

بررسی مقاومت به شکست کامپوزیت رزینهای bulk-fill با ادهزیوهای توتال اچ و سلف اچ در ترمیمهای کلاس دو

محمدجواد مقدس^۱، حوریه موسوی^{۲*}، سحر سعیدعسگر^۳، مریم زنجانی^{۴*}

^۱مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

^۲مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

^۳دندانپزشک، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

^۴دستیار تخصصی گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی مشهد، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۶/۱۲/۲۱ - تاریخ پذیرش: ۹۷/۳/۲۴

Fracture Resistance Evaluation of Bulk-Fill Composite Resins with Total-Etch and Self-Etch Adhesives in Class II Restorations

Mohammad Javad Moghaddas¹, Horieh Moosavi^{1*}, Sahar Saeid Asgar², Maryam Zanjani^{3*}

¹Dental Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

²Dental Materials Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

³Dentist, Mashhad Dental School, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

⁴Post graduate student, Department of Operative Dentistry, Mashhad Dental School, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

Received: 12 March 2017; Accepted: 14 June 2018

Introduction: Suitable fracture resistance is a main factor for long term success in restoration treatment. The purpose of this study was to evaluate the fracture resistance of Class II restoration with total-etch and self-etch adhesives along with various bulk-fill composites.

Materials and Methods: In this in-vitro study, conventional class II cavities were prepared on the proximal surface of 40 sound human premolar teeth with almost same size and shape. Half of the cavities were restored with Sonic Fill nanohybrid bulk-fill composite with total-etch (Optibond Solo Plus, Kerr) and self-etch (Optibond XTR, Kerr) adhesives, and the other half were restored with Tetric N-Ceram, (Ivoclar vivadent) bulk fill composite with total-etch and self-etch adhesives. For fracture resistance evaluation, the specimens were put in Instron device. The amount of force was recorded at the moment of fracture for the evaluation of experimental groups. The data were analyzed by bivariate ANOVA.

Results: The highest and lowest fracture resistance were observed in Tetric N-cream with total-etch adhesive and self-etch adhesive, respectively. There was no significant difference in fracture resistance between Tetric N-Ceram and Sonic fill with total-etch and self-etch adhesives ($P > 0.05$).

Conclusion: Both of the bulk-fill composites with various adhesives had the same fracture resistance.

Keywords: Adhesive, Bulk-fill, Composite, Total-etch, Self-etch

*Corresponding Author 1: Zanjanim941@mums.ac.ir

*Corresponding Author 2: moosaviv@mums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2018; 42(3): 259-70.

چکیده

مقدمه: مقاومت به شکست مناسب، فاکتور عمده‌ای در موفقیت طولانی مدت درمانهای ترمیمی می‌باشد. هدف این مطالعه، بررسی میزان مقاومت به شکست حفرات کلاس دو، ترمیم شده با ادهزیو توتال اچ و سلف اچ با انواع کامپوزیت‌های Bulk-fill بود.

مواد و روشها: در این مطالعه آزمایشگاهی، بر روی ۴۰ دندان پره مولر سالم انسانی با اندازه‌های تقریباً یکسان حفرات کلاس دو کانونشنال بر روی یکی از سطوح پروگزیمالی دندانها تراشیده شدند. نیمی از حفرات با کامپوزیت رزین ویسکوز Bulk-fill (Sonic Fill nanohybrid) با ادهزیوهای توتال اچ (Optibond Solo Plus Kerr) یا سلف اچ (Optibond XTR, Kerr) و نیمی دیگر با کامپوزیت رزین Tetric N-Ceram (Ivoclar vivadent) با ادهزیوهای توتال اچ یا سلف اچ به روش توده ای ترمیم شدند. برای آزمون مقاومت به شکست، نمونه‌ها در دستگاه اینسترون قرار گرفتند. مقادیر نیروی ثبت شده در هنگام شکست جهت مقایسه گروههای آزمایشی ثبت شدند. داده‌های بدست آمده با آنالیز واریانس دو عاملی مورد واکاوی آماری قرار گرفتند.

یافته ها: به ترتیب بیشترین و کمترین مقادیر مقاومت به شکست مربوط به کامپوزیت Tetric N-Ceram با ادهزیوهای توتال اچ و سلف اچ بود. تفاوت معناداری در مقاومت به شکست کامپوزیتهای Tetric N-Ceram و Sonic fill با ادهزیوهای توتال اچ و سلف اچ وجود نداشت. ($P > 0.05$).

نتیجه گیری: هر دو نوع کامپوزیت Bulk-fill با ادهزیوهای مختلف، مقادیر مقاومت به شکست مشابهی داشتند.

کلمات کلیدی: ادهزیو، کامپوزیت، توتال اچ، سلف اچ.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۷ دوره ۴۲ / شماره ۳: ۷۰-۲۵۹.

مقدمه

عبارتند از ریزنشست مارژینال، حساسیت پس از درمان،

پوسیدگی ثانویه، تغییر رنگ و کشش کاسپی.^(۱)

از سوی دیگر، رزین کامپوزیتهای کانونشنال دارای

معایبی از جمله عمق نفوذ نور محدود^(۲) و میزان انقباض

ساختار مشاهده شده ۲ تا ۵ درصد هستند.^(۸) انقباض

پلیمریزاسیون باعث ایجاد استرس در حدفاصل کامپوزیت

و دندان می‌شود. بنابراین، هنگامی که استرس انقباض

پلیمریزاسیون از استحکام باند بیشتر شود، دباندها رخ

می‌دهد. در نتیجه، مشکلات بالینی، از قبیل ریزنشست،

پوسیدگی ثانویه، تغییر رنگ و حساسیت پس از درمان

ممکن است ایجاد شود.^(۹) برای به حداقل رساندن انقباض

پلیمریزاسیون حجمی و در نتیجه کاهش استرس در محل

تماس دندان-کامپوزیت^(۱۰) و ایجاد خواص مکانیکی بهتر

همراه با نفوذ نور کافی، نیاز به یک تکنیک قراردعی لایه

لایه است. اگرچه، این تکنیک معایبی از جمله شکست

پیوند بین لایه‌ها به علت آلودگی، ایجاد حباب، زمان مورد

نیاز بیشتر برای قرار دادن و پلیمریزه شدن هر لایه و مشکل

در جایگذاری به دلیل دسترسی محدود در طی آماده‌سازی

محافظه کارانه حفره دارد.^(۱۱) از این رو برای غلبه بر

مشکلات ناشی از تکنیک قراردعی لایه لایه و ساده‌سازی

روند بازسازی، در سالهای اخیر کامپوزیت بالک-فیل با

قابلیت افزایش عمق کیور تا ۴ تا ۵ میلیمتر به بازار عرضه

شده است. تولیدکنندگان ادعا می‌کنند که این کامپوزیتهای

می‌توانند در ضخامت ۴ یا ۵ میلیمتر در هر مرحله، با

با توجه به پیشرفتهای اخیر در مواد دندانی و تکنیکهای

بالینی، کامپوزیت رزین به پرکاربردترین ماده ترمیمی

مستقیم جهت برطرف کردن نیازهای زیبایی در بازسازی

پوسیدگیهای دندانی، شکستگیهای تاج، نقایص مادرزادی

و سایش دندان، تبدیل شده است.^(۱) این مواد با باند شدن

به دندان سبب تقویت ساختار دندانی می‌شوند. نوع

باندینگ تاثیر معنی‌داری در مقاومت به شکست دارد.^(۲) در

حال حاضر محققان بر این باورند که چسبندگی به عاج

عمدتاً از طریق نفوذ مونومرهای رزینی به منافذ بین

رشته‌های کلاژن عاجی اکسپوز شده در اثر اچ کردن با

اسید است.^(۳) چسبندگی به عاج هنوز نسبت به مینا

چالش برانگیزتر است. عوامل مرتبط با پیوند عاجی در

معرض خطر عبارتند از ساختار توبولار، محتوای آلی بالا،

رطوبت ذاتی و انرژی سطحی پایین عاج. با توجه به پیر

شدن جمعیت و بهبودی بقای دندانها، شیوع پوسیدگی

پروگزیمال و سرویکال افزایش یافته است.^(۴) امروزه

سیستمهای باندینگ متفاوتی برای اتصال کامپوزیت رزین

به عاج در دسترس می‌باشد، از جمله ادهزیو عاجی توتال

اچ و سلف اچ که هر کدام دارای مزایا و معایب متعددی

هستند. باندینگهای با عملکرد ضعیف باعث کاهش

مقاومت به شکست و افزایش ریزنشست مارژینال می‌شوند

که از مشکلات شایع کلینیکی مربوط به ترمیمهای

کامپوزیت رزین می‌باشد.^(۵) عواقب بالینی شکاف مارژینال

شکاف مارژینال می‌شود. سیل مارژینال و مقاومت به شکست مواد ترمیم‌کننده از عوامل مهم برای عملکرد بلند مدت ترمیم‌های کامپوزیت خلفی هستند. اکثر مطالعاتی که تاکنون انجام شده‌اند به ارزیابی ریزش این تکنیک پرداخته‌اند و نتایج این مطالعات هم نشان‌دهنده اثربخشی این روش بوده‌اند؛ در حالیکه فاکتور مقاومت به شکست این روش ثابت نشده است.^(۱۶، ۱۷) Wiczzkowski و همکاران^(۱۸) تاثیر دو روش لایه لایه و بالک-فیل را بر مقاومت به شکست کاسپی دندان خلفی ترمیم شده بررسی کردند. آنها بیان کردند که کامپوزیت‌های خلفی که به روش لایه لایه قرار داده شده بودند، مقاومت بیشتری نسبت به نوع بالک-فیل داشتند. کامپوزیت P۶۰ که به روش لایه لایه یا بالک-فیل قرار داده شده بود در روش لایه لایه نسبت به روش بالک-فیل مقاومت بیشتری داشت. Czasch و همکاران^(۱۹) degree of conversion و خواص میکرو و ماکرو مکانیکال دو کامپوزیت بالک-فیل را با هم مقایسه کردند. آنها نشان دادند که تفاوت معنی‌داری بین تمام خواص فیزیکی این دو نوع کامپوزیت وجود دارد و پیشنهاد کردند که کامپوزیت‌های بالک-فیل در ضخامت‌های ۴ میلیمتری به مدت ۲۰ ثانیه کیور شوند. Garoushi و همکاران^(۲۰) خصوصیات فیزیکی و عمق کیورینگ یک کامپوزیت جدید (everX Posterior) را با دیگر کامپوزیت‌های خلفی معمول مقایسه کردند. آنها نتیجه گرفتند که این نوع کامپوزیت جدید در خواص فیزیکی به طور معنی‌دار با کامپوزیت‌های معمول متفاوت است و پیشنهاد کردند که در مناطق تحت استرس شدید سایشی مورد استفاده قرار گیرد.

مهمترین فاکتور برای همه دندانپزشکان و تولیدکنندگان مواد دندانی، استفاده از ماده‌ای است که از نشت باکتریایی بین ترمیم و ساختار دندان جلوگیری کند و در عین حال

انقباض پلیمریزاسیون کاهش یافته نسبت به رزین‌های کامپوزیتی معمولی کیور شوند. همانطور که قبلاً ذکر شد، مزیت اصلی استفاده از کامپوزیت بالک-فیل عمق کیور افزایش یافته است، که با افزایش ترانس‌لوسنس در نتیجه کاهش حجم فیلرها یا افزایش اندازه آنها، که پراکندگی نور را محدود می‌کند، به دست می‌آید. استرس انقباضی کمتر هم به علت تغییرات در ماتریس آلی و یا محتوای فیلر است.^(۱۲) از جمله انواع جدید کامپوزیت‌ها که برای جلوگیری از عوارض جانبی انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت، ساخته شده‌اند، کامپوزیت Tetric N-ceram و SonicFill می‌باشند که با وجود نتایج متناقض مشاهده شده از کاربرد این نوع کامپوزیت‌ها، مطالعات آزمایشگاهی در مورد خواص مکانیکی آنها امیدوارکننده بوده است.^(۱۳) با این حال، نگرانی‌های مربوط به توانایی این مواد سفت‌تر برای انطباق مناسب با دیواره‌های داخلی و مارژین‌های حفره افزایش یافته است. برای کاهش این مشکل، کاربرد کامپوزیت‌های "فلو" و گلاس آینومر به عنوان لاینر پیشنهاد شده است. کامپوزیت‌های فلو دارای ویسکوزیته کم هستند و بهتر از کامپوزیت‌های قابل تراکم با حفره تطابق حاصل می‌کنند.^(۱۴) با این حال طول عمر این تکنیک مورد سوال است.

از طرفی امروزه یک سیستم کامپوزیت تک مرحله‌ای هم که ترکیبی از یک هندپیس با توانایی فعال‌سازی بطریقه سونیک و کامپوزیت رزین می‌باشد و نیازی به لایه اضافه پوشاننده ندارد و دارای مزایای کامپوزیت‌های فلو و یونیورسال بطور همزمان است، با نام کامپوزیت‌های فعال شونده به طریقه سونیک در دسترس قرار گرفته‌اند.^(۱۵) ترمیم قابل قبول کامپوزیت در حفره‌های کلاس II با مارجین جینجیوال گسترش یافته بر روی ریشه، بخش مهمی از دندانپزشکی ترمیمی است. ۳ درصد انقباض حجمی گزارش شده به دنبال پلیمریزاسیون، اغلب منجر به

اول: توتال اچ / Sonic fill ، گروه دوم: سلف اچ / Sonic fill ، گروه سوم: توتال اچ / Tetric N-Ceram ، گروه چهارم: سلف اچ / Tetric N-Ceram بود.

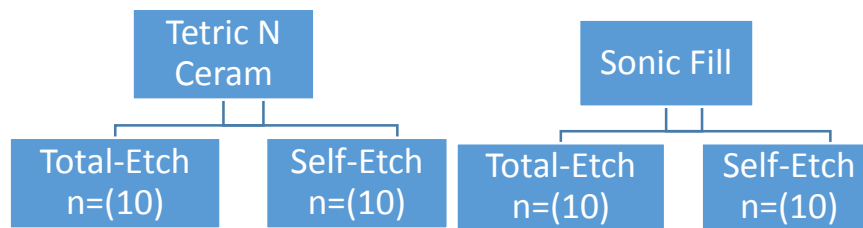
روش کاربرد باندینگها به این ترتیب بود که برای باندینگ Optibond XTR ، در ابتدا سطح مینا و عاج به مدت ۲۰ ثانیه با Optibond XTR پرایمر آغشته شد و سپس ۵ ثانیه با پوار هوا با فشار متوسط خشک گردید. در مرحله بعد Optibond XTR ادهزیو به خوبی تکان داده و ۱۵ ثانیه سطح مینا و عاج به آن آغشته شد. ۵ ثانیه اول با فشار متوسط و بعد با فشار قوی، کامل خشک گردید و به مدت ۱۰ ثانیه با دستگاه لایت کیور (LED) Bluephase C8 و با شدت تابش 500 mW/cm² نور داده شد.

برای استفاده از Optibond Solo Plus ابتدا به مدت ۲۰ ثانیه سطح مینا و عاج اچ گردید و با پوار آب و هوا شسته و خشک شد. سپس سطح مینا و عاج به اچ Optibond Solo Plus آغشته شد و با پوار هوا خشک و به مدت ۲۰ ثانیه نور داده شد. در مرحله بعد، کامپوزیتهای مورد آزمایش به صورت توده ای قرار داده و به مدت ۴۰ ثانیه نور داده شد. بعد از جدا کردن نوار ماتریکس با استفاده از یک تیغه بیستوری شماره ۱۲ و فرز پرداخت الماسه، هر گونه اضافات مواد به خصوص در مارژین ژنژیوال حذف شد و برای پالیش نهایی سری کامل دیسکهای پرداخت کاغذی (Soflex, 3M, USA) بر روی سطوحی که در کلینیک در دسترس هستند، بکار برده شد. مواد مورد استفاده در این مطالعه، از جمله عوامل باندینگ و رزین کامپوزیت به همراه دستور کارخانه سازنده در جدول ۱ آورده شده است. نمونه ها در آب مقطر دردمای ۳۷ درجه سانتیگراد به مدت ۲۴ ساعت نگهداری شده، سپس تحت ۵۰۰ چرخه حرارتی بین دمای ۵ تا ۵۵ درجه سانتیگراد در دستگاه ترموسایکلینگ قرار گرفتند.

مقاومت به شکست کافی ایجاد نماید.^(۲۱) مقاومت به شکست مناسب، فاکتور عمده‌ای در موفقیت طولانی مدت درمانهای ترمیمی می‌باشد. هدف این مطالعه، بررسی میزان مقاومت به شکست حفرات کلاس دو ترمیم شده با ادهزیو توتال اچ و سلف اچ با انواع کامپوزیت Bulk-fill بود.

مواد و روشها

در این مطالعه آزمایشگاهی که در سال ۱۳۹۳ در لابراتوار مواد دندان‌دانی دانشکده دندانپزشکی مشهد انجام شده است، تعداد ۴۰ دندان پره مولر سالم انسانی دبریدمان و ضدعفونی شده با اندازه‌های تقریباً یکسان انتخاب شدند، دندانها تا زمان آزمایش در داخل محلول ۰/۵ درصد کلرامین T نگهداری شدند. حفرات کلاس دو معمولی بر روی یکی از سطوح پروگزیمالی دندانها توسط یک فرد عمل‌کننده با فرز فیشر الماسه توربین شماره ۲۴۵ (G&Z- Germany) همراه با آب و هوا تراشیده شدند. تمامی حفرات تهیه شده دارای عمق کف پالپال ۲ میلیتر، پهنای کف جینجیوال 0.5 ± 0.5 متر و ارتفاع اگزیمالی ۳ میلیتر بودند. کف جینجیوالی حفرات در موقعیت یک میلیتر زیر CEJ قرار داشتند و عرض حفره به میزان ۱/۳ فاصله بین نوک کاسپها تعبیه گردید. به ازای هر ۵ دندان یک فرز استفاده گردید. نمونه‌ها بطور تصادفی به چهار گروه تقسیم شدند. پس از بستن نوار ماتریکس شفاف، نیمی از حفرات با کامپوزیت رزین ویسکوز Bulk-fill (Sonic Fill nanohybrid) با ادهزیوهای توتال اچ (Optibond Solo Plus, Kerr) یا سلف اچ (Optibond XTR, Kerr) و نیمی دیگر با کامپوزیت رزین (TetricN-Ceram, Ivoclar vivadent) با ادهزیوهای توتال اچ یا سلف اچ به روش توده ای طبق دستور کارخانه سازنده ترمیم شدند. نمای شماتیک گروههای آزمایشی در تصویر ۱ قابل مشاهده است. گروههای مطالعه شامل گروه



تصویر ۱. نمای شماتیک گروههای آزمایشی

مقادیر نیروی ثبت شده در واحد نیوتن در هنگام شکست جهت بررسی آماری و مقایسه گروههای آزمایشی ثبت شدند. نوع شکست نمونه‌ها تحت میکروسکوپ با (Dino-Lite Pro, Anmo Electronics Corp, Taiwan) با بزرگنمایی ۲۰ بررسی شد و به سه دسته ادهزیو (بین دندان و کامپوزیت)، کوهزیو (در دندان یا در کامپوزیت) و میکس (شکست همزمان در محل تماس دندان-کامپوزیت و در دندان یا کامپوزیت) دسته بندی شد.

برای آزمون مقاومت به شکست، نمونه‌ها در بلوکهای آکریلی مانت شدند و بلوکها در دستگاه اینسترون (EZ Graph, Shimadzu, Kyoto, Japan) قرار گرفتند، به این صورت که یک کره استیلی با قطر ۴ میلیمتر با سرعت ۱ میلیمتر در دقیقه با کاسپهای باکال و لینگوال دندان مورد آزمایش در محل شیار مرکزی در تماس بود. نمونه‌ها با زاویه ۳۰ درجه در جیگ مخصوص دستگاه اینسترون به منظور شبیه‌سازی بیشتر به زاویه لود مکانیکی در دهان قرار گرفتند. اعمال نیرو تا زمان وقوع شکستگی ادامه یافت.

جدول ۱. مواد مصرفی

نام کارخانه سازنده	اجزای اصلی	ماده سازنده
Optibond Solo Plus	Bis-GMA, HEMA, glycerol phosphate dimetacrylate (GPDM), sodium fluorosilicate, initiator, ethanol, water	Kerr, Orange, CA,USA
Optibond™ XTR	Primer : GPDM, hydrophilic co-monomers, water/ethanol, acetone Adhesive: resin monomers, inorganic fillers, ethanol	Kerr, Orange, CA,USA
Sonic Fillnanohybrid	Bis-GMA, TEGDMA, EBADMA, SiO ₂ , glass, oxide, 83% filler	Kerr, Orange, CA,USA
Tetric @ N-Ceram	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, barium aluminium silicate glass, Isofiller, ytterbium fluoride, spherical mixed oxide, camphorquinone plus an acyl phosphine oxide, dibenzoyl germanium derivative, 80% filler	Ivoclarvivadent, Schaan, Liechtenstein
MANI DIA-BURS	Metal base :Stainless steel (including nickel and chromium) 2) Working part: Fine diamond crystals attached to metal base(including nickel and chromium) 3) Shank : Stainless steel (including nickel and chromium)	MANI, INC. 8-3 KIYOHARA INDUSTRIAL PARK, TSUNOMIYA, TOCHIGI, 321-3231, JAPAN
Bluephase C8 (light-cure) Resin Acrylic (Melio dent)	Self-cure resin(methylmethacrylate)	Ivoclarvivadent, Schaan, Liechtenstein Kalanteb,iran,Tehran

از آزمون آماری پارامتری آنالیز واریانس دو عاملی استفاده شد. در تمام حالات، شرط معناداری، $(P < 0/05)$ بود.

بعد از بررسی شاخصهای مرکزی مربوط به مقاومت به شکست (میانگین و انحراف معیار) در گروههای آزمایشی،

یافته ها

میانگین و انحراف معیار مقاومت به شکست در گروههای مورد بررسی در جدول ۲ قابل ملاحظه است.

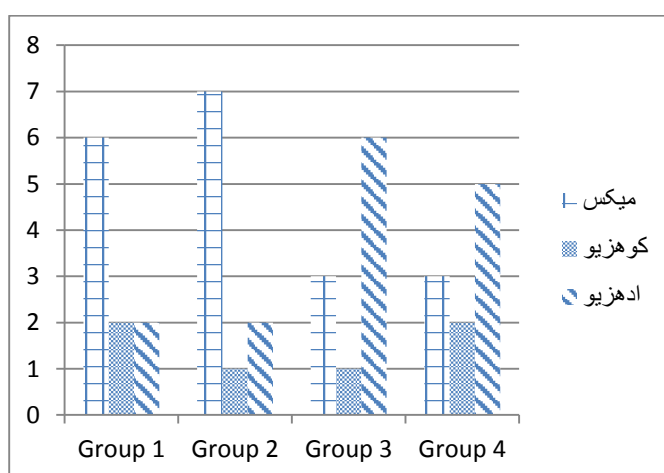
طبق این جدول گروه توتال اچ /Tetric N-Ceram بالاترین و گروه سلف اچ /Tetric N-Ceram کمترین مقاومت به شکست را داشتند

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار مقاومت به شکست در گروههای مورد بررسی

نتایج آنالیز واریانس دو عاملی	انحراف معیار	میانگین (مگاپاسکال)	تعداد	گروه	
F=۰/۷۲ و P=۰/۵۵ : اثر ادهزیو	۲۱۶/۳۳	۶۸۹/۰۷	۱۰	توتال اچ	Sonic fill
	۲۳۱/۶۴	۷۱۴/۸۹	۱۰	سلف اچ	
F=۰/۳۵ و P=۰/۶۵ : اثر کامپوزیت	۳۰۸/۸۷	۹۶۹/۹	۱۰	توتال اچ	Tetric N-Ceram
	۲۵۵/۵۷	۶۴۳/۵۴	۱۰	سلف اچ	

در ارزیابی نوع شکست مشخص گردید در گروه یک و دو بیشترین نوع شکست میکس و در گروه توتال اچ /Tetric N-Ceram و سلف اچ /Tetric N-Ceram بیشترین شکست ادهزیو دیده شد. انواع شکست مشاهده شده در گروههای آزمایشی در نمودار ۱ قابل ملاحظه است.

آزمون آنالیز واریانس دو عاملی برای مقایسه تاثیر متقابل نوع ادهزیو و نوع کامپوزیت بکار رفت و نشان داد که نوع ادهزیو (f = ۰/۷۲ ، P=۰/۵۵) و کامپوزیت (F=۰/۳۵ ، P=۰/۶۵) و ترکیب اثر ادهزیو و کامپوزیت در میزان مقاومت به شکست، تاثیر معناداری نداشت (P=۰/۱۳۶ ، F=۲/۳۲).



نمودار ۱. انواع شکست مشاهده شده در گروههای آزمایشی

بحث

در این مطالعه، استحکام شکست دو رزین کامپوزیت تقریباً جدید Sonic Fill و Tetric N-Ceram و همچنین سیستمهای باندینگ توتال-اچ و سلف-اچ در حفره های معمول کلاس II مورد بررسی قرار گرفت.

به منظور شبیه سازی محیط حفره دهان و شرایط بالینی، از ترموسایکلینگ با تعداد ۱۰۰۰ عدد در بازه دمایی ۵-۵۵ درجه سانتیگراد بر اساس پروتکل ISO ۱۱۴۵۰ استفاده شد. در این مطالعه، انتخاب پره مولرهای دائمی انسان با اندازه تقریباً یکسان، بر اساس حداکثر استاندارد سازی و حذف اثر متقابل آناتومی دندان بر روی نتایج مطالعه صورت گرفته است.^(۲۲)

با توجه به تمایل دندانپزشکان به استفاده از روشهای سریع و قابل اطمینان، کامپوزیتهای بالک فیل امروزه بیش از پیش گسترش یافته اند.^(۲۳) کامپوزیتهای خلفی مانند Tetric Evo Ceram® Bulk Fill و Quix Fill™ به عنوان مواد «بالک فیل» شناخته می شوند. به عنوان مثال، TetricEvoCeram را می توان در یک لایه تا ۴ میلیمتر با تطابق مارژینال بالا قرار داد و نیاز به کامپوزیت فلو را کاهش داد.^(۲۵،۲۴)

Van Ende و همکاران^(۲۶) نشان دادند که نوع کامپوزیت بالک فیل بر روی کیفیت باندینگ تاثیر بسزایی دارد. آنها تفاوت در استحکام باند بین کامپوزیتهای را به تفاوت در استرس انقباضی نسبت دادند. استرس انقباض پلیمریزاسیون ویژگی مواد نیست، بلکه مربوط به انطباق و فاکتور شکل حفره می باشد. در مطالعه حاضر، حفره های کلاس II استاندارد با ابعاد مشابه تهیه شده بودند؛ بنابراین، شکل حفره در تمام نمونه ها مشابه بود. طبق نتایج یک مطالعه مرور سیستماتیک، کامپوزیتهای بالک فیل در مقایسه با کامپوزیتهای کانونشنال استحکام باند مشابهی به

عاج دارند. این در حالی است که مشکلات مربوط به انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیتهای معمول، را ندارند و بویژه می توانند برای حفرات عمیق مفید باشد.^(۲۸،۲۷) با توجه به ادعای تولیدکننده، کامپوزیت بالک فیل از نوع Tetric N-Ceram می تواند تنها در یک لایه تا ضخامت ۴ میلیمتر در دندان خلفی قرار گیرد که به طور قابل توجهی باعث افزایش کارایی ماده می شود. علت کیور شدن کامل این ماده فعال کننده نوری ثبت اختراع شده Ivocerin می باشد. در مقایسه با آغازگرهای نوری معمول، تقویت کننده پلیمریزاسیون Ivocerin بسیار واکنش پذیرتر است. بنابراین، پلیمریزاسیون حتی در حفرات بسیار عمیق آغاز می شود و ماده ترمیمی کاملاً کیور می شود. وجود یک عامل کاهنده استرس انقباضی مشروط باعث به حداقل رساندن انقباض در طول پلیمریزاسیون می شود. همچنین Tetric N-Ceram حاوی مخلوطی از بیسفنول-A دی گلیسیدیل دی متاکریلات، اورتان دی متاکریلات و اتوکسیلیتد بیسفنول-A دی متاکریلات است که همه آنها مونومرهای با ویسکوزیته بالا و انقباض پلیمریزاسیون کم هستند.^(۲۹) بر اساس بیشتر مطالعات انجام شده تاکنون، روش قراردعی لایه لایه، در ترمیمهای کامپوزیت مستقیم خلفی روش استاندارد برای کاهش استرس انقباض پلیمریزاسیون و کیورینگ کافی بوده است.^(۳۰) Sonic Fillis یک کامپوزیت با اصلاح کننده های رئولوژیکی خاص است که به فعال سازی هندپیس سونیک فیل در هنگام قرار دادن آن واکنش نشان می دهد و ویسکوزیته آن تا ۸۷٪ کاهش می یابد و در نتیجه باعث افزایش فلو ماده و پر شدن سریع حفره می شود. تطابق دقیق با دیواره های حفره باعث کاهش تعداد و اندازه حبابهای بحرانی در مارجین و در امتداد زوایای خطی حفره نسبت به کامپوزیتهای معمولی با ویسکوزیته بالا می شود.^(۳۱)

بر اساس نتایج این مطالعه، هیچگونه اختلاف آماری معنی‌داری بین دو نوع کامپوزیت (Sonic Fill و Tetric N-Ceram) و همچنین بین دو نوع سیستم ادهزیو توتال‌اچ و سلف‌اچ از نظر مقاومت در برابر شکست، وجود نداشت. بیشترین میانگین مقاومت به شکست مربوط به گروه توتال اچ / N-CeramTetric و کمترین مقاومت مربوط به گروه سلف اچ / Tetric N-ceram بود، اگر چه این تفاوت معنی‌دار نبود. بنابراین فرضیه صفر این مطالعه پذیرفته شد. با توجه به تازگی عرضه کامپوزیت Sonic Fill، مطالعات کمی درباره خواص شیمیایی و فیزیکی آن موجود است. اما علیرغم میزان بالای فیلر در کامپوزیت Tetric N-ceram و وجود مزیت فن‌آوری نانو هیبرید در هر دو نوع کامپوزیت، تفاوت معنی‌داری در مقاومت به شکست آنها مشاهده نشد. در مطالعه Didem^(۳۰)، سیستم Sonic Fill، استحکام فشاری بیشتری نسبت به سایر کامپوزیتهای مورد مطالعه، از جمله SDR، TetricEvo Ceram و GC G-aenial نشان داد اگر چه گروه Sonic Fill بالاترین استحکام خمشی را نشان داد، اما تفاوت معنی‌داری با سایر گروهها نداشت.

کامپوزیت Sonic Fill یک کامپوزیت بالک فیل فعال‌شونده توسط انرژی سونیک می‌باشد که از لحاظ چگونگی کاربرد از سایر کامپوزیتهای فلو بالک فیل متفاوت است. این ماده تنها در یک لایه تا ضخامت ۵ میلیمتر بکار می‌رود. رزین اختصاصی بسیار پر شده از اصلاح‌کننده‌های خاص به انرژی سونیک واکنش نشان می‌دهد و ماده به سرعت با فعال‌سازی انرژی سونیک به درون حفره جریان می‌یابد. کارخانه سازنده بیان می‌کند که این اصلاح‌کننده‌ها ویسکوزیته ماده را با این انرژی به میزان ۸۷٪ کاهش می‌دهد و افزایش خاصیت فلو ماده آن را قادر به تطابق مارژینال بهتر با دیواره‌های حفره

هنگامی که انرژی سونیک متوقف شود، کامپوزیت به یک قوام چسبناک و بدون فلو تبدیل می‌شود که مناسب برای شکل‌دادن است.^(۳۲) به طور کلی، افزایش بار فیلر در ماتریس رزینی موجب کاهش انقباض کلی کامپوزیت به علت کاهش مونومر برای واکنش می‌شود. اما همزمان ممکن است باعث افزایش ویسکوزیته ماده و در نتیجه باعث ایجاد مشکل در قراردعی و افزایش احتمال تشکیل حباب شود. کامپوزیت سونیک فیل دارای یک فرمول ویژه، حاوی حدود ۸۳/۵ درصد وزنی فیلر در مقایسه با Tetric N-Ceram با محتوای فیلر ۸۰ درصد وزنی می‌باشد. عدم وجود اختلاف معنی‌دار در میزان مقاومت به شکست دو ماده مختلف مورد استفاده در این مطالعه ممکن است به شباهت در مقادیر فیلر آنها مربوط باشد. چنانچه نشان داده شده است که افزایش حجم فیلر باعث افزایش سفتی مواد و در نتیجه افزایش استحکام شکست می‌شود، که با نتایج مطالعه حاضر موافق است.^(۳۳) کامپوزیتهای بالک فیلر در مقایسه با کامپوزیتهای کانونشنال عمق کیور بیشتر و انقباض پلیمریزاسیون کمتری نشان می‌دهند که مربوط می‌شود به وارد کردن تعدیل‌کننده‌های پلیمریزاسیون در ساختار مونومرهای رزینی و تأخیر در نقطه ژله‌ای شدن.^(۳۵،۳۴) سیستمهای باندینگ سلف ادهزیو علاوه بر تسهیل کاربردشان برای کلینیسین، باعث جلوگیری از عوارض اچ شدن و خشک شدن بیش از حد عاج می‌شوند و لایه هیبرید بسیار باریکتر از سیستم باندینگ توتال اچ ایجاد می‌کنند که ضخامت بسته به مقدار اسیدیته آنها متغیر است.^(۳۶) با توجه به مقدار بالای اجزای هیدرولیتیک و افزایش نفوذپذیری، لایه هیبرید این ادهزیو‌ها نسبت به انواع توتال اچ بیشتر در معرض تخریب در دهان هستند.^(۳۷،۳۹)

حجم زیاد فیلرها اجازه تغییر شکل پلاستیک تحت بار را نمی‌دهد، در نتیجه باعث افزایش استرس در مرز دندان/ترمیم و در نهایت افزایش شکست آدهزیو می‌شود. استفاده از کامپوزیت و باندینگ شرکت‌های مختلف برای گروه‌های (توتال اچ / Tetric N-Ceram/ و سلف‌اچ / Tetric N-Ceram) همچنین می‌تواند عامل شکست آدهزیو در این گروه‌ها باشد.

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، کامپوزیتهای جدید سونیک فیل به علت ویژگیهای مکانیکی بالا، زمان کوتاه کاربرد کلینیکی و با توجه به استفاده از انرژی سونیک و در نتیجه ایجاد تطابق بهتر با دیواره های حفره، می‌توانند معادل با کامپوزیتهای بالک فیل کانونشنال در نظر گرفته شوند و برای بازسازیهای وسیع تاجی مناسب باشند. البته در کنار مزایای ذکر شده، قیمت بالای هندپیس مخصوص آنها یکی از معایبشان می‌باشد. با این حال، این مطالعه محدودیتهای اجتناب ناپذیری از جمله عدم امکان ذخیره سازی طولانی مدت نمونه ها در شرایط هیدراتاسیون و عدم امکان بازسازی نیروهای جونده و عادات پارافانکشنال داشته است. با در نظر گرفتن محدودیتهای این مطالعه آزمایشگاهی باید اشاره کرد، که نتایج ارزیابی بالینی مقاومت به شکست احتمالاً متفاوت است. توصیه می‌شود که در مطالعات آینده به مقاومت به شکست کامپوزیتهای باندینگهای دیگر در حفرات با مشخصات دیگر و از نظر سایر تستهای فیزیکی و مکانیکی مواد ترمیمی پرداخته شود.

نتیجه گیری

با توجه به محدودیتهای این مطالعه آزمایشگاهی، نتایج نشان داد که تاثیر تفاوت معنی‌داری بین دو نوع کامپوزیت Sonic fill و Tetric N-ceram و همچنین بین دو نوع

می‌کند. در حین فعال سازی سونیک، کامپوزیت رزین با داشتن ویسکوزیته بالا اجازه فرم دهی مناسب آن توسط کلینیسین را می‌دهد. نشان داده شده است که Sonic Fill سختی را کول (یکی از روشهای سختی‌سنجی مواد ویسکوالاستیک) ۸۰٪ یا بهتر از آن را دارد. علاوه بر این، برخلاف دیگر کامپوزیتهای بالک فیل فلو، Sonic Fill اجازه قراردعی در ضخامت ۵ میلیمتری و بدون افزایش ترانسلوسنسی را می‌دهد. بنابراین، ترمیم نهایی از نظر زیبایی هم مطلوب خواهد بود.^(۴۱،۴۲)

طبق مطالعه Fahad و همکاران^(۴۳)، کامپوزیتهای فعال‌شونده با انرژی سونیک برای بازسازی پرمولرهای ماگزیلاری تضعیف شده مورد استفاده قرار گرفته اند. نتایج نیز با مطالعه آنها سازگار است. در این مطالعه بیشتر شکستهای میکس در گروه یک و دو (توتال اچ / Sonic Fill/ و سلف اچ / Sonic Fill) یافت شد. دلایل در نظر گرفته شده برای این نتیجه می‌تواند تطابق خوب با دیواره‌های حفره‌ای به علت کاهش ویسکوزیته کامپوزیت سونیک در طول تزریق و کاهش استرسهای انقباضی در طول نوردی باشد که باعث کاهش خمش کاسپی در طول پلیمریزاسیون هم می‌شود.

همچنین خواص بالای مکانیکی کامپوزیتهای سونیک (چغرمگی شکست) از آنها در مقابل نیروهایی که به مرز ترمیم/دندان وارد می‌شوند، محافظت می‌کند. یکی دیگر از احتمالات می‌تواند استحکام باند بالای باندینگهای توتال اچ و سلف اچ به کامپوزیت و دندان باشد که در کارخانه مشابه ساخته شده‌اند. با توجه به یافته‌های مطالعه Fahad^(۴۳) شایعترین الگوی شکست در دو گروه آخر از نوع آدهزیو بود. دلائلی که در نظر گرفته می‌شود ویسکوزیته بالای کامپوزیت Tetric است که باعث کاهش تطابق پذیری کامل با دیواره های حفره می‌شود. از سوی دیگر

ادهزیو توتال اچ و سلف اچ از لحاظ مقاومت به شکست وجود نداشت.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از معاونت محترم تحقیقات و فناوری دانشکده دندانپزشکی مشهد جهت تصویب پایان نامه و

حمایتهای مالی آن کمال تشکر و قدردانی به عمل می‌آید. همچنین از حمایت مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشکده دندانپزشکی مشهد سپاسگزاریم. این مقاله منتج از پایان نامه دانشجویی، به شماره ۲۷۶۷ می باشد.

منابع

1. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater* 2012; 28(7):801-9.
2. Siso SH, Hürmüzlü F, Turgut M, Altundaşar E, Serper A, Er K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. *Int Endod J* 2007; 40(3):161-8.
3. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. *Am J Dent* 1997; 10(2):77-82.
4. Demirci M, Tuncer S, Yuceokur AA. Prevalence of caries on individual tooth surfaces and its distribution by age and gender in university clinic patients. *Eur J Dent* 2010; 4(3):270-9.
5. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dent Mater* 2016; 32(8):998-1006.
6. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. *J Dent Biomech* 2010; 13(1): 600-4.
7. Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent* 2000; 25(2):113-20.
8. Kaisarly D, Gezawi ME. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology* 2016; 104(3):257-70.
9. Kim RJ, Son SA, Hwang JY, Lee IB, Seo DG. Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of composite and tooth cavities in real time: incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. *J Dent* 2015; 43(9):1093-8.
10. Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent* 2015; 43(4):430-9.
11. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent* 2003; 31(6):437-44.
12. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent* 2014; 42(8):993-1000.
13. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31(2):10-5.
14. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998; 129(5):567-77.
15. Poggio C, Chiesa M, Scribante A, Mekler J, Colombo M. Microleakage in class II composite restorations with margins below the CEJ: in vitro evaluation of different restorative techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013; 18(5):e793-8.
16. Beznos C. Microleakage at the cervical margin of composite Class II cavities with different restorative techniques. *Oper Dent* 2001; 26(1):60-9.
17. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N. Effect of flowable composite lining on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Adhes Dent* 2007; 9(2):189-94.

18. Wiecekowskij GJ, Joynt RB, Klockowski R, Davis EL. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. *J Prosthet Dent* 1998; 60(3):283-7.
19. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013; 17(1):227-35.
20. Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater* 2013; 29(8):835-41.
21. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. *Am J Dent* 1997; 10(2):77-82.
22. Milia E, Cumbo E, Cardoso RJ, Gallina G. Current dental adhesives systems. A narrative review. *Curr Pharm Des* 2012; 18(34):5542-52.
23. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7(4):79-88.
24. Jackson RD. Efficient core buildups. Sonic-activated composite resin in endodontically treated teeth. *Dent Today* 2012; 31(4):106-9.
25. Jung JH, Park SH. Comparison of polymerization shrinkage, physical properties, and marginal adaptation of flowable and restorative bulk fill resin-based composites. *Oper Dent* 2017; 42(4):375-86.
26. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. Effect of bulk-filling on the bonding efficacy in occlusal class I cavities. *J Adhes Dent* 2016; 18(2):119-24.
27. Akah MM, Daifalla LE, Yousry MM. Bonding of bulk fill versus contemporary resin composites: A systematic review and meta-analysis. *Indian J Sci Technol* 2016; 9(20):1-13.
28. Agarwal RS, Hiremath H, Agarwal J, Garg A. Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer bulk fill composites: an in vitro study. *J Conserv Dent* 2015; 18(1):56-61.
29. Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci* 2009; 117(4):442-6.
30. Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent* 2015; 40(2):172-80.
31. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent* 2014; 42(5):575-81.
32. Eunice C, Margarida A, João CL, Filomena B, Anabela P, Pedro A, et al. 99mTc in the evaluation of microleakage of composite resin restorations with SonicFill™. An in vitro experimental model. *Open J Stomatol* 2012; 2(4):340-7.
33. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resincomposite restorations under occlusal loading. *Dent Mater J* 2010; 29(3):324-9.
34. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984; 63(2):146-8.
35. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater* 2011; 27(4):348-55.
36. Skupien JA, Susin AH, Angst PD, Anesi R, Machado P, Bortolotto T, et al. Micromorphological effects and the thickness of the hybrid layer - a comparison of current adhesive systems. *J Adhes Dent* 2010; 12(6):435-42.
37. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2):118-32.
38. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005; 21(9):864-81.
39. van Dijken JW. A randomized controlled 5-year prospective study of two HEMA-free adhesives, a 1-step self etching and a 3-step etch-and-rinse, in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 2013; 29(11):e271-80.
40. Didem A, Gözde Y, Nurhan O. Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. *Open J Composite Mater* 2014; 4(2):117-21.

41. Jackson RD. Placing posterior composites: increasing efficiency. Dent Today 2011; 30(4):126, 128, 130-1.
42. Jackson RD. Efficient core buildups. Sonic-activated composite resin in endodontically treated teeth. Dent Today 2012; 31(4):108-9.
43. Fahad F, Majeed MA. Fracture resistance of weakened premolars restored with sonically-activated composite, bulk-filled and incrementally-filled composites (A comparative in vitro study). J Baghdad Coll Dent 2014; 26(4):22-7.