

## ارزیابی آزمایشگاهی استحکام در برابر شکست دندانهای مولر اندو شده پس از ترمیم با کامپوزیت رزین

دکتر مرجانه قوام نصیری\*، دکتر سید علی اکبر حسینی\*\*، دکتر فخری السادات عقیلی یگانه\*\*\*

### چکیده

سابقه و هدف: با توجه به اهمیت ترمیم دندانهای مولر بعد از اندو، هدف از این مطالعه آزمایشگاهی تعیین استحکام در برابر شکست دندانهای مولر اندو شده پس از ترمیم با یک نوع کامپوزیت رزین مستقیم تحت تاثیر نیروهای بازسازی شده جویدن بود. مواد و روشها: در این تحقیق مداخله‌ای موازی، یک صد و هفده دندان مولر پایین انسان انتخاب شدند. برای نمونه‌ها درمان ریشه انجام شد. دندانها ابتدا به ۳ گروه ۳۹ تایی براساس نوع تهیه حضرات مختلف تقسیم شدند: MOD وسیع، MOD وسیع به اضافه کوتاه کردن کاسپهای لینگوال (CCL) و MOD وسیع به همراه کوتاه کردن کاسپهای باکال و لینگوال (CCBL). گروه کنترل شامل ۱۳ عدد دندان سالم بود. پس از ترمیم توسط یک کامپوزیت قابل تراکم (Tetric Ceram HB)، هر گروه به ۳ زیر گروه ۱۳ تایی تقسیم و تحت چرخه‌های نیرو در دستگاه دهان مصنوعی قرار گرفتند، به ترتیب: بدون هیچ چرخه، یک میلیون و دو میلیون چرخه. سپس نمونه‌ها در دستگاه اینستران با سرعت ۵mm/min تحت نیروی فشاری شکسته شدند. برای مقایسه میانگین استحکام در برابر شکست گروههای آزمایشی و کنترل از آنالیز واریانس و تست دانکن استفاده شد ( $\alpha=0/05$ ).

یافته‌ها: نتایج بررسی حاضر نشان داد که دو متغیر تهیه حفره و زمان بر یکدیگر تاثیر متقابل آماری داشتند ( $P<0/05$ ). همچنین در حفرات MOD بالاترین استحکام شکست بلافاصله بعد از ترمیم مشاهده شد (۳۳۸/۲۹۲ kgf) ( $P<0/05$ ) که اختلاف آماری قابل ملاحظه‌ای با گروه‌های چهار (۲۴۹/۸۶۹۱ kgf) و هشت ساله (۲۱۰/۲۰۸ kgf) داشت. کمترین میزان استحکام شکست مربوط به گروه CCBL در ابتدای ترمیم بود (۲۳۹/۶۵ kgf) ( $P<0/05$ ). همچنین بالاترین میزان استحکام شکست به گروه CC-L بعد از چهار (۲۹۹/۹۵۹ kgf) و هشت سال (۲۹۰/۸۹۲ kgf) مربوط بود ( $P<0/05$ ). در بین تمام گروهها، گروه کنترل (دندانهای سالم) بالاترین میزان استحکام شکست را نشان داد (۳۴۶ kgf).

نتیجه‌گیری: ترمیم‌های ادهزیو کامپوزیت رزین در دندانهای مولر زمانی که کاسپ لینگوال دندان کوتاه شود می‌تواند تا چهار سال پس از ترمیم استحکام در برابر شکستی معادل دندان دست نخورده را دارا باشند.

کلید واژگان: استحکام شکست، اندو شده، مولر، کامپوزیت.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۳/۱۰/۱۵ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۴/۴/۲۶ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۸۴/۵/۱

### مقدمه

ریشه رخ می‌دهد که عبارتست از دهیدراتاسیون عاج و تغییر پیوندهای متقاطع کلاژن، که همه این عوامل استحکام دندان درمان ریشه شده را به خطر می‌اندازد (۱). امروزه با پیشرفت مواد باندینگ عاجی و کامپوزیتهای قابل جریان به عنوان لاینر حفره و کامپوزیتهای قابل تراکم امکان ترمیم دندانهای خلفی

دندان درمان ریشه شده به علت پوسیدگی زیاد و یا شکستگی، قسمت عمده‌ای از ساختمان خود را از دست می‌دهد. پس از درمان ریشه نیز قسمتی از نسج دندان کاهش می‌یابد که می‌تواند سقف پالپ و توده‌های عاجی نزدیک دهانه‌های کانال باشد. علاوه بر این تغییراتی نیز در نسج دندان پس از درمان

E-mail: dr\_marjaneh@yahoo.com

\*نویسنده مسئول: دانشیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد.

\*\*استاد گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد.

\*\*\*استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان.

ادھزیو در جلوگیری از شکستگی ریشه بسیار موثرتر از ترمیم‌های آمالگام عمل می‌کنند ولی در جلوگیری از عود پوسیدگی نمی‌توانند مانند آمالگام باشند (۱۵). هدف از این مطالعه تعیین تاثیر انواع مختلف تهیه حفره (MOD، MOD) به همراه کوتاه کردن کاسپ لینگوال و MOD به همراه کوتاه کردن هر دو کاسپ لینگوال و باکال) بر روی استحکام در برابر شکست دندانهای اندو شده و ترمیم شده با کامپازیت پس از انجام چرخه‌های نیرو (صفر و یک میلیون و دو میلیون) بود.

### مواد و روشها

در این تحقیق مداخله‌ای موازی یک صد و سی دندان مولر فک پایین بدون پوسیدگی انتخاب و در آب مقطر نگهداری شدند. دبریه‌ها و بافت‌های نرم اطراف ریشه دندانها تمیز و دندانها شسته و در آب مقطر درون یخچال در  $5^{\circ}\text{C}$  نگهداری شدند. حفره دسترسی اندو برای دندانها تهیه شد و اگر پس از برداشت سقف پالپ چمبر، عمق پالپ چمبر حداقل ۲mm و حداکثر ۲/۵mm بود، دندانها به عنوان نمونه در این مطالعه پذیرفته می‌شدند.

از این یکصد و سی دندان، سیزده عدد بعنوان گروه کنترل کنار گذاشته شدند. تمام دندانها در قالبی از مولد PVC و در آکريل خودسخت‌شونده (آکروپارس ۲۰۰ - مارلیک - تهران - ایران) مانع شدند. ریشه دندانها تا سمتوانامل جانکشن در آکريل مدفون شدند. بعد از این مرحله درمان ریشه روی دندانهای گروه آزمایش (n=۱۱۷) انجام شد. پس از اتمام مراحل درمان ریشه و پر شدن کانالها با گوتا‌پرکا، دندانها در رطوبت ۱۰۰٪ و در دمای  $37^{\circ}\text{C}$  قرار گرفتند. از انکوباتور (Thelco-Italy) برای داشتن چنین دما و رطوبتی استفاده شد.

یکصد و هفده عدد دندان به سه گروه سی و نه‌تایی براساس نوع تهیه حفره تقسیم شد.

(۱) حفرات میوکلوزودیستال (MOD) ۲- حفرات میوکلوزو

توسط کامپازیت رزین‌ها فراهم شده است (۲). در گذشته‌ای دور Johnson (۱۹۷۶) در مطالعه خود به این نتیجه رسید که اگر حدود ۲۵٪ از ساختمان دندان از دست برود مقادیری از عاج مصنوعی لازم است تا ساپورت و گیر کافی برای ترمیم نهایی ایجاد نماید (۳). سپس Oliveria و همکاران (۱۹۸۷) استحکام در برابر شکست دندانهای اندو شده را با انواع مختلفی از مواد ترمیمی بررسی کردند. در مطالعه آنها استحکام در برابر شکست دندانهای سالم به طور قابل ملاحظه‌ای از دندانهای ترمیم شده بالاتر بود (۴). Sheth و همکاران (۱۹۸۸) در تحقیقی ترمیم حفرات مختلف را با دنتین باندینگهای مختلف بررسی کرده، نتیجه گرفتند که اندازه حفره در استحکام در برابر شکست دندانها تاثیر بسزایی دارد و از طرفی نوع باندینگ نیز بسیار موثر است (۵). مطالعات نشان داده‌اند که ماده ترمیمی نیز می‌تواند در استحکام در برابر شکست تاثیر داشته باشد. وقتی گلاس یونومر به عنوان کف‌بندی قرار می‌گرفت استحکام در برابر شکست دندانهای ترمیم شده با کامپازیت و آمالگام یکسان بود. اما اگر دندان کاملاً با گلاس یونومر ترمیم می‌شد به وضوح استحکام کمتری نسبت به روش اسید اچ و ترمیم با کامپازیت رزین داشت (۶). در مطالعات متعددی نشان داده شده است که ادھزیوها توانایی تقویت کردن نسج دندان را دارا هستند (۷-۱۱).

اما آنچه که در تحقیقات بسیار مهم جلوه می‌کند این است که اگر کامپازیت رزین دندان را تقویت می‌کند این استحکام چند درصد استحکام دندانهای دست نخورده می‌باشد.

یک مطالعه نشان داد که ترمیم کامپازیت می‌تواند باعث تقویت نسج تا ۶۵٪ استحکام دندانهای سالم گردد (۱۲). در تحقیق دیگری این استحکام در حدود ۷۶٪ بود (۱۳). در یک مطالعه دیگر نیز این تقویت نسج برای پرمولرها تا میزان ۵۰٪ گزارش شد (۱۴). یک مطالعه کلینیکی مشخص نمود که در دندانهای پرمولر اندو شده با انهدام سنجی اندک، ترمیم‌های

استفاده شود. از ماده باندینگ تک جزئی (Vivadent- Excite) Lichtenstein در سطح مینا و عاج استفاده شده، به مدت ۲۰ ثانیه باقی ماند. سپس توسط دستگاه لایت کیور (Vivadent - Liechtenstein) Astralis 7 نور داده شد. نوار ماتریس فلزی بسته شد. از یک کامپازیت Tetric Flow (Vivadent Liechtenstein) Flowable بعنوان لاینر استفاده گردید. پس از کیور کردن به مدت ۲۰ تا ۴۰ ثانیه از کامپازیت قابل تراکم (Vivadent, Liechtenstein) Tetric Ceram HB استفاده و در لایه آخر فرم آناتومیک ایجاد شد. پس از باز کردن نوار ماتریس، ترمیم به مدت ۴۰ ثانیه دیگر post cure شد و در مرحله اتمام ترمیم از فرزهای الماسی شعله‌ای و نوک تیز استفاده و اضافات ترمیم برداشته شد. برای پرداخت ترمیم از رابر پوینتها و رابركپها استفاده شد.

هر گروه به سه زیرگروه بر مبنای میزان چرخه نیرو تقسیم شد: بدون چرخه نیرو (Base line)، ۱ میلیون چرخه (معادل ۴ سال) و دو میلیون چرخه (معادل ۸ سال) (۱۶). نمونه‌ها جهت انجام عمل load cycling در دستگاه دهان مصنوعی قرار داده شدند. دستگاه دهان مصنوعی ماشینی است که شرایط دهان را اعم از مکانیسم جویدن و تغییرات حرارتی تقلید می‌کند. این دستگاه دارای قسمت جونده‌ای است که شامل ۸ نگهدارنده می‌باشد. دندانها در آکریل مانت شده، درون آنها قرار می‌گرفتند. در مقابل هر نگهدارنده وزنه استوانه‌ای (با مقادیر قابل تغییر) وجود داشت. در انتهای هر وزنه مولد تفلونی که سختی آن مشابه یک غذای سفت است قرار داشت. جهت جلوگیری از ضربه زدن به دندانها، حتی در شرایط عدم اعمال نیرو، دندانها تماس مختصری با استوانه تفلون داشته، این نیرو به صورت فشاری وارد می‌شد. از طرفی دستگاه شرایط رطوبت صددرد را نیز فراهم کرده، تناوب حرارتی ۱۶ تا ۴۴ درجه سانتی‌گراد نیز اعمال می‌شد. این مجموعه دارای شرایط بسیار نزدیک با شرایط واقعی دهان بود. پس از پایان زمان load

دیستال به همراه کوتاه کردن کاسپهای لینگوال (CC-L) ۳- حفرات مزوکلوزودیستال به همراه کوتاه کردن کاسپهای باکال و لینگوال (CC-BL).

برای تراش حفرات از فرز فیشور ۲۴۵ (Diatech-Scissdental - Switzerland) استفاده شد. برای تراش هر ۵ نمونه از یک فرز جدید استفاده شد. فاصله بین نوک کاسپهای باکال و لینگوال بنام (CW)=Cuspal width، توسط یک (Denturum- Guage) USA اندازه‌گیری شد. در حفرات MOD وسیع عرض حفرات بیشتر از دو سوم مقدار CW برای هر دندان بود. کف جینجیوال حفرات روی CEJ قرار گرفت. تمام زوایای داخلی گرد شدند و از گیر مکانیکی اضافه‌ای به جز گشاد کردن دهانه کانالها استفاده نشد. زوایای خارجی دیواره‌های باکال و لینگوال باکسها توسط فرز شعله‌ای الماسی خشن (Diatech Switzerland) به میزان ۱/۵ میلی‌متر بول داده شد. زوایای خارجی اکلوزالی تهیه حفرات هیچ گونه بولی نداشتند.

حفرات MOD وسیع همراه با کوتاه کردن کاسپهای لینگوال (CCL) نیز مانند حفرات MOD تهیه شدند. کاسپهای لینگوال نیز کوتاه شدند. ارتفاع کوتاه شدن ۲/۵mm بالاتر از CEJ بود. یک بول ۱/۵mm در لبه قطع شده کاسپهای لینگوال داده شد.

حفرات MOD وسیع همراه با پوشاندن کاسپهای باکال و لینگوال (CCBL) نیز همانند گروه دوم بود، علاوه بر اینکه کاسپهای باکال هم کوتاه شدند. میزان این کوتاه‌شدگی به اندازه ۲mm بالاتر از CEJ بود. یک بول روی دیواره باقیمانده باکال به میزان ۱/۵mm داده شد. دندانها با آب و برس و پودر پامیس تمیز شدند. از اسید فسفریک ۳۷٪ (3M-USA) به صورت ژل برای اچ کردن همزمان مینا و عاج استفاده شد. پس از ۱۵ ثانیه شستشو انجام و مینا و عاج برای مدت کوتاهی خشک شدند. سپس گلوله پنبه خیس کوچکی که آب آن گرفته شده بود به عاج زده شد تا از روش wet- bonding

معنی‌داری بین استحکام در برابر شکست در سه زمان مختلف وجود ندارد ( $P > 0.05$ ) در حالیکه متغیر عامل زمان بر استحکام شکست حفرات MOD ترمیم شده تاثیر قابل ملاحظه آماری داشت ( $P < 0.05$ ). آزمون دانکن نشان داد که میانگین نیروی لازم برای شکست نمونه‌ها در ابتدای ترمیم بالاتر از گروه‌های چهار و هشت ساله بود ( $P < 0.05$ ) و دو گروه چهار و هشت ساله اختلاف معنی‌داری نداشتند ( $P > 0.05$ ) (نمودار ۱).

در رابطه با مقایسه استحکام شکست سه گروه با یکدیگر در ابتدای ترمیم (صفر سال) مشخص شد کمترین استحکام شکست به حفرة CCBL مربوط بود ( $P < 0.05$ ) (نمودار ۲).

در رابطه با مقایسه استحکام شکست سه گروه با یکدیگر پس از چهار سال، آنالیز واریانس یک عاملی نشان داد که اختلاف معنی‌داری بین سه گروه وجود دارد ( $P < 0.05$ ). آزمون دانکن نشان داد که بالاترین میزان استحکام شکست در بین گروه‌های آزمایشی به گروه CC-L مربوط بود (نمودار ۳).

پس از هشت سال وارد آمدن نیروی جویدن نیز نتیجه‌ای مشابه چهار سال بدست آمد. آزمون دانکن نشان داد که میانگین استحکام شکست گروه کنترل به میزان قابل ملاحظه‌ای بالاتر از تمام گروه‌های آزمایشی است. (نمودار ۴).

cycling نمونه‌ها از دستگاه بیرون آورده شده، به مدت ۲۴ ساعت در رطوبت ۱۰۰٪ در دمای  $37^{\circ}\text{C}$  نگهداری و پس از آن به دستگاه اینستران انتقال داده شدند. دستگاه اینستران ماشینی تمام کامپیوتری می‌باشد که نیروها را به صورت فشار و کشش با زمان و سرعت کنترل شده اعمال می‌کند. نمونه‌ها در این مطالعه تحت نیروی فشاری با سرعت Cross-head  $5\text{mm/min}$  و موازی با محور طولی دندان شکسته شدند. پس از جمع‌آوری اطلاعات از آزمون‌های آماری آنالیز واریانس یک طرفه و دو طرفه و تست دانکن استفاده شد ( $\alpha = 0.05$ ).

### یافته‌ها

جدول ۱ اطلاعات آماری مربوط به استحکام در برابر شکست به کیلوگرم نیرو را برای روش‌های مختلف تهیه حفرة به تفکیک سه بازه زمانی مختلف نشان می‌دهد.

جهت یافتن تاثیر متقابل متغیرها نسبت به یکدیگر از آنالیز واریانس دو عاملی استفاده شده، مشخص شد بین عامل تهیه حفرة و عامل زمان تاثیر متقابل وجود دارد ( $P < 0.05$ ). نتیجه آنالیز واریانس یک عاملی برای بررسی تاثیر عامل زمان بر تهیه حفرة CC-BL و CC-L مشخص نمود که اختلاف

جدول ۱- میانگین، خطای استاندارد و بازه اطمینان ۹۵٪ استحکام در برابر شکست تهیه حفرات مختلف در

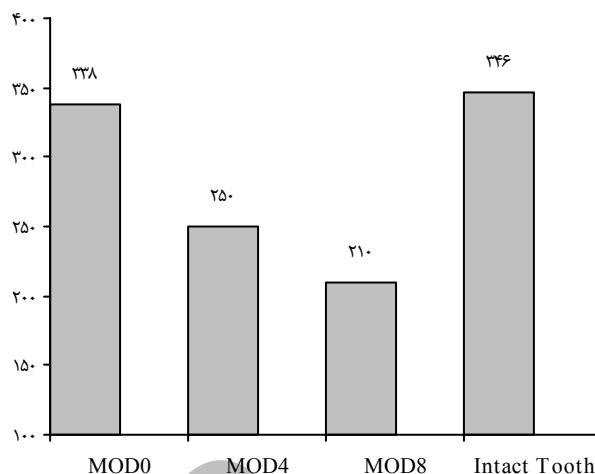
زمانهای متفاوت (KgF) Load cycling

تهیه حفرة	زمان	متوسط نیرو	خطای استاندارد	بازه اطمینان ۹۵٪	
				پایین‌ترین میزان نیرو	بالاترین میزان
CC-BL	۰	۲۳۹/۶۵	۱۶/۴۷	۲۰۶/۹۹۱	۲۷۲/۳۱۷
	۴	۲۳۳/۶	۱۶/۴۷	۲۰۰/۹۳۷	۲۶۶/۲۶۳
	۸	۲۲۸/۷۸	۱۶/۴۷	۱۹۶/۱۲۲	۲۶۱/۴۴۳
MOD	۰	۳۳۸/۲۹۲	۱۶/۴۷	۳۰۵/۶۳۰	۳۷۰/۹۵۵
	۴	۲۴۹/۸۶۹	۱۶/۴۷	۲۱۷/۲۰۶	۲۸۲/۵۳۲
	۸	۲۱۰/۲۰۸	۱۶/۴۷	۱۷۷/۵۴۵	۲۴۲/۸۷۰
CCL	۰	۳۲۱/۰۰۸	۱۶/۴۷	۲۸۸/۳۴۵	۳۵۳/۶۷۰
	۴	۲۹۹/۹۵۴	۱۶/۴۷	۲۶۷/۲۹۱	۳۳۲/۶۱۷
	۸	۲۹۰/۸۹۲	۱۶/۴۷	۲۵۸/۲۳۰	۳۲۳/۳۵۵۵

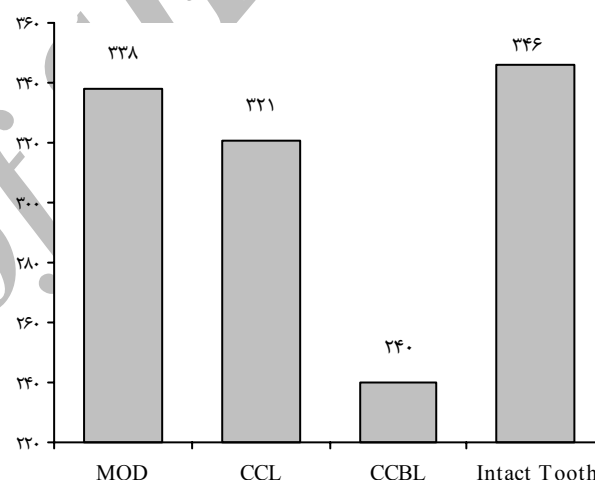
## بحث

مطالعات قبلی در مورد تقویت نسج دندانهای مولر بدون حفره دسترسی اندو توسط کامپوزیت انجام شده‌اند (۱۶). اکثر مطالعات بر روی دندانهای پره‌مولر بوده، نتایج آنها به تمام دندانهای خلفی ترمیم داده شده‌اند. اما شیبهای کاسپی دندانهای پرمولر و مولر با یکدیگر متفاوت است، به همین علت است که الگوهای شکستن این دو دندان نیز با هم فرق می‌کند (۱۷). از طرفی تأثیر load cycling نیز عامل مهمی بر استحکام شکست ترمیم و دندان می‌باشد.

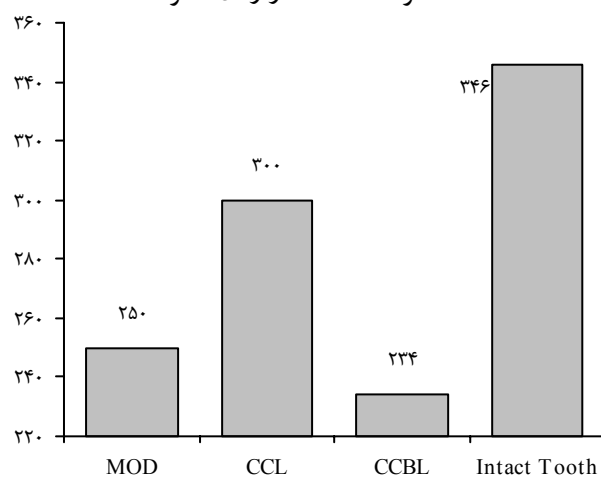
مطالعات نشان داده‌اند حفرات باریک و یا با عمق کم به علت میزان عاج باقیمانده کافی تفاوتی از نظر مقاومت به شکست با دندانهای دست نخورده نداشتند (۱۸). بنابراین روش مطالعه به این سو رفت که در تهاجمی‌ترین حالت ممکن که اغلب در مورد دندانهای اندو شده دیده می‌شود، تهیه حفرات انجام گیرد. بنابراین سه نوع تهیه حفره طراحی شد. تهیه حفرات MOD وسیع و در تعدادی دیگر از نمونه‌ها پوشاندن کاسپ لینگوال دندانها علاوه بر حفره MOD انجام شد. انتخاب این گروه به این علت بود که علاوه بر مشاهدات بالینی با توجه به نوع آناتومی دندان مولر پایین، کاسپ لینگوال بیشتر در معرض شکستن قرار می‌گیرد (۱۹). مشخص شده است که اندازه و نوع دندانها از عوامل تأثیرگذار بر استحکام در برابر شکست دندانها می‌باشند. یعنی دندانهای بزرگتر، استحکام در برابر شکست بالاتری را نشان دادند (۲۰)، در این مطالعه برای حذف متغیر حفره و اندازه دندان طبق نظر Oliveria و همکاران (۱۹۸۷) (۲۱)، همچنین Ealke (۱۹۸۶) (۲۲) ابعاد تهیه حفره متناسب با اندازه دندان در نظر گرفته شد. به همین علت از مقادیر عددی استفاده نشد بلکه همه ابعاد تهیه حفره متناسب با اندازه دندان بود. مثلاً ایستوس اکلوزالی دو سوم ناحیه بین نوک کاسپهای باکال و لینگوال و کف پالپی باکس سه چهارم فاصله سطح فیسیولینگوال بود.



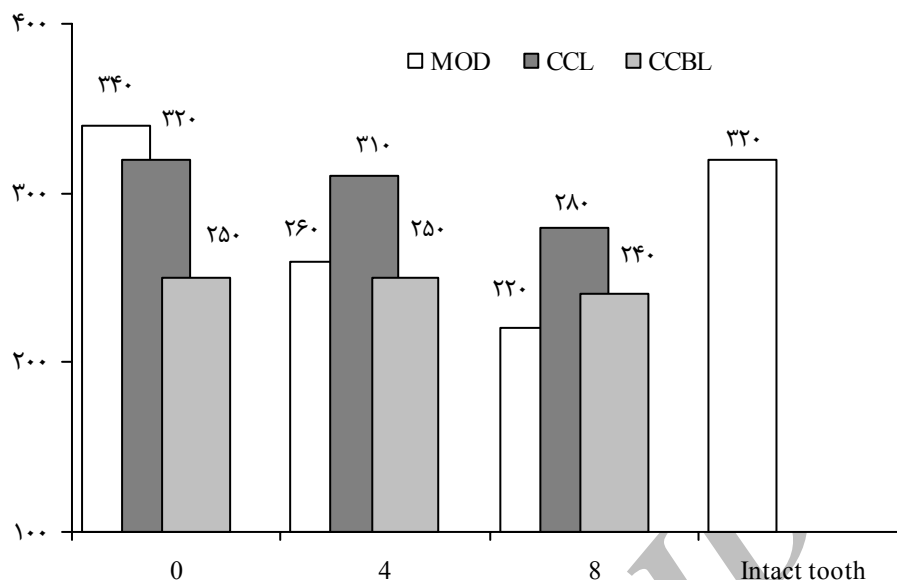
نمودار ۱- میانگین استحکام در برابر شکست (Kgf) در تهیه حفره MOD در سه فاصله زمانی مختلف



نمودار ۲- میانگین استحکام در برابر شکست (Kgf) در تهیه حفرات مختلف در زمان صفر



نمودار ۳- میانگین استحکام در برابر شکست (Kgf) در تهیه حفره MOD در زمان ۴ سال



نمودار ۴- اختلاف میانگین استحکام در برابر شکست (Kgf) گروههای آزمایشی با گروه کنترل

کاهش استحکام در برابر شکست پس از گذشت زمان مشاهده شد. چون در مطالعاتی که قبلاً انجام شده load cycling اعمال نگاشته است بنابراین نتایج مطالعات قبلی فقط با گروه Baseline این تحقیق معادل می‌باشد. افزایش استحکام در برابر شکست در ابتدا نسبت به دو گروه دیگر می‌تواند به دلایل تقویت نسج دندان و اسپلینت کاسپها و وجود حداکثر نسج دندان باند شونده نسبت به دو گروه دیگر باشد ولی وقتی نیروهای جویند به دندان وارد می‌شوند در دندانی که هنوز کاسپهای باکال و لینگوال را دارد نیروهای جویند باعث دور شدن کاسپها از یکدیگر می‌شوند و چون ضریب کشسانی دندان پس از تهیه حفره به مراتب کمتر می‌شود (۲۶). به همین علت این نیروها اثر شکافنده داشته و باعث می‌شوند که کاسپها با شدت بیشتری از هم دور شوند و این نکته مکرراً تکرار شود. به همین علت احتمالاً باندینگ تحت استرس قرار می‌گیرد و از دست رفتن باند رخ می‌دهد. از طرفی قاعده باریک کاسپ لینگوال این کاسپ را بسیار مستعد شکستن می‌کند (۱۹،۲۰) و همانطور که ملاحظه شد در حفرات MOD نیز این حالت به کرات دیده شده است. به این صورت که شکستگی از نوع کاسپ لینگوال به همراه کامپازیت حدود ۵۰٪ شکستگی‌ها را

در تهیه حفرات پس از کوتاه کردن کاسپها ۱/۵ mm بول خارجی ایجاد شد. قبلاً توسط Denehy و Bagheri (۱۹۸۳) مشخص شده بود که میزان بول ۱/۵ میلی‌متری باعث می‌شود ترمیم کامپازیت از قدرت باند قابل ملاحظه‌ای برخوردار گردد و طولهای بیش از آن افزایش قابل ملاحظه‌ای در میزان گیر ایجاد نمی‌کند (۲۳).

در روش ترمیم این حفرات از یک کامپازیت قابل جریان به عنوان لاینر در عمقی‌ترین لایه استفاده شد. استفاده از این نوع کامپازیت به عنوان Stress breaker در ترمیم دندانهای خلفی با کامپازیت توصیه شده است (۲۴). از طرفی استفاده از کامپازیت قابل تراکم به عنوان ماده ترمیمی اصلی نیز به این دلیل بوده است که خواص مکانیکی کامپازیتها با کامپازیت‌های هیبرید معمولی قابل مقایسه بوده، همچنین سایشی نزدیک به سایش آمالگام دارند (۲۵).

توسط آزمونهای آماری مشخص شد که بین عامل بازه زمانی و عامل تهیه حفره تاثیر متقابل وجود دارد. غیر از تهیه حفره MOD، در انواع دیگر تهیه حفرات عامل زمان تأثیری معنی‌دار نداشته است. در حفره CC-L و CC-BL اختلاف معنی‌داری بین سه زمان وجود نداشت. در حالیکه در تهیه حفره MOD،

شامل شد.

اما در مورد حفرات CCL و CC-BL نیروهای جویدن در رابطه با زمانهای مختلف با یکدیگر اختلاف معنی‌داری نداشتند، براساس دلایلی که قبلاً عنوان شد در حفرات با پوشاندن کاسپ لینگوال اثرات شکافنده نیروهای جویدن بر کاسپها رفع شده است و در تهیه حفره CC-BL نیز همین مورد صدق می‌کند. ولی به این نکته نیز باید توجه نمود که استحکام شکست CCBL از همان ابتدا خیلی کمتر از CCL بود.

کمترین استحکام در ابتدای ترمیم مربوط به تهیه حفره کاسپ کپ باکال و لینگوال بود که با دو نوع دیگر تهیه حفرات اختلاف معنی‌داری داشت. با اینکه انتظار می‌رفت شاید پوشاندن هر دو کاسپ باکال و لینگوال بتواند استحکام شکستی بالاتر را پدید آورد اما به نظر می‌رسد چون سطح باندینگ (یعنی سطحی از دندان که ماده آدهزیو به آن

می‌چسبد) به مراتب از دو نوع دیگر کمتر است، همچنین در این مطالعه از انواع گیر ثانویه مکانیکی همچون پین یا شیار گیردار استفاده نشده است، کامپازیت با گیر کمتری در این حفرات روبرو شد. همچنین سطح بول شونده نیز در حفرات دیگر بیشتر است چون بول در لبه‌های اگزالی حفرات ایجاد می‌شود. از طرفی وقتی نیروی فشاری به دندان و ترمیم وارد می‌شود، ترمیمی که هر چند کاسپ را پوشانده باشد ولی در ابتدا خود در معرض شکستن قرار می‌گیرد و مسلماً استحکام توده کامپازیت از استحکام شکست دندان بسیار کمتر است (۲۷) و این مسئله در تحقیق آشکار بود. اما در زمان ۴ سال و ۸ سال حفره‌ای که کاسپهای لینگوال را پوشانده بود بیشترین استحکام شکست را داشت و با دو روش دیگر تهیه حفره اختلاف معنی‌داری نشان داد و این به این علت است که

کاسپ لینگوال به مراتب از کاسپ باکال ضعیفتر بوده (۱۹)، و قاعده کاسپ ضخامت کمتری داشته و برداشتن آن اثر شکافندگی (wedging) را بی‌تأثیر می‌نماید. و از طرفی سطح وسیعتر باندینگ نسبت به حفره CC-BL باعث شده که استحکام ترمیم و دندان از این نوع تهیه حفره (یعنی CC-BL) بالاتر رود. از ۴ سال به بعد یک حفره MOD و یک حفره با دو کاسپ کوتاه شده دقیقاً مانند یکدیگر عمل کردند بنابراین ترجیح دارد که کاسپهای لینگوال حفرات MOD پس از طراحی برای یک ترمیم باند شونده از همان ابتدا کوتاه گردند. وقتی تمام گروهها با گروه کنترل مقایسه شدند توسط آزمون دانکن مشخص شد که گروه کنترل دارای بیشترین میانگین استحکام شکست (۳۴۵/۵۰ KGf) بوده و با گروههای آزمایشی و اختلاف معنی‌داری داشت.

### نتیجه‌گیری

ترمیم‌های آدهزیو کامپازیت رزین در دندانهای مولر زمانی که کاسپ لینگوال دندان کوتاه شود می‌تواند تا چهار سال پس از ترمیم استحکام در برابر شکستی معادل دندان دست نخورده را دارا باشند. با توجه به نتایج مطالعات صورت گرفته پیشنهاد می‌شود در آینده مطالعات کلینیکی در این مورد صورت گیرد تا درازمدت تأثیر کامپازیتها بر استحکام در برابر شکست به صورت کلینیکی ارزیابی گردد.

### تقدیر و تشکر

بدین وسیله از شورای پژوهشی دانشکده دندانپزشکی و معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد که حمایت مالی و علمی تحقیق را بر عهده داشتند قدردانی می‌شود.

### References

1. Gutmann JL: The dentin – root complex: anatomic and biologic consideration in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1992;67:458-62.

2. Wilson EG: Controversies in posterior composite resin restoration. Dent Clinical 1990;34:27-44.
  3. Johnson JR, Schawartz NL, Blackwell RT: Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. J Am Dent 1976;93:597-605.
  4. Oliveira FC, Denehy GE, Boyer DB: Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. J Am Dent Assoc 1987;115:57-60.
  5. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME: Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesive and composite. J Prosthet Dent 1988;60:560-9.
  6. Trope M, Tronstad L: Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with glass ionomer cement or acid etch composite resin. J Endod 1991;17:251-9.
  7. Bremer BD, Geurtsen W: Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin- based composite. J Am Dent 2001;14:216-620.
  8. Bernd F, Bremer M, Geurtsenw : Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlayr resin- based composite. J Am Dent 2001;14:216-9.
  9. Re GJ, Norling BK: Forces required to crack unfilled and filled molar teeth. J Dent Res 1980;59:351-Abs:334.
  10. Cotret HS, Sen BH, Balk M. Invitro comparison of cuspal fracture resistance of posterior teeth with various adhesive restoration. International J Prosthet 2001;14:374-8.
  11. Ulusoy N, Nayyar A, Morris CF Fairhurst CW: Fracture durability of restored functional cusps on maxillary nonvital premolar teeth. J Prosthet Dent 1991;66:330-5.
  12. Takahashicu, De Cara AA, Cotin I: Resistance to fracture of direct restoration with cuspal coverage in endodontically treated upper bicuspid. J Resqui Odontol Bras 2001;15:247-51.
  13. Dolpino PH, Francischone CE, Ishikiriyama A: Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored composite resin and indirectly with ceramic materials. J Am Dent 2002;15:389-94.
۱۴. قوام نصیری - م، حسینی - ع، نوبر - ف: مقایسه آزمایشگاهی استحکام دندانهای پرمولر اندو شده پس از کاربرد پستههای مختلف داخل کانال و ترمیم کامپازیت. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۸۰؛ ۲۵: ۵۱-۱۴۱.
15. Mannocci F, Qualtrough AJE, Worthington HV, Watson TF, Pittford TR: Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. Oper Dent 2005;30:9-15.
  16. Brunton PA, Cahell P, Burk FY, Wilson NH: Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth- colored resin - bonded restorative materials. J Prothet Dent 1999;82:167-71.
  17. de Feritas 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;33:589-94.
  18. Mondeeli J, Steagall L, Ishikiriyama A, delima Navarro MF, Soares FB: Fracture strength of human teeth with cavity preparation. J Prosthet Dent 1980;43:419-22.
۱۹. صادق - ع: آناتومی دهان و دندان. چاپ چهارم. انتشارات میقات، تهران ۱۳۷۰؛ فصل دوم: ۲۲۳.
20. Cavel WT, Kelsey WP, Blankenau RJ: An invivo study of cuspal fracture. J Prosthet Dent 1985;55:38-42.
  21. Oliveira FC, Denehy GE, Boyer DB: Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. J Am Dent Assoc 1987;115:245-51.



22. Eakle WS: Fracture resistance of teeth restored with CI II bonded composite resin. J Dent Res 1986;65:149-53.
23. Bagheri J, Denehy GE: Effect of enamel bevel and restoration lengths on class IV acid-etch retained composite resin restorations. J Am Dent Assoc 1983;107:951-3.
24. Bayne SC, Barton RE: Characterization of first – generation flowable composite: J Am Dent Assoc 1998;129:567-77.
25. Kelesy WP, Latta MA, Shaddy RS, et al: Physical properties of three packable Resin-Composite restorative Materials. Oper Dent 2000;25:331-5.
26. Liberman R, Ben - Amar A, Gontur G, Hirsh A: The effect of posterior composite restorations on the resistant of cavity walls to vertically applied occlusal loads. J Oral Rehabil 1990;17:99-105.
27. Craig RG, Powers JM: Restorative Dental Materials. 11th Ed. London, St. Louis: The C.V. Mosby Co. 2002; Chap9:80-1.

Archive of SID