تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۵، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۲، ۲۷۵-۲۸۰

بررسی استحکام باند ریز برشی یک نوع باندینگ نانوفیلر، با و بدون قرار گرفتن در چرخه‌های حرارتی توسط دستگاه ابداعی

دکتر زهرا جابری انصاری[۱]- مهندس حمید خلیلی[۲] - دکتر محمد علی کشاورز ترک[۳] - دکتر مانوشا امیری سیاوشانی[۴]

۱- دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهیدبهشتی، تهران، ایران

۲- استادیار گروه آموزشی مهندسی کامپیوتر دانشکده مهندسی دانشگاه شهیدبهشتی، تهران، ایران

۳- دندانپزشک

۴- دستیار تخصصی گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهیدبهشتی، تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: *در ساخت مواد جدید دندانپزشکی، پیش‌بینی دوام آنها از اهمیت خاصی برخوردار است و دستگاه چرخه حرارتی می‌تواند برای این پیش‌بینی مفید باشد. هدف این مطالعه بررسی استحکام باند ریز برشی یک نوع باندینگ نانوفیلر، با و بدون قرار گرفتن در چرخه‌های حرارتی توسط دستگاه ابداعی می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی دندانهای مولر سوم انسان بعد از خارج شدن و ضدعفونی‌کردن در لایه‌های ۱/۵ میلی‌متری برش داده شدند. باند نانوفیلر Clearfil Tri-S Bond طبق دستورالعمل کارخانه سازنده روی قسمت عاجی برشها زده شد. کامپوزیت Clearfil AP-X در لوله‌هایی به قطر داخلی ۰/۷۵ و ارتفاع یک میلی‌متر روی عاج قرار داده شده و سخت گردید. نمونه‌ها به طور تصادفی به سه گروه تقسیم و تحت چرخه حرارتی توسط دستگاه ابداعی به تعداد (صفر، سه هزار و پنج هزار دور) در دمای بین ۲±۵ و ۲±۵۵ درجه سانتی‌گراد قرار گرفتند. استحکام ریزبرشی توسط دستگاه Micro-Tensile Tester با سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه اندازه‌گیری و یافته‌ها توسط آزمون ANOVA یک سویه و مقایسه چندتایی Tukey با فاصله اطمینان ۹۵٪ مورد ارزیابی قرار گرفتند.*

یافته‌ها: *میانگین استحکام باند ریزبرشی در چرخه‌های حرارتی صفر، سه هزار و پنج هزار دور به ترتیب ۴/۵۶±۱۹/۲۷، ۶/۵۲±۱۷/۰۰ و ۴/۶۴±۱۱/۵۸ مگاپاسکال به دست آمد. کاهش میزان باند در اثر چرخه حرارتی بین صفر و سه هزار دور از نظر آماری معنی‌دار نبود (P=۰/۳) و کاهش باند بین چرخه‌های حرارتی صفر و پنج هزار دور و همچنین سه هزار و پنج هزار دور از لحاظ آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۲ و P<۰/۰۳).*

نتیجه‌گیری: *افزایش تعداد چرخه حرارتی بیش از سه هزار دور باعث کاهش استحکام باند ریزبرشی باندینگ Tri-S می‌شود.*

کلید واژه‌ها: *استحکام باند ریزبرشی ، باندینگ ، چرخه حرارتی ، نانوفیلر*

وصول مقاله: ۱۳۹۱/۸/۷ اصلاح نهایی: ۱۳۹۲/۴/۷ پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۴/۸

نویسنده مسئول: دکتر مانوشا امیری سیاوشانی، گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهیدبهشتی

e.mail:Manusha_amr@yahoo.com

مقدمه

علم مواد با کشف انواع متفاوت مواد ترمیمی و بهبود موادی که از پیش وجود داشته‌اند پیشرفت می‌کند. عدم کاربرد صحیح و فرمولاسیون ضعیف مواد دندانپزشکی باعث ایجاد ناراحتی، عوارض جانبی و افزایش هزینه مراقبتهای سلامتی می‌گردد. یکی از عوامل مهم در کیفیت مواد، پایداری و دوام آنها می‌باشد. دوام یک ترمیم ضرورتاً ناشی از آب‌بندی (Seal) حاشیه‌ای خوب آن می‌باشد. کاهش ریزنشت حاشیه‌ای موجب کاهش پوسیدگی ثانویه، تخریب لبه‌ای، حساسیت بعد از ترمیم و درگیری عصب دندان می‌گردد.

پس بررسی ریزنشت یکی از معیارهای ارزیابی مواد جدید می‌باشد و با کمک آن می‌توان به بهبود مواد و دستیابی به مواد ترمیمی مناسبتر دست یافت. (۱)، از آن جایی که مواد ترمیمی هنگامی که در محیط دهان قرار می‌گیرند، به طور مداوم تحت تأثیر تغییرات دمای ناشی از مصرف مواد

Archive of SID

www.SID.ir

غذایی و مایعات با دماهای مختلف هستند، به منظور بررسی میزان ریزنشت حاشیه‌ای می‌بایست اثر این تغییرات دما بر روی استحکام باند بین کامپوزیت با عاج و مینا را تحت شرایط مشابه دهان بررسی کرد. (۲)، مدل‌های‌آزمایشگاهی مانند چرخه حرارتی، اعمال نیروی مکانیکی، چرخه pH و Aging مواد درآب مقطر، NaOCl و محلولهای مشابه مواد غذایی می‌توانند اطلاعات مهمی را در رابطه با مکانیسم‌های پایه مؤثر بر تخریب ناحیه حدفاصل دندان و رزین در اختیار قرار دهند. (۳)، در تحقیقهای دیگری در رابطه با مواد دندانی با تغییر شرایط معین ترمیم، به کنترل کیفیت آن از جنبه‌های مختلف مثل استحکام باند پرداخته شده، که این مطالعات هم توسط مشابه‌سازی تغییرات دما صورت می‌گیرند. همچنین به دنبال ابداع مواد جدید مثل نانوفیلر و نانوکامپوزیت‌ها هم تحقیق در شرایط تغییرات دما ضروری می‌باشد. (۴)

از سوی دیگر، با پیدایش نسل جدید باندینگ‌های عاجی و معرفی سیستم‌های سلف اچ یک مرحله‌ای و باندینگ‌های با محتوای نانوفیلری بسیار بالا (۵) مانند Clearfil Tri-S Bond نگرانی در ارتباط با اثرات تخریبی رطوبت و تغییرات حرارتی در محیط دهان براین مواد افزایش یافته است.

Mousavinasab و همکاران اثرات زمان نگهداری در آب و چرخه حرارتی را بر استحکام باند ریز برشی سیستم‌های توتال اچ و سلف اچ را بررسی کردند و استحکام و ماندگاری باند ریزبرشی Clearfil SE Bond را در حدّ قابل قبولی گزارش کردند. (۶)

Nagayassu و همکاران در سال ۲۰۱۱ به بررسی استحکام باند ریزبرشی پنج سیستم ادهزیو به مینا پرداختند:

Adper Prompt , d, AdheSE) Single Bond 2, Clearfil SE Bon L- Pop , Xeno III) اما نتوانستند هیچ گونه تفاوت معنی‌داری در استحکام باند ریز برشی آنها به مینا پس از قرارگیری درآب مقطر ۳۷ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۴ ساعت و چرخه حرارتی به دست آورند. (۷)

مقاومت مواد دندانی به تخریب تأثیر مهمی در کارکرد کلینیکی آنها دارا می‌باشد. بنابراین بررسی اثر روشهای آزمایشگاهی مانند دستگاه چرخه حرارتی بر استحکام باند ریز برشی برای پیش بینی رفتار مواد ترمیمی و باندینگ‌ها در طول زمان و در محیط دهان ضروری می‌باشد.

به همین جهت مطالعه حاضر با هدف بررسی استحکام باند ریز برشی یک نوع باندینگ نانوفیلر به عاج دندان، با و بدون قرار گرفتن در چرخه‌های حرارتی توسط دستگاه ابداعی انجام گرفت.

روش بررسی

این مطالعه از نوع تجربی بر روی دندانهای عقل سالم انسان انجام شد. در طول مدت دو ماه دندانها پس از جراحی در سرم فیزیولوژی نگهداری شدند. ۲۴ ساعت قبل از انجام این مطالعه دندانها مورد بررسی چشمی و معاینه با سوند قرار گرفتند و از بین آنها دندانهای سالم، فاقد پرکردگی، پوسیدگی، شکستگی یا ترک جهت مطالعه انتخاب شدند. دندانها پس از تمیز شدن با برس و پامیس برای ضدعفونی شدن در محلول تیمول ۰/۰۵٪ قرار داده شدند. هر دندان در جهت باکولینگوالی و به‌موازات محورطولی آن‌توسط دستگاه (Thin Sectioning Hamco Machines Inc, Rochester, USA) در ضخامتهای ۱/۵ میلی‌متری برش داده شد. سطوح برش داده شده توسط کاغذ سمباده سیلیکون کارباید ششصد گریت زیر جریان آب به مدت سی ثانیه پرداخت گردیدند.

بر روی سطح آماده شده برشها از باندینگ Clearfil Tri-S، باند نانوفیلر سلف اچ یک مرحله‌ای، طبق دستورالعمل کارخانه استفاده گردید. ابتدا باندینگ توسط اپلیکاتور روی سطح دندان قرار داده شد و پس از بیست ثانیه سطح توسط اسپری هوای پر فشار بیش از پنج ثانیه خشک گردید تا لایه باند به نازکی پخش شود. پس از آن چند عدد لوله شفاف (Tygon, Norton Plastic Cleveland, OH,USA) با قطر داخلی ۰/۷۵ و به طول یک میلی‌متر در روی عاج قرار گرفت و ده ثانیه به آنها نور تابانیده شد. داخل تیوپ‌ها با کامپوزیت AP-X (Kuraray-Japan) به رنگ A_2 پر شد و چهل ثانیه نور به آنها تابانیده شد و در محلول سرم فیزیولوژی قرار گرفت. پس از یک ساعت لوله‌های شفاف خارج شده و نمونه‌ها مجدداً برای مدت ۲۴ ساعت در محلول سرم فیزیولوژی قرار گرفت.

در این بررسی جهت سخت کردن باندینگ و کامپوزیت مورد استفاده از دستگاه مولد نور آریا لوکس (شرکت آپادانا تک) با شدت بیش از ششصد و پنجاه میلی وات بر سانتی‌مترمربع استفاده گردید. برای اندازه‌گیری میزان باند ابتدا نمونه‌ها توسط استریومیکروسکوپ نوری (Olympus Model SZX-1LLB2000-Japan) با بزرگنمایی سی برابر برای کشف نقایص باندینگ بررسی شدند. نمونه‌های دارای نقص (حباب

www.SID.ir

یا درز در محل باند و کامپوزیت) از مطالعه خارج شده و نمونه‌های سالم جایگزین گردیدند.

آنگاه نمونه‌ها به طور تصادفی به سه زیر گروه ۱۱ تایی تقسیم شدند و تحت چرخه حرارتی در دستگاه ابداعی‌محققان به تعداد (صفر، سه هزار و پنج هزار دور) در دمای بین ۲±۵ و ۲±۵۵ درجه سانتی‌گراد قرار گرفتند. هر دوره شامل سه مرحله قرار گرفتن در حمام آب گرم ۱۵ ثانیه، قرار گرفتن در حمام آب سرد ۱۵ ثانیه و مرحله رفت و برگشت بین دو حمام ۱۵ ثانیه بود.

از ویژگیهای این دستگاه ابداعی که سبب امتیاز آن بر دستگاههای موجود می‌شود، می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱-کنترل دیجیتالی دستگاه

۲-صفحه کلید و نمایش جهت ارتباط ساده‌تر با کاربر.

۳-برنامه نرم‌افزاری با منوهای ساده و گویا بر روی صفحه نمایش و امکان تغییر برنامه در هر مرحله از دستگاه.

۴- نمایش دمای مخزنها و وضعیت کاری دستگاه بر روی صفحه نمایش دستگاه.

۵- کنترل اتوماتیک سطح آب مخزنها بدون نیاز به حضور کاربر.

۶- کنترل دقیق دمای آب مخزنها با خطای حداکثر یک درجه.

۷- عملکرد خودکار بازوی مکانیکی بین دو مخزن سرد و گرم.

۸- قابلیت تست مواد تا حجم دویست و پنجاه سانتی‌متر مکعب و وزن ۱/۲ کیلوگرم.

۹- توانایی انجام سی هزار سیکل به طور پیوسته بدون حضور کاربر.

۱۰- تخلیه خودکار آب مخزنها در صورت نیاز.

۱۱- دارای هشداردهنده در صورت بروز هرگونه خطا هنگام کار دستگاه .

۱۲- دارای حافظه داخلی جهت نگهداری اطلاعات مربوط به چرخه‌های کاری .

۱۳- توانایی ادامه عملکرد دستگاه در صورت قطع برق و وصل مجدد آن .

۱۴- دارای خروجی سرریز اضطراری آب در مخزنها.

استحکام ریزبرشی نمونه‌ها توسط دستگاه میکروتنسایل تسترساخت شرکت(Bisco Wire and Loop Inc, USA) با نیروی کششی دویست نیوتن و با سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه اندازه‌گیری شد. میزان نیرو در نقطه شکست بر حسب نیوتن یادداشت شده و استحکام باند برشی از تقسیم نیروی وارده بر کامپوزیت (برحسب نیوتن) در لحظه شکست بر سطح مقطع نمونه‌ها (برحسب میلی‌متر مربع) محاسبه شده و برحسب مگاپاسکال یادداشت گردید.

بعد از تعیین استحکام باند، نوع شکست نمونه‌ها توسط استریومیکروسکوپ در بخش آسیب‌شناسی بررسی شد. نحوه شکست هر نمونه به صورت: شکست ادهزیو (بین عاج و کامپوزیت)، شکست کوهزیو (در کامپوزیت) و شکست مخلوط (به صورت ترکیبی از شکست بین سطحی و شکست کوهزیو) مشخص گردید.

یافته‌ها توسط آزمونهای ANOVA یک سویه و Tukey مورد بررسی آماری قرار گرفتند.

یافته‌ها

میانگین استحکام ریزبرشی Clearfil Tri-S Bond در نمونه‌ها ی بدون چرخه برابر ۴/۵۶±۱۹/۲۷ مگاپاسکال بود. در نمونه‌های با چرخه حرارتی سه هزار دور، ۶/۵۲ ±۱۷ مگاپاسکال به دست آمد. همچنین میانگین و انحراف معیار استحکام ریزبرشی Clearfil Tri-S Bond در نمونه‌های تحت چرخه حرارتی پنج هزار دور برابر، ۴/۶۴±۵۸ /۱۱ بود.

مقایسه استحکام ریزبرشی این نوع باندینگ در سه گروه چرخه حرارتی صفر، سه هزار و پنج هزار دور با استفاده از آزمون ANOVA نشان داد که تفاوت معنی‌داری از نظر استحکام ریزبرشی بین سه چرخه حرارتی وجود دارد. (P< ۰/۰۰۶)

با توجه به معنی‌دار بودن نتیجه آزمون ANOVA از آزمون Tukey جهت مقایسه دوبه‌دو گروهها استفاده شد. بر اساس نتایج این آزمون بین چرخه حرارتی صفر و سه هزار دور تفاوت معنی‌داری وجود نداشت (P= ۰/۳)، در حالی که تفاوت بین گروههای سه هزار و پنج هزار دور و همچنین صفر و پنج هزار دور معنی‌دار بود (P< ۰/۰۳ و P< ۰/۰۰۲). در بررسی نحوه شکست نمونه‌ها توسط استریومیکروسکوپ مشخص شد که، بیشتر نمونه‌ها از محل باند به دندان دچار شکست شده‌اند.

Archive of SID
www.SID.ir

بحث

در دهۀ اخیر، تحقیقها برای ساده‌تر کردن هر چه بیشتر مراحل باندینگ، بر روی مواد سلف اچ یک مرحله‌ای متمرکز شده‌اند. در این مواد مادۀ اچ کننده، پرایمر و باندینگ همزمان روی سطح دندان استفاده شده و بعد از آن بلافاصله کامپوزیت گذاشته می‌شود. (۸)، به بیان دیگر می‌توان گفت پژوهشگران از طریق فناوری توزیع مولکولی، کاربردهای ادهزیوهای دو مرحله‌ای را با تک مرحله‌ای و یک جزئی ترکیب کرده و باندینگ سلف اچ یک مرحله را ارائه کرده‌اند. فناوری اختصاصی توزیع مولکولی، مایعات دو مرحله‌ای با اجزای هیدروفلیک و هیدروفوبیک را قادر می‌سازد تا در یک وضعیت همگن در سطح مولکولی بمانند، در حالی که دکلسیفیکاسیون بهینه و نفوذ به ساختار دندان را به خوبی به انجام می‌رسانند، در نتیجه هیچ حبابی در سطح مینای ادهزیو ایجاد نخواهد شد.Clearfil Tri-S Bond یک باند سلف اچ یک مرحله‌ای با محتوای نانوفیلر بسیار بالا می‌باشد. ترکیب این باند شامل :

MDP, Bis-GMA, HEMA silanated colloidal silica, dimethacrylate, 10- Camphorquinone , Alcohol ,Water, می‌باشد. اجزای مایع (مونومر، آب، اتانول) و نانوفیلر گنجانده شده در آن در ابتدا روان هستند، اما همین که یک جریان هوا به سطح ادهزیو وزیده می‌شود، حلال شروع به بخار شدن می‌کند و ادهزیو سفت شده و یک لایه باند پایدار را به وجود می‌آورد. منومرهای هیدروفیلیک موجود در ادهزیوهای تک مرحله‌ای معمولاً قادر به پلی‌مریزه شدن به حدّ کافی نیستندکه منجر به تشکیل لایه باند ضعیف می‌شود، اما باندینگ به علت دارا بودن فیلر بسیار زیاد می‌تواند لایه باند پایدار و با نیروی زیاد تشکیل دهد. (۵)

در این مطالعه طبق نتایج به دست آمده، میانگین استحکام باند ریزبرشی Clearfil Tri-S Bond در سه گروه صفر، سه هزار و پنج هزار دور چرخه حرارتی برابر ۱۹/۲۷، ۱۷/۰۰ و ۱۱/۵۸ مگاپاسکال می‌باشد. نتایج نشان داد که استحکام باند پس از سه هزار چرخه حرارتی تفاوت معنی‌داری با نمونه‌هایی که تحت چرخه حرارتی قرار نگرفته بودند نداشت (P=۰/۳) و انجام پنج هزار چرخه حرارتی سبب تفاوت معنی‌دار آماری با گروه بدون چرخه حرارتی‌شد (P<۰/۰۰۲) و همچنین تفاوت استحکام باند بین سه هزار و پنج هزار دور معنی‌دار بود (P<۰/۰۳).

در ایجاد Aging مصنوعی که در سیستم باند به وسیله چرخه حرارتی ایجاد می‌شود، دو مکانیزم هیدرولیز و حلالیت ترکیبی باند در ناحیه اینترفاز به وسیله آب داغ و انقباض و انبساطهای مکرر و در نتیجه ایجاد تنش به علت تغییرات دما در ناحیه اینترفاز ، هم زمان نقش دارند. (۹-۱۰)، مطالعات Nikaido و Frankenberger نشان داد که چرخه حرارتی همراه با نیروهای مکانیکی باعث کاهش در استحکام باند ترمیم کامپوزیت رزین می‌شود. (۱۱-۱۲)

نظرات در مورد تعداد چرخه حرارتی و تاثیر آن بر میزان باند متفاوت است، در حالی که LinoCarracho در پژوهش خود گزارش می‌دهد که دویست چرخه حرارتی سبب کاهش معنی‌دار باند دو نوع باندینگ شده است، (۱۳) Masahi اعلام کرد که چرخه‌های حرارتی سه هزار و ده هزار دور اثری بر استحکام باند مواد مورد آزمایش او نداشته است و فقط بعد از سی هزار دور چرخه حرارتی در دو باندینگ کاهش میزان باند معنی‌دار بوده است. (۱۴)

در یک بررسی Gale عنوان کرد که هر ده هزار دور چرخه حرارتی برابر یک سال عملکرد کلینیکی ترمیم است. (۹)، علی‌رغم این مطالب استاندارد ISO.TR.114.SO اعلام کرده که چرخه حرارتی به تعداد پانصد دوردر دمای ۵ و ۵۵ درجه سانتی‌گراد یک آزمایش Aging مصنوعی مناسب است. (۸)

در بررسی اخیر میزان باند ریزبرشی Clearfil Tri-S Bond بدون چرخه حرارتی ۱۹/۲۷ مگاپاسکال به دست آمد، که مشابه نتیجۀ تحقیق Wang می‌باشد، که استحکام باند ریزبرشی Clearfil Tri-S Bond را به مینا و عاج محاسبه کرده بود. (۱۵)، این میزان باند نسبت به بررسی Masahi که استحکام باند ریزبرشی Single Bond و Prime & Bond را ۱۵ و ۱۲مگاپاسکال گزارش کرده بود (۱۴) بیشتر است. ولی نسبت به میزان باندی که در بررسی Shimada (۱۶) گزارش شده است بسیار کمتر می‌باشد.

Jaberi Ansari (۸) و Kasraei (۱۷) در مطالعات خود میزان استحکام باند ریزبرشی باندینگ Clearfil Tri-S Bond به عاج را بعد از ۲۴ ساعت و بدون چرخه حرارتی به ترتیب ۳۵/۹۹ و ۲۹/۹۹ مگاپاسکال گزارش

www.SID.ir

کردند، که با نتیجه مطالعه حاضر که از مواد مشابه استفاده شده بود تفاوت قابل توجهی را نشان می‌دهد. دلیل تفاوت میزان باند می‌تواند به دلیل عدم انجام ترموسایکل و یا به دلیل روش کار باشد، از جمله اینکه در بررسی حاضر نمونه‌ها بعد از باند کامپوزیت بلافاصله در سرم فیزیولوژی قرار داده شدند. شاید این محیط در باند نهایی اخلال ایجاد کرده باشد. همچنین تجربه و مهارت کمتر آزمون کننده می‌تواند دلیل این اختلاف باشد.

دلیل کمتر بودن باند مواد تک مرحله‌ای را می‌توان چنین بیان داشت که ،تک مرحله‌ای بودن این مواد به این معنی است که آب و حلالهای باند همچون الکل یا استون در محلول باندینگ وجود دارند. انتظار می‌رود بعد از کاربرد باند و قبل از سخت کردن توسط نور این آب و حلالها توسط جریان هوای پوآر تبخیر شوند. چنانچه به دلیلی این مواد کاملاً از باندینگ خارج نشوند، می‌توانند با اثر منفی روی پلی‌مریزاسیون باعث کاهش قدرت باند شوند (۱۸) و از طرفی از مزایای آزمون ریزبرشی دقت بسیار بالا و قابلیت آن با توجه به کوچک بودن سطح آزمایش می‌باشد، زیرا هر چه سطح تحت آزمایش کوچکتر باشد احتمال خطا و نقایص گوناگون کمتر می‌شود، ولی کارکردن با نمونه‌های بسیار کوچک نیازمند دقت بیشتری می‌باشد (۱۹) و خطاهای تکنیکی تأثیر شدیدتری روی نتیجه می‌گذارد. علاوه بر آن مدت و نحوه نگهداری دندانها قبل از انجام آزمایش نیز یک عامل مهم در استحکام باند می‌باشد. سختی دندان (مینا و عاج) در صورتی که در محلول سرم فیزیولوژی نگهداری شود به علت از دست دادن کلسیم سطحی کاهش می‌یابد و هرچه این مدت طولانیتر باشد کاهش سختی بیشتر خواهد بود. (۱۵و ۲۰)، در صورتی‌که نگهداری در آب مقطر اثر نرم کنندگی کمتر بر دندان خواهد داشت.

Takaya در سال ۲۰۰۸، در تحقیق خود میزان استحکام باند ریزبرشی باندینگ Clearfil Tri-S به عاج را بعد از ۲۴ ساعت و بدون چرخه حرارتی ۱۰/۷ مگاپاسکال و بعد از هفت روز بدون چرخه حرارتی ۱۲/۲ مگاپاسکال و بعد از بیست هزار چرخه حرارتی، ۷/۲ مگاپاسکال گزارش کرده (۲۱) که متفاوت از نتایج مطالعه حاضر است. این تفاوت می‌تواند به این دلیل باشد که در تحقیق Takaya، نمونه‌های عاجی از دندانهای گاو به دست آمده بود که ترکیبی متفاوت از عاج انسان دارد و همچنین دندانها قبل از انجام آزمایش در محیط خشک نگهداری شده بود و تعداد سیکل‌های حرارتی نیز در این مطالعه، بسیار بیشتر از مطالعه حاضر بود.

Burger و همکاران در ۲۰۰۷ به بررسی تاثیر افزایش تعداد دور چرخه حرارتی (صد ، پانصد ، هزار ، دو هزار و چهار هزار) بر استحکام باند ریزبرشی باندینگ به عاج دندان پرداختند، ولی هیچ گونه اختلاف معنی‌داری را در این رابطه بین گروهها مشاهده نکردند. (۲۲)، در مطالعه حاضر نیز بین چرخه حرارتی صفر و سه هزار دور تفاوت معنی‌داری وجود نداشت (P= ۰/۳) در حالی که تفاوت بین گروههای سه هزار و پنج هزار دور معنی‌دار بود (P< ۰/۰۳). افزایش دور چرخه حرارتی به بیش از چهارهزار دور شاید می‌توانست منجر به ایجاد تفاوت معنی‌دار آماری در مطالعه Burger گردد.

در مطالعه Mousavinasab و همکاران در سال ۲۰۰۹ پس از یک روز نگهداری در آب، استحکام باند ریزبرشی برای Clearfil SE Bond به میزان ۳۳/۲ مگاپاسکال و پس از قرارگیری در معرض چرخه حرارتی (سه هزار) و سه ماه ذخیره در آب به میزان ۳۱/۵ مگا پاسکال گزارش شد که از مقادیر گزارش شده در مطالعه حاضر بیشتر می‌باشد. علت این امر می‌تواند استفاده از باندینگ سلف اچ دو مرحله‌ای CSE باشد. (۶)

در بررسی نحوهٔ شکست نمونه‌ها توسط استریومیکروسکوپ، نتایج نشان داد که ۷۱/۹٪ شکستها از نوع ادهزیو بود که بیانگر اینست که قسمت ضعیف مجموعه ، اتصال باندینگ به دندان است. بنابراین پژوهشهای آتی باید در راستای ایجاد موادی با باند مطمئنتر به بافتهای دندانی صورت گیرد.

نتیجه‌گیری

افزایش تعداد چرخه‌های حرارتی اثر منفی بر استحکام ریزبرشی باندینگ Clearfil Tri-s دارد و بیشترین میزان شکست به صورت ادهزیو در باندینگ می‌باشد.

Archive of SID
www.SID.ir

تقدیر و تشکر

این مقاله منتج از طرح مصوب معاونت پژوهشی، در پایان نامه دکترای عمومی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی به شماره ۲۵۵۶ ، مربوط به آقای محمد علی کشاورز ترک به راهنمایی دکتر زهرا جابری انصاری و مشاورت مهندس حمید خلیلی ، می‌باشد. بدین وسیله از زحمات کلیه استادانی که در اجرای طرح همکاری کردند، سپاسگزاری می‌شود.

REFERENCES

1. Prabhakar AR, Madan M, Raju OS.The marginal seal of a flowable composite, an injectable resin modified glass ionomer and a compomer in primary molars- An in vitro study. J Indian Soc Pedod Preve Dent. 2003 Jun; 21(2):45-8.

2. Huang MS, Ding SJ: The effect of thermocycling and dentin pretreatment on the durability of the bond between composite resin and dentin. J Oral Rehabil. 2004 May; 31 (5):492-9.

3. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review. J Esthetic Rest Dent. 2007 November, 19(6):340-353.

4. Lee H, lim BS, Rhee SH, Yang Hc, Powers JM.Changes of optical properties of dental nano- filled resin composites after curing and thermocycling. J Biomed Mater Res. B Apple Biomatater. 2004 Oct; 71 (l):16-21.

5. Poptani B, Gohil KS, Shukla M. Microtensile dentin bond strength of fifth with five seven-generation Dentin bonding agents after thermocycling: An in vitro study. Contemp Clin Dent. 2012 September, 3(Suppl2):S167-S171.

6. Mousavinasab SM, Farhadi A, Shabanian M. Effect of storage time, thermocycling and resin coating on durability of dentin bonding systems. Dent Res J. 2009 Spring, 6(1):29-37.

7. Nagayassu MP, Shintome LK, Arana-Chavez V E, Fava M. Micro-shear bond strength of different adhesives to human dental enamel. J Clini Ped Dent. 2011 Spring, 35(3): 301-304.

8. Jaberi Ansari Z, Sadr A, Moezizade M, Aminian R, Ghasemi A, Tagami J, Shimada Y, Jaberi Ansari Sh, Moayedi S. Effect of one-year storage in water on bond strength of self etching adhesives to enamel and dentin. Dent Mat J. 2008 Mar; 27(2):266-72.

9. Gale MS, Darwell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999 Feb; 27(2):89-99.

10. Lelou PG, Dhoore W, Bouter D, Derange M, Hardo N Yamaguchi S. Metaanalytical review of factors involved in dentin adherence. J Dent Res. 2002 Ju1; 80(7):1605-14.

11. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Pechelt A, Tay F. Characterization of resin-dentin interfaces by compressive cyclic loading. Biomat. 2005 May, 26(14): 2043-52.

12. Frankenberger R, Strobel WO, Karmer N, Lohbauer U, Winterscheidt B, Winterscheidt J, Pechelt A. Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods: J Biomed Mater Res. 2003 Nov; 67(2): 712-21.

13. LinoCarracho A. The effect of storage and themocycling on the shear bond strength of three dental adhesives. Quintessence 1991 Sep; 2(9):745-52.

14. Masahi M. Influence of thermocycling on dentin bond strength of two step bonding systems. AM J Dent. 1998 Jun, 11: 118-122.

15. Wang H, Shirnada Y, Tagami J. Shear bond stability of current adhesive system to enamel. Oper Dent. 2004 Mar-Apr; 29(2):168-71.

16. Shimada Y, Senawongse P. Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. Oper Dent. 2004 Mar-Apr; 29(2):196-202.

17. Kasraei Sh, Khamverdi Z. Effect of Mechanical load cycling on Microtensile bond strength of Self-Etch Systems to Dentin. Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences 2008, 5(4):173-178.

18. Sadr A, ShimadaY, Tagami J. Bond strengths of two adhesive and effects of application methods. J Dent Res. 2005 Mar; 84(10):150-6.

19. Shirnada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. Dent Mater. 2002 Jul;18(5):380-8.

20. Roberson TM, Heyman H, Swift EJ. Art and science of operative dentistry. 4th ed. St. Louis: The C. V Mosby Co; 2002, 237-61.

21. Takaya I, Naako O, Ak.ko O, Hiroyasu K.Bond Strength to bovine dentin of a composite core build-up material combined with four different bonding agents. J Oral Sci. 2008;50(3):329-333.

22. Burger KM, Cooley RL, Garcia-Godoy F. Effect of thermocycling times on dentin bond strength bond. J Esthet Rest Dent. 2007, July 1; 4(6):197-198.

Arch of SID

www.SID.ir