بررسی مقایسه‌ای اثر نوع کامپوزیت و روش‌های ترمیمی بر مقاومت به شکست ترمیم‌های سه سطحی کامپوزیتی

دکتر حوریه موسوی*، دکتر مهسا زینلی[1]

چکیده

مقدمه: هدف از این پژوهش، تعیین مقاومت به شکست پرمولرهای دارای حفرات مزیو اکلوزو دیستال (MOD) ترمیم شده با دو نوع کامپوزیت و سه تکنیک متفاوت قرار دهی بود.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش آزمایشگاهی، ٦٠ پرمولر سالم ماگزیلای انسانی مانت شده در رزین آکریلی بر اساس نوع کامپوزیت مورد استفاده (Filtek P60 یا Nulite F) به طور تصادفی به دو گروه سی تایی تقسیم شدند. هریک از دو گروه با توجه به نوع قراردهی کامپوزیت (Bulk, Centripetal, Fibre Insert) به ترتیب به سه زیر گروه ده تایی تقسیم شدند. از ادهزیو Single Bond طبق دستور سازنده برای باند کامپوزیت در تمام دندان‌ها استفاده شد. نمونه‌ها در گروه‌های ١، ٢ و ٣ با کامپوزیت Filtek P60 و در گروه‌های ٤، ٥ و ٦ با کامپوزیت Nulite F ترمیم شدند. پس از ٢٤ ساعت نگهداری نمونه‌ها در دمای ٣٧ درجه سانتی‌گراد، یک گوی استیل به قطر ٤ میلی‌متر با سرعت ٥ میلی‌متر در دقیقه در دستگاه اینسترون یونیورسال تا زمان شکست با کاسپ‌های باکال و لینگوال دندان‌های آزمایشی در تماس قرار گرفت. داده‌ها با آزمون آنالیز واریانس و دانکن بررسی شدند (p value < ٠/٠٥).

یافته‌ها: گروه‌های ٣ و ٦ بیشترین مقادیر مقاومت به شکست را در مقایسه با گروه‌های ١، ٢، ٤ و ٥ داشتند (p value = ٠/٠٠١). در بین تکنیک‌های قراردهی، تکنیک فایبر اینسرت تأثیر معنی‌داری داشت (p value = ٠/٠٠٠١) و نوع کامپوزیت بی‌تأثیر بود (p value = ٠/٧٩١).

نتیجه‌گیری: این پژوهش نشان داد که در حفرات MOD تکنیک‌های قراردهی برخلاف نوع ماده تأثیر معنی‌داری بر مقاومت به شکست دندان‌های پر مولر ترمیم شده با کامپوزیت دارد.

کلید واژه‌ها: کامپوزیت زرین، تکنیک قرار دهی، مقاومت به شکست.

* استادیار، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران. (مؤلف مسؤول)

moosavih@mums.ac.ir

١: دستیار تخصصی، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی مشهد، مشهد، ایران.

این مقاله در تاریخ ٨٨/٦/١٨ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ٨٩/٢/١٣ اصلاح شده و در تاریخ ٨٩/٢/٢١ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان
١٣٨٩؛ ٦(٢)؛ ١٢٨ تا ١٣٤

Archive of SID

www.SID.ir

مقدمه

ساختار طبیعی دندان نیروهای وارد برآن را در طول ساختمان درونیش از جمله مینا و عاج منتقل می‌کند. با تهیه حفره ترمیمی ساختار دندان تضعیف می‌شود[۱]. حفرات مزیو اکلوزو دیستالی که روی دندان تراشیده می‌شود تا حد زیادی مقاومت دندان را به خاطر عدم حضور مارجینال ریج‌ها و پیدایش ترک‌های ریزی که در اثر نیروهای اکلوزالی وارده رخ می‌دهد، کاهش می‌دهند [۳، ۲]. نیروهای اکلوزالی وارده ممکن است سبب ایجاد نیرو در جهت دور شدن کاسپ‌ها از هم شده، در دندان‌های با حفرات مزیو اکلوزو دیستالی وسیع، شکستگی کاسپ‌ها در اثر خستگی ساختار دندان شکننده توسط پیشرفت میکروکرک‌ها تحت لودهای مکرر روی دهد[۴].

معرفی کامپوزیت‌ها و چسب‌های عاجی به دنیای دندان‌پزشکی پیشرفت چشمگیری در ترمیم ایجاد نموده است، زیرا این مواد با باند شدن به دندان سبب تقویت ساختار دندانی می‌گردند. نوع ادهزیو تأثیر معنی‌داری بر مقاومت به شکست دارد[۵]. عملکرد کامپوزیت‌های متنوع جدید نسبت به دهه گذشته بهبود یافته است تا ویژگی‌های ترمیم بهبود یابد، استحکام کافی داشته باشد، در برابر نیروهای شکننده جویدن مقاومت نماید و دارای انقباض پلی مریزاسیون کم و عمق کیور زیاد باشد. دندان‌های ترمیم شده استرس‌ها را به شیوه‌ای متفاوت با دندان‌های طبیعی انتقال می‌دهند[۱]. تکنیک پرکردن و اندازه حفره تأثیر مهمی بر استحکام باند کامپوزیت در حفره دارند[۷، ۶].

ترمیم‌های چسبنده نسبت به سایرین استرس‌های فانکشنال را بهتر در طول مرز باند به دندان منتقل و منتشر کرده ساختار تضعیف شده دندان را تقویت می‌کنند[۱۰-۸]. با این وجود پلی مریزاسیون کامپوزیت‌ها سبب دفورمیشن ساختار دندانی اطراف شده، با ایجاد ترک‌های ریز دندان را مستعد شکستن می‌کند[۱۱]. انقباض حجمی کامپوزیت به دو مرحله تقسیم می‌شود:۱- پلی مریزیشن pre-gel ۲- پلی مریزیشن post- gel. در طول پلی مریزیشن pre-gel کامپوزیت هنوز قادر به فلو است و استرس‌ها را آزاد می‌کند. اما وقتی به مرحله ژل شدن و پس از آن می‌رسد دیگر قادر به فلو و جبران استرس‌های ناشی از انقباض نخواهد بود. بنابراین پلی مریزیشن post-gel منجر به وارد آمدن استرس به باند دندان- کامپوزیت و ساختار دندانی مجاور خواهد شد. تکنیک‌های مختلفی برای به حداقل رساندن انقباض ناشی از پلی مریزاسیون به کار می‌روند از جمله قرار دادن لایه‌ای کامپوزیت. حفراتی که در آنها توده کامپوزیتی به صورت یک لایه پر شود c- فاکتور بالاتر و متعاقب آن انقباض پلی مریزاسیون بیشتری خواهند داشت[۱۲]. هدف از روش‌های قرار دهی لایه‌ای، کاهش استرس ناشی از انقباض پلی مریزاسیون از طریق قرار دادن لایه‌های رزینی در حفره ترمیمی است تا نواحی باندینگ کاهش پیدا کند و c- فاکتور پایین تر بیاید و رزین بتواند در سطوح آزاد فلو پیدا کند[۱۱]. بنابراین ارزیابی اثر روش‌های مختلف قرار دهی کامپوزیت‌های مختلف بر مقاومت به شکست آنها ممکن است از اهمیت ویژه‌ای برخوردار باشد. مشخص شده است که استرس‌های ناشی از انقباض پلی مریزاسیون تحت تأثیر تکنیک‌های ترمیمی، ضریب الاستیسیته رزین، سرعت پلی مریزاسیون و شکل حفره قرار می‌گیرند[۳-۱]. تشکیل گپ‌های بیشتر در فصل مشترک کامپوزیت دندان به دلیل استرس‌های انقباضی بیشتر، ممکن است بر استحکام باند اثر منفی داشته باشد[۴]. مقاومت شکست از ویژگی‌های مهم مواد کامپوزیت ترمیمی است؛ چرا که به مقاومت ماده به گسترش ترک از نواقص درونی آن بستگی دارد. این ترک‌ها به شکستگی‌های میکروسکوپیک لبه‌های ترمیم و شکستن توده‌ای کل ماده منجر خواهد شد[۱۳]. هنگام ترمیم کامپوزیت فاکتورهای زیادی بر مقاومت دندان به شکستن تأثیر می‌گذارند، از جمله ابعاد حفره ترمیمی، تکنیک و مواد مورد استفاده برای ترمیم[۴]. در مقایسه مقاومت به شکست حفرات کلاس دو، اینله‌های سرومر غیر مستقیم مقاومت به شکست بیشتری نسبت به دندان دست نخورده ایجاد می‌کنند. اما تفاوتی در مقاومت به شکست حفرات کلاس دو ترمیم شده با کامپوزیت رزین یا سرومر وجود ندارد[۱۴]. ترمیم‌های اینله کامپوزیتی چسبنده سه سطحی در دندان‌های پرمولر، صرف نظر از نوع کامپوزیت و نحوه کیورینگ آن، قادرند مقاومت به شکست را به حد دندان دست نخورده برسانند[۱۵]. تکنیک گذاشتن ترمیم‌های کامپوزیت رزین که با الیاف پلی اتیلن قرار گرفته در جهت باکولینگوالی در دندان اندو شده تقویت شده باشند نسبت به روش‌های مرسوم ترمیمی در حفرات وسیع معتبرتر است[۱۶] و ممکن است بر مقاومت به شکست دندان‌های اندو شده تأثیر

Archive of SID
www.SID.ir

معنی‌دار داشته باشد[۸]. اما پژوهش‌های کمی در خصوص بررسی ارتباط نوع کامپوزیت و روش‌های مختلف قرار دهی آن بر مقاومت به شکست دندان وجود دارد. هدف از این پژوهش، بررسی مقایسه‌ای مقاومت به شکست دندان‌های تراشیده شده برای ترمیم‌های مزیو اکلوزو دیستال کامپوزیت بود که با دو نوع کامپوزیت و سه روش مختلف جایگذاری کامپوزیت ترمیم شده بودند.

مواد و روش‌ها

در این پژوهش آزمایشگاهی مداخله‌ای، ۶۰ عدد دندان پرمولر ماگزیلاری انسانی تازه کشیده شده، سالم، که بدون پوسیدگی، ترمیم، ترک و شکستگی بودند انتخاب شدند و جهت ضدعفونی شدن در فرمالین ۱۰ درصد قرار گرفتند. برای بازسازی پریودونشیوم، سطوح ریشه‌ای تا ۲ میلی‌متری زیر CEJ به یک لایه ۰/۳– ۰/۲ میلی‌متری موم مذاب آغشته شد و سپس در سیلندرهای از جنس پلاستیک پلی ونیل با آکریل فوری تا ۲ میلی‌متری زیر CEJ مانت شدند. سپس دندان‌ها را از اکریل بیرون آورده، موم از ریشه و داخل اکریل حذف شد. فضای خالی ایجاد شده با پلی اتر پر شد و دندان‌ها دوباره داخل اکریل قرار داده شدند. بدین ترتیب لیگمان پریودنتال تا حدودی بازسازی گردید. فاصله بین کاسپی در سطح اکلوزال هر دندان اندازه گیری شد. توسط یک عمل کننده، حفرات کلاس دو مزیو دیستال با عمق کف پالپال ۲ میلی‌متر، عرض ۱/۳ فاصله بین نوک کاسپ‌ها، پهنای جینجیوال ۱/۵ میلی‌متر، ارتفاع اگزیالی ۲ میلی‌متر و دیواره‌های موازی در پروگزیمال با عرض ۳ میلی‌متر در جهت باکولینگوال در تمام دندان‌ها تراشیده شد. برای هماهنگی بیشتر بین حفرات تهیه شده، از یک پروب پریودنتال به عنوان راهنما استفاده شد و به جز لاین انگل اگزیوپالپال هیچ یک از لبه‌های حفره بول نشد. برای تراش هر ۴ دندان یک فرز استفاده شد. نمونه‌ها ابتدا بر مبنای نوع کامپوزیت Nulite F (BDT NSW Australia) و Filtek P60 (3M ESPE Dental Products) به دو گروه ۳۰ تایی تقسیم شدند و بعد هر گروه بر مبنای روش قراردهی کامپوزیت در حفره به سه زیر گروه ده تایی دسته بندی شد. روش‌های قرار دهی کامپوزیت عبارت بود از: ۱. روش توده‌ای (Bulk): حفره با یک توده کامپوزیت به صورت یک توده تا کانتور نهایی پر شده، ۸۰ ثانیه از اکلوزال کیور می‌شود. ۲. روش مایل به مرکز (Centripetal): لایه اول رزین کامپوزیت روی کف جینجیوال حفره قرار گرفته، رو به دیواره اگزیال پک می‌شود تا کامپوزیت رزین سطح داخلی ماتریکس را بپوشاند. این لایه کیور شده، سپس لایه‌های بعدی به صورت متوالی (با ضخامت ۲ میلی‌متر) به صورت افقی از کف جینجیوال تا سطح اکلوزال گذاشته می‌شوند تا حفره را پر کنند. هر لایه ۴۰ ثانیه کیور می‌شود. ۳. روش لایه‌ای افقی همراه با اینسرت فیبری (Incremental): ابتدا حدود کمتر از یک میلی‌متر کامپوزیت در کف جینجیوال گذاشته می‌شود. سپس یک قطعه ۳ میلی‌متری از اینسرت فیبری از جنس پلی اتیلن (BDT NSW Fibre-Braid (Australia بر روی کامپوزیت کندانس می‌شود تا به طور کامل در تماس با کف جینجیوال و کناره‌های نوار ماتریکس باشد، بدین ترتیب کامپوزیت به گوشه‌های حفره رانده می‌شود. سپس ارتفاع حدود ۲ میلی‌متر از دیواره‌های پروگزیمالی حفره با فیبر مدفون شده در کامپوزیت ترمیم می‌شود و از سمت اکلوزال ۴۰ ثانیه نور تابیده می‌شود. باقی‌مانده حفره با لایه‌های افقی پر شده، هر لایه ۴۰ ثانیه کیور می‌شود. در تمام گروه‌ها پس از باز کردن ماتریکس ۴۰ ثانیه از باکال و لینگوال نوردهی انجام شد. بنابراین در گروه‌های یک و دو و سه از کامپوزیت Filtek P60 به ترتیب به روش توده‌ای، مایل به مرکز و لایه‌ای افقی همراه با اینسرت فیبری و در گروه‌های چهار، پنج و شش از کامپوزیت Nulite F به ترتیب به روش توده‌ای، مایل به مرکز و لایه‌ای افقی همراه با اینسرت فیبری استفاده شد. برای شبیه سازی وضعیت بالینی از نوار ماتریکس فلزی و ماتریکس نگهدار "تافل مایر" استفاده شد. طبق دستور کارخانه سازنده باندینگ (3M Single Bond (ESPE, St. Paul, MN, USA در داخل حفره به کار رفت و با دستگاه (Optilux 500, Demetron-Kerr, Orange, CA, USA) با شدت 500 mW/cm^2 کیور شد. پس از طی ۱۰ دقیقه، ترمیم‌ها با فرز پرداخت ۱۲ پره‌ای و لاستیک پرداخت کامپوزیت و هندپیس با سرعت کم پرداخت شدند. نمونه‌ها در آب مقطر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد به مدت ۲۴ ساعت نگه داری شده، سپس آزمون مقاومت در برابر

Archive of SID
www.SID.ir

شکست با دستگاه آزمون اینسترون یونیورسال (Zwick Germany,) انجام شد. به این صورت که یک کره استیلی با قطر ۴ میلی‌متر با سرعت ۵ میلی‌متر در دقیقه با کاسپ‌های باکال و لینگوال دندان مورد آزمایش تماس پیدا کرد تا وقتی که شکستگی اتفاق افتاد. نیرویی که در آن شکست رخ داد ثبت شد و به عنوان میزان مقاومت به شکست برحسب نیوتن در نظر گرفته شد. در تمام طول کار، مراقبت‌های کافی جهت جلوگیری از دهیدریشن نمونه‌ها اعمال گردید. داده‌ها با آزمون آنالیز واریانس یک و دو عامله و دانکن واکاوی شدند (p value < ۰/۰۵).

یافته‌ها

آزمون کلموگروف- اسمیرنوف توزیع نرمال داده‌ها را نشان داد (p value = ۰/۵۵۳)، بنابراین از آزمون‌های پارامتری جهت آنالیز آماری استفاده شد. مقادیر میانگین و انحراف معیار مقاومت به شکست در جدول شماره ۱ آماده است. طبق این جدول گروه ششم بیشترین و گروه چهارم کمترین مقاومت به شکست را داشتند.

ابتدا با کمک آزمون آنالیز واریانس یک عامله مشخص گردید که تفاوت معنی‌داری در مقادیر میانگین مقاومت به شکست گروه‌های آزمایش وجود دارد (p value = ۰/۰۰۰۱). با انجام آزمون دانکن مشخص گردید که تفاوت‌های معنی‌دار در مقادیر میانگین مقاومت به شکست بین گروه‌های ۳ و ۶ با سایر گروه‌های آزمایش است. تفاوت معنی‌داری در مقاومت به شکست گروه‌های ۱، ۲، ۴ و ۵ وجود نداشت (p value = ۰/۱۰۵). آزمون آنالیز واریانس دو عامله در مقایسه تأثیر نوع تکنیک قراردهی و نوع کامپوزیت نشان داد که فقط نوع تکنیک قراردهی در میزان مقاومت به شکست تأثیر معنی‌داری دارد، اما نوع کامپوزیت بی‌اثر است (p value = ۰/۷۹۱). در نظر گرفتن اثر توامان نوع کامپوزیت و نحوه قرار دهی کامپوزیت بر مقاومت شکست معنی‌دار نبود (p value = ۰/۵۸۰). آزمون دانکن مشخص کرد که تکنیک قراردهی کامپوزیت همراه با فیبر بیشترین مقاومت به شکست را ایجاد می‌کند به نحوی که تفاوت معنی‌داری با تکنیک‌های توده‌ای و مایل به مرکز دارد (p value = ۰/۰۰۰۱).

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار مقاومت به شکست در گروه‌های مورد بررسی (n = ۱۰)

گروه‌های آزمایشی	توصیف گروه‌ها	میانگین	انحراف معیار
گروه ۱	Filtek P60/ Bulk	۷۵۴/۱۴	۳۱۱/۴۶
گروه ۲	Filtek P60/ Centripetal	۸۰۳/۷۱	۲۴۸/۲۰
گروه ۳	Filtek P60/ Fibre insert	۱۴۹۸/۶۱	۳۷۰/۸۷
گروه ۴	Nulite F/ Bulk	۶۸۲/۹۰	۱۵۷/۰۱
گروه ۵	Nulite F/ Centripetal	۹۵۴/۷۳	۲۸۱/۲۱
گروه ۶	Nulite F/ Fibre insert	۱۵۱۷/۳۴	۵۳۰/۸۹

بحث

تعیین مقاومت به شکست ترمیم‌های کامپوزیت کلاس دو با مواد و روش‌های متفاوت جایگذاری هدف کلی این پژوهش بود. در پژوهش حاضر مقاومت به شکست گروه ترمیم شده با اینسرت فیبری به طور معنی‌داری بیش از دو تکنیک دیگر بود. این نتیجه مطابق با پژوهش Belli و همکاران[۸] در سال ۲۰۰۵ بود که مقاومت شکست مولرهای اندو شده را به سه روش ترمیم توده‌ای، همراه با لاینر کامپوزیتی با ویسکوزیته کم و همراه با اینسرت فیبری مقایسه کردند. متوسط مقاومت به شکست گروه ترمیم شده با فیبر در پژوهش Belli و همکاران ۹۴۳/۶۳ نیوتن بود که کمتر از مقادیر مربوط به پژوهش حاضر (۱۵۰۷/۹۷ نیوتن) می‌باشد. علت این تفاوت ممکن است به موارد زیر مربوط باشد: نوع ادهزیو مصرفی این پژوهش که از نوع دو مرحله‌ای توتال اچ بود[۵]، همچنین بیشتر بودن سرعت crosshead در پژوهش حاضر (۵ میلی‌متر در دقیقه) نسبت به پژوهش Belli و همکاران (۰/۵ میلی‌متر در دقیقه) و درمان ریشه بودن دندان‌های آن پژوهش. فیبر به کار رفته در پژوهش Belli و همکاران، نیز از جنس پلی اتیلن و با قطر ۳ میلی‌متر و در جهت باکولینگوالی در

Archive of SID
www.SID.ir

با کس پروگزیمال بود، با این تفاوت که با طول بیشتر (۸ میلی‌متر) گذاشته شد طوری که روی دیواره‌های باکال و لینگوال امتداد داشته باشد، ولی در پژوهش حاضر طول فیبری به اندازه طول باکو لینگوالی باکس پروگزیمال (۳ میلی‌متر) و موازی دیواره پروگزیمالی حدود ۲ میلی‌متر از ارتفاع دیواره پروگزیمالی از دست رفته را بازسازی کرد. تصور می‌شود فیبر پلی اتیلن عامل تغییر در دینامیک استرس‌های وارده به فصل مشترک ترمیم و ادهزیو باشد. بیشتر بودن ضریب الاستیک و کمتر بودن ضریب خمش فیبر پلی اتیلن را ممکن است بتوان توجیه این تغییر در استرس‌ها دانست. همچنین حجمی که فیبر در توده کامپوزیت اشغال می‌کند سبب کاهش انقباض پلی مریزاسیون و استرس‌های ناشی از آن خواهد شد. به علاوه، فیبر ترک را فرو می‌نشاند و محلی برای مهار ترک در حین گسترش آن می‌باشد. به نظر می‌رسد دلیل دیگر برتر بودن مقاومت شکست گروه دارای اینسرت فیبری نحوه قرار گیری فیبر باشد که نقش اسپلینت کنندگی را در دیواره‌های پروگزیمالی از دست رفته فراهم می‌نماید. از آن جا که فیبرها دارای خاصیت آنیزوتروپیک هستند، نحوه قرار گیری آنها در حفره به صورتی بود که امکان اعمال حداکثر نیرو را به وجود می‌آوردند[۱۷]. Cobankara و همکاران[۱۸] در پژوهش خود گزارش کردند که استفاده از فیبر در ترمیم‌های کامپوزیتی تفاوت معنی‌داری ایجاد نکرد. El Mowafy و همکاران[۱۹] ثابت نمودند که اینسرت‌های فیبری در ترمیم‌های کلاس دو کامپوزیت به طور معنی‌داری ریزنشت را کاهش می‌دهند. در پژوهش Bhardwaj و همکاران[۱] در سال ۲۰۰۲، روش‌های ترمیم کامپوزیتی از نظر مقاومت شکست در دندان‌های پرمولر با اینسرت‌های بتاکوارتز، لایه‌ای افقی و لایه‌ای مایل مقایسه شدند که بیشترین مقاومت به شکست در گروه لایه‌ای مایل دیده شد. در پژوهش آنها اینسرت‌های بتا کوارتز به عنوان یک مگافیلر عمل کرده، با کاهش انقباض پلی مریزاسیون سبب مقاومت به شکست بیشتر دندان در مقایسه با روش لایه‌ای افقی شدند. این نتیجه تا حدی مشابه پژوهش حاضر است که مقاومت به شکست گروه دارای اینسرت‌های فیبری به طور معنی‌داری بیش از گروه مایل به مرکز و توده‌ای مشاهده شد. یافته‌های پژوهش فعلی با نظر Versluis و همکاران[۲۰] همخوانی داشت که معتقد بودند تکنیک‌های مختلف جایگذاری کامپوزیت در حفره نقش بزرگی در اصلاح و بهبود استرس‌های انقباضی دارد. اما در هر حال بین مقاومت به شکست گروه مایل به مرکز با گروه توده‌ای تفاوت معنی‌داری ملاحظه نشد. با توجه به این که روش مایل به مرکز نوعی تکنیک لایه‌ای است، انتظار می‌رفت مقاومت شکستی بیش از روش توده‌ای ایجاد کند. این موضوع برخلاف پژوهش Kovarik و همکار[۲۱] است که بیان داشتند کامپوزیت‌های قرار داده شده به روش لایه‌ای همانند انواع جایگذاری شده به روش توده‌ای سطوح دارای مقاومت به شکست پایین ایجاد می‌کنند. اگرچه در پژوهش آنها مقاومت به شکست نمونه‌های کامپوزیتی میکروهیبرید جایگذاری شده به روش توده‌ای نسبت به روش‌های لایه‌ای کمتر بود، چنین نتیجه‌گیری شد که جهت لایه‌ها در روش‌های لایه‌ای کامپوزیت گذاری باید متناسب با اکلوژن و نحوه وارد شدن نیرو بر ترمیم تنظیم شود.

اگرچه مقاومت به شکست گروه مایل به مرکز تفاوت معنی‌داری با گروه توده‌ای نداشت، باز هم روش مایل به مرکز دارای مزایایی است که نمی‌توان از آنها چشم‌پوشی کرد، از جمله تسهیل build-up های کلاس دو، برقراری تماس‌های پروگزیمال مناسب و داشتن نور کافی برای پلی مریزاسیون که به خصوص مورد آخر با روش توده‌ای امکان پذیر نمی‌باشد[۲۲]. در این پژوهش تفاوت معنی‌داری در مقاومت به شکست گروه‌های ترمیم شده با کامپوزیت‌های Filtek P60 و Nulite F مشاهده نشد. با توجه به درصد حجمی بیشتر فیلر در کامپوزیت Nulite F (۷۱ درصد) نسبت به P-60 (۶۱ درصد) انتظار می‌رفت که مقاومت به شکست آن بیشتر باشد. Krause و همکاران[۲۳] مقاومت به شکست رزین‌های BIS-GMA محتوی فیبرهای گلاس کوتاه را با محتوای فیلر ۴۰، ۵۰ و ۶۰ درصد اندازه گیری کردند و نتایج پژوهششان چنین نشان داد که استحکام فشاری این مواد به محتوای فیلر آنها بستگی دارد و بیشترین مقاومت شکست با محتوای فیلر ۵۰ درصد به دست آمد. Nulite F نوعی کامپوزیت تقویت شده با فیبر حاوی فیلرهای فیبری است. از آنجاکه خواص فیبرها به جهت اعمال نیرو بر آنها وابسته است و فیلرهای فیبری در این کامپوزیت جهت گیری نامنظمی دارند، عدم تفاوت معنی‌دار در مقاومت شکست انواع کامپوزیت‌ها در این پژوهش دور از انتظار نمی‌باشد.

Archive of SID
www.SID.ir

در هر حال پژوهشی که به مقایسه کامپوزیت‌های P-60 و Nulite F با هم پرداخته باشد یافت نشد. با این حال در پژوهش بالینی van Dijken و همکار[۲۴] نیز مقاومت شکست و ماندگاری کامپوزیت‌های تقویت شده با فیبر نسبت به سایر انواع کامپوزیت تفاوتی نداشت و بررسی نحوه شکست زیر SEM نشان داد که ترک در مرز بین فیلر و ماتریکس رزینی شکل گرفته، نشان دهنده باند ضعیف فیبر و ماتریکس می‌باشد. در همین بررسی کامپوزیت Nulite F عملکرد بالینی شش ساله ضعیف تری نسبت به کامپوزیت تجاری تقویت شده با فیبر دیگر نشان داد و از علل عمده این شکست‌ها، شکستن ماده ترمیمی و کاسپ دندان ذکر شد. این یافته‌ها بر خلاف ادعای کارخانه سازنده مبنی بر سه برابر بودن مقاومت شکست این ماده در مقایسه با سایر کامپوزیت‌های تجاری می‌باشد. این پژوهش در شرایط آزمایشگاهی انجام شد و دندان‌ها در فاصله کوتاهی پس از ترمیم مورد تست مقاومت به شکست قرار گرفتند. تفاوت‌های زیادی بین شکست‌های رخ داده در محیط دهان و آنهایی که در دستگاه و با نیروی کنترل شده رخ می‌دهد وجود دارد. شرایط دمایی، شیمیایی و استرس‌های فیزیکی محیط دهان در طولانی مدت با پیر شدن ترمیم، ممکنست اثر بدی بر نتایج به دست آمده داشته باشند. شکست‌های ناشی از خستگی سبب می‌شود تا در محیط دهان به علت تروما و یا جویدن مواد سخت شکست در مقادیر نیروهای پایین ایجاد شود. نیروهای داخل دهانی ممکن است از لحاظ بزرگی، سرعت اعمال نیرو و جهت در افراد و سنین مختلف با یکدیگر متفاوت باشند، در حالی که در تست انجام شده، نیروی وارد بر دندان جهت و سرعت یکسانی داشت و تا هنگام شکستن دندان افزایش می‌یافت. به علاوه مهم است که مقاومت دندان ترمیم شده در مارجینال ریج نیز سنجیده شود، زیرا که اکلوژن روی دندان پرمولر در برخی افراد کاسپ-مارجینال ریج است. بنابراین ضروری به نظر می‌رسد که رفتار این مواد و تکنیک‌های ترمیمی در شرایط بالینی نیز برای ترمیم‌های خلفی سنجیده شود.

نتیجه‌گیری

با وجود محدودیت‌هایی که در این پژوهش وجود داشت مهم‌ترین نتایج پژوهش عبارت بود از:

۱- استفاده از اینسرت‌های فیبری پلی اتیلن در ترمیم‌های MOD کامپوزیتی، مقاومت به شکست دندان را به طور معنی‌داری افزایش داد.

۲- نوع کامپوزیت ترمیمی (P-60 یا Nulite F) تفاوتی در مقاومت به شکست دندان‌های پرمولر دارای ترمیم‌های MOD کامپوزیتی ایجاد نکرد.

با در نظر گرفتن اثر متقابل نوع ماده ترمیمی با روش قرار دهی ترمیم، تفاوت معنی‌داری در مقاومت به شکست پرمولرهای دارای ترمیم‌های MOD کامپوزیتی مشاهده نشد.

تقدیر و تشکر

با سپاس و تشکر از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد که هزینه‌های مربوط به طرح با کد ۸۶۶۰۴ را تأمین نمودند.

References

1. Bhardwaj TPN, Solmon P, Parameswaran A. Tooth restored with composite resins?a comparative analysis. Trends in Biomaterials and Artificial Organs 2002; 15(2): 57-60.
2. Pisarski H. Fracture toughness testing. [Cited 2009 Jun 19]. Available from: http://www.twi.co.uk/content/kscsw011.html
3. Bichacho N. The centripetal build-up for composite resin posterior restorations. Pract Periodontics Aesthet Dent 1994; 6(3): 17-23.
4. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. J Dent Res 1986; 65(2): 149-53.
5. Siso SH, Hurmuzlu F, Turgut M, Altundasar 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.
6. He Y, Zhao SL, Zhang XL, Liu HJ, Zhang XY. Effect of composite restoration on the reinforcement of teeth. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2007; 42(5): 300-3.
7. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. Dent Mater 2007; 23(5): 533-8.

Archive of SID
www.SID.ir

8. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, Eskitascioglu G. The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. Int Endod J 2005; 38(2): 73-80.
9. Mondelli J, Sene F, Ramos RP, Benetti AR. Tooth structure and fracture strength of cavities. Braz Dent J 2007; 18(2): 134-8.
10. Hurmuzlu F, Serper A, Siso SH, Er K. In vitro fracture resistance of root-filled teeth using new-generation dentine bonding adhesives. Int Endod J 2003; 36(11): 770-3.
11. Franca FM, Worschech CC, Paulillo LA, Martins LR, Lovadino JR. Fracture resistance of premolar teeth restored with different filling techniques. J Contemp Dent Pract 2005; 6(3): 62-9.
12. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. J Am Dent Assoc 2000; 131(3): 375-83.
13. Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. Dent Mater 2004; 20(8): 726-32.
14. De Freitas CR, Miranda MI, de Andrade MF, Flores VH, Vaz LG, Guimaraes C. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II preparations with resin composite or ceromer. Quintessence Int 2002; 33(8): 589-94.
15. Casselli DSM, Silva ALF, Casselli H, Martins LRM. Effect of cavity preparation design on the fracture resistance of directly and indirectly restored premolar. Braz J Oral Sci 2008; 7(27): 1636-40.
16. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. Dent Traumatol 2008; 24(2): 214-19.
17. Vakiparta M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Flexural properties of glass fiber reinforced composite with multiphase biopolymer matrix. J Mater Sci Mater Med 2004; 15(1): 7-11.
18. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. Oper Dent 2008; 33(5): 526-33.
19. El Mowafy O, El Badrawy W, Eltanty A, Abbasi K, Habib N. Gingival microleakage of Class II resin composite restorations with fiber inserts. Oper Dent 2007; 32(3): 298-305.
20. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res 1996; 75(3): 871-8.
21. Kovarik RE, Ergle JW. Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. J Prosthet Dent 1993; 69(6): 557-60.
22. Ghavamnasiri M, Moosavi H, Tahvildarnejad N. Effect of centripetal and incremental methods in Class II composite resin restorations on gingival microleakage. J Contemp Dent Pract 2007; 8(2): 113-20.
23. Krause WR, Park SH, Straup RA. Mechanical properties of BIS-GMA resin short glass fiber composites. J Biomed Mater Res 1989; 23(10): 1195-1211.
24. van Dijken JW, Sunnegardh-Gronberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. J Dent 2006; 34(10): 763-9.

Archive of SID

www.SID.ir

A comparative study on the effect of the composite type and restoration method on the fracture resistance of composite restorations

Moosavi H*, Zeynali M

Abstract

Introduction: *The purpose of this study was to evaluate the fracture resistance of premolars with mesio-occluso-distal (MOD) preparations restored with two different resin composites along with three placement methods.*
Materials and Methods: *In this in vitro study, sixty human sound maxillary premolars mounted in acrylic resin were randomly divided into two groups according to the type of composite restoration (Filtek P60, Nulite F). Each group was further subdivided into three subgroups according to the type of placement methods namely Bulk, Centripetal and Fibre Insert (n = 10). The same adhesive system; Single Bond, was used for composite bonding following manufacturer's instructions for all teeth. Specimens in groups 1, 2 and 3 were restored with Filtek P60 resin composite while in groups 4, 5 and 6 Nulite F was applied. After 24 hours storage in 37°C, a 4 mm diameter steel sphere in Universal Testing Machine was contacted the buccal and lingual cusps of the tested teeth at a crosshead speed of 5 mm/min until fracture occurred. Data were subjected to analysis of variance and Duncan tests (p value < 0.05).*
Results: *Groups 3 and 6 showed a higher fracture resistance than other groups (P = 0.001). Among the placement methods, Fibre insert showed a significant result (P = 0.0001) but the type of composite was insignificant (P = 0.791).*
Conclusion: *It seems that on MOD cavities, contrary to the type of materials used, the insertion method, largely influences fracture resistance of premolar teeth restored with resin composite.*

Key words: *Composite resin, Placement technique, Fracture resistance.*

Received: 9 Sep, 2009 **Accepted:** 11 May, 2010

Address: Assistant Professor, Department of Operative Dentistry & Dental Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.
E-mail: moosavih@mums.ac.ir

Journal of Isfahan Dental School 2010; 6(2): 128-134.

Archive of SID

www.SID.ir