

اثر تقویت کنندگی مینای بدون پشتیبان با چند ماده هم‌رنگ چسبنده

دکتر محمدرضا مالکی پور¹، دکتر فرزانه شیرانی^{*}، دکتر پروین میرزا کوچکی²، دکتر سمانه علایی³،
دکتر مهران صفایی⁴، دکتر زهرا هاشم زاده⁵

چکیده

مقدمه: ترمیم‌های ادهزیو استرس‌های حاصل از عملکرد دندان‌ها را در حدفاصل اتصال مواد به دندان بهتر منتقل نموده و قابلیت تقویت ساختمان‌های دندانی ضعیف باقی‌مانده پس از برداشتن پوسیدگی‌های وسیع را دارا می‌باشند. در این پژوهش، اثر چند ماده چسبنده در تقویت مینای بدون پشتیبان مورد ارزیابی قرار گرفت.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی - آزمایشگاهی، بر روی 75 عدد دندان پرمولر ماگزیلای سالم که در مدت سه ماه جمع‌آوری و در محلول تیمول 0/2 درصد نگهداری شده بودند یک اسلات MOD تراشیده شد و کاسپ پالاتال در امتداد کفه پالپال حفره برداشته شد. نمونه‌ها به 5 گروه 15 تایی تقسیم شدند: در گروه اول (شاهد مثبت) عاج دیواره باکال دست نخورده باقی ماند. در دیگر گروه‌ها همه عاج از دیواره باکال حفره برداشته شد. در گروه دوم (شاهد منفی) هیچ ماده‌ای جایگزین عاج از دست رفته نشد. عاج برداشته شده در دیواره باکال به ترتیب در گروه سوم با کامپوزیت رزین هیبرید، در گروه چهارم با کامپوزیت قابل جریان و در گروه پنجم با گلاس آینومر نوری جایگزین شد. پس از انجام سیکل حرارتی نمونه‌ها توسط دستگاه اینسترون تحت شکست قرار گرفتند. مقادیر نیروی به دست آمده با آزمون واریانس یک طرفه و LSD آنالیز شدند ($\alpha = 0/05$).

یافته‌ها: میانگین و انحراف معیار نیروی لازم جهت شکست برای پنج گروه به ترتیب شامل $15/11 \pm 122/97$ ، $14/23 \pm 44/71$ ، $17/58 \pm 78/32$ ، $19/53 \pm 81/17$ و $22/07 \pm 85/33$ نیوتن بود. آزمون واریانس یک طرفه اختلاف معنی‌داری را بین گروه‌های مختلف مطالعه نشان داد ($p \text{ value} < 0/01$). اختلاف معنی‌داری از نظر مقاومت به شکست بین گروه‌های اول و دوم با دیگر گروه‌ها دیده شد ($p \text{ value} < 0/01$). نیروی لازم جهت شکست بین گروه‌های سوم و چهارم ($p \text{ value} < 0/678$)، سوم و پنجم ($p \text{ value} = 0/344$) و چهارم و پنجم ($p \text{ value} = 0/589$) اختلاف معنی‌داری نداشت.

نتیجه‌گیری: هر سه ماده ترمیمی چسبنده مورد استفاده در این تحقیق توانستند کاسپ‌های ضعیف را به طور نسبی تقویت نمایند.

کلید واژه‌ها: مینای دندانی، تقویت، مواد چسبنده، رزین کامپوزیت

* دانشیار، عضو مرکز تحقیقات مواد دندانی، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (مؤلف مسؤول)

fshirani48@yahoo.com

1: دانشیار، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان، اصفهان، ایران

2: استادیار، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان، اصفهان، ایران

3: دستیار تخصصی، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان، اصفهان، ایران

4: دستیار تخصصی، گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

5: دستیار تخصصی، گروه پاتولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

این مقاله در تاریخ 90/12/13 به دفتر مجله رسیده، در تاریخ 91/3/21 اصلاح شده و در تاریخ 91/4/13 تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان

1391: (4)8 تا 346

مقدمه

امروزه ما در عصر دندان پزشکی با مواد آدهزیو به سر می‌بریم و با توجه به این که حفظ ساختمان دندان مهم‌ترین رکن برای دوام دندان است، روش‌های مکانیکی مرسوم برای گیر مواد ترمیمی به میزان زیادی با روش‌های استفاده از مواد آدهزیو که نسوج دندانی را حفظ می‌کند جایگزین شده است. ترمیم‌های آدهزیو استرس‌های حاصل از عملکرد دندان را در حد فاصل اتصال مواد به دندان، بهتر منتقل و پخش نموده و قابلیت تقویت ساختمان‌های دندانی ضعیف را دارا می‌باشند. به عکس، آن ترمیم‌های داخل تاجی فلزی مرسوم ممکن است مشابه نوعی وج بین کاسپ‌های باکال و لینگوال عمل نموده و خطر شکستگی کاسپی را افزایش دهند [1]. خواص فیزیکی ماده ترمیمی از جمله عواملی است که بر روی مقاومت به شکست دندان‌های ترمیم شده تأثیر می‌گذارد [1]. آمالگام به عنوان رایج‌ترین ماده در ترمیم دندان‌های خلفی، نمی‌تواند مقاومت به شکست دندان را افزایش دهد مگر این که پوشاندن کاسپ به طور کامل توسط آن صورت گیرد [2]. بسیاری از دندان‌پزشکان معتقدند آمالگام باعث شکست دندان می‌شود علاوه بر این به نظر می‌رسد آمالگام از زمان فشرده شدن در داخل دندان تا وقتی که در دندان وجود دارد، کرنش مداومی را در کاسپ‌های احاطه کننده خود ایجاد می‌کند که باعث دور شدن رأس کاسپ‌های مقابل از یکدیگر شده و شاید این کرنش مقاومت به شکست دندان را کاهش دهد [3، 4]. همچنین با توجه به اصول تهیه حفره (G.V Black) برای جلوگیری از شکست عملکرد، تمام مینای بدون پشتیبان باید برداشته شود [5]. در بعضی شرایط، برای نمونه در مواردی که نیروی مستقیم روی مینای اکلوزالی بدون پشتیبان وارد نمی‌شود، مینای اکلوزالی برای حفظ زیبایی و کانتور مناسب می‌تواند بدون پشتیبان باقی‌ماند [6]. مینا مناسب‌ترین ماده برای تماس با مینای سمت مقابل هم از لحاظ مکانیکی و هم از لحاظ زیبایی می‌باشد [7]. به دلیل اهمیت مینا در حفظ عملکرد و تماس‌های طبیعی دندان، تقویت مینای بدون پشتیبان امروزه در دندان پزشکی ترمیمی مورد توجه زیادی قرار گرفته است. از طرفی خاصیت الاستیسیته عاج مانند بالشتکی زیر مینا باعث جذب انرژی مکانیکی وارد به دندان و در نتیجه افزایش مقاومت آن در مقابل نیروهای اکلوزالی می‌گردد [5، 8]. در

مطالعه‌ای که توسط Gorucu و Ozgunaltay [9] انجام شد مشخص گردید که هیچ اختلاف قابل ملاحظه‌ای بین مقاومت به شکست دندان‌های تقویت شده با کامپوزیت قابل تراکم، کامپوزیت هیبرید و Ormocer و دندان تراش نخورده وجود ندارد در حالی که اختلاف قابل ملاحظه‌ای بین مقاومت به شکست دندان سالم و دندان ترمیم شده با آمالگام ملاحظه شد. به طور کلی مواد ترمیمی چسبنده نه تنها گیر کافی را برای ترمیم ایجاد می‌کنند بلکه باعث تقویت ساختار دندان و کاهش خمش کاسپی در مقایسه با آمالگام می‌شوند [10]. Abu-Hanna و Mjor [11] در یک گزارش مورد، تقویت مینای بدون حمایت عاجی توسط کامپوزیت رزین را گزارش نمودند و مشخص کردند که مقاومت به شکست مینای بدون پشتیبان با قرار دادن یک لایه کامپوزیت هیبرید افزایش می‌یابد و این کامپوزیت تقویت کننده باید دارای یک پایه محکم در عاج و مینا باشد تا بتواند عمل حمایت کنندگی خود را در حد اپتیمم انجام دهد. آن‌ها این روش را برای تقویت مینای بدون حمایت عاجی در دندان‌های خلفی با حفرات کلاس یک و دو پیشنهاد نمودند. همچنین مطالعه‌ای مشابه توسط Prabhakar و همکاران [12] انجام گرفت که در آن تأثیر چهار نوع ماده ترمیمی شامل کامپوزیت خلفی، کامپومر، سرمت و گلاس آینومر ترمیمی (Restorative) کانونشال در تقویت مینای بدون پشتیبان ارزیابی گردید. نتایج مطالعه حاکی از آن بود که چهار نوع ماده گلاس اینومر (Fuji IX)، کامپوزیت خلفی، گلاس اینومر با بیس نقره (Miracle) و کامپومر باعث افزایش قابل ملاحظه مقاومت به شکست مینای بدون پشتیبان می‌گردند، اما اختلاف قابل ملاحظه‌ای بین مقاومت به شکست مواد آدهزیو مختلف وجود نداشت.

با توجه به مطالب ذکر شده مطالعه‌ای *in vitro* جهت مقایسه اثر کامپوزیت رزین با ویسکوزیته بالا و پایین و گلاس اینومر پوشاننده (کف‌بندی) در تقویت مینای بدون پشتیبان انجام شد. انتخاب گلاس اینومر پوشاننده از آن جهت صورت گرفت که اغلب در دندان‌هایی که عمق پوسیدگی زیاد می‌باشد کاسپ‌های دندانی ساپورت عاجی خود را از دست می‌دهند. بنابراین به نظر می‌رسد بتوان ضمن پوشش پالپ عمل تقویت کاسپ ضعیف شده را نیز در نظر گرفت. گلاس اینومر پوشاننده و کامپوزیت قابل جریان با سیالیت مناسب خود به کارگیری راحتی

در نواحی ضعیف شده داشته است و در این طرح با کامپوزیت هیبرید که خصوصیات مکانیکی بالایی دارد و در مطالعات دیگر استفاده شده مقایسه شدند.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه مداخله‌ای آزمایشگاهی، از 75 دندان پرمولر ماگزیلای سالم و بدون پوسیدگی و ترک واضح که به دلیل ارتودنسی کشیده شده بودند استفاده گردید. دندان‌ها از نظر وجود ترک زیر نور مناسب و به روش ترانس ایلومینیشن مورد ارزیابی قرار گرفتند. دندان‌ها قبل از آغاز مطالعه از محلول تیمول 0/2 درصد خارج شده و پس از آن که به طور کامل تمیز گردیدند در آب مقطر و در درجه حرارت اتاق نگهداری شدند. توزیع نمونه‌ها در داخل هر گروه به نحوی صورت گرفت که متوسط اندازه دندان‌ها در تمام گروه‌ها یکسان باشد و از استفاده دندان‌های خیلی کوچک و خیلی بزرگ در مطالعه صرفنظر گردید تا استانداردهای آن‌ها راحت‌تر صورت گیرد. مشخصات مواد مورد استفاده در مطالعه در جدول 1 موجود است. پس از توزیع نمونه‌ها به پنج گروه پانزده‌تایی، دندان‌ها به منظور تسهیل در ادامه مراحل کار در آکریل سلف کیور (Acropars, Iran) مانت گردید. تراش حفرات با استفاده از هندپیس با سرعت بالا (NSK, Japan) و اسپری آب و هوا توسط اینسترومنت الماسی بلند استوانه‌ای خشن (D & Z Dental+Zweiling,) (DIAMANT GmbH, Berlin, Germany) به قطر 1 میلی‌متر و به شماره (837_012) صورت گرفت. تراش حفرات به صورت یک اسلات MOD عمود بر کفه پالپال بدون هیچ‌گونه استپ یا پله پروگزیمالی در کفه پالپالی بود که دیواره‌های باکال و لینگوال درست به موازات یکدیگر تراشیده شدند و به یک نسبت از شیار مرکزی به طرف رأس کاسپ‌ها توسعه پیدا کردند. در ابتدا با استفاده از گیج فاصله اینتر کاسپال هر دندان اندازه‌گیری شد و عرض باکولینگوالی حفره 1/3 فاصله اینترکاسپال و عمق حفره از لبه تراش 4_4/5 میلی‌متر در نظر گرفته شد. در ادامه کاسپ پالاتال در امتداد کفه حفره برداشته شد و تنها کاسپ باکال باقی‌ماند و در گروه اول تراش در این مرحله پایان یافت. در چهار گروه دیگر جهت حذف کامل عاج پشתיبانی کننده مینا در کاسپ باکال از فرز (USA star 110 (X)) Diamond wheel استفاده

شد تا عاج به طور کامل حذف شود و عامل پشתיبانی کننده کاسپ باکال از بین برود. برای اطمینان از حذف عاج به طور کامل از یک فرز روند درشت کاربرد با سرعت پایین استفاده گردید. از آن‌جا که هندپیس‌های با سرعت پایین توان برداشت مینا را ندارند در نواحی که مقداری عاج باقی‌مانده بود پس از حذف، مینا در مقابل تراش مقاومت نشان می‌داد.

توزیع گروه‌ها: گروه اول (شاهد مثبت)، 15 دندان تراش خورده‌ای بودند که عاج پشתיبانی کننده مینا باقی‌مانده بود. گروه دوم (شاهد منفی)، 15 دندان تراش خورده‌ای بودند که عاج پشתיبانی کننده مینا به طور کامل در آن‌ها حذف شده بود. در گروه سوم، پس از حذف عاج پشתיبانی کننده مینا ابتدا ناحیه بدون پشתיبانی حفره تحت تأثیر ژل اسید فسفریک 37 درصد (Ultra-Etch, Ultradent Products Inc,) (South Jordan, UT, USA) به مدت 20 ثانیه قرار گرفت، پس از شستشوی کامل، عامل اتصال دهنده عاجی Excite (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA) به عنوان عامل باندینگ به کار برده شد و به مدت 5 ثانیه تحت تأثیر جریان ملایم هوا قرار گرفت تا سطحی براق مشخص شود و به مدت 30 ثانیه طبق دستور کارخانه سازنده تابش نور انجام گردید. تابش نور در همه مراحل توسط دستگاه (Coltolux 75 Coltene/Whaledent Inc, NJ, USA) با شدت 600 میلی‌وات/سانتی‌متر مربع صورت گرفت. در ادامه، کامپوزیت (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA) Z100 به صورت لایه لایه به ضخامت 1 mm به طور کامل جایگزین عاج برداشته شده از ناحیه بدون پشתיبان شد و کامپوزیت از سمت باکال و سپس لینگوال هر کدام به مدت 40 ثانیه طبق دستور کارخانه سازنده کیور گردید. در گروه چهارم مانند گروه سوم همه مراحل کار انجام گرفت، اما در این گروه به منظور حفظ ضخامت در هر لایه و پیش‌گیری از جاری شدن کامپوزیت قبل از کیور پس از موازی نمودن نمونه‌ها با سطح زمین، در سه مرحله از کامپوزیت قابل جریان (Dental products St.paul, MN 55144, USA) Filtek TM Flow در ناحیه بدون پشתיبان استفاده شد به طوری که طی هر مرحله قرارگیری کامپوزیت قابل جریان از سمت باکال سپس لینگوال هر کدام به مدت 40 ثانیه طبق

با سرعت 0/5 میلی‌متر در دقیقه به دندان‌ها اعمال شد. دندان‌ها ابتدا بر روی یک پایه که با افق زاویه 135 درجه می‌ساخت بر روی دستگاه ثابت گردیدند. جهت اعمال نیرو بر روی دندان از یک کراس هد با مقطع 2/5 میلی‌متر مربع که بر روی شیب کاسپی که در حدفاصل لبه تراش و رأس کاسپ قرار می‌گرفت استفاده گردید. جهت یکسان سازی سطح مقطع اعمال نیرو بر روی شیب لینگوال کاسپ باکال قبل از قرارگیری نمونه‌ها در فک ثابت، برجستگی‌های این سطح با فرز فیشور صاف شد و سپس به گونه‌ای در دستگاه قرار گرفتند تا نیرو به طور عمودی بر شیب لینگوال کاسپ باکال وارد شود. نمونه‌ها پس از شکست جمع‌آوری گردیدند تا نحوه شکست کاسپ در آن‌ها مورد ارزیابی قرار گیرد. نوع آزمون مورد استفاده آنالیز واریانس یک طرفه برای مقایسه یک متغیر کمی مانند نیروی لازم جهت شکست در پنج گروه مورد مطالعه بود و از پس‌آزمون LSD با سطح معنی‌داری $\alpha < 0/05$ استفاده شد.

دستور کارخانه سازنده کیور شد. در گروه پنجم، گلاس آینومرنوری (Vitrebond, 3M, USA) در ناحیه بدون پشتیبان جهت جایگزینی کامل عاج برداشته شده استفاده گردید به نحوی که طبق دستور کارخانه سازنده یک پیمانه پودر با 1 قطره مایع طی 10 تا 15 ثانیه مخلوط شد و در ناحیه بدون پشتیبان قرار گرفت و به ترتیب از سمت باکال سپس لینگوال هر کدام به مدت 30 ثانیه طبق دستور کارخانه سازنده عمل کیورینگ انجام گرفت. نمونه‌ها تحت 1000 چرخه حرارتی در دماهای 55 و صفر درجه سانتی‌گراد هر یک به مدت 30 ثانیه قرار گرفتند و پس از 48 ساعت نگهداری در انکوباتور آزمایش شکست نمونه‌ها توسط دستگاه اینسترون (DartecSeries, HC10, Storbridg, England) انجام شد. آزمایش شکست نمونه‌ها: این آزمایش از نوع مخرب بوده و در آن دندان‌ها تحت یک نیروی فشاری که با سرعت ثابت در حال افزایش است قرار گرفتند. این نیرو توسط دستگاه اینسترون

جدول 1. نام و ترکیب مواد شیمیایی مورد استفاده در مطالعه

ترکیب شیمیایی	نام ماده و مشخصات کارخانه سازنده
37% Phosphoric acid Gel	Ultra-Etch Lot No:ESNO237 (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, USA)
Phosphonic acid acrylate, bis-GMA, HEMA, methacrylates, silicon dioxide, ethanol, catalysts and stabilizers	Exite Dental Adhesive Lot No:H29782 (IvoclarVivadent, Amherst, NY, USA)
Bis-GMA, UDMA, BisEMA	کامپوزیت Z100 Lot No:800442 (3M Dental products St. Paul, MN 55144 ,USA)
Bis-GMA, TEGDMA 0.01–6.0 μm Zirconia/silica (68 wt. %)	Filtek Flow Lot No:340082 (3M Dental products St. Paul, MN 55144,USA)
Powder: glass powder > 95%, diphenyliodoniumchloride < 2% Liquid: copolymer of acrylic and itaconic acid 35%-45% (by wt), water 30%-40% (by wt), 2-hydroxyethyl methacrylate 20%-30% (by wt)	Vitrebond Lot No:D-82229 (3M Dental products St. Paul, MN 55144)

یافته‌ها

نتایج حاصل از بررسی نیروی لازم جهت شکست گروه‌های مورد مطالعه در جدول 2 برحسب نیوتن آورده شده است. بیشترین نیرو جهت شکست متعلق به گروه اول یا گروه مثبت (مینای با پشتیبان عاجی) و کمترین آن متعلق به گروه دوم یا گروه شاهد منفی (مینای بدون پشتیبان عاجی) بود. میانگین (انحراف معیار) نیروی لازم جهت شکست برای گروه‌های 1 تا 5 به ترتیب (15/11) 122/97، (14/23) 44/71، (17/58) 78/32، (19/53) 81/17 و (22/07) 85/33 نیوتن محاسبه گردید. آزمون آنالیز واریانس یک طرفه برای مقایسه نیروی لازم جهت شکست در گروه‌های پنج‌گانه انجام شد و به دلیل این که $p \text{ value} < 0/001$ به دست آمد، میانگین نیروی لازم جهت شکست در گروه‌های پنج‌گانه اختلاف آماری معنی‌داری داشتند، بنابراین از پس‌آزمونی بنام LSD استفاده گردید تا مشخص شود بین کدام گروه‌ها اختلاف معنی‌داری وجود دارد (جدول 2). همان طور که در جدول مشخص است، دو گروه شاهد مثبت و شاهد منفی با یکدیگر و با سایر گروه‌ها اختلاف آماری معنی‌داری از نظر مقاومت به شکست داشتند ($p \text{ value} < 0/001$) اما گروه کامپوزیت هیبرید با کامپوزیت قابل جریان ($p \text{ value} = 0/678$)، کامپوزیت هیبرید با گلاس آینومر نوری ($p \text{ value} = 0/344$) و کامپوزیت قابل جریان و گلاس آینومر نوری ($p \text{ value} = 0/589$) با یکدیگر اختلاف آماری معنی‌داری نداشتند. از نظر نحوه شکست در تمامی گروه‌هایی که مینا پشتیبان عاجی خود را از دست داده بود

(چه تقویت شده و چه تقویت نشده) شکست در قاعده کاسپ رخ داده و قابل ترمیم به نظر می‌رسید. در گروه شاهد مثبت شکست بیشتر نمونه‌ها از داخل کاسپ باقی‌مانده به سمت ریشه دندان به صورت مایل تا جایی که دندان در داخل آکريل ساپورت می‌شد امتداد پیدا کرد.

بحث

مینای بدون پشتیبان خصوصیات مطلوب خود را از دست داده و تحت نیروهای عملکرد دچار شکست می‌گردد [13]. تقویت کاسپ ضعیف شده با یک ماده چسبنده به مینا و جایگزین نمودن عاج از دست رفته کار دندان‌پزشک را راحت نموده و حصول بهترین فرم و عملکرد و زیبایی مؤثر را برای دندان امکان‌پذیر می‌نماید و همچنین بیمار را از دریافت ترمیم‌های پیچیده‌تر مستقیم و یا غیر مستقیم نجات می‌دهد [10-12].

در این مطالعه از مواد چسبنده به عاجی که کاربرد راحتی دارد و در کلینیک به راحتی جهت تقویت کاسپ قابل استفاده می‌باشند استفاده شد. به کارگیری گلاس آینومر از نوع لاینر و بیس به آن جهت انتخاب گردید که ضمن پوشش پالپ به علت گسترش پوسیدگی امکان تقویت کاسپ با این ماده به صورت همزمان به علت خاصیت خیس کنندگی مناسب آن مورد ارزیابی قرار گیرد. استفاده از گلاس آینومر ترمیمی (ویترمر) به علت قوام خمیری حاصل شده از اختلاط پودر و مایع، همین طور حضور حباب فراوان در ترکیب، خیس شونده‌گی مناسبی را با مینای بدون ساپورت فراهم نموده و کاربرد راحتی نداشت.

جدول 2. مقادیر نیروی لازم جهت شکست در گروه‌های مورد مطالعه بر حسب نیوتن ($n = 15$)

گروه‌ها	حداکثر	حداقل	میانگین	انحراف معیار	خطای استاندارد
1. شاهد مثبت ^a	142/22	95/56	122/97	15/11	3/09
2. شاهد منفی ^b	65/31	24/11	44/71	14/23	4/06
3. کامپوزیت هیبرید ^c	109/56	48/98	78/32	17/58	4/54
4. کامپوزیت قابل جریان ^c	118/00	55/56	81/17	19/53	5/04
5. گلاس آینومر نوری ^c	131/11	57/56	85/33	22/07	5/69

* گروه‌های دارای حروف بالانویس متفاوت با یکدیگر اختلاف معنی‌دار دارند.

نتایج مطالعه حاکی از آن بود که گروه شاهد مثبت و یا گروهی که در آن عاج ساپورت کننده مینا وجود دارد بالاترین میزان نیرو جهت شکست را نیازمند است. با توجه به نتایج این گروه در می‌یابیم که حفظ عاج دندان باید مهم‌ترین عملکرد یک دندان‌پزشک در حین تراش حفره باشد تا دوام دندان را در دراز مدت تأمین نماید. نتایج این قسمت از مطالعه با بسیاری از مطالعاتی که عاج را بهترین ماده حمایت کننده مینا معرفی نموده‌اند همخوانی دارد [15، 14، 11]. همچنین این اختلاف نشان داد که استفاده از هیچ یک از مواد به کار گرفته شده در این مطالعه قادر به استحکام بخشی مینای بدون حمایت به اندازه عاج نمی‌باشد و این نشان دهنده خاصیت منحصر به فرد عاج به علت ساختار معدنی و آلی آن است که می‌تواند بهترین ساپورت را برای مینای شکننده فراهم کند [12]. نتایج این قسمت از مطالعه با نتایج سایر مطالعاتی که تأثیر استحکام بخشی مواد ترمیمی را بر روی مینای بدون پشتیبان نسبی تلقی می‌نماید همخوانی دارد. چنانچه Coelho و همکاران [15] و Summit و همکاران [16] نیز این افزایش استحکام را کامل گزارش ننمودند و افزایش استحکام نسبی را برای مواد چسبنده بیان کردند. البته ذکر این نکته لازم است که اتصال یک جانبه ماده ترمیم کننده چنین برآوردی را ایجاد می‌نماید در حالی که اگر اتصال ماده چسبنده علاوه بر کاسپ بدون پشتیبان به کفه حفره یا کاسپ‌های مقابل گسترش پیدا کند مسلماً به علت تأثیر اتصال دهندگی آن‌ها کاسپ ضعیف را به سایر نقاط دندان محکم متصل می‌نماید و نیروی لازم جهت شکست کاسپ بدون پشتیبان به طور حتم افزایش می‌یابد.

گروه شاهد منفی در مقایسه با سایر گروه‌ها کمترین مقاومت به شکست را نشان داد به این معنی که مینای بدون پشتیبان مقاومت بسیار پایینی نسبت به شکست دارد و استفاده از مواد چسبنده مختلف می‌تواند میزان مقاومت به شکست مینای بدون پشتیبان را افزایش دهد. نتایج این قسمت از پژوهش با مطالعات Eidelman [17]، Abu-Hanna و Mjor [11] همخوانی داشته است و استحکام بخشی این مواد چسبنده را بسیار مؤثرتر از عدم استفاده از این مواد تلقی می‌نماید به نحوی که در کاسپ‌های تقویت نشده نیروی لازم جهت شکست نمونه‌ها با اختلاف معنی‌داری کمتر از کاسپ‌های تقویت شده بود.

با بررسی نتایج این مطالعه هیچ اختلاف معنی‌داری بین سه گروه تقویت شده با مواد هم‌رنگ مشاهده نگردید. به نظر می‌رسد تطابق و خیس کنندگی بهتر کامپوزیت قابل جریان همراه با خاصیت چسبندگی شیمیایی گلاس آینومر به موازات هم‌ترازی ضریب کشسانی کامپوزیت هیبرید با عاج توانسته است مقدار مقاومت به شکست کاسپ بدون پشتیبان را تحت تأثیر خود قرار دهد. نتایج این پژوهش با مطالعه Summit و همکاران [16] که از کامپوزیت برای تقویت کاسپ بدون پشتیبان استفاده کرده بودند، Zidan و Abdel-Keriem [18] که از آمالگام باند شونده و کامپوزیت استفاده کرده بودند، Uyehara و همکاران [19] که از آمالگام باند شونده استفاده نمودند و Macpherson و Smith [20] که از ترکیب گلاس آینومر و کامپوزیت به تنهایی با یا بدون عامل اتصال دهنده و سرمت استفاده کرده بودند و Franchi و همکاران [21] که از کامپوزیت رزین هیبرید برای تقویت کاسپ بدون پشتیبان استفاده کرده بودند همخوانی داشت. اما برخلاف نتایج مطالعه انجام گرفته توسط میرزایی و همکاران [7] بود که در آن از آمالگام باند شونده و کامپوزیت جهت تقویت مینای بدون پشتیبان استفاده شد و در آن آمالگام باند شونده تقویتی مشابه با دندان تضعیف نشده نشان داد و گروه تقویت دندان با کامپوزیت تفاوتی با گروه شاهد منفی از لحاظ مقاومت به شکست نداشت؛ به این معنی که کامپوزیت قادر به حمایت از مینای بدون پشتیبان نیست. علت این اختلاف شاید تفاوت مواد و تکنیک انجام کار بوده است به نحوی که میرزایی و همکاران [7] از دندان‌های مولر استفاده کردند و نوع عامل اتصال دهنده و کامپوزیت مورد استفاده توسط آن‌ها نسبت به این مطالعه متفاوت بود در ضمن زاویه اعمال نیرو در مطالعه آن‌ها عمود بر سطح کاسپ تخت شده بود در حالی که در این مطالعه اعمال نیرو بر روی شیب کاسپی با زاویه 135 درجه صورت گرفت که به شرایط کلینیکی نزدیک‌تر است.

اگرچه اختلاف قابل قبولی بین گروه‌های مورد مطالعه حمایت کننده مینا با استفاده از مواد چسبنده به وجود نیامد، اما مانند مطالعه Macpherson و Smith [20] بالاترین مقاومت به شکست در گروه گلاس آینومر نوری حاصل شد که نشان دهنده تطابق مناسب این ماده با مینا و چسبندگی شیمیایی خوب آن می‌باشد. البته نگهداری 48 ساعته نمونه‌ها در آب خود توانسته

مانند سختی و ضریب کشسانی دارا می‌باشند [24، 23] این اختلافات در خواص مکانیکی، خود تحت تأثیر عواملی مانند اختلاف در ترکیب شیمیایی، ساختمان میکروسکوپی و جهت منشورهای مینایی متفاوت در مینای داخلی و سطحی قرار می‌گیرد، به نظر می‌رسد اختلاف در ترکیب شیمیایی، مهم‌ترین عامل کاهش استحکام باند کامپوزیت به مینای داخلی در مقایسه با مینای سطحی باشد. مطالعات آزمایشگاهی و بررسی‌های بیشتری لازم است تا علت استحکام باند کمتر کامپوزیت به مینای داخلی نسبت به مینای سطحی را مشخص نماید.

از آن‌جا که این مطالعه آزمایشگاهی بوده و فقط به تأثیر استحکام بخشی مواد چسبنده به مینای داخلی پرداخته است، ممکن است جذب آب بر خواص مکانیکی و خصوصیات اتصالی مواد چسبنده تأثیرگذار بوده باشد، بنابراین پیشنهاد می‌گردد برای مطالعات بعدی در این زمینه پس از تقویت کاسپ یا کاسپ‌های تضعیف شده توسط مواد چسبنده ترمیم کامل صورت گرفته و بعد نیروی لازم جهت شکست کاسپ ضعیف مورد ارزیابی قرار گیرد تا به شرایط کلینیکی نزدیک‌تر گردد. استفاده توام از روش‌های چسبندگی و مکانیکی جهت اتصال محکم‌تر مواد تقویت کننده به دندان، همین‌طور استفاده از گلاس آینومرهای کپسولی ترمیمی با قوام مناسب‌تر و حباب کمتر که امروزه می‌تواند در دسترس باشد نیز می‌تواند مورد ارزیابی قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیت‌های این مطالعه و بر اساس نتایج حاصل شده از این مطالعه خارج دهانی، ساپورت عاجی بهترین استحکام کاسپی را فراهم می‌نماید و هر سه ماده چسبنده مورد استفاده تأثیر نسبی در برگرداندن این ساپورت دارا می‌باشند.

است به افزایش استحکام نمونه‌ها با تشکیل کامل واکنش اسید- باز و افزایش استحکام توده گلاس آینومر و افزایش استحکام باند نیز مربوط باشد [22، 20]. نتایج این مطالعه با سایر مطالعاتی که تأثیر استحکام بخشی مواد چسبنده مانند کامپوزیت‌ها را بسیار بالاتر برآورد نموده‌اند [12، 11، 9] متفاوت می‌باشد، علت این اختلاف را می‌توان به حذف کامل کاسپ مقابل نسبت داد چرا که در سایر مطالعات با حضور کاسپ مقابل امکان اتصال کامپوزیت به مینای کاسپ مقابل و افزایش استحکام دندان وجود دارد. علت انتخاب دندان پرمولر و حذف کامل کاسپ پالاتال، اندازه‌گیری استحکام بخشی مواد مورد استفاده بر روی یک کاسپ به تنهایی و بدون حضور سایر عوامل تقویت کننده مانند ساختمان دندانی باقی‌مانده بود. در مطالعه حاضر و در دو مطالعه دیگر [20، 12] با حذف کامل کاسپ پالاتال به منظور بررسی تأثیر چسبندگی مواد هم‌رنگ به مینای بدون پشتیبان، به تنهایی میزان استحکام بخشی تا حد دندان طبیعی افزایش نیافت اما حضور آن‌ها بی‌تأثیر نبوده و باعث افزایش استحکام مینای بدون پشتیبان گردید. این مطالعه تأثیر سه نوع ماده چسبنده بر روی استحکام بخشی مینای بدون پشتیبان عاجی را هم‌ارز تلقی نمود و در صورت حضور کاسپ مقابل و استفاده از یک ماده چسبنده به عنوان یک عامل اتصال دو کاسپ، نتایج مطالعه ممکن بود تحت تأثیر عواملی همچون استحکام کششی ماده چسبنده مورد استفاده قرار گیرد.

از آن‌جا که استحکام اتصال کامپوزیت به مینا بسیار خوب می‌باشد، انتظار می‌رفت که تقویت کاسپ توسط کامپوزیت نتایج بهتری را نسبت به گلاس آینومر به دنبال داشته باشد اما از آن‌جا که مینای داخلی (مینای مجاور ناحیه اتصال مینا به عاج) و مینای سطحی اختلافات قابل ملاحظه‌ای در خواص مکانیکی

References

1. Moezizadeh M, Shokripour M. Effect of fiber orientation and type of restorative material on fracture strength of the tooth. J Conserv Dent 2011; 14(4): 341-5.
2. Ahrari F, Nojoomian M, Moosavi H. Clinical evaluation of bonded amalgam restorations in endodontically treated premolar teeth: a one-year evaluation. J Contemp Dent Pract 2010; 11(5): 009-16.
3. Assif D, Marshak BL, Pilo R. Cuspal flexure associated with amalgam restorations. J Prosthet Dent 1990; 63(3): 258-62.
4. Monga P, Sharma V, Kumar S. Comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth using different coronal restorative materials: An in vitro study. J Conserv Dent 2009; 12(4): 154-9.

5. Roberson T, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5th ed. New York: Elsevier Health Sciences; 2006.
6. Grisanti LP, Troendle KB, Summitt JB. Support of occlusal enamel provided by bonded restorations. *Oper Dent* 2004; 29(1): 49-53.
7. Mirzaei M, Ghavam M, Rostamzadeh T. Reinforcement of unsupported enamel by restorative materials and dentin bonding agents: an in vitro study. *J Dent (Tehran)* 2010; 7(2): 84-8.
8. Summitt JB. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Pub; 2006.
9. Gorucu J, Ozgunaltay G. Fracture resistance of teeth with Class II bonded amalgam and new tooth-colored restorations. *Oper Dent* 2003; 28(5): 501-7.
10. Vasudeva G, Bogra P, Nikhil V, Singh V. Effect of occlusal restoration on stresses around class V restoration interface: a finite-element study. *Indian J Dent Res* 2011; 22(2): 295-302.
11. Abu-Hanna AA, Mjor IA. Resin composite reinforcement of undermined enamel. *Oper Dent* 2004; 29(2): 234-7.
12. Prabhakar AR, Thejokrishna P, Kurthukoti AJ. A comparative evaluation of four restorative materials to support undermined occlusal enamel of permanent teeth. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2006; 24(3): 122-6.
13. Latino C, Troendle K, Summitt JB. Support of undermined occlusal enamel provided by restorative materials. *Quintessence Int* 2001; 32(4): 287-91.
14. Khera SC, Goel VK, Chen RC, Gurusami SA. Parameters of MOD cavity preparations: A 3-D FEM study, Part II. *Oper Dent* 1991; 16(2): 42-54.
15. Coelho-de-Souza FH, Rocha ADC, Rubini A, Klein-Jnior CA, Demarco FF. Influence of adhesive system and bevel preparation on fracture strength of teeth restored with composite resin. *Brazilian Dental Journal* 2010; 21(4): 327-31.
16. Summitt JB, Della BA, Burgess JO. The strength of Class II composite resin restorations as affected by preparation design. *Quintessence Int* 1994; 25(4): 251-7.
17. Eidelman E. Composite resin support of undermined enamel in amalgam restorations. *Pediatr Dent* 1999; 21(2): 118-20.
18. Zidan O, Abdel-Keriem U. The effect of amalgam bonding on the stiffness of teeth weakened by cavity preparation. *Dent Mater* 2003; 19(7): 680-5.
19. Uyehara MY, Davis RD, Overton JD. Cuspal reinforcement in endodontically treated molars. *Oper Dent* 1999; 24(6): 364-70.
20. Macpherson LC, Smith BG. Reinforcement of weakened cusps by adhesive restorative materials: an in-vitro study. *Br Dent J* 1995; 178(9): 341-4.
21. Franchi M, Breschi L, Ruggeri O. Cusp fracture resistance in composite-amalgam combined restorations. *J Dent* 1999; 27(1): 47-52.
22. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod* 1992; 18(5): 209-15.
23. Takahasi K, Kondou H, Watanabe M, Noro A, Makiishi T, Ishikawa T. Investigation of etching and bonding on the inner surface of free enamel. SEM observation and thermal cycling test for pigment invasion. *Shikwa Gakuho* 1989; 89(3): 663-8.
24. Cuy JL, Mann AB, Livi KJ, Teaford MF, Weihs TP. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Arch Oral Biol* 2002; 47(4): 281-91.

Effect of several tooth-colored restorative materials on reinforcement of unsupported enamel

Mohammadreza Malekipour, Farzaneh Shirani^{*}, Parvin Mirzakoucheki, Samaneh Alaei, Mehran Safaii, Zahra Hashemzadeh

Abstract

Introduction: Adhesive restorations properly transmit and distribute functional stresses at the bonding interface to tooth structures and have the potential to reinforce remaining weakened tooth structures after removal of extensive carious lesions. This study evaluated the effect of a number of adhesive restorative materials on reinforcing unsupported enamel.

Materials and Methods: Seventy-five extracted sound maxillary premolars collected over 3 months and stored in 0.2% thymol solution received MOD cavities; the lingual cusps were reduced up to the pulp level. The specimens were divided into five groups ($n = 15$). In group 1 (the positive control), dentinal tissue of the buccal wall was preserved. In other groups the buccal dentin was completely removed. In group 2 (the negative control), no restorative material was used to replace the lost dentin. The removed buccal dentin was replaced with composite resin, flowable composite resin and glass-ionomer in groups 3, 4 and 5, respectively. After thermocycling, the specimens were tested in an Instron universal testing machine. Data were analyzed with ANOVA and LSD test ($\alpha < 0.05$).

Results: The mean and standard deviations of fracture loads of the five groups were 122.97 ± 15.11 , 44.71 ± 14.23 , 78.32 ± 17.58 , 81.17 ± 19.53 , and 85.33 ± 22.07 Newtons, respectively. One-way ANOVA revealed significant differences between the groups (p value = 0.00). There were significant differences in fracture loads between groups 1 and 2 and others (p value = 0.00). The difference in fracture loads between group 3 and 4 (p value = 0.678), groups 3 and 5 (p value = 0.344), and groups 4 and 5 (p value = 0.589) were not significant.

Conclusion: It can be concluded that the three types of adhesive restorative materials in this study can reinforce unsupported enamel to a certain degree.

Key words: Composite resin, Dental adhesives, Reinforcement, Tooth enamel

Received: 3 Mar, 2012

Accepted: 3 Jul, 2012

Address: Associate Professor, Dental Materials Research Center, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Email: fshirani48@yahoo.com

Journal of Isfahan Dental School 2012; 8 (4): 338-346.