Evaluation of shear bond strength of bioactive glass ionomer containing titanium and conventional glass ionomer particles to dentin treated with Er-YAG laser and conventional methods

Abdolrahim Davari[1], Farnaz Farahat[2], Mahnaz Mehranfar[3,*]

1- Professor, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran; Member of Social Determinant of Oral Health Research Center, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran
2- Associate Professor, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran
3- Post-Graduate Student, Department of Restorative Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

Article Info

Article type:
Original Article

Article History:
Received: 13 Aug 2021
Accepted: 23 May 2022
Published: 28 May 2022

Corresponding Author:
Mahnaz Mehranfar

Department of Restorative Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

(Email: mahnaz2800@gmail.com)

Abstract

Background and Aims: Recently, the addition of nanoparticles into the restorative materials and tooth preparation by laser for improving the bond strength have been concidered by researchers. The aim of this study was to investigate the shear bond strength of the bioactive glass ionomer containing titanium particles and a conventional glass ionomer with two surface treatments by Er-YAG laser and conventional methods.

Materials and Methods: In this in-vitro study, 64 sound extracted premolars were collected. For conventional method, the specimens were prepared in such a way that dentin surfaces with a depth of 0.5 millimeter created at distance of 2 mm from the joint of CEJ at the root or crown. In the laser group, after preparing the teeth, the surface area was prepared by Er-YAG laser. Then, in the middle part of the buccal surface, a cylindrical mold with dimensions of 3.5 mm in diameter and 4 mm in height was placed and for each group was filled with its own glass ionomers. The specimens were divided into 8 groups by simple random sampling (n=8): A (laser, conventional glass ionomer, coronal dentin)/ B (laser, glass ionomer containing titanium nanoparticle, coronal dentin)/ C (conventional, conventional glass ionomer, coronal dentin)/ D (conventional, glass ionomer containing titanium nanoparticle, coronal dentin)/ E (laser, conventional glass ionomer, root dentin)/ F (laser, glass ionomer containing titanium nanoparticle, root dentin)/ G (conventional, conventional glass ionomer, root dentin)/ H (conventional, glass ionomer containing titanium nanoparticle, coronal dentin). Finally, the shear bong strength by a universal testing machine was measured at a cross-head speed of 1 mm/min. For data analysis, Two-way ANOVA test was used to evaluate the effect of each variable and their interaction on the shear bond strength and Tukey test was used to compare the two groups.

Results: There was significant difference only between groups B with C (P=0.002), E (P=0.007), G (P=0.001) and H (P=0.01). The highest bond strength was found for group B (laser, glass ionomer containing titanium nanoparticle, coronal dentin) and the lowest bond strength for group G (conventional, conventional glass ionomer, root dentin).

Conclusion: All three factors of Er-YAG laser, glass ionomer containing titanium nanoparticle and coronal dentin had a positive effect on the improvement of the bond strength.

Keywords: Glass ionomer, Titanium dioxide nanoparticle, Er-YAG laser, Shear bond strength

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2022;35:5

Cite this article as: Davari A, Farahat F, Mehranfar M. Evaluation of shear bond strength of bioactive glass ionomer containing titanium and conventional glass ionomer particles to dentin treated with Er-YAG laser and conventional methods. J Dent Med-TUMS. 2022;35:5.

Copyright © 2022 Tehran University of Medical Sciences. Published by Tehran University of Medical Sciences.
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/). Non-commercial uses of the work are permitted, provided the original work is properly cited.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]

بررسی استحکام باند برشی گلاس آیونومر بایواکتیو حاوی ذرات تیتانیوم و گلاس آیونومر معمولی به عاج دندانی درمان شده با دو روش لیزر Er-YAG و کانونشنال

عبدالرحیم داوری[۱]، فرناز فراهت[۲]، مهناز مهران فر[۳،*]

۱- استاد گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد، ایران؛ عضو مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی مؤثر بر سلامت دهان و دندان، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد، ایران
۲- دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران
۳- دستیار تخصصی گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران

چکیده

زمینه و هدف: اخیراً، ا ضافه کردن نانو ذرات به مواد ترمیمی و روش آماده سازی دندان با لیزر در مطالعات مختلفی جهت بررسی بهبود استحکام باند مورد توجه محققین قرار گرفته است. هدف از انجام این مطالعه بررسی استحکام باند برشی گلاس آیونومر بایواکتیو حاوی ذرات تیتانیوم و گلاس آیونومر معمولی با دو روش آماده سازی سطح با لیزر Er-YAG و کانونشنال بود.

روش بررسی: در این مطالعه آزمایشگاهی، ۶۴ دندان پرمولر سالم کشیده شده جمع آوری شد. در روش کانونشنال، آماده سازی نمونه‌ها به صورتی انجام گردید که سطوحی از عاج با عمق ۰/۵ میلی متر با فاصله ۲ میلی متر از محل اتصال CEJ در ریشه یا تاج ایجاد شود. در گروه لیزر، بعد از تراش دندان‌ها سطح ناحیه با لیزر Er-YAG مورد آماده سازی قرار گرفت. سپس در قسمت میانی سطح باکال مولد استوانه‌ای با ابعاد ۳/۵ میلی متر قطر و ارتفاع ۴ میلی متر گذاشته و هر گروه با گلاس آینومرهای خاص خود ساخته شدند. نمونه‌ها به روش تصادفی ساده در ۸ گروه تقسیم بندی شدند (n=۸) :A (لیزر، گلاس آیونومر معمولی، عاج تاج)/ B (لیزر، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج تاج)/ C (کانونشنال، گلاس آیونومر معمولی، عاج تاج)/ D (کانونشنال، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج تاج)/ E (لیزر، گلاس آیونومر معمولی، عاج ریشه)/ F (لیزر، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج ریشه)/ G (کانونشنال، گلاس آیونومر معمولی، عاج ریشه)/ H (کانونشنال، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج ریشه) و در نهایت استحکام باند برشی در universal testing machine با سرعت ۱ میلی متر در دقیقه اندازه گیری شد. جهت آنالیز داده‌ها، به منظور بررسی اثر هر متغیر و اثر متقابل آن‌ها روی استحکام باند برشی از آزمون Two-way ANOVA استفاده شد، و جهت مقایسه دو به دو گروه‌ها از آزمون Tukey استفاده شد.

یافته‌ها: تفاوت آماری معنی‌دار تنها بین گروه‌های B با C (P=۰/۰۰۲) و E (P=۰/۰۰۷) و G (P=۰/۰۰۱) و H (P=۰/۰۱) وجود داشت. بیشترین استحکام باند مربوط به گروه B (لیزر، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج تاج) و کمترین مقدار مربوط به گروه G (کانونشنال، گلاس آیونومر معمولی، عاج ریشه) بود.

نتیجه گیری: هر سه عامل لیزر Er-YAG، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم و عاج تاج در افزایش استحکام باند تأثیر مثبتی داشته‌اند.

کلید واژه‌ها: گلاس آیونومر، نانو ذرات تیتانیوم دی اکساید، لیزر Er-YAG، استحکام باند برشی

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران
دوره ۳۵ مقاله ۵، ۱۴۰۱

اطلاعات مقاله

نوع مقاله:
مقاله پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۰/۰۵/۲۲
پذیرش: ۱۴۰۱/۰۳/۰۲
انتشار: ۱۴۰۱/۰۳/۰۷

نویسنده مسؤول:
مهناز مهران فر

گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران

(Email: mahnaz2800@gmail.com)

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]

مقدمه

یکی از مواد شایع و کاربردی در دندانپزشکی ترمیمی سمان‌های گلاس آیونومر می‌باشند. این مواد ویژگی‌های منحصر به فردی از جمله زیست سازگاری، باند شیمیایی به مینا و عاج، انبساط حرارتی کم و خواص ضد میکروبی به دلیل آزادسازی فلوراید دارند (۱). با این حال، این مواد مقاومت سایشی کم، چقرمگی شکست پایین و حلالیت و جذب بالای آب که از مهم‌ترین ضعف‌های این مواد بوده که می‌تواند منجر به رشد بیشتر باکتری‌ها، پوسیدگی ثانویه و شکست ترمیم شود (۲).

از زمان اختراع سمان‌های گلاس آیونومری روش‌های مختلفی جهت بهبود آن‌ها توسعه یافته‌اند برای مثال ترکیبات فیلری متعددی از جمله ذرات نقره- آمالگام، سیلیکا کروی، زیرکونیا، گلاس فایبر، هیدروکسی آپاتیت، ذرات گلاس بایواکتیو به عنوان ذرات گلاس آیونومر از پیش واکنش یافته (PRG: Pre-reacted glass ionomer particles) به آن‌ها اضافه شده است. اضافه کردن این فیلرها به سمان‌های گلاس آیونومر باعث بهبود خصوصیات مکانیکی این مواد شده است (۳،۴).

اخیراً، افزودن نانو ذرات‌ها به گلاس آیونومر کانونشنال باعث بهبود خصوصیات مکانیکی و استحکام باند آن‌ها به عاج شده است (۵،۶). نانو ذرات‌ها ذرات نامحلول با سایز کمتر از ۱۰۰ نانومتر می‌باشند، مزیت منحصر به فرد نانو ذرات‌ها سایز کوچک آن‌ها می‌باشد که منجر به نسبت سطح به حجم بیشتر آن‌ها نسبت به فیلرهای کانونشنال می‌باشد (۶).

یکی از انواع نانو ذرات‌هایی که در مطالعات جهت بررسی بهبود خصوصیات مکانیکی گلاس آیونومر کانونشنال استفاده شده، نانو ذرات تیتانیوم دی اکساید می‌باشد (۵،۶).

تیتانیوم دی اکساید به عنوان یک افزودنی غیرآلی ویژگی‌های امید بخشی از جمله ثبات شیمیایی، زیست سازگاری و خواص ضد میکروبی را دارد (۶). اخیراً، گزارش شده است که افزودن تیتانیوم دی اکساید به سمان‌های گلاس آیونومری با نسبت وزنی ۳ و ۵ درصد باعث بهبود چقرمگی شکست، استحکام فشاری، استحکام خمشی و سختی و اثرات ضد میکروبی روی استرپتوکوک موتانس بدون تداخل با آزاد سازی فلوراید می‌شود (۶).

افزایش ویژگی‌های مکانیکی به دنبال افزودن نانو ذرات‌ها را می‌توان به این صورت توضیح داد که این نانو ذرات گپ‌های موجود در بین ذرات میلی متری را پر کرده و ریز ساختار ماده را متراکم‌تر می‌کنند (۷).

از سویی از گذشته تاکنون روش‌های مختلفی از جمله روش روتاری و لیزر جهت آماده سازی نسوج دندانی جهت بهبود استحکام باند مواد ترمیمی معرفی شده‌اند.

از میان لیزرهای مختلف، لیزر Er-YAG با طول موج ۲/۹۴ میکرومتر جهت تراش دندان و برداشت پوسیدگی مورد استفاده قرار داده شده است، چرا که بیشترین جذب را در آب داشته و تمایل زیادی به هیدروکسی آپاتیت دارد (۸).

از جمله مزایای لیزر نسبت به روش کانونشنال ایجاد درد و لرزش کمتر حین درمان و ایجاد راحتی بیشتر برای بیماران می‌باشد و می‌تواند درمان را بدون بی حسی که یک پروسه فرآیند ناخوشایند برای بسیاری از بیماران است، انجام داد (۹).

به علاوه لیزر نسبت به روش کانونشنال به پالپ و بافت‌های اطراف آسیب کمتری وارد کرده و برداشت نسج دندان به وسیله لیزر محافظه کارانه‌تر بوده و نسج سالم کمتری حذف خواهد شد (۱۰).

استحکام باند مواد ترمیمی به ساختار دندان به فاکتورهای مختلفی از جمله نوع سیستم ادهیژن، مواد ترمیمی و روش تهیه حفره بستگی دارد.

نسوج دندانی که تحت تراش توسط لیزر قرار گرفته‌اند دارای خصوصیاتی می‌باشند که به عنوان مزیت جهت باند مواد محسوب می‌شود، برای مثال در تکنیک کانونشنال به دنبال تراش دندان به وسیله فرز، اسمیرلایر روی عاج تشکیل می‌شود که این اسمیرلایر سطح دندان را پوشانده و توبول‌های عاجی را سیل کرده و می‌تواند با باند مواد گلاس آیونومری با ساختار دندان تداخل کند، در مقابل لیزر Er-YAG باعث ایجاد حفره‌ای سرشار از بی نظمی‌های میکرو شده که فاقد اسمیرلایر می‌باشد، در نتیجه مواد ترمیمی مانند گلاس آیونومر که نیازمند تماس با ساختار دندان جهت باند هستند می‌توانند باند بهتری به ساختار دندان به دنبال تراش با لیزر ایجاد کنند (۸).

هدف از انجام این مطالعه بررسی استحکام باند برشی گلاس آیونومر بایواکتیو حاوی نانو ذرات و گلاس آیونومر معمولی با دو روش لیزر Er-YAG و کانونشنال بود.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]

روش بررسی

مطالعه حاضر از نوع آزمایشگاهی و مداخله‌ای می‌باشد.

۶۴ دندان پرمولر مندیبل سالم که به دلایل ارتودنسی یا مشکلات پریودنتال کشیده شده بودند را جمع آوری کرده، سپس دندان‌ها در محلول تیمول یک صدم درصد به مدت یک هفته قرار گرفتند. هرگونه جرم، پلاک، بافت باقی مانده و سایر دبری‌های باقی مانده با اسکیلر پریودنتال از سطح دندان‌ها قبل از تراش آن‌ها حذف شدند. سپس نمونه‌ها تا زمان تراش در آب مقطر در دمای ۴ درجه سانتی گراد نگه داری شدند (۵،۱۱).

روش نمونه گیری به صورت در دسترس تا تکمیل حجم نمونه است. حجم نمونه با در نظر گرفتن سطح اطمینان ۹۵٪ و توان ۸۰٪ و در نظر گرفتن میانگین استحکام باند برشی در گروه (روش آماده سازی کانونشنال و ماده ی گلاس آیونومر کانونشنال حاوی نانو ذرات تیتانیوم) برابر ۲/۱۴ و در گروه (روش آماده سازی لیزر و ماده گلاس آیونومر کانونشنال) ۱/۷۷ و در نظر گرفتن انحراف معیار ۰/۳ حداقل حجم نمونه مورد بررسی در هر گروه ۸ نمونه است.

$$n = \frac{(Z_{1-\frac{\alpha}{2}} + Z_{1-\beta})^2 \times 2S^2}{d^2}$$

نمونه‌ها داخل آکریل سلف کیور به صورتی که نیمه باکالی دندان خارج از اکریل قرار گیرد مانت شدند، سپس در گروه کانونشنال، دندان‌ها به صورت مزیودیستالی از سمت باکال به وسیله هندپیس سرعت زیاد (Air turbine handpiece Tokyo Japan) و فرز کارباید (۶ پره و اسپیرال انگل ۳۰ درجه) تحت اسپری آب و هوا تراشیده شدند تا سطوحی از عاج با عمق نیم میلیمتر با فاصله ۲ میلی متر از محل اتصال CEJ در تاج و ریشه ایجاد شود.

در گروه لیزر، بعد از تراش دندان‌ها سطح ناحیه با لیزر Er-YAG (Fotona, Slovenia) با توان ۳/۵ وات (انرژی ۳۵۰ میلی ژول و فرکانس ۱۰ هرتز) به مدت پالس ۲۳۰ میکروثانیه با حرکت جارویی و فاصله ۴ میلی متر از سطح مورد آماده سازی (لیزر تراپی) قرار گرفتند (۱۲). سپس نمونه‌ها به صورت تصادفی به ۸ گروه هشت تایی به شرح زیر تقسیم شدند:

A- آماده سازی سطح عاج تاجی: به وسیله لیزر Er-YAG و ترمیم با گلاس آیونومر معمولی

B- آماده سازی سطح عاج تاجی: به وسیله لیزرEr-YAG و ترمیم با گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم

C- آماده سازی سطح عاج تاجی: به وسیله روش کانونشنال و ترمیم با گلاس آیونومر معمولی

D- آماده سازی سطح عاج تاجی: به وسیله روش کانونشنال و ترمیم با گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم

E- آماده سازی سطح عاج ریشه: به وسیله لیزر Er-YAG و ترمیم با گلاس آیونومر معمولی

F- آماده سازی سطح عاج ریشه: به وسیله لیزرEr-YAG و ترمیم با گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم

G- آماده سازی سطح عاج ریشه: به وسیله روش کانونشنال و ترمیم با گلاس آیونومر معمولی

H- آماده سازی سطح عاج ریشه: به وسیله روش کانونشنال و ترمیم با گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم

جهت آماده سازی گلاس آیونومرهای حاوی ذرات نانو اکسید تیتانیوم، نانو ذرات‌ها با سایز کمتر از ۲۵ نانومتر (شرکت دانش گستر فن آوری شمس تنکابن- ایران) به پودر گلاس آیونومر معمولی (Fuji II, GC corporation, Tokyo Japan) با نسبت ۳ درصد وزنی (W/W) اضافه و سپس میکس شدند، به این صورت که ابتدا به وسیله یک ترازوی دیجیتال (AND EJ-303) با چهار رقم اعشار پودر گلاس آیونومر معمولی اندازه گیری و سپس مقدار ۳ درصد وزنی از نانو ذرات با جزء پودری گلاس آینومر مخلوط شد. جهت اطمینان خاطر نسبت به توزیع متوازن ذرات نانو از دستگاه آمالگاماتور (دوکاره آنالوگ Dentine مدل A16971) باسرعت ۲۰۰۰ دور در دقیقه برای دو دوره پنج ثانیه با فاصله یک دقیقه تا موجب گرم شدن اجزای پودری نشود، استفاده گردید. سپس جزء مایع و پودر آماده سازی شده روی پد کاغذی (Zhermack, Germany) به وسیله اسپاتول پلاستیکی ترکیب شد.

سپس بااستفاده از کاندیشنر Cavity Conditioner, GC Co, (Japan) طبق دستور توصیه شده کارخانه، درناحیه عاج تاج و ریشه با فاصله ۲ میلی متر از محل اتصال CEJ در قسمت میانی سطح باکال استوانه‌ای با ابعاد ۳/۵ میلی متر قطر و ارتفاع ۴ میلی متر گذاشته شد. سپس ماده ترمیمی توسط اسپاتول داخل مولد پک و فشرده شد.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]

جدول ۱- تعیین و مقایسه میانگین استحکام باند برشی برحسب گروه‌های مورد بررسی

گروه	میانگین ± انحراف معیار
A: لیزر، گلاس آیونومر معمولی، عاجی تاج	۱/۹±۰/۴
B: لیزر، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج تاج	۲/۵±۰/۴
C: کانونشنال، گلاس آیونومر معمولی، عاج تاج	۱/۶۷±۰/۴
D: کانونشنال، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج تاج	۲/۰۸±۰/۲
E: لیزر، گلاس آیونومر معمولی، عاج ریشه	۱/۷۶±۰/۴
F: لیزر، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج ریشه	۲/۰۹±۰/۲
G: کانونشنال، گلاس آیونومر معمولی، عاج ریشه	۱/۶±۰/۴
H: کانونشنال، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج ریشه	۱/۸±۰/۴

روی مولد و لایه آخر ماده ترمیمی ابتدا یک تکه نوار میلار و یک قطعه شیشه قرار داده شد و دو دقیقه فرصت داده شد تا اضافات ماده ترمیمی خارج و حذف شود. نمونه‌ها جهت ستینگ کامل در آب دمای ۳۷ درجه سانتی گراد به مدت ۲۴ ساعت قرار گرفت و در نهایت استحکام باند برشی در universal testing machine (Koopa, Iran) با سرعت یک میلی متر در دقیقه با اعمال نیرو در اینترفیس بین مولدهای گلاس آیونومری و سطح دندان اندازه گیری شد (۵).

داده‌ها در یک فرم گردآوری داده که به همین منظور تهیه شد ثبت شدند. سپس وارد نرم افزار SPSS25 شده و با استفاده از آزمون‌های Two-way ANOVA و One-way ANOVA تجزیه و تحلیل شد.

لازم به ذکر است که این مطالعه در «کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد» با شناسه اخلاق IR.SSU.REC.1400.015 به تصویب رسیده است.

یافته‌ها

ابتدا توزیع استحکام باند برشی در گروه‌های مورد بررسی برحسب آزمون Shapiro-Wilk's بررسی شد و به دلیل معنی‌دار نبودن P-value ها، توزیع نرمال برای استحکام باند برشی در نظر گرفته شد. سپس برای مقایسه میانگین استحکام باند برشی در گروه‌های مورد بررسی از آزمون One-way ANOVA استفاده شد که P<۰/۰۰۱ بوده و اختلاف معنی‌دار در گروه‌ها مشاهده شد و در ادامه برای مقایسه دو به دو گروه‌ها از آزمون Tukey استفاده شد که بر حسب این آزمون تفاوت آماری معنی‌دار تنها بین گروه B با گروه‌های C (P=۰/۰۰۲)، E (P=۰/۰۰۷)، G (P=۰/۰۰۱) و H (P=۰/۰۱) وجود داشت (جدول ۱).

همچنین برای بررسی اثر تکی و اثر متقابل هر یک از عوامل مورد بررسی از آزمون Two-way ANOVA استفاده شد که براساس این آزمون اثر متقابل معنی‌دار نبود (P=۰/۸) ولی اثرات تکی معنی‌دار شده است (جدول ۲).

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام این مطالعه بررسی استحکام باند برشی گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات و گلاس آیونومر معمولی با دو روش لیزر Er-YAG و کانونشنال بود.

نتایج حاصل از مطالعه حاضر نشان داد که گروه B (لیزر Er-YAG/ گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات Tio2/ عاج تاج) بالاترین میانگین استحکام باند برشی را در بین گروه‌ها داشت (۲/۵ مگاپاسگال)، که می‌توان این نتیجه را از طریق چند عامل توضیح داد. عامل اول روش آماده سازی گروه مذکور می‌باشد که در آن از روش لیزر Er-YAG استفاده شد. لیزر Er-YAG سطوح عاجی دارای نامنظمی‌های میکرو و بدون اسمیرلایر ایجاد می‌کند که به دنبال آن wettability سطح افزایش یافته و منجر به tag هایی می‌شود که می‌تواند باعث بهبود باند مواد ترمیمی شود.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]

جدول ۲- تعیین و مقایسه میانگین استحکام باند برشی براساس اثر تکی و اثر متقابل متغیرهای مورد بررسی

متغیر		میانگین ± انحراف معیار	P-value
نوع روش آماده سازی	لیزر	۲/۰۸±۰/۴۵	۰/۰۰۴*
	کانونشنال	۱/۸±۰/۴	
نوع ماده ترمیمی	گلاس آیونومر معمولی	۱/۷±۰/۴۲	۰/۰*
	گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم	۲/۱±۰/۴	
نوع سوبسترا	عاج تاج	۲/۰۶±۰/۴۸	۰/۰۱*
	عاج ریشه	۱/۸±۰/۳۸	
روش آماده سازی- ماده ترمیمی	لیزر، گلاس آیونومر معمولی	۱/۸±۰/۴۵	۰/۵
	لیزر، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم	۲/۳±۰/۳۷	
	کانونشنال، گلاس آیونومر معمولی	۱/۶±۰/۴	
	کانونشنال، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم	۱/۹±۰/۳۵	
روش آماده سازی- نوع سوبسترا	لیزر، عاج تاج	۲/۲±۰/۵	۰/۴
	لیزر، عاج ریشه	۱/۹±۰/۳۵	
	کانونشنال، عاج تاج	۱/۸±۰/۴	
	کانونشنال، عاج ریشه	۱/۷±۰/۴	
نوع ماده ترمیمی- نوع سوبسترا	گلاس آیونومر معمولی، عاج تاج	۱/۸±۰/۴۵	۰/۳
	گلاس آیونومر معمولی، عاج ریشه	۱/۷±۰/۴	
	گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج تاج	۲/۳±۰/۴	
	گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج ریشه	۱/۹±۰/۳	
روش آماده سازی- نوع ماده ترمیمی- نوع سوبسترا	لیزر، گلاس آیونومر معمولی، عاج تاج	۱/۹±۰/۴۵	۰/۸
	لیزر، گلاس آیونومر حاوی ذرات نانو ذرات تیتانیوم،عاج تاج	۱/۷±۰/۴	
	کانونشنال، گلاس آیونومرمعمولی، عاج تاج	۲/۵±۰/۴	
	کانونشنال، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج تاج	۲/۱±۰/۲	
	لیزر، گلاس آیونومر معمولی، عاج ریشه	۱/۶۷±۰/۴۲	
	لیزر، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج ریشه	۱/۶±۰/۴	
	کانونشنال، گلاس آیونومر معمولی، عاج ریشه	۲/۰۸±۰/۲۵	
	کانونشنال، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم، عاج ریشه	۱/۸±۰/۴	

*P-value به صورت معنی‌دار است.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]

در مطالعه‌ای که توسط Aljdaimi و همکاران (۱۳) نیز در سال ۲۰۱۸ با هدف بررسی تأثیر لیزر Er-YAG روی استحکام باند برشی گلاس آیونومر کانونشنال و Biodentine به عاج انجام شد، به این نتیجه رسیدند که آماده سازی سطوح عاجی با لیزر Er-YAG موجب افزایش استحکام باند هر دو ماده به عاج شد.

در مطالعه دیگری که در سال ۲۰۱۳ توسط Jafari و همکاران (۱۲) با هدف مقایسه استحکام باند برشی رزین مدیفاید گلاس آیونومر به سطوح مینایی آماده سازی شده با فرز و لیزر Er-YAG انجام شد نیز نتایج مشابهی به دست آمد و گروه لیزر استحکام باند بیشتری را نشان داد.

در یک مطالعه دیگر که توسط Alkhudhairy و همکاران (۱۱) با هدف بررسی تأثیر لیزر Er;CrYSGG روی استحکام باند برشی سمان بایواکتیو و سمان رزین مدیفاید گلاس آیونومر به عاج انجام شد. لیزر Er;CrYSGG استحکام باند برشی هر دو ماده را افزایش داد.

در حالی که در مطالعه‌ای که توسط de Souza-Gabriel و همکاران (۱۴) با هدف بررسی تأثیر لیزر Er-YAG روی استحکام باند برشی سمان‌های رزین مدیفاید گلاس آیونومر (Vitremer و Fuji II LC) به ساختار دندان (مینا و عاج) انجام شد، به این نتیجه دست یافتند که حفرات تهیه شده با فرز استحکام باند بالاتری را نسبت به حفرات آماده سازی شده با لیزر نشان دادند که ممکن است به دلیل ایجاد تغییرات ساختاری و شیمیایی ساختار دندان به دنبال کاربرد لیزر باشد، به صورتی که گرمای تولید شده ممکن است باعث دناتوره شدن کلاژن و کاهش نفوذپذیری عاج شود.

Ceballos و همکاران (۱۵) گزارش کردند که تشعشع لیزر Er-YAG یک لایه سطحی تغییر یافته ایجاد می‌کند که در آن فایبرهای کلاژنی بصورت ضعیف به سوبسترای زیرین متصل هستند چرا که آن‌ها cross-banding خود را از دست داده و اثرات حرارتی می‌تواند به سوبسترای دندانی گسترش یافته و تشکیل ناحیه interdiffusion را دچار نقص کند.

تغییرات شیمیایی ممکن است به دلیل میعان کریستالی باشد که هنگام قرار گیری دندان در معرض حرارت زیاد رخ می‌دهد. این فرآیند میعانی به دنبال سرد شدن سریع ساختار دندان ایجاد می‌شود و مسئول افزایش کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت است که میکرو تخلخل‌های سطح را پر می‌کند. به علاوه، گزارش شده است که تشعشع لیزر Er-YAG نسبت کلسیم به فسفات را تغییر داده و نسبت کربن به فسفر را کاهش داده و منجر به ایجاد ساختار با ثبات بیشتر و در نتیجه انحلال کمتر در اجزای اسیدی می‌شود که مانع ادهیژن شیمیایی مواد آیونومری شود (۱۴).

عامل دومی که با استفاده از آن می‌توان میانگین بالاتر استحکام باند گروه B را توضیح داد، افزودن نانو ذرات‌های Tio2 به گلاس آیونومر کانونشنال می‌باشد، باند گلاس آیونومر به ساختار دندان از طریق جا به جایی یونی بین سمان و ساختار دندان ایجاد می‌شود، افزودن Tio2 به ساختار دندان این واکنش را تشدید کرده و بنابراین منجر به جذب بیشتر یون‌ها بین گروه‌های کربوکسیلات سمان و ساختار دندان می‌شود (۷).

به علاوه، یافته‌های میکروسکوپیک در مطالعه Gjorgievska و همکاران (۱۶) نشان داد که نانوپارتیکل‌ها هموژنیسیتی مواد را بهبود بخشیده و قوام آن را افزایش داده و ایجاد حباب هوا و microcrack در داخل ماتریکس مواد را کاهش می‌دهند.

در مطالعه‌ای که توسط Sun و همکاران (۷) در سال ۲۰۱۹ با هدف بررسی اثر سینرژنیک Tio2 و سلولز روی ویژگی‌های سمان گلاس آیونومر انجام شد، به این نتیجه رسیدند که افزودن این مواد باعث افزایش استحکام فشاری و استحکام باند برشی می‌شود.

در مطالعه‌ای که توسط Jowkar و همکاران (۵) با هدف بررسی تأثیر افزودن نانو ذرات‌های نقره، زینک اکساید و تیتانیوم دی اکساید روی استحکام باند برشی برشی میکرو برشی گلاس آیونومر کانونشنال به عاج در سال ۲۰۲۰ انجام شد، به این نتیجه دست یافتند که آماده سازی سطح عاج نانو ذرات‌ها بعد از کاربرد کاندیشنر موجب افزایش استحکام باند برشی گلاس آیونومر کانونشنال به عاج شد که از بین نانو ذرات‌ها بیشترین استحکام باند برشی مربوط به نانو ذرات تیتانیوم بود.

در مطالعه دیگری که توسط Elsaka و همکاران (۶) در سال ۲۰۱۱ با هدف بررسی تاثیر افزودن Tio2 به گلاس آیونومر کانونشنال روی خصوصیات فیزیکی و ضدمیکروبی این مواد انجام شد، به این نتیجه رسیدند که این ذرات خصوصیات مکانیکی و ضد میکروبی این مواد را افزایش دادند.

در حالی که در مطالعه که توسط Garcia-Contreras و همکاران (۲) در سال ۲۰۱۵ با هدف بررسی خواص مکانیکی، ضد میکروبی و

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]

استحکام باند سمان گلاس آیونومر معمولی و سمان گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم انجام شد، تفاوت آماری معنی‌داری بین دو گروه در رابطه با سویسترای عاجی وجود نداشت، به نظر می‌رسد گلاس آیونومر حاوی ۳٪ و ۵٪ تیتانیوم دی اکساید نسبت به گلاس آیونومر معمولی مستعد حل شدن بیشتر در آب می‌باشد. این موضوع را این گونه می‌توان توضیح داد که تمایل به جذب یونی کمتری بین ذرات فیلر و تیتانیوم دی اکساید وجود داشته و باعث توزیع ناهمگون نانو ذرات در فیلر هنگام مخلوط کردن پودر و مایع می‌شود.

Ramos و همکاران (۱۷) نیز در مطالعه خود بیان می‌کنند که لیزر Er-YAG در توان‌های مختلف می‌تواند باعث ایجاد لایه گرانولر سطحی با اشکال مختلف بسته به شدت تابش گردد که در روند باندینگ ایجاد اختلال می‌کند که با مطالعه حاضر مغایرت دارد.

عامل سومی که در توضیح میانگین بالاتر استحکام باند گروه B می‌توان ذکر کرد، نوع سوبسترا می‌باشد که در این گروه سوبسترا، از نوع عاج تاجی بود. در منابع متعدد ذکر شده است که در عناصر ساختاری عاج تغییرات مشخصی وجود دارد همچنین تراکم توبول‌ها و ضخامت عاج پری توبولار درعاج تاج بیشتر از ریشه است (۱۸). همچنین مطالعات مختلف تنوع زیادی را در رابطه با استحکام باند عاج تاج و ریشه گزارش کرده‌اند. گروهی از محققین استحکام باند بالاتر را در عاج ریشه و گروهی دیگر مقادیر پایین‌تر را گزارش کرده اند، این تفاوت‌ها ممکن است مرتبط با تنوع در سایز نواحی آماده شده، وجود اسمیرلایر، تراکم توبول‌ها، جهت توبول‌ها روی سطوح آماده سازی شده و وجود مقدار زیادی عاج پری توبولار مینرالیزه باشد (۱۹).

در مطالعه حاضر، تفاوت آماری معناداری بین گروه B (لیزرEr-YAG/ گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات Tio2/ عاج تاج) و گروه‌های C (کانونشنال/گلاس آیونومر معمولی/عاج تاج)، E (لیزر Er-YAG/گلاس آیونومر معمولی/عاج ریشه)، G (کانونشنال/گلاس آیونومر معمولی/عاج ریشه) و H (کانونشنال/ گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات Tio2/ عاج ریشه) وجود داشت، که هر کدام از سه عامل ذکر شده در فوق می‌تواند علت این تفاوت باشد. علاوه براین، گروه G در بین گروه‌ها کمترین میانگین استحکام باند (۱/۶) را داشته که هر سه متغیر در این گروه با گروه B که بالاترین استحکام باند را داشته تفاوت دارد. در مطالعه حاضر سه عامل لیزر Er-YAG، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم و عاج تاج در افزایش استحکام باند تأثیر مثبتی داشته‌اند.

هر سه عامل لیزر Er-YAG، گلاس آیونومر حاوی نانو ذرات تیتانیوم و عاج تاج در افزایش استحکام باند تاثیر مثبتی داشته‌اند.

تعارض منافع:

بنابر اظهار نویســـندگان این پژوهش هیچگونه تعارض منافعی نداشته است.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی با شماره ۱۰۰۹۵ و با شناسه اخلاق IR.SSU.REC.1400.015 با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد انجام شده است، بدین وسیله سپاسگزاری می‌شود.

References

1- Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. J Adhes Dent. 2002;4(1):73-80.

2- Garcia-Contreras R, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Sakagami H, Morales-Luckie RA, Nakajima H. Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. J Appl Oral Sci. 2015;23(3): 321-8.

3- Gu YW, Yap AU, Cheang P, Koh YL, Khor KA. Development of zirconia-glass ionomer cement composites. J Non Cryst Solids. 2005;351(6-7):508-14.

4- Palmer G, Jones FH, Billington RW, Pearson GJ. Chlorhexidine release from an experimental glass ionomer cement. Biomaterials. 2004;25(23):5423-31.

5- Jowkar Z, Fattah Z, Ghanbarian S, Shafie F. The Effects of Silver, Zinc Oxide, and Titanium Dioxide Nanoparticles Used as Dentin Pretreatments on the Microshear Bond Strength of a Conventional Glass Ionomer Cement to Dentin. Int J Nanomedicine. 2020;6(15):4755-62.

6- Elsaka SE, Hamouda IM, Swain MV. Titanium dioxide nanoparticles addition to a conventional glass-ionomer restorative: influence on physical and bacterial properties. J Dent. 2011;39(9):589-98.

7- Sun J, Xu Y, Zhu B, Gao G, Ren J, Wang H, et al. Synergistic effects of titanium dioxide and cellulose on the properties of glassionomer cement. Dent Mater J. 2019;38(1): 41-51.

8- Brian C Quo, James L Drummond, Anne Koerber, Shahrbanoo Fadavi, Indru Punwani. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er/YAG laser or a High-speed handpiece. J Dent. 2002;30(4)141-6.

9- Ghandehari M, Mighani G, Shahabi S, Chiniforush N,

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]

Shirmohammadi Z. Comparison of Microleakage of Glass Ionomer Restoration in Primary Teeth Prepared by Er: YAG Laser and the Conventional Method. J Dent (Tehran). 2012;9(3):215-20.

10- Kohara EK, Hossain M, Kimura Y, Matsumoto K, Inoue M, Sasa R. Morphological and microleakage studies of the cavities prepared by Er: YAG laser irradiation in primary teeth. J Clin Laser Med Surg. 2002;20(3):141-7.

11- Alkhudhairy F, Naseem M, Ahmad ZH, Alnooh AN, Vohra F. Influence of photobio-modulation with an Er, Cr: YSGG laser on dentin adhesion bonded with bioactive and resin-modified glass ionomer cement. J Appl Biomater Funct Mater. 2019;17(4):2280800019880691.

12- Jafari A, Shahabi S, Chiniforush N, Shariat A. Comparison of the Shear Bond Strength of Resin Modified Glass Ionomer to Enamel in Bur-Prepared or Lased Teeth (Er: YAG). J Dent (Tehran). 2013;10(2):119-23.

13- 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.

14- de Souza-Gabriel AE, do Amaral FL, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SA. Shear bond strength of resin-modified glass ionomer cements to Er: YAG laser-treated tooth structure. Oper Dent. 2006;31(2):212-8.

15- Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er YAG-laser-treated dentin. J Dent Res. 2002;81(2):119-22.

16- Gjorgievska E, Van Tendeloo G, Nicholson JW, Coleman NJ, Slipper IJ, Booth S. The incorporation of nanoparticles into conventional glass-ionomer dental restorative cements. Microsc Microanal. 2015;21(2):392-406.

17- Ramos AC, Esteves-Oliveira M, Arana-Chavez VE, de Paula Eduardo C. Adhesives bonded to erbium: yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated dentin: transmission electron microscopy, scanning electron microscopy and tensile bond strength analyses. Lasers Med Sci. 2010;25(2):181-9.

18- Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials-E-Book. 14th ed. Elsevier Health Sci; 2018.

19- Chu C-Y, Kuo T-C, Chang S-F, Shyu Y-C, Lin C-P. Comparison of the microstructure of crown and root dentin by a scanning electron microscopic study. J Dent Sci. 2010;5(1): 14-20.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2025-04-03]