

استحکام باند برشی سه نوع سیستم ادهزیو به مینا و عاج دندان های دائمی

دکتر نیلوفر شادمان^{۱+} - دکتر شهرام فرزین ابراهیمی^۱ - آرزو ابریشمی^۲ - هستی ستاری^۲

۱- استادیار گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی و عضو مرکز تحقیقات بیماری های دهان و دندان کرمان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان،

کرمان، ایران

۲- دانشجوی دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران

Shear bond strength of three adhesive systems to enamel and dentin of permanent teeth

Niloofar Shadman¹⁺, Shahram Farzin Ebrahimi¹, Arezo Abrishami², Hasty Sattari²

1⁺- Assistant Professor, Department of Operative Dentistry/Oral and Dental Diseases Research Center, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran (niloo_shad@yahoo.com)

2- Dental Student, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran

Background and Aims: The purpose of this experimental study was to investigate the shear bond strength of three new adhesive systems to enamel and dentin of permanent human teeth using three new etch and rinse and self-etch adhesive systems.

Materials and Methods: Sixty intact caries-free third molars were selected and randomly divided into 6 groups. Flat buccal and lingual enamel and dentin surfaces were prepared and mounted in the acrylic resin perpendicular to the plan of the horizon. Adhesives used in this study were Tetric N-Bond, AdheSE and AdheSE-One F (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The adhesives were applied on the surfaces and cured with quartz tungsten halogen curing unit (600 mW/cm² intensity) for 20 s. After attaching composite to the surfaces and thermocycling (500 cycles, 5-55°C), shear bond strength was measured using a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min. The failure modes were examined under a stereomicroscope. The data were statistically analyzed using T-test, one-way ANOVA, Tukey and Fisher's exact tests.

Results: In enamel, Tetric N-Bond (28.57±4.58 MPa) and AdheSE (21.97±7.6 MPa) had significantly higher bond strength than AdheSE-One F (7.16±2.09 MPa) (P<0.001). Tetric N-Bond had higher bond strength than AdheSE but there was not any significant difference between them (P=0.093). In dentin, there were significant differences among all adhesives (P<0.001). Tetric N-Bond (20.62±3.03 MPa) showed the highest and AdheSE-One F (6.54±1.13 MPa) had the lowest value. The bond strength in enamel was higher than that observed in dentin and the difference was significant in Tetric N-Bond (P=0.044) and AdheSE (P<0.001) groups. There were no significant differences in the mode of failures among groups (P>0.05).

Conclusion: Shear bond strength to dentin in Tetric N-Bond (etch and rinse system) was higher than self-etch adhesives (AdheSE and AdheSE-One F). The bond strength to enamel and dentin in two-step self-etch (AdheSE) was higher than one-step self-etch (AdheSE-One F).

Key Words: Shear bond strength; Adhesive; Self-etch

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2012;25(3):202-210

چکیده

زمینه و هدف: این مطالعه آزمایشگاهی جهت بررسی استحکام باند برشی سه سیستم ادهزیو اچ و شستشو و سلف اچ جدید به مینا و عاج دندان‌های دایمی انجام شد.

روش بررسی: ۶۰ دندان مولر سوم سالم انتخاب و به طور تصادفی به ۶ گروه تقسیم شدند. سطوح صاف مینایی و عاجی آماده شده و سپس در آکريل به نحوی که سطوح تراش‌خورده عمود بر افق باشند، مانع گردیدند. ادهزیوهای مورد استفاده در این تحقیق AdhesE، Tetric N-Bond و AdhesE-One F (Ivoclar/Vivadent, schaan, Liechtenstein) بودند که پس از کاربرد روی سطوح، با دستگاه لایت‌کیور کوارتز تنگستن هالوژن با شدت 2 mW/cm^2 به مدت ۲۰ ثانیه کیور شدند. پس از چسباندن کامپوزیت به سطح و اعمال چرخه حرارتی (۵۰۰ سیکل در محدوده دمایی ۵-۵۵ درجه سانتی‌گراد)، نمونه‌ها در دستگاه تست خواص مکانیکی تحت نیروی برشی با سرعت 0.5 mm/min قرار گرفته و طرح شکست زیر استریومیکروسکوپ بررسی گردید. سپس آنالیز داده‌ها به کمک آزمون‌های T-test و One-Way ANOVA و آزمون‌های Fisher's Exact و Tukey (برای مقایسه نوع طرح شکست) انجام گرفت.

یافته‌ها: در گروه مینا، استحکام باند Tetric N-Bond ($28/57 \pm 4/58\text{ MPa}$) و AdheSE ($21/97 \pm 7/6\text{ MPa}$) به طور معنی‌داری بالاتر از AdheSE-One F ($7/16 \pm 2/09\text{ MPa}$) بود ($P < 0.001$). Tetric N-Bond استحکام باند بیشتری نسبت به AdheSE داشت که از نظر آماری معنی‌دار نبود ($P = 0.93$). در گروه عاج، استحکام باند برشی بین همه ادهزیوها تفاوت معنی‌دار داشت ($P < 0.001$) و در Tetric N-Bond ($20/62 \pm 3/03\text{ MPa}$) بیشترین میزان و در AdheSE-One F ($6/54 \pm 1/13\text{ MPa}$) کمترین بود. به طور کلی استحکام باند به مینا بالاتر از عاج بود و در گروه‌های Tetric N-Bond ($P = 0.044$) و AdheSE ($P < 0.001$) این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار بود. تفاوت طرح شکست مشاهده شده در گروه‌ها از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P > 0.05$).

نتیجه‌گیری: استحکام باند به عاج در سیستم اچ و شستشوی Tetric N-Bond بالاتر از سلف اچ‌ها (AdheSE و AdheSE-One F) و استحکام باند به مینا و عاج در سلف اچ دو مرحله‌ای (AdheSE) بالاتر از یک مرحله‌ای (AdheSE-One F) بود.

کلید واژه‌ها: استحکام باند برشی؛ ادهزیو؛ سلف اچ

وصول: ۹۰/۰۵/۱۶ اصلاح نهایی: ۹۱/۰۳/۲۲ تأیید چاپ: ۹۱/۰۴/۰۷

مقدمه

موفقیت کلینیکی ترمیم‌های کامپوزیتی تا حدود زیادی وابسته به کارایی و کیفیت سیستم باندینگ مورد استفاده می‌باشد که باعث ایجاد یک پیوند پایدار و مؤثر میان کامپوزیت و ساختار دندان و همچنین کاهش ریزش لبه‌ای و به دنبال آن کاهش نفوذ باکتری‌ها و پوسیدگی‌های ثانویه، حساسیت و التهاب پالپی می‌شود (۱). در بررسی موفقیت کلینیکی انواع مواد چسبنده، دو عامل استحکام باند و ریزش اهمیت زیادی دارند. مشکل عمده در اتصال رزین‌ها به ساختمان دندانی آن است که تمامی رزین‌های دندانی دارای اساس متاکریلات، طی واکنش رادیکال آزاد و پلیمریزاسیون، دچار انقباض می‌شوند. بنابراین یک ادهزیو بایستی تامین‌کننده استحکام پیوند اولیه بالایی باشد تا بتواند در برابر تنش‌های ناشی از انقباض رزین و در مراحل بعدی نیروهای وارد شده بر ناحیه حفاصل مثل نیروهای حین جویدن و استرس‌های حرارتی و شیمیایی (تغییرات pH) مقاومت نماید (۲،۳).

می‌شوند. ادهزیوهای اچ و شستشو به طور کامل لایه اسمیر را حذف می‌کنند و توبول‌های عاجی را باز می‌کنند ولی گاهی اوقات نواحی عمیق‌تر معدنی‌زدایی شده توسط اسید اچینگ، توسط رزین به طور کامل مسدود نمی‌گردد که سبب بروز نانولیکچ در طی زمان و تاثیر نامطلوب بر دوام باند می‌گردد (۱). سیستم‌های سلف اچ نیازی به حذف لایه اسمیر ندارند و به طور همزمان دکلسیفیکاسیون و نفوذ رزین در بین منشورهای مینایی و فایبرهای کلاژن عاج رخ می‌دهد. این پروسه کلینیکی پیچیدگی کمتری دارد و به علت عدم نیاز به شستشو و عدم وابستگی به میزان رطوبت عاجی، حساسیت به کار کمتری دارد (۱).

چسبندگی به مینا از طریق اسید اچ (با اسید فسفریک ۳۷ درصد و به مدت ۲۰-۱۵ ثانیه) این بافت شدیداً معدنی صورت می‌پذیرد. مینا ساختمان کریستالی دارد و حاوی ۹۸-۹۵ درصد وزنی ماده معدنی (عمدتاً هیدروکسی آپاتیت) می‌باشد. اسید اچ، ناحیه سطحی مینا برای چسبندگی را افزایش می‌دهد و ابداع Bunocore در سال ۱۹۵۵ می‌باشد. اسید اچ حدود ۱۰ میکرومتر از سطح مینا را برداشته و لایه‌ای متخلخل با عمق ۵ تا ۵۰ میکرومتر ایجاد می‌نماید. عاج یک ماده

سیستم‌های ادهزیو به دو گروه اچ و شستشو و سلف اچ تقسیم

لایه اسمیر یکنواخت، سطح عاجی نمونه‌ها با سنباده ۴۰۰ و ۶۰۰ grit و زیر خنک‌کننده آب پرداخت شد. لازم به ذکر است که به ازای هر پنج تهیه حفره، از فرز جدید استفاده شد. در مرحله بعد دندان‌ها در رزین آکرلیک سلف‌کیور (آکروپارس، ایران) تا ناحیه اتصال سمان و مینا به کمک میله عمودی سورویور، به گونه‌ای که سطوح تراش‌خورده عمود بر افق قرار گیرند مانت شدند و از آدهزیوهای Tetric N-Bond (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein)، AdheSE، AdheSE-one F استفاده شد. مشخصات مواد مورد استفاده در این تحقیق، در جدول ۱ آورده شده است.

زیرگروه اول: پس از اچ کردن مینا توسط اسید فسفریک ۳۵ درصد به مدت ۲۰ ثانیه، مینا به مدت ۳۰ ثانیه شسته و با گلوله پنبه‌ای خشک شد. سپس یک لایه از باندینگ Tetric N-Bond (TB) به مدت ۳۰ ثانیه روی مینا به کار برده و پخش شد و بعد از استفاده از پوآر هوا، به مدت ۲۰ ثانیه توسط دستگاه لایت‌کیور کوارتز تنگستن هالوژن Coltolux 75 (Colten/Whaldent, Switzerland) با شدت 600 mW/cm^2 کیور گردید.

زیرگروه دوم: سطح عاج توسط اسید فسفریک ۳۵ درصد به مدت ۱۰ ثانیه اچ شد پس از شست و شوی ۱۰ ثانیه‌ای و خشک کردن سطح با گلوله پنبه‌ای، باندینگ TB به مدت ۱۰ ثانیه روی سطح به کار برده شد و بعد از زدن پوآر هوا کیورینگ به مدت ۲۰ ثانیه انجام گردید.

زیرگروه سوم: ابتدا از بطری اول AdheSE (Ad)، پرایمر به مدت ۳۰ ثانیه روی سطح مینا به کار رفت، سپس از پوآر هوا با فشار قوی استفاده شد و بلافاصله باندینگ، که در بطری دوم قرار داشت، روی سطح مینا استفاده گردید و پس از استفاده از پوآر هوا با فشار ضعیف باندینگ به مدت ۱۰ ثانیه کیور شد.

زیرگروه چهارم: پرایمر Ad به مدت ۳۰ ثانیه بر روی سطح عاج به کار گرفته شد و بعد از پوآر هوا از باندینگ به مدت ۲۰ ثانیه به تمام سطوح عاج زده شد و بعد از استفاده از پوآر هوا کیورینگ به مدت ۱۰ ثانیه انجام گرفت.

زیرگروه پنجم: AdheSE-One F (Ad-one) به مدت ۲۰ ثانیه روی سطح مینا به کار برده شد و بعد از استفاده از پوآر هوا با فشار قوی جهت حذف اضافات باندینگ، به مدت ۱۰ ثانیه کیور شد.

فیزیولوژیک دینامیک و هتروژن است که از نظر وزنی شامل ۷۵ درصد ماده معدنی و ۲۰ درصد مواد آلی و ۵ درصد آب و سایر مواد می‌باشد. با توجه به ساختار عاج، باندینگ به آن سخت‌تر و غیرقابل پیش‌بینی‌تر است. در پروسه اچینگ عاج، آدهزیو به داخل و اطراف فایبرهای کلاژن عاج بین توبولی و دور توبولی برای ایجاد لایه هیبرید نفوذ می‌کند. در صورت افزایش مدت زمان اچینگ عاج توسط اسید فسفریک، فایبرهای کلاژن به واسطه دمینرالیزه شدن بیش از حد دچار کلاپس می‌شوند. توبول‌های عاجی تغییر ماهیت پیدا می‌کنند و کیفی شکل می‌شوند و در نتیجه سبب افزایش جریان یافتن مایع عاجی و در نتیجه حساسیت عاجی پس از درمان می‌شود (۳). به طور کلی، چسبندگی مستحکم و درازمدت بین دیواره‌های حفره و مواد ترمیمی، جهت حصول ترمیم‌های با سیل عالی در درازمدت، لازم می‌باشد. مطالعات زیادی که در گذشته صورت گرفته است ثابت نموده‌اند که مینا نسبت به عاج، سیل بسیار بهتر و طولانی مدت‌تری را ایجاد می‌کند (۴).

هدف از این مطالعه بررسی میزان استحکام باند برشی کامپوزیت به مینا و عاج دندان‌های دایمی با استفاده از سیستم‌های مختلف آدهزیو اچ و شستشو و سلف اچ و مقایسه آنها با یکدیگر بود. با توجه به جدید بودن آرایه یکی از انواع آدهزیوها، AdheSE-one F تاکنون چنین مطالعه مقایسه‌ای روی استحکام باند آنها صورت نگرفته است.

روش بررسی

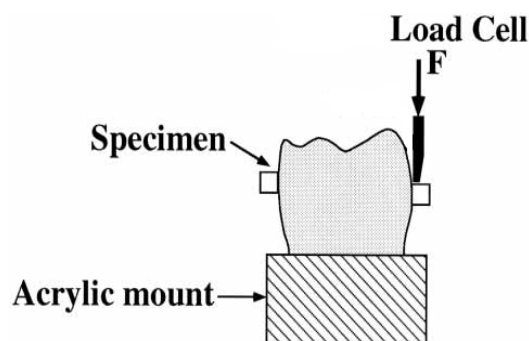
این مطالعه تجربی بر روی ۶۰ دندان مولر سوم نهفته و نیمه نهفته کشیده شده انسان که فاقد هرگونه ترک و پوسیدگی در ناحیه تاج بودند، انجام شد. دندان‌ها بلافاصله بعد از تمیز شدن از بقایای نسوج سخت و نرم، در محلول ضد عفونی کننده کلرامین B ۱٪ به مدت ۲۴ ساعت نگهداری شده سپس با نرمال‌سالین شسته شده و در آب، در دمای اتاق نگهداری شدند.

در مرحله بعد دندان‌ها به شش زیرگروه کاملاً تصادفی تقسیم شدند. در سه گروه، مینای سطوح باکال یا لینگوال دندان‌ها توسط فرز فیشر الماسی (تیزکاوان، ایران) و زیر خنک‌کننده آب، جهت ایجاد سطحی صاف از مینا آماده‌سازی شد و در سه گروه دیگر، از مینای سطح باکال یا لینگوال هر دندان، به عمق ۲-۱/۵ میلی‌متر برداشته شد تا به عاج سطحی رسیده شود. سپس به منظور ایجاد یک سطح صاف و

جدول ۱- مشخصات مواد مورد استفاده در مطالعه و ترکیبات آنها

Lot number	کارخانه سازنده	ترکیب شیمیایی	نوع	مواد
N76253	Ivoclar Vivadent Schaan Liechtenstein	Phosphoric acid acrylate, HEMA, Bis GMA, urethane dimethacrylates, Ethanol, film-forming agent, catalysts, stabilizers.	Etch and rinse bonding agent	Tetric N-Bond
primer: N51476 bonding: N35670	Ivoclar Vivadent Schaan Liechtenstein	Primer: dimethacrylate, phosphoric acid acrylate, initiators and stabilizers. Bonding: HEMA, dimethacrylate, silicon dioxide, initiators and stabilizers.	Two-Step Self-etch bonding agent	AdheSE
P16336	Ivoclar Vivadent Schaan Liechtenstein	Devivatives of bis-acrylamide, water, alcohol, bis-methacrylamide dihydrogen phosphate, amino acid acrylamide, hydroxy alkyl methacrylamid, alkyl sulfonic acid acrylamide, highly dispersed silicon dioxide, catalysts and stabilizers, potassium fluoride.	One-step Self-etch bonding agent	AdheSE-one F
N78833	Ivoclar Vivadent Schaan Liechtenstein	dimethacrylate (19-20 wt.%) including TEGDMA Filler Composition: barium glass, ytterbium trifluoride, mixed oxide, copolymer (80-81 wt. %), additives, catalysts, stabilizers, pigments.	Light-Cure Composite	Tetric N-Ceram
L37473	Ivoclar Vivadent Schaan Liechtenstein	Phosphoric acid (37 wt% in water), thickeners and pigments	Etchant	N-Etch

۱۰ ثانیه). در مرحله بعدی تست استحکام باند برشی با استفاده از دستگاه تست خواص مکانیکی مواد (Testometric M350-10CT, England) با سرعت ۰/۵ mm/min و با Load cell (شکل ۱) ۵۰ KgF و با استفاده از یک تیغه موازی از جنس استیل و به قطر ۱ میلی متر در ناحیه حفاصل کامپوزیت-عاج/مینا انجام گرفت.



شکل ۱- طرح شماتیکی از نمونه و چگونگی وارد آمدن نیرو به محل حفاصل

با انجام تست، حداکثر نیرویی که هر نمونه در ناحیه حد فاصل تحمل می کرد تا دچار شکست شود، به نیوتن به دست آمد و استحکام

زیرگروه ششم: Ad-one به مدت ۲۰ ثانیه بر روی سطح عاج زده شد و پس از زدن پوار هوا کیورینگ به مدت ۱۰ ثانیه انجام گرفت. در هر دندان پس از مراحل فوق، جهت قرار دادن کامپوزیت از مولد استوانه ای پلاستیکی شفاف (به قطر داخلی ۲ میلی متر و ارتفاع ۴ میلی متر) استفاده گردید که بعد از انجام مراحل باندینگ، بر روی سطح دندان قرار گرفته و ثابت می گردید. سپس کامپوزیت Tetric N-Ceram (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) به روش لایه لایه و در دو لایه در داخل مولد پلاستیکی شفاف به سطح دندان چسبانده شده و هر لایه به مدت ۲۰ ثانیه کیور گردید. سپس مولد برداشته شده و کل کامپوزیت به مدت ۶۰ ثانیه مجدداً کیور گردید. لازم به ذکر است که شدت دستگاه به صورت دوره ای توسط دستگاه رادیومتر (Optilux SDS, Kerr) اندازه گیری می گردید. همچنین نمونه های آماده شده تا زمان انجام مراحل بعدی، در آب مقطر و در دمای محیط نگهداری شدند. سپس تمامی نمونه ها تحت چرخه حرارتی توسط دستگاه ترموسایکل (برادران پویا، ایران) قرار گرفتند (۵۰۰ سیکل حرارتی در محدوده دمایی ۵-۵۵ درجه سانتی گراد با زمان توقف معادل ۳۰ ثانیه و زمان انتقال معادل

شد و برای مقایسه نوع طرح شکست در بین ۶ گروه مطالعه از آزمون Fisher's Exact استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین مقادیر استحکام باند برشی با استفاده از باندینگ‌های مختلف در جدول ۲ و نتایج نوع طرح شکست مشاهده شده در جدول ۳ آورده شده است. در مقایسه میزان استحکام باند زیرگروه‌های مینایی از آزمون آماری One-Way ANOVA استفاده شد و تفاوت آنها از نظر آماری معنی‌دار بود ($P < 0.0001$). سپس این سه گروه به صورت دو به دو با هم مقایسه شدند و آزمون مورد استفاده Tukey بود که نتایج این مقایسه به شرح زیر است:

TB استحکام باند ($28/57 \pm 4/58$ MPa) بیشتری را نسبت به Ad ($21/97 \pm 7/6$ MPa) نشان داد ولی این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود ($P = 0.093$).

استحکام باند TB به طور معنی‌داری بالاتر از ($7/16 \pm 2/09$ MPa) Ad-One بود ($P < 0.0001$). همچنین استحکام باند Ad به طور معنی‌داری بالاتر از Ad-One بود ($P < 0.0001$).

باند برشی برای هر نمونه به مگاپاسکال (MPa) محاسبه گردید. بعد از اتمام تست برش، سطوح دبانده هر نمونه به طور مجزا جهت آنالیز نوع شکست (طرح شکست) زیر استریومیکروسکوپ (Olympus, DP (12, Germany) با بزرگنمایی $40 \times$ توسط دو فرد آموزش دیده مورد مشاهده قرار گرفت و برحسب نوع شکست در یکی از ۴ گروه زیر قرار گرفت:

۱- Adhesive failure

۲- Cohesive failure در مینا یا عاج

۳- Cohesive failure در رزین کامپوزیت

۴- Mixed (بروز شکست‌های Adhesive و Cohesive با هم)

جهت آنالیز آماری روی مقادیر استحکام باند برشی برحسب روش‌های آماده‌سازی از آزمون One-Way ANOVA استفاده شد و به منظور مقایسه دو به دو گروه‌ها نیز از آزمون مقایسه‌های متعدد Tukey استفاده شد، شرایط آزمون آنالیز واریانس مبنی بر توزیع نرمال داده‌ها با آزمون Kolmogrove-Smirnov ارزیابی و به تایید رسید.

جهت آنالیز آماری داده‌ها از آزمون‌های One-Way ANOVA و T-test استفاده شد و $P < 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته

جدول ۲- میانگین و انحراف معیار استحکام باند برشی در زیرگروه‌ها

گروه مطالعه	میانگین (MPa)	انحراف معیار	P-value
TB ¹ (E)	۲۸/۵۷۰۰	۴/۵۸۶۲۳	۰/۰۴۴
	۲۰/۶۲۷۰	۳/۰۳۶۴۶	
Ad ² (E)	۲۱/۹۷۰۰	۷/۶۲۵۲۸	۰ < / ۰۰۱
	۱۴/۸۵۵۰	۱/۲۱۸۱۹	
Ad-One ³ (E) ⁴	۷/۱۶۶۰	۲/۰۹۵۹۹	۰/۳۰۱
	Ad-One (D) ⁵	۶/۵۴۸۰	

1.TB:Tetric N-Bond, 2.Ad:AdheSE, 3.Ad-One:AdheSE-F, 4.E:Enamel, 5.D: Dentin

جدول ۳- نوع طرح شکست در زیرگروه‌ها

گروه مطالعه	ادهزیو	کوهزیو در عاج	کوهزیو در کامپوزیت	Mixed	کل
TB(E)	۲	۴	۰	۴	۱۰
TB (D)	۶	۱	۱	۲	۱۰
Ad(E)	۸	۰	۰	۲	۱۰
Ad(D)	۸	۰	۰	۲	۱۰
Ad-One (E)	۸	۰	۰	۲	۱۰
Ad-One (D)	۹	۰	۰	۱	۱۰

که البته این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود. از سوی دیگر بین TB و Ad-One و نیز Ad و Ad-One تفاوت آماری معنی‌داری وجود داشت.

طبق مطالعه SEM که توسط Bishara و همکاران (۶) انجام شد، مشاهده گردید که استتال‌های رزینی پس از اچ مینا با اسید فسفریک در مقایسه با پرایمرهای اسیدی قشورتر و مشابه‌تر هستند که این امر می‌تواند سبب قوی‌تر شدن باند سیستم‌های اچ و شستشو به مینا باشد که در واقع به علت pH پایین‌تر اسید فسفریک (۰/۵) نسبت به سلف اچ‌ها (pH AdheSE=1.5-1.7, pH AdheSE-One F=1.4) و تفاوت در کیفیت رزین تگ‌ها در این سیستم‌هاست. در نتیجه pH بالاتر و قدرت تهاجمی کمتر ادهزیوهای سلف اچ نسبت به اچ و شستشو، می‌تواند روی نتایج باندینگ اثر بگذارد (۷).

در سیستم‌های سلف اچ، به علت عدم شسته شدن پرایمرهای اسیدی، غلظت یون‌های کلسیم و فسفر آزاد شده در پرایمر، ناشی از انحلال کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت، مانع از حل شدن بیشتر هیدروکسی آپاتیت می‌شود، پس دمنیرالیزاسیون مینا کاهش می‌یابد (۸). برخی مطالعات نشان داده‌اند که اثربخشی برخی از باندینگ‌ها روی مینا و عاج در ادهزیوهای اچ و شستشو و سلف اچ بسیار مشابه یکدیگر است (۹،۱۰). درحالی‌که برخی مطالعات موید این مطلب هستند که بسیاری از ادهزیوهای سلف اچ یک مرحله‌ای نسبت به ادهزیوهای اچ و شستشو و سلف اچ‌های دو مرحله‌ای دارای استحکام باند کمتری به مینا می‌باشند (۱۱-۱۳).

طبق نتایج حاصل از این مطالعه، میانگین استحکام باند برشی به عاج در TB بالاترین و در Ad-one کمترین بود. اسید فسفریک موجب افزایش بیشتر خشونت سطحی در عاج نسبت به پرایمرهای سلف اچ می‌شد. افزایش خشونت سطحی سبب افزایش سطح عاجی شده که باعث ایجاد تماس بهتری بین ادهزیو و سوپسترای دندان می‌شود. برداشت هرچه بیشتر لایه اسمیر موجب افزایش گیر مکانیکی و به واسطه آن افزایش در استحکام باند خواهد شد (۱۴) که مطالب فوق می‌تواند توجیه‌کننده استحکام باند بالاتر در TB نسبت به سلف اچ‌ها باشد.

در TB از تکنیک باندینگ مرطوب استفاده گردیده است که این امر سبب حساس بودن کاربرد آن از نظر میزان رطوبت سوپسترا می‌شود

در مقایسه میزان استحکام باند برشی در عاج از آزمون آماری One-Way ANOVA استفاده شد و تفاوت آنها از نظر آماری معنی‌دار بود ($P < 0/001$) و سپس در مقایسه دو به دو از آزمون آماری Tukey استفاده شد که نتایج حاصله به شرح زیر است:

میزان استحکام باند برشی به عاج در گروه TB ($20/62 \pm 3/03$ MPa) به طور معنی‌داری بالاتر از گروه Ad ($14/85 \pm 1/21$ MPa) بود ($P < 0/001$). همچنین میزان استحکام باند برشی در Ad به طور معنی‌داری بالاتر از ($6/54 \pm 1/13$ MPa) Ad-one بود ($P < 0/001$) و میزان استحکام باند برشی در TB به طور معنی‌داری بالاتر از Ad-one بود ($P < 0/001$).

در مقایسه درون گروهی، از t-test استفاده شد که در همه گروه‌ها میزان استحکام باند به مینا بالاتر از عاج بود و در گروه‌های TB ($P = 0/044$) و Ad ($P < 0/001$) این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار بود.

برای مقایسه نوع طرح شکست در بین ۶ گروه مطالعه از آزمون Fisher's Exact Test استفاده شد که تفاوت مشاهده شده از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P > 0/05$).

بحث و نتیجه‌گیری

در دهان، حد فاصل بین ترمیم و دندان تحت نیروهای مختلفی قرار دارد. به طور کلی استحکام باند عبارتست از حداکثر نیرویی که ماده می‌تواند قبل از آنکه دچار شکست گردد متحمل شود. آزمایش استحکام باند یکی از مشهورترین آنالیزهایی است که در ارزیابی مواد دندانی اجرا می‌گردد. هرچند Van Noort و همکاران تاکید بر این موضوع داشتند که استحکام باند نمی‌تواند به عنوان ویژگی یک ماده مورد توجه قرار گیرد (۵). علاوه بر تست استحکام باند برشی تست‌های دیگری نیز مطرحند که مزایا و معایبی دارند مثلاً در تست ریزکشی تکنیک ساخت نمونه‌ها دقیق‌تر ولی مشکل‌تر است و تخریب نمونه‌ها بیشتر اتفاق می‌افتد به علت حذف نقایص در نمونه‌ها از نظر عددی نتایج بالاتری نسبت به تست کششی دارد. در تست ریزبرشی پخش نیرو در محل حد فاصل یکنواخت‌تر است ولی استاندارد کردن محل وارد آمدن نیرو در نمونه‌ها مشکل‌تر است. طبق نتایج حاصل از این مطالعه، میانگین استحکام باند برشی به مینا در TB بالاتر از Ad بود

افزودن فیلر به مواد باندینگ از طرفی باعث کاهش انقباض حین پلیمریزاسیون می‌شود و از سوی دیگر به دلیل نفوذ کمتر به داخل لایه هیبرید قدرت باند را کاهش می‌دهد (۲۰). AdheSE دارای میکروفیلر از نوع AdheSE-One F و silicon dioxide دارای نانوفیلر از نوع highly dispersed silicon dioxide می‌باشد (۲۱).

در سیستم‌های ادهزیو سلف اچ (یک مرحله‌ای و دو مرحله‌ای)، لایه هیبرید نیمه نفوذ پذیر وجود دارد که اجازه حرکت آب از خلال حد فاصل کامپوزیت- دندان باند حتی بعد از پلیمریزه شدن ادهزیو را می‌دهد و به دلیل هیدروفیل بودن بالای این باندینگ‌ها، به نگهداری در آب حساس هستند و به علت داشتن اجزای هیدروفیل مثل HEMA (در Ad)، جذب آب و تخریب زیادتری دارند (۲۲).

متاکریلات موجود در اغلب ادهزیوهای سلف اچ تحت شرایط نگهداری در محیط اسیدی، به خاطر هیدرولیز گروه استری، پایدار نیستند که این مسئله می‌تواند منجر به اتصالات جانبی ضعیف‌تر، پلیمریزاسیون ناقص‌تر، استحکام باند پایین‌تر و دوام باند کمتری شوند (۲۳). بر طبق مطالعه Mousavinasab و Kaviani، از آن جا که باندینگ‌های تک محلولی مثل Ad-One لایه هیبرید خیلی نازکی ایجاد می‌کنند، ممکن است در پلیمریزاسیون آنها به علت خاصیت جلوگیری‌کننده اکسیژن، اختلال ایجاد شود به گونه‌ای که به خوبی پلیمریزه نشود (۲۴).

طبق مطالعه Kaviani و Zarepoor، برخی از پرایمرهای خود اچ‌کننده ممکن است قادر به نفوذ مناسب از میان لایه اسمیر نباشند چراکه اسیدپخته ضعیف‌تر پرایمر می‌تواند بوسیله لایه اسمیر و خاصیت بافرینگ مینا و عاج خنثی شود و سبب کاهش بالقوه در نفوذ پرایمر شود (۲۵). توانایی سیستم سلف اچ در دیمینرالیزاسیون نسج دندان، با ظرفیت بافر کنندگی سوبسترای دندانی رابطه معکوس دارد. بدین معنا که مواد سلف اچ که روی نسج مختلف دندان مورد استفاده قرار می‌گیرند، به دلیل ویژگی‌های ترکیب مینا و عاج، ممکن است رفتار متفاوتی را بروز دهند. برخی از این سیستم‌ها اخیراً معرفی شده‌اند و رفتارشان در باندینگ به مینا ناشناخته است (۲۶) که به عنوان مثال می‌توان از AdheSE-One F نام برد.

طبق ادعاهای کارخانه سازنده مونومرهای Methacrylate-based

و از سوی دیگر وجود آب و HEMA در ترکیب Ad، به نفوذ مناسب آن به داخل عاج کمک می‌کند. ادهزیوهای اچ و شستشوی دو مرحله‌ای نسبت به انواع سه مرحله‌ای دارای درصد بالاتری از مونومرهای هیدروفیل می‌باشند که در نتیجه سبب نفوذپذیری بالاتر آنها پس از پلیمریزاسیون می‌گردد (۱۵) وجود HEMA در ترکیب Ad، سبب نگهداری مونومرهای رزین در یک محلول و جلوگیری از جدا شدن فازها می‌شود، اما می‌تواند منجر به نگه داشتن آب در لایه ادهزیو و تضعیف استحکام مکانیکی ادهزیو نیز بشود. در نتیجه ادهزیوهای فاقد HEMA (مانند Ad-One) برای رفع این مشکلات تولید شدند. با حذف HEMA از ترکیب ادهزیو، وجود غلظت‌های بالاتری از حلال ضروری است. اما مشکل اینجاست که در مرحله تبخیر حلال، بالانس ترکیبات ادهزیو سلف اچ یک مرحله‌ای به هم خورده و قطرات آب شکل می‌گیرد که حضور این قطرات سبب کاهش ثبات هیدرولیتیک ادهزیو حتی پس از پلیمریزاسیون و در نتیجه کاهش استحکام باند می‌گردد و این مسئله در ادهزیوهای سلف اچ یک مرحله‌ای به عنوان یک نقص مطرح است. البته استفاده از فشار پوراهوای قوی می‌تواند در حذف این قطرات تا حدی مؤثر باشد (۱۶).

HEMA موجود در Ad از طرفی منجر به جلوگیری از کلاپس شبکه کلاژنی و در نتیجه نفوذ بهتر باندینگ می‌گردد و از جهت دیگر، موجب نگه داشتن آب درون لایه ادهزیو شده و استحکام باند را کاهش می‌دهد (۱۵).

تفاوت در عمق نفوذ در عاج ادهزیو AdheSE (۲/۲-۱/۲ میکرون) (۷) در مقایسه با AdheSE-One F (کمتر از ۰/۵-۰/۱ میکرون) (۱۷) می‌تواند توجیه‌کننده استحکام باند بیشتر Ad نسبت به Ad-One باشد. همچنین وجود مونومر هیدروفوبیک و اسید هیدروفیلیک همراه با هم در ادهزیوهای یک مرحله‌ای سبب اختلال در پروسه پلیمریزاسیون خواهد شد و آب موجود در توبول‌های عاجی سبب پلیمریزه نشدن کامل در ناحیه حد فاصل می‌گردد (۱۵) و این مسئله نیز می‌تواند توجیه‌کننده استحکام باند کمتر Ad-One نسبت به Ad باشد. نتایج به دست آمده در مطالعه مینی بر بالاتر بودن استحکام باند برشی Ad نسبت به Ad-one، با مطالعه Gregoire و همکاران در سال ۲۰۱۱ (۱۸) و Knobloch و همکاران در سال ۲۰۰۷ (۱۹) هم‌خوانی دارد.

باشند و استانداردسازی متدولوژی تست‌های اندازه‌گیری استحکام باند به سختی ممکن است (۳).

نتایج حاصله از این مطالعه به شرح زیر است:

۱- بالاترین استحکام باند برشی به مینا در ادهزیوهای AdhesE و Tetric N Bond مشاهده شد که تفاوت معنی‌داری با هم نداشتند اما بین AdhesE-One F با دو ادهزیو دیگر تفاوت معنی‌داری وجود داشت.

۲- استحکام باند برشی به عاج باندینگ Tetric N-Bond به طور معنی‌داری بیشتر از AdhesE و AdhesE-One F بود. همچنین استحکام باند برشی AdhesE نیز به طور معنی‌داری بیشتر از AdhesE-One F بود.

۳- نوع طرح شکست در میان هر سه نوع باندینگ عمدتاً از نوع Adhesive بود.

کاربرد ادهزیو اچ و شستشوی TB در حفرات دارای مارژین عاجی نسبت به دو سلف اچ کاربردی در این مطالعه، ارجح است. پیشنهادات:

بررسی استحکام باند در زمان‌های طولانی‌تر و مشاهده نواحی شکست زیر میکروسکوپ الکترونی پیشنهاد می‌گردد.

تشکر و قدردانی

این پایان‌نامه حاصل طرح دانشگاه علوم پزشکی کرمان و مرکز تحقیقات بیماری‌های دهان و دندان و پایان‌نامه دانشجویی به شماره ۲۲۴ و ۸۹/۲۲۵ می‌باشد که بدینوسیله از حمایت‌های مالی آنها قدردانی می‌شود. همچنین بدینوسیله از زحمات مشاوران آماری جناب آقای دکتر جهانی و سرکار خانم صادقی قدردانی می‌گردد.

در AdhesE، در محیط اسیدی ذاتی موجود در فرمول این ادهزیو دچار انحطاط و هیدرولیز می‌شوند. در مقابل، ادهزیوهای Methacrylamide-based مانند AdhesE-One F در محیط اسیدی پایدارترند و مدت زمان زیادی بدون انحطاط مونومرها (که منجر به از دست رفتن چسبندگی می‌شود) دوام می‌آورند (۲۷) که این مساله می‌تواند روی کیفیت ادهزیو کاربردی هم موثر باشد که البته این مساله با نتیجه مطالعه حاضر در تناقض است.

باتوجه به تفاوت در ساختار مینا و عاج، باندینگ به عاج سخت‌تر و غیرقابل پیش‌بینی‌تر است (۳) همچنانکه در این مطالعه نیز نتایج حاصل از گروه‌های مینایی بالاتر از عاجی بود.

در صورتیکه استحکام باند به مینا یا عاج بیشتر از ۲۰ مگاپاسکال باشد نوع شکست عمدتاً Cohesive در سوبسترای دندانی یا کامپوزیت خواهد بود (۳،۲۸). چنانکه طبق نتایج حاصل از مطالعه ما نیز طرح شکست از نوع cohesive در گروه‌های اچ و شستشو، بیشتر از گروه‌های دیگر مشاهده شد.

در مطالعه EL Zohairy، SEM و همکاران این نتیجه به دست آمد که در انواع ادهزیو سلف اچ تک مرحله‌ای حباب‌های متعددی در طول محل شکست در زیر میکروسکوپ مشاهده می‌شود (۲۹). همین حباب‌ها می‌توانند سبب تضعیف باند گردند. در مطالعه اخیر علت Adhesive failure بیشتر در گروه سلف اچ در مقایسه با اچ و شستشو، حضور آب در ترکیب این ادهزیو و به طور کلی آبدوست بودن این ادهزیوها بود.

اطلاعات حاصله از تست استحکام باند به میزان زیادی وابسته به شرایط واقعی تست می‌باشد (شکل هندسی نمونه، اندازه سطح، نوع کامپوزیت، سرعت وارد آمدن نیرو و دمای انجام تست) بنابراین جای تعجب نیست که اطلاعات حاصله از تست‌های مختلف با هم متفاوت

منابع:

- 1- Silveria de Araujo C, Incerti da Silva T, Ogliairi FA, Meireles SS, Piva E, Demarco FF. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(5):26-33.
- 2- Settembrini L, Gutz P.A, Scherer W, Kaim J. A Single component bonding system microleakage study. *Gen Dent.* 1997;45(4):341-3.
- 3- Van Meerbeek B, De Munk J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215-35.
- 4- Alavi AA, Kianimanesh N. Microleakage of direct and indirect composite restorations with three dentin bonding agents. *Oper Dent.* 2002;27(1):19-24.
- 5- Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent.* 1989;17(2):61-7.
- 6- Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(3):243-7.
- 7- Aguilar-Mendoza JA, Rosales-Leal JI, Rodríguez-Valverde

- MA, Cabrerizo-Vílchez MA. Effect of acid etching on dentin wettability and roughness: self-etching primers versus phosphoric acid. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;277-85.
- 8-** Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124(4):410-3.
- 9-** Hewlett ER. Resin adhesion to enamel and dentin: a review. *J Calif Dent Assoc*. 2003;31(6): 469-76.
- 10-** Miranda C, Prates LHM, Viera RS de, Calvo MCM. Shear bond strength of different adhesive systems to primary dentin and enamel. *J Clin Pediatr Dent*. 2006;31(1):35-40.
- 11-** Myazaki M, Iwasaki K, Onose H. Adhesion of single application bonding systems to bovine enamel and dentin. *Oper Dent*. 2002;27(1):88-94.
- 12-** Inoue S, Vargas M, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*. 2003;16(5):329-34.
- 13-** Foong J, Lee K, Nguyen C, Tang G, Austin D, Ch'ng C, et al. Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Aust Dent J*. 2006;51(3):252-7.
- 14-** Aguilar-Mendoza JA, Rosales-Leal JI, Rodríguez-Valverde MA, González-López S, Cabrerizo-Vílchez MA. Wettability and bonding of self-etching dental adhesives. Influence of the smear layer. *Dent Mater*. 2008;24(7):994-1000.
- 15-** Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, et al. Monomer-Solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*. 2005;84(2):183-8.
- 16-** Kahveci O, Belli S. Composite bond strength to intact enamel with current simplified adhesives. *J Adhes Dent*. 2011;13(1):31-7.
- 17-** Margvelashvili M, Goracci C, Beloica M, Papacchini F, Ferrari M. In vitro evaluation of bonding effectiveness to dentin of all-in-one adhesives. *J Dent*. 2010;38(2):106-12.
- 18-** Gregoire G, Dabsie F, Dieng-Sarr F, Akon B, Sharrock P. Solvent composition of one step self etch adhesives and dentin wettability. *J Dent*. 2011;39(1):30-9.
- 19-** Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE. Bond strengths of one and two step self etch adhesive systems. *J Prosthet Dent*. 2007;97(4):216-22.
- 20-** Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*. 1990;69(6):1240-3.
- 21-** Available at: WWW.Ivoclarvivadent.us
- 22-** Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1): 90-101.
- 23-** Catel Y, Degrange M, Pluart LL, Madec PJ, Pham TN, Chen F, et al. Synthesis, photopolymerization, and adhesive properties of new bisphosphonic acid monomers for dental application. *J Polym Sci*. 2009;47(20):5258-71.
- 24-** Mousavinasab SM, Kaviani M. The effect of one versus two application of self-etch primers to enamel and dentin on micro shear bond strength. *J Dent Shiraz Univ Med Sci*; 9(4):319-26.
- 25-** Kaviani A, Zarepoor K. Experimental comparison of shear bond strength of a self-etch adhesive system by three dentin conditioning methods. *Sci Med J*. 2009;8(1):56-61.
- 26-** Lopes GC, Marson FC, Vieira LC, de Caldeira AM, Baratieri LN. Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *Oper Dent*. 2004;29(4):424-9.
- 27-** Vanajasan PP, Dhakshinamoorthy M, Rao CS. Factors affecting the bond strength of self-etch adhesives: A meta-analysis of literature. *J Conserv Dent*. 2011;14(1):62-7.
- 28-** Kahveci O, Belli S. Composite bond strength to intact enamel with current simplified adhesives. *J Adhes Dent*. 2011;13(1):31-7.
- 29-** El Zohairy AA, de Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Effect of conditioning time on dentin bond strength of three adhesive resin cements. *Dent Mater*. 2005;21(2):83-93.