بررسی استحکام باند برشی دو نوع گلاس آینومر Fuji II LC و Ketac N100 به عاج حساسیت زدایی شده با لیزر و خمیر CPP-ACP

سحر اکبریان [۱]، فرشته شفیعی [۲]، مریم حسینی [۳]*

[۱] استادیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی شیراز، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

[۲] استاد گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی شیراز، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

[۳] دستیار تخصصی گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان(خوراسگان)، اصفهان، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۸/۱/۱۵ – تاریخ پذیرش: ۹۸/۸/۲۵

Evaluation the Shear Bond Strength of Two Glass Ionomer of Fuji II LC and Ketac N100 against Desensitized Dentin Using Laser and CPP-ACP Paste

Sahar Akbarian [1], Fereshteh shafiei [2], Maryam Hosseini[3]*

[1] Assistant Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

[2] Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

[3] Postgraduate Student, Department of Operative Dentistry School of Dentistry, Isfahan (Khurasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan , Iran.

Received: 4 April 2019; Accepted: 16 November 2019

Introduction: Hypersensitivity is a short, sharp pain that can occur due to the response of the exposed dentin to touch and chemical stimuli. The best solution for hypersensitivity treatment is closing the dentin tubules by crystal deposition in tubule openings or melting the dentin hydroxyapatite. The present study aimed to investigate the effect of dentin desensitizers on the shear bond strength of dentin glass restorers.

Materials and methods: In the present study, 60 healthy human premolar teeth were selected. The teeth surfaces were sheared 2 mm under the DEJ. The samples were divided into three groups of 20 each. Group 1: pure dentin, group 2: low-power laser diode with the intensity of 3.7 j/cm2, period of 5 min, and length of 0.66 µm on the dentin surface. Group 3: the CPP-ACP paste on occlusal dentin. Each group was divided into two subgroups of 10. The first subgroup was filled with Fuji II LC glass on the center of dentin's surface in plastic mold and the second with Ketac N100 nano-ionomer. Thereafter, the shear test of samples was performed and the shear bond strength was measured using ANOVA and Tukey tests.

Results: In Fuji II LC groups, no significant difference was observed between the mean of shear bond strength in three groups of laser, control, and CP-CPP (P=0.086). However, in Ketac N100 group, the mean of shear bond strength of the laser-treated group was significantly higher than two subgroups of control and CPP-ACP (P_{laser}=0.035, $P_{control}$=0.027).

Conclusion: Based on the findings of the present study, in CPP-ACP and Control groups, Fuji II LC glass ionomer had better results than Ketac N100. However, no significant difference was observed between the laser-treated groups using different glass ionomers.

Key words: Shear bond strength, Fuji II LC, Ketac N100, Laser, CPP-ACP paste, Glass ionomer

Corresponding Author: Maryam.hoseini70@gmail.com

J Mash Dent Sch 2020; 44(1): 14-22 .

چکیده

مقدمه: حساسیت دندانی یک درد تیز کوتاه است؛ که می‌تواند در اثر پاسخ عاج اکسپوز شده به محرک‌های لمسی و شیمیایی ایجاد شود. راهکار اصلی در درمان حساسیت عاجی بستن توبول‌های عاجی توسط رسوبات کریستالی در دهانه توبول یا ذوب کردن هیدروکسی آپاتیت عاجی است. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر حساسیت زداهای عاجی بر میزان استحکام باند برشی مواد ترمیمی گلاس آینومر به عاج بود.

مواد و روش‌ها: ۶۰ دندان پر مولر سالم انسان جهت مطالعهٔ حاضر انتخاب شدند. سطح دندان تحت برش اکلوزالی ۲mm زیر DEJ تاج قرار گرفت. نمونه‌ها به سه گروه ۲۰ تائی تقسیم شدند؛ گروه اول: عاج دست نخورده، گروه دوم: تابش لیزر دیود کم توان با شدت ۳/۷ j/cm²، زمان ۵ دقیقه و طول موج ۰/۶۶ µm بر سطح عاجی، گروه سوم: کاربرد خمیر ضدحساسیت CPP-ACP روی عاج آکلوزالی. هر گروه به دو زیر گروه ۱۰ تائی تقسیم شد. زیرگروه‌های اول با Fuji II LC بر مرکز سطح عاجی قرار گرفته در مولد پلاستیکی و زیر گروه‌های دوم با

* مولف مسؤول، نشانی: اصفهان، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد خوراسگان، دانشکده دندانپزشکی، خوابگاه خواهران، تلفن: ۰۹۱۷۱۴۰۲۹۷۳

E-mail: Maryam.hoseini70@gmail.com

نانو آینومر Ketac N_{100} پر شد. سپس تست برشی نمونه‌ها انجام شد و اندازه‌گیری استحکام باند با استفاده از آزمون ANOVA و Tukey صورت گرفت.

یافته‌ها: در گروه‌های Fuji II LC تفاوت معنی‌داری بین میانگین استحکام باند برشی در دو گروه درمان و گروه کنترل (Laser، Control، CCP-ACP) مشاهده نشد. (P=۰/۰۸۶) ولی در گروه Ketac N_{100} میانگین استحکام باند برشی گروه درمان شده با لیزر به طور معنی‌داری از دو زیرگروه کنترل (P=۰/۰۲۷) و CPP-ACP بیشتر بود (P=۰/۰۳۵).

نتیجه گیری: در درمان CPP-ACP و کنترل، گلاس آینومر Fuji II LC نتایج بهتری نسبت به Ketac N_{100} داشت. با این حال، در گروه‌های درمان شده با لیزر تفاوت معنی‌داری بین دو نوع گلاس آینومر وجود نداشت.

کلمات کلیدی: استحکام باند برشی، گلس یونومر، لیزر

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۹ دوره ۴۴ / شماره ۱ : ۲۲-۱۴ .

مقدمه

حساسیت دندانی با درد حاد و تیز که از عاج اکسپوز شده در پاسخ به محرک‌های حرارتی و لامسه شیمیایی به وجود می‌آید، مشخص می‌شود و با هیچکدام از تغییرات پاتولوژیک در دندان یا محیط در ارتباط نیست.[۱]

حساسیت عاجی به طور کلی سطوح فاسیال دندان نزدیک به لبه سرویکال را درگیر می‌کند و در کانین، پرمولرها و مولرها شایع تر است.[۲]

به طور کلی مواد ضدحساسیت با یکی از مکانیسم‌های زیر عمل می‌کند: پوشاندن توبول‌های عاجی، تغییر محتوای توبولار با کوآگولاسیون، ته نشین کردن پروتئین، تشکیل کمپلکس کلسیم غیر قابل حل، تداخل مستقیم با فعالیت عصب حسی. درمان با لیزرهای کم توان و پرتوان نیز به طور اختصاصی توسط گراسمن (Grossman) پیشنهاد شده است.[۳]

درمان حساسیت دندانی به روش‌های سنتی شامل خمیر دندان حاوی نمک استرانسیوم، پتاسیم نیترات، سدیم فلوراید، مونو فلوئوروفسفات یا آمین فلوراید، مواد حساسیت‌زدای موضعی، یونوفورز، ادهزیوها و رزین است.[٤] درمان حساسیت دندانی در مطب شامل استفاده از ادهزیوها، وارنیش‌ها، عوامل باندینگ، مواد ترمیمی، یونوفورز و لیزر است. این روش‌ها با بستن توبول‌های عاجی باعث کاهش جریان مایع در توبول‌های عاجی می شوند.[۵]

لیزر به عنوان یک ابزار مؤثر برای کاهش فوری حساسیت عاجی استفاده شده است.[٦] این اثر با ذوب ناکامل، بعد از تابش با شدت کم لیزر، روی توبول‌های عاجی اکسپوز شده یا اثر ضددردی لیزر روی عصب پالپ مرتبط است.[۷] لیزر کم توان به عنوان یک درمان ضدحساسیت در نظر گرفته شده است.[۸]

چندین مطالعه نشان داده‌اند که لیزرهای با قدرت خروجی کم شامل لیزر دیود (GaAlAs) با طول موج بین ۹۸۰nm و ۷۸۰ با اثر بر انتهای عصب، حساسیت دندانی را از بین می‌برند.[۱]

اخیرا گزارش شده است که کازئین فسفوپپتید آمورفوس کلسیم فسفات یا CPP-ACP (GC Corporation, Tokyo, Japan) مشتق شده از پروتئین کازئین شیر، باعث کاهش دمینرالیزاسیون ساختار دندان و افزایش رمینرالیزاسیون می‌شود. CPP شامل توالی خوشه‌ای ser (p)-ser (p)-ser (p)-Glu-Glu از کازئین است. CPP-ACP از دو قسمت تشکیل شده است: کازئین فسفوپپتید (CPP) و آمورفوس کلسیم فسفات (ACP). گزارش شده است که CPP-ACP دارای اثرت ضدپوسیدگی‌زایی بر اساس توانایی خود برای تثبیت

کلسیم و فسفات در محیط بی‌شکل و بی‌نظم است. در محیط اسیدی، ACP از CPP جدا شده، بنابراین سطح کلسیم و فسفات بزاق افزایش می‌یابد. علاوه بر این CPP، می‌تواند سطح ACP را در بزاق از طریق جلوگیری از رسوب کلسیم و فسفات تثبیت کند. پیش‌بینی می‌شود که استفاده‌ی روزانه از خمیر CPP-ACP می‌تواند از تشکیل ضایعات اولیه جلوگیری و ضایعات موجود را رمینرالیزه کند.[۹]

گلاس آینومرها (GI) در سال ۱۹۷۰ توسط ویلسون و کنت معرفی شد. GIc از فلوروآلومینوسیلیکات گلس و محلول آبی پلی الکترولیت تشکیل شده است. پلی الکترولیت یک کوپلیمر از کربوکسیلیک اسید اشباع نشده است.[۱۰]

گلاس آینومر اولیه شامل معایبی بود؛ بنابراین گروه های فانکشنال قابل پلیمریزه شدن به ساختار آنها برای بهبود کاربرد کلینیکی و خصوصیات فیزیکی و شیمیائی GI معمولی اضافه شد و RMGI (Resin Modified GI) نامیده شد.[۱۱]

استفاده از گلاس آینومر به عنوان بیس مواد ترمیمی، باعث کاهش ریزنشت در لبه های ترمیم می‌شود.[۱۲]

با پیشرفت تکنولوژی نانو، یک نوع RMGI کیورشونده با نور، با تکنولوژی نانو با نام KetacN100 وارد بازار شد که ترکیبی از فلوروآلومینوسیلیکات و نانو ذرات هوا است. این نوع نانو آینومر جهت پر کردن حفرات کوچک استفاده می‌شود.[۱۳] Ketac N_{100} دارای گلاس سایلنیزه شده، سیلیکا، زیرکونیا و سرامیک نانوفیلرها است. سازندگان ادعای افزایش خصوصیات مکانیکی و مقاومت به سایش، بهبود رنگ و قابلیت پالیش دارند.[۱۴]

نانو آینومرها میزان انقباض و جذب آب کمتری نسبت به سایر RMGI ها مثل Fuji II LC نشان داده‌اند.[۱۵] به لحاظ سایش پذیری، نانوآینومرها عملکردی بین RMGI و نانو کامپوزیت‌ها دارند که این خصوصیات می‌توانند سبب استفاده گسترده‌تری از آنها در دندانپزشکی شود.[۱۶]

برخلاف RMGI، نانوآینومر امکان چسبندگی خود به خود به دندان ندارد و نیاز به استفاده از پرایمر سلف اچ قبل از کاربرد دارد. اسیدیتی این پرایمر ۳ است که اسیدیتی کمی محسوب می‌شود و قدرت برداشت کامل اسمیرلایر را ندارد.[۱۷]

واکنش نانوآینومر با عاج بسیار سطحی و بدون دمینرالیزیشن است. که با واکنش شیمیایی کوپلیمر پلی اکریلیک اسید و هیدرو کسی آپاتیت سطحی تقویت می‌شود.[۱۸]

هدف از انجام این مطالعه، بررسی استحکام باند برشی دو نوع گلاس آینومر (Fuji II LC و Ketac N100) به عاج حساسیت زدایی شده با لیزر و خمیر CPP-ACP بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی، ۶۰ عدد پرمولر انسان بدون پوسیدگی، ترک و پر کردگی که به دلیل ارتودنسی کشیده شده بودند، جمع آوری شد. جرم و آلودگی پاک شد، سپس در محلول ۰/۱ درصد تیمول به مدت دو هفته در دمای اتاق نگاه داری شد. سپس ریشه‌ی دندان‌ها قطع شد و برش سطح آکلوزال عمود بر محور طولی دندان با دیسک برّنده (Jota, Japan) و دستگاه (Dempo, Nonstop USA) همراه با خنک کننده‌ی آب انجام شد به صورتی که عاج آکلوزالی نیم میلیمتر وارد DEJ شد و مینای آکلوزالی کاملا برداشته شد. سپس در مولد با ابعاد ۱۵×۲۵ میلیمتر قرار گرفت. نمونه‌ها پالیش شده به صورتی که کاملا در راستای آکریل قرار گرفتند تا به درستی بصورت عمودی در دستگاه تست برشی قرار گیرند و آکریل اضافی از

سطح برداشته شد. سپس نمونه‌ها به ۳ گروه ۲۰ تائی تقسیم شدند:

گروه اول: گروه کنترل، عاج دست نخورده بود و هیچگونه درمان سطحی روی آن انجام نگرفت، بنابراین برای مقایسه‌ی سایر گروه‌ها به کار رفت.

گروه دوم: نمونه‌ها تحت آماده‌سازی با لیزر دیود کم توان با شدت ۳/۷ j/cm^2 و (دستگاه Azor-2k-02، ساخت کشور روسیه) مدت ۵ دقیقه به صورت مداوم و طول موج ۰/٦٦μm و توان ۲۵mW و فرکانس ۸۰ Hz قرار گرفتند.

گروه سوم: دندان‌ها را با استفاده از خمیر CPP-ACP (شرکت GC آمریکا) بر روی عاج آکلوزالی آماده سازی شدند به این صورت که روزانه یک لایه از خمیر را به وسیله‌ی میکروبراش روی کل سطح آکلوزالی قرار داده و ۷ دقیقه روی دندان مانده و این کار به مدت ۱۰ روز بر روی سطح عاج تکرار شد. در طول این مدت نمونه ها در بزاق مصنوعی نگهداری شدند.

سپس نمونه‌ها به مدت ۱ هفته در آب در دمای اتاق نگهداری شدند. هر گروه به دو زیر گروه تقسیم شد (N=10). در زیر گروه اول نیز ابتدا ۱۰ ثانیه کاندیشنر گلاس آینومر پلی آکریلیک اسید ۱۰ درصد به مدت ۲۰ ثانیه با میکروبراش به کار برده شده و سپس ۱۰ ثانیه شسته شدند. سپس گلاس آینومر Fuji II LC (GC,USA) در مولد لاستیکی به ابعاد ۲×۲ میلیمتر که در مرکز صفحهٔ عاجی دندان قرار داده می‌شود، بر روی عاج به کار رفت. در نهایت، نمونه‌ها برای ۲۰ ثانیه (با دستگاه kerr LED و با شدت ۱۲۰۰ j/cm^2) کیور شدند. در زیر گروه دوم، ابتدا پرایمر مخصوص KetacN$_{100}$ (3M,USA) با میکروبراش روی نمونه عاجی قرار داده شدند. ۲۰ ثانیه لایت کیور شده (با دستگاه Kerr LED و با شدت ۱۲۰۰j/cm^2)، سپس گلاس آینومر Ketac N$_{100}$ (از شرکت 3M Espe ساخت آمریکا) در مولد لاستیکی با ابعاد ۲×۲ mm در مرکز نمونه عاجی قرار داده شد و در انتها کیورینگ به مدت ۲۰ ثانیه (دستگاه Kerr و با شدت ۱۲۰۰ j/cm^2) انجام گرفت. بعد از جدا کردن مولد لاستیکی، نمونه‌ها جهت انجام تست برشی آماده می‌شوند.

آزمون استحکام برشی

نمونه‌ها قبل از آزمایش استحکام تست برشی به مدت یک هفته در آب مقطر در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگه داری شدند و سپس جهت اندازه‌گیری استحکام برشی دستگاه تست یونیورسال (ZwickRoell Z020 Germany) Cross head با سرعت ۱ میلیمتر بر دقیقه تحت نیرو قرار گرفتند. تیغه‌ی دستگاه حد فاصل گلاس آینومر و عاج نیرو وارد کرده تا زمانی که نمونه‌های گلاس آینومر از عاج جدا شدند.

پس از آن جهت بررسی ارتباط بین گروه‌ها از آزمون Tukey test، One-way ANOVA و Two-way ANOVA استفاده شد سطح معنی‌داری ۰/۰۵ است.

یافته‌ها

اثر متقابل معنی‌داری بین نوع Treatment و GI وجود داشت. (P=۰/۰۰۱) به عبارتی اثر گلاس آینومر به کار رفته روی استحکام باند برشی (SBS)، وابسته به نوع درمان به کار برده شده است. لذا نتایج به صورت جداگانه در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱ : میانگین و انحراف معیار استحکام باند برشی بر حسب نوع گلاس آیونومر و گروه

Treatment	Fuji II LC	Kate N100	*P*-value
کنترل	۷/۸۳±۲/۰۰	٤/٥١±۲/٥٨	*P*=۰/۰۰٥
لیزر	٦/۰۰±۱/۹٥	۸/۳۷±٤/۲٤	*P*=۰/۱۳٤
CPP-ACP	۷/۸۸±۲/۲۲	٤/٦۷±۲/۳	*P*=۰/۰۰٤
P-value	*P*=۰/۰۸٦	*P*=۰/۰۱٦	

در گروه‌های Fuji II LC تفاوت معنی‌داری بین میانگین‌های استحکام باند برشی در سه نوع درمان عاجی (ACP-CPP, control, laser) مشاهده نشد (*P*=۰/۰۸٦). اما در گروه Ketac N_{100} سه گروه تفاوت معنی داری داشتند (*P*=۰/۰۱٦).

در گروه Ketac N_{100} آزمون Tukey نشان داد که میانگین استحکام باند برشی گروه درمان شده با لیزر به طور معنی‌داری از دو زیر گروه Control و درمان شده با CPP-ACP بیشتر بود. با این حال، تفاوت معنی‌داری بین گروه control و CPP-ACP وجود نداشت (*P*=۰/۰۱٦).

آزمون Standard t-test برای مقایسه GIها در هر Treatment استفاده می‌شود. در گروه کنترل میانگین استحکام باند برشی Fuji II LC به طور معنی‌داری از گلاس آینومر Ketac N_{100} بیشتر بود (*P*=۰/۰۰٥). با این حال، در گروه‌های درمان شده با لیزر تفاوت معنی‌داری بین ۲ نوع گلاس آینومر وجود نداشت (*P*=۰/۱۳٤).

در گروه درمان شده با CPP-ACP، میانگین استحکام باند برشی Fuji II LC از Ketac N_{100} بیشتر است (*P*=۰/۰۰٤).

بحث

حساسیت دندانی یک درد مزمن دندانی است که بر زندگی روزمره بیماران مبتلا اثر می‌گذارد و مدت‌ها یک چالش کلینیکی بوده است. نتایج ضد و نقیضی درباره ترمیم نواحی سرویکالی حساس وجود دارد. با وجود بهبود در سیستم‌های ادهزیو، همچنان ترمیم ضایعات سرویکالی یک مرحله‌ی تهاجمی محسوب می‌شود و به علاوه مارژین‌های معیوب و از دست رفتن ماده در ترمیم کامپوزیت ناحیه سرویکالی مشاهده می‌شود. به همین سبب ترمیم معمولاً به عنوان آخرین راه درمانی در نظر گرفته می‌شود. باید در نظر داشت که چسبندگی موثر به ساختار دندان اهمیت زیادی در به دست آوردن یکپارچگی ترمیم و کاهش حساسیت دارد.[۱۹]

بر طبق تئوری هیدرودینامیک، کارآیی مواد حساسیت زدایی عاج مستقیماً با توانایی آنها برای بستن توبول‌های عاجی مرتبط است.[۲۰] کاربرد عوامل ضدحساسیت مثل اکسالات، خمیرهای CPP-ACP و لیزرها روش پیشگیری از حساسیت دندانی می‌باشند که کاربرد هر کدام از آنها می‌تواند تداخلاتی در روند باند ترمیم به دندان ایجاد کند.[۲۱]

CPP-ACP ماده محلول در آب استخراج شده از شیر است که می‌تواند در حضور اسید، یون‌های کلسیم و فسفات رها کند. به طور عادی افزودن کلسیم و فسفر می‌تواند کریستال‌های کلسیم فسفات تولید کند که در بافت سخت دندان نفوذ می کند و از دمینرالیزیشن دندان جلوگیری می کند. بلوکه کردن توبول‌های عاجی مانع از حساسیت بدلیل پدیده‌ی هیدرودینامیک شود.[۲۲] CPP-ACP روی مینا با تولید لایه‌ی هایپرمینرالیزه مینایی سطحی از Ca و P مانع برداشت لایه سطحی غنی شده توسط ادهزیوهای سلف اچ ضعیف می‌شود و حتی بعد از شستن احتمال دارد کمی خمیر CCP-ACP در خلل و خرج مینایی به دام افتاده باشد که مانع از نفوذ پرایمر و ادهزیو بداخل آن می شود و رزین تگ‌ها به خوبی فرم نگیرند.[۲۳]

در مطالعه ما نیز احتمالاً کاندیشنر اسیدی‌تر Fuji II LC توانسته میزان کلسیم و فسفر بیشتری را از سطح بردارد لذا نفوذ بیشتری کرده و توانسته باند بهتری نسبت به Ketac N_{100} در سطح عاجی CPP- ACP شده ایجاد کند. در مطالعه‌ی Shadman همکاران[۲۴]، استحکام باند برشی مینایی ادهزیوهای سلف اچ بعد از استفاده از CPP-ACP کاهش داشته‌اند. آنها دلیل این امر را سطح هایپر مینرالیزه مینایی بعد از CPP-ACP دانسته‌اند که تاثیر سلف اچ پرایمر را می‌کاهند و نفوذ رزین را به سطح کاهش می‌دهند. به علاوه باقی مانده‌های خمیر در تخلخل‌های مینایی سطح قادر به برداشته شدن با سلف اچ‌ها نیست.[۲۴] هر چند در مطالعهٔ ما، میزان استحکام باند برشی GIها به عاج CPP-ACP شده و عاج دست نخورده برابر بود که این تفاوت می‌تواند مربوط به نوع ماده‌ی ترمیمی بکار رفته باشد. همانگونه که گفته شده است RMGI و نانو آینومر قدرت باند شیمیائی به عاج دارند که از طریق باند با یون‌های کلسیم و فسفر دندان امکان پذیر است. Ca و P رسوب کرده در سطح عاج توسط CPP-ACP می‌تواند عاملی در استحکام باند GI ها به این نوع عاج باشد. لیزرهای دیود He-ne با تولید عاج و انسداد توبول های عاجی بر کاهش حساسیت عاجی مؤثرند و لیزرهای دیود با طول موج ۶۸۵ nm و ۸۳۰ طبق مطالعات گزارش شده اثر بلاک کننده بر فیبرهای آوران C هم دارند.[۲۵]

یکی دیگر از مکانیزم‌های مورد بحث درباره‌ی لیزرهای دیود، تاثیر آنها بر کمپلکس عاج-پالپ است که از این طریق فعالیت متابولیکی سلول‌های ادونتوبلاست را می‌افزاید و با ایجاد محصولات عاجی اسکلروتیک انسداد توبول‌های عاجی را در دراز مدت فراهم می‌کند.[۲۶]

لیزرهای دیود با طول موج ۸۱۰ و ۹۸۰nm شواهدی از افزایش دما را نشان داده‌اند که با مکانیسم ذوب عاج و باریک کردن توبول‌ها در کاهش حساسیت عاجی موثرترند. اما در شدت‌های بالاتر از ۱ آسیب پالپی ایجاد می‌کند. که برای کاهش این اثر، لیزرهای دیود ۶۶۰nm پیشنهاد می‌شود.[۲۷]

در مطالعه Gholami و همکاران[۲۸]، لیزر دیود ۸۱۰nm نتوانست تغییرات ساختاری در عاج ایجاد کند و اثر ضدحساسیتی آن مربوط به تاثیر بر پایانه‌های عصبی بود. در این کار نیز لیزر دیود ۶۶۰nm با انرژی ۳/۷ J/cm^2 برای ۵ دقیقه به کار رفت. لیزرهای کم شدت اثر خود را روی پمپ K^+/Ca^+ غشاء سلولی می‌گذارد و تفاوت پتانسیل در دو سمت غشاء را نگه می‌دارد. لیزرتراپی کم شدت تغییر فیزیولوژیکی در سطح ایجاد نمی‌کند، برخلاف لیزرهای پر شدت که ساختار عاجی را تغییر می دهد.[۲۹]

در مطالعه Aranha و همکاران[۳۰] استفاده از لیزر کم توان دیود سبب کاهش باند micro tensile کامپوزیت به عاج شد.

در مطالعه Can-Karabulut[۳۱] بیان شده است که قدرت استحکام باند Shear کامپوزیت درگروه لیزر دیود ۶۶۰nm با گروه کنترل تفاوتی نداشته است. هر چند نویسنده بیان کرده است در شرایط کلینیکی و به دلیل احتمال ایجاد عاج اسکلروتیک، در دراز مدت شرایط ممکن است متفاوت باشد. بنابراین عامل زمان بین استعمال ماده ضدحساسیت و باندینگ می‌تواند بر نتایج استحکام باند تاثیرگذار باشد. محل استفاده از ضدحساسیت‌ها در ۱/۳ سرویکالی است که ممکن است شرایط عاجی آن با عاج بقیه دندان متفاوت باشد.

در مطالعه Aljdaimi و همکاران[۳۲]، آماده سازی سطح با لیزر Er: YAG سبب افزایش استحکام باند برشی گلاس آینومر GC Fuji IX و Biodentin به عاج شد که به علت

ایجاد سطح عاجی بدون لایه اسمیر همراه با نامنظمی های میکرو بود که منجر به مرطوب شدن بالا و تشکیل تگ می‌شود. در مطالعه‌ی ما نیز میانگین استحکام باند برشی گلاس آینومر Ketac N_{100} به عاج درمان شده با لیزر بیشتر از گروه کنترل و گروه CPP-ACP بود.

در مطالعه‌ی شفیعی و معمارپور[۱۹]، درمان با لیزر CO_2 اثر منفی بر سیل مارژینال ترمیم‌های باند شونده کامپوزیتی نشان نداد. احتمالاً تغییرات مورفولوژیک سطحی حاصل از لیزر CO_2 تداخلی در باند و سیل مارژینال ترمیم های کامپوزیتی ایجاد نمی‌کند. در مطالعه‌ی حاضر، بین گروه عاجی درمان شده با لیزر و گروه‌های دیگر در Fuji II LC تفاوتی مشاهده نشد. این امر احتمالاً ناشی از عدم تغییرات مورفولوژیک محسوس در سطح عاج می‌باشد. مطالعات SEM می‌تواند در تأیید این یافته مفید باشد. کاندیشنر Fuji II LC در ایجاد بستری برای لایه‌ی هیبرید گروه لیزر شده می‌تواند مشابه گروه کنترل عمل کند. در گروه نانوآینومر Ketac N_{100}، گروه لیزر شده استحکام باند بالاتری را نشان داد که می‌تواند بیانگر تخلخل‌های عاجی سطحی لیزر شده و لایه‌ی هیبرید مؤثرتر باشد.

در مطالعه‌ی حاضر بین درمان‌های ضدحساسیتی و کاربرد ماده‌ی ترمیمی گلاس آینومر یک هفته وقفه گذاشته شد؛ به این علت که این دوره زمانی است که به صورت استاندارد، بیماران که از روش‌های ضدحساسیتی پاسخ مناسب را دریافت نکرده‌اند، به مطب برمی‌گردند و از حساسیت باقیمانده شکایت دارند. در اینجا قدرت باند برشی Ketac N_{100} به عاج کنترل کمتر از RMGI گزارش شد که هماهنگ با مطالعات دیگر است.[۳۳] علت آن می تواند این باشد که در RMGI کاندیشنر اسید پلی اکریلیک اعمال شده و سپس شسته می‌شود که امکان دمینرالیزاسیون نسبی و برداشت اسمیرلایر و امکان نفوذ بهتر HEMA را فراهم می‌کند. اما در Ketac N_{100} اسید پلی اکریلیک (پرایمر سلف اچ) روی لایه‌ی اسمیر زده می‌شود، اما شسته نمی‌شود.

Coutinho و همکاران[۳۴] گزارش کردند که ناحیه بدون فیلری که در اینترفیس نانو آینومر ایجاد می‌شود احتمالا نشان دهنده باقیمانده‌های پرایمری است که به دلیل حضور اکسیژن به خوبی پلیمریزه نشده و تاثیری در قدرت باند ندارد. هرچند که این ناحیه می‌تواند به عنوان لایه محافظ در برابر استرس عمل کند اما ضخامت بیش از حد آن تاثیرات منفی دارد.

نتیجه گیری

با توجه به محدودیت‌های این مطالعه، طبق نتایج بدست آمده در دندان‌های حساسی که با روش‌های CPP-ACP درمان می‌شوند و گروه بدون درمان، گرچه گلاس آینومر Fuji II LC نتایج بهتری نسبت به Ketac N_{100} داشت ولی این اختلاف معنی داری وجود نبود و بهتر است مطالعه با نمونه‌های بیشتری انجام گیرد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه به شماره ۱۷۲٤ از دانشکده دندانپزشکی شیراز می‌باشد. بدین وسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه جهت تصویب و پرداخت هزینه‌های طرح تحقیقاتی این مطالعه تقدیر و تشکر می‌گردد.

منابع

1. Gojkov-Vukelic M, Hadzich S, Zukanovic A, Pasic E, Pavlic V. Application of diode laser in the treatment of dentine hypersensitivity. Med Arch 2016; 70(6):466-69.
2. Murray LE. The prevalence of self-reported hypersensitive teeth Arch. Oral Biol 1994; 39:129S.
3. Grossman LI. A systematic method for the treatment of hypersensitive dentin. J Am Dent Assoc 1935; 22(4):592-602.
4. Greenhill JD, Pashley DH. The effects of desensitizing agents on the hydraulicconductance of human dentin in vitro. J Dent Res 1981; 60(3):686-98.
5. Walter PA. Dentinal hypersensivity: a review. J Contemp Dent Pract 2005; 6(2):107-17.
6. Schwarz F, Arweiler N, Georg T, Reich E. Desensitizing effects of an Er:YAG laser on hypersensitive dentine. J Clin Periodontol 2002; 29(3):211-5.
7. Zeredo JL, Sasaki KM, Fujiyama R, Okada Y, Toda K. Effects of low power Er:YAG laser on the tooth pulp-evoked jaw-opening reflex. Lasers Surg Med 2003; 33(3):169-72.
8. Kimura Y, Wilder-Smith P, Yonaga K, Matsumoto K. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. J Clin Periodontol 2000; 27(10):715-21.
9. Reynolds EC, Cain CJ, Webber FL, Black CL, Riley PF, Johnson IH, et al. Anticariogenicity of calcium phosphate complexes of tryptic casein phosphopeptides in the rat. J Dent Res 1995; 74(6):1272-9.
10. Moshaverinia A, Roohpour N, Chee WW, Schricker SR. A review of polyelectrolyte modifications in conventional glass-ionomer dental cements. J Mater Chem 2012; 22(7):2824-33.
11. Mathis R, Ferracane J. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. Dent Mater 1989; 5(5):355-8.
12. Farah CS, Orton VG, Collard SM. Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites. Aust Dent J 1998; 43(2):81-6.
13. Korkmaz Y, Gurgan S, Firat E, Nathanson D. Shear bond strength of three different nano-restorative materials to dentin. Oper Dent 2010; 35(1):50-7.
14. Priyadarshini Bl, Jayaprakash T, Nagesh B, Sunil CR, Sujana V, Deepa VL. One-year comprative evaluation of Ketac Nano with resin-modified glass ionomer cement and Giomer in noncarious cervical lesions: a randomized clinical trial. J Conserv Dent 2017; 20(3):204-9.
15. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. Eur J Oral Sci 2004; 112(1):73-83.
16. Carvalho FG, Sampaio CS, Fucio SB, Carlo HL, Correr-Sobrinho L, Puppin-Rontani R. Effect of chemical and mechanical degradation on surface roughness of three glass ionomers and a nanofilled resin composite. Oper Dent 2012; 37(5):509-17.
17. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. Dent Res J 2013; 10(4):411-20.
18. Abd El Halim S, Zaki D. Comparative evaluation of microleakage among three different glass ionomer types. Oper Dent 2011; 36(1):36-42.
19. Shafiei F, Memarpour M. Effect of surface pretreatment with two desensitizer techniques on the microleakage of resin composite restorations. Lasers Med Sci 2012; 28(1):247-51.
20. Orchardson R, Gillam D. Managing dentine Hypersensivity. J Am Dent Assoc 2006; 137(7):990-8.
21. Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigão J, Gladys S, Braem M, Vanherle G. Restorative therapy for erosive lesions. Eur J Oral Sci 1996; 104(2 Pt 2):229-40.
22. Mahesuti A, Duan YL, Wang G, Cheng XR, Matis BA. Short-term efficacy of agents containing KNO3 or CPP-ACP in treatment of dentin hypersensitivity. Chin J Dent Res 2014; 17(1):43-7.
23. Park SY, Cha JY, Kim KN, Hwang CJ. The effect of casein phosphopeptide amorphous calcium phosphate on the in vitro shear bond strength of orthodontic brackets. Korean J Orthod 2013; 43(1):23-8.
24. Shadman N, Ebrahimi SF, Abrishami A, Sattari H. Shear bond strength of three adhesive systems to enamel and dentin of permanent teeth. J Den Med 2012; 25(3):202-10.
25. Junior AB, Garrini AE, Pinheiro A, Campos DH, Donamaria E, Magalhães F, et al. Laser therapy in the treatment of dental hypersensitivity~a histologic study and clinical application. Laser Ther 2000; 12(1):16-21.
26. Tengrungsun T, Sangkla W. Comparative study in desensitizing efficacy using the GaAIAs laser and dentin bonding agent. J Dent 2008; 36(6):392-5.
27. Umana M, Heysselaer D, Tielemans M, Compere P, Zeinoun T, Nammour S. Dentinal tubules sealing by means of diode lasers (810 and 980 nm): a preliminary in vitro study. Photomed Laser Surg 2013; 31(7):307-14.

28. Gholami GA, Fekrazad R, Esmaiel-Nejad A, Kalhori KA. An evaluation of the occluding effects of Er;Cr:YSGG, Nd:YAG, CO2 and diode lasers on dentinal tubules: a scanning electron microscope in vitro study. Photomed Laser Surg 2011; 29(2):115-21.
29. Olsen JE, Schimmerling W, Tobias CA. Laser action spectrum of reduced excitability in nerve cells. Brain Res 1981; 204(2):435-40.
30. Aranha AC, Siqueira Junior Ade S, Cavalcante LM, Pimenta LA, Marchi GM. Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with desensitizer products. J Adhes Dent 2006; 8(2):85-90.
31. Can-Karabulut DC. Influence of a dentin desensitizer and a red-wavelength diode laser application on bond strength of composite to dentin in vitro. Photomed Laser Surg 2010; 28(S2):S19-24.
32. Aljdaimi A, Devlin H, Dickinson M, Effect of the Er: YAG laser on the shear bond strength of conventional glass ionomer and Biodentine™ to dentine. Eur J Dent 2018; 12(3):380-5.
33. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. Eur J Dent 2015; 9(2):176.-82
34. Coutinho E, Cardoso MV, De Munck J, Neves AA, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. Dent Mater 2009; 25(11):1347-57.