مقاله پژوهشی

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

ابراهیم یارمحمدی [۱]، زهرا خاموردی [۲]، فرناز منصف اصفهانی [۳]، علیرضا سلطانیان [٤]

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 اکلوزال 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 پروانتوسیانیدین 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 ($P<۰/۰۵$).

بحث و نتیجه‌گیری: کاربرد پروآنتوسیانیدین باعث ثبات باند می‌گردد و همراه با ادهزیوهایی با پایه الکلی، این اثر افزایش پیدا می‌کند.

کلیدواژه‌ها: پروآنتوسیانیدین، استحکام باند، باندینگ، دخیره سازی

مجله پزشکی ارومیه، دوره بیست و هشتم، شماره هفتم، ص ٤٤٦-٤٣٥، مهر ١٣٩٦

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

Email: drfmonsef@gmail.com

مقدمه

امروزه با توجه به استقبال افراد به مقوله زیبایی، تمایل به استفاده از ترمیم‌های همرنگ دندان به دلیل طبیعی بودن آن‌ها نیز افزایش‌یافته و بر اساس پاسخگویی به این نیاز، سیستم‌های ادهزیو و رزین کامپوزیت‌ها معرفی‌شده 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 قبیل افزایش حساسیت تکنیکی، تعدد مراحل و درنتیجه افزایش خطا در حین انجام کار، اتلاف وقت دندان‌پزشک و بیمار، عود پوسیدگی و تغییر رنگ دندان و درنهایت از دست رفتن ترمیم را به دنبال دارد (۱). در تحقیقات مختلف، تناقضات بسیاری در مورد بهترین نوع باندینگ ازنظر میزان ریز نشت و استحکام باند برشی وجود دارد و هرکدام 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 ایجادشده در سیستم‌های باندینگ، سطح مشترک‌ترمیم با دندان همچنان

[۱] استادیار، گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

[۲] استاد، گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

[۳] دستیار، گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران. (نویسنده مسئول)

[٤] 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 هیدروکسی اپاتیت، الیاف کلاژن دناتوره 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 شوندگی 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). ثبات 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 اکسپوزشدن قرار دارند. ازآنجاکه فیبرهای کلاژن عاج اکسپوز شده/بدون حمایت در معرض خطر تخریب هیدرولیتیک و آنزیماتیک قرار دارند، لذا اغلب استحکام مکانیکی و ثبات 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 ثبات، استحکام کششی و ویسکوالاستیسیتی 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، گلوتارآلدهید، ترکیبات اپوکسی و کربودیمید (۱۰)، برای این منظور مورداستفاده قرارگرفته‌اند 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، به‌طوری‌که 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 نه‌تنها قادر به کراس لینک کردن الیاف کلاژن عاجی هستند، بلکه خاصیت غیر سمی بودن آن‌ها مزیتی است که در سایر عوامل کراس لینک کننده مثلاً گلوتارآلدهید 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 وسبب قابل حل شدن اجزای رزینی موجود در ادهزیو می‌شوند. آن‌ها، همچنین، قابلیت تر شوندگی 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). ازآنجاکه 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، به‌طوری‌که نباید بیشتر از ۳ ماه از خارج کردن دندان‌ها گذشته بود. سطح دندان‌ها با کورت پریودنتال از جرم و انساج نرم تمیز و در محلول فرمالین ۱۰ درصد

قرار داده شده و ۲۴ ساعت قبل از مراحل کار در آب مقطر نگهداری شدند. مینای سطح اکلوزال 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 موردبررسی 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 محلولPA ، از پودر آماده PA(Acetar Bio-Tech Inc, Xian, China) 95% تلخیص شده استفاده شد، به این صورت که در آزمایشگاه فارماگنوزی دانشکده علوم دارویی دانشگاه تهران، جهت ساخت محلول PA 15%، 5/1گرم 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 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 (M, ESPE,۳ 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 ۲-۱ 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 ۴۵۰mW/cm2 برای مدت ۴۰ ثانیه و در فاصله ۱ میلی متری نوردهی و ترمیم گردید. جهت تکمیل پلیمریزاسیون، نمونه‌های آماده شده ۲۴ ساعت در آب مقطر قرار داده شدند.

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 factorA174	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.

One-Step plus- Bisco	Etching: 32% H3PO4,, 37% H3PO4. Bonding: BPDM, bis-GMA, HEMA, acetone, photoinitiators, 8.5% by weight fluoroaminosilicate glass fillers(1µm).	Etch for 15 s on enamel &dentin. Rinse 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 کششی، 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 به‌صورت 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 به‌دست آمد. از هر دندان موجود حداقل سه برش تهیه شد که درمجموع 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 کششی:

جهت تست استحکام باند ریز کششی، 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 به‌صورت زیر محاسبه شد:

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

بررسی سطح شکست با استریو میکروسکوپ:

پس از انجام استحکام باند ریز کششی، سطوح شکست تمامی نمونه‌ها با استریومیکروسکوپ Olympus 1XPF(Tokyo, Japan)با بزرگنمایی ۴۰ برابر بررسی شد. سطوح شکست به‌صورت 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 به‌منظور ایجاد یک پوشش رسانای الکتریکی به‌وسیله 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 موردمطالعه 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 موردمطالعه

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

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

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 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<۰/۰۵). که جدول ۲ جزئیات این آنالیز را نشان می‌دهد.

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

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 × ذخیره‌سازی	۳۹،۷۸	۱	۳۹،۷۸	۲،۰۲	۰،۱۵
پروآنتوسیانیدین × ذخیره‌سازی	۲۰۲،۴۸	۱	۲۰۲،۴۸	۱۰،۲۸	۰،۰۰۲
پروآنتوسیانیدین ×حلال	۱۱۴،۱۴	۱	۱۱۴،۱۴	۵،۷۹	۰،۰۱۷
پروآنتوسیانیدین× حلال × ذخیره‌سازی	۴،۱۸	۱	۴،۱۸	۰،۲۱	۰،۶۴

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

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

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

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

PA^-: بدون کاربرد پروآنتوسیانیدین، +PA: با کاربرد پروآنتوسیانیدین. E: حلال الکلی، A: حلال استونی.

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

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

*Tukey test

PA^-: بدون کاربرد پروآنتوسیانیدین، +PA: 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+) 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:

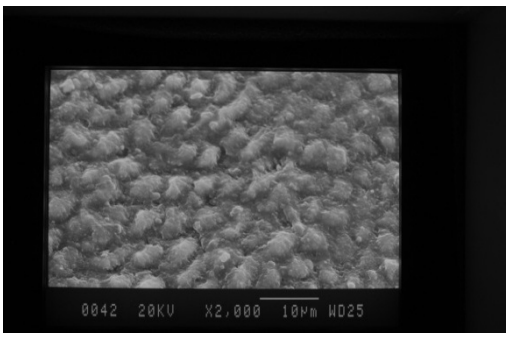
جدول (۷): توزیع فراوانی نحوه شکست در بین گروه‌های موردمطالعه

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

بررسی نحوه شکست در گروه‌ها نشان داد که درصد بالایی از شکست‌ها در گروه‌های موردمطالعه از نوع شکست mixed می‌باشد، و پس‌ازآن، 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.

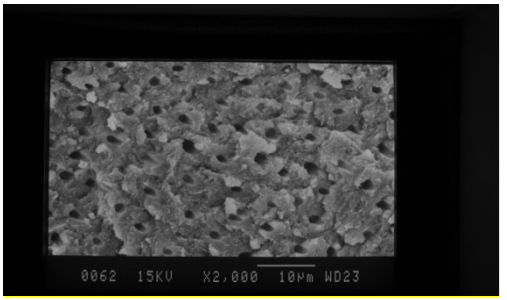
بررسی میکروسکوپ الکترونی (SEM):

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

بزرگنمایی‌های مختلف نشان می‌دهد که نشانگرعاج شکسته شده و توبول‌های عاجی 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 مشاهده‌گردید. بنابراین فرضیه صفر این مطالعه، یعنی متفاوت بودن اثر ادهزیوهای با بیس استونی و ادهزیوهای با بیس اتانولی بر دوام باند کامپوزیت به عاج درمان شده با پروآنتوسیانیدین، تأیید می‌شود.

در مطالعه حاضر، پروآنتوسیانیدین در یک مرحله جداگانه طی پروسه باندینگ برای پیش آماده سازی گذرای عاج اسید اچ شده در ادهزیوهای اچ و شستشوی دو مرحله‌ای به کار رفت (۱۴)، که طبق نتایج به‌دست 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 گلوتارآلدهید ۵ درصد و پلی آکریلیک اسید ۲۵ درصدسبب ایجاد تأثیر معنی‌داری در مقادیر استحکام باند ریز کششی‌ترمیم‌های رزین کامپوزیتی غیرمستقیم به عاج نشد (۱۶). این در حالی است که اکثر مطالعات بیان کرده‌اند که کاربرد پروآنتوسیانیدین به‌عنوان پرایمر برای پیش آماده سازی گذرای عاج اسید اچ شده به‌طور معنی‌داری سبب افزایش مقادیر استحکام باند ریز کششی نمونه‌ها و ثبات ایترفیس باند شونده رزین-عاج می‌شود (۱۴). پروآنتوسیانیدین به‌صورت 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 به‌عنوان پرایمر حمایت می‌کنند (۸). معنی‌دار نبودن کاربرد پروآنتوسیانیدین موجود در عصاره دانه انگور برای پیش آماده سازی گذرای عاج 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 عاج می‌شود، اما احتمالاً به دلیل وزن مولکولی بالای مولکولهای پروآنتوسیانیدین موجود در آن، نفوذ آن به لایه‌های بسیار سطحی عاج محدود شده و نمی‌تواند در کل عاج انتشار پیدا کند (بر خلاف کلر هگزیدین)، در نتیجه، درمان سطحی عاج با استفاده از پروآنتوسیانیدین تأثیر معنی‌داری بر استحکام باند ریز کششی نمونه‌های کامپوزیتی به عاج ندارد (۱۶). البته برخی مطالعات نشان داده‌اند که کابرد پروآنتوسیانیدین در افزایش استحکام باند ریز کششی کامپوزیت به عاج 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 عاج 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 عاج معدنی زدایی شده و نیز استحکام باند کوتاه مدت عاج به رزین نیز گزارش شده است (۱۷). درمان سطحی عاج معدنی زدایی شده با استفاده از پروآنتوسیانیدین سبب افزایش اسحکام باند ادهزیوهای اچ و شستشوی ساده شده (۲ مرحله‌ای) هم به عاج سالم و هم عاجی که تحت تأثیر پوسیدگی قرار گرفته، و نیز بهبود خواص نانومکانیکی سطوح باند شده می‌گردد. مشاهده شده است که آزاد سازی پروآنتوسیانیدین از ادهزیوهایی که به‌طور 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 عاج منجر به کاهش میزان تورم نیز شده که کاهش جذب کلاژناز و تخریب آنزیمی در ماتریکس عاجی درمان شده با پروآنتوسیانیدین را به همراه دارد (۲۹). درمان سطحی عاج با استفاده از پروآنتوسیانیدین، الاستیک مدولوس فوری ماتریکس عاجی را افزایش داده، که حتی بعد از چالش کلاژناز باکتریایی و یا یک سال نگهداری در بزاق مصنوعی نیز مؤثر است. به‌علاوه سبب تأمین ثبات فوری و بلند مدت عاج معدنی زدایی شده بعد از یک سال نگهداری در آب می‌شود (۱۷ و ۱۹).

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 کششی نمونه‌ها نداشت. برخی مطالعات (۳۰) نیز طی بررسی‌های خود به همین نتیجه رسیده اندرحالی‌که سایر مطالعات (۲۰)، بین مقادیر استحکام باند ریز کششی نمونه‌های باند شده با ادهزیوهای با بیس استون یا اتانول، تفاوت معنی‌داری را یافته‌اند. چرا که معتقدند مقادیر استحام باند حاصله 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 ابن 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 مرطوب سازی مجدد ماتریکس عاجی بیش از حد خشک شده را دارند، درحالی‌که استون فاقد این توانایی می‌باشد. اما معنی‌دار نبودن مقادیر استحکام باند ریز کششی 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 منومر های 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 کششی نمونه‌هایی که بلافاصله بعد از باندینگ تحت استرس کششی 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 ازمطالعات Dewald ،JÖRGENSEN KD ،Santana FR و Retief D نیز هم راستا 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 کششی نمونه‌هایی که بلافاصله و بعد از شش ماه ذخیره‌سازی در محیط آبی آزمایش شده‌اند می‌تواند دلایل متفاوتی داشته باشد، ازجمله اینکه ممکن 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 کششی نمونه‌ها تفاوت معنی‌دار دیده شد، که نتایج حاصل از مطالعات نیز موید این مطلب اندکه کاربرد پروآنتوسیانیدین همراه با ادهزیوهای حاوی حلال‌های با بیس الکلی نسبت به ادهزیوهایی که بیس استونی دارند، رفتار قابل پیش‌بینی تری داشته و به میزان بیشتری سبب افزایش و بهبود استحکام باند ریز کششی نمونه‌ها می‌شود (۱۷ و ۸)، عوامل متعددی ازجمله 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 کششی نمونه‌ها عملکرد بهتری را از خود نشان می‌دهد. ثانیاً مکانیسم ایجاد اتصالات متقاطع بین پروآنتوسیانیدین و کلاژن هر چند که به‌خوبی 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 (σH) قابل اندازه‌گیری است. که میزان آن برای اتانول و استون نسبت به آب مقطر 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 لیکیج 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 باندینگ های اتانولی و استونی در دسترس نبودند، و بهتر بود که ادهزیوهایی ساخته می‌شد با بیس ترکیبی یکسان که فقط در

نوع حلال با هم متفاوت بودند، هر چند سعی شد ادهزیوهایی 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 الکلی در این مطالعه مورد تأیید قرار گرفت.

تحت شرایط این مطالعه، کاربرد پروآنتوسیانیدین باعث ثبات باند می‌گردد و همراه با ادهزیوهایی با پایه الکلی، این اثر افزایش قابل‌توجهی پیدا می‌کند. همچنین، ازآنجایی‌که این مطالعه به‌صورت آزمایشگاهی انجام شده، جهت مشاهده بهتر شرایط دهانی، انجام مطالعات بعدی به‌صورت بالینی توصیه می‌شود.

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.

Original Article

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[1], Zahra Khamverdi[2], Farnaz Monsef Isfahani[3], Alireza Soltanian[4]*

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 examind 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 strenght ($P<0.05$).

***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

[1] *Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran*
[2] *Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran*
[3] *Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran (Corresponding Author)*
[4] *Department of Biostatistics, School of Health, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran*