

## Evaluation of the Effect of Contamination with Blood and Homeostatic Agents on the Dentin Bond Strength of Primary Teeth

Fatemeh Rezaei<sup>1</sup>   
Shahrzad JavadiNejad<sup>2</sup>   
Parvin MirzaKouchaki<sup>3</sup>   
Negar Rezapour<sup>4</sup> 

1. Postgraduate Student, Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Isf.C, Islamic Azad University, Isfahan, Iran.

2. **Corresponding Author:** Assistant Professor, Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Isf.C, Islamic Azad University, Isfahan, Iran.

**Email:** javadinejad46@iau.ac.ir

3. Associate Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Isf.C, Islamic Azad University, Isfahan, Iran.

4. Postgraduate Student, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Medical University of Isfahan, Isfahan, Iran.

### Abstract

**Introduction:** Contamination is a frequent challenge during composite restorations in pediatric dentistry, often compromising the bond strength of restorative materials. This study aimed to evaluate the effect of blood and hemostatic agents contamination on the bond strength of primary teeth.

**Materials & Methods:** In this in vitro experimental study, 80 extracted primary teeth collected in 2020 from the Islamic Azad University, Isfahan (Khorasgan) Branch, were used. The samples were divided into 4 groups: contaminated with blood, contaminated with 25% Aluminum chloride, contaminated with 15.5% Ferric sulfate, and no contamination (control group). Each group was subdivided into two subgroups based on the bonding system used (self-etch [SE bond] and universal [G premium]), and the composite was placed and cured. Bond strength was measured using a universal testing machine, and the final breaking force was recorded. Data were analyzed using the Kruskal-Wallis parametric test ( $\alpha = 0.05$ ).

**Results:** Two-way ANOVA results showed that both contamination type and bonding type had a significant effect on dentin bond strength, while the interaction between these two factors was not significant. The SE Bond system generally performed better than G-Premium. Among contamination types, the control group had the highest bond strength, and the group contaminated with 25% Aluminum Chloride showed the lowest.

**Conclusion:** Contamination with blood and hemostatic agents (25% aluminum chloride and 15.5% ferric sulfate) significantly reduces dentin bond strength in both SE Bond and G-Premium.

**Key words:** Dentin bonding agents; Tooth deciduous; Hemostatics; Blood.

**Received:** 29.05.2025

**Revised:** 29.08.2025

**Accepted:** 30.09.2025

**How to cite:** Rezaei F, JavadiNejad Sh, MirzaKouchaki P, Rezapour N. Evaluation of the Effect of Contamination with Blood and Homeostatic Agents on the Dentin Bond Strength of Primary Teeth. J Isfahan Dent Sch 2025; 21(3): 208-17.

## بررسی تأثیر آلودگی با خون و مواد هموستات بر استحکام باند عاج دندان های شیری

۱. دستیار تخصصی، گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران.
۲. نویسنده مسئول: استادیار، گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران.  
Email: javadinejad46@iau.ac.ir
۳. دانشیار، گروه ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران.
۴. دستیار تخصصی، گروه ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران.

- فاطمه رضایی<sup>۱</sup> 
- شهرزاد جوادی نژاد<sup>۲</sup> 
- پروین میرزا کوچکی<sup>۳</sup> 
- نگار رضاپور<sup>۴</sup> 

### چکیده

**مقدمه:** آلودگی، مشکل شایع در حین انجام ترمیم های کامپوزیت در دندانپزشکی کودکان است که باعث کاهش استحکام باند مواد ترمیمی می گردد. هدف از مطالعه ی حاضر، بررسی تأثیر آلودگی با خون و مواد هموستات بر استحکام باند عاج دندان های شیری بود.

**مواد و روش ها:** این مطالعه ی مداخله ای آزمایشگاهی، روی ۸۰ دندان شیری کشیده شده در سال ۱۳۹۹ در دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان) انجام گرفت. نمونه ها به ۴ گروه آلوده به خون، آلوده به ۲۵ Aluminum chloride درصد، آلوده به ۱۵/۵ درصد Ferric sulfate و بدون هر گونه آلودگی (گروه کنترل) تقسیم شدند و سپس هر گروه به دو زیرگروه تقسیم شد و در زیرگروه اول از SE bond و در زیر گروه دوم از bond G premium استفاده شد و سپس دندان ها با کامپوزیت ترمیم شدند. استحکام اتصال کامپوزیت به وسیله ی دستگاه تست یونیورسال آزمایش و نیروی نهایی شکست محاسبه شد. داده ها با آزمون Kruskal-Wallis تجزیه و تحلیل شدند ( $\alpha = 0/05$ ).

**یافته ها:** نتایج Two-way ANOVA نشان داد که نوع آلودگی و نوع باندینگ هر دو اثر معناداری بر استحکام باند به عاج داشتند، در حالی که تعامل بین این دو عامل معنادار نبود. سیستم SE Bond به طور کلی عملکرد بهتری نسبت به G-Premium نشان داد و در میان انواع آلودگی، گروه کنترل بالاترین میزان استحکام باند و گروه آلوده به آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد، کمترین میزان را داشت.

**نتیجه گیری:** آلودگی با خون و مواد هموستاتیک آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد و فریک سولفات ۱۵/۵ درصد باعث کاهش استحکام باند عاج دندان با هر دو باند SE bond, G premium می گردد.

**کلید واژه ها:** مواد چسبنده به عاج؛ دندان شیری؛ هموستات؛ خون.

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۷/۰۸

تاریخ اصلاح: ۱۴۰۴/۰۶/۰۷

تاریخ ارسال: ۱۴۰۴/۰۳/۰۸

استناد به مقاله: رضایی فاطمه، جوادی نژاد شهرزاد، میرزا کوچکی پروین، رضاپور نگار. بررسی تأثیر آلودگی با خون و مواد هموستات بر استحکام باند عاج دندان های شیری. مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان. ۱۴۰۴؛ ۲۱(۳): ۲۱۷-۲۰۸.

## مقدمه

استفاده از سیستم‌های باندینگ عاجی، چسبندگی مواد کامپوزیتی به عاج را افزایش می‌دهد و به طور قابل ملاحظه‌ای درزگیری لبه‌ای را بهبود می‌بخشد (۱) و عامل مؤثری برای غلبه بر تنش ناشی از انقباض پلیمریزیشن مواد ترمیمی می‌باشد (۲). عوامل داخل دهانی متفاوتی مانند رطوبت بالای دهان، مایع داخل کانال‌های عاجی، بقایای سمان‌های موقت، پوسیدگی‌های دندان‌های آلودگی ناحیه‌ی باندینگ به بزاق و خون می‌توانند کیفیت چسبندگی مواد را تحت تأثیر قرار دهند (۳، ۴).

خون، دارای درصد بالای پروتئین (حدود ۷/۶ درصد) و شامل ماکرومولکول‌هایی مانند فیبرینوژن است (۲). از طرفی چون عاج دارای خاصیت جذب پروتئین می‌باشد (۵)، در صورت آلودگی با خون، این پروتئین‌ها روی سطح عاج لایه‌ای ایجاد می‌کنند که مانع نفوذ رزین به عاج می‌شود (۲). این امر می‌تواند استحکام اتصال را ۳۰ تا ۷۰ درصد در تمامی آدهزیوها کاهش دهد (۶) و سبب کاهش مؤثر استحکام باند شود (۷). آلودگی با خون در دندانپزشکی ترمیمی اطفال، یک چالش بزرگ برای دندانپزشکان می‌باشد بخصوص وقتی نمی‌توان از رابردم برای جداسازی استفاده کرد (۸). جینجیوال مارچین، یک ناحیه‌ی پر خطر برای آلودگی با خون است زیرا در هنگام تراش دندان در اثر آسیب به لثه خونریزی ایجاد می‌شود (۹، ۱۰).

برخی از مطالعات قبلی نشان داده‌اند که آلودگی باخون در سطح عاج باعث کاهش قابل توجهی در استحکام باند در سطح مشترک عاج- رزین می‌شود (۳، ۸) و بعضی دیگر از مطالعات هیچ تغییر قابل توجهی گزارش نکردند (۱۱، ۱۲). یکی از عواملی که برای دندانپزشکان بسیار اهمیت دارد، خشک و تمیز نگه داشتن ناحیه داخل دهان از خون و ترشحات در هنگام انجام ترمیم و سایر اقدامات دندانپزشکی می‌باشد. برای رسیدن به این هدف دندانپزشکان باید از یک عامل هموستات استفاده نمایند تا بهتر به اهداف درمانی خود دست یابند. مواد هموستات با چسبندگی به بافت‌های آسیب

دیده و بستن عروق خونریزی دهنده به توقف خونریزی بافت کمک می‌کنند. مواد هموستات یکی از پرکاربردترین مواد مصرفی در مطب‌های دندانپزشکی به شمار می‌آیند (۱۳).

باند به عاج دندان با دو روش (Etch and rinse) و (Self-etch) قابل انجام است (۱۴). از آنجایی که کاهش زمان درمان نقش مهمی در مدیریت رفتار کودکان دارد، روش Self-etch بهترین تکنیک آدهزیو در دندانپزشکی اطفال در نظر گرفته می‌شود (۱۵). همچنین، سیستم‌های Universal adhesive مانند آدهزیوهای Self-etch در مواردی که دسترسی مشکل، زمان محدود یا همکاری ضعیف کودکان وجود دارد، استفاده می‌شوند.

بنابراین هدف این مطالعه، بررسی تأثیر آلودگی با خون و مواد هموستات بر استحکام باند عاج دندان‌های شیری با استفاده از دو سیستم مختلف باندینگ بود و بر اساس فرضیه‌ی صفر بین آلودگی خون و مواد هموستات با استحکام باند عاج دندان‌های شیری ارتباطی وجود ندارد.

## مواد و روش‌ها

در این مطالعه‌ی مداخله‌ای آزمایشگاهی، با کد اخلاق IR.IAU.KHUISF.REC.1402.242، ۸۰ نمونه (۱۰ نمونه در هر یک از ۸ گروه) مورد بررسی قرار گرفت. این مطالعه در سال ۱۳۹۹ در دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان) انجام شد. معیار ورود شامل دندان‌هایی بود که حداکثر سه ماه از خارج شدن آنها گذشته باشد و کاملاً سالم باشند. دندان‌های دارای هرگونه ترک، سایش، شگستگی، پوسیدگی، پرکردگی، فلوروزیس، کلسیفیکاسیون و هرگونه نقص تکاملی در تاج از مطالعه خارج شدند.

بعد از جمع‌آوری نمونه‌ها، بافت‌های نرم چسبیده به آنها با کورت (Gracy 5-6.Millennium, Sao Paulo, Brazil) تمیز شدند و سطح هر دندان با هندپیس و رابریک (Microdont. Sao Paulo, Brazil) مخصوص برساژ شدند و سپس در تیمول ۲ درصد و دمای ۴ درجه‌ی سانتی‌گراد نگهداری شدند (۱۶). سپس نمونه‌ها توسط آکريل

هوا سطح دندان را خشک کرده، سپس با استفاده از یک براش تمیز سطح دندان را به محتویات بطری دوم آغشته کرده و سپس با استفاده از (Demi, Kerr, corporation, ) و LED light cured (Orange, CA, USA, شدت نور ۱۰۰۰ (۲ mw/cm) به مدت ۲۰ ثانیه پلیمریزه شدند. در زیر گروه ۲ از (GC Corporation, Tokyo, Japan) G premium که دارای سیستم باندینگ تک مرحله‌ای Self-etch می‌باشد یعنی پرایمر و باندینگ در یک بطری قرار دارند استفاده شد. ابتدا سطح دندان را خشک کرده سپس با استفاده از براش سطح دندان را به محتویات بطری آغشته کرده، به مدت ۱۰ ثانیه صبر کرده و سپس به مدت ۵ ثانیه با بیشترین فشار هوا سطح دندان را خشک کرده و با استفاده از (Demi, LED light (Kerr corporation, Orange, CA, USA cured و شدت نور ۱۰۰۰ (۲ mw/cm) به مدت ۲۰ ثانیه پلیمریزه شدند. سپس لوله سرم (B.Braun, Melsungen, Germany) را بر روی نمونه قرار داده و با استفاده از Bulk Fill flowable (VOCO, Cuxhaven, Germany) composite resin به قطر ۲/۵ میلی‌متر و ارتفاع ۳ میلی‌متر ترمیم کرده و به مدت ۴۰ ثانیه عمود بر ترمیم پلیمریزاسیون انجام شد و سپس به مدت ۶۰ ثانیه به صورت محیطی کیور کرده تا از کیورینگ کامل اطمینان حاصل شود و با استفاده از تیغ جراحی (Jouya, Tehran, Iran) لوله سرم جدا گردید و نمونه‌ها را به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر در دمای ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد نگهداری کرده و سپس استحکام باند برشی با استفاده از (Instron, Norwood, MA, USA) Universal Testing Machine بافت‌شناسی دانشکده‌ی کشاورزی دانشگاه آزاد اسلامی اصفهان (خوراسگان) اندازه‌گیری شد. برای این کار نیروی برشی توسط تیغه‌ای به ضخامت انتهایی ۰/۵ میلی‌متر که در درون دستگاه ثابت شده است به طور عمودی و با سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه در نزدیک‌ترین فاصله ممکن به محل اتصال کامپوزیت به دندان اعمال شد و نیروی نهایی شکست توسط مانیتر در دستگاه ثبت گردید. عدد ثبت شده بر حسب

سخت‌شونده (Acropars 200, Malic, Industries Co, ) (Tehran, Iran) مانت شدند به طوری که فقط تاج دندان از بالای ناحیه CEJ از مانت بیرون بماند و سپس با استفاده از فرز Jota dental Diamond Bur834, Ruthi, ) depth cut (Switzerland) سطح دندان را تراش داده تا یک سطح مسطح از عاج دندان ایجاد گردد و سپس سطح عاج اکسپوز شده با استفاده از کاغذ سیلیکون کارباید (3M, ۶۰۰grit Maplewood, MN, USA) مسطح شد. سپس نمونه‌های آماده شده به ۴ گروه (n = ۲۰) تقسیم شدند:

گروه A: با استفاده از براش نمونه‌ها را به خون پژوهشگر آلوده کرده و به مدت ۲۰ ثانیه صبر کرده و سپس با آب به مدت ۱۰ ثانیه شسته و خشک شدند.

گروه B: ابتدا پروتکل گروه A انجام شد، سپس با استفاده از براش نمونه‌ها را به Aluminum chloride (Nik ) (Darman Asia No707, Sina Center, Tehran, Iran) ۲۵ درصد آغشته کرده به مدت ۲۰ ثانیه صبر کرده و سپس با آب به مدت ۱۰ ثانیه شسته و خشک شدند.

گروه C: ابتدا پروتکل گروه A انجام شد، سپس با استفاده از براش نمونه‌ها را به Ferric sulfate (Ultradent ) (Products, Inc, South Jordan, USA) ۱۵/۵ درصد آغشته کرده، به مدت ۲۰ ثانیه صبر کرده و سپس با آب به مدت ۱۰ ثانیه شسته و خشک شدند.

گروه D: کنترل: بدون هر گونه آلودگی بودند.

هر گروه را به دو زیر گروه (n = ۱۰) تقسیم کرده و در هر زیر گروه طبق روش زیر از ۲ نوع باند استفاده شد:

در زیرگروه ۱ از (Kuraray Noritake Dental Inc, ) Clearfil SE Bond (Tokyo, Japan) که دارای سیستم باندینگ دو مرحله‌ای Self-etch می‌باشد استفاده گردید. این باندینگ شامل دو بطری می‌باشد، که بطری اول حاوی کانیشنر و پرایمر بوده و برخلاف پرایمرهای اصلی نیازی به شستشو نداشته و بطری دوم حاوی باندینگ می‌باشد. ابتدا با استفاده از براش سطح عاج را به محتویات بطری اول آغشته کرده، ۳۰ ثانیه صبر کرده و به مدت ۵ ثانیه با کمترین فشار

به منظور بررسی آماری تفاوت‌های مشاهده شده بین گروه‌ها، از Two-way ANOVA استفاده شد. نتایج این تحلیل در جدول ۲ ارائه شده است.

بر اساس یافته‌ها، نوع آلودگی تأثیر معناداری بر استحکام باند به عاج داشت ( $\eta^2 = 242/0$ ,  $P < 001/0$ )، این اندازه اثر نسبتاً بالا نشان می‌دهد که نوع ماده‌ی آلوده‌کننده، نقش مهمی در تغییر میزان استحکام باند ایفا کرده و حدود ۲۴ درصد از واریانس کل استحکام باند را توضیح داده است. همچنین، نوع باندینگ نیز اثر معناداری بر استحکام باند نشان داد ( $\eta^2 = 085/0$ ,  $P = 012/0$ )، اندازه‌ی اثر در این مورد متوسط ارزیابی می‌شود و نشان‌دهنده‌ی این است که حدود ۵/۸ درصد از تغییرات استحکام باند مربوط به نوع سیستم باندینگ بوده است. در مقابل، اثر متقابل بین نوع آلودگی و نوع باندینگ معنادار نبود ( $\eta^2 = 006/0$ ,  $P = 925/0$ ). این بدان معناست که تغییرات مشاهده شده در اثر نوع آلودگی، مستقل از نوع باندینگ بوده و هیچ نوع آلودگی خاصی الگوی اثر نوع باند را تغییر نداده است. اندازه‌ی اثر بسیار کوچک این تعامل نیز تأکید می‌کند که این دو متغیر تقریباً هیچ سهم مشترکی در تغییرات استحکام باند نداشته و هر یک بصورت مستقل عمل کرده‌اند.

نتایج LSD post hoc test برای عامل نوع آلودگی نشان داد که میانگین استحکام باند در گروه آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد بطور معناداری کمتر از گروه‌های کنترل ( $0/001 < P$ )، آلودگی با خون ( $P = 0/026$ ) و فریک سولفات ۵/۱۵ درصد ( $P = 032/0$ ) بود. همچنین، میانگین استحکام باند در گروه کنترل نسبت به گروه خون ( $P = 0/014$ ) و گروه فریک سولفات ( $P = 0/011$ ) بطور معناداری بیشتر بود. در مقابل، تفاوت

مگاپاسکال محاسبه گردید. داده‌ها با آزمون Kruskal-Wallis تجزیه و تحلیل شدند و سطح معنی‌داری ۵ درصد در نظر گرفته شد.

### یافته‌ها

مقادیر میانگین و انحراف معیار استحکام باند (بر حسب مگاپاسکال) در ترکیب‌های مختلف از نوع آلودگی (خون، آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد، فریک سولفات ۵/۱۵ درصد و گروه کنترل) و نوع باندینگ (SE Bond و G-Premium) در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار استحکام باند عاج (مگاپاسکال) دندان‌های کانین شیری بر اساس نوع باند و نوع آلودگی

| نوع آلودگی               | نوع باندینگ      |                  |
|--------------------------|------------------|------------------|
|                          | SE Bond          | G-Premium        |
| خون                      | $10/39 \pm 2/61$ | $8/51 \pm 2/74$  |
| آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد | $8/00 \pm 1/78$  | $5/58 \pm 2/35$  |
| فریک سولفات ۵/۱۵ درصد    | $10/04 \pm 4/29$ | $8/65 \pm 2/59$  |
| کنترل                    | $13/84 \pm 6/00$ | $10/95 \pm 5/06$ |

مقادیر استحکام باند به عاج دندان کانین شیری (بر حسب مگاپاسکال) به صورت میانگین  $\pm$  انحراف معیار ارائه شده‌اند.

در گروه کنترل، بیشترین میانگین استحکام باند مشاهده شد که در باندینگ SE Bond برابر با  $84/13 \pm 00/6$  و در G-Premium برابر با  $95/10 \pm 6/5$  مگاپاسکال بود. در مقابل، کمترین مقدار میانگین مربوط به گروه آلومینیوم کلراید با باندینگ G-Premium ( $58/5 \pm 35/2$  MPa) به دست آمد. به طور کلی، در تمام شرایط آلودگی، سیستم SE Bond میانگین بالاتری نسبت به G-Premium نشان داد.

جدول ۲: نتایج تحلیل واریانس دوطرفه برای بررسی تأثیر نوع آلودگی، نوع باندینگ و تعامل آن‌ها بر استحکام باند عاج (مگاپاسکال)

| منبع تغییرات           | F      | درجات آزادی | P        | اندازه‌ی اثر |
|------------------------|--------|-------------|----------|--------------|
| نوع آلودگی             | 105/07 | (3/72)      | $<0/001$ | 0/342        |
| نوع باندینگ            | 91/96  | (1/72)      | 0/012    | 0/085        |
| تعامل آلودگی و باندینگ | 2/14   | (3/72)      | 0/925    | 0/006        |

کنترل به‌طور معناداری بیشتر از گروه‌های آلوده به آلومینیوم کلراید ( $P < 0/001$ )، خون ( $P = 0/041$ ) و فریک سولفات ( $P = 0/025$ ) بود. در مقابل بین سه گروه دارای آلودگی تفاوت معنادار مشاهده نشد ( $P > 0/05$ ). در سیستم G-Premium، استحکام باند در گروه کنترل تنها نسبت به گروه آلوده به آلومینیوم کلراید ( $P = 0/002$ ) بطور معنادار بیشتر بود و در سایر مقایسه‌ها اختلاف به سطح معناداری نرسید ( $P > 0/05$ ). این الگوی نسبتاً ثابت، با عدم معناداری آماری تعامل بین دو عامل هم‌راستا بوده و نشان می‌دهد که اگرچه تفاوت‌هایی بین گروه‌ها وجود دارد، اما جهت تغییرات در سطوح مختلف عامل دوم یکسان باقی مانده است.

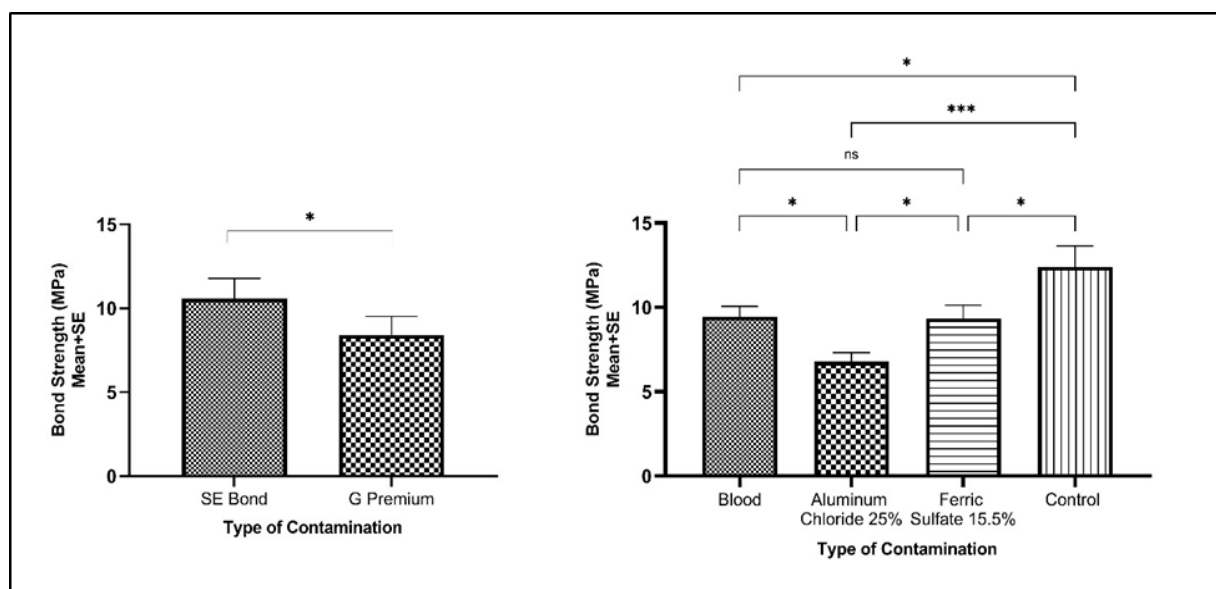
### بحث

با رد فرضیه‌ی صفر و بر اساس نتایج به دست آمده از مطالعه‌ی حاضر، آلودگی با خون و مواد هموستاتیک آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد و فریک سولفات ۱۵/۵ درصد باعث کاهش استحکام باند عاج دندان با هر دو باند SE bond و G premium گردید. آلودگی سطح آماده‌سازی شده دندان توسط بزاق،

بین گروه‌های خون و فریک سولفات از نظر آماری معنادار نبود ( $P = 0/929$ ). این یافته‌ها نشان می‌دهد که آلودگی با آلومینیوم کلراید بیشترین اثر منفی را بر استحکام باند ایجاد کرده و گروه کنترل بالاترین عملکرد را در میان انواع شرایط آلودگی داشته است (شکل ۱-راست). در مورد نوع باندینگ نیز، میانگین استحکام باند در گروه SE Bond به‌طور معناداری بالاتر از G-Premium بود ( $P = 0/012$ ) (شکل ۱-چپ).

با وجود آنکه اثر متقابل بین نوع آلودگی و نوع باندینگ از نظر آماری معنادار نبود، به منظور درک بهتر الگوی تفاوت‌ها، مقایسه‌های تکمیلی در زیرگروه‌ها انجام شد. در این تحلیل مشاهده شد در تمام شرایط آلودگی، SE Bond عملکرد بهتری از G-Premium نشان داد. اما این اختلاف در هیچ یک از شرایط آلودگی به سطح معناداری نرسید ( $P > 0/05$ ) (شکل ۲-چپ).

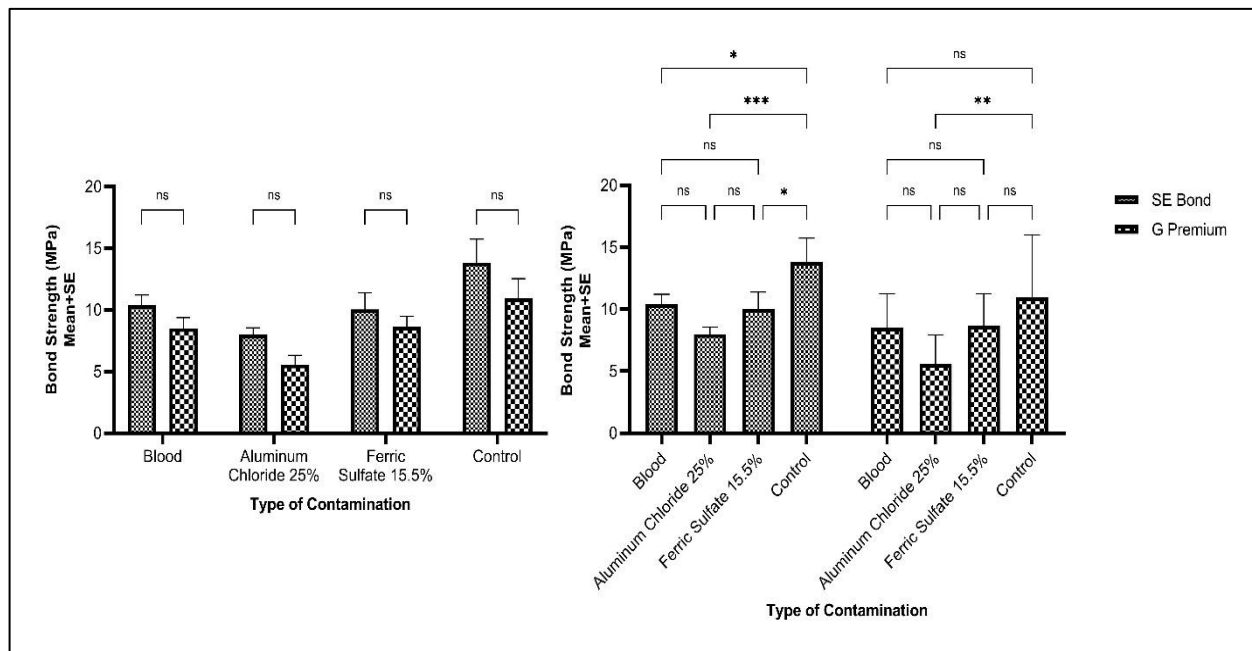
همچنین، مقایسه‌ی میانگین استحکام باند بر اساس نوع آلودگی به تفکیک نوع باندینگ (شکل ۲، راست) نشان داد که در سیستم SE Bond، تفاوت‌های معناداری بین گروه‌ها مشاهده شد؛ به‌طوری‌که میانگین استحکام باند در گروه



شکل ۱: مقایسه‌ی میانگین استحکام باند به عاج (مگاپاسکال) بر اساس نوع باندینگ (چپ) و بر اساس نوع آلودگی صرف نظر از نوع باندینگ (راست).

سطوح معنی‌داری آماری به‌صورت \*\*\*  $P < 0/001$ ، \*  $P < 0/05$  و ns تفاوت غیرمعنادار مشخص شده‌اند (آزمون تعقیبی LSD). میله‌های خطا نشان‌دهنده‌ی خطای معیار میانگین هستند.





شکل ۲: میانگین استحکام باند (مگاپاسکال) در دندان‌های کانین شیری بر اساس نوع آلودگی و نوع باندینگ

سطوح معنی‌داری آماری به صورت \*\*\*  $P < 0.001$ , \*  $P < 0.05$  و ns تفاوت غیرمعنادار مشخص شده‌اند (آزمون تعقیبی LSD). میله‌های خطا نشان‌دهنده خطای معیار میانگین هستند.

etch بهترین تکنیک باند در نظر گرفته شود (۲۷). پروتکل کاربردی کوتاه و حداقل حساسیت فنی از مزایای مهم در دندانپزشکی کودکان است (۲۸). علاوه بر این، سیستم‌های باند یونیورسال ممکن است به عنوان باندهای Self-etch در مواردی که با دسترسی دشوار، زمان محدود یا همکاری ضعیف بیمار در بیماران جوان سروکار دارند، استفاده شود. بنابراین، در این مطالعه که بر روی عاج دندان‌های شیری انجام شد، یک سیستم باندینگ Self-etch و یک سیستم باندینگ بدون اسید اچ انتخاب مناسبی در نظر گرفته شد.

در این مطالعه، از دندان‌های شیری قدامی سالم کشیده شده (به دلایل ارتودنسی) که حداکثر ۳ ماه از کشیدن آنها گذشته بود استفاده شد. در این مطالعه نتیجه‌گیری شد که آلودگی با خون و مواد هموستات آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد و فریک سولفات ۱۵/۵ درصد باعث کاهش استحکام باند عاج دندان‌های شیری با هر دو باند نسل ششم و هشتم می‌شود که این کاهش استحکام در آلودگی با آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد به طور قابل توجهی بیشتر است و همچنین در هنگام استفاده از G premium bond نسبت به SE bond در همه‌ی

خون یا مایع شیار لثه یکی از مشکلات عمده در دندانپزشکی ترمیمی است که بر موفقیت ترمیم‌های رزین کامپوزیت تأثیر منفی می‌گذارد (۱۷). آلودگی خون می‌تواند استحکام باند رزین-عاج را به طور قابل توجهی بیشتر از آلودگی بزاقی کاهش دهد (۱۸).

در حالی که برخی از مطالعات قبلی نشان داده‌اند که آلودگی روی سطح عاج باعث کاهش قابل توجهی در استحکام باند در سطح مشترک عاج و رزین می‌شود (۱۹، ۳) که علت آن را اینگونه بیان کردند که محتوای پروتئین برخی از آلاینده‌ها می‌تواند از نفوذ مونومرها به شبکه‌های کلاژن عاج اسید اچ شده جلوگیری کند و در نتیجه استحکام پیوند را کاهش دهد (۲۰، ۲۱)، مطالعات دیگر هیچ تغییر قابل توجهی پیدا نکرده‌اند (۲۲، ۲۳) که به نظر می‌رسد نوع سیستم باندینگ وزمانی که آلودگی ایجاد می‌گردد و نوع بستر و گروه خونی (خون تازه یا با داروهای ضد انعقاد) و غیره باعث ایجاد نتایج متفاوت در مطالعات مختلف گردیده است (۲۴-۲۶).

از آنجایی که کاهش زمان کنار صندلی نقش مهمی در مدیریت رفتار بیماران اطفال دارد، ممکن است باندینگ Self-

گروه‌ها شاهد استحکام باند پایین‌تری هستیم.

Kucukyilmaz و همکاران، در مطالعه‌ی خود در سال ۲۰۱۷ به بررسی تأثیر آلودگی با خون در مراحل مختلف باندینگ بر روی استحکام باند عاج دندان‌های دائمی با دو ماده‌ی باندینگ از نسل هفتم و هشتم پرداختند و به این نتیجه رسیدند که وقتی دو روش شستن و خشک کردن یا خشک کردن به تنهایی را برای از بین بردن آلودگی با خون استفاده می‌کنند استحکام باند با نمونه‌های کنترل تفاوتی ندارد (۲۹).

در مطالعه‌ی حاضر، از شستن و خشک کردن برای از بین بردن آلودگی با خون استفاده شد که باعث کاهش استحکام باند نمونه‌ها نسبت به گروه کنترل شد. نتایج مشابه در گروه‌های All-Bond Universal با گروه کنترل در مطالعه‌ی Kucukyilmaz و همکاران ممکن است به دلیل Film thickness و ویسکوزیته کم این باند باشد که به راحتی می‌توان آن را از عاج جدا کرد (۲۹) ولی در مطالعه‌ی بالا دلیل این که نتایج گروه‌ها آلوده با گروه کنترل متفاوت می‌باشد احتمالاً به این دلیل می‌باشد که با شستشو و خشک کردن نمی‌توان آلودگی‌ها را به طور کامل از بین برد.

Tanej و همکاران در مطالعه‌ی خود به این نتیجه رسیدند که آلودگی خون، تأثیر منفی شدیدی بر استحکام باند برشی با عاج دارد که همراستا با نتایج مطالعه‌ی حاضر می‌باشد (۳۰). Erdogan و همکاران در مطالعه‌ی خود به بررسی تأثیر آلودگی خون و مواد هموستاتیک ABS و Ferric sulfat بر استحکام باند عاج دندان‌های شیری پرداختند. آن‌ها تفاوت معنی‌داری بین گروه کنترل و گروه آلوده به ABS پیدا کردند ولی تفاوت معنی‌داری بین گروه کنترل و سایر گروه‌ها مشاهده نشد که با مطالعه‌ی فوق همخوانی نداشت (۳۱).

هر دو، Clearfil SE Bond و All-Bond Universal حاوی مونومرهای MDP-۱۰ هستند که از طریق پیوند یونی با کلسیم موجود در هیدروکسی آپاتیت برهمکنش شیمیایی دارند (۳۲). در Clearfil SE Bond، مونومرهای MDP هر دو بطری وجود دارد و دو بار روی دندان اعمال می‌شود.

در حالی که All-Bond Universal یک بار استفاده می‌شود. علاوه بر این پرایمر Clearfil SE Bond کمی اسیدی است و pH آن ۲ است، در حالی که All-Bond Universal دارای pH ۳/۲ است.

اسیدیته‌ی ضعیف سیستم‌های باندینگ می‌تواند توسط اثر بافری لایه اسمیر به خطر بیفتد که منجر به کاهش استحکام و دوام باند می‌شود و تصور می‌شود که سیستم‌های باندینگ با pH پایین لایه اسمیر را به طور مؤثرتری حل کرده و چسبندگی را افزایش می‌دهند (۳۳). این عوامل ممکن است دلیل این باشد که Clearfil SE Bond استحکام باند بالاتری نسبت به All-Bond Universal در همه‌ی گروه‌ها نشان می‌دهد.

از محدودیت‌های مطالعه می‌توان به جمع‌آوری دشوار دندان‌های کانین شیری سالم و هزینه‌ی بالای کارهای آزمایشگاهی اشاره نمود. در انتها پیشنهاد می‌شود، شبیه‌سازی محیط دهان و بررسی استحکام باند برشی طولانی‌مدت انجام شود. همچنین روش‌های دیگر غیر از شستشو با آب و خشک کردن در از بین بردن آلودگی مانند استفاده از الکل و هیپوکلریت سدیم و... بررسی گردد.

### نتیجه‌گیری

آلودگی با خون و مواد هموستاتیک آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد و فریک سولفات ۱۵/۵ درصد، باعث کاهش استحکام باند عاج دندان با هر دو باند SE bond و G premium می‌گردد که بیشترین کاهش استحکام باند به وسیله‌ی آلودگی با آلومینیوم کلراید ۲۵ درصد ایجاد می‌گردد و همچنین در همه‌ی نمونه‌ها SE bond نسبت به G premium استحکام باند بهتری ایجاد می‌کند هر چند اختلاف بین گروه‌ها معنی‌دار نیست. با توجه به نتایج مطالعه، شاید بتوان اینگونه نتیجه‌گیری کرد که در شرایطی که احتمال آلودگی وجود دارد استفاده از SE bond یا G premium تفاوت معنی‌داری با یکدیگر ندارند و بسته به شرایط بیمار قابل استفاده هستند. با توجه به نتایج موجود نیاز به انجام مطالعات بیشتر در این زمینه وجود دارد.



(خوراسگان)، به تصویب رسید. بدین وسیله از تمام عزیزانی که

ما را در انجام این پژوهش یاری کردند سپاسگزاریم.

این مقاله با کد ۴۷۹۱۱۳ در دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان

## References

1. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LCC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002; 33(3): 213-24.
2. Abdalla AI, Davidson CL. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am J Dent* 1998; 11(6): 281-85.
3. Kaneshima T, Yatani H, Kasai T, Watanabe EK, Yamashita A. The influence of blood contamination on bond strength between dentin and an adhesive resin cement. *Oper Dent* 2000; 25(3): 195-201.
4. Chang SW, Cho BH, Lim RY, Kyung SH, Park DS, Oh TS, et al. Effects of blood contamination on microtensile bond strength to dentin of three self-etch adhesives. *Oper Dent* 2010; 35: 330-6.
5. Pashley DH, Nelson R, Kepler EE. The effects of plasma and salivary constituents on dentin permeability. *J Dent Res* 1982; 61(8): 978-81.
6. Xie J, Powers JM, McGuckin RS. In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dent Mater* 1993; 9(5): 295-99.
7. Abdalla AI, Davidson CL. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am J Dent*. 1998; 11(6): 281-85.
8. Eiriksson SO, Pereira PN, Swift EJ, Heymann HO, Sigurdsson A. Effects of blood contamination on resin-resin bond strength. *Dent Mater* 2004; 20(2): 184-90.
9. Kuphasuk W, Harnirattisai C, Senawongse P, Tagami J. Bond strengths of two adhesive systems to dentin contaminated with a hemostatic agent. *Oper Dent* 2007; 32(4): 399-405.
10. Raffaini MS, Gomes-Silva JM, Torres-Mantovani CP, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Effect of blood contamination on the shear bond strength at resin/dentin interface in primary teeth. *Am J Dent* 2008; 21(3): 159-62.
11. Miles DA, Anderson RW, Pashley DH. Evaluation of the bond strength of dentin bonding agents used to seal resected root apices. *J Endod* 1994; 20(11): 538-41.
12. de Carvalho Mendonça EC, Vieira SN, Kawaguchi FA, Powers J, Matos AB. Influence of blood contamination on bond strength of a self-etching system. *Eur J Dent* 2010; 4(3): 280-6.
13. Tarighi P, Khoroushi M. A review on common chemical hemostatic agents in restorative dentistry. *Dent Res J (Isfahan)* 2014; 11(4): 423-8.
14. Traklyali G, Oztoprak MO. Plant extract ankaferd blood stopper effect on bond strength. *Angle Orthod* 2010; 80(3): 570-4.
15. Ebrahimi M, Janani A, Majidinia S, Sadeghi R, Shirazi AS. Are self-etch adhesives reliable for primary tooth dentin? A systematic review and meta-analysis. *J Conserv Dent* 2018; 21(3): 243-50.
16. Boruziniat A, Danaifard N, Gifani M, Hakimi N. Effect of storage media and sterilization method on shear bond strength of composite to enamel of extracted teeth. *J Dent Mater Tech* 2017; 6(3): 96-102.
17. Chang SW, Cho BH, Lim RY, Kyung SH, Park DS, Oh TS, et al. Effects of blood contamination on microtensile bond strength to dentin of three self-etch adhesives. *Oper Dent* 2010; 35(3): 330-6.
18. Raffaini MS, Gomes-Silva JM, Torres-Mantovani CP, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Effect of blood contamination on the shear bond strength at resin/dentin interface in primary teeth. *Am J Dent* 2008; 21(3): 159-62.
19. Xie J, Powers JM, McGuckin RS. In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dent Mater* 1993; 9(5): 295-9.
20. Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH. Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 1988; 67(2): 467-70.
21. Barakat MM, Powers JM. In vitro bond strength of cements to treated teeth. *Aust Dent J* 1986; 31(6): 415-9.
22. Miles DA, Anderson RW, Pashley DH. Evaluation of the bond strengths of dentin bonding agents used to seal resected root apices. *J Endod* 1994; 20(11): 538-41.
23. de Carvalho Mendonça EC, Vieira SN, Kawaguchi FA, Powers J, Matos AB. Influence of blood contamination on bond strength of a self-etching system. *Eur J Dent* 2010; 4(3): 280-6.
24. Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müßig D. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur J Orthod* 2007; 29(6): 559-63.

25. Dietrich T, Kraemer MLJ, Roulet JF. Blood contamination and dentin bonding—effect of anticoagulant in laboratory studies. *Dent Mater* 2002; 18(2): 159-62.
26. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, Schultheisz CR. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002; 23(17): 3603-8.
27. Ebrahimi M, Janani A, Majidinia S, Sadeghi R, Shirazi AS. Are self-etch adhesives reliable for primary tooth dentin? A systematic review and meta-analysis. *J Conserv Dent* 2018; 21(3): 243-50.
28. Giannini M, Makishi P, Ayres AP, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J* 2015; 26(1): 3-10.
29. Kucukyilmaz E, Celik EU, Akcay M, Yasa B. Influence of blood contamination during multimode adhesive application on the microtensile bond strength to dentin. *Niger J Clin Pract* 2017; 20(12): 1644-50.
30. Taneja S, Kumari M, Bansal S. Effect of saliva and blood contamination on the shear bond strength of fifth-, seventh-, and eighth-generation bonding agents: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2017; 20(3): 157-60.
31. Erdogan Y, Karayilmaz H, Unal M, Gungor O, Ciftci ZZ. Effects of blood contamination and hemostatic agents on bond strength in primary teeth dentin. *Niger J Clin Pract* 23(8): 1103-9.
32. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2015; 36(1): 15-26.
33. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall Jr GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 2003; 19(8): 758-6.