مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره ۲۲، شماره ۴، مهر و آبان ۱۳۹۳
صفحه: ۱۳۲۲-۱۳۱۱

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol. 22, No. 4, Sep-Oct 2014
Pages: 1311-1322

بررسی استحکام باند ریزکششی کامپوزیت با بیس سایلوران درسطوح مینایی آماده‌سازی شده با لیزر Er:YAG و فرز

علیرضا دانش کاظمی[۱]، مریم مدبر[۲]، عبدالرحیم داوری[۳]، سعادت روایی[*۴]

۱،۳- دانشیار گروه ترمیمی و زیبایی، مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی موثر بر سلامت دهان و دندان، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران
۲- استادیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران
۴- متخصص دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۷/۲۸ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۱۲/۱۵

چکیده

مقدمه: در سال‌های اخیر لیزر Er:YAG برای تراش دندان‌ها استفاده شده است. اخیراً کامپوزیت‌های با بیس سایلوران به دندانپزشکی معرفی شده‌اند و مطالعات محدودی در مورد کاربرد این نوع کامپوزیت‌ها وجود دارد. هدف از این مطالعه، ارزیابی استحکام باند ریزکششی کامپوزیت با بیس سایلوران (Filtek P90, 3M- USA) در سطوح مینایی آماده شده با لیزر Er:YAG و فرز می‌باشد.

روش بررسی: حفراتی با ابعاد مشابه به وسیله لیزر Er:YAG و فرز بر روی مینای ۲۰ دندان مولر کشیده شده انسان ایجاد و نمونه‌ها به طور تصادفی به ۴ گروه تقسیم شدند: E_1: لیزر+ اسید اچینگ ، E_2: لیزر، E_3: فرز+ اسید اچینگ، E_4: فرز. سپس پرایمر و ادهزیو و کامپوزیت P90 طبق دستور کارخانه سازنده بکار رفت. پس از ترموسایکلینگ، در هر گروه ۲۰ نمونه به صورت ساعت شنی با سطح مقطع ۱ میلی‌متر مربع ایجاد شد و نمونه‌ها با سرعت با دستگاه SD Mechatronik (MTD-500-Germany) و با سرعت تیغه ۱mm/min تحت تست استحکام باند ریزکششی قرار گرفتند تا شکست ایجاد شود. نوع شکست نمونه‌ها هم در زیر استریومیکروسکوپ(ZTX-3E, Zhejiang-China) ارزیابی شد و داده‌ها با استفاده از آزمون آماری ANOVA تجزیه و تحلیل شدند.

نتایج: بیشترین و کمترین میزان استحکام باند ریزکششی به ترتیب در زیر گروه‌های E3 و E2 بود. تفاوت معنی‌داری بین گروه‌ها نبود (p=۰/۲۱۳). بیشترین و کمترین نوع شکست به ترتیب مربوط به ادهزیو و کوهزیو بود. با استفاده از آزمون آماری ANOVA اختلاف آماری معنی‌داری در نوع شکست بین گروه‌های مختلف دیده نشد (p=۰/۸۴۵).

نتیجه‌گیری: تراش در مینا با لیزر یا فرز با یا بدون اچینگ وکامپوزیت با بیس سایلوران بر روی استحکام باند ریزکششی تفاوت معنی‌داری ندارد.

واژه‌های کلیدی: لیزر Er:YAG، کامپوزیت با بیس سایلوران، استحکام باند ریزکششی، فرز

[*](نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۹۱۲۱۳۵۵۶۰۷، پست الکترونیکی: saadat-ravai@yahoo.com

- این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد می باشد.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

مقدمه

دیدگاه‌ها در دندانپزشکی ترمیمی به طور مستمر در حال تغییر می‌باشد و استفاده از تکنولوژی ادهزیو به دو دلیل از اهمیت خاصی برخوردار است. ابتدا این که تکنیک ادهزیو با استفاده از مواد هم رنگ دندان علاوه بر این که آناتومی و عملکرد دندان را باز می‌گرداند، زیبایی دندان را هم بازسازی می‌کند که خواسته بسیاری از بیماران می‌باشد. دلیل دوم این که امروزه دندانپزشکی ترمیمی بر اصل کمترین مداخله و یا تراش استوار است. این اصل باعث می‌شود که تا حد امکان بافت سالم بیشتری از دندان حفظ شود(۱). به همین دلیل در سال‌های اخیر کاربرد باندینگ‌های عاجی و ترمیم‌های همرنگ دندان برای دندان‌های قدامی و خلفی رایج شده است(۲). تاکنون هفت نسل از باندینگ‌های عاجی معرفی شده‌اند و نسل پنجم و ششم پرکاربردترین باندینگ‌ها هستند(۳) به این ترتیب امروزه اتصال مواد ترمیم‌کننده به نسج دندان مشکل قابل توجهی نمی‌باشد ولی پایدار بودن اتصال بین ترمیم با دندان از مهمترین عوامل در طول عمر ترمیم محسوب می‌شود(۲). نقص در اتصال ترمیم با فرایند تشکیل ترک و گسترش آن رخ می‌دهد و محل ایجاد ترک‌ها، نقایص موجود در سطح بینابینی می‌باشد. نمونه‌هایی از نقایص شامل سطوح آلوده، رطوبت اضافی یا کمتر از حد، احتباس حباب‌های هوا و یا خلأ ایجاد شده حین تبخیرحلال، حباب‌های داخل ادهزیو و خلل‌های حاصل از انقباض حین کیورینگ کامپوزیت و یا باندینگ می‌باشد. به هر شکل، در صورتی که ترک‌ها گسترش پیدا کنند، شکست نهایی اغلب در مسیر کوتاهی در طول قسمتی از ساختمان دندان یا ماده ترمیمی گسترش پیدا می‌کند. شکست‌ها در داخل سوبسترا (Cohesive)، بین ادهزیو و سوبسترا (Adhesive)، داخل ماده ترمیمی (Cohesive) و یا به صورت مخلوط (Mixed) گزارش شده‌اند(۴).

در سال‌های اخیر پیشرفت های زیادی در زمینه استفاده از لیزر در دندانپزشکی انجام شده است، به طوری که امروزه می‌توان از انواع مختلف لیزر شامل آرگون، دیود، Nd:YAG، Er:YAG، CO2 در اعمال دندانپزشکی استفاده کرد. در کارهای ترمیمی از لیزر آرگون برای کیورینگ کامپوزیت استفاده می‌شود و با استفاده از لیزر Er:YAG امکان تهیه حفرات و یا حذف پوسیدگی دندان‌ها فراهم شده است(۵). در بین انواع لیزر نوع Er:YAG بیش از سایر انواع جهت تراش دندان‌ها پیشنهاد شده است و برای استفاده بر روی سطوح مینایی و عاجی مناسب می‌باشد(۶). Hibst و Keller برای اولین بار از لیزر Er:YAG برای برداشتن بافت پوسیده و تهیه حفرات بدون اثرات جانبی حرارتی شدید استفاده کردند. افزایش دما با لیزر Er:YAG با استفاده از اسپری آب کمتر از ۳ درجه سانتی‌گراد می‌باشد(۷). لیزر Er:YAG دارای طول موج ۲۹۴۰ نانومتر و به صورت غیرمرئی بوده و از یک ماده فعال شامل کریستال‌های جامد Yttrium و آلومینیوم و گالیوم تشکیل شده است. این لیزر به دلیل اینکه بیشترین میزان جذب آب در طول موج ۲۹۴۰ نانومتر می‌باشد، تمایل زیادی به هیدروکسی آپاتیت دندان از خود نشان می‌دهد. لذا رادیکال‌های هیدروکسیل و آب داخل کریستال‌های دندان میزان زیادی از این انرژی لیزر را دریافت می‌کنند(۸) این نوع لیزر برای برداشت پوسیدگی و ترمیم‌های غیرفلزی قابل استفاده است و همچنین کاربرد آن نیاز به استفاده بی‌حسی ندارد که مزایای این روش تراش دندان می‌باشد(۵). لازم به ذکر است که سطح مینای برداشته شده به صورت یک الگوی خشن و با ایجاد گیرهای کوچک (Rough- Micro retentive pattern) ایجاد می‌شود که به افزایش گیر مواد ترمیمی رزینی کمک می‌کند(۹). همچنین می‌توان از این لیزر علاوه بر تراش دندان، برای کاندیشینگ یا اچینگ هم استفاده نمود(۱۴-۱۰). مطالعات نشان داده‌اند که لیزر اربیوم با پارامترهای انرژی مناسب می‌تواند به صورت انتخابی کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت مینا را بردارد و باعث ایجاد سطح نامنظم روی مینا شود که گیر میکرومکانیکال را افزایش دهد(۱۱،۱۵) با این حال ممکن است به دنبال استفاده از لیزر اربیوم برای آماده‌سازی، سطح ترک‌هایی ایجاد شود(۱۹-۱۵).

از طرف دیگر سال‌هاست که روش تراش حفرات با استفاده

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

از فرزهای معمول دندانپزشکی و توربین و یا آنگل صورت می‌گیرد. در مقایسه استفاده از لیزر Er:YAG با وسایل روتاری معمول، لیزر دارای مزایایی همچون دقت بیشتر در حذف پوسیدگی، عدم ایجاد اسمیر لایر و عدم نیاز به تماس مستقیم با دندان و ایجاد سطح بدون آلودگی، عدم تولید صدا و لرزش و درد بسیار ناچیز در هنگام تراش با لیزر می‌باشد(۲۰،۲۱) ولی لیزر دارای معایبی همچون قیمت گران دستگاه و عدم توانایی در ایجاد مارجین‌های مشخص می‌باشد همچنین لیزر نمی‌تواند برای تراش دندان‌های دارای ترمیم آمالگام و سرامیک استفاده شود(۱).

کامپوزیت‌های با بیس سایلوران (P90/3M,ESPE-USA) چند سالی است که به دندانپزشکی معرفی شده‌اند که دارای خواصی مثل انقباض ناچیز(کمتر از ۱٪) و در نتیجه استرس‌های انقباضی کمتر می‌شود(۲۴-۲۲) همچنین این مواد دارای ثبات رنگی در حدود ۷ برابر بیشتر از کامپوزیت‌های با بیس متاکریلات هستند و جذب آب و حلالیت کمی در آب کمی دارند(۲۵). ممکن است چسبندگی استرپتوکوکسی‌ها به سطح ترمیم‌های سایلوران، به دلیل خصوصیات هیدروفیلیک آنها کم باشد(۲۶). دوام مناسب در محیط‌های مختلف و خصوصیات پالیش‌پذیری خوب و ماندگاری آن از جمله خصوصیات این کامپوزیت می‌باشد(۲۷). از معایب این سیستم کم بودن ترانسلوسنسی آن، رادیواپاسیتی ضعیف و محدودیت و سختی در تشخیص رادیوگرافی می‌باشد(۲۸). به همین دلیل برای دندان‌های قدامی قابل استفاده نیست. به علاوه لایه لایه قرار دادن این کامپوزیت‌ها هم از اهمیت زیادی برخوردار است زیرا عمق کیورینگ این نوع کامپوزیت محدود است(۹،۲۹). پلی‌مریزاسیون کامپوزیت با بیس سایلوران از طریق یک روند آغازگر کاتیونی انجام می‌شود که در طی آن قسمت‌های اکسیران، تحت باز شدن حلقه قرار گرفته و پیوندهای تکی کوالانسی را با ملکول‌های مجاور خود تشکیل می‌دهند. شیمی باز شدن حلقه با بیس سایلوران با شکافتن و باز شدن حلقه اکسیران شروع می‌شود. این فرایند، فضایی را فراهم می‌کند که تا حدودی با کاهش حجم ناشی از ایجاد پیوندهای شیمیایی به منظور تشکیل پلی‌مر، مقابله می‌کند. فیلرهای موجود در Filtek Silorane شامل ۰/۱-۲ µm ذرات کوارتز yttrium fluoride رادیواپک می‌باشد(۲۸).

در مطالعه De Munck و همکاران و مطالعه Delfino و همکاران آماده‌سازی حفره با لیزر Er:YAG استحکام باند کمتری را نسبت به آماده‌سازی حفره با فرز ایجاد نمود(۱۸،۳۰) و مطالعه Kameyama و همکاران نشان داد که استفاده از لیزر Er:YAG بر روی مینا، اثری روی استحکام باند اتصال دهنده‌های Self-etch یک مرحله‌ای و دو مرحله‌ای ندارد(۳۱). نتایج مطالعه Firat و همکاران نشان داد که لیزر می‌تواند باعث افزایش یا کاهش استحکام باند ریزکششی (MTBS) به مینا یا عاج شود که این موضوع وابسته به Pulse duration می‌باشد و کاربرد اسیدفسفریک همراه با لیزر باعث افزایش قدرت باند می‌شود(۳۲). در مطالعه Torres و همکاران اثر آماده سازی سطحی با دو نوع لیزر Nd:YAG و Er:YAG بر روی قدرت باند کامپوزیت به مینای دندان اینسیزور گاو بلیچ شده، نشان داد که استفاده از هر دو نوع لیزر بر روی مینای بلیچ شده سبب افزایش قدرت باند می‌گردد(۳۳).

از آنجا که در مطالعات مختلف اثرات ناشی از تراش دندان با فرز و لیزر Er:YAG بر روی استحکام باند ریزکششی کامپوزیت‌ها متفاوت گزارش شده است و همچنین با توجه به مزایای کامپوزیت‌های با بیس سایلوران و نیز مطالعات محدودی که در این زمینه صورت گرفته است، لذا این مطالعه با هدف بررسی اثرات روش تراش روی مینا با استفاده از فرز و یا لیزر اربیوم بر روی استحکام باند ریزکششی کامپوزیت با بیس سایلوران و با و یا بدون استفاده از اسید اچینگ صورت گرفت.

روش بررسی

این مطالعه به روش تجربی و از نوع آزمایشگاهی (Lab trial) بود. معیار تعیین حجم نمونه‌ها با استفاده از مطالعه مشابه (۳۴) و حداکثر امکانات بود و مطالعه بر روی ۲۰ دندان مولر سالم کشیده شده انسانی با ابعاد مشابه انجام شد که طی مدت ۲ ماه جمع‌آوری شده بودند. دندان‌ها از زمان کشیده شدن تا زمان آزمایش، در سرم فیزیولوژی قرار گرفتند و از ۲۴ ساعت

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

قبل از آزمایش در محلول تیمول ۰/۲٪ برای ضدعفونی کردن قرار گرفتند.

برای تهیه سطوح مینایی، ابتدا دندانها را از بعد مزیودیستالی توسط دیسک الماسی ظریف (D&Z- آلمان) با هندپیس عمود بر سطح اکلوزال و موازی محور طولی دندان برش داده شد تا ۴۰ سطح باکال و لینگوال سالم و دست نخورده ایجاد شود(۳۲،۳۴). سپس سطوح ایجاد شده به طور تصادفی و با استفاده از جدول اعداد تصادفی به دو گروه مساوی تقسیم شدند و در یک گروه با استفاده از فرز فیشور الماسی توربین (SS white-/ USA) حفراتی با عمق ۱ و عرض ۴ میلی‌متر ایجاد شد(۳۵،۳۶) و به ازای ایجاد هر ۵ حفره از فرز جدیدی استفاده شد و پس از اتمام تراش، دیواره عمودی حفرات موازی خط برش و محور طولی دندان ها بود. در گروه دوم هم از لیزر Er:YAG (Fotona, Fidelis plus III- Slovenia) استفاده شد. پارامترهای فیزیکی مورد استفاده برای تهیه نمونه‌های مینایی به صورت طول موج ۲۹۴۰ نانومتر فرکانس ۱۰ هرتز، انرژی ۱۲۰ میلی ژول و با فاصله ۳ میلی‌متری از سطح نمونه و حالت (SP: Short- Pulse mode) تنظیم شد(۱۸،۳۶) و هندپیس مورد استفاده R14-C-1161 بود. و مدت زمان تابش لیزر برای تراش هر حفره ۴۵ ثانیه بود(۳۴). تراش سطح با جریان آب به میزان ۸ میلی‌لیتر در دقیقه و هوا انجام شد و دقت شد که اندازه های حفرات در هر دو گروه فرز و لیزر یکسان باشد و تراش محدود به مینا باشد.

سپس هر گروه به طور تصادفی به دو زیرگروه ده‌تایی تقسیم شدند که در یک زیرگروه از اچینگ استفاده شد و در زیرگروه دیگر عملیات اچینگ انجام نشد. (لیزر و اچ =E1، لیزر بدون اچ =E2، فرز با اچ =E3، فرز بدون اچ =E4)

در زیرگروه E3 و E1 از اسید فسفریک Scotchbond etchant (3M-USA)، به مدت ۳۰ ثانیه استفاده شد و سپس به مدت ۲۰ ثانیه شستشو و حدود ۵ ثانیه خشک شد به حدی که کاملاً خشک نشود. مراحل استفاده از پرایمر و کامپوزیت برای تمامی زیرگروه‌ها مشابه و به صورت زیر اجرا شد. طبق دستورالعمل کارخانه روی تمام نواحی حفره، به مدت ۱۵ ثانیه به کمک میکروبراش، پرایمر P90 مالیده شد و با استفاده از جریان ملایم هوا پرایمر پخش شد و سپس به مدت ۱۰ ثانیه کیور انجام شد. بعد از کیورینگ پرایمر، ادهزیو سیستم P90 (3M-ESPE-USA) بکار رفت و با جریان ملایم هوا طبق دستور کارخانه سازنده پخش شد و به مدت ۱۰ ثانیه کیور گردید. بعد از استفاده از پرایمر و ادهزیو، کامپوزیت P90 (3M-ESPE/USA) در داخل مولد پلاستیکی که دارای اندازه قطر حفره بود، قرار گرفت و با کندانسور فشرده شده و در دو مرحله تا ارتفاع ۳ میلی‌متر کامپوزیت قرار گرفت و کیورینگ از تمام سطوح اطراف کامپوزیت و به مدت ۴۰ ثانیه انجام گرفت. برای کیورینگ کامپوزیت از دستگاه لایت کیور(Demi(Kerr- USA با شدت نور ۶۰۰ میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع و به مدت ۴۰ ثانیه استفاده شد.

روش ترمیم برای زیر گروه‌های E4, E2 هم مشابه دو زیرگروه دیگر بود و فقط عملیات اچینگ انجام نشد.

سپس نمونه‌های آماده شده تحت تأثیر ۵۰۰ سیکل حرارتی توسط دستگاه ترموسایکل (وفایی- ایران) قرار گرفتند به طوری که ۳۰ ثانیه در دمای ۵ درجه سانتی‌گراد، ۳۰ ثانیه زمان بینابینی و ۳۰ ثانیه در دمای ۵۵ درجه سانتی‌گراد قرار داده شد(۲۰). سپس نمونه‌ها پس از قرارگیری در آکریل و در قالب مخصوص دستگاه برش (وفایی- ایران) به صورت مقاطع ۲ میلی‌متری برش خوردند و به این ترتیب از هر نمونه ۲ مورد با ضخامت ۲ میلی‌متر ایجاد شد. بعد از آن هر کدام از مقاطع ۲ میلی‌متری به دست آمده با استفاده از توربین به همراه آب و هوا با استفاده از فرز فیشور الماسی ((۰۰۸) SS white - آمریکا) در حد فاصل دندان- کامپوزیت تراش داده شد تا در نهایت مقطع یک میلی متری به شکل ساعت شنی یا با سطح باند یک میلی متر مربع به دست آید.

سپس نمونه‌ها توسط دستگاه SD Mechatronik (MTD-500- Germany) با سرعت تیغه یک میلی‌متر در دقیقه تحت نیروی کششی قرار گرفتند تا شکست ایجاد شود(۳۳).

داده‌های به دست آمده با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ و آزمون آماری ANOVA تجزیه و تحلیل شد و سطح

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. همچنین نوع و محل شکست نمونه‌ها هم در زیر استریومیکروسکوپ (ZTX-3E,Zhejiang- China) با بزرگنمایی ۲۰ برابر مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج

میانگین و انحراف معیار داده های حاصل از تست استحکام باند ریزکششی با استفاده از آزمون ANOVA نشان داد که بیشترین میزان استحکام باند در گروه آماده شده با فرز به همراه اچ (E3) به مقدار ۳/۳۷±۲۳/۵۹ Mpa و کمترین میزان استحکام باند در گروه لیزر بدون استفاده از اچ (E2) به مقدار ۳/۵۷±۲۱/۲۵ Mpa است که تفاوت بین آنها معنی‌دار نبود. (p=۰/۲۱۳) (جدول ۱).

با بررسی محل جدا شدن باند در زیر استریومیکروسکوپ مشخص شد که نوع شکست به صورت غالب برای تمامی گروه‌ها از نوع ادهزیو بوده است و فراوانی شکست مختلط و کوهزیو به ترتیب کمتر بود. آزمون آماری ANOVA اختلاف آماری معنی‌داری در نوع شکست بین گروه های مختلف نشان نداد. (p=۰/۸۴۵) (جدول ۲).

جدول ۱: میزان استحکام باند ریزکششی بر حسب مگاپاسکال در گروه های مختلف در مینا

شاخص	تعداد	میانگین (Mpa)	انحراف معیار	ماکزیمم (Max)	مینیمم (Min)
E1	۲۰	۲۲/۰۳	۳/۳۶	۲۶/۴۷	۱۶/۶۲
E2	۲۰	۲۱/۲۵	۳/۵۷	۲۵/۳۷	۱۵/۰۹
E3	۲۰	۲۳/۵۹	۳/۳۷	۲۸/۳۸	۱۵/۶۷
E4	۲۰	۲۲/۳۹	۳/۷۷	۲۹/۹۱	۱۶/۴۷

جدول ۲: توزیع فراوانی نوع شکست نمونه‌ها در گروه های مختلف مینایی.

شاخص	ادهزیو		کوهزیو		مختلط		مجموع	
گروه	تعداد	(درصد)	تعداد	(درصد)	تعداد	(درصد)	تعداد	(درصد)
E1	۱۶	(۸۰)	۲	(۱۰)	۲	(۱۰)	۲۰	(۱۰۰)
E2	۱۵	(۷۵)	۲	(۱۰)	۳	(۱۵)	۲۰	(۱۰۰)
E3	۱۷	(۸۵)	۱	(۵)	۲	(۱۰)	۲۰	(۱۰۰)
E4	۱۶	(۸۰)	۲	(۱۰)	۲	(۱۰)	۲۰	(۱۰۰)

بحث

مطالعه کنونی نشان داد که اختلاف آماری معنی‌داری در استحکام باند ریزکششی نمونه‌های مینایی آماده شده با فرز و لیزر Er:YAG که با کامپوزیت با بیس سایلوران ترمیم شده بودند، وجود ندارد که این نتایج با برخی مطالعات همسو می‌باشد(۳۱،۳۴،۳۷،۳۸). در حالی که با نتایج مطالعات Van meerbeek و همکاران، Trajtenberg و همکاران، Gurgan و همکاران و Delfino و همکاران همخوانی ندارد(۳۰،۳۶،۳۹-۴۱). البته Firat و همکاران در مطالعه‌ای استحکام باند ریزکششی را عاملی وابسته به Pulse duration در گروه‌های لیزر دانسته و نشان دادند که استفاده از لیزر می تواند باعث افزایش یا کاهش قدرت استحکام باند ریزکششی به مینا شود(۳۲). Visuri و همکاران استحکام باند کامپوزیت به مینای آماده شده با لیزر Er:YAG را به صورت مشخصی بالاتر از حفرات آماده شده با فرز بیان کردند و دلیل این امر را ایجاد سطح خشن، نامنظم و مناسبی برای باندینگ به مینا توسط لیزر دانستند و بیان کردند، سطوح آماده شده با لیزر می‌توانند محتوای معدنی بیشتری نسبت به سطوح آماده شده با اسید اچ داشته باشند و همچنین خشونت سطحی بیشتری ایجاد نماید

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

و در این حالت پرایمر می تواند باند بهتری را ایجاد کند(۴۲). به همین دلیل حتی در بعضی از مطالعات امکان حذف اچینگ با اسید فسفریک را به دنبال خشونت ایجاد شده هنگام استفاده از لیزر مطرح کرده اند که اجازه اینترلاکینگ مکانیکی با مواد ادهزیو را می‌دهد، این پدیده اثر اچینگ لیزر (Laser etching effect) نامیده می‌شود(۴۴-۴۲،۳۱) ولی این موضوع در تمام مطالعات تائید نشده است. به همین دلیل در مطالعه کنونی هم با وجودی که از باندینگ سلف اچ استفاده شده بود، در دو زیرگروه مربوطه هم با و هم بدون اچینگ مورد مقایسه قرار گرفت که تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده شد.

در مطالعاتی که در نمونه‌های آماده شده با لیزر استحکام باند کمتری نشان داده بودند، دلیل این استحکام باند کمتر را در اثرات ایجاد شده در بافت‌های دندان بیان کرده‌اند به طوری که مینا دچار تغییرات فیزیکی مثل ذوب شدن (Melting) و کریستالیزه شدن مجدد (Recrystallization) با تشکیل روزنه‌های متعدد می‌شود که با ضایعات حباب مانند کوچکی احاطه می‌شوند که این تغییرات به دلیل انفجارهای کوچک روی سطح مینا می‌باشد(۴۷-۴۵،۴۰،۳۷،۳۲). انفجارهای کوچک به دلیل انبساط آب زیرسطحی نیز ایجاد می‌شود که جداشدگی مکانیکال بزرگی از بافت کلسیفیه دندان را القاء می‌کند و باعث برداشت غیریونی فرم بافت با جدا کردن ذرات زیر هر دو جزء معدنی و آلی می‌شود(۴۸). به صورت تیپیک سطح آماده شده با لیزر خشن و از نظر مکانیکال ضعیف می‌باشد، جزء آلی کربونیزه می‌شود و جزء غیر آلی دچار تغییر می‌شود(۳۱). گفته می‌شود تابش لیزر روی بافت دندان نسبت کلسیم به فسفات را تعدیل می‌کند و تشکیل ترکیبات باثبات‌تری می‌دهد که نسبت به حمله اسیدی مقاوم‌تر می‌باشد(۳۲،۴۴،۴۹،۵۰) و ممکن است عمل اچینگ را دچار اختلال کند و میکرومورفولوژی ایجاد شده به دنبال تابش لیزر نمای منظم و هموژنوس کمتری دارد که با ترک های زیر سطحی و سطحی و در نتیجه حرارت تولید شده در طول تابش لیزر همراه است که می تواند عامل مؤثری در کاهش چسبندگی باشد(۱۵-۱۹،۳۲،۳۵،۴۹،۵۱،۵۲).

نمونه‌ها جهت منشورهای مینایی به وسیله تراش استاندارد شد که با این روش اثرات محیطی مینا روی استحکام باند را به کمترین میزان رسانده شد (۱۸،۳۲،۵۳).

با بررسی تکنیک‌های تهیه حفره و آماده سازی نمونه‌ها (لیزر Er:YAG و فرز) بین نمونه‌های آماده شده، تفاوت آماری مشخصی مشاهده نشد. احتمالاً این امر می‌تواند به دلیل استفاده از ادهزیو سایلوران باشد که این یافته، مطابق با یافته‌های مطالعات قبلی است که نشان داده‌اند هنگام استفاده از ادهزیوهایی با قدرت اتصال بیشتر، اختلافی در استحکام باند نمونه‌های تهیه شده بین لیزر و فرز وجود ندارد (۳۴،۳۶).

نتایج این مطالعه نشان داد که در هر دو نوع آماده‌سازی حفره با لیزر و با فرز و با وجود باندینگ و کامپوزیت یکسان، حداقل استحکام باند لازم (۲۲ Mpa-۲۰) برای قابل قبول بودن چسبندگی وجود داشت(۳۲). هر چند که بین مقادیر لیزر و فرز تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

کیفیت چسبندگی به دندان به طور معمول با مطالعات آزمایشگاهی استحکام باند بررسی می‌شود. تست استحکام باند ریزکششی برای غلبه بر محدودیت‌های تست‌های استحکام باند کششی و برشی توسعه یافته است که در حال حاضر با روش‌های استاندارد و قابل پیش‌بینی انجام می‌شود که با پخش استرس‌های بارگذاری روی سطوح تماس کوچکتر انجام می‌شود(۳۲،۵۴). تست استحکام باند ریزکششی یکی از تست‌های لابراتواری مهم برای ارزیابی کارایی سیستم‌های ترمیمی می‌باشد. از مزایای آن اجازه ارزیابی نواحی کوچک و مواد مختلف می‌باشد(۲۱).

برای آماده‌سازی نمونه‌ها برای انجام تست استحکام باند ریزکششی، نمونه‌ها را باید با دستگاه برش به برش‌های کوچکی تبدیل کرده و برش‌ها را به کمک فرز به شکل ساعت شنی در آورد. این مراحل متعدد تهیه نمونه‌ها می‌توانند تعداد زیادی شکست‌های قبل از آزمون ایجاد کنند. شکست‌های قبل از آزمون در نمونه‌های مینایی به دلیل محتوای آب کمتر، زیاد دیده می‌شوند. این نقایص، استرس را متمرکز کرده و باعث شروع دباندینگ با نیروهای نسبتاً کم شده که ممکن است بر

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

روی نتایج تأثیرگذار باشد(۹). توانایی متفاوت برای اچینگ ادهزیوهای self-etch (۳۴،۴۰) نیز می‌تواند توجیه‌کننده نتایج حاصل از این مطالعه باشد.

نوع شکست مشاهده شده در مطالعه کنونی به صورت غالب برای تمامی گروه‌های مینایی از نوع ادهزیو بود که این مطلب می‌تواند مؤید این موضوع باشد که تکنیک تهیه حفره، تمرکز استرس در طول انجام تست را تغییر نمی‌دهد(۳۴،۵۵،۵۶). همچنین نتایج این مطالعه با برخی مطالعات همسو(۳۴،۳۲،۳۱) و با برخی مطالعات همخوانی ندارد(۱۸،۳۸). با بررسی فراوانی نوع شکست در گروه‌های مینایی، فراوانی شکست کوهزیو و مختلط در گروه‌های آماده شده با لیزر کمی بیشتر از گروه‌های آماده شده با فرز بود که البته از نظر آماری معنی‌دار نبود که ممکن است به دلیل وجود شیار، ترک و حباب‌هایی در سطح آماده شده مینایی ابه دلیل استفاده از لیزر یجاد شود(۱۵،۱۷-۱۹،۵۱،۵۲). همچنین تابش لیزر Er:YAG روی مینا می‌تواند آغازگر آسیب‌های زیرسطحی عاج و مینا و ایجاد ترک‌های ریزی باشد که حتی قابلیت دسترسی با اسید اچ را نیز نخواهد داشت. بنابراین یک باند ضعیف بدون تقویت رزین در قسمت تحتانی ممکن است فرم بگیرد(۱۸). این واقعیات می‌تواند نوع شکست را تحت تأثیر قرار دهد(۱۸،۴۷،۵۷).

در این مطالعه از کامپوزیت با بیس سیلوران استفاده شد که در مقایسه با انواع حاوی متاکریلات از تکنیک‌های ساخت جدیدتری به منظور کاهش میزان انقباض حین پلیمریزاسیون استفاده می‌شود و سیلوران به عنوان مونومر ایفای نقش می‌کند(۲۲،۲۸). این نوع مونومر از واکنش بین اکسیران به عنوان کاهنده انقباض حجمی و سیلوکسان به عنوان افزاینده خاصیت هیدروفوبیک ایجاد شده است که در مجموع گفته می‌شود انقباض را به مقدار ۹۹ ٪ کاهش می‌دهد(۲۳). بنابراین میزان تطابق مارجینی در کامپوزیت سیلوران افزایش پیدا کرده است(۲۴). از دیگر مزایای کامپوزیت‌های رزین بیس با مونومر سیلوران نسبت به کامپوزیت‌ها با بیس متاکریلات، می‌توان به خمش کاسپی کمتر(۲۵)، جذب آب و حلالیت کمتر و عدم حساسیت نسبت به اکسیژن اشاره نمود(۲۶). در برخی از مطالعات هم (۲۸،۲۹،۳۴،۳۶،۵۸،۵۹) به دلایل مشابه این تحقیق از کامپوزیت با بیس سایلوران استفاده شد.

از محدودیت‌های مطالعه کنونی عدم استفاده از میکروسکوپ الکترونی در تعیین محل دقیق شکست باند می‌باشد.

نتیجه‌گیری و پیشنهادات

با توجه محدودیت‌های این مطالعه آزمایشگاهی هنگام تراش بر روی مینا می‌توان روش تراش با لیزر و یا فرز همراه با اچ و یا بدون اچ با کامپوزیت با بیس سایلوران، بدون ایجاد تفاوت معنی‌داری در قدرت استحکام باند ریزکششی بکار برد. پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی از انرژی و فرکانس‌های مختلف لیزر در تهیه حفرات استفاده شود. ضمناً سایر اثرات تراش با لیزر و فرز مثل استحکام باند برشی و سایر خصوصیات را هم می‌توان در سایر مطالعات بررسی نمود.

سپاسگزاری

این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی به شماره طرح ۲۴۲۱ می‌باشد. نویسندگان لازم می‌دانند از حوزه معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه به دلیل اختصاص بودجه و همچنین از سرکار خانم مهندس فریماه شمسی که تجزیه و تحلیل آماری این مطالعه را به عهده گرفتند، تشکر نمایند.

References:

1- Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV. ***Art and science of operative dentistry.*** 6th ed. St. Louise Missouri: Mosby; 2012.p. 245-79.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

2- Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, Santos JD. ***Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach.*** 3th ed. New Malden: Quintessence Publishing Co; 2006.p. 183-211.

3- Sakaguchi RL, Powers JM. ***Craig's restorative dental materials.*** 13 Th ed. St Louis Missouri: Mosby Elsevier Co; 2012.p. 241-8.

4- Frankenberger R, Kramer N, Petscheit A. ***Fatigue behavior of different dentin adhesive.*** Clin Oral Invest 1999; 3(1): 11-14.

5- Convissar RA. ***Principle and practice of Laser Dentistry.*** St Louis Missouri: Mosby Elsevier Co; 2011.p. 181-90.

6- Delfino CS, Souza- Zaroni WC, Corona SA, Pecora JD, Palma- Dibb RG. ***Effect of Er:YAG laser energy on the morphology of enamel/ adhesive system interface.*** App Surg Sci 2006; 252(24): 8476-81.

7- Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, Lan WH. ***Tensile bond strength of Er, Cr:YSGG laser- irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface.*** Dent Mater 2007; 23(5): 570-78.

8- Amid R. ***Laser in clinical dentistry***. Tehran: Shayan Nemodar Co; 26-29 .[Persian]

9- de Souza AE, Corona SA, Dibb RG, Borsatto MC, Pecora JD. ***Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self- etching system and a flowable resin in different dentin depths.*** J Dent 2004; 32(4): 26-275.

10- Liberman R, Segal TH, Nordenberg D, Serebro LI. ***Adhesion of composite materials to enamel: Comparison between the use of acids lasing as pretreatment.*** Laser Surg Med 1984; 4(4): 232-37.

11- Keller U, Hibst R. ***Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light Microscopic and SEM investigations.*** Laser Surg Med 1989; 9(4): 345-51.

12- Burkers EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. ***Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser.*** J Prosthet Dent 1992; 67(6): 847-51.

13- Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT. ***The effect of laser on dental hard tissue.*** J Am Dent Associ 1993; 124(2): 65-70.

14- Visuri SR, Walsh JT, Wigdor H. ***Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling.*** Laser Surg Med 1996; 18(3): 294-300.

15- Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. ***Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist.*** J Clin laser Med Sur 1999; 17(3): 105-9.

16- Moretto SG, Azambuja NJ, Arana chavez VE, Reis AF, Giannini M, eduarddo CP, De Freitas PM. ***Effects of ultramorphologycal change on adhesion to lased dentin- scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis.*** Microsc Res Tech 2010; 74(8): 720-26.

17- Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, et al. ***Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro.*** J Dent Res 1998; 77(6): 1404-14.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

18- De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. ***Microtensile bond strength of two erbium: YAG laser vs. bur- cut enamel and dentin.*** Euro J Oral Sci 2002; 110(4): 322-29.

19- de Oliverra MT, de Freitas PM, de Paula Eduardo C, Ambrosano GM, Giannini M. ***Influence of di- amond sono- abrasion, air – abrasion and Er:YAG laser irradiation on bonding of different adhesive systems to dentin.*** Euro J Oral Sci 2007; 1(3): 158-66.

20- Mm J, Nk B, A P. ***Minimal intervention dentistry - a new frontier in clinical dentistry***. J Clin Diagn Res 2014; 8(7): ZE04-8.

21- de Amaral FL,Colucci V, de Souza- Gabriel AE, Chinelatti MA, Palma- Dibb RG, Corona SA. ***Adhesion to Er:YAG laser- prepared dentin after long- tem water storage and thermo cycling***. Oper Dent 2008; 33(1): 51-58.

22- Ernest CP, Meyer GR, Klocker K, Willershausen B. ***Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photo elastic investigation.*** Dent Mater J 2004; 20(4): 313-21.

23- Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha JC. ***Dynamic of composite polymerization mediates the development of cuspal strain.*** Dent Mater J 2006; 22(10): 896-902.

24- Ilie N, Jelen E, Clementino- Luedemann T, Hickel R. ***Low-shrinkage composite for dental application.*** Dent Mater J 2007; 26(2): 149-55.

25- Pain WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Pandall RC. ***The Influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel Low- shrink dental composites.*** Dent Mater J 2005; 21(9): 852-63.

26- Burgers R, Schneider- Brachet W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G. ***Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane- based restorative.*** Dent Mater 2009; 25(2): 269-75.

27- Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. ***Color- stability and gloss- retention of silorane and dimethacrylalate composite with accelerated aging.*** J Dent 2008; 36(11): 945-52.

28- Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A: ***Composite Materials: Composition, properties and clinical applications.*** Schweiz Monatsschr Zahnmed 2010; 120(11): 972-79.

29- Lien W, Vandewalle KS. ***Physical properties of a new silorane- base restorative system.*** Dent Mater 2010; 26(4): 337-44.

30- Delfino CS, Souza Zaroni WC, Corona SA, Palma Dibb RG. ***Microtensile bond strength of composite resin to human enamel prepared using erbium: yttrium aluminum garnet laser.*** J Biomed Mater Res 2007; 80(2): 475-9.

31- Kameyama A, Kato J, Aizawa K, Suemori T, Nakazawa Y, Ogata T, Hirai Y. ***Tensile bond strength of one-step self-etch adhesives to Er:YAG laser-irradiated and non-irradiated enamel.*** Dent Mater J 2008; 27(3): 386-91.

32- Firat E, Gurgan S, Gutknecht N. ***Microtensile bond strength of an etch- and rinse adhesive enamel and dentin after Er:YAG laser pretreatment with different pulse durations.*** Laser Med Sci 2012; 27(1): 15-21.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

33- Rocha Gomes Torres C, Caneppele TM, Del Moral de Lazari R, Ribeiro CF, Borges AB. ***Effect of dental surface treatment with Nd:YAG and Er:YAG lasers on bond strength of resin composite to recently bleached enamel.*** Lasers Med Sci 2012; 27(4): 755-60.

34- Souza- Zaroni WC, Chinelatti MA, Delfino CS, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. ***Adhesion of a self etching system to dental substrate prepared by Er:YAG laser or Air abrasion.*** J Biomed Mater Res Part B: App Biomater 2008; 86(2): 321-9.

35- Bader C, Krejci I. ***Marginal quality in enamel and dentin after preparation and finishing with an Er:YAG laser.*** Am J Dent 2006; 19(6): 337-42.

36- Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. ***Microtensile bond strength of an etch & rins and self etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment.*** Oper Dent 2003; 208(5): 647-60.

37- Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van landuyt K, De Munck J, et al. ***Influence of Er:YSGG laser treatment on the micro tensile bond strength of adhesives to dentin***. J Adhesive Dent 2008; 10(1): 25-33.

38- Bertand MF, Semez GF, Leforestier E, Muller- Bolla M, Nammours S, Rocca JP. ***Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single- component adhesive system: Relationship between shear bond strength and micro leakage.*** Laser Surg Med 2006; 38(6): 615-23.

39- Trajtenberg CP, Pereira PN, Power JM. ***Resin bond strength and micro morphology of human teeth prepared with an erbium: YAG laser.*** Am J Dent 2004; 17(5): 331-6.

40- Gurgun S, Aplassplan T, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J. ***Effect of different adhesive system and laser treatment on the shear bond strength of bleached enamel.*** J Dent 2009; 37(7): 527-34.

41- Van Meerbeek B, De Munck J, Yashida Y, Inoue S, Vargas M, Vijiay P et al. ***Buonocore memorial lecture. Adhesive to enamel and dentin: current status and challenges.*** Oper Dent 2003; 28(3): 215-35.

42- Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. ***Shear strength of composite Bonded to Er:YAG laser- prepared Dentin.*** J Dent Rest 1996; 75(1): 599-605.

43- Attrill DC, Farrar SR, King TA, Dickinson MR, Davis RM, Blinkorn AS. ***Er:YAG laser etching of dental enamel as an alternative to acid etching.*** Laser Med Sci 2000; 15(3): 154-61.

44- Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana – Penin UA. ***Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces.*** J Prosthet Dent 2000; 84(3): 280-88.

45- Esteves Olivera M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo Cde P, et al. ***Bond strength of self- etching primer to bur cut, Er, Cr: YSGG and Er:YAG laser dental surfaces.*** Photo Med Laser Surg 2007; 25(5): 373-80.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

46- Tachibana A, Marques MM, Soler JM, Matos AB. ***Erbium, chromium: yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: Influence on binding of a self- etching adhesive system.*** Laser Med Sci 2008; 23(4): 453-41.

47- Ceballo L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. ***Bonding to Er:YAG laser treated dentin.*** J Dent Res 2002; 81(2): 119-22.

48- Corona SA, de Souza AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pecora JD, Palma- Dibb RG. ***Effect of energy and pulse repetition rate of Er:YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser- irradiated substrate.*** Photo Med Laser Surg 2007; 25(1): 26-33.

49- Chimello- Sousa DT, de Souza AE, Chinelatti MA, Pecora JD, Palma- Dibb RG, Corona SA. I***nfluence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel.*** J Dent 2006; 34(3): 245-51.

50- Eguro T, Maeda T, Tanabe M, Otsuki M, Tanaka H. ***Adhesion of composite resin to enamel irradiated by the Er:YAG laser: Application of the ultrasonic scaler on irradiated surface.*** Laser Surg Med 2001; 28(4): 365-70.

51- Frentzen M, Koort HJ. ***The effect of Er:YAG laser irradiation on enamel and dentin.*** J Dent research 1992; 71: 571-77.

52- Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakepsen JR. ***Evaluation of scotch bond multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets.*** Am J Orthodontic Dent Orthop 1997; 111(5): 498-501.

53- Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashly DH. ***Effects of prism orientation on tensile strength of enamel.*** J Adhesive Dent 2000; 2(4): 251-57.

54- Sano H, Shono T, Shono H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. ***Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength- evaluation of a micro-tensile bond test.*** Dent Mater 1994; 10(4): 236-240.

55- Rolla JN, Mota EG, Oshima HM, Junior LH, Spohr AM. ***Nd: YAG laser influence on micro tensile bond strength of different adhesive systems for human dentin.*** Photo Med Surg 2006; 24(6): 730-734.

56- Asaka Y, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Moore BK. ***Influence of delayed placement of composite over cured adhesives on dentin bond strength of single application self-etch systems.*** Oper Dent 2006; 31(1): 18-24.

57- Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. ***Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive.*** Dent Mater J 1998; 17(12): 125-38.

58- Cabrera E, Macorra JC. ***Microtensile bond strength distributions of three composite materials with different polymerization shrinkages bonded to dentin.*** J Adhesive Dent 2011; 13(1): 39-48.

59- Boushell LW, Gets G, Swift EJ JR, Walter R. ***Bond strengths of a silorane composite to various substrates.*** Am J Dent 2011; 24(2): 93-96.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]

Investigating Micro-Tensile Bond Strength of Silorane Based Composite in Enamel Surfaces Prepared by Er:YAG Laser vs. Bur-Cut

Daneshkazemi AR(DDS,MS)[1], Modaber M(DDS,MS)[2], Davari AR(DDS,MS)[3], Ravai S(DDS)[*4]

[1]Department of Operative Dentistry, Social Determinants of Oral Health Resarch Center, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

[2,3]Department of Operative Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

Received: 20 Oct 2013 ***Accepted:*** 6 Mar 2014

Abstract

Introduction: Recently, Er:YAG laser has been used for tooth preparations and silorane-based composites have been introduced to dentistry, though investigating this type of composites has received scant attention. Therefore, the aim of this study was to compare microtensile bond strength (MTBS) of silorane- based composite (Filtek P90 3M/USA) to enamel sufaces, prepared by Er:YAG laser irradiation versus bur cut.

Methods:Same sized cavities were prepared by ER:YAG laser and bur on the enamel of 20 extracted teeth which were randomly divided into 4 groups:E_1 laser + acid etching, E_2: laser, E_3: bur + acid etching, E_4: bur. Then primer, adhesive and P60 resin composite were utilized according to the manufacturer instructions. After thermocycling, 20 samples were created in the form of an hour glass model with 1 ^{mm2} slices in each group, and were tested by SD Mechatronic MTD 500 (Germany) machine with cross head speed of $1^{mm/min}$ to create the fracture. The failure mode was assessed under stereomicroscope (ZTX-3E, Zhejiang/China), and the study data were analysed by ANOVA test.

Results: The study results revealed that highest and lowest microtensile bond strength belonged to E3 and E2 group respectively. No significant differences were observed between the tested groups(p= 0.213). Highest and lowest modes of failure were adhesive and cohesive respectively. ANOVA results did not demonstrate any significant differences between groups(p=0.845).

Conclusion: Laser-prepared or bur-prepared cavities with or without etching and silorane based composite could not significantly affect MTBS in order to enamel.

Keywords: Bur; Er:YAG Laser; Silonan Based Composite; MTBS

This paper should be cited as:
Daneshkazemi AR, Modaber M, Davari AR, Ravai S ***Investigating micro-tensile bond strength of silorane based composite in enamel surfaces prepared by Er:Yag laser vs. bur-cut***. J Shahid Sadoughi Univ Med Sci 2014; 22(4): 1311-22.

Corresponding author: Tel: +98 9121355607, Email: saadat-ravai@yahoo.com

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-26]