لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۲، دورهٔ ۱۰، شمارهٔ ۱، صفحات: ۷-۱.

مقاله پژوهشی

ارزیابی تأثیر نگهداری در آب بر چسبندگی کامپوزیت به مینای لیزرشده با Er:YAG

مریم بهشتی‌روی[۱]
شاهین کسرایی[۲]
زهرا خام‌وردی[۳]
سیدمصطفی مرتضوی[۴]
محدثهٔ آذرسینا[۵]

[۱]استادیار دندانپزشکی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
[۲]دانشیار دندانپزشکی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
[۳]دانشیار دندانپزشکی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
[۴]دکترای عمومی دندانپزشکی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
[۵]استادیار دندانپزشکی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، واحد بین الملل، تهران، ایران

نویسنده* مسئول: محدثهٔ آذرسینا، تلفن ۰۹۱۲۳۸۵۹۳۹۹
پست الکترونیک: Azarsina2012@yahoo.com

خلاصه

مقدمه: مطالعهٔ حاضر با هدف بررسی اثر نگهداری در آب بر استحکام باند ریزکششی ادهزیوهای Etch and Rinse دومرحله‌ای به مینای درمان‌شده با لیزر Er:YAG طراحی شده‌است.

روش بررسی: اسلپ‌های ۲×۸×۸ میلی‌متر از انسیزورهای انسانی تهیه شدند و سپس این اسلپ‌ها به‌صورت تصادفی در۶ گروه قرار گرفتند. سطح مینای ۳ گروه توسط لیزر Er:YAG درمان شدند. پس از آماده‌سازی سطوح مینایی تمام نمونه‌ها با اسیدفسفریک ۳۷ درصد، نمونهٔ کامپوزیتی از Z250 توسط ادهزیو Single Bond 2 به آن‌ها باند شدند سپس نمونه‌ها براساس مدت‌زمان نگهداری در آب در ۳ گروه قرار گرفتند: ۲۴ ساعت (فقط جهت تکمیل پلیمریزیشن)، ۶ و ۱۲ ماه. استحکام کششی نمونه‌ها در دستگاه universal testing machine با سرعت ۰/۵ mm/min بررسی و اعداد برحسب مگاپاسکال (و بر اساس متوسط عدد هر نمونهٔ حذف‌شده) گزارش شدند. پس از تخمین میانگین Mean و SD، داده‌ها توسط آزمون two-way ANOVA و آزمون تکمیلی Tukey HSD آنالیز شدند(α=۰/۰۵).

یافته‌ها: آنالیز Two-way ANOVA نشان داد که اثر فاکتور اصلی زمان نگهداری در آب ازنظر آماری معنی‌دار بود($P<۰/۰۰۱$) ولی اثر لیزر تفاوت معنی‌داری را نشان نداد($P>۰/۰۵$) . اثر متقابل زمان نگهداری در آب و لیزر، تفاوت معنی‌داری را نشان داد($P=۰/۰۰۱$). آزمون تکمیلی Tukey HSD نشان داد که بین گروه‌های نگهداری‌شده در آب تفاوت آماری معنی‌داری وجود دارد.

نتیجه‌گیری: استحکام باند ریزکششی ادهزیو به سطوح مینایی لیزرشده و بدون لیزر، تفاوت آماری معنی‌داری نداشتند. بااین‌حال اثر مدت‌زمان نگهداری در آب، معنی‌دار بود. بدین‌ترتیب با افزایش زمان نگهداری، استحکام باند کاهش می‌یابد.

واژه‌های کلیدی: ادهزیو۲مرحله‌ای، نگهداری در آب، مینا، استحکام باند ریزکششی، لیزر Er:YAG

مقدمه

لیزرهای اربیوم به‌عنوان آلترناتیو ابزارهای مکانیکی مرسوم برای تراش سطوح دندانی به حیطهٔ دندانپزشکی معرفی شدند. این لیزرها انرژی را در محدوده‌ای از طول موج ۲/۶ و۳ میکرومتر تابش می‌دهند. این محدوده قوی‌ترین محدودهٔ جذب آب به‌عنوان مهم‌ترین جزء بافت‌های سخت دندانی را نیز شامل می‌شود. تبخیر ناگهانی آب باند شده(۴-۲درصد وزنی مینا)باعث میکروانفجارهایی می‌شود که پارتیکل‌هایی از ساختار دندانی را جدا می‌کند[۱و۲].

تهیهٔ حفره با لیزرهای اربیوم ازطریق پروسهٔ ابلیشن ترمومکانیکال و عمدتاً بدون ایجاد حرارت و ویبراسیون می‌باشد و از این لحاظ برای کاربرد روتین جذاب است[۳و۴].

یکی از اعضاء خانوادهٔ لیزرهای اربیوم، Er:YAG است که امواج مادون قرمز ملایم این لیزر اثر سایش قابل توجهی را بر بافت سخت دندانی نشان داده است[۵]. این لیزر طول موج ۲/۹۴ منتشر می‌کند که با جذب اصلی باندهای آب همزمان است. این انرژی منتشرشده به‌خوبی توسط هیدروکسی‌آپاتیت جذب می‌شود و مشخص شده‌است که برای حذف بافت سخت دندانی نسبت به بقیهٔ سیستم‌های لیزری مؤثرتر است. تخریب گرمایی کمی به‌خصوص درهنگام استفادهٔ همزمان این دستگاه با اسپری آبی گزارش شده است[۸-۶]. این نوع لیزر به‌صورت کلینیکی برای برداشت پوسیدگی و تهیهٔ حفره استفاده می‌شود. چندین ویژگی

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-27]

بافت دندانی لیزیک‌شده به‌عنوان فواید رزین باندینگ درنظر گرفته شده است که شامل تشکیل سطح سوبسترای نرم درحد میکروسکوپی بدون دمینرالیزاسیون، باز شدن توبول‌های عاجی بدون تشکیل شدن اسمیر لایر و استریلیزاسیون سطح دندانی می‌باشد[۸].

اسید اچ درحال‌حاضر به‌صورت روتین در کارهای بالینی دندانی برای افزایش اتصال مواد دندانی با پایهٔ رزینی به مینا استفاده می‌شود. بااین‌حال پیشنهاد شده است که لیزرها نیز ممکن است برای تهیهٔ سطوح اچ مورد استفاده قرار گیرند[۹و۱۰].

موضوع مهم دیگر تداوم باند بین رزین ادهزیو و سوبسترای دندانی است، زیرا به‌صورت مستقیم بر عمر ترمیم اثر دارد. اگرچه محیط تست نهایی جهت پیش‌بینی رفتار ترمیم، دهان است، ترموسیکلینگ و نگهداری طولانی‌مدت در آب، شرایط کلینیکی را بازسازی می‌کند بنابراین احتمال پیش‌بینی هرچه نزدیک‌تر فعالیت‌های پیچیدهٔ حفرهٔ دهان و اینترکشن‌های آن با دوام باند به‌مرور زمان را امکان‌پذیر می‌سازد. آزمایش‌های درازمدت استحکام باند اهمیت زیادی دارند زیرا شکست در باندینگ، اغلب به‌علت هیدرولیز رخ می‌دهد. تأثیر منفی آب بر روند چسبندگی مشخص است[۱۳-۱۱].

ازآنجاکه قابلیت نفوذ آب به‌داخل باند پلیمریزه شده مستقیماً به خواص هیدروفیلیک آن ماده بستگی دارد، به این علت سیستم‌های ادهزیو بسیار مستعد جذب آب هستند و می‌توانند در طی زمان هیدرولیز را تسریع کنند. مطالعات کمی در مورد اثر نگهداری در آب برروی دندان‌هایی که تحت تابش لیزر قرار گرفته‌اند، انجام شده است[۱۴و۱۵] بااین‌حال اطلاعات مستدلی درمورد اثر نگهداری در آب و زمان‌های متفاوت آن بر استحکام باند به مینای آماده‌شده با لیزر فوق در دست نیست. لذا، مطالعهٔ حاضر با هدف بررسی اثر نگهداری در آب بر چسبندگی به مینای لیزرشده طراحی شده است.

روش بررسی

در این مطالعهٔ تجربی-آزمایشگاهی تعداد ۶۰ دندان قدامی فک بالا که طی سه‌ماه گذشته خارج شده بودند و فاقد ترک، پوسیدگی و ترمیم تاجی بودند، انتخاب شدند. دندان‌ها با کورت پریودنتال تمیز شدند و یک‌هفته قبل از انجام کار در محلول فرمالین ۱۰درصد و ۲۴ ساعت قبل از آزمایش در آب مقطر و دردمای اتاق قرار گرفتند. جهت آماده‌سازی نمونه‌ها ریشه‌ها از محل تلاقی مینا-سمان و با فرز الماسیM016-878 (SSwhite Inc,lake woode,USA)با سرعت بالا تحت اسپری آب و هوا جدا گردید و سپس توسط دستگاه برش، اسلپ‌های ۲×۸×۸ میلی‌مترمکعبی از قسمت میانی سطح لبیال هر دندان آماده شد. نمونه‌های تهیه‌شده در قالب‌های رزین اکریلی شفاف(Marlic Med Co,Tehran,Iran)به‌صورتی‌که سطوح لبیال به سمت خارج قرار گیرد، مانت شدند. جهت کنترل حرارت ایجادشده حین سخت شدن اکریل، نمونه‌ها در آب سرد غوطه‌ور شدند. سطوح اکسپوز نمونه‌ها با کاغذ سیلیکونی ۴۰۰ و ۶۰۰ گریت مرطوب پالیش شدند تا لایهٔ یکنواخت و مسطح در تمام نمونه‌ها ایجاد گردد. سپس نمونه‌ها به‌صورت تصادفی در ۶ گروه مساوی (پانزده تایی) تقسیم شدند.

در تمام نمونه‌ها ژل اسیدفسفریک۳۷ درصد (Ultraetch,Ultradent,USA)به‌مدت۳۰ ثانیه روی نمونه‌ها اعمال شدند و سپس به‌مدت ۱۵ثانیه شسته و ۱۰ ثانیه خشک شدند. به‌دنبال آن یک سیستم باندینگ نوری نسل پنجم (Single bond 2, 3M,EPSE,USA)روی سطح نمونه‌ها در دولایه توسط برس به‌کار برده‌شد و سپس برای ۵ ثانیه با فشار ملایم پوار هوا خشک شد و به‌مدت۲۰ ثانیه از فاصلهٔ ۱ میلی‌متری توسط دستگاه لایت کیور (Hiluxled550;Benlioglu,Ankara,Turkey) نور تابانده شد سپس قالب‌های شفاف استوانه‌ای با قطر و ارتفاع ۴۴ میلی‌متر روی سطوحی که ادهزیو اعمال شده، قرار گرفت. کامپوزیت Z250 (3M,EPSE,USA)در لایه‌های ۱ میلی‌متری به‌صورت لایه‌لایه قرار داده شد و هر لایه به‌مدت۲۰ ثانیه از دوطرف قالب شفاف کیور شد. پس از حذف قالب‌های شفاف، گروه‌های مطالعه برای زمان‌های متفاوت در آب مقطر در دمای اتاق نگهداری شدند و محلول نگهداری هر روز تجدید شد. خلاصهٔ ویژگی‌های گروه‌ها در جدول ۱ آمده است.

جدول۱: ویژگی‌های آماده‌سازی و نگهداری گروه‌های مورد آزمون

گروه‌ها	تابش لیزر	زمان نگهداری در آب مقطر
۱	خیر	۲۴ساعت
۲	خیر	۶ماه
۳	خیر	۱۲ماه
۴	بله	۲۴ساعت
۵	بله	۶ماه
۶	بله	۱۲ماه

در گروه اول و چهارم نمونه‌ها به‌مدت۲۴ ساعت جهت تکمیل پلیمریزیشن در آب مقطر قرار گرفتند. در گروه دوم و پنجم مدت

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-27]

زمان نگهداری در آب مقطر ۶ ماه بود و در گروه سوم و ششم این زمان ۱۲ ماه بود. در گروه‌های ۴ و ۵ و ۶ سطح مینای نمونه‌ها قبل از نگهداری در آب تحت تابش پرتوی لیزر اربیوم با مشخصات زیر قرار گرفت:

طول موج:۲۹۴۰ نانومتر

عرض پالس:۵۰ میکروثانیه

نرخ پالس:۱۰ هرتز

انرژی پالس:۵۰ میلی ژول

توان:۰/۵ وات

نسبت آب/هوا: ۴/۸

نمونه‌ها به‌صورت عمود بر سطح باند توسط دیسک الماس و تحت جریان آب برش داده‌شدند و به اسلب‌های با ضخامت ۱میلی‌متر تبدیل شدند. نیمهٔ پایینی اسلب‌ها از مینا و نیمهٔ بالایی از کامپوزیت بود. نمونه‌ها با ادهزیو سیانواکریلات به دستگاه تست متصل شدند و تحت استرس کششی با سرعت ۰/۵ mm/min تا زمان شکست قرار گرفتند. تمام سطوح نمونه‌های تست‌شده توسط استریومیکروسکوپ ۲۰× جهت تعیین نوع شکست بررسی شدند. سطوح شکست طبق استاندارد زیر رتبه‌بندی شدند:

۱)شکست در کامپوزیت و یا سوبسترای دندانی(کوهزیو)

۲) شکست در حد فاصل کامپوزیت و مادهٔ باندینگ(ادهزیو)

۳) شکست ترکیبی(میکس)

یافته‌ها

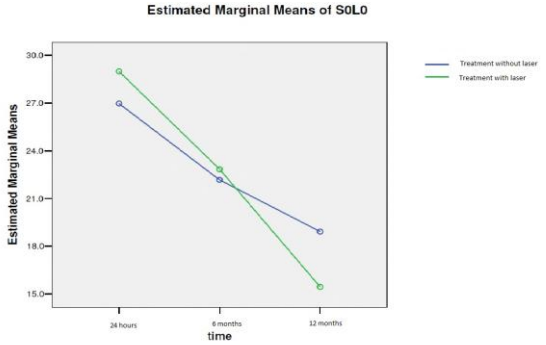
جدول ۲ میانگین و انحراف معیار استحکام باند در گروه‌های مطالعه را نشان می‌دهد. آنالیز Two-way ANOVA نشان داد اثر فاکتور اصلی زمان نگهداری در آب از نظر آماری معنی‌دار بود($P<۰/۰۰۱$)ولی اثر لیزر تفاوت معنی‌داری نداشت($P>۰/۰۵$). اثر متقابل زمان نگهداری در آب و لیزر تفاوت معنی‌داری را نشان داد($P=۰/۰۰۱$)(جدول۳ و نمودار۱).

جدول۲: تعداد، میانگین و انحراف‌معیار استحکام باند در گروه‌های مورد مطالعه

گروه	تعداد	میانگین(مگاپاسکال)	انحراف‌معیار(مگاپاسکال)
۱	۱۵	۲۶/۹۷۳	۲/۲۵۵۹
۲	۱۵	۲۲/۱۷۳	۴/۱۷۶۵
۳	۱۵	۱۸/۹۲۰	۲/۴۸۴۹
۴	۱۵	۲۸/۹۹۳	۰/۶۳۱۹
۵	۱۵	۲۲/۸۴۰	۳/۷۰۷۳
۶	۱۵	۱۵/۴۴۷	۲/۹۵۳۷

جدول۳: نتایج آنالیز واریانس مقادیر استحکام باند گروه‌های مورد مطالعه

منبع تغییر	مجموع مجذورات	درجهٔ آزادی	میانگین مجذورات	آماره F	مقدار P
زمان نگهداری در آب	۱۷۴۹/۷۱۸	۲	۸۷۴/۸۵۹	۱۰۱/۷۷۸	۰/۰۰۰
لیزر	۱/۵۴۷	۱	۱/۵۴۷	۰/۱۸۰	۰/۶۷۲
زمان نگهداری در آب× لیزر	۱۲۲/۸۷۰	۲	۶۱/۴۳۵	۷/۱۴۷	۰/۰۰۱
خطا	۷۲۲/۰۴۵	۸۴	۸/۵۹۶		



نمودار۱: نمودار مقادیر استحکام باند در گروه‌های مورد مطالعه

آزمون تکمیلیTukey HSD نشان داد بین گروه‌های نگهداری‌شده در آب تفاوت آماری معنی‌داری وجود دارد.

جدول۴ فراوانی نحوهٔ شکست(mode of fracture) را در گروه‌های مطالعه نشان می‌دهد.

گروه	ادهزیو	مختلط	کوهزیو(مینا)	کوهزیو(کامپوزیت)
۱	۲(٪۲۰)	۵(٪۵۰)	۱(٪۱۰)	۲(٪۲۰)
۲	۴(٪۴۰)	۲(٪۲۰)	۰	۴(٪۴۰)
۳	۴(٪۴۰)	۴(٪۴۰)	.	۲(٪۲۰)
۴	۲(٪۲۰)	۴(٪۴۰)	۱(٪۱۰)	۳(٪۳۰)
۵	۳(٪۳۰)	۳(٪۳۰)	۲(٪۲۰)	۲(٪۲۰)
۶	۶(٪۶۰)	۲(٪۲۰)	۰	۲(٪۲۰)
کل	۲۱(٪۳۵)	۲۰(٪۳۳)	۴(٪۷)	۱۵(٪۲۵)

بحث

سیستم‌های نوین ادهزیو می‌توانند بافت‌های سخت دندانی را ازطریق روش‌های سلف‌اچ و یا توتال‌اچ هیبریده کنند[۱۶]. روش توتال‌اچ یک روش روتین و تأییدشده برای بهبود اتصال رزین به مینا است. اچ با اسیدفسفریک ناحیهٔ تماس سطحی و

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-27]

مرطوب‌شوندگی مینا را افزایش می‌دهد و زمینه را برای انفیلتراسیون مونومر مناسب می‌کند[۱۷]. علی‌رغم دوام باند تأییدشدهٔ سیستم‌های توتال‌اچ در مینا[۱۷] تغییر رنگ لبه‌ای هنوز یکی از علل شایع تعویض ونیرهای کامپوزیت مستقیم است. لبه‌های ترمیم معمولاً وقتی که لبه‌های رزین به ناحیه‌ای فراتر از حد اچ‌شده گسترش یابند، دچار تغییر رنگ می‌شوند[۱۸]. در حالت ایدئال، گسترش رزین به ورای ناحیهٔ اچ‌شده نباید صورت گیرد. با این حال این حالت در کلینیک زیاد اتفاق می‌افتد[۱۸]. کاندیشنینگ وسیع‌تر سطح مینا (به‌صورتی‌که پیرامون ناحیهٔ اچ‌شده را نیز دربرگیرد) با ابزاری که قادر به دمینرالیزاسیون عمیق زیرساختار نباشد و درعین‌حال درصورت گسترش ترمیم به ناحیهٔ اچ‌نشده در برابر استرس‌های دباندکننده مقاومت کند، با لیزرهای اربیوم امکانپذیر است[۱۹]. فرضیهٔ اچینگ سطح مینا با لیزر اولین‌بار جهت کاهش مشکلات بالقوهٔ ناشی از اچینگ با اسید مطرح شد[۲۰]. اسیدفسفریک ۳۷ درصد می‌تواند سطح مینا را، خصوصاً درصورت عدم نفوذ کامل رزین، مستعد پوسیدگی کند[۲۱]. انتظار می‌رود که اچینگ سطح مینا با لیزر بتواند با کاهش معدنی‌زدایی، میزان پوسیدگی را کاهش دهد[۲۰]. با این حال ترک‌های ریز ایجادشده در زیر سطح مینا که توسط لیزر ایجاد می‌شود، تمامی مزایای احتمالی آن را تحت‌الشعاع قرار می‌دهد و کاربرد آن را نیز با مشکل مواجه می‌کند[۲۲]. یافته‌های مطالعات محقق‌هایی همانند مارتینز حاکی از این بود که نمونه‌های اچ‌شده با لیزر، متوسط استحکام باند کمتری در مقایسه با نمونه‌های اچ‌شده با اسید دارند[۲۳]. این یافته‌ها با آنچه توسط ویلیام و همکاران گزارش شده‌بود، همخوانی داشت[۲۴]. بااین‌حال این نتایج غالباً از بررسی سیستم‌های سلف‌ادهزیو حاصل می‌شود و نتایج مشخصی درمورد سیستم‌های توتال که به‌صورت روتین استفاده می‌شوند، گزارش نشده است[۲۳و۲۴].

اسیداچینگ سطح مینا به‌صورت تقریبی حدود ۱۰ میکرومتر از مینای سطحی را برمی‌دارد و لایهٔ متخلخلی به عمق ۵ تا۵۰ میکرومتر ایجاد می‌کند که به‌آسانی با رزین پر می‌شود[۲۵]. افزودن اچینگ با اسید به سطح لیزرشده یا کاربرد ترکیبی ابزار ایجاد گیر در مینا همانند آنچه در مطالعهٔ حاضر نیز استفاده شد، نمای گیردارتری را نسبت‌به موقعیت‌هایی که تنها از لیزر استفاده می‌شد، ایجاد می‌کند[۲۶]. در مطالعهٔ حاضر بیشترین استحکام باند مربوط به نمونه‌های گروه ۴ بود که جهت آماده‌سازی سطح آن‌ها درمان ترکیبی لیزر و اسید اچینگ استفاده شده بود. بااین‌حال۴۰ درصد از شکست‌ها در این گروه، از نوع کوهزیو هستند که به‌نظر می‌رسد اگرچه استفاده از اسید پس از لیزر می‌تواند برخی کرک‌های سطحی را حذف کند، بااین‌حال اثرهای ترمومکانیکال مربوط به تابش لیزر در زیر سطح مینا و عاج، یکپارچگی دندان و ترمیم را کم می‌کند و استحکام باند را تحت‌الشعاع قرار می‌دهد[۲۷]. این واقعیت در نمونه‌های لیزرشده‌ای که به‌مدت‌های طولانی‌تر در آب نگهداری شدند (نمونه‌های گروه ۶)، به شکل مشخص‌تری دیده می‌شود بدین‌شکل که حدود۶۰ درصد از شکست‌های نمونه‌ها از نوع ادهزیو می‌باشد. سطح لیزرشده الگوهای مختلفی از بی‌نظمی‌ها با ایجاد ساختار رادمانند ایجاد می‌کند. چنین بی‌نظمی‌هایی مرتبط با اثر مکانیسم تابش لیزر برروی بافت‌های سخت دندانی است. تابش لیزر با تبخیر بسیار سریع آب در بافت‌های سخت دندانی، فشار داخلی ایجاد می‌کند. افزایش فشار موجب پیشرفت ترک‌های ریز و تخریب انفجاری سوبسترای دندانی می‌شود[۲۷]. این ترک‌های ریز در تصاویر میکروسکوپ الکترونی دیده می‌شود.

این سطح لیزرشده بدون اسمیر مناسب برای نفوذ رزین است[۲۴]. سیستم لیزر استفاده‌شده در این مطالعه از اسپری آب برای کاهش حرارت تولیدی حین کار با لیزر و ممانعت از ذوب‌شدن سوبسترا و آسیب و التهاب پالپ استفاده می‌کند. تغییرات مینایی ناشی از لیزر بسته به چگالی انرژی استفاده‌شده روی جهت‌گیری رادهای مینایی است[۲۸] مثلاً انرژی لیزر دی‌اکسیدکربن مانع از اچ‌شدن سوبسترا با اسید می‌شود[۲۹]. همچنین در بررسی با میکرو- دیفرکتومتر، تغییرات ترکیبی سطح لیزرشده به‌شکل تغییر از هیدروکسی‌آپاتایت به تتراکلسیم‌فسفات و آلفا و بتا تری‌کلسیم‌فسفات و بتا و گاما متاکلسیم‌فسفات تأیید شده‌است[۳۰].

مطالعات مختلف از روش‌های تست برشی و کششی جهت بررسی استحکام باند رزین به مینا استفاده می‌کنند. بااین‌حال غالباً در این تست‌ها، شکست‌های کوهزیوسوبسترا که ناشی از استرس است، رخ می‌دهد که نشانگر ماهیت شکنندهٔ مینا است[۳۱]. در مطالعهٔ حاضر از تست ریزکششی جهت بررسی استحکام باند استفاده شد. در این تست، نمونه‌ها ابعادی درحد ۰/۵ تا ۱ میلی‌متر مربع داشتند که به‌خاطر ماهیت هموژن‌تر، توزیع استرس یکنواخت‌تری انتظار می‌رفت. به‌همین‌دلیل شیوع شکست کوهزیو در سوبسترا کاهش می‌یابد و امکان برآورد واقعی‌تر استحکام باند را ممکن می‌کند. در این مطالعه۳۱/۷ درصد شکست‌ها از نوع کوهزیو گزارش شده است که می‌توان آن را به اینترکشن سیستم ادهزیوتوتال‌اچینگ با مینا مرتبط دانست. دمینرالیزه‌شدن عمیق و پیچیدهٔ بین منشوری ناشی از اسیدفسفریک به‌صورت کامل با مونومرهای رزینی پر نمی‌شود

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-27]

خصوصاً در انتهای لایهٔ هیبریدشده که باعث ایجاد لایهٔ دیسکرپانسی می‌شود که مقاومت کمتری به استرس نشان‌خواهد داد. بنابراین تمایل به شکست از ناحیهٔ دمینرالیزه‌شدهٔ شدید منشورهای مینایی در ناحیهٔ دیسکرپانسی شروع می‌شود و به داخل سیستم ادهزیو و نیز خود رزین گسترش می‌یابد[۱۷]. هدف نهایی تمامی سیستم‌های باندینگ، به‌دست‌آوردن باند یکپارچه و مستحکم در حد فاصل مینا و عاج با رستوریشن بوده‌است[۱۶]. امروزه، غالب باندینگ‌های تجاری، استحکام باند بسیار عالی را بلافاصله پس از پلیمریزاسیون نشان می‌دهند. آنچه مهم است پایداری باند حین سرویس‌دهی و در مواجهه با شرایط فیزیولوژیک طولانی‌مدت است[۱۷]. مطالعات متعدد کاهش در استحکام باند را پس از یک‌سال نشان‌داده‌اند[۳۲و۳۳]. برخی مطالعات نشانگر عدم تغییر[۳۴] و حتی یک مطالعه حاکی از افزایش استحکام باند پس از نگهداری طولانی‌مدت در آب بوده‌است[۳۵]. بااین‌حال براساس نتایج غالب مطالعات، کاهش استحکام باند پس از یک‌دورهٔ زمانی طولانی عمدتاً ناشی از تجزیهٔ هیدرولیتیکی باندهای استری رزین پلیمریزه‌شده در لایهٔ هیبرید است که به‌تدریج با نفوذ آب گسترش می‌یابد و باعث شکست اینترفیس می‌شود[۳۶]. براساس نتایج به‌دست‌آمده، بین گروه‌های نگهداری‌شده در آب تفاوت آماری معنی‌داری وجود دارد. بدین‌شکل بهترین استحکام باند مربوط به گروه‌هایی بود که مدت زمان نگهداری آن‌ها در آب منحصراً مربوط به دورهٔ ۲۴ ساعته‌ای بود که جهت تکمیل پلیمریزاسیون استفاده می‌شد. کمترین میزان استحکام باند و بیشترین درصد شکست‌های ادهزیو مربوط به نمونه‌هایی بود که به‌مدت یک‌سال در آب نگهداری شده‌بودند و در این میان استفاده از لیزر جهت آماده‌سازی سطح و یا عدم استفاده از آن، تأثیر چشمگیری در استحکام باند نداشت. Munck و همکاران نشان دادند که باند یکپارچهٔ رزین به مینای لبه‌ای از گسترش تجزیهٔ رزین-عاج زیرین پیشگیری می‌کند که نتایج این مطالعه حاکی از استحکام باند عالی نمونه‌ها پس از ۴ سال مجاورت مستقیم با آب بود[۳۷]. در این مطالعه از یک نوع ادهزیو نسل ۵ برای باند رزین به مینا استفاده شده‌بود که حاوی ترکیبات HEMA(هیدروکسی۲ اتیل‌متاکریلات)، آب و اتانول است. به‌علت فشار تبخیر کم در نفوذ مونومرهای HEMA به ناحیهٔ دمینرالیزه‌شده اختلال ایجاد می‌کند. آب باقی‌مانده در BIS-GMA ساختار ادهزیو تمایل به تداخل با پلیمریزاسیون باندینگ و کاهش استحکام باند دارد[۳۸]. کاهش استحکام ناشی از نگهداری در آب به‌دلیل غلظت بالای ادهزیو/پرایمر در این نوع متداول سیستم باندینگ(توتال‌اچ دومرحله‌ای) می‌باشد و به‌همین دلیل نیز یک لایهٔ هیبرید حساس به شکست درنتیجهٔ مراحل نگهداری خواهدداشت. باقی ماندن حلال یا آب در سطح نیز می‌تواند منجر به تجزیه و آزادسازی مونومر از رزین حین نگهداری در آب شود[۳۳]. این مسئله درمورد سیستم‌های توتال‌اچ که جهت آسان‌سازی کاربرد، به‌شکل تک‌بطری(ترکیب پرایمر+باندینگ) تهیه می‌شوند رایج می‌باشد و در توتال‌اچ‌های سه‌مرحله‌ای دیده نمی‌شود[۳۸].

درنهایت، براساس یافته‌های مطالعهٔ حاضر به‌نظر می‌رسد که استفاده از لیزر اربیوم جهت آماده‌سازی سطح مینا قبل از اچینگ با اسید، تأثیر چشمگیری بر افزایش استحکام باند سیستم‌های توتال‌اچ دومرحله‌ای به مینا ندارد. بااین‌حال اثر نگهداری در آب بر استحکام باند مؤثر می‌باشد و با افزایش مدت‌زمان نگهداری، استحکام باند به‌صورت منفی تحت تأثیر قرار می‌گیرد.

درانتها، پیشنهاد می‌شود که مطالعات بیشتری جهت بررسی اثر تابش لیزر فوق بر سایر پارامترهای موفقیت ترمیم‌های مستقیم کامپوزیتی انجام گیرد.

References

1. Hibst R. Laser for caries removal and cavity preparation: state of the art and future directions. J Oral Laser Appl 2004; 2: 203–12.
2. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. Lasers Surg Med 1998; 9: 338–44.
3. 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: 616–24.
4. Oliveira DC, Manhaes LA, Marques MM, Matos AB. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. Photomed Laser Surg 2005; 23: 219–24.
5. Armengol V, Laboux O, Weiss P, Jean A, Hamel H. Effects of Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation on the surface roughness and free surface energy of enamel and dentin: an in vitro study. Oper Dent 2003; 28: 67-74.

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-27]

6. Bertrand MF, Hessleyer D, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. Lasers Surg Med 2004; 35: 51-7.
7. Hossain M, Yamada Y, Nakamura Y, Murakami Y, Tamaki K,Matsumoto K. A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. Lasers Med Sci 2003; 18: 25–31.
8. Trajtenberg CP, Pereira PNR, Powers JM. Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium:YAG laser. Am J Dent 2004; 17: 331–6.
9. Sassi JF, Chimello DT, Borsatto MC, Corona SA, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Comparative study of the dentin/adhesive systems interface after treatment with Er:YAG laser and acid etching using scanning electron microscope. Lasers Surg Med 2004; 34: 385-90.
10. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Er:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. Eur J Oral Sci 2002; 110: 322-9.
11. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. J Dent Res 2005; 84: 1160-4.
12. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Micro tensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. J Adhes Dent 2003; 5(1): 47-56.
13. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS,Yamauti M, Pashley DH, Tay F. Effects of direct/indirect exposure and storage media. Dent Mater 2007; 23(7): 885-92.
14. Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. Biomaterials 2004; 25(6): 965-9.
15. Okuda M, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J. Relationship between nanoleakage and long-term durability of dentin bonds. Oper Dent 2001; 26(5): 482-90.
16. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry. 3rd ed. Chicago: Quintessence pub. 2006; 202-42.
17. Erickson RL, De Gee AJ, Feilzer AJ. Fatigue testing of enamel bonds with self-etch and total-etch adhesive systems. Dent Mater. 2006; 22(11): 981-7.
18. Small BW. Optimizing clinical longevity in the anterior: direct composite veneer, porcelain veneer, or full crown. Gen Dent. 2003; 51(2): 100-2.
19. Liu Y, Hsu CY, Teo CM, Teoh SH. Subablative Er:YAG laser effect on enamel demineralization. Caries Res. 2013; 47(1): 63-8.
20. Apel C, Meister J, Götz H, Duschner H, Gutknecht N. Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. Caries Res. 2005; 39(1): 65-70.
21. Yetkiner E, Ozcan M, Wegehaupt FJ, Wiegand A, Eden E, Attin T. Effect of a Low-viscosity adhesive resin on the adhesion of metal brackets to enamel etched with hydrochloric or phosphoric acid combined with conventional adhesives. J Adhes Dent. 2013; 16. d
22. Fornaini C, Petruzzella S, Podda R, Merigo E, Nammour S, Vescovi P. Er:YAG laser and fractured incisor restorations: An in vitro study. Int J Dent. 2012; 2012: 617264.
23. Martínez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. J Prosthet Dent. 2000; 84(3): 280-8.
24. 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(7): 616-24.
25. Schlueter N, Peutzfeldt A, Ganss C, Lussi A. Does tin pre-treatment enhance the bond strength of adhesive systems to enamel? J Dent. 2013; 41(7): 642-52.
26. Karaman E, Yazici AR, Baseren M, Gorucu .Comparison of acid versus laser etching on the clinical performance of a fissure sealant: 24-month results. Oper Dent 2013; 38(2): 151-8.
27. Castellan CS, Luiz AC, Bezinelli LM, Lopes RM, Mendes FM, De P Eduardo C, De Freitas PM. In vitro evaluation of enamel demineralization after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on primary teeth. Photomed Laser Surg. 2007; 25(2): 85-90.

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-27]

28.Nishimoto Y, Otsuki M, Yamauti M, Eguchi T, Sato Y, Foxton RM, Tagami J. Effect of pulse duration of Er:YAG laser on dentin ablation. Dent Mater J. 2008; 27(3): 433-9.
29.Staninec M, Darling CL, Goodis HE, Pierre D, Cox DP, Fan K, Larson M, Parisi R, Hsu D, Manesh SK. Pulpal effects of enamel ablation with a microsecond pulsed lambda = 9.3-microm CO2 laser. Lasers Surg Med. 2009; 41(4): 256-63.
30.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. Lasers Surg Med. 2009; 41(6): 454-62.
31.Andrade AM, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RH. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. J Appl Oral Sci. 2010; 18(6): 591-8.
32.Klosa K, Wolfart S, Lehmann F, Wenz HJ, Kern M.The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. J Adhes Dent. 2009; 11(2): 127-35.
33.Martins GC, Calixto AL, Gomes OM, Loguercio AD, D'Alpino PH, Reis A. Effect of water storage on resin-dentin bond strengths formed by different bonding approaches. Indian J Dent Res. 2009; 20(4): 431-6.
34.de Sá Barbosa WF, Aguiar TR, Francescantonio MD, Cavalcanti AN, de Oliveira MT, Giannini M. Effect of water storage on bond strength of self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic. J Adhes Dent. 2013; 15(2): 145-50.
35.Rinastiti M, Özcan M,Siswomihardjo WS, Busscher HJ. Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. Clin Oral Investig. 2011; 15(5): 625–33.
36.De Munck J, Shirai K, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt K, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. Oper Dent. 2006; 31(4): 456-65.
37.Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. J Dent Res. 2005; 84(2): 183-8.
38.Deepthi M, Ajitha P, Lakshmi N. Comparative evaluation of tensile bond strengths of total-etch adhesives and self-etch adhesives with single and multiple consecutive applications: An in vitro study. J Conserv Dent 2009; 12(2): 55–9.

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-27]