

Effect of Dentin Conditioning and Bonding Strategy on Shear Bond Strength of Acetone Based Universal Adhesive

Kamyar Fathpour¹, Poursan Samimi^{2*}, Nesa Fouladvand³

¹Assistant Professor, Department of Restorative Dentistry, Dental Materials Research Center, Dental Research Institute, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

²Professor, Department of Restorative Dentistry, Dental Materials Research Center, Dental Research Institute, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

³Student of Dentistry, Student Research Committee, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Received: 18 February 2025, Accepted: 15 June 2025

Background: Universal dental bonding systems are able to bond to different dental substrates with different application modes. This study aimed to investigate the effect of different dentin conditioning methods on the dentin shear bond strength (SBS) of an acetone-based universal adhesive.

Methods and Materials: In this in-vitro study, thirty-five human third molars were collected and sectioned into two mesial and distal halves. Specimens were randomly divided into five groups (n=14). G-Premio Bond (GP) (GC, Japan) and Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake, Japan) were used in the experimental and control groups, respectively. Group 1: GP in self-etch mode with dry dentin. Group 2: GP in self-etch mode with wet dentin. Group 3: GP in etch-and-rinse mode with dry dentin. Group 4: GP in etch-and-rinse mode with wet dentin. Group 5 (control group): SEB was applied in self-etch mode. Spectrum composite resin (Dentsply, Germany) was bonded to the prepared surfaces. SBS was measured using universal testing machine and the failure mode was determined using a stereomicroscope. Data were analyzed using ANOVA, Tukey's post-hoc test and Chi-square tests.

Results: Mean SBS (MPa) per group in descending order was as follows: Group 5 (34.08 ± 10.81), Group 1 (26.58 ± 6.57), Group 2 (24.00 ± 7.04), Group 3 (21.19 ± 8.57) and Group 4 (19.81 ± 6.85). One-way ANOVA revealed that there was a statistically significant difference between the study groups regarding the mean shear bond strength values ($P < 0.001$). According to Tukey's post-hoc test, groups 2,3 and 4 exhibited significantly lower mean shear bond strength values compared to the control group. There was no significant difference regarding the distribution of different failure modes ($P = 0.328$).

Conclusion: SBS of GP in self-etch mode with dry dentin was comparable to that produced when using SEB. Using the etch-and-rinse technique reduced the SBS of GP. Dentin moisture had no negative effect on the SBS of GP when used in self-etch mode.

Keywords: Composite Resins, Dental Bonding, Shear Bond Strength, Universal Adhesive

*Corresponding Authors: samimi@dnt.mui.ac.ir

► Please cite this paper as: Fathpour K, Samimi P, Fouladvand N. Effect of dentin conditioning and bonding strategy on shear bond strength of acetone based universal adhesive. *J Mashhad Dent Sch* 2025; 49(2): 208-22.

► DOI: [10.22038/jmds.2025.26006](https://doi.org/10.22038/jmds.2025.26006)



تأثیر روش‌های مختلف آماده سازی عاج و استراتژی باندینگ بر استحکام باند برشی ادهزیو یونیورسال بر پایه استون

کامیار فتح پور^۱، پوران صمیمی^{۲*}، نساء فولادوند^۳

^۱استادیار، گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

^۲استاد، گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

^۳دانشجوی دندانپزشکی، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۳/۱۱/۳۰ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۳/۲۵

چکیده

مقدمه: سیستم‌های باندینگ یونیورسال به صورت سلف اچ و اچ و شست و شو قابل استفاده هستند. هدف از این مطالعه، بررسی استحکام باند برشی کامپوزیت‌ها به عاج با کاربرد ادهزیو یونیورسال بر پایه استون با حالات مختلف آماده سازی عاج می‌باشد.

مواد و روش‌ها: این مطالعه تجربی-آزمایشگاهی بر روی تعداد ۳۵ دندان مولر سوم که به دو مقطع باکالی و لینگوالی برش داده شدند، انجام شد. نمونه‌ها به طور تصادفی به ۵ گروه ۱۴ تایی تقسیم شدند. در گروه اول (GP) (G-Premio Bond (GC, Japan) به روش سلف اچ و سطح کاملاً خشک شده‌ی عاجی، در گروه دوم GP بر روی عاج مرطوب، در گروه سوم GP به روش اچ و شست و شو بر روی سطح کاملاً خشک شده‌ی عاجی و در گروه چهارم GP بر روی عاج مرطوب استفاده شد. در گروه پنجم Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental, Japan) (SEB) به حالت سلف اچ استفاده شد. سیلندر رزین کامپوزیت (Spectrum, Dentsply, Germany) روی سطح باند شد. بعد از ۲۴ ساعت نگهداری نمونه‌ها در آب تست سیکل حرارتی انجام شد و تست استحکام باند برشی با سرعت نیم میلی متر بر دقیقه انجام گرفت. نوع شکست زیر استریومیکروسکوپ با بزرگنمایی ۴۰ مورد مشاهده قرار گرفت. داده‌ها با تست‌های آماری آنالیز واریانس، آزمون توکی و آزمون Chi_Square تحلیل آماری شدند.

یافته‌ها: مقادیر میانگین و انحراف معیار استحکام باند برشی گروه‌ها برحسب مگاپاسکال در گروه اول ۲۶/۵۸±۶/۵۷، گروه دوم ۷/۰۴±۲۴/۰۰، گروه سوم ۲۱/۱۹±۸/۵۷، گروه چهارم ۱۹/۸۱±۶/۸۵ و گروه پنجم ۳۴/۰۸±۱۰/۸۱ بود. آزمون آنالیز واریانس یک طرفه نشان داد که تفاوت میانگین استحکام باند برشی گروه ۵ با گروه‌های ۲، ۳ و ۴ معنادار بود ($P < 0/001$) و بیشترین مقدار در گروه ۵ مشاهده گردید.

نتیجه‌گیری: استحکام باند برشی GP به حالت سلف اچ بر روی عاج خشک با SEB قابل مقایسه بود. استحکام باند GP به عاج به حالت سلف اچ در عاج خشک بالاتر از حالت اچ و شست و شو بود. میزان رطوبت عاج تأثیری در استحکام باند برشی GP به حالت سلف اچ نداشت.

کلمات کلیدی: کامپوزیت رزین، باندینگ دندانپزشکی، استحکام باند برشی، ادهزیو یونیورسال

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۴۰۴ / دوره ۴۹ / شماره ۲: ۲۲-۲۰۸.

* مؤلف مسئول، نشانی: دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

E-mail: samimi@dnt.mui.ac.ir

مقدمه

امروزه بیماران بیش از گذشته به مسائل زیبایی اهمیت می‌دهند. این موضوع منجر به معرفی مواد ترمیمی همرنگ دندان از جمله کامپوزیت رزین‌ها شده است.^(۱) ترمیم‌های کامپوزیتی مزایای زیادی نسبت به ترمیم‌های آمالگام دارند که از آن جمله می‌توان از زیبایی بهتر و چسبندگی مناسب به نسج دندان نام برد. این مواد را می‌توان در ترمیم دندان‌های قدامی و خلفی و برای اکثر درمان‌های ترمیمی به کار برد.^(۲) دلیل کاربرد بالا و رو به گسترش این مواد، خواص فیزیکی و پیشرفت قابلیت باند این مواد به نسج دندان است. در نتیجه، نیاز به یک ادهزیو مناسب که توانایی ایجاد اتصال مناسب به مینا و عاج را داشته باشد و در طی زمان تخریب نشود، غیرقابل انکار است.^(۳)

تا کنون سیستم‌های مختلف باندینگ دندان شامل سیستم‌های اچ و شست و شوی ۲ و ۳ مرحله‌ای و سیستم‌های سلف اچ ۱ و ۲ مرحله‌ای معرفی شده‌اند که این باندینگ‌ها به همراه کامپوزیت رزین از طریق میکرومکانیکال به دندان متصل می‌گردند. هدف از ساخت نسل‌های جدید باندینگ‌ها علاوه بر قابلیت اتصال مناسب به دندان، کاستن از مراحل کار و در نتیجه سهولت کاربرد و کاهش حساسیت تکنیکی کاربرد آنها است.^(۴)

در سال‌های اخیر انواع جدیدی از باندینگ‌ها ساخته شده‌اند که بر اساس روش کاربرد و استراتژی اتصال، سیستم‌های یونیورسال (Universal) نامیده می‌شوند که به صورت سلف اچ و اچ و شست و شو می‌توانند عمل کنند و قابلیت ایجاد باند مناسب با عاج سطحی مرطوب و خشک دارند و می‌توانند به مینا، عاج سطحی، پرسلن، آمالگام و فلز متصل شوند.^(۵) باندینگ‌های یونیورسال از لحاظ ذاتی یک نوع باندینگ سلف اچ می‌باشند که ترکیبات مختلفی از

جمله مونومرهای اسیدی نظیر MDP ۱۰ و سایلن به ترکیب آن‌ها اضافه شده است.^(۶)

مکانیسم اتصال به مینای دندان به دلیل درصد بالای مواد معدنی و ساختار همگن نسبتاً ساده بوده و حساسیت تکنیکی پایین و نتایج کلینیکی قابل قبول دارد. لیکن عاج دندان به خاطر وجود درصد بالای مواد آلی، حضور زواید دنتوبلاستیک و مایع داخل توبولی دارای ساختمانی ناهمگون، مرطوب و دینامیک می‌باشد.^(۷،۸) در پروسه‌ی اچینگ عاج، اسید فسفریک لایه‌ی اسمیر را از بین می‌برد و توبول‌های عاجی را باز کرده و ادهزیو به داخل عاج و اطراف فایبرهای کلاژن عاج بین توبولی و دور توبولی برای ایجاد لایه‌ی هیبرید نفوذ می‌کند.^(۹،۱۱) در صورت افزایش مدت زمان اچینگ توسط اسید فسفریک، فایبرهای کلاژن به واسطه‌ی دیمینرالیزه شدن بیش از حد دچار کلاپس شده و به دلیل از بین رفتن ساپورت معدنی، ضعیف می‌گردد که می‌تواند با نفوذ رزین ادهزیو تداخل کرده و منجر به کاهش استحکام باند شود.^(۱۱) همچنین دهانه‌ی توبول‌های عاجی باز شده که منجر به افزایش جریان مایع داخل توبولی به سمت خارج می‌گردد، با پروسه‌ی ایجاد باند تداخل می‌کند. علاوه بر آن، این وضعیت سبب حساسیت عاجی پس از درمان می‌شود. بدین ترتیب اتصال مواد رزینی به عاج مشکل بوده و هنوز مکانیسم کاملاً ثابت شده‌ای به منظور ایجاد باندی پایدار به آن تعیین نگردیده است. همچنین مشخص شده است که دیمینرالیزاسیون عاج خصوصاً به صورت تهاجمی منجر به تشدید فرایندهای تخریب هیدرولیکی و آنزیمی می‌گردد که به دنبال آن، کاهش استحکام باند عاجی در طی زمان ایجاد می‌گردد.^(۱۲) با وجود اینکه آب به عنوان یک جز اساسی در ادهزیو‌ها برای تولید یون هیدروژن جهت انحلال و دیمینرالیزاسیون کلسیم عاجی لازم است،^(۱۳) ولی رطوبت زیاد منجر به

تکنیکی، حذف مراحل جداگانه اچ و شستشو و تسهیل مکانیسم باندینگ شده است. مشخص شده است که اچینگ اسیدی عاج در اثر انحلال کلسیم عاجی و خارج شدن آن از فصل مشترک باندینگ/عاج سبب ایجاد مشکلات زیاد در طی زمان و کاهش استحکام باند می گردد.^(۲۲) بر اساس میزان اسیدیته، ادهزیوهای سلف اچ به انواع قوی نسبتا قوی ملایم و فوق ملایم تقسیم بندی می شوند مشخص شده است که کارایی سیستم های باندینگ سلف اچ بر روی مینا با کاربرد اسید فسفریک افزایش می یابد. بنابراین توصیه شده است که قبل از کاربرد سیستم های باندینگ سلف اچ و یونیورسال بر روی مینا، سطح مینا به صورت جداگانه با اسیدفسفریک اچ شود^(۲۱،۲۴)، که در این پروسه احتمال آغشته شدن عاج به اسید فسفریک وجود دارد. در عین حال، کنترل میزان رطوبت عاجی در شرایط کلینیکی مختلف مشکل می باشد و رطوبت می تواند بر کارایی سیستم باندینگ یونیورسال تاثیر بگذارد.^(۶،۲۵) بنابراین مطالعه حاضر جهت بررسی استحکام باند برشی کامپوزیت رزین به عاج با استفاده از سیستم های باندینگ یونیورسال به حالت اچ و شستشو و سلف اچ و شرایط مختلف میزان رطوبت عاجی انجام گرفت.

مواد و روش ها

این مطالعه تحلیلی - مداخله ای از نوع تجربی آزمایشگاهی و با کد اخلاق IR. MUI.RESEARCH.REC.1398.7.06 انجام شده است. مطالعه بر روی تعداد ۳۵ دندان مولر سوم نهفته یا نیمه نهفته که به دلایل مشکلات پرودنتال کشیده شده بودند و هیچ گونه پوسیدگی نداشتند و همچنین با معاینه بصری فاقد هر گونه ترک در ناحیه تاج بودند، صورت گرفت. رنگ خارجی و جرم موجود روی دندان ها به وسیله دستگاه اولتراسونیک برداشته شد. دندان های

کاهش غلظت مونومر و مهار پلیمریزاسیون رزین و کاهش خصوصیات فیزیکی - مکانیکی فصل مشترک می گردد.^(۱۴) همچنین، جذب آب ممکن است خاصیت بافرینگ را افزایش داده و در نتیجه کاهش قدرت اسیدی عامل باندینگ، استحکام باند کاهش یابد.^(۱۱،۱۵)

ادهزیو ها دارای حلال های متفاوتی شامل آب، اتانول و استون می باشند. استون و اتانول به عنوان تعقیب کننده آب عمل کرده و منجر به افزایش قابلیت انحلال اجزای رزینی موجود در ادهزیو می شوند. حلال همچنین، قابلیت خیس شوندگی سوبسترای عاجی را توسط سیستم باندینگ افزایش داده و به جایگزینی آب با مونومر های رزینی آب دوست در سطح عاج اسید اچ شده بعد از شستشو، کمک می کنند. خشکی یا رطوبت بیش از حد عاج با توجه به ترکیب حلال موجود در ادهزیو می تواند بر کیفیت باند ایجاد شده تاثیرگذار باشد. ادهزیوهای با بیس استون به طور نرمال نسبت مونومر به حلال کمتری نیاز دارند،^(۱۶) که ممکن است نیازمند کاربرد لایه های بیشتری از باندینگ برای دستیابی به سطح پوشانده شده به طور کامل توسط باندینگ با همان میزان مونومر باشد.^(۱۷) فشار بخار استون بیشتر از اتانول است، بنابراین هنگامی که استون با آب موجود در سطح مخلوط می شود سبب بالا رفتن فشار بخار آب و تبخیر آب سطحی می شود. تبخیر آب باعث عدم تطابق مناسب رزین با سطح می گردد که این عامل موجب کاهش قدرت باند می شود.^(۱۸،۱۹)

سیستم های ادهزیو به دو دسته "سلف اچ" و "اچ و شست و شو" تقسیم می شوند.^(۲۰) سیستم های ادهزیو سلف اچ در مقایسه با سیستم های اچ و شست و شو نیازی به حذف لایه اسمیر ندارند و به طور همزمان دکلسیفیکاسیون و نفوذ رزین در بین منشورهای مینایی و فیبرهای کلاژن عاج رخ می دهد.^(۲۱) این مکانیسم عمل باعث کاهش حساسیت

جدول ۱: روش کاربرد سیستم های باندینگ در گروه های مختلف

نام گروه	روش کاربرد
GP/SE/D -۱	G-Premio Bond Universal به روش سلف اچ و سطح کاملاً خشک شده‌ی عاجی
GP/SE/M -۲	G-Premio Bond Universal به روش سلف اچ و رطوبت optimum
GP/TE/D -۳	G-Premio Bond Universal به روش اچ و شست و شو و سطح کاملاً خشک شده‌ی عاجی
GP/TE/M -۴	G-Premio Bond Universal به روش اچ و شست و شو و رطوبت optimum
SEB/SE -۵	Clearfil SE Bond به حالت سلف اچ طبق دستور کارخانه

GP: G-Premio Bond, SE: Self Etch mode, TE: Total Etch mode, D: Dry mode, M: Moisture mode, SEB: Clearfil SE Bond

سطح به مدت ۵ ثانیه با ماکزیمم فشار هوا نازک شده و سپس ۱۰ ثانیه توسط دستگاه لایت کیور LED VALO (Ultradent, USA) با شدت 800 mW/cm^2 کیور شد.

گروه دوم (GP/SE/M): بعد از اینکه رطوبت سطح توسط پنبه گرفته شد، بطوری که سطح عاج سطحی مرطوب بماند، طبق دستورالعمل کارخانه سازنده، یک لایه G-Premio Bond به سطح عاج زده شده و ۱۰ ثانیه پس از کاربرد ادهزیو، سطح به مدت ۵ ثانیه با ماکزیمم فشار هوا نازک شده و سپس ۱۰ ثانیه کیور شد.

گروه سوم (GP/TE/D): ابتدا سطح عاج با استفاده از اسید فسفریک ۳۸٪ (Pulpdent, USA) به مدت ۱۵ ثانیه اچ شد و پس از ۱۵ ثانیه شست و شو با فشار آب و هوا، سطح عاج اچ شده با فشار هوا به مدت ۵ ثانیه خشک شد. در نهایت یک لایه ادهزیو G-Premio Bond مشابه با مراحل کاربرد در گروه اول استفاده شد.

گروه چهارم (GP/TE/M): ابتدا سطح عاج با استفاده از اسید فسفریک ۳۸٪ به مدت ۱۵ ثانیه اچ شد و پس از ۱۵ ثانیه شست و شو با فشار آب و هوا، سطح عاج اچ شده با استفاده از گلوله پنبه خشک شد. در نهایت یک لایه ادهزیو G-Premio Bond مشابه با مراحل کاربرد در گروه دوم، استفاده شد.

انتخابی برای ضد عفونی شدن به مدت یک هفته در تیمول ۰/۵ درصد نگه داری شدند. سپس برای جلوگیری از دهیدراتاسیون، نمونه‌ها ۲۴ ساعت در نرمال سالین نگهداری شدند. دندان‌ها تا ناحیه اتصال سمان به مینا مانت شدند. در مرحله‌ی بعد از سطح باکال و لینگوال هر دندان به عنوان یک نمونه استفاده شد و در مجموع ۷۰ نمونه بدست آمد. برای جلوگیری از دهیدراتاسیون، نمونه‌ها در طی مدت مطالعه در آب مقطر نگهداری شدند. سپس مینای سطح باکال و لینگوال همه‌ی دندان‌ها با استفاده از فرز فیشوربا قطر ۱/۲ میلی‌متر الماسی (تیزکاوان، ایران) با سرعت ۲۵۰۰۰۰ دور در دقیقه و با استفاده از خنک کننده آب برداشته شد تا عاج سطحی اکسپوز شد. به ازای تراش هر شش نمونه، فرز فیشور تعویض گردید. به منظور ایجاد سطح صاف و لایه اسمیر یکنواخت، سطح عاجی نمونه‌ها با سنباده ۶۰۰ grit و با خنک کننده آب پرداخت شد. نمونه‌ها به طور تصادفی به ۵ گروه ۱۴ تایی تقسیم شدند (جدول ۱).

گروه اول (GP/SE/D): بعد از اینکه سطح به مدت ۵ ثانیه با فشار ملایم هوا خشک شد، طبق دستورالعمل کارخانه سازنده، یک لایه از باندینگ یونیورسال G-Premio Bond (GC, Japan) به سطح عاج به کمک میکروبراش (Lakong, China) زده شد و ۱۰ ثانیه پس از کاربرد ادهزیو،

جدول ۲: ترکیب شیمیایی سیستم های باندینگ مورد استفاده

نام باندینگ	نوع باندینگ	ترکیبات اصلی	PH	تولیدکننده
G-Premio Bond	ادهزیو یونیورسال	10-MDP, phosphoric acid ester monomer, dimethacrylate, 4-MET, MEPS, acetone, silicon dioxide, initiators	۱/۵	Dentsply Sirona, USA
Clearfil SE Bond	ادهزیو سلف اچ دو مرحله ای	MDP, 4-MET, MEPS, methacrylate monomer, acetone, water, initiator, silica	۲	Kuraray Noritake Dental, Japan

داده شدند و تست استحکام برشی با استفاده از دستگاه تست خواص مکانیکی مواد (K - 21046, Walter +bai, Switzerland) با سرعت نیم میلی متر بر دقیقه، با Load cell ۲/۵ کیلوگرم نیرو، با استفاده از یک تیغه از جنس استیل و با فاصله ۱ میلی متر از حد فاصل کامپوزیت-عاج انجام گرفت. میزان نیروی شکست بر حسب نیوتن به سطح مقطع نمونه ها تقسیم شدند و مقدار استحکام باند بر حسب مگا پاسکال محاسبه گردید. پس از محاسبه میانگین استحکام باند هر گروه، داده ها با استفاده از تست های آماری توصیفی نظیر محاسبه آنالیز واریانس، آزمون توکی و آزمون Chi_square بررسی شدند و $P < 0/05$ به عنوان سطح معنا دار در نظر گرفته شد. جهت بررسی الگوی شکست نمونه ها، هر نمونه به طور مجزا با استفاده از استریومیکروسکوپ (Trinocular Zoom Stereo Microscope (SMP-200, HP, USA با بزرگنمایی ۴۰ توسط دو مشاهده گر در دو زمان مجزا مورد مشاهده قرار گرفت.

یافته ها

میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام باند برشی پنج گروه آزمایشی در جدول ۳ نشان داده شده است. بیشترین میانگین استحکام مربوط به گروه کنترل (SEB/SE) با مکانیسم سلف اچ طبق دستور کارخانه و کمترین میانگین

گروه پنجم (SEB/SE) : سطح عاج با جریان ملایم هوا خشک شد. سپس پرایمرسیستم باندینگ (Kuraray NoritakeDental, Okayama, Japan) Clearfil SE Bond روی سطح عاج به مدت ۲۰ ثانیه استفاده شد و با جریان ملایم هوا خشک شد. در نهایت، رزین باندینگ Clearfil SE Bond استفاده شد و لایه ادهزیو به مدت ۱۰ ثانیه کیور شد.

ترکیب شیمیایی سیستم های باندینگ مورد استفاده در جدول شماره ۲، ذکر شده است.

سپس در تمام گروه ها کامپوزیت Spectrum (Dentsply, Germany) رنگ A۳ به روش لایه لایه و در دو لایه در داخل مولد استوانه ای پلاستیکی شفاف (به قطر داخلی ۲ میلی مترو ارتفاع ۴ میلی متر) که با لامل ثابت و با زاویه ی عمودی نسبت به دندان چسبانده شد، به سطح دندان چسبانده شد و هر لایه به مدت ۲۰ ثانیه توسط دستگاه لایت کیور (LED VALO (Ultradent, USA با شدت 800 mW/cm^2 کیور شد. بعد از برداشته شدن مولد هم، مجدداً کامپوزیت به مدت ۴۰ ثانیه پست کیور شد. سپس نمونه ها تا انجام مراحل بعد در آب مقطر، در دمای اتاق، به مدت ۲۴ ساعت نگهداری شدند و پس از آن نمونه ها در دماهای 5 ± 5 و 55 ± 5 درجه سانتیگراد، برای ۱۰۰۰ چرخه با زمان نگهداری ۳۰ ثانیه در هر چرخه، تحت چرخش حرارتی توسط دستگاه ترموسایکل (Delta Tpo2, Nemo, Mashhad, Iran) قرار گرفتند. نمونه ها با آب مقطر، شستشو

جدول ۳: میانگین استحکام باند در گروه های مختلف

گروه	تعداد	میانگین (MPa)	انحراف معیار (MPa)	حد پایین	حد بالا	کمترین استحکام (MPa)	بیشترین استحکام (MPa)
گروه اول ^{a,b} GP/SE/D	۱۴	۲۶/۵۸	۶/۵۷	۲۲/۷۸	۳۰/۳۷	۱۴/۶۱	۳۸/۳۵
گروه دوم ^b GP/SE/M	۱۴	۲۴/۰۰	۷/۰۴	۱۹/۹۳	۲۸/۰۶	۱۳/۳۹	۳۷/۷۴
گروه سوم ^b GP/TE/D	۱۴	۲۱/۱۹	۸/۵۷	۱۶/۲۴	۲۶/۱۴	۱۱/۳۰	۳۸/۷۵
گروه چهارم ^b GP/TE/M	۱۴	۱۹/۸۱	۶/۸۵	۱۵/۸۶	۲۳/۷۷	۱۱/۳۲	۳۴/۲۳
گروه پنجم ^a SEB/SE	۱۴	۳۴/۰۸	۱۰/۸۱	۲۷/۸۳	۴۰/۳۲	۲۰/۲۰	۵۶/۵۵

GP: G-Premio Bond, SE: Self Etch mode, TE: Total Etch mode, D: Dry mode, M: Moisture mode, SEB: Clearfil SE Bond

تفاوت آماری در گروه های غیر همتام در آزمون Tukey معنادار بود (P value < 0/001).

جدول ۴- مقایسه میانگین بین گروه‌های مطالعه براساس آزمون توکی

گروه	استحکام باند ± میانگین (MPa)	P- value
GP/SE/D (۲۶/۵۸ ± ۶/۵۷)	GP/SE/M ۲۴/۰۰ ± ۷/۰۴	۰/۹۱۷
	GP/TE/D ۲۱/۱۹ ± ۸/۵۷	۰/۴۰۸
	GP/TE/M ۱۹/۸۱ ± ۶/۵۸	۰/۱۹۲
	SEB/SE ۳۴/۰۸ ± ۱۰/۸۱	۰/۱۱۷
GP/SE/M ۲۴/۰۰ ± ۷/۰۴	GP/TE/D ۲۱/۱۹ ± ۸/۵۷	۰/۸۹۰
	GP/TE/M ۱۹/۸۱ ± ۶/۵۸	۰/۶۵۴
	SEB/SE ۳۴/۰۸ ± ۱۰/۸۱	* ۰/۰۱۴
GP/TE/D ۲۱/۱۹ ± ۸/۵۷	GP/TE/M ۱۹/۸۱ ± ۶/۵۸	۰/۹۹۲
	SEB/SE ۳۴/۰۸ ± ۱۰/۸۱	* ۰/۰۰۱
GP/TE/M ۱۹/۸۱ ± ۶/۵۸	SEB/SE ۳۴/۰۸ ± ۱۰/۸۱	* ۰/۰۰۰۱

علامت * نشان دهنده اختلاف معنادار بین دو گروه می باشد.

جدول ۵- توزیع فراوانی انواع شکست در گروههای مورد مطالعه

گروه مطالعه*	شکست کوهزیو	شکست ادهزیو	شکست مختلط	کل
GP/SE/D	۰ (%۰)	۴ (%۲۸/۵)	۱۰ (%۷۱/۵)	۱۴ (%۱۰۰)
GP/SE/M	۲ (%۱۴/۴)	۵ (%۳۵/۶)	۷ (%۵۰)	۱۴ (%۱۰۰)
GP/TE/D	۰ (%۰)	۸ (%۵۷/۲)	۶ (%۴۲/۸)	۱۴ (%۱۰۰)
GP/TE/M	۰ (%۰)	۷ (%۵۰)	۷ (%۵۰)	۱۴ (%۱۰۰)
SEB/SE	۲ (%۱۴/۴)	۶ (%۴۲/۸)	۶ (%۴۲/۸)	۱۴ (%۱۰۰)

داده ها بوسیله (درصد) تعداد توصیف شده اند.

GP: G-Premio Bond, SE: Self Etch mode, TE: Total Etch mode, D: Dry mode, M: Moisture mode, SEB: Clearfil SE Bond

الگوی شکست اکثر گروه‌ها به صورت مختلط بود (۵۱/۴۲ درصد کل). میزان شکست‌های ادهزیو ۴۲/۸۵ درصد و شکست‌های کوهزیو ۵/۷۱ درصد بود. آزمون Chi_square نشان داد که توزیع فراوانی الگوی شکست در ۵ گروه مورد پژوهش تفاوت معناداری نداشت. (P-value=۰/۳۲۸)

بحث

هدف از انجام این مطالعه، بررسی تاثیر روش‌های مختلف آماده سازی عاج بر استحکام باند برشی ادهزیو یونیورسال بر پایه استون بود. برابر نتیجه‌ی مطالعه‌ی ما، بیشترین میانگین استحکام باند برشی عاج مربوط به گروه کنترل (SEB/SE) و کمترین آن مربوط به گروه GP/TE/M بود. بین میانگین استحکام باند برشی ۵ گروه تفاوت معناداری وجود داشت. بر اساس مطالعات نشان داده شده است که قدرت باند به عوامل مختلفی بستگی دارد که شامل میزان pH، تاثیر حلال و تاثیر ادهزیوهای فیلردار و بدون فیلر می باشد.^(۲۴،۲۷) مقایسه بین گروه‌های ۱ و ۵ (GP/SE/D) و (SEB/SE) نشان می‌دهد که کاربرد سیستم باندینگ GP به حالت سلف اچ و برروی عاج خشک منجر به نتایج قابل

استحکام باند مربوط به G_Premio با مکانیسم اچ و شست و شو و رطوبت اپتیمم بود. آنالیز واریانس دو طرفه بر روی چهار گروه اصلی (۱ تا ۴) نشان داد که اثر عامل اچینگ اسیدی بر استحکام باند برشی معنی دار بود (P-value=۰/۰۱۸) ولی اثر رطوبت معنادار نبود (P-value=۰/۳۱۶). اثر متقابل بین عامل اچینگ و رطوبت نیز معنی دار نبود (P-value=۰/۷۵۸).

آنالیز واریانس یک طرفه نشان داد که بین میانگین استحکام باند برشی ۵ گروه، تفاوت معنادار وجود داشت (P<0/001) و در تکمیل آن آزمون توکی انجام شد که نتایج آن در جدول شماره ۳ ارائه شده است. بر این اساس میانگین استحکام باند برشی در گروه ۵ که از سیستم باندینگ Clearfil SE Bond استفاده شده بود، با میانگین گروه ۲ (P= 0/014)، گروه ۳ (P< 0/001) و گروه ۴ (P< 0/001) اختلاف معنادار داشت، ولی اختلاف میانگین استحکام باند با گروه اول، معنادار نبود (P= 0/117). نتایج مقایسه بین گروهی مطالعه، در جدول شماره ۴ نشان داده شده است. نتایج نوع طرح شکست مشاهده شده در گروه‌ها در جدول ۵ ارائه است.

لایه نانو تاثیر بگذارد. این ادهزیو همچنین حاوی 4-META می‌باشد که در اثر تماس با آب به 4-META-، هیدرولیز می‌شود. هنگامی که مونومر فانکشنال کربوکسیل بر روی سطح آپاتیت اعمال شود، نشانه ای از تشکیل قله براگ (Bragg Peak) مربوط به نمک‌های 4-META-Ca مشاهده نمی‌شود که نشان می‌دهد واکنش 4-META با هیدروکسی آپاتیت بر خلاف MDP-10 منجر به تشکیل نمک پایدار در طی زمان نمی‌شود.^(۳۴،۳۵) قله براگ تعامل مولکولی وابسته به زمان در رابطه با تشکیل پیوند یونی پایدار مونومر به هیدروکسی آپاتیت را نشان می‌دهد که در زمان رقابت با رسوب نمک‌های فسفات کلسیم، ثبات کمتری دارد. به نظر می‌رسد با توجه به محتوای بالای آب موجود در سیستم که ۲۵ درصد می‌باشد^(۳۱)، وجود رطوبت اضافی در عاج سبب ایجاد تداخل در واکنش‌های این سیستم باندینگ می‌گردد. وجود آب به عنوان یک عامل پیشبرنده واکنش در سیستم‌های سلف اچ ضروری می‌باشد ولی افزایش بیش از اندازه آن به علت آب موجود در عاج، تاثیر منفی بر کارایی باندینگ دارد و خواص مکانیکی کاملاً نامطلوبی خواهد داشت. علاوه بر آن، وجود آب اضافه موجود در عاج، احتمالاً مانع از ایجاد تماس نزدیک عامل باندینگ با کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت عاجی می‌گردد و ایجاد تماس مناسب بین عامل باندینگ یونیورسال و نسج عاجی جهت ایجاد واکنش مناسب لازم می‌باشد^(۳۶). تماس MDP-10 و سایر مونومرهای فانکشنال با کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت، منجر به ایجاد پیوندهای شیمیایی بین مونومر فانکشنال و محتوای کلسیم هیدروکسی آپاتیت می‌گردد که در افزایش استحکام باند و دوام باند مناسب در طی زمان موثر می‌باشد. وجود آب اضافی احتمالاً با این روند اتصالی، ایجاد تداخل می‌نماید.^(۳۰)

قبول کلینیکی از لحاظ استحکام باند عاجی در مقایسه با Clearfil SE Bond می‌گردد. G_Premio Bond به علت pH پایین آن (pH=۱) یک ادهزیو سلف اچ نسبتاً قوی (Intermediary) به شمار می‌آید که حلال موجود در آن استون می‌باشد.^(۲۸) در حالیکه Clearfil SE Bond با pH تقریباً برابر ۲، یک ادهزیو سلف اچ ملایم به شمار می‌آید و حلال آن اتانول می‌باشد.^(۲۹) علاوه بر pH، ترکیب حلال و نوع مونومرهای فانکشنال و نسبت هر یک از اجزا می‌تواند نقشی حیاتی در ادهزیوها ایفا کند.^(۳۰،۳۱) سه عامل مهم در کارایی سیستم‌های باندینگ سلف اچ و یونیورسال، pH محلول، میزان غلظت مونومر فانکشنال MDP-10 و درصد خلوص مونومرهای فانکشنال می‌باشد.^(۳۲) بنابراین با در نظر گرفتن شرایط این مطالعه، کارایی سیستم باندینگ GP به حالت سلف اچ در ایجاد استحکام باند به نسج خشک عاجی با سیستم SEB، قابل مقایسه می‌باشد. باید در نظر داشت که کاربرد سیستم GP بر روی نسج عاجی مرطوب و حالت سلف اچ، سبب کاهش معنادار استحکام باند برشی به نسج عاجی در مقایسه با سیستم باندینگ SEB می‌گردد. وجود HEMA در فرمولاسیون SEB باعث بهبود رطوبت خیس شدن سطح عاج توسط ادهزیو و جلوگیری از جداسازی فاز اجزای رزین غیر قابل تجزیه در آب پس از تبخیر حلال می‌شود. مطالعه‌ای جدید نشان داده است که حضور مونومر HEMA در ادهزیو مانع توانایی تشکیل باند شیمیایی توسط MDP-10 می‌شود و ایجاد نمک‌های 10-MDP کلسیم را کاهش می‌دهد و Nano layering را کم می‌کند.^(۳۳) از لحاظ تئوری، عدم وجود HEMA-2 در GP باعث بهبود ایجاد لایه نانو می‌شود. با این حال، استون موجود در ترکیب، ممکن است از طریق تغییر قطبیت حلال و به دنبال آن اثر آبریز مولکول MDP در محلول، در ایجاد

خشک شده. با توجه به این نکته، G_Premio Bond قادر به انبساط مجدد شبکه‌ی کلاژنی خشک شده توسط جریان هوا و کلاپس شده می باشد تا نفوذ ادهزیو رزینی را تسهیل کند.^(۴۰) بنابراین می توان نتایج مشابه میزان استحکام باند عاجی G_Premio Bond در حالات مختلف رطوبت عاجی به صورت سلف اچ و اچ و شستشو را تا حدی به نفوذ ادهزیو رزین در شبکه‌ی کلاژنی خشک و متراکم شده توسط هوا دانست که این باندینگ می تواند دوباره آن را منبسط نماید. همچنین حلال استون موجود در ادهزیو باعث تسهیل میزان انعطاف پذیری مونومرهای رزینی در نتیجه رطوبت پذیری استون می گردد. بنابراین می توان استنباط کرد که اسیدیته بالا و وجود استون در GP ممکن است تعدادی یون H⁺ ایجاد کند که باعث دمیترالیزاسیون و ایجاد باند شیمیایی موثر بین مونومرهای فانکشنال و کلسیم موجود در هیدروکسی آپاتیت، صرف نظر از روش استفاده شود.^(۳۲)

استفاده از مراحل اچینگ، شستشو و خشک کردن مجزا حساسیت تکنیکی سیستم باندینگ را زیاد می کند، این مشکل به طور قابل ملاحظه‌ای با استفاده از پرایمرهای سلف اچ از طریق محافظت از پلاگ‌های لایه‌ی اسمیر، کاهش می یابد.^(۳۷،۳۸) در ادهزیوهای سلف اچ، جزء اسیدی مونومرهای فعال، منجر به انحلال لایه‌ی اسمیر می شود. این دمیترالیزاسیون خود محدود کننده است، زیرا اسیدیته‌ی مونومر به تدریج توسط محتوای مواد معدنی عاج بافر می شود. این مساله بدان معنی است که جنبه مورفولوژیکی باند متصل شده به عاج تا حد زیادی به ویژگی‌های عاج و ادهزیو در حال استفاده و میزان شدت مونومرهای اسیدی وابسته است. SE bond جزء گروه ادهزیوهای سلف اچ با pH ملایم می باشد، بنابراین ماده معدنی کافی برای باند شیمیایی باقی می گذارد و عاج را تنها تا عمق ۱ میکرومتر

این مطالعه نشان داد که تفاوت معنا داری در استحکام باند گروه‌های سوم (GP/TE/D) و چهارم (GP/TE/M) نسبت به SEB/SE وجود دارد. به نظر می‌رسد که استفاده از ادهزیوهای یونیورسال در حالت اچ و شستشو، موجب هیبریدیزاسیون ناقص و با کیفیت پایین در عاج شده، که با شکل گیری شبکه‌ی کلاژنی متخلخل و اینفیلتره ضعیف رزین، مشخص می‌شود. بنابراین دندانپزشکان باید در استفاده از سیستم‌های یونیورسال به حالت اچ و شستشو، اجتناب نمایند چرا که می‌تواند ترمیم را مستعد تخریب سازد.^(۳۷) یکی دیگر از دلایل احتمالی پایین تر بودن استحکام باند عاجی ادهزیو یونیورسال در حالت اچ و شستشو، نفوذ ناکافی رزین به داخل شبکه‌ی کلاژنی دمیترالیزه و بعد از آن، سازگاری ضعیف باندینگ و فیبرهای کلاژن می باشد. زمانی که از یک سیستم ادهزیو یونیورسال به صورت اچ و شستشو استفاده می‌شود، در واقع آن را تبدیل به یک سیستم اچ و شستشوی دو مرحله‌ای کرده ایم که منجر به همان مشکلات سیستم‌های اچ و شستشوی دو مرحله‌ای شامل نیاز به وجود رطوبت در سطح عاج، حساسیت تکنیکی بالا، عدم نفوذ کامل ادهزیو، عدم وجود هیدروکسی آپاتیت جهت باند شیمیایی و عدم کیورینگ کامل خواهد گردید.^(۳۸،۳۹)

در مقایسه بین گروه اول (GP/SE/D) با گروه دوم (GP/SE/M) و همچنین گروه سوم (GP/TE/D) با گروه چهارم (GP/TE/M)، تفاوت معنا داری وجود نداشت. بنابراین اثر رطوبت بر استحکام باند عاجی، در G_Premio Bond معنی دار نبود. میزان محتوای آب موجود تست شده در G_Premio Bond تقریباً معادل ۲۵ درصد است.^(۴۱) هنگامی که سطح عاج خشک میشود، میزان آب موجود در ادهزیو به دو منظور استفاده می شود. یکی یونیورالیزاسیون اولیه‌ی جزء اسیدی و دیگری، مرطوب کردن سطح عاج

نتیجه رسیدند که عملکرد ادهزیوهای یونیورسال وابسته به خصوصیات ماده ادهزیو می باشد. همچنین نشان دادند اختلاف معنا داری بین استحکام باند برشی Clearfil Bond SE با ادهزیوهای یونیورسال که با دو مکانسیم سلف اچ و شستشو در عاج استفاده شده اند، موجود بوده و نیز استحکام باند برشی Clearfil Bond SE دارای بیشترین میزان است.

همچنین در مطالعه‌ی Banav و همکاران^(۴۴)، که با هدف مقایسه میزان ریز نشست و استحکام باند برشی سه نوع باندینگ انجام شد، نشان داده شد که بیشترین میزان استحکام مربوط به نمونه Clearfil Bond SE بوده و دو گروه دیگر تقریباً مشابه بودند، که مطالعه‌ی حاضر در راستای این مطالعه بود.

مطالعه‌ی Takamizawa و همکاران^(۳)، با هدف بررسی استحکام باند برشی سه نوع ادهزیو با روش‌های مختلف آماده سازی عاج صورت گرفت. در این مطالعه از Elect Prime & Bond و Scotchbond Universal، All Bond Universal و از Clearfil Bond SE ONE به عنوان گروه کنترل استفاده شد. طبق این مطالعه بین استحکام باند برشی Scotchbond Universal و All Bond Universal تفاوتی وجود نداشت. بیشترین استحکام باند را گروه Elect Prime & Bond نشان دادند. در دو گروه Elect Prime & Bond و All Bond Universal، استحکام باند به روش اچ و شستشو نسبت به سلف اچ بالاتر بود و در گروه کنترل استحکام باند به روش سلف اچ بیشتر از اچ و شستشو بود. طبق این مطالعه، تاثیر حالت‌های مختلف اچینگ عاج در کیفیت باند عاج ادهزیوهای یونیورسال به نوع باندینگ بستگی دارد؛ ولی بصورت کلی برخلاف مطالعه‌ی ما در ادهزیوهای یونیورسال، حالت اچینگ تاثیر منفی بر کیفیت باند عاج نداشت.

دمینرالیزه می کند. این شرایط منجر به تشکیل لایه هیبرید نازک تر می گردد ولی از آنجا که کیفیت لایه هیبرید بسیار مهمتر از عمق آن می باشد.^(۳۹) SE bond از قدرت باند عاجی خوبی برخوردار است. در این باندینگ، دمینرالیزاسیون، سطحی می باشد که فقط به صورت مقطعی و ناکامل انجام می شود. لذا هیدروکسی آپاتیت باقیمانده هنوز به کلاژن متصل می ماند و در نتیجه تخلخلهای سطحی کافی برای دستیابی به گیر میکرومکانیکال از طریق هیبریدیزاسیون به وجود می آید. حفظ هیدروکسی آپاتیت در لایه هیبرید ساب میکرون می تواند به عنوان گیرنده ای جهت باند شیمیایی اضافی عمل کند.^(۴۱) همچنین SE Bond حاوی MDP است. ساختمان مولکولی این مونومر سبب می شود که ادهزیو بتواند نسج دندان را همزمان دکلسیفیه کرده و به داخل آن نفوذ کند و دارای پتانسیل باند شیمیایی با کلسیم در هیدروکسی آپاتیت باقیمانده است. در بررسی‌های انجام شده توسط میکروسکوپ الکترونی در SE Bond یک روند کاهش تدریجی در کریستالهای هیدروکسی آپاتیت از عاج به سمت ادهزیو دیده می شود که نمایانگر یک مرحله تغییر مناسب است. به نظر می رسد این اثر دارای پتانسیل برای ایجاد باند خوب بین عاج و ادهزیو است. میزان نفوذ رزین داخل کلاژنهای اکسپوز شده، کیفیت باند عاج - رزین را تحت تاثیر قرار می دهد. یکی از معایب باندینگ‌های یونیورسال، ضخامت لایه ای (Film Thickness) کم آن‌ها می باشد ($10 \mu\text{m}$ <)، که قسمت عمده آن هم تبدیل به لایه مهار اکسیژن می شود و همین عامل ممکن است باعث تخریب مکانیکی ادهزیو در حداثفصل عاج و رزین شود و استحکام باند را کاهش دهد.^(۴۲)

مطالعه‌ی حاضر در راستای مطالعه‌ی Munoz و همکاران^(۴۳) بود که با هدف ارزیابی استحکام باند عاجی و نانولیکچ ادهزیوهای یونیورسال انجام شد. مولفین به این

و سلف اچ گزارش نکرد. نتایج مطالعه‌ی Bahrololumi و همکاران^(۴۹) بیان کرد یونیورسال باند ها به روش اچ و شستشو، دارای استحکام باند ریز برشی بیشتری در عاج سطحی نسبت به روش سلف اچ هستند، که علت تفاوت نتایج با مطالعه حاضر علیرغم دسته بندی یکسان دو سیستم ادهزیو، تفاوت در ترکیب ادهزیو دو مطالعه می باشد.

در مطالعه Danesh Kazemi و همکاران^(۵۰) Scotch Bond Universal به روش سلف اچ، دارای بالاترین میزان استحکام باند ریزبرشی بود. باندینگ All Bond Universal به روش اچ و شستشو، دارای استحکام باند ریز برشی بالاتری نسبت به روش سلف اچ آن بود. هر دوی All bond Universal و Scotch Bond Universal، به میزان معنی داری استحکام باند ریزبرشی بیشتری نسبت به Adper Single Bond 2 داشتند. در مقایسه با نتایج مطالعه حاضر می توان بیان داشت که نتایج استحکام برشی سیستم های باندینگ یونیورسال به همراه کاربرد جداگانه عامل اچینگ عاجی، بستگی به خصوصیات سیستم باندینگ دارد.

بررسی الگوی شکست نمونه‌ها بین پنج گروه مورد مطالعه تفاوت معنی داری نشان نداد. درمطالعه حاضر الگوی شکست اکثر گروه‌ها به صورت مختلط بود (۵۱/۴۲ درصد کل) و میزان شکست‌ها ادهزیو (۴۲/۸۵ درصد) و شکست‌های کوهزیو (۵/۷۱ درصد) بود. در مجموع، میزان شکست های ادهزیو و مختلط بسیار بیشتر از شکست‌های کوهزیو در کامپوزیت گزارش گردید. این مطلب می‌تواند موید این موضوع باشد که تکنیک کاربرد ادهزیوهای یونیورسال باند و SE Bond، نتایج نوع شکست را تغییر نمی‌دهد.^(۲۶)

نتیجه گیری

مطالعه مروری Cuevas-Suarez و همکاران^(۱۰)، با هدف ارزیابی عملکرد فوری و طولانی مدت ادهزیوهای یونیورسال با مکانیسم اچ و شستشو انجام شده است. این مطالعه نیز با بررسی ۵۹ مقاله بیان کرد که استحکام باند عاجی ادهزیوهای یونیورسال تا حد زیادی وابسته به pH آنها است و استفاده از مکانیسم اچ و شست و شو باعث افزایش استحکام باند ادهزیوهای فوق ملایم و نسبتاً قوی شده است، ولی با گذشت زمان کاهش استحکام را نشان می‌دهند. بنابراین با توجه به نتایج بدست آمده در این بررسی، توصیه شده است که قبل از اعمال این ادهزیوها از کاربرد عامل اچینگ اجتناب شود. همچنین ادهزیوهای عاجی ملایم استحکام باند بیشتری چه در حالت سلف اچ و چه اچ و شستشو ارائه می‌کنند، که نتایج نهایی آن مشابه مطالعه حاضر می باشد. در مطالعه‌ی Choi و همکاران^(۱۱)، با هدف بررسی تاثیر رطوبت عاج بر روی استحکام باند در ادهزیوهای یونیورسال نشان داده شد که رطوبت سطح عاج فاکتوری تاثیرگذار است که می تواند بر روی استحکام باند در ادهزیوهای یونیورسال تاثیر بگذارد.

در مطالعات مجزای Valizadeh و همکاران^(۴۵) و Wagner و همکاران^(۴۶) مشاهده شده است که ادهزیوهای یونیورسال بصورت سلف اچ، استحکام باند عاجی بالاتری نسبت به حالت اچ و شستشو نشان می‌دهند. نتایج حاصل از مطالعه ما نیز با این دو مطالعه در یک راستا بود.

برخلاف مطالعه‌ی ما، در مطالعه‌ای دیگری که توسط Jacker_Guhr و همکاران^(۲۶) به منظور بررسی حالت‌های مختلف استفاده از ادهزیو یونیورسال بر روی مینا و عاج انجام شد؛ مشخص شد که استحکام باند برشی ادهزیوهای یونیورسال با اچ کردن سطح مینا و عاج افزایش می‌یابد. همچنین مطالعات Chen و همکاران^(۴۷) و Yamauchi و همکاران^(۴۸) نیز، تفاوتی در باند به روش های اچ و شستشو

با توجه به محدودیت‌های مطالعه‌ی حاضر و بررسی و تفسیر نتایج به دست آمده در نهایت می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که در بین باندینگ‌های مورد استفاده در این تحقیق SE Bond دارای بیشترین استحکام باند برشی بود ولی استحکام باند برشی GP به حالت سلف اچ بر روی عاج خشک با SEB قابل مقایسه بود. استحکام باند GP به عاج به حالت سلف اچ در عاج خشک بالاتر از حالت اچ و شست و شو بود. میزان رطوبت عاج تأثیری در استحکام باند برشی GP به حالت سلف اچ نداشت.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر، حاصل پایان نامه‌ای است که با شماره طرح تحقیقاتی ۳۹۸۸۴۳، در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و با همکاری مرکز تحقیقات پروفیسور ترابی نژاد انجام شده است.

تضاد منافع

تضاد منافع وجود ندارد.

منابع

1. Nikhil V, Singh V, Chaudhry S. Comparative evaluation of bond strength of three contemporary self-etch adhesives: An ex vivo study. *Contemp Clin Dent* 2011;2(2):94-7.
2. Roberson TM, Heymann H, Swift EJ, Sturdevant CM. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. 6th ed. St Louis: Elsevier Mosby; 2013. P.218
3. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, et al. Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater* 2016;32(2):e9-e21.
4. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent* 2012;25(3):153-8.
5. Passia N, Mitsias M, Lehmann F, Kern M. Bond strength of a new generation of universal bonding systems to zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 62:268-74.
6. Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Scribante A. Influence of dentin pretreatment on bond strength of universal adhesives. *Acta Biomater Odontol Scand* 2017;3(1):30-5.
7. Zakavi F, Alikhani A, Agha Kuchak Zadeh A, Ghanatir E, Karimi S. Comparison of two evaluation methods of composite shear bond strength to human tooth dentin: An in vitro study. *JSMJ* 2015;14(3):255-61.
8. Frankenberger R, Krämer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaption after NaOCl pre-treatment. *Oper Dent* 2000;25(1):40-5.
9. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: Review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24(5):456-61.
10. Cuevas-Suarez CE, de Oliveira da Rosa WL, Lund RG, da Silva AF, Piva E. Bonding performance of universal adhesives: An updated systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent* 2019;21(1):7-26.
11. Choi A-N, Lee J-H, Son S, Jung K-H, Kwon YH, Park J-K. Effect of dentin wetness on the bond strength of universal adhesives. *Materials* 2017;10(11):1224.
12. Shadman N, Ebrahimi SF, Abrishami A, Sattari H. Shear bond strength of three adhesive systems to enamel and dentin of permanent teeth. *J Den Med* 2012;25(3):202-10.
13. Reis A, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Gomes O, Patzlaff R, Loguercio AD. Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. *Oper Dent* 2007;32(4):380-7.
14. Wang Y, Spencer P, Yao X, Brenda B. Effect of solvent content on resin hybridization in wet dentin bonding. *J Biomed Mater Res* 2007;82(4):975-83.

15. Hashimoto M, Fujita S, Endo K. Bonding of self-etching adhesives on dehydrated dentin. *J Adhes Dent* 2011;13(1):49-54.
16. Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De Goes MF, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Oper Dent* 2003;28(6):700-6.
17. Cardoso PdC, Loguercio AD, Vieira LCC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. *J Adhes Dent* 2005;7(2):143-9.
18. Marghalani H, Bakhsh T, Sadr A, Tagami J. Ultramorphological assessment of dentin-resin interface after use of simplified adhesives. *Oper Dent* 2015;40(1): E28-E39.
19. Balkenhol M, Huang J, Wöstmann B, Hannig M. Influence of solvent type in experimental dentin primer on the marginal adaptation of Class V restorations. *J Dent* 2007;35(11):836-44.
20. Grégoire G, Guignes P, Nasr K. Effects of dentine moisture on the permeability of total-etch and one-step self-etch adhesives. *J Dent* 2009;37(9):691-9.
21. da Rosa WLdO, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2015;43(7):765-76.
22. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent* 2003;31(7):469-77.
23. Shin TP, Yao X, Huenergardt R, Walker MP, Wang Y. Morphological and chemical characterization of bonding hydrophobic adhesive to dentin using ethanol wet bonding technique. *Dent Mater* 2009;25(8):1050-7.
24. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010;26(2):e100-e21.
25. Umino A, Nikaido T, Sultana S, Ogata M, Tagami J. Effects of smear layer and surface moisture on dentin bond strength of a waterless all-in-one adhesive. *Dent Mater J* 2006;25(2):332-8.
26. Jacker-Guhr S, Sander J, Luehrs A-K. How "universal" is adhesion? Shear bond strength of multi-mode adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent* 2019;21(1):87-95.
27. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.
28. Imai A, Takamizawa T, Sai K, Tsujimoto A, Nojiri K, Endo H, et al. Influence of application method on surface free-energy and bond strength of universal adhesive systems to enamel. *Eur J Oral Sci* 2017;125(5):385-95.
29. Carvalho RM, Tjäderhane L, Manso AP, Carrilho MR, Carvalho CAR. Dentin as a bonding substrate. *Endod Topics* 2009;21(1):62-88.
30. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;83(6):454-8.
31. Koshiro K, Sidhu SK, Inoue S, Ikeda T, Sano H. New concept of resin-dentin interfacial adhesion: The nanointeraction zone. *J Biomed Mater Res* 2006;77(2):401-8.
32. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, et al. Comparison between universal adhesives and two-step self-etch adhesives in terms of dentin bond fatigue durability in self-etch mode. *Eur J Oral Sci* 2017;125(3):215-22.
33. Yoshida Y, Yoshihara K, Hayakawa S, Nagaoka N, Okihara T, Matsumoto T, et al. HEMA inhibits interfacial nanolayering of the functional monomer MDP. *J Dent Res* 2012;91(11):1060-5.
34. Tian F, Zhou L, Zhang Z, Niu L, Zhang L, Chen C, et al. Paucity of nanolayering in resin-dentin interfaces of MDP-based adhesives. *J Dent Res* 2016;95(4):380-7.
35. Michor EL, Berg JC. Micellization behavior of aerosol OT in alcohol/water systems. *Langmuir*. 2014;30(42):12520-4.
36. Chiba Y, Rikuta A, Yasuda G, Yamamoto A, Takamizawa T, Kurokawa H, et al. Influence of moisture conditions on dentin bond strength of single-step self-etch adhesive systems. *J Oral Sci* 2006;48(3):131-7.
37. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 2012;40(6):475-84.
38. Van Landuyt K, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 2006;34(1):77-85.
39. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;24(1):1-13.

40. Pereira P, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow M, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 1999;15(1):46-53.
41. Courson F, Bouter D, Ruse N, Degrange M. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil* 2005;32(4):296-303.
42. Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguercio AD. Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. *Oper Dent* 2008;33(5):564-70.
43. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 2013;41(5):404-11.
44. Banav S, Valaee N, Korkeabadi H. Comparing the effect of three self-etching bondings on human dentin shear bond strength and micro leakage. *Res Dent Sci* 2010;7(3):30-6.
45. Valizadeh S, Moradi A, Mirazei M, Amiri H, Kharazifard MJ. Microshear bond strength of different adhesive systems to dentin. *FID* 2019;16(4):265.
46. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 2014;42(7):800-7.
47. Chen C, Niu L-N, Xie H, Zhang Z-Y, Zhou L-Q, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine-old wine in new bottles? *J Dent* 2015;43(5):525-36.
48. Yusalina S, Fadil MR, Armilia M. The difference of tensile bond strength between total and self etch adhesive systems in dentin. *PJD* 2010;22(1):7-11.
49. Bahrololumi N, Beglou A, Najafi-Abbrandabadi A, Sadr A, Sheikh-Al-Eslamian S-M, Ghasemi A. Effect of water storage on ultimate tensile strength and mass changes of universal adhesives. *J Clin Exp Dent* 2017;9(1): e78.
50. Danesh Kazemi P, Danesh Kazemi A, Shafiee F, Ghasemi A. Effect of different etching modes on dentin bond strength of two universal adhesives. *J Mashhad Dent Sch* 2020; 43(2): 112-21.