

## Comparing the Effect of Different Dentin Conditioners on the Microshear Bond Strength of High Viscosity Glass Ionomer Cements to Dentin

Zahra Fattah<sup>1</sup>, Zahra Jowkar<sup>2\*</sup>, Somayeh Ghafouri<sup>3</sup>, Hajar Farhadpour<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Assistant Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

<sup>2</sup>Associate Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

<sup>3</sup>Dental Student, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

Received: 10 August 2024 , Accepted: 20 November 2024

**Background:** This study aimed to evaluate the influence of using tannic acid 20% (TA) and polyacrylic acid (PAA) as dentin conditioning agents on the microshear bond strength ( $\mu$ SBS) of two types of high viscosity glass ionomer cements (HVGICs).

**Materials and Methods:** This in vitro study was conducted on 60 extracted human premolars. The occlusal enamel was removed using a high-speed handpiece under water-cooling in order to expose the dentin. A sectioning device was used to create a flat surface of superficial dentin. Samples were randomly divided into two groups (n=30) based on the type of HVGIC used: Fuji II LC CAPSULE or Equia Forte glass ionomers. The samples of each group were randomly divided into three subgroups (n=10) based on the type of surface conditioning received. Prior to applying the glass ionomer cements, the dentine was conditioned with either PAA, TA or a combination of PAA and TA. A universal testing machine was used to measure the  $\mu$ SBS of each specimen and was recorded in MPa. The mode of failure was evaluated with a stereomicroscope at  $\times 40$ . Two-way ANOVA and Tukey post-hoc tests were employed to conduct comparisons between different groups. P-value $<0/05$  was considered statistically significant.

**Results:** Two-way ANOVA revealed that there was a significant interaction between the type of utilized HVGIC and the dentin conditioning agent (P $< 0/001$ ). Pairwise comparison with Tukey's post-hoc test showed that the differences between the  $\mu$ SBS values of different groups was always statistically significant, except for the difference between groups Fuji + TA and Equia + PAA (P=0/155), and also Equia + TA and Equia + PAA + TA (P=0/09).

**Conclusion:** Applying polyacrylic acid as a dentin conditioner showed superior results compared to tannic acid in terms of  $\mu$ SBS values and improving the dentin bond performance of the tested HVGICs.

**Keywords:** Glass Ionomer Cements; Tannic acid; Microshear Bond Strength

**\*Corresponding Author:** zahrajowkar66@gmail.com

➤ **Please cite this paper as:** Fattah Z, Jowkar Z, Ghafouri S, Farhadpour H. Comparing the effect of different dentin conditioners on the microshear bond strength of high viscosity glass ionomer cements to dentin. *J Mashhad Dent Sch* 2024; 48(4):936-47.

➤ [DOI: 10.22038/jmds.2024.25207](https://doi.org/10.22038/jmds.2024.25207)



## تحلیل مقایسه ای عوامل آماده‌ساز عاج دندان‌ی بر استحکام باند میکروبرشی در سمان های گلاسی آینومر با ویسکوزیته بالا

زهرا فتاح<sup>۱</sup>، زهرا جوکار<sup>۲\*</sup>، سمیه غفوری<sup>۳</sup>، هاجر فرهادپور<sup>۱</sup>

استادیار، گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران  
دانشیار، گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران  
دانشجوی دندانپزشکی، گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۳/۵/۲۰ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۸/۳۰

### چکیده

**مقدمه:** این مطالعه به ارزیابی تأثیر اسید تانیک ۲۰٪ و اسید پلی‌اکریلیک به عنوان آماده‌ساز سطح دندان بر استحکام باند ریزبرشی دونوع سمان گلس ایونومر با ویسکوزیته بالا پرداخت.

**مواد و روش‌ها:** این مطالعه آزمایشگاهی، بر روی ۶۰ دندان پرمولار انسانی کشیده شده انجام شد. لایه مینایی سطح اکلوزال دندان‌ها با استفاده از دستگاه برش تحت سرعت بالا و با استفاده از آب برای خنک‌کردن برداشته شد تا سطحی تخت از عاج دندان سطحی تهیه شود. سپس نمونه‌ها به صورت تصادفی به دو گروه (n=30) بر اساس نوع مواد ترمیمی (Fuji II LC CAPSULE (GC, Tokyo, Japan) و Equia (Forte (GC, Tokyo, Japan) تقسیم شدند. نمونه‌های هر گروه بر اساس نوع آماده‌ساز سطح دندان به سه زیرگروه تقسیم شدند (اسید پلی‌اکریلیک (PAA)، اسید تانیک (TA) و هر دو پلی‌اکریلیک اسید و اسید تانیک). آنالیز واریانس دو عاملی و آزمون Tukey برای مقایسه استحکام باند ریزبرشی نمونه‌ها استفاده شد. ۰/۰۵+ معنا دار در نظر گرفته شد.

**یافته‌ها:** براساس آزمون ANOVA دو متغیره، تعامل بین دو عامل گلس ایونومر و آماده‌ساز سطح دندان تأثیر معناداری داشت (p<۰/۰۰۰۱). در آزمون Tukey، مقایسه گروه‌ها نشان داد که تفاوت معناداری بین گروه‌های Fuji + TA و Equia + PA (p=۰/۱۵۵) و همچنین Equia + TA و Equia + PA + TA وجود نداشت (p=۰/۰۹)، اما بین سایر گروه‌ها تفاوت معنادار وجود داشت.

**نتیجه‌گیری:** برای آماده‌ساز سطح دندان، اسید پلی‌اکریلیک در مقایسه با اسید تانیک، متوسط استحکام باند ریزبرشی بالاتری برای هر دو سمان گلس ایونومر با ویسکوزیته بالا نشان داد.

**کلمات کلیدی:** سمان گلس ایونومر، اسید تانیک، استحکام باند ریزبرشی

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۴۰۳ / دوره ۴۸ / شماره ۴: ۴۷-۹۳۶.

\* مؤلف مسؤل، نشانی: گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

## مقدمه

سمان گلس ایونومر (GIC) برای اولین بار توسط مک‌لین و ویلسون در دهه ۱۹۷۰ معرفی شد.<sup>(۱)</sup> GIC بر اساس واکنش بین پودر، حاوی ذرات کلسیم فلوروآلومینوسیلیکات و مایع که یک اسید پلی‌اکریلیک آبی یا یک کوپلیمر از پلی‌اکریلیک و اسید مالئیک یا ایتاکونیک است، ساخته شده‌اند.<sup>(۲،۳)</sup> GIC ویژگی‌های زیست‌فعال دارد و با مکانیزم‌های باند یونی به مینا و عاج دندان باند شیمیایی تشکیل می‌دهد.<sup>(۴)</sup>

GIC به دلیل ویژگی‌های مفید از جمله سمیت کم، سازگاری با بدن، چسبندگی بالا به بافت سخت دندان، کاهش انقباض و آزادسازی فلوراید، در برنامه‌های دندانپزشکی مختلف به طور گسترده استفاده می‌شود.<sup>(۲،۵)</sup> محدودیت اصلی GIC، ضعیف تر بودن خصوصیات مکانیکی آنها نسبت به رزین‌های کامپوزیت است که منجر به محدود شدن کاربردهای آنها در مناطق با تنش بالا می‌شود.<sup>(۶)</sup>

اخیراً نسل جدیدی از سمان‌های گلس ایونومر به نام سمان گلس ایونومر با ویسکوزیته بالا (HVGIC) معرفی شده است.<sup>(۷)</sup> سازگاری با بدن این سمان‌ها مشابه GIC های مرسوم است.<sup>(۸)</sup> علاوه بر مزایای GIC های مرسوم، HVGIC ها ویژگی‌های مکانیکی بهبود یافته از جمله مقاومت خمش و فشار به علاوه مقاومت در برابر سایش در برنامه‌های بالینی نشان می‌دهند.<sup>(۷،۹)</sup> این ویژگی‌ها موارد کاربرد این ماده ترمیمی را تا ترمیم‌های تحمل‌کننده استرس خلفی و کور بیلداپ گسترش داده است. اخیراً HVGIC ها به عنوان جایگزین رزین کامپوزیت و آمالگام در بازسازی دندان‌های دائمی استفاده شده‌اند.<sup>(۱۰)</sup> مطالعات قبلی نشان دهنده کاربردهای بالینی موفق HVGIC در

ترمیم‌های کلاس I و کلاس II است.<sup>(۱۱،۱۲،۱۳)</sup> این مواد به عنوان ماده ترمیمی برای ترمیم‌های تحمل‌کننده استرس خلفی و کور بیلداپ به بازار عرضه شده است.<sup>(۱۴)</sup> برای افزایش چسبندگی HVGIC به سطوح عاجی، روش‌های مختلف از جمله اسید پلی‌اکریلیک و اسید فسفریک در غلظت‌های مختلف به عنوان آماده‌سازی سطح برای HVGIC ها بررسی شده‌اند.<sup>(۱۵)</sup>

اخیراً اسید تانیک (TA)، یک آنتی‌اکسیدان استفاده شده در دندانپزشکی، به عنوان آماده‌سازی سطح برای GIC ها استفاده شده است. TA نمونه تجاری تانیک است که نوعی پلی‌فنول با اسیدیته ضعیف است.<sup>(۱۶)</sup> این آنتی‌اکسیدان پیوندی را به گروه آمیدی کلاژن از طریق پیوندهای هیدروژنی نشان داده است.<sup>(۱۷)</sup> چنین خصوصیات پیوندی، پایداری الیاف کلاژن را بهبود می‌بخشد و مقاومت آن‌ها را در برابر ماتریکس متالوپروتئیناز عاج دندان افزایش داده است.<sup>(۱۷،۱۸)</sup> TA همچنین تخلخل سطحی عاج دندان را بهبود می‌بخشد و بخشی از اسمیرلایر را حذف می‌کند.<sup>(۱۸)</sup> خصوصیات پیوند TA به HVGIC ها تاکنون مورد مطالعه قرار نگرفته است. هدف این مطالعه ارزیابی استحکام باند ریزبرشی دو نوع سمان گلس ایونومر با ویسکوزیته بالا Fuji II LC CAPSULE (GC, Tokyo, Japan) و Equia Forte (GC, Tokyo, Japan) به سطح عاج دندان با دو نوع آماده‌سازی سطح عاج دندان (اسید تانیک و اسید پلی‌اکریلیک) بود. فرض صفر این مطالعه بدین صورت بود که نوع GIC بر استحکام باند ریزبرشی بین GIC و سطح عاج دندان تأثیر ندارد. همچنین استحکام باند ریزبرشی انواع مختلف GIC پس از استفاده از روش‌های مختلف آماده‌سازی سطح عاج دندان برای حذف اسمیرلایر مشابه می‌باشد.

**مواد و روش‌ها**

اسید پلی‌اکریلیک (PAA) و اسید تانیک (TA) همچنین به عنوان آماده‌سازی سطح عاج استفاده شده‌اند. جدول ۲ جزئیات بیشتری را ارائه می‌دهد.

GIC های استفاده شده در این مطالعه Fuji II LC به عنوان یک GIC لایت کیور و Equia Forte به عنوان یک HVGIC بودند. جزئیات بیشتر در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱: مواد ترمیمی مورد استفاده در این مطالعه

| نام تجاری / تولید کننده | ترکیب   | تولید کننده      |
|-------------------------|---|------------------|
| Fuji II LC              | ۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات (HEMA)،<br>اورتان دی متاکریلات (UDMA)،<br>اسید پلی‌اکریلیک،<br>شیشه فلئوروآلومینیوم سیلیکات،<br>آب مقطر | GC, Tokyo, Japan |
| Equia Forte Fil         | پودر: گلس فلئوروآلومینوسیلیکات، پلی‌اکریلیک اسید،<br>اکسید آهن<br>مایع: کربوکسیلیک اسید پلی‌بازیک، آب                             | GC, Tokyo, Japan |

جدول ۲: آماده‌سازی های عاج مورد مطالعه در این روش

| برند/سازنده      | تولید کننده  | روش استفاده  |
|------------------|--|--|
| پودر اسید تانیک  | Sigma-Aldrich Corporation,<br>St. Louis, Missouri, USA | - به مدت ۱ دقیقه با میکرو برس استفاده کنید<br>- با اسپری آب به مدت ۱۵ ثانیه و اسپری هوا به مدت ۱۵ ثانیه<br>دیگر شستشو دهید. خشک نکنید  |
| اسید پلی‌اکریلیک | GC, Tokyo, Japan                                       | - به مدت ۱۰ ثانیه توسط میکرو برس اعمال شود<br>- با اسپری آب به مدت ۱۵ ثانیه و اسپری هوا به مدت ۱۵ ثانیه<br>دیگر شستشو دهید. خشک نکنید. |

انداخته شدند. دندان‌ها در محلول کلرآمین ۰/۵٪ در دمای ۴ درجه سانتی‌گراد حداکثر ۲ هفته قبل از استفاده نگهداری شدند.

پس از تمیز کردن دندان‌ها، سطح دندان با استفاده از یک فرز الماسی (Dia. Tessin, Gordevio, Switzerland) و یک هندپیس با سرعت بالا و خنک‌کننده آب برش داده شد

پس از دریافت تأییدیه از کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی شیراز (R.SUMS.DENTAL.REC.1400.093)، نمونه‌ها از ۶۰ دندان پرمولار کشیده شده برای مطالعه تهیه شدند. در بررسی‌های استریومیکروسکوپی (Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) با بزرگنمایی ۲۰ برابری، دندان‌هایی که تاج آنها شکسته یا ترک خورده بود، دور

محلول TA با غلظت ۲۰٪ با حل کردن ۰/۲ گرم پودر TA در ۱۰۰ میلی‌لیتر آب مقطر به عنوان حلال تهیه شد. طراحی آزمایش این مطالعه در جدول ۳ نمایش داده شده است. در این مطالعه، دندان‌ها به صورت تصادفی به دو گروه تقسیم شدند. هر گروه شامل ۳۰ دندان بود که بر اساس نوع ماده بازسازی‌کننده مورد استفاده، گلس ایونومر Fuji II LC یا Equia Forte متفاوت بود. سپس نمونه‌های این دو گروه به صورت تصادفی به سه زیرگروه تقسیم شدند. هر زیرگروه شامل ۱۰ دندان بود (n=10)

تا عاج دندان اکسپوز شود. سطح تمام نمونه‌ها با استفاده از کاغذ سیلیکون کارباید ۴۰۰، ۶۰۰ و ۸۰۰ گریت تحت آب جاری تا سطح عاج صاف دندان آماده و هرگونه خشونت سطحی حذف شد. هر دندان در رزین آکرلیک سلف کیور (Acropars, Marlik Co., Tehran, Iran) در یک قالب به شکل مکعب به ابعاد ۲۵ × ۲۵ × ۲۵ میلی‌متر مکعب قرار گرفت. ریشه هر دندان به صورت عمودی در وسط بلوک رزین آکرلیک با محور طولی خود در راستای عاج دندان مسطح شده قرار گرفت به طوری که قسمت تاج بالای بلوک کمی بالاتر از CEJ قرار گیرد.

جدول ۳: گروه‌های مختلف آزمایش

| گروه | زیرگروه | تعداد | سیمان گلس ایونومر | ماده آماده ساز عاج |
|------|---------|-------|-------------------|--------------------|
| ۱    | 1a      | ۱۰    | Fuji II LC        | PAA                |
|      | 1b      | ۱۰    | Fuji II LC        | TA                 |
|      | 1c      | ۱۰    | Fuji II LC        | PAA + TA           |
| ۲    | 2a      | ۱۰    | Equia Forte       | PAA                |
|      | 2b      | ۱۰    | Equia Forte       | TA                 |
|      | 2c      | ۱۰    | Equia Forte       | PAA + TA           |

(BISCO, Schaumburg, IL, USA) براساس دستورالعمل تولید کننده پلیمریزه شد.

در زیرگروه دوم (Fuji II LC + TA) (1b)، تمام مراحل همانند زیرگروه ۱ بود با این تفاوت که آماده سازی سطح عاج دندان با استفاده از ۲۰٪ TA روی نمونه‌ها با استفاده از میکروبراش به مدت ۱ دقیقه انجام شد.

در زیرگروه سوم (Fuji II LC + PAA + TA) (1c)، ابتدا تانیک اسید و سپس اسید پلی‌اکریلیک به عنوان آماده سازی سطح عاج دندان استفاده شد. اسید پلی‌اکریلیک به مدت ۱۰ ثانیه روی نمونه‌ها با استفاده از میکروبراش راب شد و سپس نمونه با پوار آب به مدت ۱۵ ثانیه شستشو داده شد.

در زیرگروه اول (Fuji II LC + PAA) (1a)، نمونه‌ها به مدت ۱۰ ثانیه با استفاده از محلول PAA با میکروبراش آماده سازی شدند و سپس به مدت ۱۵ ثانیه با اسپری آب و سپس ۱۵ ثانیه با اسپری هوا شستشو داده شدند.

پس از آماده سازی دنتین، لوله‌های Tygon (R-3603، Norton Performance Plastic، Cleveland، OH) با ارتفاع ۰/۵ میلی‌متر و قطر ۰/۷ میلی‌متر بر روی سطح نصب شدند. کپسول گلس ایونومر Fuji II LC با استفاده از آمالگاماتور با نرخ تریتوراسیون ۴۲۰۰ دور در دقیقه به مدت ۱۰ ثانیه مطابق توصیه‌های تولید کننده تهیه شد. GIC آماده شده در لوله‌ها قرار داده و به مدت ۲۰ ثانیه با استفاده از LED

(Oberkochen, Germany) با بزرگنمایی ۴۰ برابر بررسی شد. انواع شکست به شرح زیر دسته‌بندی شدند:

(A) شکست ادهزیو: شکست بین HVGIC با سطح دنتین،  
 (B) شکست کوهریو: درون HVGIC و یا شکست داخل عاج،  
 (C) شکست ترکیبی: ترکیبی از شکست چسبنده و شکست کوهریو.

نرم افزار SPSS نسخه ۱۷ (SPSS Inc. , Chigago, IL, USA) برای انجام تجزیه و تحلیل‌های آماری استفاده شد. آنالیز واریانس دو عاملی (ANOVA) برای مطالعه تأثیرات دو عامل اصلی؛ یعنی نوع گلس ایونومرها و نوع آماده سازی سطح عاج دندان استفاده شد. تجزیه و تحلیل زیرگروه‌ها با استفاده از آزمون Tukey HSD پس از ANOVA انجام شد. نتایج با مقادیر p کمتر یا مساوی با ۰/۰۵ به عنوان معناداری آماری در نظر گرفته شد.

#### یافته‌ها

مقادیر میانگین و انحراف معیار گروه‌های آزمایش در جدول ۴ گزارش شده است. طبق نتایج آزمون ANOVA دو متغیره، آماده سازی سطح عاج دندان و GICs تأثیر معناداری بر  $\mu$ SBS داشتند ( $P=0/015$ ). همچنین، تعامل بین این دو عامل (GICs و آماده سازی سطح عاج) تأثیر معناداری داشت. ( $P < 0/0001$ )

پس از آن، 20% TA برای ۱ دقیقه به کار رفت و تمام مراحل همانند زیرگروه ۱ پیگیری شد.

در گروه دوم، از کپسول Equia Forte Fil glass ionomer استفاده شد، اما تمام مراحل آماده سازی سطح همانند گروه اول انجام شد. کپسول Equia Forte Fil به صورت مکانیکی با استفاده از آمالگاماتور با نرخ تریتوراسیون ۴۲۰۰ دور در دقیقه به مدت ۱۰ ثانیه طبق توصیه‌های شرکت تولید کننده تهیه شد، سپس در لوله‌ها قرار داده شد. روی کپسول Equia Forte Fil، نوار ماتریکس مایلر قرار داده شد و با استفاده از یک اسلب شیشه ای اطمینان حاصل شد که سطح نمونه صاف است. سپس Equia Forte Coat پس از ست شدن روی همه سطوح Equia Forte Fil قرار داده و به مدت ۱۰ ثانیه با استفاده از LED (BISCO, Schaumburg, IL, USA) کیور شد.

پس از آماده سازی، هر نمونه به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر در دمای اتاق نگهداری شد. برای برش و حذف لوله های اطراف GICs، از تیغ جراحی استفاده شد. پس از آن، استحکام باند ریز برشی ( $\mu$ SBS) با استفاده از دستگاه تست یونیورسال (Instron, Zwick Roell, Ulm, Germany) با سرعت ثابت ۱ mm/min، اندازه‌گیری شد.  $\mu$ SBS به نیوتن (N) اندازه گیری و به مگاپاسکال (MPa) ثبت شد.

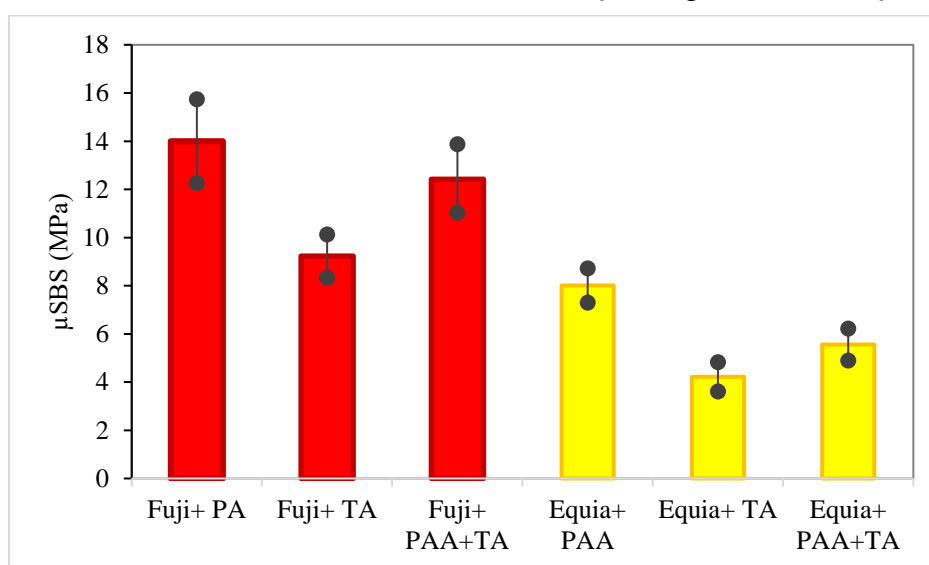
پس از اندازه گیری  $\mu$ SBS، انواع شکست نمونه‌ها با استفاده از یک استریومیکروسکوپ (Carl Zeiss Inc.,

جدول ۴: میانگین و انحراف معیار استحکام باند بر حسب نوع ماده آماده سازی و گروه های آزمایشی

| اسید پلی اکریلیک + اسید انیک (MPa) | اسید تانیک (MPa) | اسید پلی اکریلیک (MPa) |                 |
|------------------------------------|------------------|------------------------|-----------------|
| ۱۲/۴۲ ± ۱/۴۵ A,c                   | ۹/۲۳ ± ۰/۹۰ A,b  | ۱۴/۳۸ ± ۱/۷۴ A,a       | Fuji II LC      |
| ۵/۵۶ ± ۰/۶۶ B,b                    | ۴/۲۲ ± ۰/۶۱ B,b  | ۸/۰۱ ± ۰/۷۱ B,a        | Equia Forte Fil |

Forte داشتند. همچنین، میانگین بالاتر  $\mu$ SBS برای گروه‌های استفاده کننده از اسید پلی‌اکریلیک به عنوان آماده سازی سطح نسبت به گروه‌هایی که TA استفاده کردند به دست آمد. بنابراین، همانطور که در شکل ۱ نشان داده شده است، گروه (Fuji+PAA)1a بالاترین (با میانگینی معادل  $14/38$  MPa) و گروه 2b (Equia+TA) پایین‌ترین  $\mu$ SBS را داشت (با میانگینی معادل  $4/22$  MPa).

در مقایسه دو به دو گروه‌ها در آزمون Tukey، تفاوت معناداری بین گروه‌های زیر وجود نداشت: 1b در مقابل با 2a ( $p = 0/155$ )، و همچنین 2b در مقابل 2c ( $p = 0/09$ ). با این حال، تفاوت معناداری بین سایر گروه‌ها وجود داشت (مقادیر p بین گروه‌های 1a و 1c ( $p = 0/003$ ) و برای سایر گروه‌ها،  $p < 0/0001$  می باشد) به طور کلی، گروه‌های استفاده کننده از Fuji II LC میانگین  $\mu$ SBS بالاتری نسبت به گلس ایونومر Equia



شکل ۱: میانگین  $\pm$  انحراف معیار مقادیر  $\mu$ SBS زیر گروه‌های مختلف

گروه Equia Forte بالاترین تعداد شکست‌های آدهزیو را نشان داد که نشان دهنده کیفیت پایین سطح تماس باند است.

تجزیه و تحلیل انواع شکست در جدول ۵ نشان داده شده است. در گروه Fuji II LC، تعداد کمتری از شکست‌های آدهزیو مشاهده شد و بیشتر شکست‌ها کوهزیو بودند، که با مقادیر بالاتر  $\mu$ SBS به دست آمده سازگار است.

جدول ۵: انواع شکست (%) گروه‌ها، پس از آزمایش ریزبرش

| Equia Forte |          | Fuji II LC |        |          | انواع شکست |        |
|-------------|----------|------------|--------|----------|------------|--------|
| PAA+TA      | TA       | PAA        | PAA+TA | TA       |            | PAA    |
| ۷ (۷۰/۰)    | ۸ (۸۰/۰) | ۶ (۶۰/۰)   | ۲ (۲۰) | ۳ (۳۰/۰) | ۱ (۱۰/۰)   | آدهزیو |
| ۱ (۱۰/۰)    | ۰ (۰/۰)  | ۱ (۱۰/۰)   | ۵ (۵۰) | ۴ (۴۰/۰) | ۷ (۷۰/۰)   | کوهزیو |
| ۲ (۲۰/۰)    | ۲ (۲۰/۰) | ۳ (۳۰/۰)   | ۳ (۳۰) | ۳ (۳۰/۰) | ۲ (۲۰/۰)   | ترکیبی |

## بحث

در یک مطالعه مشابه، Fuji II LC مقدار  $\mu$ SBS بالاتری نسبت به Equia Forte Fil و Fuji BULK نشان داد که نتایج مطالعه ما را تأیید می‌کند.<sup>(۲۲)</sup> در یک مطالعه دیگر درباره تأثیر ضخامت اسمیر لایر بر استحکام باند عاج، نشان داده شده است که استحکام باند به نوع GIC و استفاده از آماده سازی سطح وابسته است؛ یعنی Equia Forte مقدار  $\mu$ SBS قابل توجه کمتری نسبت به Fuji II LC، با یا بدون آماده سازی سطح داشت.<sup>(۲۳)</sup> اگرچه این مطالعه  $\mu$ SBS را بررسی نکرده بود و بنابراین در این زمینه با مطالعه ما تفاوت دارد، نتایج  $\mu$ TBS آنها با نتایج ما همخوانی دارد و آن را تأیید می‌کند.<sup>(۲۳)</sup>

ممکن است چند دلیل برای مقاومت بالاتر Fuji II LC نسبت به Equia Forte Fil وجود داشته باشد. یک دلیل احتمالی این یافته‌ها، نرخ مختلف جذب روی سطح عاج دندان و واکنش پلیمریزاسیون در RMGIC می‌باشد.<sup>(۲۲)</sup> تبادل یون در ابتدا با تابش نور و شروع واکنش پلیمریزاسیون با واکنش‌های کراس لینک روی سطح عاج دندان افزایش می‌یابد و در نتیجه لایه جذب شده قوی‌تری روی عاج دندان شکل می‌گیرد. همچنین، پلیمریزاسیون رادیکال آزاد با واکنش‌های تقاطعی داخلی در ماده القا می‌شود.<sup>(۲۲)</sup> بنابراین، در RMGIC، اتصال ثانویه بین پلیمرها دیده می‌شود که از کراس لینک کاتیون‌ها با گروه‌های کاربوکسیل جلوگیری خواهد کرد. به عبارت دیگر، CGIC حاوی تعداد کمی از گروه‌های کاربوکسیل است که سبب کاهش نرخ جذب روی سطح عاج دندان می‌شود.<sup>(۲۲)</sup> دلیل دیگر برای استحکام باند بالاتر Fuji II LC، وجود حجم کمتری از مونومرها ی رزینی مانند هیدروکسی‌اتیل متاکریلات است.<sup>(۲۳)</sup> چنین مونومرهایی با نفوذ به عاج زیر یک لایه اسمیر ضخیم و افزایش میل ترکیبی به فیبریل‌های

در این مطالعه آزمایشگاهی، استحکام باند میکروبرشی ( $\mu$ SBS) دو نوع گلس ایونومر (Fuji II LC و Equia Forte) به عاج دندان پس از استفاده از اسید تانیک و اسید پلی‌اکریلیک برای آماده سازی سطح عاج، مورد بررسی قرار گرفت. طبق نتایج به دست آمده، فرضیه صفر اول پذیرفته نشد؛ یعنی نوع گلس ایونومر تأثیر معناداری بر مقدار  $\mu$ SBS داشت، به طوری که Fuji II LC مقدار استحکام باند ریز برشی بسیار چشمگیری نسبت به گلس ایونومر Equia Forte نشان داد.

Fuji II LC یک سمان گلس ایونومر مدیفای شده با رزین (RMGIC) است که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت. RMGIC‌ها نشان داده‌اند که دارای استحکام باند بالاتر به عاج دندان نسبت به GIC‌های سنتی هستند.<sup>(۱۹)</sup> تصاویر SEM نشان داد که تگ‌ها در رابطه دنتین سمان به دلیل نفوذ پلیمر RMGIC به توپول‌های دنتینی شکل گرفته است.<sup>(۱۹)</sup> این مشاهدات ممکن است به دلیل مکانیسم‌های چسبندگی دوگانه در RMGIC‌ها و تشکیل هیدروکسی‌اتیل متاکریلات (HEAM)، به عنوان جزء رزینی، با توان مرطوب کنندگی بالاتر باشد.<sup>(۲۰)</sup>

Equia Forte یک سمان گلس ایونومر با ویسکوزیته بالا (HVGIC) است که در این مطالعه استفاده شده است. HVGIC‌ها شامل اسید پلی‌اکریلیک بدون آب با وزن مولکولی بالا و ذرات فایرگلاس هستند. آنها همچنین نسبت پودر به مایع بالا دارند که خصوصیات فیزیومکانیکی آنها از جمله مقاومت فشاری، مقاومت در برابر سایش و استفاده آسان را بهبود می‌بخشد.<sup>(۱۴)</sup> علاوه بر این، آنها نشان داده‌اند که زیست سازگاری بهینه دارند و هیچ انقباض پلیمریزاسیون ندارند.<sup>(۲۰)</sup>



ساختار دندان و گلاس آیونومر به صورت نزدیک به یکدیگر چسبیده باشند.<sup>(۲۴)</sup>

مطالعه ما نشان داد که در هر دو گروه Fuji II LC و Equia Forte، استفاده از اسید پلی‌اکریلیک به تنهایی باعث افزایش  $\mu$ SBS نسبت به استفاده از تانیک اسید شد. اسید پلی‌اکریلیک به عنوان یک آماده سازی سطح عاج دندان بطورگسترده‌ای قبل از استفاده از سمان گلس آیونومر استفاده می‌شود، زیرا قادر است سطح عاج دندان را بدون نیاز به باز کردن کامل توبول‌های عاج دندان تمیز کند.<sup>(۲۵)</sup> یک توضیح برای این نتایج ممکن است این باشد که احتمالاً اسمیر لایر را برداشته و عاج دندان زیرین به صورت سطحی دمنیرالیزه می‌شود. این ممکن است منجر به ایجاد منطقه غنی از کلاژن شود که به علت نفوذ سمان، یک کمپلکس هیبرید شده ایجاد شود. طبق مطالعه Glasspoole و همکاران<sup>(۲۶)</sup>، استفاده از ۱۰٪ اسید پلی‌اکریلیک بر روی سطح مینا به مدت ۲۰ ثانیه، استحکام باند را در Fuji II LC افزایش می‌دهد که نتایج مطالعه ما را تأیید می‌کند. با این حال، تولید کننده Fuji II LC توصیه کرده است که آماده سازی سطح عاج دندان با اسید پلی‌اکریلیک انجام شود. در مورد RMGI آماده سازی با پلی‌اکریلیک اسید و شست و شوی آن قبل از کاربرد ماده انجام می‌شود که منجر به دمنیرالیزاسیون پارسیل و برداشت اسمیرلایر می‌شود. مرطوب سازی عاج توسط HEMA و تولید تخلخل در سوبستراهای مختلف، باند شیمیایی یا میکرومکانیکی را بهبود می‌بخشد.<sup>(۲۷)</sup>

تانیک اسید یک نوع خاص از تانین است، که یک نوع پلی‌فنول و به عنوان یک اسید ضعیف شناخته می‌شود. خصوصیات زیست سازگاری برجسته و خواص آنتی‌اکسیدانی، آن را برای کاربردهای دندان‌ی مانند

کلاژن، چسبندگی میکرومکانیکی و هیبریداسیون را افزایش می‌دهند.<sup>(۲۳)</sup> دلیل دیگر این است که RMGIC حاوی مقدار بیشتری مونومر رزین (۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات؛ HEMA) با ماهیت آبدوست است که می‌تواند توانایی مرطوب کنندگی بیشتر و استحکام شکست بالاتری را ارائه دهد که منجر به چسبندگی میکرومکانیکی و شیمیایی بهتر به عاج در مقایسه با CGIC می‌شود.<sup>(۲۳)</sup> با توجه به نتایج به دست آمده،  $\mu$ SBS گلاس آیونومر Equia Forte به عنوان HVGIC در همه گروه‌ها، صرف نظر از نوع ماده آماده سازی سطح، به طور معنی‌داری کمتر از Fuji II LC به عنوان RMGIC بود.

فرضیه صفر دوم این پژوهش رد می‌شود. یعنی استحکام باند میکروبرشی انواع مختلف سمان گلاس آیونومر پس از استفاده از انواع مختلف نرم کننده عاج برای برداشتن لایه اسمیر مشابه hsj. مطالعه حاضر دو GIC شامل Fuji II (RMGIC) و LC (HVGIC) Equia Forte و مواد آماده ساز سطح شامل پلی‌اکریلیک اسید و تانیک اسید را بررسی کرد. با توجه به نتایج به دست آمده از این مطالعه، گروه‌هایی که از اسید پلی‌اکریلیک به عنوان آماده سازی سطح استفاده کردند، میانگین بالاتری از استحکام باند میکروبرشی نسبت به گروه‌هایی که از تانیک اسید استفاده کردند، داشتند. سمان گلاس آیونومر هم با مینا و هم با عاج دندان ارتباطات مکانیکی و شیمیایی برقرار می‌کند.<sup>(۲۴)</sup> گروه‌های هیدروفیلیک گروه‌های کربوکسیل موجود در سمان، به مرطوب شوندگی بیشتر سطح عاج دندان کمک می‌کنند و باعث ایجاد باند هیدروژنی بین دو سطح می‌شوند. این تعامل همچنین منجر به تبادل یونها، مانند یون‌های کلسیم با یون‌های فسفات بین آن‌ها می‌شود.<sup>(۲۴)</sup> برای رسیدن به چسبندگی مناسب، ضروری است که

عاج و مینا مورد استفاده قرار می‌گیرد.<sup>(۲۸)</sup> طبق مطالعات ما، استفاده از TA همراه با اسید پلی‌اکریلیک منجر به کاهش قابل توجه در قدرت چسبندگی نسبت به استفاده تنها از پلی‌اکریلیک است که ممکن است به علت خصوصیت TA در کاهش قدرت باند ناشی از پلی‌اکریلیک باشد. با این حال، استفاده همزمان از دو ماده نسبت به TA تنها قدرت چسبندگی بالاتری را نشان می‌دهد. مطالعات ما نشان داد که استفاده از TA بر روی بهبود قدرت باند سمان GIC به دندان هیچ تاثیری ندارد در حالی که استفاده از پلی‌اکریلیک، اثر قابل توجهی روی  $\mu$ SBS دارد. یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که Fuji II LC ممکن است برای کاربردهای نیازمند مقاومت بالاتر در برابر شکستگی مناسب‌تر باشد. علاوه بر این، عملکرد برتر اسید پلی‌اکریلیک به عنوان یک آماده سازی سطح نسبت به اسید تانیک، حمایت بیشتر از این موضوع را دارد که عامل آماده سازی سطح می‌تواند بر استحکام باند تأثیرگذار باشد.

محدودیت‌هایی برای این مطالعه وجود دارد. به عنوان مثال استحکام باند بلندمدت در این مطالعه ارزیابی نشده است. علاوه بر این، بهتر است به مقادیر استحکام باند، توجه شود. بنابراین، انجام مطالعات بالینی بلندمدت توصیه می‌شود تا موفقیت روش‌های درمانی را تأیید کند. شبیه‌سازی تمام جوانب بالینی در مطالعات آزمایشگاهی امکان‌پذیر نیست و بنابراین، نیاز به آزمایش‌های بالینی بیشتر در آینده برای پیش‌بینی رفتار بالینی وجود دارد.

### نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج این مطالعه، می‌توان گفت که انتخاب نوع گلس آیونومر و شرایط آماده‌سازی سطح عاج دندان به طور قابل توجهی بر استحکام باند میکروبرشی ( $\mu$ SBS) تأثیر می‌گذارد Fuji II LC. یک گلس آیونومر اصلاح شده با

آماده سازی سطحی برای حذف لایه‌های اسمیرمناسب می‌کند.<sup>(۲۸)</sup> استفاده از ترکیبات ماتریس دندان‌تائیک اسید به منظور افزایش خواص مکانیکی عاج، مهار تجزیه آنزیمی و بهبود اتصال رزین-دندان شناخته شده است، که این امر آن را به یک ابزار ارزشمند در مهندسی بافت و استراتژی‌های بایومیمتیک در دندانپزشکی تبدیل می‌کند.<sup>(۲۹)</sup> TA منجر به افزایش سفتی کلاژن از طریق پلی‌پروپیلن کراس-لینکینگ و باند هیدروژنی می‌شود.<sup>(۲۹)</sup> اثرات دیگر این اسید در حذف جزئی لایه‌های اسمیر است که باعث بهبود تخلخل سطح عاجی تحت آماده سازی با TA می‌شود. این تاثیر در تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) سطوح گزارش شده در برخی مطالعات قبلی مشاهده شده است.<sup>(۳۱،۳۰)</sup>

مطالعات ما نشان داد که بدون توجه به نوع مواد ترمیمی، TA باعث کاهش قابل ملاحظه‌ای در استحکام باند میکروبرشی نسبت به اسید پلی‌اکریلیک می‌شود. همچنین، استفاده از TA در ابتدا و سپس اسید پلی‌اکریلیک در گروه Fuji II LC، نسبت به استفاده تنها از تانیک اسید، مقادیر استحکام باند بالاتری نشان داد. در استحکام باند گروه Equia Forte، استفاده همزمان از اسید پلی‌اکریلیک و تانیک اسید نسبت به تانیک اسید تنها بالاتر بود، اما این تفاوت معنادار نبود. یک ویژگی در TA که ممکن است باعث ضعف قابل توجه استحکام باند آن نسبت به اسید پلی‌اکریلیک شود، این است که پیوندهای هیدروژنی که به طور بالقوه می‌توانند توسط TA القا شوند ضعیف تر در نظر گرفته می‌شوند و می‌توانند به راحتی شکسته شوند.<sup>(۱۸)</sup>

TA قبلاً به عنوان عامل حذف لایه‌های اسمیر پیشنهاد شده بود.<sup>(۳۳،۱۸)</sup> آماده سازی های سطحی دندان مانند TA و اسید پلی‌اکریلیک برای حذف دبری ها، حذف لایه‌های اسمیر، دمنیرالیزاسیون جزئی، و افزایش تخلخل در سطوح

### تشکر و قدردانی

این تحقیق توسط دانشگاه علوم پزشکی شیراز پشتیبانی شده است. نویسندگان تأیید می‌کنند که هیچ تضاد منافع وجود ندارد و این فقط یک کمک هزینه تحصیلی است.

رزین (RMGIC)، در مقایسه با Equia Forte، نشان داد که  $\mu$ SBS بالاتری دارد. علاوه بر این، استفاده از اسید پلی آکرلیک به عنوان آماده‌سازی سطح عاج دندان باعث افزایش  $\mu$ SBS نسبت به استفاده از تانیک اسید شد.

### تضاد منافع

هیچ تضاد منافی وجود ندارد.

### منابع

1. Wilson AD, Kent BE, Clinton D, Miller RP. The formation and microstructure of dental silicate cements. *J Mater Sci* 1972; 7(2): 220-38.
2. Mir F, Ramazani N, Rostami Shahroudi F. Effects of Topical Fluoride on the Marginal Microleakage of Composite Resin and Resin-Modified Glass Ionomer Restorations in Primary Molars: An In-vitro Study. *J Mashhad Dent Sch* 2017; 41(4): 357-66.
3. Khaghani M, Doostmohammadi A. A Comparative Study of Bioactivity and Mechanical Properties of Micro and Nano Dental Glass Ionomer Cement Particles, *J Mashhad Dent Sch* 2014; 38(3): 201-10.
4. Masaeli R, Abdollahi M. Evaluation of the Addition of Chitosan and Nanoparticles of Titanium Dioxide on the Shear Bond Strength of Glass Ionomer Cement. *J Mashhad Dent Sch* 2020; 44(4): 397-407.
5. Knight GM. The benefits and limitations of glass-ionomer cements and their use in contemporary dentistry. In: Sidhu SK. *Glass-ionomers in Dentistry*. 1<sup>st</sup> ed. Heidelberg: Springer; 2016 P. 57-79.
6. Rodrigues DS, Buciumeanu M, Martinelli AE, Nascimento RM, Henriques B, Silva FS, et al. Mechanical strength and wear of dental glass-ionomer and resin composites affected by porosity and chemical composition. *J Bio Tribo Corros* 2015; 1(3): 1-9.
7. Francois P, Vennat E, Le Goff S, Ruscassier N, Attal JP, Dursun E. Shear bond strength and interface analysis between a resin composite and a recent high-viscous glass ionomer cement bonded with various adhesive systems. *Clin Oral Investig* 2019; 23(6): 2599-608
8. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Aybala-Oktay E, Çetinkaya S, Erdem O. Investigation of water sorption and aluminum releases from high viscosity and resin modified glass ionomer. *J Clin Exp Dent* 2020; 12(9): e844.
9. Lazaridou D, Belli R, Krämer N, and Petschelt A, Lohbauer U. Dental materials for primary dentition: are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. *Eur Arch Paediatr Dent* 2015; 16(2): 165-72.
10. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *J Funct Biomater* 2016; 7(3): 1-16.
11. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin ES, Oztas SS, Cakir FY. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent* 2015; 40(2): 134-43.
12. Klink T, Daboul A, Turek A, Frankenberger R, Hickel R, Biffar R. Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. *Trials* 2016; 17(1): 239.
13. Celik EU, Tunac AT, Yilmaz F. Three-year clinical evaluation of high-viscosity glass ionomer restorations in non-cariou cervical lesions: a randomised controlled split-mouth clinical trial. *Clin Oral Investig* 2019; 23(3): 1473-80.
14. Fuhrmann D, Murchison D, Whipple S, Vandewalle K. Properties of new glass-ionomer restorative systems marketed for stress-bearing areas. *Oper Dent* 2020; 45(1): 104-10.
15. Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M. Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements. *Ann Stomatol (Roma)* 2014; 5(1): 15-22.
16. Boruziniat A, Babazadeh M, Gifani M, Nasirzadeh M. Effect of Tannic Acid Application on Durability of Bond of Etch and Rinse Adhesive Resins. *J Dent Mater Tech* 2017; 6(3): 125-30.

17. Ebrahimi M, Shirazi AS, Abdolhoseinpour F, Abdollahi M. Effect of tannic acid on bond strength of etch and rinse and self-etch adhesive systems in dentin of primary teeth. *J Contemp Dent Pract* 2017; 18(1): 34-8.
18. Pavan S, Dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AK. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent* 2010; 104(4): 258-64.
19. Almuammar M, Schulman A, Salama F. Shear bond strength of six restorative materials. *J Clin Pediatr Dent* 2001; 25(3): 221-5.
20. Sharafeddin F, Alavi A, Siabani S, Safari M. Comparison of Shear Bond Strength of Three Types of Glass Ionomer Cements Containing Hydroxyapatite Nanoparticles to Deep and Superficial Dentin. *J Dent* 2020; 21(2): 132-40.
21. Wattanasirmit K, Charasseangpaisarn T. Effect of different cleansing agents and adhesive resins on bond strength of contaminated zirconia. *J Prosthodont Res* 2019; 63(3): 271-6.
22. Techa-Ungkul C, Sakoolnamarka R. The effect of dentin age on the microshear bond strength and microleakage of glass-ionomer cements. *Gerodontology* 202; 38(3): 259-66.
23. Karadas M. The effect of smear layer thickness on bonding strength to dentin of restorative glass-ionomer cements. *J Adhes Sci Technol* 2021; 36(6): 1-12.
24. Mazaheri R, Pishavar L, Vali Shichani A, Geravandi S. Effect of different cavity conditioners on microleakage of glass ionomer cement with a high viscosity in primary teeth. *Dent Res J (Isfahan)* 2015; 12(4): 337-41.
25. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass-ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 1982; 61(12): 1416-22.
26. Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dent Mater* 2002; 18(6): 454-62.
27. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. *Eur J Dent* 2015; 9(2): 176-82.
28. Christopher SR, Mathai V, Nair RS, Angelo JM. The effect of three different antioxidants on the dentinal tubular penetration of Resilon and Real Seal SE on sodium hypochlorite-treated root canal dentin: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2016; 19(2): 161-5.
29. Prati C, Montanari G, Biagini G, Fava F, Pashley DH. Effects of dentin surface treatments on the shear bond strength of Vitrabond. *Dent Mater* 1992; 8(1): 21-6.
30. Gökçe B, Çömlekoğlu ME, Özpınar B, Türkün M, Kaya AD. Effect of antioxidant treatment on bond strength of a luting resin to bleached enamel. *J Dent* 2008; 36(10): 780-5.
31. Buchalla W, Lennon AM, Becker K, Lucke T, Attin T. Smear layer and surface state affect dentin fluoride uptake. *Arch Oral Biol* 2007; 52(10): 932-7.