Archive of SID

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۸، شماره ۱، بهار ۱۳۸۹، ۶-۱

مقایسهٔ تأثیر اسید اچ و لیزر اچ بر استحکام باند ریزبرشی مینا□

دکتر زهرا جابری انصاری*، دکتر رضا فکرآزاد**، دکتر سعیده فیضی***، فرناز یونسیان****

چکیده

سابقه و هدف: *با توجه به کاربرد وسیع لیزر در دندانپزشکی، انجام تحقیقات جهت بررسی کارآیی آن در زمینه‌های مختلف دندانپزشکی ضروری می‌باشد. این تحقیق، با هدف بررسی اثر اچینگ مینا توسط لیزر* ***Er,Cr:YSGG*** *و اسید اچ براستحکام باند ریزبرشی کامپوزیت به مینای دندان دائمی را به دنبال دو نحوه برش دندان (توسط لیزر ودیسک الماسی) صورت پذیرفت.*

مواد و روشها: *در این تحقیق تجربی آزمایشگاهی برش‌های مینایی ۱۲۵ دندان مولر به ۵ گروه تقسیم گردیدند. گروه* ***A****: تراش با لیزر، گروه* ***B****: تراش و اچینگ با لیزر، گروه* ***C****: تراش با لیزر و اچینگ با اسید، گروه* ***D****: تراش با دیسک الماسی و کاندیشنینگ با لیزر، گروه* ***E****: تراش با دیسک الماسی و کاندیشنینگ با اسید (کنترل). بعد از زدن دو لایه* ***Single bond***، *کامپوزیت* Z_{100} *توسط تیوب‌های تایگون بر روی ناحیه آماده شده، قرار داده شد. سپس استحکام باند ریزبرشی اندازه‌گیری گردید. داده‌ها توسط* ***One way ANOVA*** *و* ***Tukey*** *مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.*

یافته‌ها: *میانگین استحکام باند ریزبرشی در گروه* ***A*** *برابر* ***۲۳/۱۴±۶/۵۳ MPa***، *در گروه* ***B*** *برابر* ***۲۳/۷۷±۵/۵۶ MPa***، *در گروه* ***C*** *برابر* ***۲۳/۵۱±۴/۸۹MPa***، *در گروه* ***D*** *برابر* ***۱۹/۳۰±۵/۵۶ MPa*** *و در گروه* ***E*** *برابر* ***۲۸/۹۹±۶/۴۰ MPa*** *بدست آمد. آزمون آماری نشان داد بین گروه‌های (C ،D)، (E ،A)، (E ،B)، (E ،D) و (B ،D) تفاوت معنی‌داری وجود دارد(P<۰/۰۵).*

نتیجه‌گیری: *در شرایط این تحقیق، آماده‌سازی یا اچینگ مینا با لیزر* ***Er,Cr:YSGG***، *تاثیری بر افزایش استحکام باند کامپوزیت در مقایسه با روش معمولی آماده‌سازی و اسید اچینگ نداشت. چنانچه از لیزر برای تراش یا اچینگ دندان استفاده شد، پس از آن اچینگ با اسید فسفریک مورد توصیه است.*

کلید واژگان: *قدرت باند ریزبرشی، لیزر* ***Er,Cr:YSGG***، *مینا*

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۷/۷/۲۷ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۸/۱۰/۱۶ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۸۸/۱۰/۲۱

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۸، شماره ۱، بهار ۱۳۸۹، ۶-۱

مقدمه

تقاضا برای انجام ترمیم‌های زیبایی روز به روز در حال افزایش است. با وجود اینکه در سال‌های اخیر، پیشرفت‌های قابل توجهی در زمینه تولید کامپوزیت رزین‌ها صورت گرفته، انقباض حین پلیمریزاسیون و باند کم آنها همچنان به عنوان نقاط ضعف اصلی این ترمیم‌های همرنگ دندان بر شمرده می‌شوند(۱). بنابراین، به منظور ایجاد باند قوی بین رزین کامپوزیت و سطح دندان، آماده‌سازی سطوح دندانی ضروری به نظر می‌رسد(۲). روش اسید اچ، برای اولین بار توسط Bounocore در سال ۱۹۵۵ به عنوان یک روش استاندارد برای آماده‌سازی سطوح مینایی به منظور اتصال مکانیکی به ترمیم‌های کامپوزیتی معرفی گردید(۳). در این روش در واقع، با بهره‌گیری از اسیدهای معدنی، لایه اسمیر به ضخامت نیم تا پنج میکرون بر سطوح تراشیده شده دندان تغییر کرده، یا به طور کامل حل شده، با ایجاد تگ‌های رزینی، تماس و واکنش بین نسج دندان و مواد اتصال یابنده ممکن می‌شود(۴،۵). به دنبال انجام مطالعات متعدد در زمینه

□ طرح تحقیقاتی مصوب مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی

* نویسنده مسئول: دانشیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی و دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
e-mail:zjansari@dent.sbmu.ac.ir

** استادیار دانشکدهٔ علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارتش جمهوری اسلامی ایران

***دندانپزشک

**** دانشجوی دندانپزشکی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

www.SID.ir

Archive of SID

بهبود باند کامپوزیت به دندان، اثر لیزرهای مختلف بر کارآیی سیستم باند به مینا مورد بررسی قرار گرفت و نتایج به دست آمده نشان داد لیزر می‌تواند بر قدرت باند اتصالی اثر بگذارد(۱۳-۶). مکانیسم اثر لیزر بر باند را به صورت ایجاد تغییرات فیزیکی و ساختمانی در سطوح مینا به واسطه افزایش محتوای معدنی در این سطوح، سوختن ماتریکس آلی و حذف لایه اسمیر و نیز تشکیل یک ترکیب جدید با اجزای ساختمانی متفاوت حین کریستالیزه شدن مجدد، تعریف نموده‌اند(۷، ۶). مطالعات دیگری افزایش باند کامپوزیت به دندان‌های دائمی پس از تابش لیزر به واسطه گیر میکرومکانیکال را نشان داده‌اند(۱۰،۱۱).

لیزر Er,Cr:YSGG توسط Eversole در سال ۱۹۹۵ مورد بررسی قرار گرفت و وسیله‌ای موثر، ایمن و باکفایت در برداشت پوسیدگی و تهیه حفره معرفی گردید(۱۲). این لیزر دارای قابلیت ایجاد سطوح نامنظم و ناصاف به منظور افزایش گیر میکرومکانیکال کامپوزیت رزین با دندان می‌باشد(۱۳،۱۴). در مطالعه‌ای نشان داده شده است که لایه اسمیر در سطوح تحت تابش با لیزر کاملاً تبخیر و ذوب می‌شود(۱۴،۱۳). بررسی‌های چندی نشان داده‌اند که خشونت سطحی ایجاد شده توسط لیزر، مشابه اسید اچینگ می‌باشد و در نتیجه در روند درمان، مرحله اچ با اسید را می‌توان حذف نمود (۱۵،۱۳). از طرفی پژوهش‌های دیگری بیان می‌دارند که سطوح دندانی تحت اشعه لیزر قرار گرفته، به منظور ایجاد باند مناسب در اغلب موارد نیاز دارند توسط اسید اچ شوند(۱۷،۱۶)، هرچند ضرورت انجام این کار، به نوع باندینگ‌های مینایی استفاده شده نیز بستگی دارد(۱۸). در این راستا، هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی اثر لیزر Er,Cr:YSGG بر استحکام باند ریزبرشی کامپوزیت به مینای دندان دائمی به دنبال دو نحوه تراش دندان (توسط لیزر و فرز) و دو گونه اچ (با لیزر و اسید) بود.

مواد و روشها

این مطالعه به شیوه تجربی آزمایشگاهی روی ۱۲۵ دندان مولر سوم سالم انسان که در فاصله ۳ ماه گذشته خارج شده بودند، انجام گرفت. دندان‌ها قبل از انجام تحقیق، به منظور ضدعفونی شدن به مدت یک هفته در کلرامین ۰/۵٪ قرار گرفتند. سپس توسط برس و مخلوطی از آب و پامیس تمیز گردیده، در صورت وجود ترک، سایش، پوسیدگی و پرکردگی یا سایر آنومالی‌های دندانی از جامعه مورد بررسی خارج شدند. در ۷۵ دندان از سطوح باکالی و لینگوالی دندان‌ها به وسیله لیزر برش‌های مینایی آماده شد. برش‌ها به صورت تصادفی در سه گروه A، B و C قرار گرفتند. لیزرمورد استفاده در این تحقیق، (Waterlase system, Technology Inc, SanClement, Calif, USA) Er,Cr:YSGG با طول موج ۲/۷۸ میکرومتر، فرکانس ۲۰ هرتز و عرض پالسی ۱۴۰µs بود که توان خروجی آن بین ۶-۰ وات تغییر می‌کرد. همچنین، از فایبر تیپ لیزر G6 به طول ۶ میلی‌متر و قطر ۰/۶ میلی‌متر استفاده گردید. برای برش مینا از توان ۵/۵ وات، آب ۸۵٪ و هوای ۹۵٪ استفاده شد. در ۵۰ دندان دیگر برش‌های مینایی از سطوح باکال و لینگوال دندان توسط دستگاه (Hamco Thin Sectioning machine, IW, Rochester N.Y patent pending) تهیه شد که این برش‌ها به صورت تصادفی در دو گروه D و E قرار داده شدند. برش‌های مینایی گروه A بدون دستکاری دیگری باقی ماندند و برش‌های گروه‌های B و D توسط لیزر و برش‌های گروه‌های C و E توسط اسید اچ گردیدند. اچ مینا توسط لیزر مذکور، با توان ۱/۵ وات، آب ۵۵٪ و هوای ۶۵٪ و اچ توسط اسید فسفریک ۳۷٪ total Etch, Vivadent, (Lichtenstein) در گروه‌های مورد نظر، انجام شد (جدول ۱).

جدول ۱- مشخصات گروه‌های مورد نظر براساس نوع برش

نام گروه	برش توسط	اچ توسط
گروه A	لیزر Er,Cr:YSGG	-
گروه B	لیزر Er,Cr:YSGG	لیزر Er,Cr:YSGG
گروه C	لیزر Er,Cr:YSGG	اسید فسفریک ۳۷٪
گروه D	دیسک	لیزر Er,Cr:YSGG
گروه E (کنترل)	دیسک	اسید فسفریک ۳۷٪

بعد از آماده‌سازی سطوح در کلیه گروه‌ها، دو لایه باندینگ Single bond (3M ESPE, Kansas City, USA) زده شد و پس از ۳-۵ ثانیه پوار هوا، تیوب‌های تایگون (R-3603, Norton Performance Plastic Co, Cleveland OH/USA) به قطر داخلی ۰/۷ میلی‌متر و ارتفاع ۰/۵ میلی‌متر بر روی ناحیه آماده شده، قرار گرفته، به مدت ۲۰ ثانیه توسط دستگاه مولد نور (آریالوکس، طیف فرابنفش، تهران، ایران) به آنها نور تابانیده شد. سپس، کامپوزیت Z100 (3M, Dental Product, Kansas City, USA) به رنگ A_2

www.SID.ir

Archive of SID

توسط پروب پریودنتال در داخل تیوب‌ها قرار داده شده و پس از برداشت اضافات، توسط تابش نور به مدت ۴۰ ثانیه سخت گردیدند. نمونه‌ها ۲۴ ساعت قبل و بعد از خارج کردن تیوب‌های تایگون در آب مقطر قرار داده شدند. قبل از انجام تست استحکام ریزبرشی، تک تک استوانه‌های کامپوزیتی در محل تماس با دندان زیر استریومیکروسکوپ (Olympus Optical Co. Itd model SZX111 B 2000, Tokyo, Japan) با بزرگنمایی ۱۲/۵x از ۴ جهت مورد بررسی قرار گرفتند تا در صورت وجود درز، حباب و هر گونه نقص در محل اتصال کامپوزیت به دندان، از مطالعه خارج شوند.

برای اندازه‌گیری استحکام باند برشی از دستگاه Micro Tensile Tester (Bisco Inc, 4350 Chandler Drive, Hanover Park, IL 60193, USA) استفاده شد. به این ترتیب که بعد از ثابت کردن نمونه‌ها به وسیله چسب سیانوآکریلات (Zapit; DVA, Anaheim, CA, USA) روی یک بازوی دستگاه، نیروی به سرعت ۰/۵mm/min بر کامپوزیت‌ها وارد شد تا دچار شکست شوند. در لحظه شکست، مقادیر یادداشت و استحکام باند برشی (برحسب مگاپاسکال) از تقسیم نیروی وارده بر کامپوزیت در لحظه شکست به سطح مقطع نمونه‌ها محاسبه گردید. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمـــون‌های One way ANOVA، Tukey و نرم‌افزار آماری SPSS با P<۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

این مطالعه بر روی ۱۲۵ دندان مولر سوم انسان در ۵ گروه مینایی انجام شد. میانگین استحکام باند ریزبرشی در گروه A برابر ۲۳/۱۴MPa، در گروه B برابر ۲۳/۷۷MPa، در گروه C برابر ۲۳/۵۱MPa، در گروه D برابر ۱۹/۳۰MPa و در گروه E برابر ۲۸/۹۹MPa بود. انحراف معیار و شاخص‌های آماری گروه‌های مورد آزمایش در جدول ۲ نمایش داده شده‌اند.

هم چنین با تائید فرض برابری واریانس‌ها توسط آزمون Levene's، از آنالیز واریانس یک طرفه در بررسی گروه‌های مینایی استفاده شد. با توجه به معنی‌دار بودن نتیجه آزمون آنالیز واریانس، از آزمون Tukey برای مقایسه دو به دو داده‌ها در گروه‌های مینایی استفاده شد. همانطور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود، نتایج این آزمون نشان داد که بین گروه‌های (E,A) (E,B) (E,D) (D,B) (D,C) تفاوت معنی‌دار آماری وجود دارد(P<۰/۰۵). در سایر موارد تفاوت‌های معنی‌داری از نظر استحکام باند در گروه‌های مینایی مشاهده نشد.

جدول ۲- شاخص‌های آماری میزان استحکام باند ریز برشی در گروه‌های مختلف مینا

شاخص آماری / گروه	تعداد نمونه‌ها	میانگین استحکام باند	انحراف معیار	خطای معیار	حداقل میزان باند	حداکثر میزان باند
A	۲۵	۲۳/۱۴	۶/۵۳	۱/۳۰	۱۴/۳۰	۴۳/۳۰
B	۲۵	۲۳/۷۷	۵/۵۶	۱/۱۱	۱۸/۰۰	۳۷/۲۰
C	۲۵	۲۳/۵۱	۴/۸۹	۰/۹۷	۲۰/۰۰	۳۶/۸۰
D	۲۵	۱۹/۳۰	۵/۵۶	۱/۱۱	۱۳/۰۰	۲۹/۸۰
E	۲۵	۲۸/۹۹	۶/۴۰	۱/۲۸	۱۸/۰۰	۳۹/۲۰

بحث

در گروه A که در آن مینا با لیزر Er,Cr:YSGG با توان ۵/۵ وات برش داده شد و هیچ نوع اچینگی به کار برده نشد، میزان استحکام باند ریزبرشی ۲۳/۱۴ MPa بدست آمد. اختلاف گروه A با گروه کنترل (گروه E: برش با دیسک الماسی و اچ با اسید فسفریک ۳۷٪ با استحکام باند ۲۸/۹۹ MPa) معنی‌دار بود(P<۰/۰۰۵). در برخی مطالعات، افزایش خشونت سطحی مینا متعاقب تابش لیزر بیان شده است(۱۹،۲۰). محققین این خشونت سطحی را قابل توجه و معنی‌دار دانسته‌اند. انتظار می‌رود که این سطح خشن سبب گیر مکانیکی بیشتر کامپوزیت شود، ولی در تحقیق حاضر، در گروه برش با لیزر استحکام باند کمتر از گروه کنترل بدست آمد. علت این اختلاف می‌تواند بر اساس این حقیقت باشد که خشونت سطحی ایجاد شده توسط لیزر اگر چه بیشتر، اما نامنظم و دارای شیار بوده و از الگوی یکنواختی تبعیت نمی‌کند(۱۲). در واقع برش با لیزر، فرو رفتگی‌های کاسه‌ای شکل ایجاد می‌کند که فاقد اندرکات

www.SID.ir

Archive of SID

بوده، در نتیجه گیر مکانیکی مناسبی ایجاد نمی‌شود، در حالی که تگ‌های ایجاد شده توسط اسید اچ، رزین را در داخل اندرکات‌ها به صورت منظم در تمام سطوح به دام انداخته، سبب استحکام بیشتر باند می‌شود(۱۲،۲۱). تغییر همزمان دیگری که می‌تواند سبب کاهش باند گردد thermal degradation الیاف کلاژن می‌باشد که بعد از تابش لیزر می‌تواند پیش بیاید، هر چند در مینا هم که فقط حدود نیم درصد کلاژن دارد، این کاهش باند مشاهده شده است(۲۲).

در گروه B که در آن مینا به وسیله لیزر Er,Cr:YSGG با توان ۵/۵ وات برش خورده، سپس با همین لیزر با توان ۱/۵ وات اچ شد، میانگین استحکام باند ریزبرشی MPa ۲۳/۷۷ به دست آمد که با گروه کنترل (گروه E) از لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری داشت (P<۰/۰۱۶) که با نتایج Delme در سال ۲۰۰۵ مطابقت دارد(۲۳). او در بررسی اثر لیزر Er:YAG در تراش حفره و اچ به این نتیجه رسید که استفاده مجدد از اسید فسفریک ۳۷٪ برای اچینگ متعاقب تراش با لیزر و اچ دندان با لیزر لازم است و لیزر به تنهایی نمی‌تواند استحکام باند مناسبی را ایجاد نماید. در واقع بی‌نظمی‌ها و شیارهای ایجاد شده به وسیله لیزر چه در تراش و چه در اچینگ به گونه‌ای است که به منظور ایجاد باند مستحکم ناکافی به نظر می‌رسد.

جدول ۳- نتیجه آزمون مقایسه دو به دو استحکام ریزبرشی گروه‌های آزمایشی

گروه ها		P. value
	B	۰/۹۹۵
	C	۰/۲۵۰
A	D	۰/۱۴۲
	E	۰/۰۰۵
	C	۰/۴۵۹
B	D	۰/۰۵۰
	E	۰/۰۱۶
C	D	۰/۰۰۰
	E	۰/۵۶۱
D	E	۰/۰۰۰

در گروه C که در آن مینا به وسیله لیزر Er,Cr:YSGG با توان ۵/۵ وات برش خورده، سپس با اسید فسفریک ۳۷٪ اچ شد، میانگین استحکام باند ریزبرشی MPa ۲۶/۵۱ به دست آمد که تنها گروه مینایی است که با گروه کنترل (گروه E) از لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری را نشان نمی‌دهد. این یافته با نتایج تعدادی از مطالعات در این زمینه همخوانی دارد (۱۲،۲۱،۲۳). در تمامی این بررسی‌ها، محققان استفاده مجدد از اسید فسفریک ۳۷٪ را متعاقب تابش لیزرهای گروه اربیوم مانند Er:YAG و Er,Cr:YSGG، توصیه می‌کنند زیرا اسید به از بین رفتن بی‌نظمی‌های سطحی حاصل از تابش لیزر منجر شده، تگ مینایی ایجاد می‌کند که دارای اندرکات بوده، با گیر انداختن رزین، باند مستحکمی ایجاد می‌نماید (۱۲،۲۱،۲۳).

استحکام باند در گروه D، که در آن مینا با دیسک الماسی برش خورده، با لیزر با توان ۱/۵ وات اچ شد، کمترین مقدار و به میزان MPa ۱۹/۳۰ بدست آمد که با گروه کنترل اختلاف معنی‌داری داشت (P<۰/۰۰۰۱). این یافته با نتایج تحقیقات پیشین مطابقت دارد(۲۱،۲۱،۲۳). در حالی که با نتایج Usumez در سال ۲۰۰۲ مغایر است (۲۴) که در آن با اچ مینا توسط لیزر Er,Cr:YSGG با توان ۲/۱ وات و مقایسه آن با اسید فسفریک به این نتیجه رسید که استحکام باند برشی متعاقب اچ با لیزر با توان ۲ وات و گروه کنترل اختلاف معنی‌داری از نظر آماری ندارد، ولی چون انحراف معیار داده‌ها در گروه‌های لیزر در این تحقیق زیاد بود، Usumez (۲۰۰۲) نتایج گروه‌های لیزر را از نظر کلینیکی فاقد اعتبار دانست(۲۴). بنابراین، برای دستیابی به نتیجه قطعی بررسی‌های بیشتری را در این زمینه توصیه نمود.

میزان باند در گروه E، که در آن مینا با دیسک الماسی برش خورده، سپس با اسید فسفریک ۳۷٪ اچ شد (گروه کنترل)، بالاترین مقدار و به میزان MPa ۲۸/۹۹ بدست آمد که با نتایج تحقیقات پیشین مطابقت دارد(۱۲،۲۱،۲۳،۲۵). در تحقیق Lin (۱۹۹۹)، اثر لیزر Er;YAG و Er,Cr;YSGG بر استحکام باند برشی باند کامپوزیت به مینا و عاج مورد بررسی قرار گرفته، اختلاف معنی‌داری بین گروه‌های برش فرز و اچ اسید، گروه برش لیزر و اچ اسید مشاهده نکرد (۲۵). در تحقیق حاضرنیز با توجه به شرایط استفاده لیزر، بین گروه برش دیسک و اچ با اسید و گروه برش لیزر و اچ اسید اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد.

علیرغم مشکلات اتصال در سطوح درمان لیزر شده بعضی محققین بیان می‌کنند چون بزرگترین مزیت درمان با لیزر decontamination سطوح دندانی است، استفاده از لیزر جهت تراش و آماده‌سازی حفره تاکید می‌شود. بنابراین باید

www.SID.ir

Archive of SID

کوشش نمود در ترمیم‌های همرنگ باندینگ بهبود یابد(۲۶) به دنبال استفاده از لیزر در تراش و آماده‌سازی دندان برای به دست آوردن باند بیشتر استفاده از اسید اچ توصیه می‌شود(۱۲،۲۱،۲۳،۲۷،۲۸).

نتیجه گیری

آماده سازی و یا اچینگ مینا با لیزر Er,Cr:YSGG با توجه به شرایط کار در این تحقیق، به تنهایی تاثیری بر افزایش استحکام باند کامپوزیت در مقایسه با روش معمولی آماده‌سازی با اسید اچینگ معمولی ندارد. بنابراین، بهترین روش برای تراش و اچینگ مینا، همان روش معمول است و در صورت تمایل به استفاده از لیزر جهت تراش دندان، اچ با اسید فسفریک متعاقب آن برای افزایش استحکام باند توصیه می‌شود.

تشکر وقدردانی

این مقاله حاصل طرح مصوب مرکز تحقیقات دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی می‌باشد. بدین وسیله از ریاست محترم این مرکز سپاسگزاری می‌شود.

References

1. Gorraci M: Marginal seal and biocompatibility of Forth generation bonding agent. Dent Mater 1995;11:343-347.
2. Swift EJ, Perdigo J, Haymann OH: Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence Int 1995;26:95-110.
3. Buonocuore MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34:849-853.
4. Craig GR, Powers JM, O'Brien WJ: Restoration Dental Material. 12th Ed. St Louis: The C.V. Mosby CO. 2006; Chap11:235-268.
5. Roberson M, Theodore M, Haymann OH, Swift EM, Sturdevant C: Sturdevant's art and science of operative dentistry. 4th Ed. St Louis: The C.V. Mosby Co. 2002; Chap 5:177-179.
6. Kantola S: Laser-induced effect on tooth structure: A study of changes in calcium and phosphorus contents in dentistry electron micro analysis. Acta Odontol Scand 1972;30:463-474.
7. Kantola S: Laser-induced effect on tooth structure: X-ray diffraction study on dentin exposed to a CO2 laser. Acta Odontol Scand 1973;31:381-386.
8. Visuni SR, Gilbert Y: Shear strength of composite bonded to Nd:YAG laser pretreated dentin. J Dent Res 1996; 75:599-605.
9. Stiesch-Scholz M, Hannig M: Invitro study of enamel and dentin marginal integrity of composite and compomer restorations placed in primary teeth after dimond or Er:YAG laser cavity preparation. J Adhes Dent 2000;2:213-222.
10. Cooper LF, Myers MI, Ndlson DG, Mowery AS: Shear strength of composite bonded to laser pretreated. J Prosthet Dent 1988;60:45-49.
11. Moartiz A, Schoop V: Procedures for enamel and dentin conditioning: A comparison of conventional innovative method. J Esthetic Dent 1998;10:84-93.
12. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC: Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. Dent Mater 2005;21:616-624.
13. Hossain M, Nokemura Y, Yamads Y, Murakami Y, Matsumote K: Microleakage of composite restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. J Clin Pediat Dent 2002;26:263-268.

www.SID.ir

Archive of SID

14. Cohara EK, Hossain M, Kimora Y, Matsumote K, Inove M, Sasa R: Morphological and microleakage studies cavities prepared by Er:YAG laser irradiation in primary teeth. J Clin Laser Med Surg 2002;20:141-147.
15. Kuo BC, Drummond JI, Koerber A, Fadavi F, Punvbai I: Glass Inomer microleakage from preparation by an Er:YAG a high speed hand pieces. J Dent 2002;30:141-146.
16. Crona SA, Borassto M, Dibb RG, Ramos RP, Brugnera A: Microleakage of class V resin composite restoration after air abrasion or Er:YAG laser preparation. Oper Dent 2001;26:491-497.
17. Setin VJ, Cobb DS, Denhy GE, Varges MA: Cavity preparation devices effect on micorleakage of class V resin-based composite restoration. Am J Dent 2001;14:157-162.
18. Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodeo M, Chung EM, Rizoiu IM: Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser.J Clin Pediatr Dent 2005;30:45-49.
19. Yu JI, Jia X, Oiao L: A scanning electron microscopy study on morphological changes Er,Cr:YSGG laser-cut dental hard tissue. Hua xi Rou Qiang Yi xue Za Zhi 2003;21:356-358.
20. Yu DG, Kimura Y, Kinoshita J, Matsumoto K: Morphological and atomic analytical stusies on enamel and dentin irradiated by an Er,Cr:YSGG laser. J Clin Laser Med Surg 2000;18:139-143.
21. Gutknecht N, Apel C, Schafer C, Lampert F: Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities. Laser Med Surg 2001;28:371-374.
22. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo Cde P, Gutknecht N: Bond strength of self-etching primer to bur cut Er,Cr:YSGG and Er:YAG lased dental surfaces. Photomed and Laser Surg 2007;25:373-380.
23. Delme KIM, Demoor RG, Deman PJ: Microleakage of class V resin restoration after conventional preparation and Er:YAG laser preparation. J Oral Rehabil 2005;32:676-685.
24. Usumez S. Orhan M, Usumez A: Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. Am J of Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:649-656.
25. Lin S, Coputo AA, Eversole LR, Rizoiu LM: Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surface cat with a laser-powered hydrokinetic system. J Prosthet Dent 1999;82:41-45.
26. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo C, Gutknecht N: Bond strength of self-etching primer to bur cut Er,Cr:YSGG and Er:YAG lased dental surfaces. Photomed Laser Surg 2007;25:373-380.
27. Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Palma-Dibb RG: Microtensile bond strength of composite resin to human enamel prepared using erbium: Yttrium aluminum garnet laser. J Biomed Mater 2007;80:475-479.
28. Obeidi A, McCracken MS, Liu PR, Litaker MS, Beck P, Rahemtulla F: Enhancement of bonding to enamel and dentin prepared by Er,Cr:YSGG laser. Laser Surg Med 2009;41:454-462.

www.SID.ir