

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

مریم بهشتی روی^۱

شاهین کسرای^۲

زهرا خاموردی^۳

سید مصطفی مرتضوی^۴

محدثه آذرسینا^۵

خلاصه

مقدمه: مطالعه حاضر با هدف بررسی اثر نگهداری در آب بر استحکام باند ریزکشی ادهزیوهای Etch and Rinse دو مرحله ای به مینای درمان شده با لیزر Er:YAG طراحی شده است.

روش بررسی: اسلپ های ۸×۸×۲ میلی متر از انسیزورهای انسانی تهیه شدند و سپس این اسلپ ها به صورت تصادفی در ۶ گروه قرار گرفتند. سطح مینای ۳ گروه توسط لیزر Er:YAG درمان شدند. پس از آماده سازی سطوح مینایی تمام نمونه ها با اسید فسفریک ۳۷ درصد، نمونه کامپوزیتی از Z250 توسط ادهزیو Single Bond 2 به آن ها باند شدند سپس نمونه ها بر اساس مدت زمان نگهداری در آب در ۳ گروه قرار گرفتند: ۲۴ ساعت (فقط جهت تکمیل پلیمریزیشن)، ۶ و ۱۲ ماه. استحکام کششی نمونه ها در دستگاه universal testing machine با سرعت ۰/۵ mm/min بررسی و اعداد برحسب مگاپاسکال (و بر اساس متوسط عدد هر نمونه حذف شده) گزارش شدند. پس از تخمین میانگین Mean و SD، داده ها توسط آزمون two-way ANOVA و آزمون تکمیلی Tukey HSD (α=۰/۰۵) آنالیز شدند.

یافته ها: آنالیز Two-way ANOVA نشان داد که اثر فاکتور اصلی زمان نگهداری در آب از نظر آماری معنی دار بود (P<۰/۰۰۱) ولی اثر لیزر تفاوت معنی داری را نشان نداد (P>۰/۰۵). اثر متقابل زمان نگهداری در آب و لیزر، تفاوت معنی داری را نشان داد (P=۰/۰۰۱). آزمون تکمیلی Tukey HSD نشان داد که بین گروه های نگهداری شده در آب تفاوت آماری معنی داری وجود دارد.

نتیجه گیری: استحکام باند ریزکشی ادهزیو به سطوح مینایی لیزر شده و بدون لیزر، تفاوت آماری معنی داری نداشتند. با این حال اثر مدت زمان نگهداری در آب، معنی دار بود. بدین ترتیب با افزایش زمان نگهداری، استحکام باند کاهش می یابد.

واژه های کلیدی: ادهزیو ۲ مرحله ای، نگهداری در آب، مینا، استحکام باند ریزکشی، لیزر Er:YAG

^۱استادیار دندان پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
^۲دانشیار دندان پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
^۳دانشیار دندان پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
^۴دکترای عمومی دندان پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
^۵استادیار دندان پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، واحد بین الملل، تهران، ایران

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

مقدمه

لیزرهای اربیم به عنوان آلترناتیو ابزارهای مکانیکی مرسوم برای تراش سطوح دندانی به حیطه دندان پزشکی معرفی شدند. این لیزرها انرژی را در محدوده ای از طول موج ۲/۶ و ۳ میکرومتر تابش می دهند. این محدوده قوی ترین محدوده جذب آب به عنوان مهم ترین جزء بافت های سخت دندانی را نیز شامل می شود. تبخیر ناگهانی آب باند شده (۴-۲ درصد وزنی مینا) باعث میکرو انفجارهایی می شود که پار تیکل هایی از ساختار دندانی را جدا می کند [۱ و ۲]. تهیه حفره با لیزرهای اربیم از طریق پروسه ابلیشن ترمومکانیکال و عمدتاً بدون ایجاد حرارت و ویبراسیون می باشد و از این لحاظ برای کاربرد روتین جذاب است [۳ و ۴].

یکی از اعضای خانواده لیزرهای اربیم، 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 می کند که با جذب اصلی باندهای آب همزمان است. این انرژی منتشر شده به خوبی توسط هیدروکسی آپاتیت جذب می شود و مشخص شده است که برای حذف بافت سخت دندانی نسبت به بقیه سیستم های لیزری مؤثرتر است. تخریب گرمایی کمی به خصوص در هنگام استفاده همزمان این دستگاه با اسپری آبی گزارش شده است [۶-۸]. این نوع لیزر به صورت کلینیکی برای برداشت پوسیدگی و تهیه حفره استفاده می شود. چندین ویژگی

(SSwhite Inc, lake woode, USA) با سرعت بالا تحت اسپری آب و هوا جدا گردید و سپس توسط دستگاه برش، اسلپ‌های ۸×۸×۲ میلی‌مترمکعبی از قسمت میانی سطح لبیال هر دندان آماده شد. نمونه‌های تهیه‌شده در قالب‌های رزین اکریلی شفاف (Marlic Med Co, Tehran, Iran) به‌صورتی که 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 اسیدفسفریک ۳۷ درصد (Ultraetch, Ultradent, USA) به‌مدت ۳۰ ثانیه روی نمونه‌ها اعمال شدند و سپس به‌مدت ۱۵ ثانیه شسته و ۱۰ ثانیه خشک شدند. به‌دنبال آن یک سیستم باندینگ نوری نسل پنجم (Single bond 2, 3M, EPSE, USA) روی سطح نمونه‌ها در دولا به‌وسیلهٔ توسط برس به‌کار برده‌شد و سپس برای ۵ ثانیه با فشار ملایم پوار هوا خشک شد و به‌مدت ۲۰ 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 به‌مدت ۲۰ 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.

جدول ۱: ویژگی‌های آماده‌سازی و نگهداری گروه‌های مورد آزمون

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

در گروه اول و چهارم نمونه‌ها به‌مدت ۲۴ ساعت جهت تکمیل پلیمریزیشن در آب مقطر قرار گرفتند. در گروه دوم و پنجم مدت

بافت دندانی لیزیک‌شده به‌عنوان فواید رزین باندینگ در نظر گرفته شده است که شامل تشکیل سطح سوپسترای نرم درحد میکروسکوپی بدون دمنیرالیزاسیون، باز شدن توپول‌های عاجی بدون تشکیل شدن اسمیر لایر و استریلیزاسیون سطح دندانی می‌باشد [۸].

اسید اچ درحال حاضر به‌صورت روتین در کارهای بالینی دندانی برای افزایش اتصال مواد دندانی با پایهٔ رزینی به مینا استفاده می‌شود. بااین حال پیشنهاد شده است که لیزرها نیز ممکن است برای تهیهٔ سطوح اچ مورد استفاده قرار گیرند [۹ و ۱۰].

موضوع مهم دیگر تداوم باند بین رزین ادهزیو و سوپسترای دندانی است، زیرا به‌صورت مستقیم بر عمر ترمیم اثر دارد. اگرچه محیط تست نهایی جهت پیش‌بینی رفتار ترمیم، دهان است، ترموسیکلینگ و نگهداری طولانی مدت 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 [۱۱-۱۳].

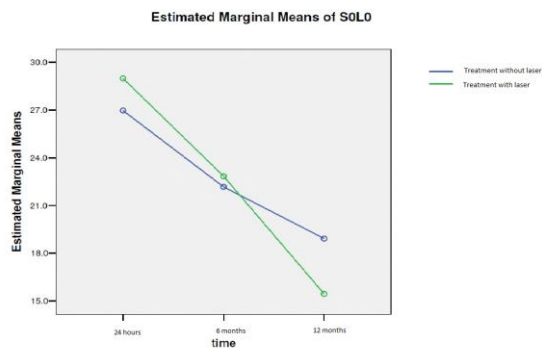
از آنجاکه قابلیت نفوذ آب به‌داخل باند پلیمریزه شده مستقیماً به خواص هیدروفیلیک آن ماده بستگی دارد، به این علت سیستم‌های ادهزیو بسیار مستعد جذب آب هستند و می‌توانند در طی زمان هیدرولیز را تسریع کنند. مطالعات کمی در مورد اثر نگهداری در آب بر روی دندان‌هایی که تحت تابش لیزر قرار گرفته‌اند، انجام شده است [۱۴ و ۱۵]. بااین حال 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 لیزر شده 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 پرپودنتال تمیز شدند و یک‌هفته قبل از انجام کار در محلول فرمالین ۱۰ درصد 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 الماسی M016-878

جدول ۳: نتایج آنالیز واریانس مقادیر استحکام باند گروه‌های مورد مطالعه

منبع تغییر	مجموع مجزورات	درجه آزادی	میانگین مجزورات	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		



نمودار ۱: نمودار مقادیر استحکام باند در گروه‌های مورد مطالعه

آزمون تکمیلی Tukey HSD نشان داد بین گروه‌های نگهداری شده در آب تفاوت آماری معنی‌داری وجود دارد.

جدول ۴ فراوانی نحوه 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)	۰	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 از طریق 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 ناحیه تماس سطحی و

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 داده شدند و به اسلب‌های با ضخامت ۱ میلی‌متر تبدیل شدند. نیمه پایینی اسلب‌ها از مینا و نیمه 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 سوپسترای دندانی (کوهزیو)

(۲) شکست در حد فاصل کامپوزیت و ماده 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 ($P < 0.001$) و اثر لیزر تفاوت معنی‌داری نداشت ($P > 0.05$). اثر متقابل زمان نگهداری در آب و لیزر تفاوت معنی‌داری را نشان داد ($P = 0.001$) (جدول ۳ و نمودار ۱).

جدول ۲: تعداد، میانگین و انحراف معیار استحکام باند در گروه‌های مورد مطالعه

گروه	تعداد	میانگین (مگا پاسکال)	انحراف معیار (مگا پاسکال)
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

می‌تواند برخی کرک‌های سطحی را حذف کند، با این حال 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 لیزر شده‌ای که به مدت‌های طولانی‌تر در آب نگهداری شدند (نمونه‌های گروه ۶)، به شکل مشخص‌تری دیده می‌شود بدین‌شکل که حدود ۶۰ درصد از شکست‌های نمونه‌ها از نوع ادهزیو می‌باشد. سطح لیزر شده الگوهای مختلفی از بی‌نظمی‌ها با ایجاد ساختار رادماند ایجاد می‌کند. چنین بی‌نظمی‌هایی مرتبط با اثر مکانیسم تابش لیزر بر روی 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 لیزر شده بدون اسمیر مناسب برای نفوذ رزین است [۲۴]. سیستم لیزر استفاده شده در این مطالعه از اسپری آب برای کاهش حرارت تولیدی حین کار با لیزر و ممانعت از ذوب شدن سوبسترا و آسیب و التهاب پالپ استفاده می‌کند. تغییرات مینایی ناشی از لیزر بسته به چگالی انرژی استفاده شده روی جهت‌گیری رادهای مینایی است [۲۸] مثلاً انرژی لیزر دی‌اکسیدکربن مانع از اچ شدن سوبسترا با اسید می‌شود [۲۹]. همچنین در بررسی با میکرو-دیفرکتومتر، تغییرات ترکیبی سطح لیزر شده به شکل تغییر از هیدروکسی‌آپاتیت به تتراکلسیم فسفات و آلفا و بتا تری کلسیم فسفات و بتا و گاما متاکلسیم فسفات تأیید شده است [۳۰].

مطالعات مختلف از روش‌های تست برشی و کششی جهت بررسی استحکام باند رزین به مینا استفاده می‌کنند. با این حال غالباً در این تست‌ها، شکست‌های کوهزیو سوبسترا که ناشی از استرس است، رخ می‌دهد که نشانگر ماهیت شکننده مینا است [۳۱]. در مطالعه حاضر از تست ریز کششی جهت بررسی استحکام باند استفاده شد. در این تست، نمونه‌ها ابعادی در حد ۰/۵ تا ۱ میلی‌متر مربع داشتند که به خاطر ماهیت هموزن‌تر، توزیع استرس یکنواخت‌تری انتظار می‌رفت. به همین دلیل شیوع شکست کوهزیو در سوبسترا کاهش می‌یابد و امکان برآورد واقعی‌تر استحکام باند را ممکن می‌کند. در این مطالعه ۳۱/۷ درصد شکست‌ها از نوع کوهزیو گزارش شده است که می‌توان آن را به اینترکشن سیستم ادهزیو توتال‌اچینگ با مینا مرتبط دانست. دمیترالیزه شدن عمیق و پیچیده بین منشوری ناشی از اسید فسفریک به صورت کامل با مونومرهای رزینی پر نمی‌شود

مرطوب‌شوندگی مینا را افزایش می‌دهد و زمینه را برای انفیلتراسیون مونومر مناسب می‌کند [۱۷]. علی‌رغم دوام باند تأیید شده 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 اچ شده گسترش یابند، دچار تغییر رنگ می‌شوند [۱۸]. در حالت ایدئال، گسترش رزین به ورای ناحیه اچ شده نباید صورت گیرد. با این حال این حالت در کلینیک زیاد اتفاق می‌افتد [۱۸]. کاندیشینگ وسیع‌تر سطح مینا (به صورتی که پیرامون ناحیه اچ شده را نیز دربرگیرد) با ابزاری که قادر به دمیترالیزاسیون عمیق زیرساختار نباشد و در عین حال در صورت گسترش ترمیم به ناحیه اچ نشده در برابر استرس‌های دبانده مقاومت کند، با لیزرهای اریوم امکانپذیر است [۱۹]. فرضیه اچینگ سطح مینا با لیزر اولین بار جهت کاهش مشکلات بالقوه ناشی از اچینگ با اسید مطرح شد [۲۰]. اسید فسفریک ۳۷ درصد می‌تواند سطح مینا را، خصوصاً در صورت 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 ایجاد شده 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 اچ شده با لیزر، متوسط استحکام باند کمتری در مقایسه با نمونه‌های اچ شده با اسید دارند [۲۳]. این یافته‌ها با آنچه توسط ویلیام و همکاران گزارش شده بود، همخوانی داشت [۲۴]. با این حال این نتایج غالباً از بررسی سیستم‌های سلف ادهزیو حاصل می‌شود و نتایج مشخصی در مورد سیستم‌های توتال که به صورت روتین استفاده می‌شوند، گزارش نشده است [۲۳ و ۲۴].

اسید اچینگ سطح مینا به صورت تقریبی حدود ۱۰ میکرومتر از مینای سطحی را برمی‌دارد و لایه متخلخلی به عمق ۵ تا ۵۰ میکرومتر ایجاد می‌کند که به آسانی با رزین پر می‌شود [۲۵]. افزودن اچینگ با اسید به سطح لیزر شده یا کاربرد ترکیبی ابزار ایجاد گیر در مینا همانند آنچه در مطالعه حاضر نیز استفاده شد، نمای گیردارتری را نسبت به موقعیت‌هایی که تنها از لیزر استفاده می‌شد، ایجاد می‌کند [۲۶]. در مطالعه حاضر بیشترین استحکام باند مربوط به نمونه‌های گروه ۴ بود که جهت آماده‌سازی سطح آن‌ها درمان ترکیبی لیزر و اسید اچینگ استفاده شده بود. با این حال ۴۰ درصد از شکست‌ها در این گروه، از نوع کوهزیو هستند که به نظر می‌رسد اگرچه استفاده از اسید پس از لیزر

لبه‌ای از گسترش تجزیه 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 شده بود که حاوی ترکیبات HEMA (هیدروکسی ۲ اتیل متاکریلات)، آب و اتانول است. به علت فشار تبخیر کم در نفوذ مونومرهای HEMA به ناحیه دمینرالیزه شده 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 به دلیل غلظت بالای ادهزیو/پرایمر در این نوع متداول سیستم باندینگ (توتال اچ دومرحله‌ای) می‌باشد و به همین دلیل نیز یک لایه هیبرید حساس به شکست در نتیجه مراحل نگهداری خواهد داشت. 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 در مورد سیستم‌های توتال اچ که جهت آسان‌سازی کاربرد، به شکل تک‌بطری (ترکیب پرایمر+باندینگ) تهیه می‌شوند رایج می‌باشد و در توتال اچ‌های سه مرحله‌ای دیده نمی‌شود [۳۸].

در نهایت، براساس یافته‌های مطالعه حاضر به نظر می‌رسد که استفاده از لیزر اربوم جهت آماده‌سازی سطح مینا قبل از اسپینک با اسید، تأثیر چشمگیری بر افزایش استحکام باند سیستم‌های توتال اچ دومرحله‌ای به مینا ندارد. با این حال اثر نگهداری در آب بر استحکام باند مؤثر می‌باشد و با افزایش مدت زمان نگهداری، استحکام باند به صورت منفی تحت تأثیر قرار می‌گیرد.

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

خصوصاً در انتهای لایه هیبرید شده که باعث ایجاد لایه دیسکریپانسی می‌شود که مقاومت کمتری به استرس نشان خواهد داد. بنابراین تمایل به شکست از ناحیه دمینرالیزه شده شدید منشورهای مینایی در ناحیه دیسکریپانسی شروع می‌شود و به داخل سیستم ادهزیو و نیز خود رزین گسترش می‌یابد [۱۷]. هدف نهایی تمامی سیستم‌های باندینگ، به دست آوردن باند یکپارچه و مستحکم در حد فاصل مینا و عاج با رستوریشن بوده است [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 طولانی مدت است [۱۷]. مطالعات متعدد کاهش در استحکام باند را پس از یک سال نشان داده‌اند [۳۲ و ۳۳]. برخی مطالعات نشانگر عدم تغییر [۳۴] و حتی یک مطالعه حاکی از افزایش استحکام باند پس از نگهداری طولانی مدت در آب بوده است [۳۵]. با این حال براساس نتایج غالب مطالعات، کاهش استحکام باند پس از یک دوره زمانی طولانی عمده‌تاً ناشی از تجزیه هیدرولیتیکی باندهای استری رزین پلیمریزه شده در لایه هیبرید است که به تدریج با نفوذ آب گسترش می‌یابد و باعث شکست اینترفیس می‌شود [۳۶]. براساس نتایج به دست آمده، بین گروه‌های نگهداری شده در آب تفاوت آماری معنی‌داری وجود دارد. بدین شکل بهترین استحکام باند مربوط به گروه‌هایی بود که مدت زمان نگهداری آن‌ها در آب منحصراً مربوط به دوره ۲۴ ساعته‌ای بود که جهت تکمیل پلیمریزاسیون استفاده می‌شد. کمترین میزان استحکام باند و بیشترین درصد شکست‌های ادهزیو مربوط به نمونه‌هایی بود که به مدت یک سال در آب نگهداری شده بودند 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 یکپارچه رزین به مینای

References

- Hibst R. Laser for caries removal and cavity preparation: state of the art and future directions. J Oral Laser Appl 2004; 2: 203-12.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.

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.

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.