مقاومت برشی کامپوزیت باند شده به عاج دندانهای شیری پس از تابش لیزر ND:YAG

دکتر علی کوثری*- دکتر بهمن سراج**- دکتر نیلگون پاسدار***

*دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی کودکان دانشکده‌دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

**استادیار گروه آموزشی دندانپزشکی کودکان دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

***متخصص دندانپزشکی کودکان

Title: An evaluation on shear strength of composite resin bonded to primary teeth dentin after Nd: YAG laser radiation

Authors: Kowsari A. Associate Professor*, Seraj B. Assistant Professor*, Pasdar N. Pediatric Dentists.

Address: *Dept. of Pediatric Dentistry. Faculty of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

Abstract: Due to the differences in the composite and morphology of dentin in primary and permanent teeth, it is necessary to make improvements in bonding techniques to promote the strength of composite resins bonded to the dentinal surface, in primary teeth. The use of lower radiation, to make structural and chemical changes in dentinal surfaces has been investigated. This research was conducted to evaluate the shear strength of the composite bonded to primary teeth dentin after Nd: YAG laser radiation and acid etching for conditioning. Peripheral dentin of the buccal and lingual surfaces of 60 extracted posterior primary teeth were exposed and polished with 600 grit with Sic paper. The teeth were divided randomly in 3 groups of 20 teeth. In group 1 etching gel, primer and adhesive of scotch bond multipurpose system (SMP), in group 2 laser at 1.6 w and 80 mj/pulse, and in group 3 laser at 2 s and 700 mj/pulse were used. Moreover, in groups 2 and 3, after laser radiation, acid etching, primer and adhesive of SMP system were applied. After necessary laboratory tests, the mean shear bond strength in MPa were 20.99±5.3 (group 1), 23.82±6.31 (group 2) and 26.58±5.59 (group 3). ANOVA, scheffe, tukey statistical tests showed that the bond strengths of group 3 were statistically higher than group 1. The frequency of dentin cohesive failures were significantly higher in groups 2 and 3, compared to group 1 that indicates a higher bond strength in these groups. Scanning electron mirographs of laser radiated surfaces, show a porous and rough surface morphology that enhances the mechanical bond of the composite.

Key words: Nd:YAG laser, shear bond strength , dentin, bonding, primary teeth.

Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 15, No. 1, 2002)

چکیده

به دلیل تفاوتهایی که در ترکیب و مرفولوژی عاج در دندانهای شیری و دائمی وجود دارد، لازم است اصلاحاتی در تکنیک‌های باندینگ به منظور افزایش استحکام باند رزین‌های کامپوزیتی به سطح عاجی در دندانهای شیری انجام شود. استفاده از اشعه لیزر جهت ایجاد تغییرات ساختمانی و شیمیایی در سطوح عاجی، مورد بررسی قرار گرفته است. این تحقیق جهت ارزیابی استحکام برشی کامپوزیت متصل‌شده به عاج دندانهای شیری پس از استفاده از لیزر Nd:YAG به همراه اسیداچینگ، جهت Conditioning انجام شده است؛ بدین منظور عاج محیطی سطوح باکال یا لینگوال در ۶۰ دندان

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]

خلفی کشیده شده شیری اکسپوز و در حد grit ۶۰۰ با کاغذ Sic پرداخت گردید. دندانها بطور تصادفی در ۳ گروه متشکل از ۲۰ دندان قرار گرفتند. در گروه اول ژل اچینگ، پرایمر و Adhesive از سیستم Scotchbond Multipurpose (SMP) و در گروه دوم لیزر با توان ۱/۶ وات، انرژی ۸۰ میلی‌ژول و در گروه سوم لیزر با مشخصات ۲ وات و ۱۰۰ میلی‌ژول به کار رفت. در گروه دوم و سوم نیز پس از تابش لیزر، اسیداچ، پرایمر و Adhesive از سیستم SMP به کار گرفته شدند. پس از انجام آزمایشات لابراتواری لازم، میانگین استحکام باند بر حسب مگاپاسکال در گروه اول ۵/۳±۲۰/۹، در گروه دوم ۶/۳۱±۲۳/۸۲ و در گروه سوم ۵/۵۹±۲۶/۵۸ بود. نتایج آزمونهای آماری ANOVA، Tukey و Scheffe نشان داد که استحکام باند در گروه سوم به طور معنی‌داری بالاتر از گروه اول بود؛ همچنین میزان شکستهای کوهزیو عاج به‌طور معنی‌داری در گروههای دوم و سوم نسبت به گروه اول بالاتر بود که نشان‌دهنده قدرتهای باند بالاتر در این گروهها می‌باشد. میکروگراف‌های تهیه شده از سطوح تحت تابش لیزر توسط SEM حاکی از ایجاد سطحی متخلخل و نامنظم می‌باشد که می‌تواند باند مکانیکی کامپوزیت را افزایش دهد.

کلید واژه‌ها: لیزر Nd:YAG- استحکام برشی باند - عاج- باندینگ- دندانهای شیری

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۵، شماره ۱، سال ۱۳۸۱)

مقدمه

با ایجاد سیستم‌های Adhesive و رزین کامپوزیت، موارد تجویز کلینیکی ترمیم‌های همرنگ دندان افزایش یافته است. تهیه حفره به روشی محافظه‌کارانه‌تر و افزایش توجه عمومی به مسأله زیبایی، انگیزه‌هایی قوی جهت کاربرد رزین‌های کامپوزیتی بوده است. به منظور دستیابی به قدرت و طول عمر بیشتر اتصال کامپوزیت به عاج، لازم است اصلاحاتی در تکنیک‌های کنونی انجام شود.

مشکلاتی که بر سر راه ایجاد قدرتهای باند کافی وجود دارد، عبارتند از:

۱- هتروژن بودن عاج به طوری که هم شامل آپاتیت غیر آلی و هم شامل اجزای آلی می‌باشد. کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت در عاج، یک الگوی Random دارد و کلاژن آن نیز دارای مقاومت کششی پایینی دارد.

۲- تداخل لایه اسمیر که یک لایه نیمه تراوا و چسبنده بر روی سطح عاجی تراش خورده می‌باشد و جهت اطمینان از باند مستقیم به سطح عاجی سالم باید برداشته شود.

۳- ماهیت عاج که دارای قابلیت نفوذ و حیات است. سطح عاجی مرطوب می‌تواند با اتصال پلیمرهای رزینی هیدروفوب مداخله کند؛ به علاوه رطوبت عاجی می‌تواند طول عمر کلینیکی مواد باندینگ عاجی را کاهش دهد (۲،۱).

از طرفی گزارش شده است که استحکام باند رزین‌های کامپوزیتی به سطح عاجی در دندانهای شیری به دلیل تفاوتهایی که در ترکیب‌و مرفولوژی عاج در دندانهای شیری و دائمی وجود دارد، کمتر از دندانهای دائمی است (۳).

طبق مطالعات انجام شده، عاج دندانهای دائمی، مینرالیزه‌تر از عاج دندانهای شیری می‌باشد (۵،۴).

ارزیابی میکرومرفولوژی عاج نیز تفاوتهایی را بین دندانهای شیری و دائمی نشان داده است. در مقایسه با دندانهای دائمی، در دندانهای شیری تراکم و قطر توبول‌های عاجی در فاصله ۰/۴ تا ۰/۵ میلی‌متر از سطح پالپی کمتر می‌باشد. در نتیجه قابلیت‌نفوذ عاجی در دندانهای شیری کمتر می‌باشد (۶).

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]

در مطالعات متعددی، استفاده از لیزر به منظور ایجاد تغییرات ساختمانی و شیمیایی در سطوح عاجی، بررسی شده است. لیزر دارای قابلیت ایجاد تغییرات بافتی در اثر پالس‌های محدود و پر انرژی می‌باشد.

روند برداشت ساختمانهای دندانی توسط لیزر، انفجارهای میکروسکوپیک توسط انتقالات حرارتی می‌باشد. Kantola نشان داد که به دنبال تابش لیزر CO_2 محتوای کلسیم و فسفر در عاج بالا می‌رود. به نظر می‌رسد که علت افزایش محتوای معدنی در سطوح عاجی، سوختن ماتریکس آلی و نیز تشکیل یک ترکیب جدید با اجزای ساختمانی متفاوت در طی روند کریستالیزاسیون مجدد باشد. در اثر تابش لیزر، رشدی در سایز کریستالی عاج روی می‌داد و عاجی که حالت کریستالی و نظم کمتری داشت، به گونه‌ای تغییر ساختمانی می‌داد که مشابه ساختمان کریستالی هیدروکسی آپاتیت در مینای طبیعی می‌گردید (۸،۷). مطالعات متفاوتی افزایش باند کامپوزیت به عاج دندانهای دائمی را پس از تابش لیزر، به واسطه ایجاد گیر میکرومکانیکال نشان داده‌اند (۱۱،۱۰،۹،۱).

Lasing عاج، دارای پتانسیل افزایش استحکام باند مواد باندینگ به عاج می‌باشد (۱۲)؛ به علاوه تابش اشعه به عاج موجب بی‌حسی آن و حذف میکروارگانیسم‌ها و ذرات آلی از این سطوح می‌شود (۱۴،۱۳).

تاکنون مطالعه‌ای با استفاده از لیزر Nd:YAG بر روی عاج دندانهای شیری انجام نشده است. به نظر می‌رسد در صورت افزایش گیر میکرومکانیکال توسط لیزر، بتوان ترمیم بهتری برای دندانهای قدامی‌شیری، دندانهای هیپوپلاستیک و دندانهای خلفی با تخریب شدید فاقد مینا انجام داد.

روش بررسی

در این مطالعه از ۶۰ دندان مولر اول و دوم شیری کشیده شده استفاده شد. جهت تهیه نمونه‌ها سطوح سالم باکال و یا لینگوال این دندانها مورد استفاده قرار گرفت. این سطوح کاملاً سالم و عاری از هرگونه پوسیدگی یا شکستگی بودند. سعی شد دندانها تا حد امکان متعلق به یک گروه سنی باشند؛ بدین جهت از دندانهایی که دچار تحلیل ریشه شده بودند ولی حداقل یک ریشه تحلیل‌نیافته داشتند، استفاده شد؛ به عبارت دیگر از دندانهای بسیار جوان یا دندانهای شیری که در مراحل نزدیک Exfoliation قرار داشتند، در این مطالعه استفاده نگردید؛ یعنی سنی در نظر گرفته شد که اعمال باندینگ از جهت کلینیکی بیشتر می‌توانند مفید باشند. دندانها بر حسب تصادف در ۳ گروه شاهد (گروه اول) و هدف (گروههای دوم و سوم) متشکل از ۲۰ دندان قرار گرفتند.

دندانهای جمع‌آوری شده کاملاً در آب روان شسته شدند؛ به نحوی که خون و مواد چسبنده به آنها برداشته شد؛ سپس در محلول ضدعفونی‌کننده کلرامین ۰/۵٪ برای یک هفته و بعد از آن در آب مقطر نگهداشته شدند تا از دهیدراتاسیون آنها جلوگیری شود؛ این آب مرتب عوض می‌شد.

سطوح صاف عاجی در باکال یا لینگوال توسط دیسک الماسی ظریف در دستگاه پالیش به صورت مرطوب اکسپوز و سپس توسط Silicon Carbide Paper به طور سریال تا حد grit ۶۰۰ پرداخت گردید.

در این مطالعه از سطحی‌ترین ناحیه عاج استفاده شد؛ زیرا دانسیته و قطر توبول‌ها در نزدیکی پالپ افزایش می‌یابد و این امر می‌تواند بر قابلیت سیستم باندینگ تأثیر گذارد.

یک نوار چسب با سوراخ گردی به قطر ۲ میلی‌متر بر سطح عاج تهیه‌شده قرار گرفت تا مرز تابش اشعه و Dentin Adhesive را به ناحیه تهیه‌شده، محدود کند. به دلیل آن که تا زمان انجام این تحقیق مطالعه مشابهی بر

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]

روی دندانهای شیری صورت نگرفته بود و توان و زمان مناسب تابش لیزر برای ایجاد یک سطح عاجی گیردار در این دندانها ناشناخته بود، قبل از انجام این تحقیق با توجه به مطالعات White و Goodis و Moritz و Schoop روی دندانهای دائمی، مطالعه‌ای مقدماتی توسط میکروسکوپ الکترونی بر روی تعدادی سطوح عاجی پس از تابش لیزر با مشخصات مختلف صورت گرفت (۱۱،۹).

الگوی تغییرات عاجی با میزان قدرت اشعه و مدت زمان تابش تفاوت می‌یافت. به نظر می‌رسید که در توان ۲ وات و پس از اچینگ، بهترین سطح از جهت فرم گیردار حاصل می‌شود. در ادامه تحقیق جهت ثابت کردن این موضوع سطوح عاجی تحت تابش اشعه، از جهت استحکام باند پس از عمل باندینگ مورد آزمایش قرار گرفتند.

نمونه‌های گروههای ۲ و۳ در سطح عاج برش‌خوردند و تحت تابش اشعه لیزر قرار گرفتند. در گروه ۲ (test1) نمونه‌ها با توان ۱/۶ وات، فرکانس ۲۰ هرتز و انرژی ۸۰ میلی‌ژول و در گروه ۳ (test2) با توان ۲ وات، فرکانس ۲۰ هرتز و انرژی ۱۰۰ میلی‌ژول تحت تابش اشعه لیزر قرار گرفتند. در هر دو گروه مدت زمان تابش اشعه ۶۰ ثانیه بود. جهت تابش لیزر از دستگاه لیزرNd:YAG به صورت پالسی و با مشخصات زیر استفاده گردید:

F= ۱-۳۰ هرتز Pmax= ۳ وات

E= ۳۰-۱۰۰ میلی‌ژول Pulse duration:۲۰۰μS

بقیه مراحل در گروههای کنترل آزمایش به طور یکنواخت انجام شد.

سطوح با Sctchbond Etchant به مدت ۸ ثانیه آغشته شدند (مدت زمان پیشنهادی کارخانه سازنده برای کاربرد اسید ۱۵ ثانیه بود؛ اما از آنجایی که طبق مطالعات انجام‌شده، این زمان در دندانهای‌شیری‌باعث دمنیرالیزاسیون بیش از اندازه می‌شود، زمان Conditioning در این دندانها باید ۵۰٪ کمتر از زمان مورد استفاده در دندانهای دائمی باشد تا مرفولوژی مشابه با دندانهای دائمی پس از اچینگ ایجاد شود) (۶،۵)؛ سپس سطوح به مدت ۱۵ ثانیه با جریان آب شسته و با یک گلوله پنبه‌ای خشک شدند؛ به گونه‌ای که سطح به صورت قابل مشاهده‌ای مرطوب باقی می‌ماند. Multi Purpose Primer به کار رفت و به آرامی به مدت ۵ ثانیه خشک شد.

پس از آن Adhesive زده و به مدت ۲۰ ثانیه کیور شد؛ سپس کامپوزیت نوع Z_{100} (3M Dental Products) با رنگ A_3 در مولدهای پلاستیکی که دندان در آن قرار داشت، تزریق گردید و با فشار ملایم انگشت روی سوراخ نوار چسب قرار داده شد؛ به طوری که در نهایت استوانه‌هایی به قطر و ارتفاع ۲ میلی‌متر عمود بر سطح عاج به وجود آمد (در ابعاد مولد پلاستیکی). کامپوزیت زیادی قبل از پلیمریزیشن، با یک سوند نازک برداشته شد. در طول پلیمریزیشن سر چراغ در تماس با یک نوار استریپ Mylar که انتهای آزاد استوانه را می‌پوشاند، قرار گرفت و ۴۰ ثانیه از قسمت بالا و ۴۰ ثانیه از ناحیه انتهایی مولد، کیور شد؛ سپس نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در درجه حرارت ۲± ۳۷ سانتی‌گراد در آب مقطر نگه داشته شدند.

نمونه‌ها جهت تعیین استحکام برشی کامپوزیت باند شده به سطوح عاجی، با استفاده از یک Instron Testing Machine آزمایش شدند. چگونگی‌شکست در نمونه‌ها زیر یک استریومیکروسکوپ (Olympus, Tokyo ,Japan) با بزرگنمایی ۶۰ برابر، مورد بررسی قرار گرفت و درصد شکست Cohesive در مقایسه با شکست Adhesive تخمین زده شد؛ سپس از هر یک از گروهها (گروه کنترل و Test 1 و Test 2) به طور تصادفی نمونه‌هایی از هر یک از انواع شکست (Mixed, TF, CF, Ad)[1] (در مجموع ۳۲

[1] Ad: Adhesive Failure

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]

نمونه) جهت مطالعه SEM انتخاب شدند.

مقادیر باند به دست آمده با آزمون آماری ANOVA در سطح P<۰/۰۵ بررسی گردید و جهت Multiple Comparison گروهها، از آزمونهای آماری Tukey و Scheffe و به منظور تعیین توزیع فراوانی نسبی انواع شکست در میان گروهها از آزمون λ^2 استفاده شد. Reliability مشاهدهٔ نمونه‌ها توسط استریومیکروسکوپ در مقایسه با بررسی نمونه‌ها با SEM توسط آزمون Mc Nemar تعیین گردید؛ به علاوه با استفاده از آنالیز Weibull احتمال شکست باند در مقایسه با Shear Stress نشان داده شد.

یافته‌ها

نتایج استحکام باند در سه گروه در جدول ۱ آمده است. بالاترین میزان متوسط استحکام باند در گروه ۳ (گروه تحت تابش لیزر با توان ۲ وات و انرژی ۱۰۰ میلی ژول) ثبت گردید؛ همچنین آنالیزهای Multiple Comparison (Tukey, Scheffe) نشان دادند که بین گروههای ۱و۳ اختلاف معنی‌داری وجود دارد.

مقادیر استحکام باند در گروههای مختلف با استفاده از Weibull Distribution مورد تحلیل آماری قرار گرفت و مقدار Weibull Modulus که از روی آن قابلیت اعتماد (Reliability) یا قابلیت پیشگویی (Predictability) باند را می‌توان ارزیابی نمود، محاسبه گردید. در جدول ۲ Weibull Modulus و مقادیر تنش جهت احتمال ۵٪ و ۹۰٪ شکست برای هر گروه مورد آزمایش آورده شده است؛ پایین‌ترین Weibull Modulus (m) در گروه ۱ (کنترل) دیده شد که نمایانگر تغییرات بیشتر در این گروه می‌باشد و بالاترین m در گروه ۳ مشاهده گردید.

با استفاده از تصویر ۱ می‌توان درصد شکستهای مورد انتظار را که در یک تنش خاص روی می‌دهد، پیشگویی نمود. برتری گروه ۳ را در مقایسه با دو گروه دیگر می‌توان با توجه به جلوتر بودن منحنی این گروه بر روی محور تنش مشاهده نمود. گروه ۱ (کنترل) در مقایسه با گروههای دیگر خواص پایین‌تر و نیز شانس کمتری از نظر مقاومت در برابر شکست در مقادیر پایین تنش را دارد.

آزمون λ^2 نشان داد که از نظر بروز شکست در عاج (TF) نیز بین گروههای ۱ و ۳ اختلاف معنی‌داری دیده می‌شود (λ^2 =۶/۴۶۵ ،df=۱ ،P=۰/۰۱۱).

آزمون McNemar اختلاف معنی‌داری بین نتایج بررسی نمونه‌ها با استریومیکروسکوپ در مقایسه با SEM نشان نداد (λ^2=3).

بحث

کاربرد لیزرها به عنوان یک تکنولوژی جدید جهت Dentin Conditioning مطرح شده است. لیزر قسمت آلی عاج را کاهش و قسمت معدنی آن را افزایش می‌دهد (۷)؛ تغییرات مرفولوژیک نیز پس از تابش لیزر گزارش شده است. سطح عاجی پس از تابش لیزر سخت‌تر و نسبت به اسید مقاومتر می‌شود.

در مطالعات SEM سیل پارسیل توبول‌ها همراه با تشکیل زوائد قارچی نشان داده شده است (۱). تحقیق حاضر در مطالعه اولیه با SEM نیز نشان داد که این مرفولوژی سطحی، حالتی نامنظم و متخلخل دارد و ممکن است از جهت باند مکانیکی مطلوب‌تر باشد.

تاکنون مطالعه مشابهی توسط لیزر Nd:YAG بر روی عاج دندانهای شیری انجام نشده است. با توجه به مینرالیزیشن و سختی کمتر عاج در دندانهای شیری و نتایج

TF: Tooth Fracture
CF: Composite Fracture

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]

برخی تحقیقات که عنوان نموده‌اند، غلظت کلسیم و فسفر در این دندانها کمتر است (۴)، ممکن است بتوان با لیزر، سختی و مینرالیزاسیون عاج را در این دندانها افزایش داد و از این طریق باعث افزایش استحکام باند در کاربرد مواد باندشونده به عاج (Dentin Bonding Agents) بر روی دندانهای شیری شد.

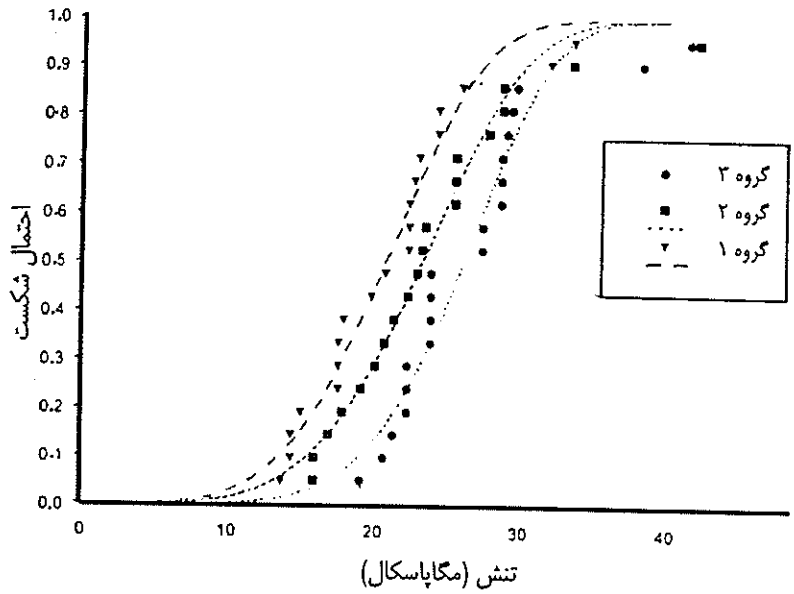
استحکام باند اپتیمم بین یک ترمیم و عاج تغییر یافته با اسید، وابسته به انتشار اجزای رزینی سیستم باندینگ به درون عاج دمینرالیزه و متخلخل زیرین می‌باشد؛ بنابراین ناحیه غنی از کلاژن، هیچ‌گونه اثر مستقیم کمّی در قدرت باند اینترفاسیال ندارد؛ به طوری که اگر لایه غنی از کلاژن از روی عاج توسط کلاژناز برداشته شود نیز یک ناحیه انتشاری رزین به درون توبول‌ها و عاج اینترتوبولار دیده می‌شود. این امر بر اهمیت گیر میکرومکانیکی درون فاز معدنی عاج تأکید دارد؛ به عبارت دیگر این روند انتشاری مانند حالتی است که در مینا دیده می‌شود (۱۵)؛ بنابراین تابش لیزر و حذف مقادیری از اجزای آلی عاج تأثیر سوئی بر میزان استحکام باند نخواهد داشت.

جدول ۱- نتایج استحکام باند در سه گروه مورد مطالعه

گروه	میانگین ± انحراف معیار	ضریب تغییرات (٪)
۱	۲۰/۹۹±۵/۳۹	۲۵
۲	۲۳/۸۲±۶/۳۱	۲۶
۳	۲۶/۵۸±۵/۵۹	۲۱

جدول ۲- آنالیز Weibull در سه گروه مورد مطالعه

گروه	Normalising Parameter (σ_0)	Wiebull Modulus (m)	Correlation Coefficient (r^2)	Stress for 5 % Probability Failure $\{\sigma_{0.05}(MPa)\}$	Stress for 90 % Probability of Failure $\{\sigma_{0.9}(MPa)\}$
۱	۲۲/۴۴	۴/۴۰	۰/۹۷	۱۱/۴۲	۲۷/۱۲
۲	۲۵/۱۰	۴/۶۴	۰/۹۸	۱۳/۲۳	۳۰/۰۴
۳	۲۷/۶۴	۵/۹۳	۰/۹۴	۱۶/۷۴	۳۱/۸۱



تصویر ۱- طرح احتمال شکست در برابر مقاومت برشی در سه گروه

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]

Kantola نشان داد که کاربرد لیزر می‌تواند سطحی مشابه با مینا در عاج ایجاد کند (۸) و همین امر مشکلات باندینگ در عاج (میزان هتروژن بودن بافت عاجی) را کاهش می‌دهد؛ از طرف دیگر به دلیل وجود آب بیشتر در عاج نسبت به مینا ممکن است طول عمر کلینیکی مواد باندینگ عاجی زیاد نباشد (۱۶). لیزر تا حدی توبول‌ها را سیل می‌کند و از این طریق می‌تواند قابلیت نفوذ عاجی را تاحدی کاهش و طول عمر مواد باندینگ را افزایش دهد.

قابلیت اعتماد و اعتبار تعیین استحکام باند به عنوان یک شاخص تقریبی جهت ارزیابی کارایی باند و پیشگویی رفتار کلینیکی در نظر گرفته می‌شود. باندهای قوی و پایدار میان مواد ترمیمی و سوبسترای دندانی هم از جهت مکانیکال و هم از جهت بیولوژیک و استتیک ضروری هستند (۱۷).

Retief و همکاران رابطه میان استحکام باند و مقادیر کمّی میکرولیکیج را بررسی نمودند. نتایج آنها بیانگر آن است که در صورت وجود استحکام برشی باند در حد تقریباً ۲۱ مگاپاسکال ممکن است میکرولیکیج به حد صفر تنزل یابد (۱۸)؛ همچنین به علاوه جهت ایجاد انطباق مارژینال قابل قبول به عاج، استحکام برشی باند حداقل به میزان ۱۷ مگاپاسکال لازم است تا تنش ایجاد شده توسط انقباض ناشی از پلیمریزاسیون را در یک رزین کامپوزیتی جبران کند (۱۷). بسیاری از مقادیر باند به دست آمده در این تحقیق فراتر از این حدود می‌باشد؛ بخصوص در گروه ۳ پس از کاربرد لیزر با توان ۲ وات، باندهایی بین ۱۹/۱۰ الی ۴۱/۴۰ مگاپاسکال وجود داشت؛ بنابراین می‌توان انتظار داشت که این باندها عملکرد کلینیکی خوبی داشته باشند.

در این مطالعه آنالیز Weibull نیز انجام شد. پایین‌ترین Weibull Modulus در گروه ۱ به دست آمد و نشانگر تغییرات زیاد در این گروه می‌باشد؛ در حالی که گروه ۳ نسبت به دو گروه دیگر نتایج ثابت‌تری را از جهت قدرت باند نشان داد. اگر شکست باند در میزان ۵٪ از نظر کلینیکی قابل قبول باشد، باندهای به دست آمده در گروه ۳ قابل قبول خواهد بود؛ زیرا در این گروه جهت شکست ۵٪ از باندهای عاجی به تنش‌هایی بالاتر از ۱۶/۷۴ مگاپاسکال نیاز است (جدول ۲).

بیشتر موارد شکست گزارش شده در این مطالعه در گروههای تحت تابش لیزر به صورت Dentin Cohesive رخ داد؛ به نحوی که بین گروههای ۲ و ۳ نسبت به گروه کنترل در این مورد اختلاف زیادی وجود داشت. در گروه ۲، ۵۵٪ و در گروه ۳، ۶۵٪ از موارد شکست درون عاج رخ داده بود؛ در حالی که در گروه کنترل این نوع شکست شامل ۲۵٪ از موارد بود. شکستهای Cohesive در مورد باندها مزیت محسوب می‌شوند. در این مطالعه نیز به میزان بالاتر بودن قدرت باند، در میزان شکستهای Cohesive درون عاج در طی عمل Debonding افزایش دیده می‌شد.

White و Goodis در مطالعه خود پس از تابش لیزر Nd:YAG در دندانهای دائمی، Shear Bond Failure را بررسی کردند. آنها در مطالعه خود بیشتر موارد شکست را پس از تابش لیزر درون رزین یا کامپوزیت مشاهده کردند (۹۵٪) و تنها در ۵٪ موارد، شکست به صورت Adhesive رخ داده بود (۱۹)؛ نتایج این مطالعه با تحقیق حاضر متفاوت است. ممکن است به دلیل وجود عاج نازکتر در دندانهای شیری، شکست کوهزیو در عاج در این دندانها به میزان بیشتری حتی با مقادیر پایین‌تر باند گزارش شود (۲۰).

در مطالعه اولیه‌ای که با SEM در مورد مرفولوژی سطحی عاج در گروههای ۲ و ۳ انجام شد، به نظر می‌رسید که پس از تابش لیزر با توان ۲ وات سطح مناسبتری از جهت گیر میکرومکانیکال در مقایسه با توان ۱/۶ وات به دست می‌آید؛ اما این دو سطح از نظر قدرت باند تفاوت معنی‌داری را نشان ندادند؛ هر چند که میانگین باندها در

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]

گروه ۳ بیشتر بود.

White و Goodis نیز در مطالعه خود با توان ۲ وات ، انرژی ۱۰۰ میلی ژول و فرکانس ۲۰ هرتز، بهترین نتیجه را در مورد دندانهای دائمی به دست آوردند (۹)؛ به هر حال به کار بردن توانهای بالاتر، از جهت احتمال ایجاد آسیبهای پالپی و ایجاد شکستگیهایی در نسج سخت ممکن است، میسر نباشد. به علاوه در دانسیته‌های بالاتر، انرژی لیزر نوعی اشباع در میزان Ablation یا کندگی دیده می‌شود و ممکن است با افزایش در دانسیته انرژی افزایشی در عملکرد پرتو دیده نشود (۲۱).

در این مطالعه، در سطوح به دست آمده پس از تابش لیزر دهانه توبول‌های عاجی باز نمی‌شد. به همین دلیل انجام اچینگ با اسید همراه با کاربرد لیزر ضروری به نظر می‌رسید. مطالعهٔ White و Adams بر روی Microhardness عاج پس از کاربرد لیزر Nd:YAG و اسید اچ بر روی عاج توسط SEM و ارزیابی Knoop Microhardness نشان داد که تابش لیزر بر روی عاج قبل یا بعد از کاربرد اسید، سختی عاج را افزایش می‌دهد. در این میان، کاربرد اسید پس از تابش لیزر نسبت به کاربرد اسید قبل از تابش لیزر یا کاربرد اسید به تنهایی سختی بیشتری نشان داد (۲۲)؛ بنابراین کاربرد لیزر قبل از اسید اچینگ در این مطالعه می‌تواند سختی عاج را افزایش دهد.

در این مطالعه چگونگی شکست در سطوح، پس از Debonding با استریومیکروسکوپ بررسی شد. تعداد ۳۲ نمونه از گروههای شکست مختلف با SEM نیز بررسی شد. از این تعداد در ۳ نمونه نمای مشاهده شده با SEM با نمای استریومیکروسکوپ یکسان نبود.

در این موارد استریومیکروسکوپ نوع شکست را Adhesive معرفی کرد؛ در حالی‌که ارزیابی SEM نشان داد که شکست به صورت Cohesive می‌باشد. با این حال آزمون آماری McNemar نشان‌دهنده قابل اعتماد بودن استریومیکروسکوپ جهت تعیین نوع شکست می‌باشد. با این حال نگرانیهایی در مورد کاربرد لیزر بر بافتهای سخت دندانی وجود دارد. این موارد شامل اثراتی است که باعث تغییرات فیزیکی یا شیمیایی سوبستراهای دندانی می‌شود که می‌توانند ماهیت دندان را به خطر اندازند؛ از آن جمله می‌توان به ترک یا Charring اشاره نمود. این ترکها احتمالا در اثر شوک‌های حرارتی بر روی بافت ایجاد می‌شوند و این امر در کار کلینیکی قابل قبول نمی‌باشد و سطوح را از جهت خواص مکانیکی به خطر می‌اندازد؛ به علاوه باید در مورد طول عمر و پایداری این باندها در دراز مدت تحقیقاتی انجام شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به این تحقیق مشاهده شد که کاربرد لیزر Nd:YAG با توان ۲ وات، انرژی ۱۰۰ میلی ژول و فرکانس ۲۰ هرتز و مدت زمان تابش ۶۰ ثانیه باعث افزایش میزان Shear Strength کامپوزیت باندشده به عاج دندانهای شیری می‌شود. مقادیر باند به دست آمده از نظر کلینیکی مورد قبول می‌باشند و این روش ممکن است در کلینیک به خوبی عمل کند. به علاوه با توجه به آنالیز Weibull مقادیر باند، نتایج نسبتاً ثابتی را نشان دادند.

در مطالعه اولیه با SEM پس از تابش لیزر در سطوح عاجی دندانهای شیری حالتی نامنظم و متخلخل دیده شد که می‌تواند به باند میکرومکانیکال کمک کند.

در گروههای تحت تابش لیزر، میزان شکستهای کوهزیو در عاج نسبت به گروه کنترل بیشتر بود که این امر نشان‌دهنده قدرت بالاتر باند در این گروهها می‌باشد.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]

منابع:

1- Cooper LF, Myers ML, Nelson DG, Mowery AS. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. J Prosthet Dent 1988 Jul; 60(1): 45-49.

2- Summit SH. Fundamentals of operative dentistry,a contemporary approach. 1st ed.Chicago:Quintessence; 1906: 8-14.

3- Mc Court E. Bond strength of dentin adhesive in primary teeth. Chicago: Quintessence; 1993; 24: 271-73.

4- Lakomaa EL, Rytomaa. I. Mineral composition of enamel and dentin of primary and permanent teeth in Finland. Scand J Dent Res 1977; 85: 89-95.

5- Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. Pediatr Dent 1997 May-Jun; 19(4): 246-52.

6- Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. J Dent Res 1996 Jun; 75(6): 1396-403.

7- Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure IV a study of changes in the calcium and phosphorus contents in dentine by electron probe microanalysis. Acta Odont Scand 1972; 30: 463-74.

8- Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure. VII. x-ray diffraction study of dentin exposed to a CO_2 laser. Acta Odont Scand 1973; 31: 381-86.

9- White JM, Goodis HE. Shear bond strength of Nd:YAG laser treated dentin .J Dent Res 1991; 70: 397 (Abs. 1048).

10- Visuri SR, Gilbert JL. Shear strength of composite bonded to Nd:YAG laser prepared dentin. J Dent Res 1996; 75 (1): 599-605.

11- Moritz A, Schoop U. Procedures for enamel and dentin conditioning: A comparison of conventional innovative methods. J Esthet Dent 1998; 10 (2): 84-93.

12- Bertoltti RL. Conditioning of the dentin substrate. Operative Dent Supple 5, 1992; 131-36.

13- Orchardson R, Peacock JM. Effects of pulsed Nd:YAG laser radiation on action potential conduction in nerve fibers inside teeth in vitro. J Dent 1998 Jul-Aug; 26 (5-6): 421-26.

14- Parkins FM, Miller RL, Furnish GM, O'Toole TJ. A preliminary report: YAG laser treatment in pediatric dentistry. J Calif Dent Assoc 1991 Nov; 19(11): 43-4, 46-8, 50.

15- Gwinnett AJ. Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin. Am J Dent 1994 Oct; 7(5): 243-6

16- Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturderant JR. Art and science of operative dentistry. 3 rd ed. USA: Mosby- Year Book Inc; 1995.

17- El Kakka Ibrahim H, Garcia Godoy F. Bond strength and interfacial micro morphology of four adhesive systems in primary and permanent molars. J Dent Children 1998 May- June; 169-76.

18- Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. Am J Dent 1991 Oct; 4(5): 231-6.

19- White JM, Goodis HE. Nd:YAG laser treatment effects on microhardness of dentin. J Dent Res 1991; 70: 309 (Abst 351).

20- de Araujo FB, Garcia Godoy F, Issao M. A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentin. Pediatr Dent 1997 May-Jun; 19(4): 253-57.

21- Luckac Cencic. Saturation effects in ablation of hard dental tissues by Er:YAG. Dental Applications of Lasers 1993; 2080: 55-59.

22- White JM, Adams GL. Microhardness and scanning electron microscopy analysis of Nd:YAG laser and acid treatment effects in dentin. Scanning Microsc 1996; 10(2): 329-36.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-25]