مقایسه استحکام باند برشی رزین مدیفاید گلاس آینومر به عاج دندان های شیری به دنبال روش‌های مختلف آماده سازی عاج

رسول صاحب علم [۱]، علیرضا صراف شیرازی [۱]، مرضیه بسکابادی [۲]، ناهید جهان تیغ [۳]، فاطمه سردار [۴]*

[۱] مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

[۲] مرکز تحقیقات مواد دندانی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

[۳] دندانپزشک، مشهد، ایران

[۴] استادیار گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بیرجند، بیرجند ، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۱/۴/۲۱ – تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱۰/۱۳

Comparison of the Shear Bond Strength of Resin-Modified Glass Ionomer to Dentin of Primary Teeth after Different Dentin-Conditioning Methods

Rasoul Sahebalam [1], Alireza Sarraf Shirazi [1], Marzieh Boskabady [2], Nahid Jahantigh [3], Fatemeh Sardar [4]*

[1] Dental Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

[2] Dental Materials Research Center, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

[3] Dentist, Mashhad, Iran

[4] Assistant Professor of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Birjand University of Medical Sciences, Birjand, Iran

Received: 12 July 2022; Accepted: 3 January 2023

Introduction: The present study aimed to compare the shear bond strength (SBS) of the resin-modified glass ionomer (RMGI) to primary dentin using different dentin conditioners.

Materials and Methods: The dentin surfaces of 80 primary molars were conditioned using four different methods: etching with 37% phosphoric acid, 10% polyacrylic acid, 5% NaOCl, and no surface treatment. Dentin surfaces were restored with RMGI Fuji II LC cylinders. After 24 h, the shear bond strength tests were performed using Universal Testing Machine. Statistical analysis was performed using One-Way ANOVA followed by Tamhane Post hoc Test. A p-value less than 0.05 was considered statistically significant.

Results: Phosphoric acid produced the highest shear bond strengths, compared to all tested groups, which showed statistically significant differences with groups 3 and 4 ($P=0.043$, $P<0.001$). Subsequently, Polyacrylic acid showed a significantly higher SBS than group 4 ($P=0.046$). Conditioning with NaOCl significantly increased the bonding strength of RMGI compared to the untreated group ($P=0.001$). Untreated dentin had the lowest SBS compared to other tested groups.

Conclusion: The conditioning step effectively improved the SBS of RMGI to primary dentin. Dentin conditioning with 37% Phosphoric acid for 5 sec showed the highest shear bond strength of RMGI.

Key words: Dentin conditioning, Primary tooth, Resin modified glass ionomer, Shear bond strength

***Corresponding Author: Sardarf@mums.ac.ir**

➢ **Please cite this paper as: Sahebalam R, Sarraf Shirazi A, Boskabadi M, Jahantigh N, Sardar F. "**Comparison of the Shear Bond Strength of Resin-Modified Glass Ionomer to Dentin of Primary Teeth after Different Dentin-Conditioning Methods"**. *J Mash Dent Sch. 2023; 47(2): 183-94.***

➢ ***DOI:* 10.22038/jmds.2023.66704.2188**

چکیده

مقدمه: هدف مقایسه استحکام باند برشی گلاس آینومر تغییر یافته با رزین به عاج دندان های شیری پس از آماده سازی عاج به روش‌های مختلف بود.

مواد و روش‌ها: سطح عاجی ۸۰ دندان شیری به ۴ روش مختلف آماده‌سازی شد: اچ کردن با اسیدفسفریک ۳۷ درصد، اسیدپلی‌آکریلیک ۱۰درصد، هیپوکلریت سدیم ۵ درصد و بدون آماده‌سازی عاجی. سپس یک استوانه گلاس آینومر تغییر یافته با رزین Fuji II LC روی عاج قرار

* مؤلف مسئول، نشانی: مشهد، میدان پارک، دانشکده دندانپزشکی، گروه دندانپزشکی کودکان، تلفن: ۱۵-۳۸۸۲۹۵۰۱ - ۰۵۱

E-mail: Sardarf@mums.ac.ir

داده و کیور شد. پس از ۲۴ ساعت، آزمون استحکام باند برشی با استفاده از دستگاه Universal Testing انجام شد. آنالیز آماری با استفاده از آنالیز واریانس یک طرفه و تست Tamhane`T2 انجام شد. سطح معناداری P<۰/۰۵ بود.

یافته‌ها: اسید فسفریک بیشترین میزان استحکام باند برشی را در بین همه گروه‌ها داشت که با گروه هیپوکلریت و بدون آماده‌سازی دارای تفاوت معنی داری بود (P=۰/۰۴۳ و P <۰/۰۰۱). پس از آن استحکام باند گروه اسید پلی‌آکریلیک بیشتر بود که بطور معنی داری بیشتر از گروه بدون آماده‌سازی بود (P=۰/۰۴۶). آماده‌سازی دندان با هیپوکلریت سدیم سبب افزایش معنی دار استحکام باند نسبت به گروه بدون آماده‌سازی گردید (P=۰/۰۰۱). کمترین میزان استحکام باند مربوط به گروه بدون آماده‌سازی عاجی بود که بطور معنی داری از همه گروه‌ها پایین‌تر بود.

نتیجه‌گیری: آماده‌سازی عاج شیری بطور مشخصی سبب افزایش استحکام باند برشی گلاس‌آینومر تغییر یافته با رزین به عاج می‌گردد. آماده‌سازی عاج با اسیدفسفریک ۳۷ درصد به مدت ۵ ثانیه بیشترین میزان استحکام باند برشی را ایجاد کرد.

کلمات کلیدی: آماده‌سازی عاج، دندان شیری، گلاس آینومر تغییر یافته با رزین، استحکام باند برشی

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۴۰۲ دوره ۴۷ / شماره ۲ : ۹۴-۱۸۳.

مقدمه

هدف اصلی دندانپزشکی کودکان، به دست آوردن حداکثر مزایا از حداقل مداخله است. سن پایین بیماران و عدم همکاری کودکان کم سن در درمان، دندانپزشک را وادار می‌کند تا درمان را با سرعت و درعین حال به بهترین شکل ممکن انجام دهد. پوسیدگی‌های درمان نشده دندانهای شیری می‌تواند منجر به درد و عفونت شود، توانایی جویدن و غذا خوردن را محدود کند و در نتیجه منجر به ایجاد اختلال در رشد و تکامل کودک گردد. بنابراین ترمیم دندان پوسیده، جهت حفظ دندان‌های شیری در دهان تا زمان افتادن طبیعی آن‌ها مهم است. دندانپزشکان ممکن است جهت ترمیم دندان، مواد مختلفی از طیف مواد همرنگ دندان (مانند کامپوزیت، کامپومر و گلاس آینومر) تا آمالگام و SSC را انتخاب کنند.[۱]

اگرچه ترمیم‌های آمالگام طول عمر بالایی دارند، اما استفاده از آنها به طور فزاینده‌ای کاهش یافته است، زیرا آنها علاوه بر نگرانی‌های مربوط به سمیت و آلودگی محیط زیست، نیازمند تکنیک‌های تهاجمی‌تر و تراش ساختار دندان سالم برای گیر کافی مواد هستند. معایب ذکر شده علاوه بر زیبایی ضعیف ترمیم‌های آمالگام، توجه به موادی مانند رزین کامپوزیت و گلاس آینومر را افزایش داده است؛ زیرا این مواد ساختار سالم دندان را به دلیل خاصیت ادهیژن حفظ می‌کنند و این ویژگی امکان استفاده از تکنیک ترمیمی محافظه کارانه‌تر را فراهم نموده و آماده‌سازی حفره را عمدتاً به حذف بافت پوسیده محدود می‌کند و در نتیجه بافت سالم دندان را حفظ می‌کند. علیرغم زیبایی و خواص مطلوب کامپوزیت‌ها، تکنیک کاربرد آن نسبت به گلاس آینومر حساس‌تر است زیرا شامل مراحل عملی بیشتر و حساسیت بالاتر این ماده به رطوبت است. در نتیجه، در مواردی که استفاده از رابردم ممکن نیست یا همکاری بیمار محدود است، کامپوزیت‌ها اولین انتخاب نیستند و ماده انتخابی، گلاس آینومر است. گلاس آینومرها، مواد چسبنده‌ای هستند که فلوراید را به محیط دهان آزاد می‌کنند و روش قرار دادن آنها در مقایسه با رزین‌های کامپوزیت سریعتر است و بنابراین در دندانپزشکی کودکان بسیار با ارزش هستند.[۲و۳] گلاس آینومر دارای خواص مطلوبی همچون اتصال شیمیایی به مینا و عاج حتی در محیط مرطوب، رهاسازی یون فلوراید، قابلیت شارژشدن و گرفتن فلوراید از منابع دیگر و کاهش دکلسیفیکاسیون دندان و ایجاد White spot است. همچنین عدم نیاز به اچ از دیگر فواید گلاس‌آینومر در کاهش مراحل درمانی در کودکان می‌باشد.[۴و۵]

سمان گلاس آینومر یک بیومتریال بر پایه اسید است که شامل پودر فلوروآلومینوسیلیکات گلاس، یک اسید پلیمریک حل شده در آب و تارتاریک اسید است. این ماده از سال ۱۹۷۲ استفاده بالینی گسترده‌ای یافته است. گلاس آینومر، پیوند شیمیایی قوی به بافت سخت دندان (عاج و مینا) و همچنین با فلزات (مثل براکت‌های ارتودنسی) برقرار می‌کند. این ماده قادر است در محیط مرطوب دهان به ساختار دندان آماده شده بچسبد و همچنین از آن به عنوان ماده سیل کننده گپ مارژینال بین ترمیم و دندان استفاده شده است. به دلیل شیمی واکنش، گلاس آینومرها، فلوراید را به طور مداوم آزاد می‌کنند که اثر مطلوبی روی ساختار دندان داشته و احتمالا از تشکیل پوسیدگی جلوگیری می کند. [۶] گلاس آینومرهای تغییر یافته با رزین، حاوی برخی از اجزای مشابه گلاس آینومرهای کانونشنال هستند که به آنها مزیت چسبندگی طولانی مدت و آزادسازی فلوراید و همزمان مزایای رزین از نظر استحکام و زیبایی را می‌دهد.[۷]

محدودیت اصلی سمان گلاس آینومر کمبود نسبی استحکام باند و مقاومت کم نسبت به سایش است.[۸] در گلاس آینومرهای تغییر یافته با رزین که با افزودن مونومر متاکریلات هیدروفیلیک به نوع کانونشنال سبب افزایش گیر و میزان شکست کمتر شده است، این مشکلات تا حدودی کاهش یافته ولی همچنان نسبت به کامپوزیت رزین بسیار ضعیف‌تر می باشند. بخشی از این محدودیت مربوط به حضور لایه اسمیر می‌باشد، زیرا این لایه می تواند به صورت کوهزیو دچار شکست شده و با مکانیسم چسبندگی گلاس آینومر تداخل کند.[۹] تاکنون تلاش‌هایی برای افزایش استحکام باند گلاس آینومر به مینا و عاج از جمله بررسی روش‌های مختلف آماده‌سازی سطح دندان برای حذف لایه اسمیر انجام شده است. در حال حاضر شایع‌ترین روش آماده‌سازی حفره برای ترمیم با گلاس آینومر، پیش درمانی با اسید پلی آکریلیک است.[۹و۱۰] برخی از مطالعات پیشنهاد کرده‌اند که به دلیل وجود مونومرهای رزینی در ترکیب گلاس آینومر تغییر یافته با رزین، کاربرد عوامل باندینگ عاجی نیز می‌تواند در افزایش استحکام باند آن موثر باشد.[۱۱و۱۲] البته استفاده از این عوامل احتمالا با مکانیسم باند شیمیایی گلاس آینومر به دندان و آزادسازی فلوراید تداخل می‌کند. در برخی از مطالعات نشان داده شده است که استفاده از اسید فسفریک سبب افزایش در استحکام باند می‌شود.[۱۳] همچنین مشخص شده است که عدم آماده سازی عاجی باعث کاهش شدید استحکام باند شده و تأثیر زیادی در شکست درمان بعد از مدت کوتاهی داشته است.[۱۴و۱۵] دندان‌های شیری از نظر اندازه و مورفولوژی خارجی و داخلی با دندان‌های دائمی تفاوت‌های آناتومیکی زیادی دارند، از جمله ضخامت بافت مینرالیزه دندانی نسبتاً کمتر، غلظت کلسیم و فسفات کمتر، تراکم توبول‌های عاجی کمتر و عاج نازکتر.[۱۶] این فاکتورها می تواند توضیح دهنده استحکام باند پایین‌تر گزارش شده در دندان های شیری نسبت به دندان های دائمی با وجود پروتکل های باندینگ مشابه باشد.[۱۷]

به دلیل تفاوت‌های ذکر شده، پژوهش‌های مربوط به چسبندگی مواد در دندان‌های شیری و دائمی باید بطور مجزا انجام شود.

به دلیل کاربرد گسترده گلاس آینومر تغییر یافته با رزین در ترمیم دندان های شیری، هدف از انجام این پژوهش، مقایسه تأثیر سه روش مختلف آماده‌سازی عاج دندان های شیری بر استحکام باند برشی گلاس آینومر تغییر یافته با رزین بود.

مواد و روش ها

این مطالعه آزمایشگاهی در دانشکده‌ی دندانپزشکی مشهد، مرکز تحقیقات مواد دندانی انجام شد. بر اساس اطلاعات مقاله مشابه Poggio و همکاران،[۱۳] با فرض α=۰/۰۵ و توان مساوی ۸۰ درصد، حجم نمونه برابر ۹ واحد برآورد گردید که با توجه به نرخ ریزش ۲۰درصدی و جهت افزایش توان مطالعه، حجم نمونه برای هر گروه،۲۰ مورد در نظر گرفته شد. بنابراین جامعه آماری شامل ۸۰ دندان مولر شیری کشیده شده دارای حداقل یک سطح سالم بود که پس از کشیده شدن به مدت یک هفته در محلول تیمول ۰/۲ درصد قرار داده شدند. سپس تا رسیدن به تعداد نمونه‌های مورد نیاز، دندان‌ها در سرم فیزیولوژیک در دمای ۲۰ درجه سانتی گراد نگهداری شدند. دندان های مولر شیری کشیده شده انسانی که دارای حداقل یک سطح سالم بودند به عنوان نمونه جمع‌آوری شدند. در صورتی که دندانها پس از کشیده شدن در محیط خشک نگهداری شده بودند، از مطالعه حذف می‌شدند.

ابتدا سطحی از دندان که کاملا سالم بود انتخاب شده و مینای آن به کمک فرز فیشور الماسی شماره ۱۲ (Maillefer, Switzerland) و توربین (NSK, Japan) با سرعت بالا و خنک کننده‌ی آب برای اکسپوز نمودن سطح عاجی تراش داده شد. پس از تراش سطح هر ۱۰ دندان فرز تعویض می گردید.

بعد از آماده‌سازی ابتدایی، سطح عاجی آماده شده در مرکز یک موم دایره‌ای شکل با قطری مشابه قطر سرنگ پلاستیکی ۱۰ میلی لیتری (Supa, Iran) قرار داده می‌شد. سپس سرنگ پلاستیکی برش داده شده که داخل آن با وازلین چرب شده بود، به عنوان قالب مانتینگ بر روی موم قرارگرفته و آکریل (Acrosan, Iran) در داخل قالب سرنگ ریخته شد. پس از سخت شدن آکریل، نمونه مانت شده از سرنگ خارج می‌شد. سپس سطح عاجی اکسپوز با استفاده از دستگاه تریمر (Mestra, iran) تریم می‌شد. درنهایت از کاغذ سمباده سیلیکون کارباید ٤۰۰ grit برای پرداخت نهایی سطح همه نمونه‌ها استفاده شد تا سطحی صاف و یکنواخت در همه نمونه‌ها بدست آید. (شکل A-۱)

آماده‌سازی سطح عاجی: نمونه‌های مانت شده به روش تصادفی ساده به چهار گروه تقسیم شدند: (شکل B-۱)

گروه ۱) بدون آماده‌سازی سطحی: در نمونه‌های این گروه فقط سطح عاجی شسته و خشک می‌شد.

گروه ۲) آماده‌سازی با هیپوکلریت سدیم: NaOCl ۵/۲۵ درصد (Nikdarman, Iran) به مدت ۳۰ ثانیه با استفاده از یک میکرو براش روی سطح اعمال شده، سپس ۱۰ ثانیه شستشو با اسپری آب و ۱۰ ثانیه خشک کردن با اسپری هوا انجام می‌گردید.

گروه ۳) آماده‌سازی با اسیدفسفریک ۳۷ درصد (Kimia, Iran): اسید فسفریک با استفاده از یک میکروبراش به مدت ۵ ثانیه روی سطح عاجی اعمال گردیده سپس شستشو و خشک کردن مشابه گروه ۲ انجام می‌شد.

گروه ٤) آماده‌سازی با Dentin Conditioner (GC, Japan): با استفاده از یک میکروبراش Dentin Conditioner به مدت ۱۵ ثانیه روی سطح عاجی اعمال می‌شد. سپس شستشو و خشک کردن مشابه گروه ۲ انجام می‌شد.

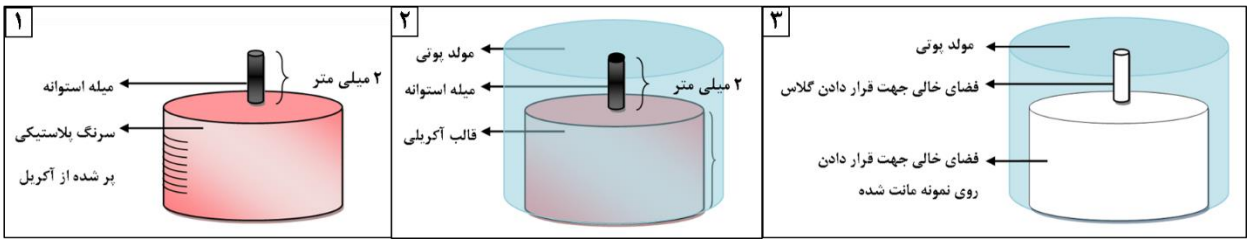
روش ساخت مولد: به منظور یکسان‌سازی قطر و طول استوانه‌های گلاس آینومر تغییر یافته با رزین که قرار بود بر روی سطوح عاجی باند شوند، از یک مولد تهیه شده با پوتی استفاده شد. بدین ترتیب که ابتدا یک قطعه از سرنگ پلاستیکی با طولی مشابه قطعات سرنگ مورد استفاده برای مانت کردن، با آکریل پر می‌شد. قبل از سخت شدن آکریل یک قطعه میله پلاستیکی با قطر ۳ میلی متر در مرکز آکریل فرو برده می‌شد. پس از ست شدن کامل آکریل، میله به

طول ۲ میلی متر تنظیم گردید. سپس قالب آکریلی از سرنگ خارج می‌شد. بدین ترتیب قالبی بدست می‌آمد که از روی آن مولد مورد نظر ساخته می‌شد. پوتی و فعال کننده آن (Colton, Switzerland) با هم مخلوط شده و روی قالب قرار داده می‌شد، بطوری که تمام قالب را پوشانده و انتهای میله از آن بیرون بزند و پس از ست شدن پوتی، از روی قالب برداشته می‌شد. هدف از استفاده از این مولد یکسان‌سازی قطر و طول استوانه گلاس آینومر تغییر یافته با رزین در تمام نمونه‌ها و ثابت نگاه داشتن این استوانه در حین کیورینگ بود. (شکل۲)

قراردادن سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین: برای قرار دادن استوانه گلاس آینومر Fuji II LC (GC, Japan) در هر نمونه پس از آماده‌سازی سطحی، ابتدا مولد پوتی روی نمونه مانت شده قرار می‌گرفت. سپس میزان لازم از سمان طبق دستورالعمل کارخانه سازنده مخلوط شده و در فضای استوانه‌ای ایجاد شده در مولد پوتی قرار گرفته و با برنیشر کوچک به داخل فشرده می‌شد. پس از پر شدن فضا با سمان، توسط دستگاه لایت کیور Bluephase C8 (Spain) , Ivocolar, Vivadent) با شدت ۵۰۰ mw/cm^2 بطوری که منبع نوری کاملاً نزدیک سمان باشد، کیورینگ انجام شد. (شکل C–۱)

پس از آن مولد پوتی به آرامی از روی دندان مانت شده برداشته شده و نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگهداری شدند.

شکل ۱ : A: سطح عاجی اکسپوز شده با استفاده از فرز از نمای نزدیک. B: نمونه‌های مانت شده در آکریل در چهار گروه مورد مطالعه. C: نمونه مانت شده پس از قرار دادن و کیور کردن سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین.



شکل ۲ : تصویر شماتیک مراحل ساخت مولد با استفاده از پوتی برای قرار دادن RMGI بر روی عاج

اندازه گیری استحکام باند برشی: برای اندازه گیری استحکام باند برشی از دستگاه (universal test machine) STM, Bongshin Co. , Model: DBBP, Korea استفاده شد. در این دستگاه نمونه‌های مانت شده در فک پایین دستگاه قرار داده می‌شد و تیغه آن به ضخامت ۰/۲ میلی متر عمود بر استوانه گلاس آینومر و مماس با فصل مشترک گلاس و دندان تنظیم می‌شد. نیرو به صورت دینامیکی از صفر تا لحظه شکست و با سرعت یکسان ۰/۵ mm/min وارد گردید. در لحظه شکست، نیرو به نیوتون توسط نرم افزار ثبت می‌شد. با تقسیم این عدد بر مساحت سطح مقطع استوانه گلاس آینومر، استحکام باند برشی بر حسب مگاپاسکال بدست آمد.

ارزیابی نوع شکست: جهت بررسی نوع شکست از استرئومیکروسکوپ دیجیتال (Dino-lite, Taiwan) با بزرگنمایی ۵۰ استفاده گردید. تعداد شکست‌های ادهزیو (شکست در حدفاصل دندان و گلاس)، کوهزیو (شکست در گلاس یا دندان) و Mixed (ترکیبی از هر دو نوع شکست) در هر گروه ثبت شدند.

آنالیز آماری داده‌های مطالعه با استفاده از نرم افزار SPSS 20 انجام شد. از آنجا که براساس آزمون کلموگروف اسمیرنوف توزیع داده‌ها نرمال بود، برای مقایسه میانگین استحکام باند برشی بین گروه‌های مورد مطالعه از آزمون پارامتریک آنالیز واریانس یکطرفه (ANOVA) استفاده گردید. از آنجا که واریانس گروه‌های مورد آزمون همگن و یکنواخت نبود، برای مقایسه‌ی میانگین استحکام باند برشی بین گروه‌ها بصورت دو به دو، از آزمون آماری Tamhane به عنوان Post Hoc Test استفاده گردید. سطح معنی داری در همه آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

در مطالعه پیش رو استحکام باند برشی سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین Fuji II LC به عاج دندان شیری با سه نوع آماده‌سازی مختلف عاج مورد بررسی قرار گرفت.

بیشترین میانگین استحکام باند برشی در گروه آماده‌سازی شده با اسید فسفریک وجود داشت. پس از آن به ترتیب گروه‌های آماده‌سازی شده با اسید پلی آکریلیک و هیپوکلریت سدیم میانگین استحکام باند بیشتری داشتند. کمترین میانگین استحکام باند برشی متعلق به گروهی بود که هیچگونه آماده‌سازی عاجی پیش از قرار دادن گلاس آینومر تغییر یافته با رزین انجام نشده بود. (جدول ۱)

نتیجه آزمون ANOVA بیانگر آن بود که بین گروه‌های مورد مطالعه از نظر استحکام باند برشی اختلاف آماری معنی داری وجود داشت (P=۰/۰۰۱) (جدول ۱). آزمون تعقیبی Tamhane نشان داد که در گروهی که هیچگونه آماده‌سازی قبل از قرار دادن گلاس آینومر تغییر یافته با رزین روی عاج انجام نشده بود، استحکام باند برشی گلاس آینومر به عاج بطور معناداری از همه‌ی گروه‌های دیگر کمتر بود. گروه آماده‌سازی شده با اسید فسفریک بطور معناداری استحکام باند برشی بیشتری را نسبت به گروه‌های هیپوکلریت سدیم و بدون آماده‌سازی عاج دارا بود (به ترتیب P= ۰/۰۴۳ و P<۰/۰۰۱). استحکام باند برشی این گروه نسبت به گروه Dentin Conditioner نیز بالاتر بود ولی این اختلاف از نظر آماری معنادار نبود (P=۰/۷۷)

استحکام باند برشی گروه هیپوکلریت سدیم نسبت به گروه آماده‌سازی شده با Dentin Conditioner کمتر بود اما این تفاوت از نظر آماری معنادار نبود (P=۰/۸۳). همچنین بطور معناداری بیشتر از گروه بدون آماده‌سازی عاج بود (P=۰/۰۰۱).

همچنین استحکام باند برشی در گروه آماده‌سازی شده با Dentin Conditioner بطور معناداری بالاتر از گروه بدون آماده‌سازی عاج بود (P=۰/۰۴۶). (جدول ۲)

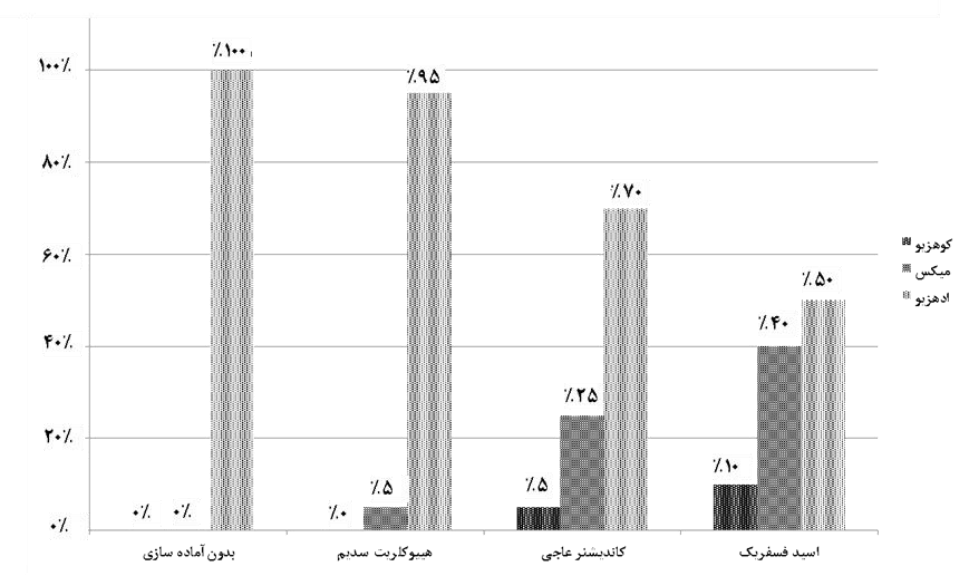
براساس یافته‌های این مطالعه در گروه بدون آماده‌سازی سطحی عاج، الگوی تمام شکست‌ها از نوع ادهزیو (در حدفاصل عاج و گلاس) بود. در گروه اسید فسفریک نیمی از شکست‌ها از نوع ادهزیو و بقیه از نوع Mixed و کوهزیو بودند (نمودار ۱).

جدول ۱ : توزیع فراوانی، میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام باند (MPa) در گروه‌های مورد مطالعه

گروه‌های مطالعه	تعداد	میانگین	انحراف معیار	فاصله اطمینان ۹۵درصد		حداقل	حداکثر
				حد پایین	حد بالا		
بدون آماده سازی	۲۰	۱/۸۶	۰/۷۱	۱/۴۲۵۴	۲/۲۹۱۴	۰/۹۶	۳/۱۹
هیپوکلریت سدیم	۲۰	۳/۶۶	۱/۳۶	۲/۹۱۰۵	۴/۴۲۰۷	۲/۱۹	۶/۵۳
کاندیشنر عاجی	۲۰	۴/۸۸	۳/۹۱	۲/۷۹۹۴	۶/۹۶۶۵	۰/۴۹	۱۱/۴۴
اسید فسفریک	۲۰	۶/۵۶	۴/۱۲	۴/۶۳۱۲	۸/۴۹۰۹	۰/۴۴	۱۳/۳۴
کل	۸۰	۴/۵۰	۳/۵۰	۳/۶۳۲۷	۵/۳۸۲۷	۰/۴۴	۱۳/۳۴

جدول ۲ : مقایسه میانگین استحکام باند برشی بین گروه‌های مطالعه با آزمون تعقیبی Tamhane

گروه های مورد مقایسه		P-value
بدون آماده سازی	هیپوکلریت سدیم	۰/۰۰۱
بدون آماده سازی	کاندیشنر عاجی	۰/۰۴۶
بدون آماده سازی	اسید فسفریک	<۰/۰۰۱
هیپوکلریت سدیم	کاندیشنر عاجی	۰/۸۴
هیپوکلریت سدیم	اسید فسفریک	۰/۰۴۳
کاندیشنر عاجی	اسیدفسفریک	۰/۷۷



نمودار ۱ : درصد انواع شکست به دنبال اعمال نیرو در گروه‌های مختلف

بحث

در این مطالعه آزمایشگاهی، تأثیر آماده‌سازی سطحی عاج با سه روش Dentin Conditioner، اسیدفسفریک ۳۷درصد، هیپوکلریت سدیم، و بدون آماده‌سازی، بر میزان استحکام باند برشی گلاس‌آینومر تغییریافته با رزین Fuji II LC به عاج دندان‌های شیری مورد بررسی قرار گرفت.

در تعدادی از مطالعات گذشته گزارش شده است که آماده‌سازی سطحی عاج قبل از کاربرد گلاس آینومر سبب افزایش چسبندگی گلاس‌آینومر به عاج می‌شود. هدف از این آماده سازی سطحی، برداشتن اسمیر لایر است. به دنبال تراش دندان با وسایل چرخشی، سطح آن با لایه‌ای میکروسکوپی به نام اسمیرلایر پوشیده می‌شود. این لایه اثر محافظ در کاهش انتشار عناصر از ماده ترمیمی به پالپ دندان را دارد و مانع از تهاجم باکتری‌ها می‌گردد. از طرفی در ترمیم های کامپوزیتی ما مجبور به حذف اسمیرلایر هستیم تا با باز شدن توبول‌های عاجی، هیبریدلایر ایجاد شود و سبب افزایش استحکام و ثبات چسبندگی به عاج گردد. حذف این لایه دبری مرحله مهمی برای پروسه ترمیم می‌باشد.[۱۸] حذف اسمیر لایر سبب افزایش هدایت هیدرولیکی عاج تا ۳۰ الی ٤٠ برابر می‌شود. همچنین حذف این لایه سبب افزایش حساسیت به فشار اسمزی، گرما و لمس می‌گردد. حذف اسمیر لایر می‌تواند بطور تدریجی با انحلال آن بعلت ریزنشت در اطراف ترمیم باشد، و یا به یکباره طی مرحله آماده سازی با اسید که قبل از کاربرد بسیاری از سیستم های باندینگ عاجی معمول است، اتفاق بیفتد. همچنین استفاده از اسید برای حذف اسمیرلایر و آماده‌سازی عاج، به عنوان یک مرحله قبل از ترمیم می باشد.[۱۹] در مطالعات روش‌های مختلفی برای آماده‌سازی سطحی عاج ارزیابی شده است، مانند کاربرد سیتریک اسید، اگزالیک اسید، پلی‌آکریلیک اسید با غلظت های متفاوت (۱۰درصد، ۲۰درصد، ۲۵درصد) و Er, Cr: YSGC Laser. بعلاوه آماده‌سازی سطحی عاج با اسیدفسفریک قبل از کاربرد گلاس‌آینومر در چندین مطالعه ارزیابی شده است ولی فقط در دو مورد از آنها گلاس‌آینومر

بکار رفته از نوع تغییر یافته با رزین بوده است و در هیچ مطالعه‌ای تأثیر اسیدفسفریک بر باند گلاس‌آینومر تغییر یافته با رزین به عاج دندان شیری ارزیابی نشده است. [۲۰] همچنین اکثر تحقیقاتی که در این زمینه انجام شده بر روی دندانهای دائمی بوده است. در حال حاضر کارخانجات سازنده مواد ادهزیو از جمله گلاس آینومرهای تغییر یافته با رزین دستورالعمل های مشابهی را برای کاربرد این مواد در سیستم دندانی شیری و دائمی توصیه کرده‌اند درحالیکه معیارهای ثابت شده برای آماده سازی یک سوبسترای عاجی مناسب برای باند شدن به مواد ادهزیو اکثرا در دندانهای دائمی مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. با توجه به تفاوتهای هیستولوژیک و میکرومکانیکال بین دندانهای شیری و دائمی،[۲۱] انجام مطالعاتی مجزا در این زمینه برای دندانهای شیری ضروری به نظر می رسد.

یافته های اصلی این مطالعه نشان داد که روش آماده سازی عاج دندان شیری پیش از قرار دادن گلاس‌آینومر تغییریافته با رزین می تواند استحکام باند آن را بطور معنی داری تغییر دهد. در مطالعه ی حاضر بیشترین میزان استحکام باند برشی به ترتیب مربوط به اسیدفسفریک ۳۷ درصد، اسیدپلی‌آکریلیک ۱۰درصد، هیپوکلریت سدیم ۵درصد و بدون آماده‌سازی عاجی بود.

Cavity Conditioner و Dentin Conditioner دو نوع کاندیشنری هستند که توسط شرکت GC برای آماده سازی سطحی قبل از کاربرد گلاس آینومر تغییر یافته با رزین توصیه شده‌اند. Cavity Conditioner محتوی ۲۰درصد اسید پلی آکریلیک و ۳درصد $AlCl_3$ می باشد که کاربرد آن به مدت ۱۰ ثانیه و سپس شستشو و خشک کردن توصیه شده است و Dentin Conditioner حاوی ۱۰درصد پلی آکریلیک اسید می باشد و کاربرد آن به مدت ۲۰-۱۵ ثانیه توصیه شده است. در این مطالعه از ماده دوم به عنوان گروه کنترل استفاده گردید و نتایج نشان داد که استحکام باند حاصل پایین‌تر از گروه اسید فسفریک و در جایگاه دوم قرار گرفته و بالاتر از گروه بدون آماده سازی بود، اما تفاوت معنی داری با گروه هیپوکلریت سدیم نداشت (جدول ۲). براساس مطالعات انجام شده آماده‌سازی عاج با اسید پلی آکریلیک اسمیرلایر را حذف کرده، اما اسمیر پلاگ را که دبری‌های موجود در داخل توبول‌های عاجی هستند و حذف آن از علل ایجاد حساسیت به دنبال ترمیم است، باقی می‌گذارد. همچنین به دنبال کاربرد آن، اسمیرلایر سطح عاجی بطور نسبی دمینرالیزه شده و واکنش شیمیایی بین اجزای گلاس آینومر و کریستالهای هیدروکسی آپاتایت را القاء می‌کند.

استفاده از اسید فسفریک نیز برای آماده‌سازی سطحی مینا پیش از کاربرد گلاس‌آینومر به عنوان سمان چسباننده براکت های ارتودنسی در تعدادی از مطالعات مورد بررسی قرار گرفته است و در برخی از آنها سبب افزایش استحکام باند گلاس‌آینومر به مینا شده است. البته در برخی مطالعات اشاره شده است که اسیدفسفریک سبب کاهش تعداد مؤثر یون کلسیم (Ca^{++}) می‌گردد. این یون در مینا ایجاد می‌شود و با گروه COO^- در پلی‌آکریلیک اسید باند می‌شود و سبب ایجاد استحکام باند گلاس‌آینومر بعد از ۲۴ ساعت می گردد.[۱۴] اما Scheffel و همکاران[۱۹] نشان دادند که میزان از دست رفتن یون کلسیم بطور معنی داری وابسته به مدت زمان اچ کردن است. بطوری که میزان از دست رفتن کلسیم به دنبال اچ کردن با اسید فسفریک به مدت ۵ ثانیه، ۱۰ ثانیه و ۱۵ ثانیه به ترتیب ۱/۰۰±۰/۲۵، ۱/۴۷±۰/۱۱، ۲/۳۰±۰/۴۲ میکروگرم بر میلیمتر مربع بود. بر همین اساس در این مطالعه اچ کردن به مدت ۵ ثانیه انجام شد تا تأثیر منفی احتمالی بر باند شیمیایی گلاس آینومر به حداقل برسد. یافته‌ها نشان داد که در این گروه استحکام باند از هر

سه گروه دیگر بالاتر بود (جدول ۲). با این وجود گفته می شود حذف لایه اسمیر ممکن است باعث خروج آب از توبول‌های عاجی شده و منجر به از بین رفتن شبکه یونی و تورم سمان گردد، که این امر تأثیر منفی بر خواص مکانیکی سمان می‌گذارد و منجر به ترک‌های ریز در سمان و فرکانس بالاتر شکست‌های کوهزیو و میکس گردد.[۲۲] در مطالعه Poggio و همکاران[۱۳] که بر روی انسیزورهای گاوی انجام شده بود نیز، کاربرد اسید فسفریک نسبت به عدم آماده‌سازی عاج منجر به افزایش استحکام باند شده بود.

برخلاف مواد اسیدی که اثر آنها برداشت مواد معدنی و دمینرالیزاسیون می باشد، تأثیر هیپوکلریت سدیم حذف مواد آلی و دپروتئینیزاسیون است. در مطالعه حاضر از هیپوکلریت سدیم ۵/۲۵ درصد به مدت ۳۰ ثانیه و سپس شستشو و خشک کردن استفاده شد و مشخص شد که دپروتئینیزاسیون نسبت به دمینرالیزاسیون باعث استحکام باند بیشتر گلاس آینومر تغییر یافته با رزین نمی گردد. اما نسبت به گروه بدون آماده سازی استحکام باند این گروه بطور معنی داری بیشتر بود.

استفاده از هیپوکلریت سدیم در سطح عاج دندان شیری می‌تواند سبب حذف نسبی کلاژن و گشاد شدن توبول‌های عاجی گردد، که باعث افزایش سختی و مدولوس عاج و افزایش باند رزین‌ها به عاج می‌شود. با همه این تفاسیر، تأثیر مثبت هیپوکلریت سدیم به درصد و زمان بکار رفته بر عاج بستگی دارد.[۲۳]

Paing و همکاران[۲۲] اثر پیش درمانی با استفاده از هیپوکلریت سدیم به مدت ۵، ۱۵ و ۳۰ ثانیه بر استحکام باند برشی GIC و RMGI را به عاج را با ۱۰ ثانیه پیش درمانی با پلی آکریلیک اسید مقایسه نمودند. آنها مشاهده کردند که پیش درمانی با هیپوکلریت سدیم به طور معناداری استحکام باند برشی GIC را نسبت به عدم پیش درمانی افزایش داد، اما بر استحکام باند RMGI نسبت به عدم پیش درمانی، اختلاف معناداری نشان نداد. در مطالعه Paing کاربرد پلی آکریلیک اسید استحکام باند برشی هر دو سمان را به طور معناداری افزایش داد. در نتیجه، دپروتئینیزاسیون لایه اسمیر بوسیله HOCl می‌تواند باند GIC (و نه RMGI) را با عاج افزایش دهد. آنها گزارش کردند که رادیکال‌های باقی مانده از HOCl حتی ممکن است بر پلیمریزاسیونGIC های اصلاح شده با رزین تأثیر منفی بگذارد.

در مطالعه کنونی در یک گروه از دندان‌ها گلاس‌آینومر بدون هیچگونه آماده‌سازی قرار داده شد. علت انتخاب این گروه آن بود که برخی نویسندگان معتقدند conditioning یا آماده‌سازی عاج قبل از قرار دادن گلاس‌آینومر نوری، یک عمل انتخابی بوده و ضروری نیست و علت ادعای آنها این است که معتقدند ماهیت اسیدی گلاس آینومر به خودی خود باعث انحلال جزئی لایه اسمیر می‌شود.[۲۴] در صورت صحیح بودن این فرضیه و عدم وجود تفاوت معنی دار از نظر استحکام باند با گروه‌های دیگر، می‌توان مرحله‌ی آماده‌سازی عاج را حذف کرد. این مسئله بویژه هنگام ترمیم دندانهای شیری کودکان خردسال به علت کاهش زمان کار می‌تواند کمک کننده باشد. اما نتایج حاصل از این مطالعه حاکی از آن بود که عدم آماده سازی عاج باعث کاهش معنی دار استحکام باند نسبت به سایر گروه‌ها می گردد.

یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر تعداد کم نمونه‌ها بود، زیرا جمع‌آوری دندانهای مولر شیری دارای یک سطح سالم دشوار بود. همچنین به عنوان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین تنها از نوع تجاری Fuji II LC استفاده شد. توصیه های سازندگان انواع مختلف گلاس آینومر برای آماده سازی سطحی عاج کاملا با یکدیگر یکسان نمی‌باشد.

بنابراین امکان دارد نتایج حاصل از این مطالعه برای انواع تجاری دیگر قابل تعمیم نباشد.

در این مطالعه استحکام باند برشی کوتاه مدت مورد ارزیابی قرار گرفت. پیشنهاد می گردد که در مطالعات آینده هردو استحکام باند فوری و استحکام باند طولانی مدت در کنار هم مورد سنجش قرار بگیرد تا پیش‌بینی دقیق‌تری از استحکام باند بدست آید.

نتیجه گیری

حذف مرحله آماده‌سازی عاج دندان شیری قبل از کاربرد گلاس آینومر بطور معنی داری استحکام باند برشی را کاهش داد. بیشترین استحکام باند برشی در گروه آماده‌سازی عاج با اسید فسفریک ۳۷ درصد به مدت ۵ ثانیه بدست آمد و کاندیشنر عاجی به مدت ۱۵ ثانیه در جایگاه دوم قرار داشت. آماده‌سازی عاج با هیپوکلریت سدیم ۵/۲۵ درصد به مدت ۳۰ ثانیه بطور معنی داری استحکام باند برشی بیشتری نسبت به گروه بدون آماده‌سازی نشان داد، اما از اسید فسفریک و کاندیشنر عاجی کمتر بود.

تشکر و قدردانی

این مطالعه براساس پایان نامه دندانپزشکی عمومی خانم دکتر ناهید جهان تیغ با شماره پایان نامه ۹۳۰۶۱۹ نگاشته شده است. بدینوسیله نویسندگان مراتب تشکر خود را از پشتیبانی مالی معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد اعلام می‌دارند.

منابع

1. Gok Baba M, Kirzioglu Z, Ceyhan D. One-year clinical evaluation of two high-viscosity glass-ionomer cements in class II restorations of primary molars. Aust Dent J 2021; 66(1):32-40.
2. Dias AGA, Magno MB, Delbem ACB, Cunha RF, Maia LC, Pessan JP. Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in Class II restorations in primary teeth: A systematic review and meta-analysis. J Dent 2018; 73:1-13.
3. 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 2017; 41(4):357-66.
4. Oliveira DD, Bradley TG, Pithon MM, Pantuzo MCG, Akaki E, Dhuru V. Effect of different enamel conditionings on the bond strength of glass ionomer cement and ceramic brackets. Braz J Oral Sci 2014; 13:270-5.
5. Wang WN, Sheen DH. The effect of pretreatment with fluoride on the tensile strength of orthodontic bonding. Angle Orthod 1991; 61(1):31-4.
6. Mustafa HA, Soares AP, Paris S, Elhennawy K, Zaslansky P. The forgotten merits of GIC restorations: A systematic review. Clin Oral Investig 2020; 24(7):2189-201.
7. Mohan M, Aljohani Y, Rosivack RG. Effect of a wear-resistant resin coat on the color stability of a resin-modified glass ionomer restorative material. J Indian Soc Pedod Prev Dent 2021; 39(3):262-6.
8. Yip H, Tay F, Ngo H, Smales R, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. Dent Mater 2001; 17(5):456-70.
9. Prabhakar A, Raj S, Raju O. Comparison of shear bond strength of composite, compomer and resin modified glass ionomer in primary and permanent teeth: an in vitro study. J Indian Soc Pedod Prev Dent 2003; 21(3):86-94.
10. Khoroushi M, Karvandi TM, Kamali B, Mazaheri H. Marginal microleakage of resin-modified glass-ionomer and composite resin restorations: Effect of using etch-and-rinse and self-etch adhesives. Indian J Dent Res 2012; 23(3):378-83.
11. Di Nicoló R, Shintome LK, Myaki SI, Nagayassu MP. Bond strength of resin modified glass ionomer cement to primary dentin after cutting with different bur types and dentin conditioning. J Appl Oral Sci 2007; 15:459-64.
12. Wang L, Sakai VT, Kawai ES, Buzalaf MAR, Atta MT. Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements. J Oral Rehabil 2006; 33(2):110-6.

13. 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 2014; 5(1):15-22.

14. Sharma P, Valiathan A, Arora A, Agarwal S. A comparative evaluation of the retention of metallic brackets bonded with resin-modified glass ionomer cement under different enamel preparations: A pilot study. Contemp Clin Dent 2013; 4(2):140-6.

15. Godoy-Bezerra J, Vieira S, Oliveira JHG, Lara F. Shear bond strength of resin-modified glass ionomer cement with saliva present and different enamel pretreatments. Angle Orthod 2006; 76(3):470-4.

16. Bahrololoumi Z, Soleymani Aa, Jafarzadeh F. Comparison Of Shear Bond Strength Of Four Self- Etch And Total-Etch Bondings In Dentine Of Primary Teeth, An In Vitro Study. JDSUMS 2010; 11(2):142-6.

17. Suwatviroj P, Messer LB, Palamara JE. Microtensile bond strength of tooth-colored materials to primary tooth dentin. Pediatr Dent 2004; 26(1):67-74.

18. Dennison JB, Edwards MCA. Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. Pediatr Dent 1997; 19:246-52.

19. Koutsi V, Noonan R, Horner J, Simpson M, Matthews W, Pashley DH. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. Pediatr Dent 1994; 16(1):29-35.

20. Hamama H, Burrow M, Yiu C. Effect of dentine conditioning on adhesion of resin-modified glass ionomer adhesives. Aust Dent J 2014; 59(2):193-200.

21. Bolaños-Carmona V, González-López S, Briones-Luján T, De Haro-Muñoz C, José C. Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. Dent Mater 2006; 22(12):1121-9.

22. Paing SY, Tichy A, Hosaka K, Nagano D, Nakajima M, Tagami J. Effect of smear layer deproteinization with HOCl solution on the dentin bonding of conventional and resin-modified glass-ionomer cements. Eur J Oral Sci 2020; 128(3):255-62.

23. Correr GM, Alonso RCB, Grando MF, Borges AFS, Puppin-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on primary dentin—a scanning electron microscopy (SEM) evaluation. J Dent 2006; 34(7):454-9.

24. Mazaheri R, Pishevar L, Shichani AV, Geravandi S. Effect of different cavity conditioners on microleakage of glass ionomer cement with a high viscosity in primary teeth. Dent Res J 2015; 12(4):337-41.