

## اثر کامپوزیت flowable در مقاومت به شکست دندانهای درمان ریشه شده که با کامپوزیت ترمیم شده اند

دکتر سیاوش سوادی اسکویی: استادیار، بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی تبریز: نویسنده رابط

E-mail: Soskoe @ hotmail.com

دکتر پرنیان علیزاده اسکویی: استادیار، بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی تبریز  
دکتر المیرا جعفری نویمی پور: استادیار، بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی زاهدان  
دکتر امیر احمد عجمی: استادیار، بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی تبریز

دریافت: ۸۴/۱۰/۳، پذیرش: ۸۵/۴/۳۱

### چکیده

**زمینه و اهداف:** اکثر اوقات در ترمیم دندانهای درمان ریشه شده شرایطی وجود دارد که لزوم درمانی ساده، کم هزینه و قابل انجام در کوتاه مدت احساس می شود. هدف از این مطالعه، بررسی اثر استفاده از کامپوزیت flowable در میزان مقاومت به شکست دندانهای پرمولر فک بالا به دنبال درمان ریشه و ترمیم مستقیم با کامپوزیت میباشد.

**روش بررسی:** در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی، ۴۸ عدد دندان پره مولر ماگزیلای سالم انسانی با اپکس بسته، کشیده شده به دلایل ارتودنسی، بطور تصادفی در ۳ گروه ۱۶ تایی توزیع شدند. در گروههای ۲ و ۳، پس از تهیه حفره دسترسی استاندارد و درمان ریشه، تراش به نحوی انجام شد که تنها کاسپ باکال با ضخامت ۳ میلی متر در height of contour و ضخامت یکسان در CEJ (cemento-enamel junction) حفظ گردد. کاسپ پالاتال تا ۱/۵ میلی متر کرونالی تر از CEJ کوتاه شد. نمونه‌ها در ۳ گروه تهیه شدند: گروه ۱: دندانهای سالم (تراش نخورده)، گروه ۲: ترمیم کامپوزیتی دندان بدون کامپوزیت flowable و گروه ۳: ترمیم کامپوزیتی دندان با لاینر کامپوزیت flowable به ضخامت ۲ میلی متر. پس از انجام ترموسایکلینگ، نمونه‌ها تحت نیروی فشاری تا لحظه شکست قرار گرفتند.

**یافته ها:** میانگین مقاومت به شکست در گروههای ۱ تا ۳ به ترتیب  $179 \pm 689/59$ ،  $119 \pm 632/86$  و  $186 \pm 583/92$  نیوتن بود. ( $P > 0/05$ ) از لحاظ نوع شکستگی، بیشترین تعداد شکستگی مطلوب در گروه دندانهای سالم مشاهده شد. در دو گروه دیگر تعداد شکستگی های نا مطلوب بیشتر بود.

**نتیجه گیری:** استفاده از کامپوزیت به تنهایی جهت درمان دندانهای پره مولر درمان ریشه شده در فک بالا نتایج مطلوبی داشت. استفاده از کامپوزیت flowable تأثیر معنی داری روی مقاومت به شکست دندانها نداشت و سبب ایجاد شکستگی مطلوب در دندانها نشد.

**کلید واژه ها:** کامپوزیت flowable، مقاومت به شکست، استحکام فشاری، دندانهای درمان ریشه شده

### مقدمه

امروزه دنیای دندانپزشکی با افزایش تقاضای جامعه انسانی جهت حفظ هر چه بیشتر دندانها مواجه می باشد که با گسترش دامنه تحقیقات علمی و ارائه روشهای نوین تا حد زیادی نیل به این هدف بزرگ میسر گشته است. یکی از مشکلاتی که همواره دندانپزشکان با آن مواجه می باشند، ترمیم دندانهایی است که تحت درمان ریشه قرار گرفته اند. درمان ریشه به دلایل متعددی از جمله از دست رفتن مقدار زیادی از نسج دندان، سبب تضعیف ساختمان دندان شده و آن را مستعد شکستگی می کند (۱). با درمان ترمیمی مناسب می توان استحکام از دست رفته دندان را جبران نموده، فانکشن و زیبایی مطلوب را به سیستم دندانانی بیمار بازگرداند. به این ترتیب ساختار باقیمانده دندان حفظ و بر طول عمر آن افزوده می شود. درمان ریشه موفق تنها زمانی معنا پیدا می کند که با ترمیم

اصولی دندان دندان همراه گردد (۲). در گذشته استفاده از درمانهای ترمیمی غیر مستقیم از جمله ساخت پست و کور فلزی و سپس full crown بر روی آن، رایج بود که موفقیت بالینی بالایی هم داشته است (۳، ۴). اما اکثر اوقات در کلینیک شرایطی وجود دارد که لزوم انجام درمانی ساده، کم هزینه و قابل انجام در کوتاه مدت از طریق درمانهای ترمیمی مستقیم احساس می شود. از جمله مواد مطرح در ترمیم مستقیم دندانهای درمان ریشه شده، کامپوزیت رزینها به همراه سیستم باندینگ عاجی می باشند. امروزه عموماً اثر استفاده از کامپوزیت رزین به همراه عوامل باندینگ عاجی در تقویت ساختار داخلی دندان و افزایش مقاومت آن در مقابل شکستگی پذیرفته شده است (۱۰-۲). طبق مطالعات مختلف در دندانهای ترمیم شده با کامپوزیت، کاسپها

کردن و حذف بافت‌های نرم از اطراف دندانها، که توسط وسایل دستی جرم‌گیری انجام گرفت، سطح دندانها به وسیله rubber cup و مخلوط پودر پامیس با آب، کاملاً تمیز شد. در مرحله بعد، دندانهای با سایز مشابه با تقریب کم، به روش تصادفی ساده در ۳ گروه ۱۶ تایی قرار گرفتند. گروههای انتخاب شده به طور تصادفی با شماره‌های ۱ تا ۳ نامگذاری شده، به ترتیب زیر تهیه شدند:

گروه ۱ (کنترل منفی): دندانهای سالم (تراش نخورده)  
گروه ۲ (کنترل مثبت): ترمیم کامپوزیتی دندان بدون کامپوزیت flowable  
گروه ۳: ترمیم کامپوزیتی دندان با کامپوزیت flowable به ضخامت ۲ میلی متر

به استثنای گروه یک در دو گروه بعدی ابتدا حفره دسترسی استاندارد جهت انجام درمان ریشه، توسط فرز الماسی (TF-13C) taper flat end از نوع coarse، در هندپیس با سرعت بالا تهیه شد. تمام مراحل مربوط به تراش توأم با اسپری آب انجام و بعد از هر ۱۰ بار تراش حفره، فرز تعویض گردید. پس از تمیز کردن پالپ چمبر و حذف اندرکاتهای مربوط به شاخک‌های پالپی، اقدام به پاکسازی کانالها شد. جهت filing کانالها، از فایل‌های نوع K اندودنتیک<sup>۲</sup> شماره ۱۵، ۲۰ و ۲۵ در ۱/۳ اینچالی کانالها استفاده شد و سپس گشادسازی در ۲/۳ کروئالی کانالها با استفاده از دریل‌های Gates Glidden<sup>۳</sup> شماره‌های ۲ و ۳ انجام گرفت. داخل کانالها با سرم فیزیولوژی شستشو داده شد.

در مرحله بعدی تراش یکسان در گروه‌های ۱ و ۲ انجام گرفت. به این ترتیب که توسط دیسک الماسی (Sinter Flex D+Z 935-220 Diamant) توأم با اسپری آب، دو برش عمودی و افقی در ناحیه کاسپ پالاتال به نحوی داده شد که ضخامت کاسپ باکال باقیمانده در ناحیه height of contour دندان ۳ میلی‌متر باشد و در CEJ ضخامت یکسان حفظ شود. لبه حفره با سطح در کف پالپی حفره ۱/۵ میلی‌متر کروئالی تراز CEJ در نظر گرفته شد. جهت برش کاسپ دیسک الماسی عمود بر سطح دندان قرار داده شد. جهت اندازه‌گیری ضخامت کاسپ باکال از orthometer استفاده شد. زاویه حفره با سطح در همه دیواره‌های حفره ۹۰° در نظر گرفته شد. بعد از اتمام تراش، مدخل کانالها با گلوله‌ای به قطر ۲ میلی‌متر از سمان رزین مدیفایدگلس یونومر با مارک تجاری GC Fuji II LC<sup>۴</sup>، مسدود شد قوام گلاس یونومر مصرفی پوتی بوده و فقط در دهانه کانال به منظور سیل قرار داده شد و سپس تحت نوردهی توسط دستگاه Astralis 7<sup>۵</sup>، که در برنامه Low Power با شدت ثابت ۴۰۰ mW/cm<sup>۲</sup> تنظیم شده بود، به مدت ۴۰ ثانیه قرار گرفت. نوک دستگاه عمود بر سطح گلاس یونومر و تا حد امکان در حداقل فاصله (۲ mm) از سطح آن قرار داده شد. پس از اتمام مراحل مشترک فوق، هر گروه به طور جداگانه به شرح زیر آماده گردید:

در گروه دو جهت ترمیم، ابتدا با استفاده از ژل اسید فسفریک ۳۵٪ (Scotchbond™ Etchant)<sup>۶</sup>، سطح مینا و عاج

به طور مکانیکی به هم اتصال یافته، واکنش این دندانها به نیروی وارده مشابه دندانهای تراش نخورده خواهد بود (۷، ۱۱، ۱۲).

یکی از معایب استفاده از کامپوزیت رزین‌ها جهت ترمیم دندانهای خلفی، انقباض ناشی از پلیمریزاسیون می باشد. اکثر مشکلات کامپوزیت‌های خلفی به طور مستقیم یا غیرمستقیم به این مساله مربوط می‌شود. از جمله این مشکلات ایجاد فاصله در مارژینها (marginal gap) در نواحی با مینای کم یا بدون مینا، ترکهای مینایی، تغییر شکل کاسپی و در نتیجه کاهش مقاومت به شکستگی در کاسپ‌ها، میکرولیکیج و پوسیدگی ثانویه را می‌توان نام برد (۱۳). یکی از راههای جبران این نقیصه استفاده از کامپوزیت‌های flowable می باشد. ضریب الاستیسیته و ویسکوزیتی این مواد به علت کاهش محتوای فیلری، کمتر از کامپوزیت‌های هیبرید می‌باشد (۱۶-۱۴). از جمله مزایای ذکر شده برای کامپوزیت‌های flowable، تطابق نزدیک ماده با کف و دیواره‌های حفره تراش داده شده، است که در نتیجه سطوح نامنظم و با دسترسی مشکل را به خوبی پوشش داده، باعث بهبود سیل مارژینی و کاهش میکرولیکیج می‌شود (۱۷، ۱۸). اگر از این مواد به عنوان لاینر در حفره استفاده شود، به علت ضریب الاستیسیته کم مثل یک بالشتک عمل کرده، در حفره جریان می‌یابد و در نتیجه استرس‌های ناشی از انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت ترمیمی را جذب می‌کنند (۱۹). همچنین گزارش شده است که استفاده از کامپوزیت flowable به صورت لاینر باعث کاهش خمش کاسپی می‌گردد (۱۹، ۲۰). بنابراین با توجه به اینکه مقاومت به شکست دندان درمان ریشه شده به دلیل از دست رفتن ساختار دندان حین تراش کاهش می‌یابد (۲۱) هدف از کاربرد لاینر کامپوزیت flowable کاهش استرس اعمال شده به دندان میباشد. اما برخلاف موارد ذکر شده در یکسری از مطالعات استفاده از کامپوزیت flowable زیر ترمیم کامپوزیتی اثری در افزایش مقاومت به شکست دندان نداشته است (۲۲-۲۴).

با توجه به تناقض نتایج حاصل و اینکه دندانهای پرمولر فک بالا در قوس فکی به گونه‌ای قرار گرفته‌اند که در معرض ترکیبی از نیروهای فشاری و برشی مخرب قرار می‌گیرند (۱۳) و نیز اهمیت این دندانها در تأمین زیبایی فرد، مطالعه حاضر به بررسی مقاومت به شکست دندانهای فوق در شرایط استفاده از لاینر کامپوزیت flowable زیر ترمیم کامپوزیتی اختصاص داده شده است.

## مواد و روش‌ها

مطالعه از نوع تجربی آزمایشگاهی بود و در این مطالعه، از ۴۸ دندان پرمولر ماگزینالی سالم انسانی با اپکس بسته، کشیده شده به دلایل ارتودنسی استفاده شد. از زمان خارج کردن دندانها تا شروع مطالعه، حداکثر ۶ ماه فاصله زمانی وجود داشت که در طول این مدت دندانها داخل سرم فیزیولوژی و در درجه حرارت اتاق نگهداری شدند. جهت ضدعفونی کردن، از محلول Chloramine T Trihydrate<sup>۱</sup> با غلظت ۰/۵ درصد استفاده شد. پس از ضدعفونی

1. Merck, Germany

2. MANI Inc., Japan

3. Drendel + Zwieling, Berlin, Germany

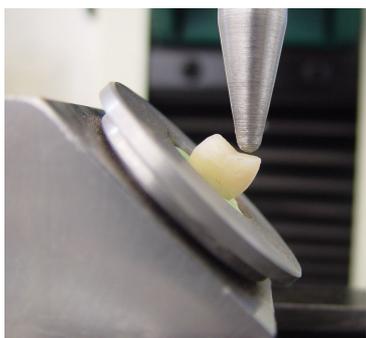
4. GC corporation, Tokyo, Japan

5. Ivoclar Vivadent Inc., New York, USA

طولی دندان داده شد. تا آماده شدن همه نمونه‌ها، آنها را در آب  $37^{\circ}\text{C}$  داخل انکوباتور، نگهداری کردیم.

در مرحله بعدی ترموسایکلینگ در مورد همه گروه‌ها انجام شد. تعداد دفعات،  $500$  سیکل در محدوده دمایی  $5^{\circ}\text{C} \pm 55^{\circ}\text{C}$  /  $5^{\circ}\text{C} \pm 5^{\circ}\text{C}$  در نظر گرفته شد که مدت زمان ماندن نمونه‌ها در هر طرف،  $30$  ثانیه و مدت زمان انتقال، برابر  $10$  ثانیه بود. پس از اتمام ترموسایکلینگ، دندانها در جهت محور طولی شان تا  $1/5$  میلی‌متری CEJ داخل بلوکی از اکریل سبز (Acro cold cure) قرار گرفتند.

مرحله نهایی، آزمایش نمونه‌ها در دستگاه Hounsfield Test Equipment (H5K-S model) بود. در این مرحله پس از قرارگیری نمونه‌ها در محل مربوطه روی jig فولادی دستگاه که دارای شیب  $45^{\circ}$  نسبت به سطح افق بود، نیروی فشاری بر شیب لینگوالی کاسپ باکال با فاصله  $1$  میلی‌متر پایین‌تر از نوک کاسپ با سرعت  $2\text{ mm/min}$  وارد شد. نوک وارد کننده نیرو به صورت flat-end pointed با سطح تماس  $1\text{ mm}^2$  بود که با زاویه  $90^{\circ}$  نسبت به سطح کاسپ (معادل  $45^{\circ}$  نسبت به محور طولی دندان) قرار گرفت (شکل ۱). میزان نیروی وارده بر حسب نیوتون تا لحظه شکست، اندازه‌گیری شد.



شکل ۱: فولادی دارای زاویه  $45^{\circ}$  درجه نسبت به سطح افق به همراه نمونه مورد آزمایش

داده‌های به دست آمده بوسیله نرم افزار آماری spss / win ۱۲ و با استفاده از روشهای آماری تحلیل واریانس و از مونهای تعقیبی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. P در کمتر از  $0/05$  معنی دار تلقی شد. در قسمت بعدی، الگوی شکستگی در هر نمونه با توجه به محل ختم شکستگی در ناحیه کاسپ باکال، مشخص گردید. شکستگی‌هایی که بالا و یا در حد CEJ یا کمتر از  $1$  میلی‌متر زیر CEJ بودند، در دسته شکستگی‌های مطلوب قرار گرفتند و شکستگی‌هایی که بیش از  $1$  میلی‌متر زیر CEJ گسترش داشتند، در گروه شکستگی‌های نامطلوب طبقه‌بندی شدند. از آزمون مجذور کای جهت مقایسه الگوی شکستگی در بین گروه‌ها استفاده شد.

توأمًا و به مدت  $15$  ثانیه اچ شد. سپس سطح دندان توسط پوار آب بدون آلودگی روغن، به مدت  $10$  تا  $15$  ثانیه شستشو داده شد و پس از شستشو، توسط پوار هوای بدون آلودگی آب و روغن، آب اضافی از حفره خارج گردید. با توجه به استفاده از تکنیک wet bonding خشک کردن سطح تا جایی انجام شد که حالت رطوبی عاج و نمای براق آن حفظ شود.

در مرحله بعدی با استفاده از یک برس تمیز، ادهزیو تک بطری (Adper<sup>TM</sup> Single Bond)، به روی سطح آماده شده دندان، افزوده شد. طبق دستور کارخانه سازنده، این ماده در دو لایه روی سطح عاج و مینا زده شد و پس از افزودن لایه دوم، جهت تبخیر حلال از پوار هوا به مدت  $2$  تا  $5$  ثانیه استفاده گردید. سپس لایه ادهزیو به مدت  $10$  ثانیه تحت نوردهی توسط دستگاه Astralis 7، تنظیم شده در برنامه Low Power با شدت ثابت  $7\text{ mW/cm}^2$   $400$  قرار گرفت.

در مرحله بعدی ابتدا نوار ماتریکس فلزی نافل مایر<sup>۱</sup> به ضخامت  $0/0015$  گیج توسط نگهدارنده در دور دندان قرار داده شد. سپس، کامپوزیت (Filtek<sup>TM</sup> Z250) با رنگ A<sub>3</sub> به صورت لایه لایه توسط کندانسور در ناحیه پک شد. لایه‌ها به ضخامت  $5$   $1/2$  میلی‌متر و به طور افقی در حفره قرار گرفتند. هر لایه قبل از افزودن لایه بعدی به مدت  $40$  ثانیه از سمت اکلوزال کیور شد. پس از اتمام ترمیم و باز کردن نوار ماتریکس، نوردهی مجدد از جهت مزیال و دیستال هر کدام به مدت  $40$  ثانیه انجام گرفت. جهت کیور کامپوزیت از Pulse Program دستگاه Astralis 7 استفاده شد. طبق این برنامه، ابتدا نور با شدت  $150\text{ mW/cm}^2$  تابیده می‌شود. سپس در عرض  $15$  ثانیه شدت نور به  $7\text{ mW/cm}^2$   $400$  افزایش می‌یابد و پس از آن هر دو ثانیه یکبار شدت نور بین  $7\text{ mW/cm}^2$   $400$  و  $700\text{ mW/cm}^2$  نوسان می‌کند تا زمان کلی تابش به  $40$  ثانیه برسد. این روش جهت کاهش انقباض کامپوزیت و نیز کاهش بالا رفتن دما در حین پلیمریزاسیون توصیه می‌شود. لازم به توضیح است که در تمام مراحل کیورینگ نوک دستگاه لایت کیور مماس بر سطح دندان و در حد اقل فاصله از ترمیم قرار گرفت.

در گروه سه پس از مراحل اچ مینا و عاج و افزودن Adper Single Bond و سپس کیور آن، از یک لایه کامپوزیت flowable (Filtek<sup>TM</sup> Flow) به رنگ A<sub>3</sub> و به ضخامت  $2$  میلی‌متر در داخل پالپ چمبر استفاده شد. ضخامت این لایه توسط پروب پیرونتال اندازه‌گیری شد. پس از قرار دادن ماده، به مدت  $40$  ثانیه آن را کیور کرده، روی آن کامپوزیت (Filtek<sup>TM</sup> Z250) طبق روش ذکر شده در گروه ۲ قرار داده شد. پس از اتمام ترمیم دندانها، حذف اضافات ترمیم توسط فرز (TC-11 EF) extra fine و سپس پرداخت آن توسط لاستیک سبز پرداخت از نوع B, Spitze Point انجام گرفت. در نهایت جهت حصول یک سطح تخت به منظور وارد کردن نیروی فشاری در مرحله نهایی آزمایش، روی شیب بالاتالی کاسپ باکال ترمیم شده، بول (bevel)  $45^{\circ}$  نسبت به محور

1. M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN, USA  
2. MANI Inc., Japan

3. Vivadent, Schaan / Liechtenstein.  
4. Perrywood Business Park, Honeycrock Lane, Salfords, Redhill, Surrey, RHI 5dz England

## یافته‌ها

میانگین مقاومت به شکست در گروه دندان های سالم، با کامپوزیت و بدون کامپوزیت به ترتیب  $17/6 \pm 689/59$  و  $119/5 \pm 632/86$ ،  $186/2 \pm 583/92$  بود ( $P=0/071$ ). درصد شکستگی مطلوب در گروههای ۱ تا ۳ به ترتیب ۱۰۰٪، ۱۸٪ و ۱۸٪ بود که با آزمون مجذور کای رابطه بین گروهها و وضعیت شکستگی معنی دار می باشد ( $P=0/004$  و  $X^2=45/964$ ).

## بحث

مقاومت به شکست دندانهای درمان ریشه شده، در اثر از دست رفتن ساختار دندانی حین تراش، کاهش می یابد (۲۱). ترمیم انجام شده در این دندانها باید علاوه بر بازسازی دندان، استحکام کاهش یافته آن را جبران کرده، به ایجاد سیل مناسب بین کانال ریشه دندان و محیط دهان کمک نماید (۲۲).

در این مطالعه، میزان مقاومت به شکست دندانهای پره مولر فک بالا پس از درمان ریشه و ترمیم با کامپوزیت در حضور متغیر کامپوزیت flowable بررسی شد. جهت شبیه سازی کلینیکی، با توجه به نوع نیروهای وارده بر پره مولرهای فک بالا (برشی و فشاری)، شیب لینگوال کاسپ باکال دندان، تحت نیروی فشاری با زاویه  $45^\circ$  قرار گرفت. از لحاظ مقاومت به شکست بین گروه ۳ با گروه ۲ و نیز گروه دندانهای سالم تفاوت معنی داری مشاهده نشد ( $P>0/05$ ). طبق مطالعه حاضر، استفاده از لاینر کامپوزیت flowable در زیر ترمیم کامپوزیتی در دندانهای پره مولر فک بالای درمان ریشه شده، اثری در افزایش مقاومت به شکست دندان نداشته است. Belli و همکارانش (۲۰۰۵) در مطالعه خود روی مولرهای درمان ریشه شده نتیجه گرفتند که استفاده از کامپوزیت flowable زیر ترمیم کامپوزیت اثری بر استحکام شکست دندان ندارد (۲۲). Gömeç و همکارانش (۲۰۰۵) و نیز Görücü و Özgünlaltay (۲۰۰۵) هم در بررسی نقش کامپوزیت flowable در دندانهای درمان ریشه نشده نتیجه مشابهی کسب کردند (۲۳) و (۲۴). بر اساس نتایج مطالعه حاضر به نظر می رسد به علت وسعت زیاد تراش و سطح تماس اندک بین لاینر و رستوریشن کامپوزیتی، نقش کامپوزیت flowable به عنوان stress breaker در دندانهای پره مولر درمان ریشه شده هم بسیار کم رنگ تر می باشد. همچنین احتمالاً ضخامت لایه الاستیک (کامپوزیت flowable)، جهت جبران استرس های انقباضی در داخل حفره، کافی نیست. علاوه بر این، اکثر کامپوزیت های flowable وقتی زیر کامپوزیت های بدون خاصیت flow استفاده شوند، استرس ناشی از پلیمریزاسیون را تا حد قابل ملاحظه ای کاهش نمی دهند (۲۵) که این امر نیز می تواند دلیلی بر نتایج مطالعه ما باشد. نکته قابل توجه این است که در مقایسه دو گروه کنترل (گروههای ۱ و ۲)، تفاوت معنی داری از لحاظ مقاومت به شکست مشاهده نشد. در نتیجه طبق مطالعه ما، ترمیم با کامپوزیت و عوامل باندینگ عاجی، باعث افزایش

مقاومت به شکست در دندان درمان ریشه شده می شود. نتایج حاصله با نتایج بسیاری از مطالعات دیگر مطابقت دارد (۵ و ۸ و ۱۲، ۲۶-۲۹)

در مطالعه حاضر، میزان مقاومت به شکست در کلیه گروههای مورد آزمایش از محدوده نیروهای جوشی نرمال در دندانهای پره مولر ماگزیلا که ۱۰۰ تا ۳۰۰ نیوتن ذکر شده است (۳۰)، بیشتر می باشد. حداقل مقاومت به شکست در گروه ۳ (flow+) معادل  $186 \pm 583/92$  نیوتن می باشد. با این حال ارتباط بین تستهای لابراتواری و محیط دهان حتی در بهترین شرایط نیز مبهم می باشد (۳۱). بنابراین توصیه می شود در انجام این نوع ترمیم، قضاوت کلینیکی انجام گیرد. ترجیحاً این روش باید در دندانهایی انجام گیرد که طول اکلوژو جنجیوالی کاسپ باکال در آنها کوتاه باشد و عرض دندان در ناحیه سرویکال به طور ناگهانی کم نشده باشد. علاوه بر این در نواحی با استرس شدید اکلوژالی، از جمله در افراد دارای clenching یا bruxism به علت وارد آمدن نیروهای بیشتر (۵۲۰ تا ۸۰۰ نیوتن) در مدت زمان طولانی تر، بهتر است از رستوریشن های با پوشش کامل کاسپی به جای ترمیم کامپوزیتی مستقیم استفاده کرد (۳۰).

از لحاظ الگوی شکستگی، اکثر شکستگی های مطلوب (۱۰۰٪) در گروه دندانهای سالم مشاهده شد. در بیان علت مطلوب بودن شکستگی در این گروه باید گفت که در دندان سالم، تمامیت ساختار دندانی حفظ شده است؛ پس استرس ناشی از نیروهای وارده در هیچ ناحیه ای از آن تمرکز نمی یابد و به طور یکنواخت در سطح عاج توزیع می شود (۳۲، ۳۳). در سایر گروهها الگوی شکستگی اکثراً نامطلوب می باشد. در بیان علت می توان گفت که در کف عاجی دندان ترمیم شده بر خلاف دندان سالم، گرادیان استرسی نامطلوب وجود دارد که در اثر آن، تجمع استرس در پایه (base) کاسپ تراش خورده یعنی جایی که در معرض حداکثر نیروهای اعمال شده است، ایجاد می شود و شکستگی در کاسپها آغاز می گردد (۳۳، ۳۲). از طرف دیگر کاسپ دندان ترمیم شده، در معرض نیروهای انقباض ناشی از پلیمریزاسیون قرار می گیرد که این هم می تواند تفاوت قابل ملاحظه ای بین الگوی شکستگی دندان سالم و دندان ترمیم شده با کامپوزیت ایجاد کند (۳۲). با توجه به نتایج مطالعه حاضر استفاده از کامپوزیت flowable، هیچ نقشی در اسپلینت کاسپی و تبدیل شکستهای نامطلوب به حالت مطلوب ندارد.

سخن آخر اینکه اندازه گیری مقاومت به شکست آنچنانکه در مطالعه ما انجام گرفت، در رده تستهای تخریبی (destructive) قرار می گیرد و همیشه شرایط in vivo را تقلید نمی کند (۲۷). در این نوع تستها از نیروی فشاری static استفاده می شود یعنی سرعت، جهت و مقدار نیرو ثابت است و به طور متداوم تا زمانی که شکست رخ دهد، ادامه می یابد. در حالیکه نیروهای موجود در دهان dynamic بوده، مقدار، سرعت و جهت نیرو در آن متغیر می باشد (۱۲). علاوه بر این ممکن است در داخل دهان، بواسطه

### نتیجه‌گیری

- ۱) استفاده از کامپوزیت به همراه عوامل باندینگ عاجی، نتایج مطلوبی در ترمیم پره‌مولرهای درمان ریشه شده در فک بالا داشت.
- ۲) استفاده از کامپوزیت flowable به عنوان لاینر در زیر رستوریشن‌های کامپوزیتی، تاثیری بر مقاومت به شکست دندانها نداشت.
- ۳) کاربرد کامپوزیت flowable، تاثیری در ایجاد الگوی شکستگی مطلوب در دندانها نداشت.

### پیشنهادات

- در مطالعات آتی، پیشنهاد می‌شود که:
- ۱) از تست‌های غیر تخریبی (non-destructive)، از جمله اندازه‌گیری خمش کاسپی یا stiffness کاسپی استفاده شود؛ چرا که این تستها تکرار شونده بوده، نیروهای شبیه شرایط دهانی به دندان وارد می‌کنند (۲۱).
  - ۲) اثر لاینر از جنس گلس یونومرو رزین مدیفاید گلس یونومر بررسی شود.
  - ۳) ضخامت‌های مختلف لاینر بررسی گردد.

### تقدیر و تشکر

بدینوسیله از زحمات معاونت محترم پژوهشی دانشکده دندانپزشکی تبریز به جهت همکاری قدردانی می‌شود.

نیروهای تکرار شونده، شکستگی ناشی از خستگی (fatigue failure) در کاسپها اتفاق افتد (۳۴). در نتیجه یافته‌های چنین مطالعاتی باید با احتیاط تفسیر شوند و جهت تعمیم نتایج به کلینیک نیاز به مطالعات طولانی مدت کلینیکی هست. یک عیب عمده همه تستهای destructive این است که تنوع دندانها از لحاظ سایز، سن و شکل مورفولوژیک به عنوان یک متغیر مخدوش کننده است و روی حساسیت تست تاثیر منفی دارد (۱۲). علاوه بر این، تهیه حفره دسترسی و یا تراش دقیقاً مشابه در کلیه دندانها کار بسیار دشواری می‌باشد (۲۱). در مطالعه حاضر جهت کنترل سن دندانها، از دندانهای کشیده شده به دلایل ارتودنسی استفاده شد. سایز دندانها هم قبلاً اندازه‌گیری شد و سایزهای مشابه با توزیع یکسان بین گروهها قرار گرفتند. همچنین تراش مشابه در کلیه گروهها داده شد و تنها از یک نوع دندان (پره مولر ماگزیلا) استفاده شد. از طرف دیگر در این مطالعه از ترموسایکلینگ جهت شبیه سازی aging در کلینیک استفاده شد. طبق مطالعات مختلف ترموسایکلینگ باعث افزایش استرس و تضعیف باند ادهزیو و در نتیجه کاهش مقاومت به شکستگی در دندانها می‌شود؛ یعنی اثر تقویتی اولیه کامپوزیت رزین باند شونده، به مرور زمان به علت ترموسایکلینگ، کاهش می‌یابد (۳۵). انحراف معیار نسبتاً کم بدست آمده در مطالعه ما نسبت به مطالعات مشابه نشان دهنده کنترل متغیرهای مخدوش کننده می‌باشد.

## References

1. Madison S, Wilcox LR. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part III. In vivo study. *J Endod* 1988; **14**: 455-8.
2. De Oliveira FC, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1987; **115**: 57-60.
3. Colman HL. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1979; **23** (4), 647-662.
4. Nanayakkara L, McDonald A, Setchell DJ. Retrospective analysis of factors affecting the longevity of post crowns. *J Dent Res* 1999; **78**: 932, 222.
5. Ausiello P, de Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *Am J Dent* 1997; **10**(5), 237-41.
6. Jagdish S, Yogesh BG. Fracture resistance of teeth with class 2 silver amalgam, posterior composite and glass cermet restorations. *Oper Dent* 1990; **15**(2): 42-7. Erratum in : *Oper Dent* 1990; **15**(6): 234.
7. Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. *Endod Dent Traumatol* 1986; **2**: 35-8.
8. Daneshkazemi AR. Resistance of bonded composite restorations to fracture of endodontically treated teeth. *J Contemp Dent Pract* 2004; **5**(3): 51-8.
9. Hansen EK. In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dent Mater* 1988; **4**: 169-73.
10. Trope M, Tronstad L. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with glass ionomer cement or acid etch composite resin. *J Endod* 1991; **17**(6): 257-9.
11. Salis SG, Hood JA, Stokes AN, Kirk EE. Patterns of indirect fracture in intact and restored human premolar teeth. *Endod Dent Traumatol* 1987; **3**: 10-4.
12. Hoffmann N, Just N, Haller B, Hugo B, Klaiber B. The effect of glass ionomer cement or composite resin bases on restoration of cuspal stiffness of endodontically treated premolars in vitro. *Clin Oral Invest* 1998; **2**: 77-83.
13. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS (eds) *Fundamentals of operative dentistry-A contemporary approach*, 2<sup>nd</sup> ed. Quintessence Publishing Co, Chicago, 2001; PP: 178-228, 236-57, 260-98, 306-60, 373, 377-83, 394-98, 546-63.

14. Craig RG, Powers JM *Restorative dental materials*, 11<sup>th</sup> ed. Mosby Inc., St. Louis, 2002; PP: 80, 81, 211, 212, 247.
15. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin- based materials. *Dent Mater* 2002; **18**: 64-71.
16. 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.
17. Attar N, Turgut MD, Güngör HC. The effect of flowable resin composites as gingival increments on the microleakage of posterior resin composites. *Oper Dent* 2004 ; **29**(2): 162-7.
18. Peutzfeldt A, Asmussen E. Composite restorations: Influence of flowable and self-curing resin composite linings on microleakage in vitro. *Oper Dent* 2002; **27**: 569-75.
19. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent* 2001; **26**: 406-11.
20. Rooklidge E, Boyer D, Bouschlicher M. Cusp deformation by shrinkage of condensable composite. *J Dent Res* 1999; **78**: 399 Abstract # 2349.
21. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod* 1999; **25**(1): 6-8.
22. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, Eskitascioglu G. The effect of fiber insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. *Int Endod J* 2005 ; **38** : 73-80.
23. Özgünlaltay G, Görücü J. Fracture resistance of class II packable composite restorations with and without flowable liners. *J Oral Rehabil* 2005 ; **32** : 111-5.
24. Gömeç Y, Dörter C, Dabanoglu A, Koray F. Effect of resin-based material combination on the compressive and the flexural strength. *J Oral Rehabil* 2005; **32**: 122-7.
25. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* 2003; **134**(6): 721-8.
26. De Freitas CRB, Miranda MIS, de Andrade MF, Flores VHO, Vaz LG, Guimaraes NC. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence Int* 2002; **33**(8): 589-94.
27. Molinaro JD, Diefenderfer KE, Strother JM. The influence of a packable resin composite, conventional resin composite and amalgam on molar cuspal stiffness. *Oper Dent* 2002; **27**: 516-24.
28. Hernandez R, Bader S, Boston D, Trope M. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation dentine bonding systems. *Int Endod J* 1994 ; **27**(6) : 281-4.
29. McCulloch AJ, Smith BGN. In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. *Br Dent J* 1986; **161**: 450-2.
30. Jantarat J, Palamara JEA, Messer HH. An investigation of cuspal deformation and delayed recovery after occlusal loading. *J Dent* 2001; **29**: 363-70.
31. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ *Sturdevant's art & science of operative dentistry*, 4<sup>th</sup> ed. Mosby Inc., St. Louis; PP: 16, 471-99, 651-66, 763-95.
32. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002; **18**: 295-303.
33. Goel VK, Khera SC, Gurusami S, Chen RCS. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth, *J Prosthet Dent* 1992; **67**(2):174-83.
34. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Den Res* 1986; **65**(2): 149-53.
35. Eakle WS. Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin. *Dent Mater* 1986; **2**, 114-7.