

مقایسه استحکام پیوند ریزبرشی کامپوزیت رزین سیلوران با کامپوزیت متاکریلاتی معمول به عاج دندان‌های شیری

مریم شریفی*، سمیه خرمیان طوسی**#

* استادیار دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، رفسنجان، ایران

** استادیار دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی البرز، کرج، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۶/۳/۲ - تاریخ پذیرش: ۹۶/۸/۱۷

Comparison of Micro-Shear Bond Strength between Silorane-Based Composite and Conventional Methacrylate-Based Composite to the Dentin of Primary Teeth

Maryam Sharifi*, Somayeh Khoramian Tusi**#

* Department of Paediatric Dentistry, School of Dentistry, Rafsanjan University of Medical Sciences, Rafsanjan, Iran

** Department of Paediatric Dentistry, School of Dentistry, Alborz University of Medical Sciences, Karaj, Iran

Received: 22 May 2017; Accepted: 30 October 2017

Introduction: Bond strength between the restorative material and tooth structure is one of the major factors in the selection of restorative materials, which plays a key role in durable restoration and reducing microleakage. Considering the recent attention of researchers to low-shrinkage composites, the present study aimed to compare the micro-shear bond strength of silorane-based composite (P_{90}) with the conventional methacrylate-based composite (Z_{250}) to the dentin of primary teeth.

Materials and Methods: In this experimental study, 24 intact primary canines were selected. Two disks (thickness: 2 mm) were prepared from each tooth, and the samples were randomly divided into four groups ($n=12$). Composite resin cylinders ($r=0.7$) were adapted on each dentin surface, as follows: g_1 : (silorane bond system + P_{90}), g_2 : (etch + silorane bond system + P_{90}), g_3 : (single bond + Z_{250}), g_4 : (etch + single bond + Z_{250}). Afterwards, the samples were subjected to a micro-shear bond strength test until failure. Data analysis was performed using Tamhane's T_2 ($P<0.05$).

Results: Statistically significant differences were observed between the four groups of g_1 , g_2 , g_3 , and g_4 . The highest bond strength was reported in the second group (etch + silorane bond + composite P_{90}), while the third group (single bond + Z_{250}) had the lowest micro-shear bond strength compared to the other groups.

Conclusion: According to the results, silorane-based composite (P_{90}) has higher micro-shear bond strength to the primary dentin compared to the methacrylate-based composite (Z_{250}). Moreover, etching the surfaces could increase the bonding efficiency of P_{90} to the primary dentin.

Keywords: Micro-shear Bond Strength, Silorane Adhesive System, Methacrylate Composite, Self-etch Primer.

Corresponding Author: Drkhoramian@Abzums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2017; 41(4): 317-24.

چکیده

مقدمه: یکی از معیارهای مهم در انتخاب ماده ترمیمی، استحکام پیوند بین ماده ترمیمی و دندان است که در انجام ترمیم منطبق با ساختار دندان و کاهش ریزشست دارای اهمیت است. با توجه به اقبال جدید به کامپوزیت رزین‌های با انقباض کم، هدف مطالعه‌ی حاضر، مقایسه‌ی استحکام پیوند ریزبرشی کامپوزیت رزین سیلوران (P_{90}) با کامپوزیت متاکریلاتی معمول (Z_{250}) به عاج دندان‌های شیری بود.

مواد و روشها: در این مطالعه‌ی آزمایشگاهی، ۲۴ دندان کانین شیری سالم انتخاب شدند. از هر دندان دو دیسک عاجی به ضخامت دو میلی‌متر تهیه گردید. نمونه‌ها به چهار گروه ۱۲ تایی تقسیم شدند. در هر گروه، سیلندر کامپوزیتی به قطر ۰/۷ میلی‌متر به شرح زیر به سطح عاج پیوند گردید. گروه اول: سیستم باند P_{90} + کامپوزیت P_{90} ، گروه دوم: اچینگ + سیستم باند P_{90} + کامپوزیت P_{90} ، گروه سوم: Single + bond + کامپوزیت Z_{250} ، گروه چهارم: اچینگ + Single bond + کامپوزیت Z_{250} . سپس نمونه‌ها تحت نیروی برشی قرار گرفتند تا در نهایت دچار شکست شوند. داده‌ها با آزمون‌های آماری توسط Tamhane's T_2 آنالیز شدند و $p<0/05$ معنی‌دار تلقی گردید.

مولف مسؤول، نشانی: کرج، گلشهر، میدان کتویی زاده، دانشکده دندانپزشکی البرز، گروه کودکان، تلفن: ۳۵۳۱۶۱۴ - ۰۲۶۳

E-mail: Drkhoramian@Abzums.ac.ir

یافته‌ها: میانگین استحکام پیوند ریزبرشی در چهار گروه مورد مطالعه، با هم تفاوت معنی‌دار داشتند ($p < 0.05$). به این ترتیب که بیشترین میزان استحکام پیوند مربوط به گروه دوم و کمترین آن مربوط به گروه سوم بود.

نتیجه‌گیری: کامپوزیت P90 نسبت به کامپوزیت Z250، استحکام پیوند ریزبرشی بیشتری به عاج دندان‌های شیری داشته و کاربرد اچ قبل از کاربرد پرایمر در سیستم باندینگ سیلوران، قدرت پیوند این کامپوزیت رزین را به عاج دندان‌های شیری افزایش داد.

کلمات کلیدی: استحکام ریزبرشی، سیستم ادهزیو سیلوران، کامپوزیت متاکریلاتی، پرایمر سلف اچ.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۶ دوره ۴۱ / شماره ۴: ۲۴-۳۱۷.

مقدمه

مونورهای حلقوی بازشونده موجود در سیلوران میزان انقباض پلی‌مریزاسیون را به کمتر از ۱٪ حجمی کاهش داده است. در چند سال اخیر تحقیقات متعددی در زمینه ویژگی‌های این کامپوزیت رزین جدید و کاربرد کلینیکی آن صورت گرفته است که قسمت اعظم این تحقیقات بر روی کاربرد این نوع از کامپوزیت رزین در دندان‌های دائمی بوده است.^(۷-۹) اما هنوز مطالعات آزمایشگاهی یا بالینی کافی که مفید بودن آن را در دندان‌های شیری نشان دهد انجام نشده است. در دندان‌های شیری برخلاف دندان‌های دائمی ضخامت ماده‌ی دندانی کم و ضخامت مینای بدون منشور زیاد است؛ بنابراین نمی‌توان نتایج کاربرد کامپوزیت رزین و سیستم پیوند در دندان‌های دائمی را به دندان‌های شیری تعمیم داد.^(۱۰)

بنابراین ضرورت انجام مطالعه‌ای که کاربرد سیلوران به عاج دندان‌های شیری را مورد بررسی قرار دهد احساس می‌شود. مطالعه‌ی حاضر با هدف مقایسه‌ی استحکام پیوند ریزبرشی کامپوزیت سیلورانی P90 با کامپوزیت متاکریلاتی معمول Z250 به عاج دندان‌های شیری صورت گرفته است.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه‌ی آزمایشگاهی، تعداد ۲۴ دندان کانین شیری فاقد پوسیدگی، شکستگی و ترک خوردگی که به دلایل ارتودنسی کشیده شده بودند، مورد استفاده قرار گرفتند. دندان‌ها جهت ضدعفونی، پس از پاک کردن

در ترمیم‌های زیبایی، ریزنشست اغلب سبب تغییر رنگ در لبه‌های ترمیم شده و ضرورت تعویض آن را ایجاد می‌کند. ریزنشست به ویژه در ترمیم‌های دندانی کودکان که کف حفره تهیه شده در نزدیکی پالپ قرار دارد مهم است،^(۱) زیرا تحریک اضافی پالپ با تراوش مواد محرک از اطراف ماده ترمیمی و گذر از لایه نازک عاج یا بازشدگی‌های میکروسکوپی پالپ می‌تواند واکنش برگشت ناپذیر پالپ را سبب شود.^(۲) یکی از دلایل اصلی که می‌تواند در شکل‌گیری فاصله بین ترمیم زیبایی و دیواره دندانی مؤثر باشد انقباض حین پلی‌مریزاسیون است.^(۳)

انقباض حجمی کامپوزیت رزین‌ها به طور عمده به ترکیب شیمیایی ماتریکس رزینی بستگی دارد.^(۴) بنابراین تلاش‌هایی برای کاهش انقباض پلی‌مریزاسیون با تغییر در ترکیب رزینی صورت گرفته است از جمله تقویت کامپوزیت رزین‌های معمولی Bis-GMA از طریق اضافه کردن مونومرهای جدید مثل UEDMA و Bis-EMA و یا به کار بردن مولکول‌های رزینی بلندتر مثل EMA6 که در Z250 وجود دارد.^(۵) یکی دیگر از این تلاش‌ها تغییر ساختار مونومری فاز ماتریکس با استفاده از مونومرهای حلقوی باز شونده (ring-opening) است.^(۶)

سیلوران یک مونومر با پایه سیلیکون است که از ترکیب سیلوران و اکسیران به دست آمده است. واکنش

مخصوص کامپوزیت P₉₀ بر سطح نمونه‌ها اعمال شده و پس از پخش شدن با پوار ملایم هوا، به مدت ۱۰ ثانیه کیور شدند. جهت اتصال کامپوزیت P₉₀ به سطح عاج، از یک مولد پلاستیکی (Cleveland, OH, USA) tube tygone به قطر داخلی ۰/۷ میلی‌متر و ارتفاع دو میلی‌متر استفاده شد. کامپوزیت رزین با کمک نوک سوند به درون این مولد پلاستیکی وارد شد و سپس بر سطح عاج منطبق گردید و به آرامی فشرده شد تا از برقراری تماس مناسب با عاج اطمینان حاصل شود بعد به مدت ۴۵ ثانیه کیور شد و پس از آن مولد پلاستیکی توسط تیغ بیستوری برش داده شد و با سوند از اطراف کامپوزیت رزین جدا شد. (شکل ۲ و ۳)



شکل ۲: جدا کردن تایگون تیوب از استوانه کامپوزیتی



شکل ۳: نمونه‌ی استوانه‌ی کامپوزیتی آماده شده بر سطح دیسک عاج

در گروه دوم، مراحل کار مشابه گروه اول بود با این تفاوت که قبل از کاربرد پرایمر، سطح دیسک عاجی با استفاده از اسید فسفریک ۳۷٪ (3M ESPE) به مدت ۱۵

زوائد بافتی با کمک اسکیلر به مدت ۲۴ ساعت در محلول فرمالدئید ۱۰٪ (دکتر مجللی، تهران، ایران) قرار داده شدند.^(۱۱) دندان‌های شیری به منظور برش‌های دیسک شکل از مقطع عرضی دندان، در دستگاه Universal Cutting Machine (Zwick, Ulam, Germany) قرار داده شوند و نمونه‌های دیسک شکل صاف به ضخامت دو میلی‌متر از عاج کروئالی از هر دندان تهیه گردید، به گونه‌ای که نمونه‌ی تهیه شده فاقد پوشش مینایی بوده و فضای اتاچک پالپی در آن به چشم نمی‌خورد؛ به این ترتیب از هر دندان دو دیسک عاجی تهیه گردید. (شکل ۱)



شکل ۱: نمونه‌ای از دیسک عاجی

سپس نمونه‌ها به مدت ۶۰ ثانیه توسط آب مقطر (فراز مهر، اصفهان، ایران) شستشو داده شده و به مدت ۲۴ ساعت در دمای اتاق در ظرف حاوی آب مقطر نگه داشته شدند.^(۱۲) پس از آن نمونه‌ها به طور تصادفی به چهارگروه دوازده‌تایی تقسیم شده و در هر گروه بر روی دیسک عاجی، اتصال کامپوزیت به دیسک‌ها به ترتیب زیر انجام شد.

در گروه اول، پرایمر موجود در کیت مخصوص کامپوزیت Filtek SiloranP₉₀ (3M ESPE, MI, USA) به مدت ۱۵ ثانیه بر سطح نمونه brushing شد و پنج ثانیه با پوار ملایم هوا پخش گردید. سپس به مدت ۱۰ ثانیه توسط دستگاه لایت کیور QTH (USA, OH, Colten 75) با شدت نور ۱۰۰۰mw/cm² کیور گردید. سپس باندینگ

در نهایت با محاسبه‌ی مقدار نیرو (بر حسب نیوتن) تقسیم بر سطح مقطع (بر حسب میلی متر مربع) نتایج بر حسب مگاپاسکال گزارش شد. جهت کور نمودن مطالعه، فردی که آزمون‌های پیوند برشی را انجام داد تنها شماره‌ی گروه مورد نظر را ثبت کرد و از نوع ماده‌ی کاربردی در گروه‌های مختلف بی‌اطلاع بود. توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Kolmogorov-Smirnov مورد تأیید قرار گرفت ($p > 0/05$) در حالی که هموژنیستی واریانس توسط آزمون Levene's مورد تأیید قرار نگرفت ($p = 0/001$). بنابراین از آزمون‌های One-way ANOVA و Tamhane's T2 برای مقایسه گروه‌ها استفاده گردید؛ همچنین $p < 0/05$ به عنوان سطح معنی‌دار تلقی شد.

یافته‌ها

آزمون واریانس یک طرفه نشان داد که تفاوت استحکام پیوند ریزبرشی کامپوزیت رزین به عاج بین گروه‌های مورد آزمایش معنی‌دار بود ($p = 0/001$) میانگین استحکام پیوند ریزبرشی کامپوزیت رزین به عاج توسط روش‌های مورد مطالعه در جدول (۱) نشان داده شده است.

ثانیه اچ شد و بعد به مدت ۱۰ ثانیه شستشو داده شده و سپس خشک گردید.

در گروه سوم، از سیستم باندینگ سلف اچ Single bond 3M ESPE به منظور باندینگ استفاده شد. به این ترتیب که پس از قرار دادن باندینگ و پوار ملایم هوا، نمونه‌ها به مدت ۱۰ ثانیه کیور شدند. انطباق کامپوزیت رزین ($Z_{250}3M ESPE$) بر سطح عاج مشابه گروه‌های قبلی انجام شد و سپس کامپوزیت رزین به مدت ۴۵ ثانیه کیور گردید.

در گروه چهارم نیز، مراحل کار مشابه گروه قبل بود با این تفاوت که قبل از کاربرد باندینگ، سطح دیسک عاجی با استفاده از اسید فسفریک ۳۷٪ (3M ESPE) به مدت ۱۵ ثانیه اچ شد و بعد به مدت ۱۰ ثانیه شستشو شده و سپس خشک گردید.

جهت ارزیابی استحکام پیوند ریزبرشی، نمونه‌ها در دستگاه (Microtensile Tester (Bisco, Schaumburg, USA) قرار داده شدند. به این ترتیب که نمونه‌ها توسط چسب و اسپری سیانوآکریلات (Zapit, Dental, USA) به دستگاه چسبانده شده و پس از خشک شدن فیکس گردیدند. (شکل ۴) یک سیم مخصوص به دور استوانه‌ی کامپوزیتی حلقه شد و به بازوی دیگر دستگاه ثابت گردید. دو بازو با سرعت ۰/۵mm/min از هم دور شدند تا زمانی که استوانه از نمونه‌ی عاجی جدا شده و یا اینکه استوانه‌ی کامپوزیتی دچار شکست گردد.



شکل ۴: فیکس شدن نمونه به بازو توسط چسب سیانوآکریلات

جدول ۱: میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام پیوند ریزبرشی (مگاپاسکال) کامپوزیت رزین به عاج در گروه‌های مختلف مورد مطالعه

گروه	حداکثر - حداقل	انحراف معیار \pm میانگین
اول (کامپوزیت P ₉₀)	۱۸/۷۲-۴۱/۰۸	۳۰/۳۰ \pm ۸/۰۵
دوم (اچ+کامپوزیت P ₉₀)	۳۰/۶۸-۴۹/۱۴	۳۹/۶۸ \pm ۶/۶۷
سوم (کامپوزیت Z ₂₅₀)	۱۳/۲۶-۱۹/۰۵	۱۵/۹۲ \pm ۲/۵۰
چهارم (اچ+کامپوزیت Z ₂₅₀)	۱۱/۷-۳۰/۶۸	۲۰/۹۴ \pm ۵/۰۵

زیر بود: کامپوزیت Z₂₅₀ > کامپوزیت Z₂₅₀+اچ > کامپوزیت P₉₀ > کامپوزیت P₉₀+اچ.

بحث

روش‌های مختلفی به منظور ارزیابی توانایی قدرت پیوند کامپوزیت رزین‌ها به سطوح آماده شده‌ی دندانی وجود دارد. در این مطالعه از نیروی برشی برای ارزیابی استحکام پیوند استفاده شده است، زیرا استرس‌های برشی بیشترین نوع استرس‌های دخیل در شکست باندینگ در شرایط بالینی هستند، هم‌چنین در انجام تست‌های با نیروی برشی احتمال این که شکست به صورت کوهزیو و در توده‌ی ماده رخ دهد نسبت به تست‌های با نیروی کششی کمتر است و غالباً شکست در حد فاصل ماده‌ی ترمیمی و سطح روی می‌دهد که از نوع ادهزیو است. هم‌چنین آماده سازی سطح نمونه‌ها و انجام این آزمایش به آسانی و سرعت امکان پذیر است.^(۱۲)

آزمون استحکام پیوند برشی با کاهش سطح مقطع نمونه به زیر یک میلی متر مربع به آزمون استحکام پیوند ریزبرشی تبدیل می‌شود که از چند جهت دارای مزیت است. در آزمایش استحکام پیوند ریزبرشی تعداد نمونه‌های مورد نیاز کاهش می‌یابد و می‌توان چندین نمونه را بر روی یک سطح آماده شده مورد بررسی قرار داد، هم‌چنین، سطح بزرگتر نقایص میکروسکوپی بیشتری را در بر می‌گیرد و در نتیجه احتمال ایجاد یک سطح ناهمگون

بر اساس یافته‌های این مطالعه، بیشترین استحکام پیوند ریزبرشی (۳۹/۶۸ \pm ۶/۶۷ مگاپاسکال) کامپوزیت رزین به عاج، در گروه دوم که از کامپوزیت P₉₀ به همراه اچ بر سطح عاج مشاهده شد و گروه سوم، که از کامپوزیت Z₂₅₀ بدون اچ کردن سطح عاج با اسید استفاده شده بود، کمترین استحکام پیوند ریزبرشی (۱۵/۹۲ \pm ۲/۵۰) را نشان داد.

هم‌چنین آزمون Tamhane's T2 نشان داد که تفاوت استحکام پیوند ریزبرشی همه‌ی گروه‌های مورد مطالعه به صورت دو به دو معنی دار بود (p<۰/۰۵). (جدول ۲)

جدول ۲: مقایسه‌ی بین گروهی میانگین استحکام پیوند ریزبرشی

گروه‌ها	۱	۲	۳
۲	p=۰/۳۱	-	-
۳	p=۰/۰۰۱	p=۰/۰۰۱	-
۴	p=۰/۰۱۸	p=۰/۰۰۱	p=۰/۰۴۲

یافته‌های این مطالعه نشان داد که استحکام پیوند ریزبرشی در گروه‌های سوم و چهارم که از کامپوزیت Z₂₅₀ استفاده شده بود، به طور معنی‌داری از استحکام پیوند کامپوزیت سیلورانی P₉₀ به عاج در گروه اول و دوم کمتر بود (p<۰/۰۵). به طور خلاصه میزان استحکام پیوند ریزبرشی در گروه‌های مورد مطالعه به ترتیب

نمی‌کند. بلکه از مونومرهای با قابلیت ring-opening استفاده می‌کند. میزان ثبت شده انقباض پلی‌مریزاسیون سیلوران در مطالعات آزمایشگاهی از تمامی کامپوزیت‌های متاکریلاتی کمتر است.^(۱۷) بنابراین نیروی کمتری بر اثر انقباض ماده حین سخت شدن بر محل اتصال ماده و عاج وارد می‌شود که این مطلب می‌تواند سبب تماس نزدیکتر سیلوران با سطح و برقراری پیوند بهتر باشد. هم‌چنین در گروه دوم که از اسید اچ قبل از اعمال پرایمر و باندینگ سیلوران استفاده شده بود، استحکام پیوند ریزبرشی نسبت به گروه یک که در آن تنها از پرایمر سیلوران استفاده شده بود بیشتر بود. این مطلب را چنین می‌توان توضیح داد که سیستم باندینگ سیلوران به دندان two-bottle self-etch است. مرحله اول استفاده از یک پرایمر هیدروفیل است. این پرایمر برخلاف پرایمرهای سیستم‌های two-step self-etch که بعد از اعمال باندینگ پلی‌مریزه می‌شوند در همان مرحله اول و قبل از اعمال باندینگ پلی‌مریزه می‌شود؛ بنابراین پیوند به مینا و عاج و تشکیل لایه هیبرید در همان مرحله اول اعمال پرایمر صورت می‌گیرد.

PH پرایمر سیلوران، ۲/۷ است تا ثبات مونومرهای موجود در پرایمر و نیمه عمر آنها افزایش یابد. این pH بالا، پرایمر را از نظر قدرت اچ‌کنندگی در دسته بسیار ضعیف (ultra-mild) قرار می‌دهد. لایه دوم اعمال شده، یک باندینگ با مولکول‌های دو قطبی است که از سمت آب‌دوست خود با پرایمر آب‌دوست و از سمت آب‌گریز خود با کامپوزیت آب‌گریز سیلوران متصل می‌شود.^(۱۸)

در مطالعات صورت گرفته توسط Mine و همکاران بر روی لایه هیبرید تشکیل شده با سیستم باندینگ سیلوران، نشان داده شد که لایه هیبرید حداکثر چند صد نانومتر ضخامت دارد که می‌تواند به علت pH بالای پرایمر باشد. در عاج تراش خورده با فرز ضخامت لایه هیبرید بسیار

که سبب توزیع نامناسب نیروها و شکست زود هنگام پیوند می‌شود، بیشتر است.^(۱۳)

در مطالعه‌ی حاضر، از آزمون استحکام پیوند ریزبرشی جهت ارزیابی قدرت پیوند کامپوزیت P₉₀ و Z₂₅₀ به عاج دندان‌های شیری استفاده شد. به منظور مقایسه کامپوزیت سیلورانی P₉₀ با کامپوزیت‌های متاکریلاتی، از کامپوزیت Z₂₅₀ که به طور معمول به کار می‌رود، استفاده شده است. Z₂₅₀ یک کامپوزیت رزین میکروهیبرید با ۶۰٪ حجمی فیلراست.^(۵) که انقباض پلی‌مریزاسیونی برابر ۲/۷ دارد.^(۱۴)

سیستم باندینگ سیلوران سلف اچ است و pH پرایمر آن ۲/۷ می‌باشد. بنابراین در دسته مواد اچ‌کننده ultra-mild قرار می‌گیرد.^(۱۵) به منظور بررسی تأثیر اچ کردن سطح بر استحکام پیوند ریزبرشی، در یکی از گروه‌های مورد بررسی قبل از اعمال سیستم باندینگ سیلوران دندان با اسید فسفریک ۳۷٪ اچ شد تا در صورتی که نقص در سیستم باندینگ سیلوران سبب کاهش قدرت پیوند می‌شود، در این گروه این اثر رفع گردد. به منظور مشابه‌سازی عوامل باندینگ دو نوع کامپوزیت، برای کامپوزیت Z₂₅₀، از عامل باند سلف اچ، Single bond استفاده گردید و در یکی از گروه‌های مورد بررسی نیز همین باندینگ با کاربرد اسید اچ مورد استفاده قرار گرفت. بر اساس مطالعه‌ی انجام شده، اختلاف آماری معنی داری در میزان استحکام پیوند ریزبرشی در چهار گروه سلف اچ مورد آزمایش وجود داشت. به این ترتیب که کامپوزیت رزین سیلوران نسبت به Z₂₅₀ استحکام پیوند ریزبرشی بیشتری را هم در سیستم self-etch و هم با کاربرد اچ قبل از اعمال باندینگ نشان داد. مطالعه‌ی انجام شده توسط Ilei نیز این نتیجه را تأیید می‌کند.^(۱۶) این مطلب می‌تواند به این دلیل باشد که سیلوران کامپوزیت جدیدی است که از مونومرهای متاکریلاتی معمول استفاده

امر سبب کاهش قدرت نفوذ ماده‌ی باندینگ به سطح آماده شده با پرایمر می‌شود و در نهایت قدرت پیوند کاهش می‌یابد.^(۱۹) کاربرد اسیداج قبل از اعمال پرایمر با حذف بخشی از یون‌های کلسیم و فسفات از این امر جلوگیری می‌کند. هرچند در مطالعاتی ذکر شده که قدرت باند سیستم‌های سلف اچ و توتال اچ تفاوت آماری معنی‌داری با هم ندارند. ولی یافته‌های مطالعه حاضر مغایر با این مطلب است.^(۲۰) ضمناً مورد دیگری که می‌تواند بر قدرت پیوند به عاج تأثیر داشته باشد، ویژگی‌های خود عاج است که تحت تأثیر سن، نوع دندان، میزان پوسیدگی، ساخت عاج ترمیمی یا واکنشی و محیط حد واسط است. به منظور حذف این متغیرها در این مطالعه، از دندان‌های کاین شیری سالم بدون پوسیدگی که کمتر از یک سوم طول ریشه‌ی آنها تحلیل رفته و در محیط حد واسط یکسان (سرم) نگه داشته شده‌اند، استفاده گردید.^(۲۱)

نتیجه‌گیری

با توجه به مطالعه‌ی انجام شده، کامپوزیت رزین سیلوران P₉₀ نسبت به کامپوزیت‌های متاکریلاتی Z₂₅₀ استحکام پیوند ریزبرشی بیشتری به عاج دندان‌های شیری داشت و کاربرد اسید اچ بر سطح عاج قبل از اعمال پرایمر و سیستم باندینگ سیلوران سبب تقویت قدرت پیوند ریزبرشی کامپوزیت به عاج دندان‌های شیری گردید.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از زحمات معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان جهت تأمین هزینه‌های این طرح تقدیر و تشکر می‌گردد.

کم و در حد چند صد نانومتر است؛ هم‌چنین تگ‌های رزینی مشاهده نمی‌شوند؛ زیرا به علت بالا بودن pH اسیدی پرایمر، smear plug از داخل توبول‌های عاجی حذف نمی‌شود. بنابراین در صورتی که پرایمر بر یک لایه ضخیم‌تر از smear layer که توسط یک فرز ساینده الماسی تولید شده است اعمال گردد، پیوند ایجاد شده تنها در لایه سطحی صورت می‌گیرد. پس کارایی پیوند سیستم باندینگ سیلوران که اساساً در همان مرحله اول و اعمال پرایمر صورت می‌گیرد، تا حد زیادی به ویژگی‌های لایه اسمیر برجای مانده بستگی دارد. در صورتی که پرایمر سیلوران بر سطح عاج تراش نخورده اعمال شود، ضخامت لایه هیبرید حداکثر ۲۰۰ نانومتر است ولی چون توبول‌های عاجی با لایه اسمیر پوشیده نشده‌اند تگ‌های رزینی تشکیل می‌شوند و کارایی پیوند افزایش می‌یابد.^(۱۸) بنابراین کاربرد اچ قبل از اعمال پرایمر با حذف لایه اسمیر ویژگی‌های پیوند را تا حد زیادی بهبود می‌بخشد. نتایج مطالعات Kholisa و همکاران نیز تاییدگر این مطلب است.^(۱۱)

هم‌چنین کامپوزیت Z₂₅₀ نیز با کاربرد اچ قبل از کاربرد سیستم باندینگ self-etch نتایج بهتری را نشان داد زیرا در سیستم‌های self-etch با کاربرد پرایمر یون‌های کلسیم و فسفاتی که از کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت جدا شده‌اند، در الکل و آبی که به عنوان حلال در پرایمر وجود دارند به صورت معلق باقی می‌مانند. وقتی این محلول با کاربرد پوار هوا تبخیر می‌شود این محتوای کلسیم و فسفات ممکن است حلالیت اجزای پرایمر را کاهش داده و سبب ته‌نشین شدن آنها در پرایمر شود. این

منابع

1. McDonald R, Avery D, Stooky G. Dental caries in the child and adolescent. In: McDonald R, Avery D, Dean J. *Dentistry for Child and Adolescent*. 8th ed. St.Louis: Mosby Elsevier; 2004. p. 203-36.
2. Moore K, Avery D. Dental materials. In: McDonald R, Avery D, Dean J. *Dentistry for Child and Adolescent*. 8th ed. Mosby, Co: St. Louis; 2004. P. 333-52.
3. Donly K, Segura A. Dental materials. In: Pinkham J, Casamassimo P, McTigue D, Fields H, Nowak A. *Pediatric Dentistry Infancy through Adolescence*. 5th ed, W.B. Saunders Co: St. Louis; 2013. P. 325-40.
4. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater* 2006; 22(5): 359-65.
5. Charton C, Colon P, Pla F. Shrinkage stress in light-cured composite resins: Influence of material and Ph to activation mode. *Dent Mater* 2007; 23(3): 911-20.
6. Cadenaro M, Biasotto M, Scuur N, Breschi L, Davidson CL, Di Lenarda R. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. *Dent Mater* 2008; 24(1): 681-5.
7. VanEnde A, Munck J, Mine A. Does a low-shrinkage composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater* 2010; 26(3): 215-22.
8. Nozaka K, Suruga Y, Amari E. Micro-leakage of composite resins in cavities upper primary molars. *Int J Paediatr Dent* 1999; 9 (3): 185-94.
9. Al-Boni R, Raja OM. Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. *J Conserv Dent* 2010; 13 (3): 152-5.
10. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dent Mater* 2006; 22(2): 593-601.
11. Kholas M, Malhotra N, Mala K. An in vitro evaluation of shear bond strength of silorane and bis-GMA resin based composite using different curing unites. *J Conserve Dent* 2012; 15(3): 278-82.
12. Fahmy AE, Farrag NM. Microleakage and shear bond strength in class II primary molars cavities restored with low shrink silorane based versus methacrylate based composite using three different techniques. *J Clip Pediatr Dent* 2010; 35(2): 173-81.
13. Nozaka K, Suruga Y, Amari E. Microleakage of composite resins in cavities upper primary molars. *Int J Dent* 1999; 9(4): 185-94.
14. John R, Christense W, Henry W, Fields Jr. Space maintenance in the primary dentition. In: Pinkham J, Casamassimo P, Mctigue D, Fields H, Nowak A. *Pediatric Dentistry. Infancy through Adolescence*. 5th ed, St. Louis: W. B Saunders; 2013; 10(2): 379-84.
15. Pereira GDS, Dias CTS. Bond strength between silorane-based composite resin and dentin substrate. *Am J Dent* 2013; 4(1): 90-4.
16. Van Ende A, Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinkage composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater* 2009; 25(6): 825-33.
17. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater* 2009; 25(3): 810-9.
18. Mine A, Munck J, Van Ende A, Cardoso M, Kuboki T, Yoshida Y, et al. B. TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin. *Dent Mater* 2010; 10(4): 100-10.
19. Neelima L, Sathish ES, Kandaswamy D. Evaluation of microtensile bond strength of total-etch, self-etch and glass ionomer adhesive to human dentin: An invitro study. *Indian J Dent Res* 2008; 19(4): 129-33.
20. Cunha L, Nascimento B, Dziedzic D, Baratto S, Gonzaga C, Furuse A, et al. Influence of different surface treatment on the shear bond strength of methacrylate resin composite repaired with silorane based resin. *Oper Dent*. 2013; 10(3): 24-8.
21. Saleh R, Gallab O, Zaazou M, Niazi H. The influence of different surface pretreatments on the shear bond strength of repaired composite. *J Am Sci* 2011; 7(7): 705-11.