

تأثیر درمان سطحی با لیزر CO₂ بر استحکام باند اولیه کامپوزیت رزین به زیر کونیا

دکتر محمد عاطفت^۱، دکتر مریم بهشتی^۲، دکتر زهرا خاموردی^۳، دکتر شاهین کسرائی^{*}

چکیده

مقدمه: ایجاد اتصال میکرومکانیکی مناسب بین سمان رزینی و سرامیک زیرکونیا با استفاده از روش‌های معمول آماده‌سازی سطح، امکان‌پذیر نمی‌باشد. کاربرد لیزر برای آماده‌سازی سطح سرامیک زیرکونیا پیشنهاد شده است. هدف از این پژوهش، ارزیابی تأثیر آماده‌سازی سطحی با لیزر CO₂ بر استحکام باند اولیه سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی، ۳۰ عدد دیسک زیرکونیا به قطر ۶ میلی‌متر و ضخامت ۲ میلی‌متر آماده و به صورت تصادفی به ۲ گروه ۱۵ تایی تقسیم شدند. در گروه آزمون دیسک زیرکونیا به وسیله لیزر CO₂ با انرژی خروجی ۳ W و دانسیته انرژی ۲۶۵/۳۹ J/cm² مورد تابش قرار گرفت. با استفاده از مولدهای پلاستیکی دیسک‌های کامپوزیت رزین به قطر ۳ میلی‌متر و ضخامت ۲ میلی‌متر تهیه شد و به سطح دیسک‌های زیرکونیا با سمان رزینی Panavia F 2.0 (Kuraray co Ltd, Osaka, Japan) سمان گردید. به وسیله ماشین تست مکانیکی با سرعت بارگذاری ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه استحکام باند برشی نمونه‌ها تعیین شد. نوع شکست به وسیله میکروسکوپ نوری با بزرگنمایی ۴۰x ارزیابی گردید. مورفولوژی سطحی دو نمونه از گروه آزمون به ترتیب قبل و بعد از آماده‌سازی با لیزر توسط میکروسکوپ الکترونی بررسی گردید. آنالیز داده‌ها توسط آزمون Paired-t انجام شد و سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: میانگین استحکام باند برشی در دو گروه درمان سطحی با لیزر CO₂ و گروه شاهد به ترتیب ۳/۰۲ ± ۱۲/۱۲ Mpa و ۱/۱۴ ± ۵/۹۷ Mpa بود. درمان سطحی با لیزر CO₂ به طور معنی‌داری استحکام باند برشی سمان به دیسک زیرکونیا را افزایش داد (p value = ۰/۰۰۱).

نتیجه‌گیری: با توجه به محدودیت‌های این مطالعه، درمان سطحی با لیزر CO₂ موجب افزایش استحکام برشی باند سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا می‌گردد.

کلید واژه‌ها: زیرکونیوم اکساید، سمان‌های رزینی، لیزر CO₂.

* دانشیار، عضو مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران. (مؤلف مسؤل)
sh_kasraie@yahoo.com

۱: دستیار تخصصی، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

۲: استادیار، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

۳: دانشیار، گروه دندان‌پزشکی ترمیمی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.

این مقاله در تاریخ ۹۰/۱۲/۲۴ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۹۱/۲/۲۳ اصلاح شده و در تاریخ ۹۱/۳/۲ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان
۱۳۹۱، ۸(۳)، ۲۱۳ تا ۲۲۰

مقدمه

زیرکونیای خالص ترکیب بی‌ثبات و ناپایداری از زیرکونیوم دی اکساید است که فاز کریستالین تتراگونال تثبیت شده با یتریوم اکساید آن (Yttrium-tetragonal zirconia polycrystal) Y-TZP در دندان پزشکی نیز کاربرد دارد [۱]. وجود خصوصیات مکانیکی منحصر به فرد این ماده همانند استحکام خمشی بیش از ۱۰۰۰ مگاپاسگال، ثبات شیمیایی، سازگاری زیستی و خصوصیات نوری مناسب [۳، ۲]، این ترکیب را برای تهیه زیر ساختار کروان‌های تمام تاجی و پروتزهای ثابت با طول بلند مناسب می‌سازد [۷-۴].

مطالعات متعددی مشخص نموده‌اند که رستوریشن‌های تمام سرامیکی غیر مستقیم برای کارایی طولانی مدت نیازمند باندی با دوام و با ثبات بین سمان و سرامیک هستند [۹، ۸]. استفاده از سمان‌های رزینی جهت باند رستوریشن به دندان، علاوه بر بهبود گیر و مقاومت به شکست رستوریشن و افزایش تطابق مارچینال، استحکام باند رستوریشن دندان را نیز تأمین می‌کند [۱۱، ۱۰]؛ در صورتی که باند مناسب بین رستوریشن و دندان برقرار نباشد گیر و مقاومت به شکست رستوریشن کاهش پیدا کرده و با کاهش تطابق لبه‌ای احتمال ایجاد پوسیدگی ثانویه هم بیشتر می‌شود [۱۲].

ایجاد باند میکرومکانیکی مناسب بین سمان رزینی و سرامیک زیرکونیا نیازمند ایجاد خشونت در سطح داخلی سرامیک، جهت افزایش سطح در دسترس برای نفوذ رزین است. در مورد سرامیک‌های Y-TZP، آماده‌سازی سطح با روش‌های متداول همانند اچینگ با اسید هیدروفلوریک، به علت عدم وجود فاز شیشه در ساختار این ماده، غالباً روشی ناکارآمد محسوب می‌شود [۱۲، ۹، ۸]. با این حال روش‌های دیگری چون سایش سطح، ابریژن با فرزهای الماسی، ابریژن با ذرات آلومینا یا پوشش با سیلیکا، اچینگ نفوذی انتخابی (Selective infiltration etching) جهت آماده‌سازی این سرامیک‌ها پیشنهاد شده است [۱۴، ۱۳]. مطالعات محدودی استفاده از لیزر CO₂، Er: YAG، (Erbium-deoped yttrium aluminum garnet) و Nd:YAG (Neodymium-deoped yttrium aluminum garnet) را جهت تغییر سطح سرامیک‌های زیرکونیا به منظور بهبود

باندینگ به ساختار دندان پیشنهاد نموده‌اند [۱۶، ۱۵، ۱۳].

کاربرد لیزر در علوم پزشکی و دندان پزشکی پس از سال ۱۹۶۰ توسط Convissar و Goldstein [۱۷] مورد توجه قرار گرفته است. اخیراً با توجه به پیشرفت تکنولوژی لیزر، از اشعه لیزر برای تغییر سطح مواد در جهت بهبود باند با ساختار دندان استفاده می‌گردد [۱۴، ۱۳]. برخی مطالعات گزارش کردند استفاده از لیزر CO₂ استحکام باند سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا را نسبت به گروه شاهد و استفاده از لیزر Er:YAG, Diode افزایش می‌دهد [۱۸، ۱۶]. در حالی که برخی مطالعات دیگر بیان نموده‌اند این روش آماده‌سازی سطحی زیرکونیا نسبت به روش‌های سندبلاست و لیزر Er:YAG, Nd:YAG در افزایش استحکام باند مؤثر نبوده است و یا موجب کاهش آن می‌گردد [۲۰، ۱۹].

سرامیک زیرکونیا توانایی بالایی برای جذب طول موج تابشی لیزر CO₂ دار است. با افزایش درجه حرارت و تخریب سطحی ناشی از جذب لیزر توسط سرامیک، یکسری خلل و فرجی در سطح ایجاد می‌شود که افزایش گیر میکرو مکانیکی سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا را به دنبال دارد [۱۶].

با توجه به زیبایی و استحکام بالای سرامیک زیرکونیا و استفاده روز افزون از سرامیک زیرکونیا در دندان پزشکی زیبایی، ایجاد باند بین سرامیک زیرکونیا و دندان باعث افزایش مقاومت به شکست و طول عمر رستوریشن سرامیکی می‌شود. همچنین امکان سمان کردن پست‌های زیرکونیا با سمان‌های رزینی برای بازسازی دندان‌های به شدت تخریب شده فراهم می‌شود. هدف از این پژوهش، تعیین تأثیر لیزر CO₂ بر استحکام باند برشی سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا بیس بود. مطابق فرضیه صفر مطالعه، آماده‌سازی سطح با لیزر CO₂ استحکام باند برشی سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا را افزایش نمی‌دهد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی ۳۰ عدد دیسک Y-TZP (Ceramill Zi; Amann Girrbach AG, Koblach, Austria) استفاده شد. دیسک‌ها با قطر ۶ mm و ضخامت ۲ mm به وسیله تکنیک Copy milling توسط دستگاه تراش mulltix; Amann Girrbach AG, Koblach, Austria)

Ceramil) طبق دستور کارخانه سازنده تهیه شد. جهت این کار ابتدا یک نمونه برنجی استوانه‌ای به قطر 6 mm و ضخامت 2 mm تهیه گردید سپس توسط چسب‌های سیانواکریلات به قسمت Copy دستگاه تراش چسبانده شد. نمونه برنجی در این قسمت توسط میله Tester دستگاه آنالیز گردید و در قسمت دیگر دستگاه زیرکونیای خام توسط فرز به همین ابعاد تراش خورد. پس از پخت نمونه‌ها، سطح آن‌ها با کاغذ سنباده سیلیکون کارباید 600 دانه (Grit) پالایش شد. همه نمونه‌ها با دستگاه تمیز کننده اولتراسونیک در حلال ایزوپروپانول برای 3 دقیقه تمیز شده و قبل از آماده‌سازی سطح با پوآر هوا خشک گردیدند. نمونه‌هایی که دارای حباب یا ترک بودند با دیسک‌های سالم جایگزین شدند. نمونه‌ها به صورت تصادفی به 2 گروه 15 تایی تقسیم شدند. گروه 1: هیچ آماده‌سازی انجام نشد و به عنوان گروه شاهد بود. گروه 2: سطح دیسک زیرکونیا به وسیله لیزر CO₂ (Smart us20D; Deka, Florence, Italy) مورد تابش قرار گرفت. با توجه به این که در مطالعات مختلف از پارامترهای متفاوتی جهت تابش لیزر استفاده شده و هنوز پارامتر و شدت ایده‌آل و یکسانی مشخص نگردیده است؛ لذا مؤثرترین پارامترها و شدت اشعه لیزر CO₂ برای تأثیر روی سطح زیرکونیا جهت ایجاد گیر میکرومکانیکی بر اساس مطالعات قبلی انتخاب گردید [20، 19، 16، 13]. طول موج لیزر 10/6 μm، 100 Hz pulse repetition، Pulse duration 160 ms، قطر

تیوب سرامیکی 600 μm، توان خروجی 3w، دانسیته انرژی 265/39J/cm² و قطر لیزر در محل تابش 0/48 میلی‌متر بود. نوک لیزر توسط دست در فاصله حدود 1 mm به صورت عمود نسبت به سطح دیسک قرار گرفت و تمامی سطح دیسک زیرکونیا به قطر 6 میلی‌متر (0/28 cm²) توسط لیزر طی 10 ثانیه با سرعت حرکت 2 mm/s همراه با اسپری هوا لیزر گردید [13، 16]. از گروه آزمون دو نمونه به طور تصادفی انتخاب گردید و قبل و بعد از آماده‌سازی با لیزر CO₂ میکرومورفولوژی سطحی آن‌ها بعد از پوشش سطح دیسک‌ها با لایه‌ای از طلا توسط میکروسکوپ الکترونی (JSM-6335F; JEOL, Tokyo, Japan) با بزرگ‌نمایی 1000، 3000 و 5000 برابر مورد بررسی قرار گرفتند.

دیسک‌های کامپوزیت رزین (Filtek Z 250);

با قدرت 1000 mW/cm² نور داده شدند. با استفاده از سمان رزینی دوال کیور (co Ltd, Osaka,) (Panavia F 2.0, Kuraray, Japan) دیسک‌های کامپوزیت رزین به سطح دیسک‌های زیرکونیا سمان گردیدند. طبق دستور کارخانه ابتدا Primer A، B با هم مخلوط شده و سپس با میکروبراش روی سرامیک و کامپوزیت اعمال شد و بعد از 20 ثانیه قسمت A، B سمان مخلوط شد و بین دیسک سرامیکی و کامپوزیتی قرار گرفت. مطابق با مطالعات قبلی هر کدام از دیسک‌های کامپوزیتی به یک نمونه دیسک زیرکونیا توسط فشار انگشت باند گردید [20، 19، 13]. اضافات سمان برداشته شد و به مدت 20 s با دستگاه لایت کیور (Bludent LED (PEN/Power PEN/PRO LED, Bulgaria) با شدت 1000 mW/cm² کیور گردید. نمونه‌ها با اسپری آب و هوا شسته شدند و در آب مقطر در دمای 37°C برای 24 ساعت قبل از تست استحکام باند برشی قرار گرفتند. استحکام باند برشی توسط ماشین تست مکانیکی (DARTEC, HC10 Dartec Ltd, stourbridge, England) با سرعت بارگذاری 0/5mm/min تعیین شد.

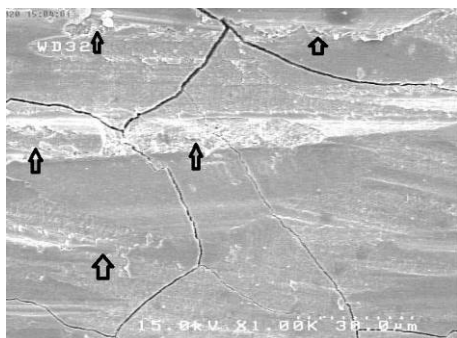
همه نمونه‌های شکسته شده با استریو میکروسکوپ (SZ40, Olympus, Tokyo, Japan) با بزرگ‌نمایی 40 برابر برای بررسی نوع شکست (Cohesive, adhesive, or mixed) توسط یک نفر و دو بار مشاهده گردید. آنالیز داده‌ها توسط آنالیز آماری Paired-t انجام شد. میزان اطمینان این آزمون 95 درصد (1-α 0/095) و توان آزمون برابر 80 درصد و سطح معنی‌داری کمتر از 0/05 در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

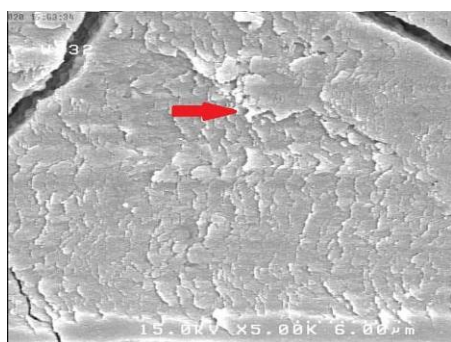
مقادیر میانگین و انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام باند برشی در گروه درمان سطحی با لیزر CO₂ و گروه شاهد در جدول 1 خلاصه شده است. توزیع نرمال داده‌ها با استفاده از

جدول ۱. میانگین استحکام باند برشی سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا در گروه‌های شاهد و آزمون مورد مطالعه برحسب مگاپاسگال

گروه	میانگین استحکام باند		انحراف معیار	حد اکثر استحکام	
	95% Confidence Interval of the Difference Lower bound	95% Confidence Interval of the Difference upper bound		باند	باند
شاهد	۵/۹۷	۱/۱۴	۴/۳۴	۸/۴۹	
لیزر CO ₂	۱۲/۱۲	۳/۰۲	۹/۴۸	۲۱/۲۳	



شکل ۳. نمای سطح زیرکونیا پس از تابش با لیزر CO₂ با بزرگ‌نمایی ۳۰۰۰x (سطحی خشن با ظاهری فلس مانند به همراه میکروترک)



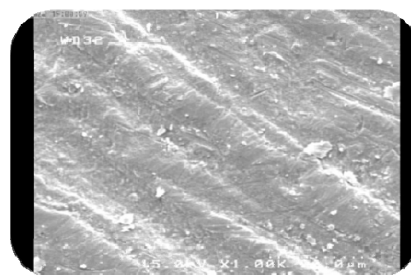
شکل ۴. نمای سطح زیرکونیا پس از تابش با لیزر CO₂ با بزرگ‌نمایی ۵۰۰۰x (سطحی خشن با ظاهری فلس مانند)

بحث

از آن‌جا که استرس‌های برشی در کلینیک (به خصوص در نواحی قدامی دهان) بیشترین استرس‌های دخیل در شکست باندینگ هستند [۲۱] و به آسانی و به سرعت انجام می‌گردد در این مطالعه از تست استحکام باند برشی استفاده شد. البته در تست استحکام برشی کنترل اعمال نیرو به صورت کاملاً برشی بر روی فصل مشترک مورد مطالعه مشکل است. تمام نمونه‌ها جهت تکمیل واکنش پلیمریزاسیون سمان رزینی به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر ۳۷°C مطابق استاندارد ISO 11405 TR نگهداری شدند [۲۲].

آزمون Kolmogorov-Smirnov بررسی گردید و از آزمون پارامتریک Paired-t جهت آنالیز داده‌ها استفاده شد.

آنالیز داده‌ها نشان داد که آماده‌سازی سطحی با لیزر CO₂ در مقایسه با گروه شاهد به طور معنی‌داری استحکام باند برشی بین سمان رزینی پانویا و سرامیک زیرکونیا را افزایش می‌دهد (p value = ۰/۰۰۱). با توجه به بررسی نمونه‌های شکسته شده تحت میکروسکوپ نوری در گروه شاهد ۱۰۰ درصد شکست‌ها به صورت ادهزیو (بین زیرکونیا و سمان) اتفاق افتادند. اما در گروه لیزر CO₂ ۸۰ درصد شکست‌ها به صورت ادهزیو (بین زیرکونیا و سمان) و ۲۰ درصد شکست‌ها به صورت Mixed (به نحوی که بخشی از سمان رزینی روی سطح زیرکونیا باقی‌مانده بود) اتفاق افتادند. نمای میکروسکوپ الکترونی سطح زیرکونیا در گروه شاهد و مطالعه در شکل‌های ۱ و ۲ آورده شده است. نمای سطح زیرکونیای لیز شده با بزرگ‌نمایی ۳۰۰۰ و ۵۰۰۰ برابر در شکل‌های ۳ و ۴ مشاهده می‌شود.



شکل ۱. نمای سطح زیرکونیا در گروه شاهد با بزرگ‌نمایی ۱۰۰۰x



شکل ۲. نمای سطح زیرکونیا پس از تابش با لیزر CO₂ با بزرگ‌نمایی ۱۰۰۰x (سطحی خشن با ظاهری فلس مانند به همراه میکروترک)

میکرو کرک ایجاد می‌کند [۱۶] که این نتایج در تأیید مطالعه حاضر است (شکل ۴، ۳).

در تضاد با نتایج مطالعه حاضر Akin و همکاران [۲۲] تأثیر سندبلاست و لیزرهای مختلف را روی استحکام باند برشی سمان رزینی به زیرکونیا بررسی کردند و نتیجه گرفتند لیزر CO₂ استحکام باند را کاهش می‌دهد و سطح ایجاد شده توسط درمان با لیزر CO₂ را سطحی صاف و بدون گیر گزارش کردند. که این نتیجه به انتخاب پارامترهای لیزر کاربردی وابسته است. از آنجایی که اصلی‌ترین تأثیر انرژی لیزر تبدیل انرژی نورانی به گرما است و جذب انرژی لیزر توسط سطح ماده مهم‌ترین تقابل بین سطح ماده و لیزر است [۱۱]، انتخاب پارامترهای مناسب لیزر برای تغییر سطح ماده مورد نظر و آماده‌سازی مناسب سطح ماده از اهمیت بالایی برخوردار است.

این نتیجه می‌تواند ناشی از دانسیته انرژی کم لیزر CO₂ (۱۵۹/۲۲ j/cm²) در مطالعه Akin و همکاران [۲۲] باشد در حالی که در مطالعه حاضر با وجود توان کمتر لیزر CO₂ (W₃) و بالاتر بودن دانسیته انرژی (۲۶۵/۳۹ j/cm²)، تأثیر انرژی لیزر روی سطح سرامیک بیشتر بوده و باعث ایجاد سطحی خشن شده که نتایج بررسی با میکروسکوپ الکترونی حاکی از این بود که بی‌نظمی‌های فلز مانند به همراه میکرو کرک‌هایی در سطح ایجاد شده که باعث افزایش گیر میکرو مکانیکال و در نهایت افزایش استحکام باند برشی سمان رزینی به زیر کونیا می‌شود. در گروه شاهد که استحکام باند برشی حداقل مقدار (۵/۹۷ Mpa) بود، ۱۰۰ درصد شکست‌ها از نوع اده‌زیو و در گروه CO₂ (۱۲/۱۲ Mpa) ۲۰ درصد شکست‌ها به صورت Mixed اتفاق افتاده بود.

علاوه بر مقدار استحکام باند بین سرامیک زیرکونیا و سمان رزینی، دوام این باندینگ هم در موفقیت کلینیکی رستوریشن نقش مهمی دارد. یکی از محدودیت‌های این مطالعه این بود که دوام باند از طریق نگهداری طولانی مدت و چرخه حرارتی بررسی نشد. اگرچه نوع نگهداری برای بازسازی شرایط کلینیکی مهم است اما نتایج این مطالعه می‌تواند در تعیین پارامترهای مناسب لیزر CO₂ جهت آماده‌سازی سطح سرامیک زیرکونیا سودمند باشد. مطالعات کلینیکی طولانی مدت جهت

نتایج به دست آمده نشان داد که استفاده از لیزر CO₂ استحکام باند برشی سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا را افزایش می‌دهد، بنابراین فرضیه صفر مطالعه که بیان داشت آماده‌سازی سطح با لیزر CO₂ استحکام باند برشی سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا را افزایش نمی‌دهد، رد شد.

روش‌های متعددی برای به دست آوردن یک باند با دوام و قوی بین زیرکونیا و سمان رزینی ارائه شده است [۲۳، ۲۴، ۱۴، ۱۱]. دو روش سندبلاست و سایش مکانیکی توانایی ایجاد میکرو کرک‌هایی جهت ایجاد گیر در زیرکونیا را دارند که در عین حال باعث تضعیف خصوصیات مکانیکی زیرکونیا هم می‌شود [۲۵، ۲۶]. بنابراین اخیراً روش‌های دیگری مانند اسپینگ با لیزر برای ایجاد خشونت سطحی زیرکونیا مطرح شده‌اند [۲۰]. استحکام باند سمان رزینی به سرامیک‌های زیرکونیا در مطالعات متعددی بررسی شده است [۲۸-۲۶، ۲۱].

در این مطالعه در گروه شاهد و آزمون از سمان پانوپا که دارای مونومرهای فسفات استر (10-methacryloyloxydecyl: MDP dihydrogen phosphate) است، استفاده شد چرا که شواهد متعددی وجود دارد که باندینگ به سرامیک‌های Y-TZP به وسیله موادی با تمایل شیمیایی به اکسیدهای فلزی، بهبود می‌یابد [۲۸، ۲۹]. مونومرهای فسفات استر مانند MDP به صورت شیمیایی با اکسید زیرکونیوم واکنش داده و یک باند مقاوم به آب با سرامیک‌های زیرکونیا ایجاد می‌کنند [۳۰].

مطالعات قبلی که تأثیر روش آماده‌سازی با لیزر را روی استحکام باند برشی سمان رزینی به زیرکونیا بررسی کردند نتیجه گرفتند که لیزر CO₂ به تنهایی می‌تواند استحکام باند برشی را افزایش دهد [۱۷، ۱۶، ۱۳، ۱۱]. از آنجایی که سرامیک زیرکونیا توانایی جذب کامل طول موج تابشی لیزر CO₂ را دارا است، با جذب لیزر توسط سرامیک طی فرایند القای گرمایی، گسستگی‌های صدفی شکل متعددی در سطح سرامیک ایجاد می‌گردد که می‌توانند از طریق نفوذ مواد رزینی و سخت شدن آن در این خلل و فرج، باند میکرو مکانیکی با سرامیک را تأمین نمایند [۱۶].

در بررسی با میکروسکوپ الکترونی مشخص شده که استفاده از لیزر CO₂ یک سطح خشن فلز مانند به همراه

تشکر و قدردانی

این مقاله از پایان نامه دوره تخصصی دندان پزشکی ترمیمی به راهنمایی دکتر شاهین کسرابی و دکتر مریم بهشتی و نگارش دکتر محمد عاطفت در کتابخانه دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان استخراج گردیده است. در ضمن از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی همدان که هزینه‌های طرح را تأمین نمودند، تشکر و قدردانی می‌شود.

بررسی روش‌های آماده‌سازی سطح زیرکونیا توسط لیزر ضروری می‌باشد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج این مطالعه آماده‌سازی سطحی با استفاده از لیزر CO₂ موجب افزایش استحکام باند اولیه سمان رزینی به سرامیک زیرکونیا در مقایسه با بدون هیچ‌گونه آماده‌سازی می‌گردد.

References

1. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; 23(1): 45-61.
2. Aboushelib MN, de JN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21(10): 984-91.
3. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998; 19(16): 1489-94.
4. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002; 33(6): 415-26.
5. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14(3): 231-8.
6. Hayashi K, Matsuguchi N, Uenoyama K, Sugioka Y. Re-evaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. *Biomaterials* 1992; 13(4): 195-200.
7. Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A. Studies on fracture toughness of dental ceramics. *J Oral Rehabil* 1990; 17(6): 551-63.
8. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005; 30(3): 382-8.
9. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3): 280-301.
10. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 2002; 4(1): 7-22.
11. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg* 2009; 27(3): 473-9.
12. Blatz MB. Adhesive cementation of high-strength ceramics. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19(5): 238-9.
13. Ural C, Kulunk T, Kulunk S, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2010; 68(6): 354-9.
14. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, et al. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater* 2010; 26(8): 751-60.
15. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya YA, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent* 2009; 37(11): 848-56.
16. Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 2010; 28(6): 801-8.
17. Convissar RA, Goldstein EE. A combined carbon dioxide/erbium laser for soft and hard tissue procedures. *Dent Today* 2001; 20(1): 66-71.
18. Stubinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er:YAG, CO(2) and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med* 2008; 40(3): 223-8.
19. Akin H, Ozkurt Z, Kirmali O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg* 2011; 29(12): 797-802.
20. Paranhos MP, Burnett LH, Jr., Magne P. Effect Of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int* 2011; 42(1): 79-89.

21. De BH, Van MG, De MN, Van den Berghe L, De BJ. An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. *Int J Prosthodont* 2006; 19(2): 136-42.
22. Akin H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci* 2012; 27(2): 333-8.
23. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 2009; 34(3): 280-7.
24. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 23(1): 45-50.
25. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 91(2): 930-7.
26. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater* 2010; 26(7): 650-8.
27. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, et al. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont* 2011; 20(2): 84-92.
28. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 77(1): 28-33.
29. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006; 95(6): 430-6.
30. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14(1): 64-71.

Effect of surface treatment with CO₂ laser on primary bond strength between composite resin and zirconia

Mohammad Atefat, Maryam Beheshti, Zahra Khamverdi, Shahin Kasraei*

Abstract

Introduction: Since it is not possible to form an adequate micromechanical bond between resin cement and zirconia ceramics using common surface treatment techniques, laser pretreatment has been suggested for zirconia ceramic surfaces. The aim of this study was to evaluate the effect of CO₂ laser treatment on primary shear bond strength (sbs) of resin cement to zirconia ceramic.

Materials and Methods: In this *in vitro* study thirty discs of zirconia with a diameter of 6 mm and a thickness of 2 mm were randomly divided into two groups of 15. In the test group the zirconia disc surfaces were irradiated by CO₂ laser with an output power of 3 W and energy density of 265.39 J/cm². Composite resin discs were fabricated by plastic molds, measuring 3 mm in diameter and 2 mm in thickness and were cemented on zirconia disk surfaces with Panavia F2.0 resin cement (Kuraray Co. Ltd, Osaka, Japan). Shear bond strength was measured by a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min. The failure mode was assessed under a stereomicroscope at ×40. Surface morphologies of two specimens of the test group were evaluated under SEM before and after laser pretreatment. Data was analyzed by paired samples *t*-test (*p* value < 0.05).

Results: The mean sbs values of the laser and control groups were 12.12 ± 3.02 and 5.97 ± 1.14 MPa, respectively. Surface treatment with CO₂ laser significantly increased sbs between resin cement and zirconia ceramic (*p* value = 0.001).

Conclusion: Under the limitations of this study, surface treatment with CO₂ laser increased the sbs between resin cement and the zirconia ceramic.

Key words: CO₂ Laser, Resin cements, Zirconium oxide.

Received: 14 Mar, 2012

Accepted: 22 May, 2012

Address: Associate Professor, Dental Research Center, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran.

Email: sh_kasraie@yahoo.com

Journal of Isfahan Dental School 2012; 8 (3): 213-220.