزیع واقعی استرس در رابطه با پلیمریزاسیون ترمیم‌ها مشکل می‌باشد.

در واقع مجموعه‌ای از عوامل، یکپارچگی مجموعه ترمیم- دندان را تحت تأثیر قرار می‌دهند؛ بنابراین تحقیقات در این زمینه همچنان ادامه دارد.

### تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران به شماره قرارداد ۱۷۶۹ مورخ ۸۳/۰۱/۳۰ می‌باشد که بدین وسیله قدردانی می‌گردد.

## منابع:

- 1- Oysaed H, Royter IE. Water sorption and filler characteristic of composites for use in posterior teeth. *J of Dental Research* 1986; 65(11): 1315-18.
- 2- Derek WJ. Composite restorative materials. *J of the American Dental Assoc* 1990; 56(9 ): 851-56.
- 3- Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composites: review of the literature. *Pediatric Dent* 2002; 24(5): 465-79
- 4- Pearson J, Bouschlicher MR. Polymerization contraction force of packable composites. *Gen Dent* 2001; 49: 643-47
- 5- Gorucu J, Ozguntalay G. Fracture resistance of teeth with class II bonded amalgam and new tooth-colored restorations. *Oper Dent* 2003; 28(5): 501-07
- 6- Kelsey WP, Stanislav CM, Latta MA, Shaddy RS. Physical properties of three packable resin-composite restorative materials. *Oper Dent* 2000; 25: 331-35.
- 7- Perry R, Kugel G, Leinfelder K. One-year clinical evaluation of Surefil packable composite. *Compendium Contin Educ Dent* 1999; 20(6): 544-50, 552-3.
- 8- Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11th ed. London. Mosby. 2002; Chapter 4,9,10.
- 9- Hilton TJ. Packable composites. *J of Esthetic and Restorative Dent* 2001; 13(1 ): 69-75.
- 10- Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable composites: overview and technical consideration. *J Esthet Dent* 1999; 11: 234-49.
- 11- Kugel G. Direct and indirect adhesive restorative materials: a review. *American Journal Dentistry* 2000; 13: 35D-40D.
- 12- Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J of Dental Research* 1994; 73: 626-34.
- 13- Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with bonded composite resins. *J of Dental Research* 1986; 65: 149-53.
- 14- MC Cullock AJ, Smith BGN. In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. *British Dental Journal* 1986; 161: 450-62.
- 15- Joynt RB, Klockowski R. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. *J of Prosthetic Dentistry* 1988; 60(3): 283-87.
- 16- Lopes GC, Monteiro S, Vieira LC. Effect of posterior resin composite placement technique on the resin-dentin interface formed invivo. *Quintessence Int* 2004; 35(2): 156-61
- 17- Versluis A, Cross M. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J of Dental Research* 1996; 75: 871-78.
- 18- Winkler MM, Paydar NH. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. *J of Dental Research* 1996; 75: 1477-83.
- 19- Aguiar FHB, Lovadino JR. Effect of light curing modes and filling techniques on microleakage of posterior resin composite restorations. *Operative Dentistry* 2002; 27: 557-62
- 20- Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *J Esthet Dent* 2000; 12: 216-26.
- 21- Manhart J, Chen H, Hickel R. The suitability of packable resin-based composite for posterior restorations. *J of the American Dental Association* 2001; 132: 639-45.
- 22- Bagby MD, House RC, Baler RL, Helms SK, Tatich DJ. Interproximal contacts of packable composite [abstract 2440]. *Journal of Dental Research* 2000; 79: 448.
- 23- Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light cured packable composite resins. *Dental Materials* 2001; 17: 253-9.

- 24- Loguercio AD, Reis A, Grande RHM. In vitro microleakage of packable composite in class II restorations. *Quintessence Int* 2004; 35: 29-34.
- 25- Ash MM. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 2th ed. WB Saunders Company. 1984: Chapter 9.
- 26- The international organization for standardization of dental materials. Testing of adhesion to tooth structure, ISO/DTS 11405, 2000 p: 3-6
- 27- Silikas N, Elides G, Watts DC. Light intensity effects on resin composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials* 2000; 16: 292-6.
- 28- Tay FR, Gwinnett AJ. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water free, acetone based, single-bottle primer/adhesives. *Dental Materials* 1996; 12: 236-44.
- 29- Kanca J, Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J of the American Dental Association* 1992; 123: 35-42.
- 30- Roberson TM, Heymann H, Swift EJ. *Art and Science of Operative Dentistry*. 4th ed. London. Mosby. 2002; Chapter 4, 5, 11.
- 31- Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 2<sup>nd</sup>ed. Singapore: Quintessence books, 2001; Chapter 8, 10.
- 32- Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J of Prosthetic Dentistry* 1988; 60 (5): 560-69.
- 33- Pearson GJ, Hegarty SM. Cusp movement of molar teeth with composite filling materials in conventional and modified MOD Cavities. *British Dental Journal* 1989; 166: 162-5.
- 34- Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. *American Journal of Dentistry* 1998; 11(1): 17-22.
- 35- Miyazaki M, Onose H. Influence of light irradiation on the volumetric change of polyacid modified resin composites. *Journal of Dentistry* 1999; 27(2): 149-52.
- 36- Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J of Prosthetic Dentistry* 2002; 87: 642-9.
- 37- Hofmann N, Siebrecht C, Hugo B, Klaiber B. Influence of curing methods and materials on the marginal seal of class V composite restorations. *Operative Dentistry* 2003; 28(2): 160-7.
- 38- Filho HN, Mondell RFL, Mowafy OEI. Effect of light curing method on volumetric polymerization shrinkage of resin composites. *Operative Dentistry* 2004; 29(2): 157-61.
- 39- Yoon TH, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J of Oral Rehabilitation* 2002; 29: 1165-73.
- 40- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. *Dental Materials* 2003; 19: 327-33.
- 41- Lovell LG, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dental Materials* 2001; 17(6): 504-11.