

مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

دوره ۲۹ شماره ۱ بهار ۱۳۸۶ صفحات ۶۴-۵۹

## اثر پین افقی در مقاومت به شکست دندانهای درمان ریشه شده و ترمیم شده با کامپوزیت

دکتر سیاوش سوادی اسکویی: استادیار بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز؛ نویسنده رابط  
E-mail: soskoe@ hotmail. com

دکتر پرنیان علیزاده اسکویی: استادیار بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز  
دکتر المیرا جعفری نویمی پور: استادیار بخش ترمیمی دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز  
دکتر نرین محمدی: استادیار بخش دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

دریافت: ۸۴/۱۲/۷، پذیرش: ۸۵/۵/۲۵

### چکیده

**زمینه و اهداف:** ترمیم دندانهای درمان ریشه شده توسط درمانی ساده، کم هزینه و قابل انجام در کوتاه مدت یکی از مشکلات مبتلا به روز در دندانپزشکی میباشد. هدف از این مطالعه، بررسی اثر پین افقی در مقاومت به شکست دندانهای پرمولر فک بالا به دنبال درمان ریشه و ترمیم مستقیم با کامپوزیت بود.

**روش بررسی:** در این مطالعه ۴۸ پره مولر ماگزیلای سالم انسانی، بدون ترک، با اپکس بسته و کشیده شده به دلایل ارتودنسی، بطور تصادفی به ۳ گروه ۱۶ تایی به ترتیب زیر توزیع شدند:

گروه ۱: دندانهای سالم (تراش نخورده)

گروه ۲: ترمیم کامپوزیتی دندان بدون پین افقی

گروه ۳: ترمیم کامپوزیتی دندان با دو عدد پین افقی در کاسپ باکال

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 سطح height of contour حفظ گردد. کاسپ پالاتال تا ۱/۵ میلی متر کرونالی تر از CEJ (cementoenamel junction) کوتاه شد. پس از انجام ترموسایکلینگ، نمونهها تحت نیروی فشاری تا لحظه شکست قرار گرفتند. تمامی دادهها تحت آنالیز آماری one-way ANOVA و آزمون تعقیبی Tukey قرار گرفتند. جهت بررسی نوع شکستگی از آزمون Chi-Square استفاده شد.

**یافته ها:** میانگین مقاومت به شکست در گروههای ۱ تا ۳ به ترتیب از راست به چپ  $179 \pm 689/59$ ،  $119 \pm 632/86$ ،  $533/49 \pm 168$  نیوتن بود. بین گروههای ۱ و ۳ اختلاف معنی دار بود ( $p < 0/05$ ). از لحاظ نوع شکستگی، بیشترین تعداد شکستگی مطلوب (شکستگیهایی که بالا و یا در حد CEJ یا کمتر از ۱ میلی متر زیر CEJ باشند) در گروه ۱ و کمترین تعداد شکستگی مطلوب در گروه ۳ مشاهده شد.

**نتیجه گیری:** (۱) استفاده از کامپوزیت به همراه عوامل باندینگ عاجی جهت ترمیم دندانهای پره مولر درمان ریشه شده در فک بالاسب افزایش مقاومت به شکست شد. (۲) استفاده از پین افقی باعث کاهش معنی داری در مقاومت به شکست شد. (۳) کاربرد پین افقی، تأثیری در ایجادالگوی شکستگی مطلوب در دندانها نداشت.

**کلید واژه:** مقاومت به شکست - پین افقی - استحکام فشاری - دندانهای درمان ریشه شده - ترمیم کامپوزیت.

### مقدمه

دندان می گردد 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 دندانی بیمار بازگرداند. به این ترتیب ساختار باقیمانده دندان حفظ می گردد و بر طول عمر آن افزوده می شود. درمان ریشه موفق تنها زمانی معنا پیدا می کند که با ترمیم صحیح و اصولی دندان همراه گردد (۲). در گذشته استفاده از درمانهای ترمیمی غیر مستقیم از جمله ساخت

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

گروه ۱ (کنترل منفی): دندانهای سالم (تراش نخورده)  
گروه ۲ (کنترل مثبت): ترمیم کامپوزیتی دندان بدون بین افقی  
گروه ۳: ترمیم کامپوزیتی دندان با دو عدد بین افقی در کاسپ باکال  
به استثنای گروه ۱ در دو گروه بعدی ابتدا حفرة دسترسی استاندارد جهت انجام درمان ریشه، توسط فرز الماسی taper flat end (TF-16C) از نوع coarse، در هندپیس با سرعت بالا تهیه شد. تمام مراحل مربوط به تراش توأم با اسپری آب انجام شد و بعد از هر ۱۰ بار تراش حفرة، 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 فایل های نوع K اندودنتیک<sup>۱</sup> شماره ۱۵، ۲۰ و ۲۵ در ۱/۳ اینچالی کانالها استفاده شد و سپس گشادسازی در ۲/۳ کروئالی کانالها با استفاده از دریل های Gates Glidden شماره های ۲ و ۳ انجام گرفت. داخل کانالها با سرم فیزیولوژی شستشو داده شد. در مرحله بعدی تراش یکسان در گروههای ۲ و ۳ انجام گرفت. به این ترتیب که توسط دیسک الماسی (Sinter Flex D+Z 935-220 Diamant)<sup>۲</sup> 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 میلی متر باشد و لبه حفرة با سطح در کف پالپی حفرة ۱/۵ میلی متر کروئالی تراز CEJ باشد. جهت اندازه گیری ضخامت کاسپ باکال از orthometer استفاده شد. زاویه حفرة با سطح، در همه دیواره های حفرة ۹۰° در نظر گرفته شد. بعد از اتمام تراش، مدخل کانالها با گلوله ای به قطر ۲ میلی متر از سمان رزین مدیفایدگلس یونومر با مارک تجاری GC Fuji II LC<sup>۳</sup>، مسدود شد. قوام گلس یونومر مصرفی پوتی بود و فقط در دهانه کانالها به منظور سیل قرار داده شد و سپس تحت نوردهی توسط دستگاه Astralis 7<sup>۴</sup>، که در برنامه Low Power با شدت ثابت ۴۰۰ mW/cm<sup>۲</sup> تنظیم شده بود، به مدت ۴۰ ثانیه قرار گرفت. در ادامه، نمونه ها در گروههای ۲ و ۳ به شرح زیر آماده شدند.

گروه ۲: در این گروه جهت ترمیم، ابتدا با استفاده از ژل اسید فسفریک ۳۵٪ (Scotchbond™ Etchant)<sup>۱</sup>، سطح مینا و عاج توأم و به مدت ۱۵ ثانیه اچ شد. سپس سطح دندان توسط پوار آب بدون آلودگی روغن، به مدت ۱۰ تا ۱۵ ثانیه شستشو داده شد و پس از شستشو، توسط پوار هوای بدون آلودگی آب و روغن، آب اضافی از حفرة 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™ Single Bond)<sup>۲</sup>، 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 ۲ تا ۵ ثانیه استفاده گردید. سپس لایه ادهزیو به مدت ۱۰ ثانیه تحت نوردهی توسط دستگاه Astralis 7، تنظیم شده در برنامه Low Power با شدت ثابت ۴۰۰ mW/cm<sup>۲</sup> قرار گرفت. در

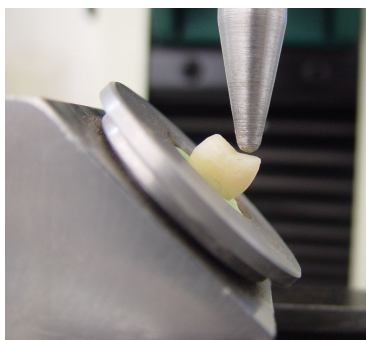
پست و کور فلزی و سپس full crown بر روی آن، رایج بود که موفقیت کلینیکی بالایی هم داشته است (۳،۴). اما اکثر اوقات در کلینیک شرایطی وجود دارد که لزوم انجام درمانی ساده، کم هزینه و قابل انجام در کوتاه مدت از طریق درمانهای ترمیمی مستقیم احساس می شود. از جمله مواد مطرح در ترمیم مستقیم دندانهای درمان ریشه شده، 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 (۵-۱۰). طبق مطالعات مختلف در دندانهای ترمیم شده با کامپوزیت، کاسپها به طور مکانیکی به هم اتصال یافته، واکنش این دندانها به نیروی وارده مشابه دندانهای تراش نخورده خواهد بود (۷،۱۱،۱۲). در دندانهای درمان ریشه شده بخصوص در مواردی که یک یا چند کاسپ دندان کوتاه می شود، جهت افزایش استحکام باید کاسپ یا کاسپهای باقیمانده را تقویت و به کل ترمیم اسپلینت نمود. یکی از راههای اسپلینت مکانیکی و تقویت کاسپها استفاده از پینهای عاجی است که به طور افقی در عاج دیواره عمودی حفرة تعبیه می شوند. کارایی بین های افقی به تنهایی یا توأم با ادهزیو در ترمیمهای آمالگامی ثابت شده است (۱۳،۱۵). اما در مورد ترمیمهای کامپوزیتی مطالعات کمی در این زمینه وجود دارد. از طرفی با توجه به اینکه دندانهای پرمولر فک بالا در قوس فکی به گونه ای قرار گرفته اند که در معرض ترکیبی از نیروهای فشاری و برشی مخرب قرار می گیرند (۱۳) و نیز اهمیت این دندانها در تأمین زیبایی فرد، مطالعه حاضر به بررسی اثر استفاده از بین افقی به همراه ترمیم کامپوزیتی در افزایش مقاومت به شکست این دندانها در حالت یک کاسپ اختصاص داده شده است.

## مواد و روش ها

مطالعه حاضر از نوع مطالعات تجربی (in vitro) با رویکرد کاربردی می باشد. در این مطالعه، از ۴۸ دندان پرمولر ماگزنیالی سالم انسانی، بدون ترک، با اسپکس بسته و کشیده شده به دلایل ارتودنسی، استفاده شد. از زمان خارج کردن دندانها تا شروع مطالعه، حداکثر ۶ ماه فاصله زمانی وجود داشت. در طول مدت جمع آوری، دندانها داخل سرم فیزیولوژی و در درجه حرارت اتاق نگهداری شدند. سپس جهت ضد عفونی کردن، از محلول Trihydrate Chloramine<sup>۱</sup> با غلظت ۰/۵ درصد استفاده شد. پس از ضد عفونی کردن و حذف بافتهای نرم از اطراف دندانها، که توسط وسایل دستی جرم گیری 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 ۰/۱ mm به روش simple random sampling در ۳ گروه ۱۶ تایی قرار گرفتند. گروههای انتخاب شده به طور تصادفی با شماره های ۱ تا ۳ نامگذاری شده، به ترتیب زیر تهیه شدند:

1. Merck, Germany
2. MANI Inc., Japan
3. Drendel + Zweiling, Berlin, Germany.
4. GC corporation, Tokyo, Japan.
5. Ivoclar Vivadent Inc., New York, USA.
6. 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN, USA

مرحله نهایی، آزمایش نمونه ها در دستگاه Hounsfield Test Equipment (H5K-S model) بود. در این مرحله پس از قرارگیری نمونه ها 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 ۱ میلی متر پایین تر 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 نیوتن تا لحظه شکست، اندازه گیری شد.



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

پس از جمع آوری داده ها، از آزمون تحلیل واریانس one-way ANOVA برای مقایسه مقاومت به شکست در بین گروهها و سپس از آزمون تعقیبی Tukey جهت مقایسه دو به دو گروهها استفاده شد. در قسمت بعدی، الگوی شکستگی در هر نمونه با توجه به محل ختم شکستگی در ناحیه کاسپ باکال، مشخص گردید. شکستگی هایی که بالا و یا در حد CEJ یا کمتر از ۱ میلی متر زیر CEJ بودند، در دسته شکستگی های مطلوب قرار گرفتند و شکستگی هایی که بیش از ۱ میلی متر زیر CEJ گسترش داشتند، در گروه شکستگی های نامطلوب طبقه بندی شدند. از آنالیز Chi-Square جهت مقایسه الگوی شکستگی در بین گروهها استفاده شد.

### یافته

میانگین مقاومت به شکست، در جدول ۱ مشخص شده است. با آنالیز one-way ANOVA ( $F=2/63$  و  $P=0/041$ )، مشخص شد که بین گروهها تفاوت معنی دار وجود دارد. آزمون تعقیبی Tukey، نشان داد که تنها اختلاف بین گروههای ۱ و ۳ معنی دار است ( $P<0/05$ ).

مرحله بعدی ابتدا نوار ماتریکس فلزی تافل مایر<sup>۱</sup> به ضخامت  $0/015$  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. لایه ها به ضخامت  $1/5-2$  میلی متر و به طور افقی در حفره قرار گرفتند. هر لایه قبل از افزودن لایه بعدی به مدت ۴۰ 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 ۴۰ ثانیه انجام گرفت. جهت کیور کامپوزیت از Pulse Program دستگاه Astralis 7 استفاده شد. طبق این برنامه، ابتدا نور با شدت  $150 \text{ mW/cm}^2$  تاییده می شود. سپس در عرض ۱۵ ثانیه شدت نور به  $400 \text{ mW/cm}^2$  افزایش می یابد و پس از آن هر دو ثانیه یکبار شدت نور بین  $400 \text{ mW/cm}^2$  و  $700 \text{ mW/cm}^2$  نوسان می کند تا زمان کلی تابش به ۴۰ ثانیه برسد. این روش جهت کاهش انقباض کامپوزیت و نیز کاهش بالا رفتن دما در حین پلیمریزاسیون توصیه می شود.

**گروه ۳:** در این گروه قبل از ترمیم دندان، از دو عدد بین خودپیچ شونده (PINLOCK<sup>TM</sup>)<sup>۳</sup> استفاده شد. این پین ها از جنس stainless steel بوده، قطر  $0/5$  میلی متر و طول ۴ میلی متر دارند. جهت قرار دادن پین ها، ابتدا توسط دریل مخصوص ارائه شده در کیت، سوراخهای پین به صورت عمود بر عاج سمت پالاتال کاسپ باکال با فاصله  $0/5$  میلی متر از DEJ مجاور، چه در سمت مزیال یا دیستال و چه در سمت اکلوزال، تعبیه شد. در هر نمونه ای اگر فاصله بین سوراخهای پین کمتر از  $3 \text{ mm}$  بود نمونه از مطالعه حذف شد. دریل پین پس از هر ۱۰ بار ایجاد سوراخ پین عوض شد. سپس پین ها توسط آچار دستی، جهت کنترل بیشتر در محل سوراخ ایجاد شده، پیچ شدند. طولی از پین که خارج از سطح دندان باقی می ماند، در حد ۲ میلی متر در نظر گرفته شد و اضافی آن کوتاه گردید. پس از قرار دادن پین ها در ناحیه، مراحل ترمیم مشابه گروه ۲ انجام گرفت.

پس از اتمام ترمیم دندانها در کلیه گروهها، حذف اضافات ترمیم توسط فرز (TC-11 EF) extra fine و سپس پرداخت آن توسط لاستیک سبز پرداخت از نوع B<sub>3</sub> Spitze Point<sup>۴</sup> انجام گرفت. در نهایت جهت حصول یک سطح تخت به منظور وارد کردن نیروی فشاری در مرحله نهایی آزمایش، روی شیب پالاتالی کاسپ باکال ترمیم شده، بول (bevel)  $45^\circ$  نسبت به محور طولی دندان داده شد. تا آماده شدن همه نمونه ها، آنها را در آب  $37^\circ \text{C}$  داخل انکوباتور، نگهداری کردیم.

در مرحله بعدی ترموسایکلینگ در مورد همه گروهها انجام شد. تعداد دفعات، ۵۰۰ سیکل در محدوده دمایی  $5^\circ \pm 5^\circ / 55^\circ \pm 5^\circ$  در نظر گرفته شد که مدت زمان ماندن نمونه ها در هر ظرف، ۳۰ ثانیه و مدت زمان انتقال، برابر ۱۰ ثانیه بود. پس از اتمام ترموسایکلینگ، دندانها در جهت محور طولی شان تا  $1/5$  میلی متری CEJ داخل بلوکی از اکریل سبز (Acro Pars 200) cold cure قرار گرفتند.

1. HENRY Schein Inc., USA
2. 3M ESPE, Dental Products, St. Paul, MN, USA.
3. Coltene / Whaledent Inc., 750 Corporate Drive Mahwah, NJ, USA.
4. MANI Inc., Japan .
5. Vivadent, Schaan / Liechtenstein.
6. Perrywood Business Park, Honeycrock Lane, Salfords, Redhill, Surrey, RH1 5DZ, England.

جدول ۱: مقاومت به شکست در گروههای مختلف تحت مطالعه بر اساس آنالیز one-way ANOVA

گروه	تعداد	میانگین	انحراف معیار	انحراف استاندارد	F	p
دندان سالم	۱۶	۶۸۹/۵۹۰۶	۱۷۹/۶۲۳۰	۴۴/۹۰۶۰۸		
دندان بدون بین افقی	۱۶	۶۳۲/۸۶۸۸	۱۱۹/۴۶۳۳۶	۲۹/۸۶۶۰۹	۲/۶۳	۰/۰۴۱
دندان با بین افقی	۱۶	۵۳۳/۴۹۶۹	۱۶۸/۰۷۱۹۳	۴۲/۰۱۷۹۳		

از نظر الگوی شکستگی بیشترین شکستگی مطلوب (۱۰۰٪) در گروه ۱ و بیشترین شکستگی نامطلوب (۱۰۰٪) در گروه ۳ می باشد. در گروه ۲ نیز میزان شکستگی نامطلوب (۸۲٪)، بیش از شکستگی مطلوب (۱۸٪) است. آزمون Chi-Square نشان داد که طبق معیار  $X^2 = ۴۵/۹۶۴$  و سطح معنی داری  $P = ۰/۰۰۴$ ، رابطه بین گروهها و وضعیت شکستگی معنی دار است.

## بحث

مقاومت به شکست دندانهای درمان ریشه شده، در اثر از دست رفتن ساختار دندانی حین تراش، کاهش می یابد (۱۶). 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 (۱۷).

در این مطالعه، میزان مقاومت به شکست دندانهای پره مولر فک بالا پس از درمان ریشه و ترمیم با کامپوزیت در حضور متغیر بین افقی 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  $۴۵^\circ$  قرار گرفت.

تفاوت مقاومت به شکست بین گروه ۳ (Pin+) و گروه ۲ (Pin-)، معنی دار نبود ( $P > ۰/۰۵$ )؛ اما کاهش مقاومت به شکست در گروه ۳ (Pin+) نسبت به گروه دندانهای سالم معنی دار بود ( $P < ۰/۰۵$ ). در نتیجه طبق مطالعه حاضر استفاده از بین افقی هیچگونه مزیتی مبنی بر افزایش مقاومت به شکست در ترمیم کامپوزیتی پره مولرهای درمان ریشه شده در فک بالا نداشت و حتی باعث تضعیف هرچه بیشتر دندان شد. این یافته مشابه نتایج مطالعه Kao (۱۹۹۱) و نیز Tjan و همکارانش (۱۹۹۲) می باشد (۱۸، ۱۹). از طرف دیگر، Qualtrough و همکارانش (۲۰۰۱) بیان داشتند که مقاومت به شکست دندانهای ترمیم شده با کامپوزیت تحت تأثیر استفاده از بین افقی واقع نمی شود (۲۰). برخلاف اینها، مطالعه Haller و همکارانش (۱۹۹۱)، نشانگر افزایش مقاومت به شکست کورهای کامپوزیتی در حضور بین های عاجی است (۲۱). البته در مطالعات مختلف، جهت، سایز و تعداد بین های عاجی مورد استفاده متفاوت می باشد. کاهش مقاومت به شکست دندان در حضور بین افقی، می تواند به دلیل موازی بودن این بینها با توبولهای عاجی و عمل وج مانند آنها باشد (۱۵). علاوه بر این مشکل در پک کردن ماده ترمیمی در اطراف بین عاجی (۱۹)، فقدان چسبندگی و تفاوت ضریب انبساط حرارتی بین بین و

کامپوزیت (۱۹) و همچنین نزدیک بودن بین افقی به سطح اکلوزال دندان (۱۸) از دیگر علل تضعیف ماده ترمیمی می باشد. از طرف دیگر در اکثر موارد با توجه به سایز کوچک دندانهای پره مولر، رعایت حداقل فاصله بین بینی امکان پذیر نیست؛ در نتیجه عاج بین دو بین افقی در اثر نزدیک بودن بینها به همدیگر تضعیف می شود. اغلب در اثر ضخامت کم عاج باقیمانده در کاسپ باکال، انتهای بین به مینا می رسد و در نتیجه بدون پشتیبان عاجی خواهد بود و علاوه بر این، احتمال ایجاد ترک در مینا و عاج مجاور وجود خواهد داشت. یکی از مشکلات جایگذاری بین های افقی این است که با توجه به دسترسی ناکافی حین قرار دادن بین، کنترل دقیق محل و زاویه بین افقی مشکل است.

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 ( $P > ۰/۰۵$ ). 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 (۵-۲۲، ۸، ۱۲، ۲۵).

در مطالعه حاضر، میزان مقاومت به شکست در کلیه گروههای مورد آزمایش از محدوده نیروهای جوشی نرمال در دندانهای پره مولر ماگزینا که ۱۰۰ تا ۳۰۰ نیوتن ذکر شده است (۲۶)، بیشتر می باشد. حداقل مقاومت به شکست در گروه ۳ (Pin+) و معادل  $۵۳۳/۴۹ \pm ۱۶۸$  نیوتن می باشد. با این حال ارتباط بین تستهای لابراتواری و محیط دهان حتی در بهترین شرایط نیز مبهم می باشد (۲۷). بنابراین توصیه می شود در انجام ترمیمهای کامپوزیتی برای پره مولرهای ماگزینای درمان ریشه شده، فضاوت کلینیکی انجام گیرد. این روش باید در دندانهایی انجام گیرد که طول اکلوزوجنجیوالی 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 اکلوزالی، 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 (۲۶).

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

در کلیه دندانها کار بسیار دشواری می‌باشد (۱۶). در مطالعه حاضر جهت کنترل سن دندانها، از دندانهای کشیده شده به دلایل ارتودنسی استفاده شد. ساین دندانها هم قبلاً اندازه‌گیری شد و ساینهای مشابه با توزیع یکسان بین گروهها قرار گرفتند. همچنین تراش مشابه در کلیه گروهها داده شد و تنها از یک نوع دندان (پره مولر ماگزایلا) 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 (۳۱). انحراف معیار نسبتاً کم بدست آمده در مطالعه ما نسبت به مطالعات مشابه نشان دهنده کنترل متغیرهای مخدوش کننده می‌باشد.

### نتیجه‌گیری

بنظر می‌رسد استفاده از کامپوزیت به همراه عوامل باندینگ عاجی، جهت ترمیم دندانهای پره مولر درمان ریشه شده در فک بالاسب افزایش مقاومت به شکست شد. و استفاده از پین افقی سبب کاهش معنی‌داری در مقاومت به شکست، نسبت به دندانهای تراش نخورده شد. در حالیکه کاربرد پین افقی، تأثیری در ایجادالگوی شکستگی مطلوب در دندانها نداشت.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی 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 (۱۶). از ادهزیوهای دارای خاصیت باند شیمیایی به پین از جمله Panavia EX استفاده شود (۱۵، ۱۸). همچنین اثر لاینرهای مختلف از جمله کامپوزیت flowable توأم با پین بررسی شود.

### تقدیر و تشکر

معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز به خاطر مساعدت در تصویب طرح تحقیقاتی قدردانی می‌شود.

سطح عاج توزیع می‌شود (۲، ۲۸). در گروه ۳ (Pin+)، ۱۰۰٪ و در گروه ۲ (Pin-)، ۸۱٪ شکستگی‌ها نامطلوب می‌باشد. در بیان علت می‌توان 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 می‌شود و شکستگی در کاسپها آغاز می‌گردد (۲۸، ۲۹). از طرف دیگر کاسپ دندان ترمیم شده، در معرض نیروهای انقباض ناشی از پلیمریزاسیون قرار می‌گیرد که این هم می‌تواند تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین الگوی شکستگی دندان سالم و دندان ترمیم شده با کامپوزیت ایجاد کند (۲۸). با توجه به نتایج مطالعه حاضر استفاده از پین افقی، هیچ نقشی در اسپلینت کاسپی و تبدیل شکستهای نامطلوب به حالت مطلوب ندارد. در پاره‌ای از مطالعات که از پین افقی به همراه آمالگام استفاده شده است، الگوی شکستگی اکثراً مطلوب گزارش می‌شود (۱۴). به نظر می‌رسد در ترمیم آمالگام، پین افقی در اثر گیر مکانیکی با کل ترمیم یکی می‌شود و توده واحدی را تشکیل می‌دهد ولی در ترمیم کامپوزیتی به علت عدم چسبندگی بین پین و کامپوزیت، نقش Splinting پین از بین می‌رود. سخن آخر اینکه اندازه‌گیری مقاومت به شکست آنچنانکه در مطالعه ما انجام گرفت، در رده تستهای تخریبی قرار گرفته و همیشه شرایط in vivo را تقلید نمی‌کند (۲۳). در این نوع تستها از نیروی فشاری استاتیک استفاده می‌شود یعنی سرعت، جهت و مقدار نیرو ثابت است و به طور متداوم تا زمانی که شکست رخ دهد، ادامه می‌یابد. در حالیکه نیروهای موجود در دهان دینامیک بوده، مقدار، سرعت و جهت نیرو در آن متغیر می‌باشد (۱۲). علاوه بر این ممکن است در داخل دهان، بواسطه نیروهای تکرار شونده، شکستگی ناشی از خستگی در کاسپها اتفاق افتد (۳۰). 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 تخریبی این است که تنوع دندانها از لحاظ ساین، سن و شکل مورفولوژیک به عنوان یک متغیر مخدوش کننده است و روی حساسیت تست تأثیر منفی دارد (۱۲). علاوه بر این، تهیه حفره دسترسی و یا تراش دقیقاً مشابه

## References

- Madison S, Wilcox LR. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part III. In vivo study. *J Endod* 1988; (14): 455-8.
- 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.
- Colman HL. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1979; **23** (4): 647-662.
- Nanayakkara L, McDonald A, Setchell DJ. Retrospective analysis of factors affecting the longevity of post crowns. *J Dent Res* 1999; (78) (Special Issue) Abstract # 932, 222.
- 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.
- 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. Uyehara MY, Davis RD, Overton JD. Cuspal reinforcement in endodontically treated molars. *Oper Dent* 1999; (24): 364-70.
15. Burgess JO. Horizontal pins : A study of tooth reinforcement. *J Prosthet Dent* 1985; 53(3): 317-22.
16. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod* 1999; 25(1): 6-8.
17. 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.
18. Kao EC. Fracture resistance of pin-retained amalgam, composite resin, and alloy- reinforced glass ionomer core materials. *J Prosthet Dent* 1991; 66(4): 463-71.
19. Tjan AHL, Dunn JR, Grant BE. Fracture resistance of composite and amalgam cores retained by pins coated with new adhesive resins. *J Prosthet Dent* 1992; 67(6): 752-60.
20. Qualtrough AJE, Cawte SG, Wilson NHF. Influence of different transitional restorations on the fracture resistance of premolar teeth. *Oper Dent* 2001; (26): 267-72.
21. Haller B, Götze W, Weiss G. Parapulpal pins and their effects on the fracture resistance of pin-retained cores. *J Oral Rehabil* 1991; (18): 459-69.
22. 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.
23. 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.
24. 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.
25. McCulloch AJ, Smith BGN. In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. *Br Dent J* 1986; (161): 450-2.
26. Jantarat J, Palamara JEA, Messer HH. An investigation of cuspal deformation and delayed recovery after occlusal loading. *J Dent* 2001; (29): 363-70.
27. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's art & science of operative dentistry*, 4<sup>th</sup> ed. Mosby Inc. St. Louis, 2002; pp: 16, 471-99, 651-66, 763-95.
28. 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.
29. 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.
30. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Den Res* 1986; 65(2): 149-53.
31. 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.