

## بررسی اثر ادهزیوهای اچ و شستشو با حلال‌های متفاوت بر دوام باند کامپوزیت رزین به عاج درمان شده با پروآنتوسیانیدین

ابراهیم یارمحمدی<sup>۱</sup>، زهرا خاموردی<sup>۲</sup>، فرناز منصف اصفهانی<sup>۳</sup>، علیرضا سلطانیان<sup>۴</sup>

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۳/۰۷ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۵/۲۴

### چکیده

**پیش‌زمینه و هدف:** استفاده از آنتی‌اکسیدان‌ها می‌تواند بر ماندگاری استحکام باند سیستم‌های ادهزیو تأثیر داشته باشد. هدف این مطالعه بررسی دو ادهزیو اچ و شستشوی دومرحله‌ای با حلال‌های متفاوت بر دوام باند کامپوزیت رزین به عاج درمان شده با پروآنتوسیانیدین بود.

**مواد و روش کار:** ۸۰ دندان مولر سالم، بعد از برداشتن مینای سطح اکلوژال با دیسک الماسی، بر اساس نوع حلال موجود در ادهزیو به‌طور تصادفی به ۴ گروه تقسیم شدند، که در هر گروه نیز نیمی از نمونه‌ها تحت درمان سطحی با پروآنتوسیانیدین قرار گرفته و نیمی دیگر به‌عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شدند. بعد از گذشت ۲۴ ساعت پس از آماده شدن نمونه‌ها طبق دستور کارخانه سازنده و نگهداری در آب مقطر، تحت ترموسیکل و برش قرار گرفتند، نیمی از نمونه‌ها بلافاصله و نیمی دیگر ۶ ماه بعد با دستگاه استحکام باند ریز کششی، مورد آزمایش قرار گرفتند. نحوه شکست نمونه‌ها با استریو میکروسکوپ و مورفولوژی سطح شکست با SEM بررسی شد.

**یافته‌ها:** هیچ‌یک از متغیرهای کاربرد پروآنتوسیانیدین، نوع حلال، و ذخیره‌سازی به‌تنهایی اثر معنی‌داری را بر مقادیر استحکام باند ریز کششی نمونه‌ها نشان ندادند، ولی در بررسی اثر متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و نوع حلال، و نیز اثر متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و ذخیره‌سازی، تأثیر معنی‌دار مشاهده گردید ( $P < 0/05$ ).

**بحث و نتیجه‌گیری:** کاربرد پروآنتوسیانیدین باعث ثبات باند می‌گردد و همراه با ادهزیوهای پایه الکلی، این اثر افزایش پیدا می‌کند. **کلیدواژه‌ها:** پروآنتوسیانیدین، استحکام باند، باندینگ، ذخیره سازی

مجله پزشکی ارومیه، دوره بیست و هشتم، شماره هفتم، ص ۴۴۶-۴۳۵، مهر ۱۳۹۶

آدرس مکاتبه: همدان، خیابان شهید فهمیده، دانشکده دندان پزشکی، گروه ترمیمی، تلفن: ۰۹۱۸۱۱۹۰۱۲۱

Email: drfmonsef@gmail.com

### مقدمه

قبیل افزایش حساسیت تکنیکی، تعدد مراحل و در نتیجه افزایش خطا در حین انجام کار، اتلاف وقت دندان‌پزشک و بیمار، عود پوسیدگی و تغییر رنگ دندان و در نهایت از دست رفتن ترمیم را به دنبال دارد (۱). در تحقیقات مختلف، تناقضات بسیاری در مورد بهترین نوع باندینگ از نظر میزان ریز نشست و استحکام باند برشی وجود دارد و هر کدام از مطالعات یک نوع باندینگ را با قدرت باند بیشتر معرفی کرده‌اند (۲) و بعضی دیگر نیز تفاوتی در بین آن‌ها گزارش نکرده‌اند (۳). علی‌رغم بهبودهای بارز ایجاد شده در سیستم‌های باندینگ، سطح مشترک ترمیم با دندان همچنان

امروزه با توجه به استقبال افراد به مقوله زیبایی، تمایل به استفاده از ترمیم‌های هم‌رنگ دندان به دلیل طبیعی بودن آن‌ها نیز افزایش یافته و بر اساس پاسخگویی به این نیاز، سیستم‌های ادهزیو و رزین کامپوزیت‌ها معرفی شده و به‌سرعت توسعه پیدا کرده‌اند، به‌طوری‌که امروزه از پرمصرف‌ترین مواد دندان‌پزشکی ترمیمی محسوب می‌شوند. در حال حاضر، تحقیقات زیادی به‌منظور بالا بردن میزان باندینگ در دست انجام است. ضعیف بودن باند و مراحل مشکل کاربرد سیستم‌های باندینگ عاجی، پیامدهای نامطلوبی از

<sup>۱</sup> استادیار، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

<sup>۲</sup> استاد، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

<sup>۳</sup> دستیار، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران. (نویسنده مسئول)

<sup>۴</sup> دانشیار، گروه آمارزیستی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

ضعیف‌ترین ناحیه ترمیم‌های هم‌رنگ دندان می‌باشد (۴). تراش سطح دندان با استفاده از وسایل چرخشی یا دستی سبب تولید تراشه‌هایی روی مینا و عاج چسبندگی می‌شود که مخلوطی است از کریستال‌های هیدروکسی‌آپاتیت، لیاف کلاژن دناتور و دبری‌های باقی مانده، که دهانه توبول‌های عاجی و سطح عاج را می‌پوشانند. به این مواد لایه اسمیر می‌گویند. لایه اسمیر انرژی سطحی پایینی دارد و سبب پایین آوردن انرژی سطحی عاج و کاهش مرطوب شونده‌گی سطح آن می‌گردد (۵). بنابراین، دسترسی به پیوند مطلوب و قابل‌انتظار کامپوزیت رزین با عاج، هدفی بزرگ در دندان‌پزشکی ترمیمی محسوب می‌گردد (۶). در سیستم‌های باندینگ عاج، مکانیسم اصلی باندینگ بر اساس ایجاد لایه‌ای به نام لایه هیبرید می‌باشد که مخلوطی از اجزای عاجی با رزین است (۷). باندینگ رزین عاج یک شکل منحصربه‌فرد از مهندسی بافت است که در آن یک ماتریکس کلاژنی معدنی زدایی شده به‌عنوان یک داربست برای نفوذ رزین جهت ایجاد یک لایه هیبرید که ترکیبات ادهزیو رزین را به عاج معدنی زدایی زیرین اش متصل می‌کند، استفاده می‌شود (۸). ثابت و ماندگاری فیبرهای کلاژن عاج برای باندینگ، مؤثر و حیاتی است. اما فیبرهای کلاژن در عمق لایه هیبرید، به دلیل عدم سازگاری بین عمق اسید اچینگ و نفوذ رزین، در معرض خطر اکسپوز شدن قرار دارند. از آنجاکه فیبرهای کلاژن عاج اکسپوز شده بدون حمایت در معرض خطر تخریب هیدرولیتیک و آنزیماتیک قرار دارند، لذا اغلب استحکام مکانیکی و ثابت آن‌ها پایین است (۹-۸). تخریب فیبریل‌های کلاژن عاج به‌عنوان یک عامل احتمالی برای تخریب باند در نظر گرفته می‌شود (۸). در نتیجه ممانعت از تخریب کلاژن عاج یک استراتژی بالقوه جهت بهبود دوام باند می‌باشد، چراکه جز اصلی ماتریکس آلی عاج کلاژن تیپ I است که یک مولکول هترومتریک است که از دو زنجیره آلفا ۱ و یک زنجیره آلفا ۲ تشکیل شده است. کراس لینک کننده‌های بین‌مولکولی اساس ثابت، استحکام کششی و ویسکوالاستیسیته فیبریل‌های کلاژن هستند (۸). نشان داده شده است که کاربرد عوامل کراس لینک کننده خارجی برای بافت‌های پیوندی متعددی سبب بهبود مقاومت آن‌ها به تخریب و افزایش ثباتشان می‌شود (۸). کراس لینک کننده‌های صنعتی متنوعی مانند فرمالدهید، گلو تار آلدهید، ترکیبات اپوکسی و کربودیمید (۱۰)، برای این منظور مورد استفاده قرار گرفته‌اند که هر یک معایبی چون: سیتوتوکسیسیته بالا، عدم هماهنگی خواص مکانیکی، و عدم رضایت از ثبات درازمدت را دارا هستند (۱۱).

ضعیف‌ترین ناحیه ترمیم‌های هم‌رنگ دندان می‌باشد (۴). تراش سطح دندان با استفاده از وسایل چرخشی یا دستی سبب تولید تراشه‌هایی روی مینا و عاج چسبندگی می‌شود که مخلوطی است از کریستال‌های هیدروکسی‌آپاتیت، لیاف کلاژن دناتور و دبری‌های باقی مانده، که دهانه توبول‌های عاجی و سطح عاج را می‌پوشانند. به این مواد لایه اسمیر می‌گویند. لایه اسمیر انرژی سطحی پایینی دارد و سبب پایین آوردن انرژی سطحی عاج و کاهش مرطوب شونده‌گی سطح آن می‌گردد (۵). بنابراین، دسترسی به پیوند مطلوب و قابل‌انتظار کامپوزیت رزین با عاج، هدفی بزرگ در دندان‌پزشکی ترمیمی محسوب می‌گردد (۶). در سیستم‌های باندینگ عاج، مکانیسم اصلی باندینگ بر اساس ایجاد لایه‌ای به نام لایه هیبرید می‌باشد که مخلوطی از اجزای عاجی با رزین است (۷). باندینگ رزین عاج یک شکل منحصربه‌فرد از مهندسی بافت است که در آن یک ماتریکس کلاژنی معدنی زدایی شده به‌عنوان یک داربست برای نفوذ رزین جهت ایجاد یک لایه هیبرید که ترکیبات ادهزیو رزین را به عاج معدنی زدایی زیرین اش متصل می‌کند، استفاده می‌شود (۸). ثابت و ماندگاری فیبرهای کلاژن عاج برای باندینگ، مؤثر و حیاتی است. اما فیبرهای کلاژن در عمق لایه هیبرید، به دلیل عدم سازگاری بین عمق اسید اچینگ و نفوذ رزین، در معرض خطر اکسپوز شدن قرار دارند. از آنجاکه فیبرهای کلاژن عاج اکسپوز شده بدون حمایت در معرض خطر تخریب هیدرولیتیک و آنزیماتیک قرار دارند، لذا اغلب استحکام مکانیکی و ثابت آن‌ها پایین است (۹-۸). تخریب فیبریل‌های کلاژن عاج به‌عنوان یک عامل احتمالی برای تخریب باند در نظر گرفته می‌شود (۸). در نتیجه ممانعت از تخریب کلاژن عاج یک استراتژی بالقوه جهت بهبود دوام باند می‌باشد، چراکه جز اصلی ماتریکس آلی عاج کلاژن تیپ I است که یک مولکول هترومتریک است که از دو زنجیره آلفا ۱ و یک زنجیره آلفا ۲ تشکیل شده است. کراس لینک کننده‌های بین‌مولکولی اساس ثابت، استحکام کششی و ویسکوالاستیسیته فیبریل‌های کلاژن هستند (۸). نشان داده شده است که کاربرد عوامل کراس لینک کننده خارجی برای بافت‌های پیوندی متعددی سبب بهبود مقاومت آن‌ها به تخریب و افزایش ثباتشان می‌شود (۸). کراس لینک کننده‌های صنعتی متنوعی مانند فرمالدهید، گلو تار آلدهید، ترکیبات اپوکسی و کربودیمید (۱۰)، برای این منظور مورد استفاده قرار گرفته‌اند که هر یک معایبی چون: سیتوتوکسیسیته بالا، عدم هماهنگی خواص مکانیکی، و عدم رضایت از ثبات درازمدت را دارا هستند (۱۱).

پلی‌فنول‌ها متابولیت های گیاهی هستند که مشخصه آن‌ها داشتن گروه فنولی است و دارای گروه‌های مختلفی مانند فلاونوئیدها، پروآنتوسیانیدین، لیگنان ها و... هستند، به طوری که در

خنثی سازی رادیکال‌های آزاد، با دادن یکاتم هیدروژن یا الکترون و با شلات کردن برخی فلزات اثرات آنتی‌اکسیدانی خود را اعمال می‌کنند (۱۲). پروآنتوسیانیدین (PA)، یک گروه از ترکیبات پلی فنل طبیعی و پلی فنول اصلی هسته انگور است که توانایی از بین بردن رادیکال‌های آزاد آب دوست را دارد و عموماً خواص سلامتی عصاره هسته انگور را به وجود این ترکیب نسبت داده‌اند (۱۳) به همین سبب مورد استقبال بسیاری از دندان پزشکان قرار گرفته‌اند، چرا که نه تنها قادر به کراس لینک کردن لیاف کلاژن عاجی هستند، بلکه خاصیت غیر سمی بودن آن‌ها مزیتی است که در سایر عوامل کراس لینک کننده مثلاً گلو تار آلدهید و کربودیمید دیده نمی‌شود (۱۴).

سیستم‌های ادهزیو گوناگونی در بازار موجود می‌باشند که بسته به مراحل کار و ترکیب ماده متفاوتند. عملکرد اصلی این سیستم‌ها برداشت و یا تغییر دادن اسمیر لایر می‌باشد. هر چند که وجود واکنش‌های شیمیایی بین عامل ادهزیو و عاج گزارش شده است، اما توافق کلی بر این است که اتصال به عاج مشابه با اتصال به مینا، به‌طور اولیه بر اساس تقابل میکرومکانیکی به‌واسطه نفوذ مونومرهای رزینی به داخل عاج اسید اچ شده می‌باشد. ادهزیوها همچنین دارای حلال‌های متفاوتی شامل: آب، اتانول و استون می‌باشند. استون و اتانول به‌عنوان تعقیب کننده آب عمل کرده و سبب قابل حل شدن اجزای رزینی موجود در ادهزیو می‌شوند. آن‌ها، همچنین، قابلیت تر شونده‌گی سوبسترای عاجی را توسط سیستم باندینگ افزایش داده و به جایگزینی آب با مونومرهای رزینی آب دوست در سطح عاج اسید اچ شده بعد از شستشو، کمک می‌کنند. وجود حلال‌های متفاوت در باندینگ ها ممکن است اثراتی را در میزان استحکام باند کششی ادهزیو به عاج آماده شده با PA ها بروز دهد (۱۵-۱۳). از آنجاکه مطالعه‌ای در مورد اثر ادهزیوهای مختلف با حلال‌های متفاوت بر دوام باند کامپوزیت به عاج درمان شده با PA ها وجود نداشت و همچنین مطالعات موجود منحصر به بررسی استحکام باند کششی فوری (Immediate) کامپوزیت رزین به عاج می‌باشند، لذا مطالعه حاضر باهدف بررسی اثر ادهزیوهای اچ و شستشوی دو مرحله‌ای با حلال‌های متفاوت بر دوام باند کامپوزیت رزین به عاج درمان شده با پروآنتوسیانیدین انجام گرفته است.

### مواد و روش کار

این مطالعه از نوع مطالعات علوم پایه آزمایشگاهی (Experimental) است. تعداد ۸۰ دندان مولر انسانی سالم کشیده شده برای این مطالعه انتخاب شدند، به طوری که نباید بیشتر از ۳ ماه از خارج کردن دندان‌ها گذشته بود. سطح دندان‌ها با کورت پرپروتال از جرم و انساج نرم تمیز و در محلول فرمالین ۱۰ درصد

سطح و با کاربرد ادهزیو (OptiBond Solo Plus با حلال اتانولی)، گروه ۴: با آماده سازی سطح و با کاربرد ادهزیو (OptiBond Solo Plus، گروه ۵: بدون آماده سازی سطح و با کاربرد ادهزیو (One Step Plus با حلال استونی)، گروه ۶: با آماده سازی سطح و با کاربرد ادهزیو (One Step Plus، گروه ۷: بدون آماده سازی سطح و با کاربرد ادهزیو (Solo Bond M با حلال استونی)، گروه ۸: با آماده سازی سطح و با کاربرد ادهزیو Solo Bond M

#### آماده سازی سطح عاج با PA:

دندان‌های آماده شده را با ژل اسید اچ ۳۷ درصد (۳، ESPE، M، USA) اسید اچ کرده، بعد از ۱۵ ثانیه شستشو دادیم، سطح را با یک گلوله پنبه خشک کرده و سپس محلول PA را با استفاده از یک میکروبراش به مدت ۱ دقیقه روی سطح اعمال کردیم. جهت مرطوب ماندن سطح، اعمال محلول هر ۱۵ ثانیه یکبار بر روی سطح دندان تجدید می‌شد.

#### کاربرد ادهزیوها:

در هر گروه مذکور، طبق دستورالعمل کارخانه سازنده، عامل ادهزیو اعمال شد. ترکیب و دستورالعمل کارخانه سازنده در جدول ۱-۲ آورده شده است.

#### بازسازی تاج:

۵ لایه کامپوزیت (Z250 (Filtek Z250, 3M/ESPE, USA) به ضخامت 1 mm به سطوح عاجی آماده شده افزوده شد و هر لایه با دستگاه (LED (Hilux LED 550, Benlioglu Dental, Ankara, Turkey) با شدت 450 mW/cm<sup>2</sup> برای مدت 40 ثانیه و در فاصله ۱ میلی متری نوردی و ترمیم گردید. جهت تکمیل پلیمریزاسیون، نمونه‌های آماده شده ۲۴ ساعت در آب مقطر قرار داده شدند.

قرار داده شده و ۲۴ ساعت قبل از مراحل کار در آب مقطر نگهداری شدند. مینای سطح اکلوژال دندان‌ها توسط دیسک الماسی با سرعت پایین با یک دستگاه برش (DEMCO: Leeson Electric Crop, Grafton, USA) به همراه خنک کننده آب برداشته شد، به نحوی که سطح عاج عریان گردید. سپس از کاغذ سیلیکون کارباید با ذرات ۴۰۰ و ۶۰۰ گریت مرطوب، به مدت ۳۰ ثانیه جهت ایجاد لایه اسمیر یکنواختی در تمام نمونه‌ها استفاده شد. در این مطالعه بر اساس نوع حلال موجود در ادهزیو و درمان سطحی عاج، ۸ گروه مورد بررسی قرار گرفتند که در هر گروه به‌طور تصادفی ۱۰ دندان قرار داشت. سپس تعداد دندان‌های هر گروه به دو گروه ۵ تایی تقسیم شدند که استحکام باند ریز کششی یک گروه بلافاصله و گروه دیگر بعد از نگهداری ۶ ماهه ارزیابی گردید. بعد از برش دندان‌ها، از هر دندان ۳ استوانه به‌دست آمد که از مجموع ۱۵ استوانه به‌دست آمده در هر گروه، تعداد ۱۳ استوانه از بین آن‌ها را جهت انجام تست استحکام باند ریز کششی انتخاب کردیم.

**آماده سازی محلول PA:** جهت تهیه محلول PA، از پودر آماده 95% PA (Acetar Bio-Tech Inc, Xian, China) تلخیص شده استفاده شد، به این صورت که در آزمایشگاه فارماگنوزی دانشکده علوم دارویی دانشگاه تهران، جهت ساخت محلول PA 15%، 5/1 گرم پودر در ۸/۵ میلی لیتر آب مقطر حل شده و حجم ۱۰ میلی لیتر از محلول ساخته شد (۱۴).

#### آماده سازی نمونه‌ها:

بر اساس نوع حلال موجود در ادهزیو (استون یا اتانول) و درمان سطحی، دندان‌ها به ۸ گروه مساوی (N=26) تقسیم شدند: گروه ۱: بدون آماده سازی سطح و با کاربرد ادهزیو (Adper Single bond 2 با حلال اتانولی)، گروه ۲: با آماده سازی سطح و با کاربرد ادهزیو Adper Single bond 2، گروه ۳: بدون آماده سازی

جدول (۱): مواد مورد استفاده

Material/Manufacturer	Composition	Application procedure
(Adper Single Bond) - 3M ESPE	Etching: 35% H3PO4 Bonding: Dimthacrylates, HEMA, polyalkenoid acid copolymer, 5-nm silane treated colloidal silica, ethanol, water, photoinitiator	Etch for 15 s on enamel & dentin. Rinse for 15 s. Leave tooth moist. Apply two consecutive coats. Dry gently for 5 s. Light cure for 10 s.
Opti Bond Solo Plus-Kerr	Etching: 37.5% H3PO4 Bonding: bis-GMA, HEMA, GDMA, ethanol, CQ, EDMAB, BHT, filler(fumed SiO2, barium aluminoborosilicate, Na2SiF6), coupling factor A174	Etch for 15 s on enamel & dentin. Rinse for 15 s. Dry gently, do not desiccate. Apply with light brushing motion for 15 s. Dry for 3 s. Light cure for 5 to 10 s.

Etching: 32% H3PO4,, 37% H3PO4.	Etch for 15 s on enamel & dentin. Rinse
Bonding: BPDm, bis-GMA, HEMA, acetone, photoinitiators, 8.5% by weight fluoroaminosilicate glass fillers(1µm).	thoroughly for 1 to 2 s. Apply two coats on dentin. Agitate slightly 10 to 15 s. Dry gently. Light cure for 10 s.
Solo Bond M- Voco	
Filtek Z 250- 3M ESPE	

### اعمال سیکل حرارتی نمونه‌ها:

بعد از آماده سازی، نمونه‌ها تحت ۲۵۰۰ سیکل حرارتی توسط یک دستگاه ترموسیکلر (ایران، مشهد) با سیکل‌های ۳۰ ثانیه در ۵/۵ درجه سانتی‌گراد، ۱۰ ثانیه استراحت، ۳۰ ثانیه در ۵۵/۵ درجه سانتی‌گراد قرار گرفتند. سپس هر گروه به دو نیمه مساوی تقسیم شد، نیمی از هر گروه بلافاصله و نیمی دیگر شش ماه بعد تحت تست استحکام باند ریز کشی قرار گرفت.

### برش نمونه‌ها:

طبق روش استاندارد، جهت انجام تست استحکام باند ریز کشی، سطح مقطع نمونه‌ها می‌بایست در ابعاد ۱×۱ میلی متر مربع باشد، که جهت رسیدن به این ابعاد می‌بایست دندان‌ها برش داده شوند. لذا هر دندان به صورت طولی عمود بر سطوح باند شده با تیغه الماسی با سرعت پایین به همراه خنک کننده آب در دستگاه برش (میکروتوم، ایران، مشهد) برش داده شد تا استوانه‌هایی ۵ میلی متری و سطح مقطع با ابعاد ناحیه باند ۱±۰/۱ میلی متر شامل کامپوزیت و عاج به دست آمد. از هر دندان موجود حداقل سه برش تهیه شد که در مجموع در هر گروه ۱۳ استوانه قرار گرفت. نمونه‌های با نگهداری شش ماه (storage)، تا زمان انجام تست، در آب مقطر در درجه حرارت ۳۷ درجه سانتی‌گراد در انکوباتور قرار داده شدند.

### تست استحکام باند ریز کشی:

جهت تست استحکام باند ریز کشی، هر استوانه با چسب سیانوآکریلات در فکین دستگاه Universal Testing Machine (ایران سنتام، تهران) ثابت شد و سپس تحت نیروی کششی با سرعت ۰/۵ mm/min قرار گرفت تا شکست اتفاق بیفتد. مقادیر

استحکام باند نمونه‌ها به صورت زیر محاسبه شد:

$$\text{استحکام باند بر حسب MPa} = \frac{\text{میزان نیرو بر حسب نیوتن}}{\text{مساحت سطح مقطع به mm}^2}$$

### بررسی سطح شکست با استریو میکروسکوپ:

پس از انجام استحکام باند ریز کشی، سطوح شکست تمامی نمونه‌ها با استریو میکروسکوپ (Olympus 1XPF(Tokyo, Japan) با بزرگنمایی ۴۰ برابر بررسی شد. سطوح شکست به صورت زیر رتبه بندی شدند:

۱. شکست در عاج یا کامپوزیت (Cohesive)

۲. شکست در حد فاصل عاج- کامپوزیت (Adhesive)

۳. شکست مختلط (Mixed)

جهت بررسی میکروسکوپ الکترونی، از هر گروه یک نمونه روی نگهدارنده مخصوص دستگاه قرار داده شده و به منظور ایجاد یک پوشش رسانای الکتریکی به وسیله لایه‌ای از طلا پوشانده شد و سپس توسط میکروسکوپ الکترونی (FE SEM(JSM 6060F, JEOL, Tokyo, Japan) سطوح شکست نمونه‌ها جهت بررسی مورفولوژیکی سطح با بزرگنمایی‌های مختلف بررسی شدند.

### یافته‌ها

جدول ۱ توزیع فراوانی میانگین و پراکندگی گروه‌های مورد مطالعه نشان می‌دهد که کمترین میزان آن در گروه ۷ ذخیره‌سازی شده (با مقدار ۶/۸۰) و بیشترین میزان آن در گروه ۷ فوری (با میزان ۳۰/۷۹) می‌باشد.

جدول (۱): توزیع فراوانی شاخص‌های میانگین و پراکندگی در گروه‌های مورد مطالعه

گروه‌ها	انحراف معیار ± میانگین	حداقل	حداکثر
۱ ذخیره سازی	۱۵/۲۴±۶/۴۸	۹/۲۴	۲۷/۷
فوری	۱۴/۳۴±۳/۲	۱۰/۸۹	۲۰/۸۳
۲ ذخیره سازی	۱۷/۰۱±۵/۳۹	۱۱/۰۸	۲۵
فوری	۱۴±۳/۳۶	۱۰/۲۹	۲۱/۸۹

گروه‌ها	انحراف معیار $\pm$ میانگین	حداقل	حداکثر
۳ ذخیره‌سازی	۱۰/۳۵ $\pm$ ۲/۴۷	۶/۳۵	۱۴/۰۱
فوری	۱۳/۶۳ $\pm$ ۲/۳۷	۱۰/۱۹	۱۹/۵۵
۴ ذخیره‌سازی	۱۴/۸۸ $\pm$ ۳/۷۲	۸/۴	۲۰/۶
فوری	۱۳/۵۸ $\pm$ ۵/۵۸	۸/۸	۲۹/۴۱
۵ ذخیره‌سازی	۱۳/۹۷ $\pm$ ۳/۱	۸/۵	۱۸/۲
فوری	۱۵/۳۹ $\pm$ ۳/۳۲	۱۰/۹۵	۲۰/۳
۶ ذخیره‌سازی	۱۴/۸۵ $\pm$ ۴/۵۳۶	۵/۳	۲۴
فوری	۱۲/۴۰ $\pm$ ۴/۶۱	۷/۷۴	۲۰/۷۱
۷ ذخیره‌سازی	۱۰/۸۲ $\pm$ ۲/۷۳	۶/۸	۱۴/۹
فوری	۱۶/۴۸ $\pm$ ۶/۴۹	۱۱/۵۱	۳۰/۷۹
۸ ذخیره‌سازی	۱۱/۴۷ $\pm$ ۴/۳۷	۳/۴	۱۹/۵
فوری	۱۲/۰۴ $\pm$ ۴/۳۸	۷	۲۰/۷۵

حلال و ذخیره‌سازی تفاوت معنی‌دار آماری ندارند، درحالی‌که اثر متقابل "کاربرد پروآنتوسیانیدین و ذخیره‌سازی" و "کاربرد پروآنتوسیانیدین و نوع حلال" تفاوت آماری معنی‌دار را نشان داد ( $P < 0.05$ ). که جدول ۲ جزئیات این آنالیز را نشان می‌دهد.

نتایج آنالیز واریانس سه طرفه نشان داد که "ذخیره‌سازی نمونه‌ها"، "نوع حلال" و "کاربرد پروآنتوسیانیدین" به‌عنوان فاکتورهای اصلی مطالعه، همچنین اثر متقابل "نوع حلال و ذخیره‌سازی" و "اثر متقابل سه فاکتور" کاربرد پروآنتوسیانیدین، نوع

جدول (۲): نتایج آنالیز واریانس سه طرفه استحکام باند در گروه‌های مورد مطالعه

منبع تغییر	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	شاخص F	مقدار P
ذخیره‌سازی	۷/۸۶	۱	۷/۸۶	۰/۳۹	۰/۵۲
حلال	۲۶/۸۸	۱	۲۶/۸۸	۱/۳۶	۰/۲۴
پروآنتوسیانیدین	۰/۰۱	۱	۰/۰۱	۰/۰۰۱	۰/۹۸
حلال $\times$ ذخیره‌سازی	۳۹/۷۸	۱	۳۹/۷۸	۲/۰۲	۰/۱۵
پروآنتوسیانیدین $\times$ ذخیره‌سازی	۲۰۲/۴۸	۱	۲۰۲/۴۸	۱۰/۲۸	۰/۰۰۲
پروآنتوسیانیدین $\times$ حلال	۱۱۴/۱۴	۱	۱۱۴/۱۴	۵/۷۹	۰/۰۱۷
پروآنتوسیانیدین $\times$ حلال $\times$ ذخیره‌سازی	۴/۱۸	۱	۴/۱۸	۰/۲۱	۰/۶۴

جدول (۳): شاخص‌های توصیفی اثر متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و ذخیره‌سازی

فاکتور	تعداد	میانگین $\pm$ انحراف معیار	خطای استاندارد	فاصله اطمینان ۹۵٪ میانگین		حداقل	حداکثر
				حد بالا	حد پایین		
S * PA-	۵۲	۱۲/۶ $\pm$ ۰/۶۱	۰/۶۱	۱۱/۳۶	۱۳/۸۳	۶/۳۵	۲۷/۷۰
S * PA+	۵۲	۱۴/۵۵ $\pm$ ۴/۸۴	۰/۶۷	۱۳/۲۱	۱۵/۹۰	۳/۴۰	۲۵/۰۰
I * PA-	۵۲	۱۴/۹۶ $\pm$ ۴/۱۷	۰/۵۷	۱۳/۸۰	۱۶/۱۲	۱۰/۱۹	۳۰/۷۹
I * PA+	۵۲	۱۲/۹۸ $\pm$ ۴/۴۹	۰/۶۱	۱۱/۷۵	۱۴/۲۲	۷	۲۹/۴۱
کل	۲۰۹	۱۳/۷۷ $\pm$ ۴/۵۷	۰/۳۱	۱۳/۱۵	۱۴/۳۹	۳/۴۰	۳۰/۷۹

S: ذخیره‌سازی، I: فوری، PA-: بدون کاربرد پروآنتوسیانیدین، PA+: با کاربرد پروآنتوسیانیدین

**جدول (۴): مقایسه زوجی ذخیره‌سازی و کاربرد پروآنتوسیانیدین**

P_value*	خطای استاندارد	تفاوت میانگین (I-J)	I	J
۰/۱۲	۰/۸۸	-۱/۹۵	SPA-	* SPA+
۰/۰۳۹	۰/۸۸	-۲/۳۶	IPA-	
۰/۹۷	۰/۸۷	-۳/۸۹	IPA+	
۰/۹۶	۰/۸۸	۰/۴۰۵-	SPA+	* IPA-
۰/۲۸۱	۰/۸۷	۱/۵۷	IPA+	
۰/۱۱	۰/۸۷	۱/۹۷	IPA-	* IPA+

\* آزمون تعقیبی Tukey جهت مقایسه اثرات متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و ذخیره‌سازی در گروه‌های موردنظر نشان داد که بین میانگین گروه‌های بدون کاربرد پروآنتوسیانیدین و فوری (IPA-) و گروه‌های با کاربرد پروآنتوسیانیدین و ذخیره‌سازی شده (SPA+) تفاوت معنی‌دار آماری وجود دارد (P=۰/۰۳۹) (جدول ۳ و ۴). ولی بین بقیه گروه‌ها، تفاوت آماری معنی‌داری وجود نداشت (P> ۰/۰۵).

**جدول (۵): شاخص‌های توصیفی اثر متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و نوع حلال**

فاکتور	تعداد	میانگین ± انحراف معیار	خطای استاندارد	فاصله اطمینان ۹۵٪ میانگین		حداکثر	حداقل
				حد پایین	حد بالا		
E * PA-	۵۲	۱۳/۳۹±۴/۳۰	۰/۵۹	۱۲/۱۹	۱۴/۵۹	۲۷/۷۰	۶/۳۵
E * PA+	۵۲	۱۴/۸۷±۴/۶۸	۰/۶۵	۱۳/۵۶	۱۶/۱۷	۲۹/۴۱	۸/۴۰
A * PA-	۵۲	۱۴/۱۶±۴/۶۰	۰/۶۳	۱۲/۸۸	۱۵/۴۴	۳۰/۷۹	۶/۸۰
A * PA+	۵۲	۱۲/۶۸±۴/۵۳	۰/۶۲	۱۱/۴۳	۹۳/۱۳	۲۴/۰۰	۳/۴۰
کل	۲۰۹	۱۳/۷۷±۴/۵۷	۰/۳۱	۱۳/۱۵	۱۴/۳۹	۳۰/۷۹	۳/۴۰

PA<sup>-</sup>: بدون کاربرد پروآنتوسیانیدین، PA<sup>+</sup>: با کاربرد پروآنتوسیانیدین. E: حلال الکلی، A: حلال استونی.

**جدول (۶): مقایسه زوجی کاربرد پروآنتوسیانیدین و نوع حلال**

P_value *	خطای استاندارد	تفاوت میانگین (I-J)	I	J
۰/۰۹۸	۰/۸۸	-۱/۴۷	E PA-	* E PA+
۰/۳۸	۰/۸۸	-۰/۷۷	A PA-	
۰/۴۲	۰/۸۸	۰/۷۱	A PA+	
۰/۴۳	۰/۸۸	۰/۷۰	E PA+	* E PA-
۰/۰۱۴	۰/۸۸	۲/۱۹	A PA+	
۰/۰۹۴	۰/۸۸	۱/۹۷	A PA-	* E PA+

\*Tukey test

و گروه‌های با کاربرد پروآنتوسیانیدین و حلال استون (A PA+) تفاوت معنی‌دار آماری وجود دارد (P=۰/۰۱۴) (جدول ۵ و ۶). ولی بین بقیه گروه‌ها، تفاوت آماری معنی‌داری وجود نداشت (P> ۰/۰۵).

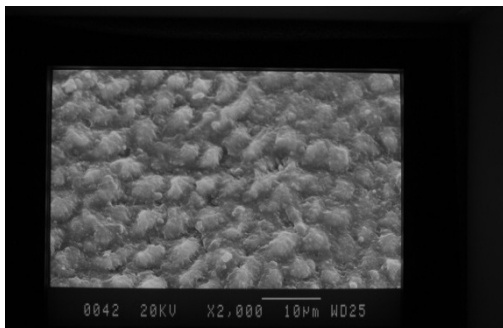
**بررسی استریو میکروسکوپ:**

PA<sup>-</sup>: بدون کاربرد پروآنتوسیانیدین، PA<sup>+</sup>: با کاربرد پروآنتوسیانیدین. E: حلال الکلی، A: حلال استونی. آزمون تعقیبی Tukey جهت مقایسه اثرات متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و نوع حلال در گروه‌های موردنظر نشان داد که بین میانگین گروه‌های با کاربرد پروآنتوسیانیدین و حلال الکلی (E PA+)

جدول (۷): توزیع فراوانی نحوه شکست در بین گروه‌های مورد مطالعه

کل	شکست mixed	شکست cohesive dentin	شکست cohesive composite	Adhesive (%) تعداد	گروه
۲۶ (۱۰۰٪)	۵ (۳۸/۵)	۰ (۰٪)	۰ (۰٪)	۸ (۶۱/۵)	۱ ذخیره‌سازی فوری
	۱۰ (۷۶/۹)	۱ (۷/۷)	۲ (۱۵/۴)	۰ (۰٪)	
۲۶ (۱۰۰٪)	۶ (۴۶/۲)	۲ (۱۵/۴)	۲ (۱۵/۴)	۳ (۲۳/۱)	۲ ذخیره‌سازی فوری
	۱۰ (۷۶/۹)	۰ (۰٪)	۳ (۲۳/۱)	۰ (۰٪)	
۲۶ (۱۰۰٪)	۴ (۳۰/۸)	۱ (۷/۷)	۰ (۰٪)	۸ (۶۱/۵)	۳ ذخیره‌سازی فوری
	۱۰ (۷۱/۴)	۰ (۰٪)	۳ (۲۱/۴)	۱ (۷/۱)	
۲۶ (۱۰۰٪)	۸ (۶۱/۵)	۰ (۰٪)	۱ (۷/۷)	۴ (۳۰/۸)	۴ ذخیره‌سازی فوری
	۸ (۶۱/۵)	۰ (۰٪)	۴ (۳۰/۸)	۱ (۷/۷)	
۲۶ (۱۰۰٪)	۶ (۴۶/۲)	۱ (۷/۷)	۲ (۱۵/۴)	۴ (۳۰/۸)	۵ ذخیره‌سازی فوری
	۷ (۵۳/۸)	۰ (۰٪)	۳ (۲۳/۱)	۳ (۲۳/۱)	
۲۶ (۱۰۰٪)	۸ (۶۱/۵)	۱ (۷/۷)	۰ (۰٪)	۴ (۳۰/۸)	۶ ذخیره‌سازی فوری
	۶ (۴۶/۲)	۰ (۰٪)	۳ (۲۳/۱)	۴ (۳۰/۸)	
۲۶ (۱۰۰٪)	۳ (۲۳/۱)	۰ (۰٪)	۰ (۰٪)	۱۰ (۷۶/۹)	۷ ذخیره‌سازی فوری
	۵ (۳۸/۵)	۱ (۷/۷)	۵ (۳۸/۵)	۲ (۱۵/۴)	
۲۶ (۱۰۰٪)	۶ (۴۶/۲)	۳ (۲۳/۱)	۲ (۱۵/۴)	۲ (۱۵/۴)	۸ ذخیره‌سازی فوری
	۷ (۵۳/۸)	۰ (۰٪)	۲ (۱۵/۴)	۵ (۳۸/۵)	

در شکست mixed که بالاترین درصد را به خود اختصاص می‌دهد، بررسی میکروسکوپ الکترونی شکست در بالای هایبرید لایر را نشان داد و تعداد زیادی از رزین تگ‌ها کاملاً توبول‌های عاجی را سیل کرده بودند و عاج اینترتوبولار توسط رزین پوشیده شده بود.

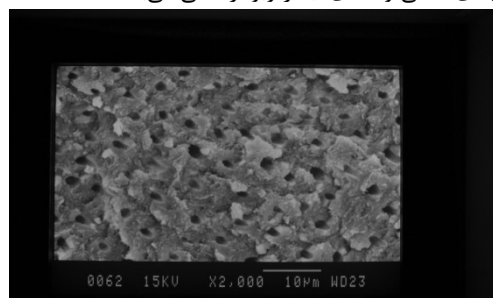


در شکست adhesive که بیشتر در گروه‌های ۱ و ۲ و ۴ ذخیره‌سازی شده مشاهده می‌شود، بررسی مورفولوژیک سطح شکست با SEM نشان داد که شکست غالباً در زیرلایه هایبرید رخ داده بود و توبول‌های عاجی بدون رزین تگ و فضای اینترتوبولار بدون رزین قابل مشاهده است (شکل ذخیره‌سازی با سطح عاج بدون رزین و توبول‌های خالی) شکل زیر شکست cohesive در عاج را با

بررسی نحوه شکست در گروه‌ها نشان داد که درصد بالایی از شکست‌ها در گروه‌های مورد مطالعه از نوع شکست mixed می‌باشد، و پس از آن، شکست ادهزیو بیشترین میزان را به خود اختصاص می‌دهد. کمترین نوع شکست مشاهده شده از نوع شکست کوهزیو عاج می‌باشد (۳۷/۷٪). جدول ۷ نشان می‌دهد که درصد شکست mixed در گروه‌های اتانولی بیشتر از استونی بوده است و در گروه‌های اتانولی و ذخیره‌سازی شده نسبت به گروه‌های فوری، درصد شکست adhesive بیشتر از گروه‌های فوری می‌باشد. گروه‌هایی که تحت درمان سطحی با پروآنتوسیانیدین قرار گرفته‌اند، میزان شکست mixed بعد از ۶ ماه ذخیره‌سازی نسبت به حالت فوری کم‌تر است، همچنین میزان شکست ادهزیو در این نمونه‌ها نسبت به نمونه‌هایی که درمان سطحی با پروآنتوسیانیدین بر روی آن‌ها انجام نشده نیز کم‌تر می‌باشد. میزان شکست ادهزیو در نمونه‌هایی که تحت درمان سطحی با پروآنتوسیانیدین قرار نگرفته‌اند، بعد از ۶ ماه ذخیره‌سازی، نسبت به حالت فوری افزایش یافته است.

بررسی میکروسکوپ الکترونی (SEM):

بزرگنمایی‌های مختلف نشان می‌دهد که نشانگر عاچ شکسته شده و توبول‌های عاچی و فضای اینترتوبولار خالی می‌باشد.



## بحث و نتیجه‌گیری

در مطالعه حاضر، هیچ یک از متغیرهای کاربرد پروآنتوسیانیدین، نوع حلال، و ذخیره‌سازی به تنهایی اثر معنی‌داری را بر مقادیر استحکام باند ریز کششی نمونه‌ها نشان ندادند، ولی در بررسی اثر متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و نوع حلال، و نیز اثر متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و ذخیره‌سازی، تأثیر معنی‌دار مشاهده گردید. بنابراین فرضیه صفر این مطالعه، یعنی متفاوت بودن اثر ادهزیوهای با بیس استونی و ادهزیوهای با بیس اتانولی بر دوام باند کامپوزیت به عاچ درمان شده با پروآنتوسیانیدین، تأیید می‌شود. در مطالعه حاضر، پروآنتوسیانیدین در یک مرحله جداگانه طی پروسه باندینگ برای پیش آماده سازی گذرای عاچ اسید اچ شده در ادهزیوهای اچ و شستشوی دو مرحله‌ای به کار رفت (۱۴)، که طبق نتایج به دست آمده، کاربرد پروآنتوسیانیدین به تنهایی تفاوت معنی‌داری را نسبت به زمانی که از آن استفاده نمی‌شود، نداشت. که نتایج مطالعه Broyles AC نیز با نتایج حاصل از این مطالعه هم راستا می‌باشند. در این مطالعه مشاهده کردند که عصاره دانه انگور ۶/۵ درصد، بر خلاف گلو تار آلدهید ۵ درصد و پلی آکرلیک اسید ۲۵ درصد سبب ایجاد تأثیر معنی‌داری در مقادیر استحکام باند ریز کششی ترمیم‌های رزین کامپوزیتی غیرمستقیم به عاچ نشد (۱۶). این در حالی است که اکثر مطالعات بیان کرده‌اند که کاربرد پروآنتوسیانیدین به عنوان پرایمر برای پیش آماده سازی گذرای عاچ اسید اچ شده به طور معنی‌داری سبب افزایش مقادیر استحکام باند ریز کششی نمونه‌ها و ثبات ایترفیس باند شونده رزین-عاچ می‌شود (۱۴). پروآنتوسیانیدین به صورت ترکیب با ادهزیو نیز به کار برده می‌شود، که می‌تواند سبب کاهش معنی‌دار مقادیر استحکام باند ریز کششی نمونه‌ها و درجه تبدیل و پلیمریزاسیون ادهزیو شده و در نتیجه قویاً از کاربرد پروآنتوسیانیدین به عنوان پرایمر حمایت می‌کنند (۸). معنی‌دار نبودن کاربرد پروآنتوسیانیدین موجود در عصاره دانه انگور برای پیش آماده سازی گذرای عاچ اسید اچ شده در مطالعه Broyles این طور توجیه شده است که هر چند که این

ماده از طریق واکنش با پروتئین‌های کلاژنی و تشکیل پیوندهای کووالانسی، یونی، هیدروژنی و تعاملات هیدروفوبیک سبب افزایش تعداد اتصالات متقاطع کلاژنی موجود در عاچ می‌شود، اما احتمالاً به دلیل وزن مولکولی بالای مولکول‌های پروآنتوسیانیدین موجود در آن، نفوذ آن به لایه‌های بسیار سطحی عاچ محدود شده و نمی‌تواند در کل عاچ انتشار پیدا کند (بر خلاف کلر هگزیدین)، در نتیجه، درمان سطحی عاچ با استفاده از پروآنتوسیانیدین تأثیر معنی‌داری بر استحکام باند ریز کششی نمونه‌های کامپوزیتی به عاچ ندارد (۱۶). البته برخی مطالعات نشان داده‌اند که کاربرد پروآنتوسیانیدین در افزایش استحکام باند ریز کششی کامپوزیت به عاچ مؤثر است (۱۴ و ۸). همچنین اثر متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و ذخیره‌سازی شش ماهه نمونه‌ها در محیط آبی نیز در مطالعه حاضر، تأثیر معنی‌داری را بر مقادیر استحکام باند ریز کششی نمونه‌ها داشت، همانطور که مطالعات دیگر نیز به همین نتیجه رسیده‌اند (۱۷). چنین نتیجه‌ای می‌تواند به این دلیل باشد که پروآنتوسیانیدین سبب تثبیت ماتریکس کلاژنی عاچ و در نتیجه بهبود خواص مکانیکی آن و افزایش مقاومت آن به تخریب زیستی می‌گردد. همچنین توانایی عصاره‌های گیاهی غنی از پروآنتوسیانیدین (عصاره دانه انگور و دانه کاکائو) در افزایش کوتاه مدت و بلند مدت خواص مکانیکی عاچ معدنی زدایی شده و نیز استحکام باند کوتاه مدت عاچ به رزین نیز گزارش شده است (۱۷). درمان سطحی عاچ معدنی زدایی شده با استفاده از پروآنتوسیانیدین سبب افزایش استحکام باند ادهزیوهای اچ و شستشوی ساده شده (۲ مرحله‌ای) هم به عاچ سالم و هم عاچی که تحت تأثیر پوسیدگی قرار گرفته، و نیز بهبود خواص نانومکانیکی سطوح باند شده می‌گردد. مشاهده شده است که آزاد سازی پروآنتوسیانیدین از ادهزیوهای که به طور تجربی ساخته شده‌اند و در ترکیبات خود حاوی پروآنتوسیانیدین می‌باشند، سبب کاهش فعالیت کلاژناز از طریق پوشاندن محل‌های شکافته شدن کلاژن و در نتیجه افزایش مقاومت کلاژن به تخریب توسط کلاژناز می‌شود (۱۸). بنابراین، تشکیل پیوندهای هیدروژنی در مکان‌های گوناگون روی مولکول‌های کلاژن، سبب کاهش مکان‌های احتمالی شکافته شدن کلاژن می‌گردد (۱۹). القای یک عامل کراس لینک کننده بین فیبریلی به درون ماتریکس کلاژنی عاچ منجر به کاهش میزان تورم نیز شده که کاهش جذب کلاژناز و تخریب آنزیمی در ماتریکس عاچی درمان شده با پروآنتوسیانیدین را به همراه دارد (۲۹). درمان سطحی عاچ با استفاده از پروآنتوسیانیدین، الاستیک مدولوس فوری ماتریکس عاچی را افزایش داده، که حتی بعد از چالش کلاژناز باکتریایی و یا یک سال نگهداری در بزاق مصنوعی نیز مؤثر است. به علاوه سبب تأمین ثبات فوری و بلند مدت عاچ معدنی زدایی شده بعد از یک سال نگهداری در آب می‌شود (۱۷ و ۱۹).



است نحوه اعمال ادهزیو روی سطح عاج و موفقیت در تبخیر حلال موجود در ادهزیو (میزان کم‌تر حلال باقی مانده در هیبرید لایر)، نقش به سزایی در دوام استحکام باند در طولانی‌مدت دارند (۲۲).

در بررسی اثر متقابل کاربرد پروآنتوسیانیدین و نوع حلال در مطالعه حاضر، بین مقادیر استحکام باند ریز کشتی نمونه‌ها تفاوت معنی‌دار دیده شد، که نتایج حاصل از مطالعات نیز موید این مطلب اند که کاربرد پروآنتوسیانیدین همراه با ادهزیوهای حاوی حلال‌های با بیس الکلی نسبت به ادهزیوهای بیس استونی دارند، رفتار قابل پیش‌بینی تری داشته و به میزان بیشتری سبب افزایش و بهبود استحکام باند ریز کشتی نمونه‌ها می‌شود (۱۷ و ۸)، عوامل متعددی از جمله حلال‌ها، پروسه تولید عصاره دانه انگور، PH و دما که همگی می‌توانند بر ساختار و ترکیبات و توانایی کلی پروآنتوسیانیدین در ایجاد اتصالات متقاطع، اثر بگذارند، می‌توانند مسبب این موضوع شوند. اولاً عدم هماهنگی حلال‌های موجود در عصاره دانه انگور و ادهزیو نیز می‌تواند بر استحکام باند تأثیر منفی بگذارد، به این صورت که حلال اتانول یا آب به خصوص همراه با غلظت ۱۵ درصد از پروآنتوسیانیدین، در بهبود استحکام باند ریز کشتی نمونه‌ها عملکرد بهتری را از خود نشان می‌دهد. ثانیاً مکانیسم ایجاد اتصالات متقاطع بین پروآنتوسیانیدین و کلاژن هر چند که به خوبی مشخص نشده، اما به‌طور اولیه از طریق تشکیل پیوندهای هیدروژنی بین پروتئین آمید کربونیل و فنولیک هیدروکسیل می‌باشد که با استفاده از پارامتر حلالیت Hansen ( $\sigma_H$ ) قابل اندازه‌گیری است. که میزان آن برای اتانول و استون نسبت به آب مقرر کم‌تر است، بنابراین مکان‌های باند شونده هیدروژنی کم‌تری ممکن است با استفاده از حلال‌های تشکیل دهنده باندهای ضعیف‌تر اشغال شوند. که با ساختار کلاژن جفت می‌شوند که ممکن است بعداً اجازه بدهند پیوندهای هیدروژنی بیشتری بین مولکول‌های کلاژن-پروآنتوسیانیدین یا کلاژن-کلاژن شکل بگیرد، که نهایتاً باعث القای اتصالات متقاطع کلاژن می‌شود و منجر به ایجاد خواص مکانیکی قوی‌تری گردد. به‌علاوه در طی باندینگ، آب جز مطلوبی در نظر گرفته نمی‌شود، چرا که می‌تواند به‌طور شیمیایی با پرایمر ترکیب شده مانع از نفوذ رزین هیدروفوب به درون فضاهای بین فیبریلی کلاژن شود و سبب احاطه شدن ضعیف الیاف کلاژن توسط رزین و در نتیجه آسیب‌پذیری بیشتر باند نسبت به نانو لیکچ شود (۲۰ و ۱۷ و ۸). اتانول می‌تواند سبب کاهش پایداری دی الکتریک محیط برای تحریک واکنش‌های بین پروآنتوسیانیدین و کلاژن شده و ثبات پیوندهای هیدروژنی را افزایش دهد (۸).

یکی از محدودیت‌های این مطالعه این بود که ترکیبات مشابه اجزای باندینگ‌های اتانولی و استونی در دسترس نبودند، و بهتر بود که ادهزیوهای ساخته می‌شد با بیس ترکیبی یکسان که فقط در

در این مطالعه همچنین نوع حلال به کار رفته در جزء باندینگ از سیستم ادهزیو (با بیس استون یا اتانول) نیز به تنهایی تأثیر معنی‌داری را بر مقادیر استحکام باند ریز کشتی نمونه‌ها نداشت. برخی مطالعات (۳۰) نیز طی بررسی‌های خود به همین نتیجه رسیده اند درحالی‌که سایر مطالعات (۲۰)، بین مقادیر استحکام باند ریز کشتی نمونه‌های باند شده با ادهزیوهای با بیس استون یا اتانول، تفاوت معنی‌داری را یافته‌اند. چرا که معتقدند مقادیر استحکام باند حاصل به‌طور معنی‌داری وابسته است به میزان رطوبت موردنیاز در سطح عاج جهت ایجاد فضاهای بین فیبریلی کلاژنی بعد از انجام اسید اچینگ و نفوذ منومرهای رزینی به درون آن‌ها، به این صورت که ادهزیوهای با بیس استونی نیاز به سطح نسبتاً مرطوب‌تر، اما ادهزیوهای با بیس اتانولی نیاز به سطح نسبتاً خشک‌تری دارند، زیرا اتانول و آب خودشان توانایی مرطوب‌سازی مجدد ماتریکس عاجی بیش از حد خشک شده را دارند، درحالی‌که استون فاقد این توانایی می‌باشد. اما معنی‌دار نبودن مقادیر استحکام باند ریز کشتی حاصل از ادهزیوهای با بیس استون یا اتانول در مطالعه حاضر می‌تواند ناشی از این باشد که نحوه اعمال رزین باندینگ روی سطح عاج به نظر می‌رسد که نسبت به نوع حلال موجود در سیستم ادهزیو و میزان رطوبت موجود در سطح عاج، ارتباط بسیار بیشتری با استحکام باند حاصله داشته باشد. به این صورت که اگر ادهزیو به شدت روی سطح عاج مالیده شود، باعث رانده شدن منومرهای رزینی با فشار به داخل تخلخل‌های ایجاد شده درون فیبریلهای کلاژن بعد از اسید اچینگ و نفوذ بیشتر آن‌ها می‌شود. در نتیجه استحکام باندهای فوری و طولانی‌مدت بالاتری صرف نظر از نوع حلال موجود در ادهزیو و میزان رطوبت سطح عاج به‌دست خواهد آمد. یک دلیل دیگر برای این موضوع، می‌تواند وجود سطوح عاجی متفاوت در دندان‌های مختلف و قسمت‌های متفاوت از هر دندان باشد (۲۰).

همچنین مقادیر استحکام باند ریز کشتی نمونه‌هایی که بلافاصله بعد از باندینگ تحت استرس کشتی قرار می‌گرفتند تا دچار شکست شوند، و نمونه‌هایی که بعد از شش ماه ذخیره‌سازی در محیط آبی این پروسه بر روی آن‌ها اعمال می‌شد نیز در مطالعه حاضر تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشتند. این نتیجه با نتایج حاصل از مطالعات Dewald, JÖRGENSEN KD, Santana FR و Retief D نیز هم‌راستا می‌باشد، به این صورت که محیط ذخیره‌سازی و مدت‌زمان ذخیره‌سازی تأثیر معنی‌داری بر استحکام باند رزین به عاج ندارد (۲۵-۲۲). درحالی‌که برخی مطالعات (۲۱)، نتایج مخلافی را به دست آورده‌اند. عدم وجود تفاوت معنی‌دار بین نتایج حاصل از مقادیر استحکام باند ریز کشتی نمونه‌هایی که بلافاصله و بعد از شش ماه ذخیره‌سازی در محیط آبی آزمایش شده‌اند می‌تواند دلایل متفاوتی داشته باشد، از جمله اینکه ممکن

تحت شرایط این مطالعه، کاربرد پروآنتوسیانیدین باعث ثبات باند می‌گردد و همراه با ادهزیوهای با پایه الکی، این اثر افزایش قابل توجهی پیدا می‌کند. همچنین، از آنجایی که این مطالعه به صورت آزمایشگاهی انجام شده، جهت مشاهده بهتر شرایط دهانی، انجام مطالعات بعدی به صورت بالینی توصیه می‌شود.

نوع حلال با هم متفاوت بودند، هر چند سعی شد ادهزیوهای انتخاب شوند که تا حد ممکن ترکیبات مشابهی با هم داشته باشند. با توجه به نحوه شکست نمونه‌ها و همچنین بررسی تصاویر SEM، تأثیر پروآنتوسیانیدین بر روی دوام باند در ادهزیوهای دارای حلال با پایه الکی در این مطالعه مورد تأیید قرار گرفت.

## References:

1. Reifeis PE, Cochran MA, Moore BK. An in vitro shear bond strength study of enamel/dentin bonding systems on enamel. *Oper Dent* 1995;20(5): 174-9.
2. Stockton LW, Tsang ST. Microleakage of Class II posterior composite restorations with gingival margins placed entirely within dentin. *J Can Dent Assoc* 2007;73(3): 255.
3. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod* 2006;76(1): 123-6.
4. Moazzami S, Orafaie H, RezaeiSoufi L. Comparison of Shear Bond Strength of Composite Resin-Dentin after Different Rinsing Times of Dentin Cut with a Suggested Surfactant as a Coolant. *J Mashhad Den School* 2010;1(33): 343-52.
5. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. *J Dent* 2001;29(1): 7-13.
6. Gwinnett A, Matsui A. A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 1967;12(12): 1615IN41-20IN46.
7. Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. *Oper Dent* 1992;Suppl 5: 125-30.
8. Fang M, Liu R, Xiao Y, Li F, Wang D, Hou R, et al. Biomodification to dentin by a natural crosslinker improved the resin-dentin bonds. *J Dent* 2012;40(6): 458-66.
9. Breschi L, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Visintini E, Tjäderhane L, Ruggeri A, Tay FR, Dorigo ED, Pashley DH. Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dental materials*. 2010 Apr 30;26(4): 320-5.
10. Tsai CL, Hsu Sh, Cheng WL. Effect of different solvents and crosslinkers on cytocompatibility of Type II collagen scaffolds for chondrocyte seeding. *Artif Organs* 2002;26(1): 18-26.
11. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26(1): 1-20.
12. Cai Y, Luo Q, Sun M, Corke H. Antioxidant activity and phenolic compounds of 112 traditional Chinese medicinal plants associated with anticancer. *Life Sci* 2004;74(17): 2157-84.
13. Rouzbehan Y, Alipour D, Barzegar M, Azizi MH. Antioxidant activity of phenolic compounds of grape pomace (Research note). *JFST* 2008; 5(3): 69-74.
14. Liu Y, Chen M, Yao X, Xu C, Zhang Y, Wang Y. Enhancement in dentin collagen's biological stability after proanthocyanidins treatment in clinically relevant time periods. *Dent Mater* 2013;29(4): 485-92.
15. Cardoso P de C, Lopes GC, Vieira LCC, Baratieri LN. Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin. *Oper Dent* 2005;30(3): 376-81.
16. Broyles AC, Pavan S, Bedran-Russo AK. Effect of Dentin Surface Modification on the Microtensile Bond Strength of Self-Adhesive Resin Cements. *J Prosthodontics* 2013;22(1): 59-62.
17. Castellan CS, Bedran-Russo AK, Antunes A, Pereira PN. Effect of dentin biomodification using

- naturally derived collagen cross-linkers: one-year bond strength study. *Int J Dent* 2013;2013.
18. Green B, Yao X, Ganguly A, Xu C, Dusevich V, Walker MP, et al. Grape seed proanthocyanidins increase collagen biodegradation resistance in the dentin/adhesive interface when included in an adhesive. *J Dent* 2010;38(11): 908–15.
19. Nagpal R, Singh P, Singh S, Tyagi SP. Proanthocyanidin: A natural dentin biomodifier in adhesive dentistry. *J Restorat Dent* 2016;4(1): 1.
20. Loguercio AD, Loeblein F, Cherobin T, Ogliari F, Piva E, Reis A. Effect of solvent removal on adhesive properties of simplified etch-and-rinse systems and on bond strengths to dry and wet dentin. *J Adhes Dent* 2009;11(3): 213-9.
21. Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, de Carvalho RM, Singer JD, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent* 2003;5(3).
22. Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res* 2008;22(4): 352–7.
23. Jörgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E. Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 1985;93(3): 276–9.
24. Dewald JP, Nakajima H, Milam S, Iacopino A. Disinfection sterilization of extracted teeth-effect on dentin bond strengths. *J Dent Res* 1994;73: 224–224.
25. Retief D, Wendt S, Bradley E, Denys F. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent* 1989;2(5): 269-73.

## EVALUATION OF THE EFFECT OF THE ETCH AND RINSE ADHESIVES WITH DIFFERENT SOLVENTS ON DURABILITY OF RESIN COMPOSITE BONDING TO THE TREATED DENTIN WITH PROANTHOCYANIDINS

Ebrahim Yarmohammadi<sup>1</sup>, Zahra Khamverdi<sup>2</sup>, Farnaz Monsef Isfahani<sup>3\*</sup>, Alireza Soltanian<sup>4</sup>

Received: 28 May, 2017; Accepted: 15 Aug, 2017

### Abstract

**Background & Aims:** Use of the antioxidants can affect the durability of bond strength in some adhesive systems. This study sought to evaluate the effect of two types of the two step etch and rinse adhesive systems with different solvents on durability of resin composite bonding to the treated dentin with proanthocyanidins.

**Materials & Methods:** In this in vitro experimental study, 80 human molar teeth, after removal of the coronal enamel, were randomly divided into 4 groups, based on the type of solvent used in the adhesive. Half of them were treated with proanthocyanidins, and others were considered as the control. Thermocycling and cutting were done on the specimens 24 hours after preparing and water storage. Half of them were immediately subjected to the microtensile bond strength test, and the others after 6 months storage in distilled water. The mode of failures and the fractured surface morphology were examined under a stereomicroscope and scanning electron microscope, respectively.

**Results:** None of the variables including the use of proanthocyanidin, type of solvent and storage had significant effect lonely, but the interaction between the use of proanthocyanidin and solvent type, and the interaction between the use of proanthocyanidin and storage had statistically significant effect on the values of microtensile bond strength ( $P < 0.05$ ).

**Conclusion:** Use of proanthocyanidin leads to bond stability and this effect improves significantly accompanying adhesives with ethanolic base.

**Keywords:** Proanthocyanidins, Bond strength, Adhesive, Storage

**Address:** Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran

**Tel:** : (+98) 9183171776

**Email:** monsef\_f@yahoo.com

SOURCE: URMIA MED J 2017; 28(6): 446 ISSN: 1027-3727

<sup>1</sup> Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran

<sup>2</sup> Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran

<sup>3</sup> Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran (Corresponding Author)

<sup>4</sup> Department of Biostatistics, School of Health, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran