Original Article

Evaluating the interaction of 308-nm xenon chloride excimer laser with human dentin and enamel hard tissues

Yaghmaeian-Mahabadi M[1], Majdabadi A[2*], Fekrazad R[3], Amini-Mahabadi J[4], Nikzad H[4]

1- Student in Atomic and Molecular Physics in the field of Laser, Tehran Kharazmi University, Tehran, I. R. Iran.
2- Laser and Optics Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, Tehran, I. R. Iran.
3- Department of Periodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, I. R. Iran.
4- Gametogenesis Research Center, Kashan University of Medical Sciences, Kashan, I. R. Iran.

Received March 7, 2017; Accepted October 10, 2017

Abstract:

Background: The pulsed output of the 308 nm XeCl laser and its photoablation action rather than photothermal action offers the ability to remove dental hard tissues with minimal generation of heat in the tissue.

Materials and Methods: A total of 20 human molar teeth (ten teeth used as enamel samples and ten teeth used as dentin samples after removing the enamel tissue from their crowns) were irradiated by the laser. The crown of each sample was regarded as a cube which its lateral sides were exposed in 2Hz frequency without water cooling. Also, 18 holes for all enamel samples and 18 holes for all dentin samples were obtained. Three different amounts of energy were selected as a variable factor with 6 different numbers of pulses in each energy. The images of these holes were prepared by optic and computer combining, and the amounts of the ablation depth and effective ablation area were calculated using the MATLAB software.

Results: The amounts of ablation depth were increased with increasing the number of pulses for both enamel and dentin tissues. The amounts of ablation depth were also increased with increasing the amounts of energy for both enamel and dentin tissues. The greater amounts of ablation depth and effective ablation area were observed in the dentin tissue rather than the enamel tissue. The borders of created holes were reported sharp and clear.

Conclusion: The application of the XeCl laser for hard tissue removal and cavity preparation can be possible after some certain modifications.

Keywords: XeCl laser, Ablation depth, Dentin, Enamel, Cavity preparation

* **Corresponding Author.**
Email: amajdabadi@aeoi.org.ir
Tel: 0098 912 272 8478
Fax: 0098 21 820 62576

Conflict of Interests: ***No***

Feyz, Journal of Kashan University of Medical Sciences, December, 2017; Vol. 21, No 5, Pages 460-469

Please cite this article as: Yaghmaeian-Mahabadi M, Majdabadi A, Fekrazad R, Amini-Mahabadi J, Nikzad H. Evaluating the interaction of 308-nm xenon chloride excimer laser with human dentin and enamel hard tissues. ***Feyz*** 2017; 21(5): 460-9.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]

بررسی برهمکنش لیزر اگزایمر ۳۰۸ نانومتری زنون‌کلراید با بافت‌های سخت مینا و عاج دندان

مهشید یغمائیان مهابادی [۱]، عباس مجدآبادی [۲*]، رضا فکر آزاد [۳]، جواد امینی مهابادی [۴]، حسین نیک‌زاد [۵]

خلاصه:

سابقه و هدف: خروجی پالسی لیزر اگزایمر XeCl (۳۰۸ نانومتری) و عملکرد نورکندگی آن نسبت به عملکرد گرمایی، قابلیت این نوع لیزر را برای برداشت ساختارهای بافت سخت، با حداقل تولید حرارت در بافت آشکار می‌سازد.

مواد و روش‌ها: تعداد ۲۰ نمونه دندان عقل و آسیاب کاملا سالم از انسان (۱۰ دندان به‌عنوان نمونه‌های مینا و ۱۰ دندان دیگر پس از حذف بافت مینا از روی تاج، به‌عنوان نمونه‌های عاج) با لیزر مورد پرتودهی قرار گرفتند. تاج هر دندان به‌صورت یک مکعب درنظر گرفته شد و وجوه جانبی آن در فرکانس ثابت ۲ هرتز و بدون حضور آب پرتودهی شدند. تعداد ۱۸ حفره، هم برای نمونه‌های عاج و هم برای نمونه‌های مینا به‌دست آمد. سه مقدار متفاوت انرژی به‌عنوان فاکتور متغیر با ۶ گام پالسی متفاوت در هریک از انرژی‌های مذکور انتخاب گردیدند. تصاویر حفره‌های مذکور با ترکیب اپتیک و کامپیوتر تهیه شده و با پردازش آن‌ها در نرم‌افزار Matlab، مقادیر عمق کندگی و سطح مؤثر کندگی محاسبه شدند.

نتایج: افزایش عمق کندگی با افزایش تعداد پالس در هر دو بافت مشاهده شد. عمق کندگی با ازدیاد انرژی برای هر دو بافت افزایش یافت و مقادیر منسوب به عمق کندگی و سطح مؤثر کندگی در بافت عاج نسبت به بافت مینا بیشتر شد. مرز کندگی برای حفره‌های ایجاد شده توسط این لیزر تیز و شفاف مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: کاربرد لیزر XeCl برای حذف بافت سخت و آماده سازی حفره پس از اعمال برخی تغییرات و اصلاحات خاص در این نوع لیزر امکان‌پذیر خواهد بود.

واژگان کلیدی: لیزر XeCl، عمق کندگی، عاج، مینا، آماده سازی حفره

دو ماه‌نامه علمی– پژوهشی فیض، دوره بیست و یکم، شماره ۵، آذر و دی ۱۳۹۶، صفحات ۴۶۹-۴۶۰

مقدمه

از همان ابتدای ارائه ایده و اختراع لیزر، این تکنولوژی شگفت‌انگیز به جایگاه کاربردی بسیار مهمی در علوم پزشکی دست یافته است. اهمیت این تکنولوژی در کاهش زمان درمان و راحت‌تر شدن درمان بیمار درخور توجه است [۱]؛ به‌ویژه آنکه لیزر به یکی از جذاب‌ترین گزینه‌ها در شاخه دندانپزشکی بدل شده است. توسعه روش‌های جدید حذف پوسیدگی و آماده‌سازی حفره یکی از اهداف مهم در دندانپزشکی ترمیمی بوده است که اهمیت این هدف در محافظه کارانه بودن و مورد پسند واقع شدن آن از سوی بیمار جلوه بیشتری می‌یابد [۲].

در بین فناوری‌های مدرن برای آماده سازی حفره و اصلاح سطوح، استفاده از لیزرهای بافت سخت اهمیت ویژه‌ای یافته‌اند [۳]. روش-های مکانیکی مرسوم برای حذف پوسیدگی مانند استفاده از یک مته با سرعت بالا، معایبی مانند حذف غیرانتخابی بافت سخت، ایجاد ناراحتی برای بیمار توسط صدا و ارتعاش ناشی از مته و نیاز به بی‌حسی را به همراه دارد. از طرفی اثر باکتری‌زدایی لیزر باعث می‌شود که این تکنولوژی نسبت به‌روش‌های معمول مفیدتر و مؤثرتر واقع شود [۶-۴]. امروزه از لیزرهایی مانند Er:YAG و Er, Cr:YSGG به‌عنوان لیزرهای بافت سخت نیز استفاده می‌شود، درحالی‌که در ناحیه مورد پرتودهی با این دو نوع لیزر صدمات حرارتی نیز مشاهده شده است. لیزرهای اگزایمر تاکنون در برخی پژوهش‌های دندانپزشکی مورد بررسی قرار گرفته‌اند، اما علی‌رغم داشتن توانایی در دندانپزشکی، هنوز استفاده نشده‌اند [۷]. تا به امروز تعداد نسبتا زیادی از لیزرهای اگزایمر ساخته شده‌اند که ناحیه طول موج‌های ۱۲۰ تا ۵۰۰ نانومتر را در بر می‌گیرند. این نوع لیزرها قدرتمندترین لیزرهای فرابنفش می‌باشند و شایع‌ترین آن‌ها لیزرهای کریپتون فلوراید (KrF) با طول موج ۲۴۸ نانومتر [۸]، آرگون فلوراید (ArF) با طول موج ۱۹۳ نانومتر [۹] و زنون-کلراید (XeCl) با طول موج ۳۰۸ نانومتر [۱۰] می‌باشند که اخیرا نیز طول موج بسیار کوتاه لیزر فلوئور (F_2) با طول موج ۱۵۷ نانومتر مورد توجه قرار گرفته است [۱۱]. مطالعات و پژوهش‌ها

[۱] کارشناس ارشد فیزیک اتمی و مولکولی در زمینه لیزر، پژوهشگر و مؤلف، دانشگاه خوارزمی تهران، ایران

[۲] دکترای فیزیک لیزر، عضو هیئت علمی و محقق در پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، ایران

[۳] دانشیار، گروه آموزشی پریودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی آجا، تهران، ایران

[۴] دانشجوی دکترا، مرکز تحقیقات گامتوژنزیس، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، کاشان، ایران

[۵] استاد، مرکز تحقیقات گامتوژنزیس، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، کاشان، ایران

* **نشانی نویسنده مسئول:**
تهران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای

تلفن: ۰۹۱۲۲۷۲۸۴۷۸ **دورنویس:** ۰۲۱۸۲۰۶۲۵۷۶

پست الکترونیک: amajdabadi@aeoi.org.ir

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۱۲/۱۷ **تاریخ پذیرش نهایی:** ۱۳۹۶/۷/۱۸

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]

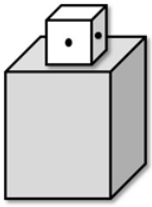
در زمینه برداشت بافت‌های سخت توسط این لیزرها بسیار کم بوده است. تحقیقات نشان داده‌اند که در استفاده از لیزر زنون کلراید در کندن سطوح دندان، برخلاف روش‌های معمول، اثری از لایه‌های اسمیر مشاهده نمی‌شود. Shafik و Kheir نشان داده‌اند که اثر ضدمیکروبی لیزر نیز امکان ارتقای سلامت بافت-های دهان و دندان را با استفاده از پرتو لیزر زنون کلراید فراهم می‌نماید [۱۲]. عملکرد اغلب لیزرهای بافت سخت برای آماده سازی حفره و حذف پوسیدگی بر اساس مکانیزم فوتوترمال است که بافت سخت می‌تواند با اثر حرارتی پرتو لیزر حذف شود [۱۳]. پرتو لیزر زنون کلراید به‌دلیل داشتن خواص فیزیکی ویژه، بافت‌های سخت دندان را با اثر نورکندگی حذف می‌کند؛ بدین-صورت که پرتودهی بافت توسط پالس‌های این لیزر با عرض نانوثانیه که چگالی انرژی بالایی را منتقل می‌کنند، منجر به تجمع انرژی بسیار بالا در مدت زمان بسیار کوتاهی شده و شکسته شدن پیوندهای مولکولی و جداشدن بخشی از بافت مورد تابش را سبب می‌شود. به‌عبارت دیگر فوتون‌های قدرتمند این لیزر به-طور مستقیم پیوندهای مولکولی را می‌شکنند و از طرف دیگر، حرارت به‌صورت غیرمستقیم باعث شکسته شدن پیوندها می‌گردد [۱۲]. مکانیزم کندگی بافت به مشخصات و فاکتورهای مورد استفاده در لیزر زنون کلراید و همچنین به نوع و خصوصیات بافت هدف بستگی دارد. طول موج لیزر، نحوه انتقال پرتو، مدت زمان هر پالس (عرض پالس)، انرژی هر پالس، آهنگ تکرار پالس، چگالی انرژی و اندازه سطح مقطع باریکه از جمله مشخصات مهم از این نظر می‌باشند [۱۴]. دانستن خواص نوری بافت هدف مانند ضریب شکست، ضریب پراکندگی، ضریب جذب و پراکندگی ناهمسان‌گرد نیز برای اطمینان از نتایج بالینی بهتر و جلوگیری از وارد شدن خسارات حرارتی یا مکانیکی به بافت سخت حائز اهمیت است [۱۵]. Moss و همکاران بیان کرده‌اند که لیزرهای مادون قرمز اثر خود را به‌صورت فوتو-گرمایی بروز می‌دهند، درصورتی‌که لیزرهای فرابنفش اگزایمر بافت را به‌صورت دقیق و کنترل شده با اثر نورکندگی و بدون اثرات مخرب حرارتی حذف می‌کنند [۱۶]. به‌علت اینکه تاکنون امکان اندازه‌گیری و محاسبه مقادیر دقیق عددی عمق و سطح موثر کندگی مورد بررسی قرار نگرفته است و همچنین هنوز بررسی افزایش و کاهش همزمان چند فاکتور فیزیکی از لیزرهای اگزایمر در دندان پزشکی انجام نشده است، هدف از انجام این تحقیق محاسبه و ارائه مقادیر عددی عمق و سطح مؤثر کندگی ایجاد شده توسط پرتوی لیزر زنون کلراید بر هر دو بافت مینا و عاج دندان در شرایط متفاوت و با فاکتورهای مختلف از این نوع لیزر می‌باشد.

مواد و روش‌ها

در این تحقیق تجربی-کاربردی که طی مدت شش ماه از اسفند ۱۳۹۲ تا شهریور ۱۳۹۳ در پژوهشکده لیزر و اپتیک واقع در پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای انجام گرفته است، تعداد ۲۰ نمونه دندان عقل و آسیاب کاملا سالم از انسان در بازه سنی ۳۰ تا ۵۰ سال و با رعایت کامل موازین اخلاقی به‌صورت تصادفی تهیه شده و مورد پرتودهی با لیزر زنون کلراید قرار گرفت. تعداد ۱۰ دندان به‌عنوان نمونه‌های مینا و ۱۰ دندان دیگر پس از حذف بافت مینا از روی تاج، به‌عنوان نمونه‌های عاج پرتودهی شدند. تعداد نمونه‌ها باتوجه به گرانقیمت بودن لیزر و محدودیت‌های متعاقب آن نظیر عدم وجود امکان تکرار و همچنین عدم وجود امکان درنظر گرفتن تعداد حالات بیشتر انرژی و تعداد پالس، تنها به‌منظور برآورده کردن ماتریس ۱۸ درایه‌ای انرژی-تعداد پالس این مقدار درنظر گرفته شد. پس از حذف پلاک‌های میکروبی و جرم رسوب شده از روی دندان‌ها توسط برس، دندان‌ها توسط محلول آبی کلرآمین تی ۱ درصد و تیمول ۲ درصد طی دو مرحله ضدعفونی شدند. ازآنجاکه قسمت تاج هر دندان برای پرتودهی و قسمت ریشه برای تثبیت به-صورت کامل و سالم مورد نیاز بودند، لازم بود که نمونه‌های موردنظر هم در قسمت تاج و هم در قسمت ریشه عاری از هرگونه نقص و شکستگی باشند. حذف بافت مینا از روی تاج دندان‌ها توسط فرزهای معمول دندانپزشکی صورت گرفت. تاج هر دندان به‌صورت یک مکعب در نظر گرفته شد و هر ۴ وجه جانبی آن برای ایجاد حفره با لیزر مورد استفاده قرار گرفت؛ بدین‌مفهوم که روی هر وجه جانبی یک الی دو حفره توسط لیزر که برای هر حفره تنظیمات خاص منظور شد، ایجاد گردید. به-منظور افزایش ایمنی و همچنین راحت‌تر شدن فرآیند برش نمونه‌ها در صورت نیاز، لازم بود نمونه‌ها در یک پایه با شکل هندسی منظم قرار گیرند. این امر برای عدم جابه‌جایی احتمالی نمونه هنگام پرتودهی و افزایش دقت هنگام کار با لیزر نیز مفید بود. بنابراین، دندان‌ها از ریشه در بلور آکریل تثبیت شدند؛ به-گونه‌ای‌که تاج آن‌ها کاملا بیرون قرار گرفت (شکل شماره ۱). برای جلوگیری از خشک و آسیب‌پذیر شدن، نمونه‌ها به‌صورت تمام وقت در آب نگهداری شدند. لیزر زنون کلراید مورد استفاده در این تحقیق، یک لیزر پالسی با نام تجاری لامبدا فیزیک

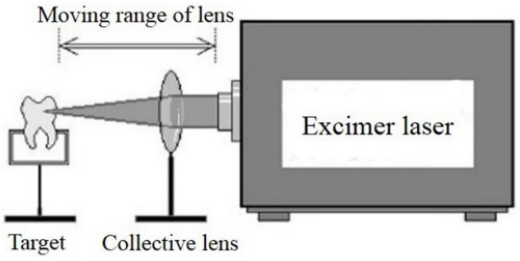
[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]

(Lambda physics Lpx220i) ساخت کشور آلمان با طول موجی برابر با ۳۰۸ نانومتر و عرض پالسی برابر ۱۵ نانوثانیه بود.



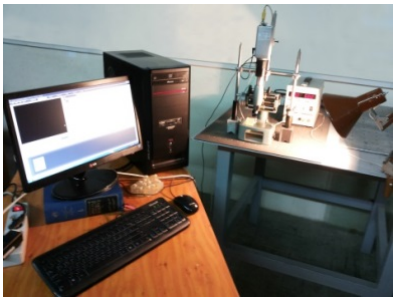
شکل شماره ۱- طرح‌واره نمونه دندانی پرتودهی شده

پرتو آن پس از کانونی شدن به روش اپتیکی به ابعادی حدود ۱/۷۵ mm×۰/۳ mm یعنی سطح مقطعی مستطیل شکل و برابر با ۰/۵۲ mm^2 رسید. پرتودهی با این نوع لیزر از راه دور و بدون حضور آب گرفت. برای کوچک کردن سطح مقطع پرتو لیزر و کانونی کردن آن، دو عدسی با فواصل کانونی ۲۰ و ۳۰ سانتی‌متر با یکدیگر ترکیب شده و درواقع یک عدسی مرکب با فاصله کانونی ۱۲ سانتی‌متر جلو باریکه لیزر قرار داده شد. پس از چند مرحله جابه‌جایی عدسی مرکب و تاباندن چند پالس در هر مرحله به یک نمونه آزمایشی، حفره‌های ایجاد شده در زیر میکروسکوپ از نظر شکل ظاهری مقایسه شدند و درنهایت مناسب‌ترین حفره و درواقع بهترین فاصله عدسی از لیزر و نمونه دندانی به‌دست آمد (شکل شماره ۲).



شکل شماره ۲- طرح‌واره چیدمان آزمایش

برای پرتودهی روی هر نمونه عاج و مینا توسط لیزر زنون کلراید، یک ماتریس ۱۸ درایه‌ای با سه مقدار متفاوت برای انرژی و ۶ مقدار متفاوت برای تعداد پالس درنظر گرفته شد. گام‌های پالسی به‌صورت تصادفی ۲۰۰، ۴۰۰، ۶۰۰، ۸۰۰ و ۱۰۰۰ تعیین شد و جهت بررسی تغییرات ناگهانی در رفتار نمودارها، ششمین گام با ۱۵۰۰ پالس تعریف شد. باتوجه به شرایط لیزر و بیشترین توان ممکن برای آن، مقادیر انرژی نیز ۹۰، ۷۰ و ۵۰ میلی‌ژول تعریف شدند. در تمامی مراحل پرتودهی فرکانس ۲ هرتز به‌عنوان یک فاکتور ثابت منظور شد. برای تهیه تصاویر حفره‌های ایجاد شده روی نمونه‌های دندانی، از روش اپتیکی و نرم‌افزاری ثبت و پردازش تصویر کمک گرفته شد؛ بدین‌صورت که یک میکروسکوپ و یک دستگاه دوربین (Samsung SDC-313B) با یکدیگر ترکیب شده و سیستم ترکیبی مذکور به کامپیوتر متصل گردید (شکل شماره ۳).



شکل شماره ۳- چیدمان ثبت تصاویر کامپیوتری

با قراردادن نمونه‌های دندانی در زیر میکروسکوپ و نورپردازی روی آن‌ها و پس از رسیدن به بهترین کیفیت و وضوح ممکن، با استفاده از یک نرم‌افزار ثبت تصویر (Ulaed Video Studio) تصاویر مربوطه تهیه شدند (شکل‌های شماره ۴ و ۵). پس از ثبت تصاویر حفره‌های ایجاد شده روی نمونه‌ها، برای هر تصویر و در-واقع هر حفره، از برنامه‌ای که برای اندازه‌گیری عمق و سطح مؤثر کنده شده برحسب شدت نور در نرم‌افزار Mathworks Matlab نوشته شده بود، کمک گرفته شد و نمودارهای گرافیکی سه‌بعدی برای اندازه‌گیری عمق کندگی رسم شدند. نمودارهای گرافیکی مذکور قابلیت تبدیل به نمودارهای دوبعدی را نیز دارا بودند که از نمودارهای دوبعدی برای اندازه‌گیری سطح مؤثر کندگی کمک گرفته شد. ازآنجا که هدف از ثبت تصاویر پردازش آن‌ها در نرم-افزار Matlab بود و برنامه‌ای که در این نرم‌افزار مورد استفاده قرار می‌گرفت عمق و سطح را بر اساس شدت نور نشان می‌داد، لذا می‌بایست نور تابیده شده روی نمونه‌ها حین ثبت تصاویر، نوری یکنواخت باشد (نمودارهای شماره ۱ تا ۴). نمودارهای گرافیکی مذکور معرف تعداد پیکسل در هر دو بعد بودند که تعداد پیکسل در هر میکرومتر در آن‌ها، به مدل دوربین مورد استفاده، قدرت بزرگنمایی آن و همچنین میکروسکوپ متصل به آن وابسته بود. بنابراین برای تبدیل پیکسل‌های نموداری به تعداد پیکسل‌های متناسب با قدرت بزرگنمایی و سپس تبدیل آن‌ها به میکرومتر، به یک ضریب تبدیل نیاز بود که با مراجعه به دفترچه راهنمای دوربین مورد استفاده و دوربین‌های مشابه و همچنین باتوجه به ترکیب آن با میکروسکوپ و درنظر گرفتن قدرت بزرگنمایی آن، ضریب تبدیل به‌صورت $\frac{1}{67.92}$ به‌دست آمد. باتوجه به اینکه اندازه

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]

استاندارد هر پیکسل ۲۶۴ میکرومتر می‌باشد، درنهایت از فرمول زیر برای محاسبه مقادیر مورد نیاز بر حسب میکرومتر استفاده شد:

$$\text{اندازه بر حسب میکرومتر} = \frac{\text{تعداد} \times ۲۶۴}{۶۷/۹۲}$$

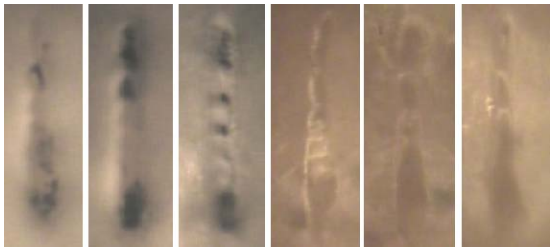
در تحلیل این نمودارها، باتوجه به تفاوت رنگ‌ها برای شدت‌های متفاوت نور، عمیق‌ترین نقطه و همچنین مرز کندگی در نمودارهای سه‌بعدی مشخص شد و با تبدیل تعداد پیکسل‌های بین آن‌ها به میکرومتر مقدار عددی عمق کندگی برحسب میکرومتر محاسبه گردید. برای محاسبه مقادیر سطح مؤثر کندگی نیز دقیقا از همین روش و از نمودارهای دوبعدی استفاده شد؛ بدین‌صورت‌که تعداد پیکسل‌های طول و عرض کندگی به میکرومتر تبدیل شده و سپس سطح تقریبا مستطیل شکل محاسبه گردید (جداول شماره ۱ و ۲). باتوجه به اینکه سطح مقطع باریکه لیزر زنون کلراید در بهترین حالت ممکن ۰/۰۰۵۲ cm^2 بود، لذا شاریدگی برای هر انرژی ثابت درنظر گرفته شد (جدول شماره ۳). لازم به ذکر است که در پیدا کردن دندان سالم محدودیت‌هایی وجود داشت؛ چراکه هیچ فردی حاضر به کشیدن و استخراج دندان سالم خود نبود و لازم بود دندان‌ها از افرادی خاص نظیر اشخاصی که دچار عفونت‌های شدید لثه بودند یا به‌دلیل باقی ماندن تعداد کمی از دندان‌هایشان مجبور به استفاده از پروتزهای مصنوعی بودند، تهیه شوند. همچنین لیزر مورد استفاده یک لیزر تجاری - صنعتی با مقطعی بزرگ به شکل مستطیل بود که می‌بایست مقطع آن با اپتیک و عدسی کوچک می‌شد که به‌دلیل محدود بودن تعداد و نوع عدسی‌های موجود در آزمایشگاه، امکان کوچک‌تر کردن مقطع لیزر یا تغییر شکل مستطیلی آن وجود نداشت. از دیگر مسائل موجود در آزمایش، محدودیت فرکانس و انرژی بود. لیزر مورد استفاده گران-قیمت بوده و امکان گرفتن پالس‌های زیاد از آن یا تکرار آزمایش وجود نداشت. برای همین تعداد حالات ماتریسی یعنی تعداد انرژی-های انتخابی و تعداد گام‌های پالسی به‌صورت محدود انتخاب شد.

نتایج

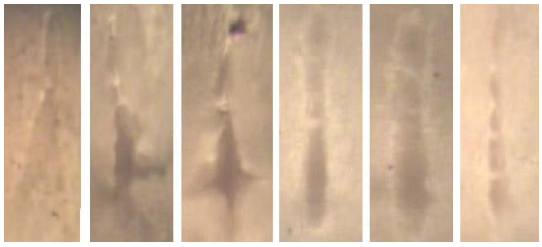
در مقایسه تأثیر میزان انرژی در میزان عمق کندگی، مقادیر عمق کندگی برای انرژی ۹۰ میلی‌ژول از مقادیر آن در انرژی ۷۰ میلی‌ژول بیشتر بوده و همین امر بین مقادیر عمق کندگی برای انرژی‌های ۷۰ و ۵۰ میلی‌ژول نیز صادق است که روندی قابل قبول است؛ چراکه طبیعتا هرچه انرژی مورد استفاده بیشتر شود، تأثیر پرتو لیزر روی بافت بیشتر شده و میزان کندگی نیز بیشتر خواهد شد [۱۷]. مشاهده شد که در هر سه انرژی مورد استفاده در پرتودهی، با افزایش تعداد پالس با گام‌های ۲۰۰تایی، عمق کندگی تا ۱۰۰۰ پالس به‌طور منظم افزایش می‌یابد؛ اما پس از آن در گام پالسی ۱۵۰۰، عمق کندگی نیز به میزان قابل توجهی زیاد شده که باتوجه به بزرگ بودن گام پالسی، این افزایش ناگهانی قابل قبول و منطقی می‌باشد. درکل، روند تغییرات عمق کندگی برحسب افزایش پالس، روندی صعودی است. نشان داده شده است که عمق پرتو لیزر به‌طور معنی‌داری با انرژی و ولتاژ تغییر می‌یابد و عمق نفوذ نیز افزایش یا کاهش پیدا می‌کند [۱۸]. در بررسی مقادیر سطح مؤثر کندگی برحسب افزایش تعداد پالس در هر سه انرژی مورد استفاده برای بافت مینا، روند تغییرات بسیار اندک در مقادیر سطح مؤثر کندگی صعودی مشاهده شد. اگرچه اکثر مقادیر سطح مؤثر کندگی منسوب به انرژی ۹۰ میلی‌ژول از مقادیر منسوب به انرژی ۷۰ میلی‌ژول بیشتر بوده و همین امر بین انرژی‌های ۷۰ و ۵۰ میلی‌ژول نیز صادق است، اما تمامی این مقادیر بسیار به‌هم نزدیک بوده، به‌گونه‌ای‌که می‌توان سطح را ثابت فرض نمود که نتیجه‌ای معقول و قابل انتظار است [۱۹]. از بررسی رفتار افزایشی مقادیر عمق کندگی برحسب افزایش تعداد پالس در بافت عاج و در هر سه انرژی مورد استفاده مشاهده شد که مقادیر کندگی در انرژی-های بالاتر بیشتر می‌باشد؛ یعنی همانند آنچه در بافت مینا رخ داد، مقادیر عمق کندگی در انرژی ۹۰ میلی‌ژول بیشتر از مقادیر آن در انرژی ۷۰ میلی‌ژول بوده و همین رفتار بین انرژی‌های ۷۰ و ۵۰ میلی‌ژول نیز مشاهده گردید که این امر منطقی بوده و دور از انتظار نیست. در مقایسه داده‌های منسوب به ۹۰ و ۷۰ میلی‌ژول، اگرچه در دو نقطه مقادیر سطح مؤثر کندگی برای ۹۰ میلی‌ژول از مقادیر منسوب به آن در انرژی ۷۰ میلی‌ژول کمتر دیده شد، اما مقادیر آن‌ها به لحاظ عددی بسیار به‌هم نزدیک بوده و لذا این رفتار چندان مهم به‌نظر نمی‌رسد. در سایر نقاط نیز مشاهده شد که یا این مقادیر بسیار به‌هم نزدیک هستند و یا همان‌طور که انتظار می‌رفت مقادیر در انرژی ۹۰ میلی‌ژول از مقادیر در انرژی ۷۰ میلی‌ژول بیشتر می‌باشد. مقادیر سطح مؤثر کندگی در انرژی ۵۰ میلی‌ژول نیز از مقادیر آن در ۷۰ میلی‌ژول کمتر شد. البته مقادیر به‌حدی به-هم نزدیک هستند که می‌توان سطح مؤثر کندگی را ثابت فرض نمود [۲۱،۲۰]. در مقایسه رفتار عمق کندگی برحسب افزایش تعداد پالس در دو بافت عاج و مینا در انرژی ۹۰ میلی‌ژول و شاریدگی $۱۷/۳۰ \frac{J}{cm^2}$، همان‌طور که مشهود است عمق کندگی با افزایش تعداد پالس در هر دو بافت افزایش یافت که رفتار داده‌ها در هر دو بافت بسیار مشابه دیده شد. مقادیر عمق کندگی در بافت عاج نسبت به مقادیر آن در بافت مینا در انرژی و تعداد پالس یکسان بیشتر شد که باتوجه به اینکه این نوع لیزر جذب بالایی در آب دارد و میزان آب موجود در بافت عاج نسبت به بافت مینا

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]

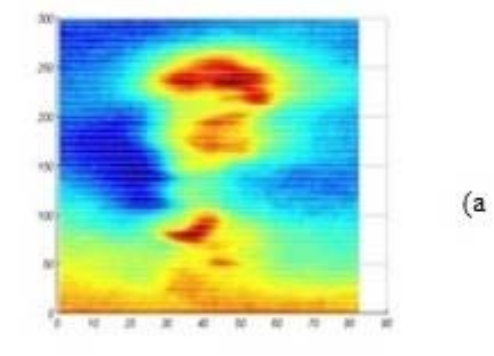
بیشتر است، این نتیجه نیز قابل قبول می‌باشد [۲۲]. در مقایسه مقادیر مساحت مؤثر کندگی برحسب افزایش تعداد پالس برای هر دو بافت مینا و عاج در انرژی ۹۰ میلی‌ژول و شاریدگی $۱۷/۳۰ \frac{J}{cm^2}$، اگرچه همان‌طور که گفته شد مقادیر مساحت با افزایش تعداد پالس در هر دو بافت افزایش بسیار جزئی دارند، اما می‌توان از این افزایش صرف‌نظر نموده و سطح را ثابت فرض کرد. مقادیر سطح مؤثر کندگی در بافت عاج نسبت به بافت مینا کمی بیشتر مشاهده شد، که بازهم باتوجه به میزان جذب بالای این نوع لیزر در آب و بیشتر بودن مقدار آب در بافت عاج توجیه‌پذیر است.



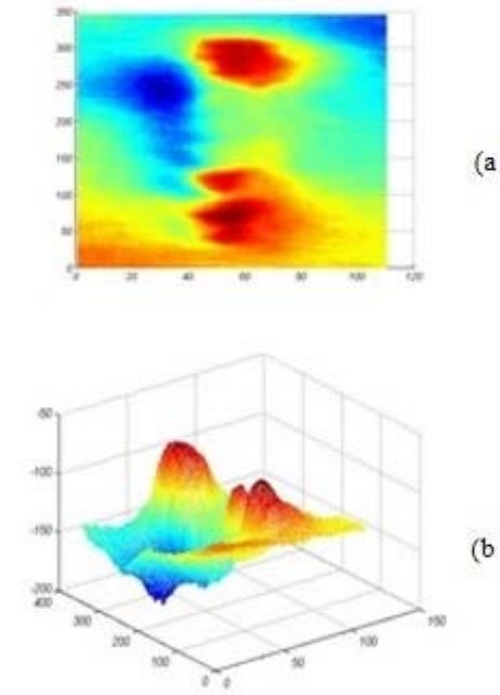
شکل شماره ۴- تصاویر مربوط به بافت مینا در انرژی ۹۰ mJ از لیزر زنون کلراید؛ حفره‌های ناشی از پرتودهی در تعداد پالس-های ۲۰۰، ۴۰۰، ۶۰۰، ۸۰۰، ۱۰۰۰ و ۱۵۰۰ به‌ترتیب از چپ به راست به نمایش درآمده‌اند.



شکل شماره ۵- تصاویر مربوط به بافت عاج در انرژی ۹۰mJ از لیزر زنون کلراید؛ حفره‌های ناشی از پرتودهی در تعداد پالس‌های ۲۰۰، ۴۰۰، ۶۰۰، ۸۰۰، ۱۰۰۰ و ۱۵۰۰ به‌ترتیب از چپ به راست به نمایش درآمده‌اند.

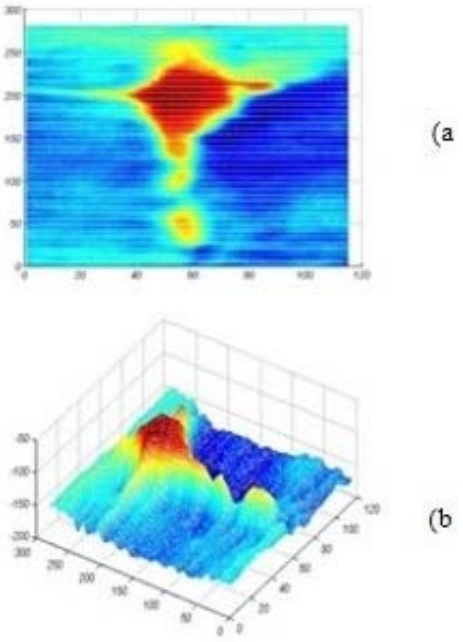


نمودار شماره ۱-نمودارهای مربوط به حفره ایجاد شده با تابش ۲۰۰ پالس و انرژی ۹۰ میلی‌ژول از لیزر زنون کلراید روی بافت مینا

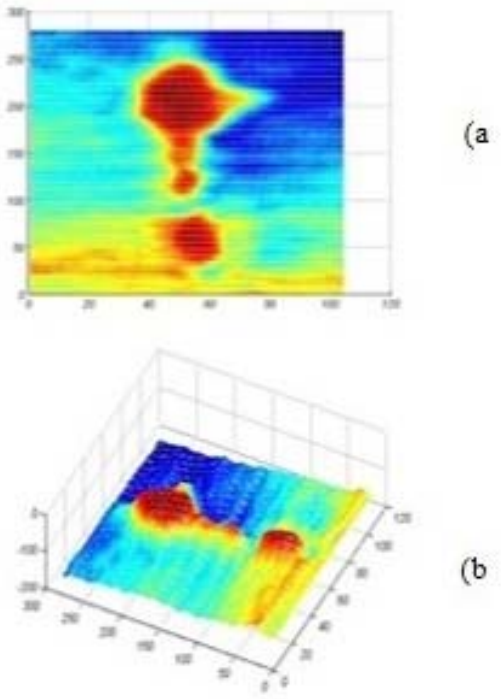


نمودار شماره ۲- نمودارهای مربوط به حفره ایجاد شده با تابش ۴۰۰ پالس و انرژی ۹۰ میلی‌ژول از لیزر زنون کلراید روی بافت مینا

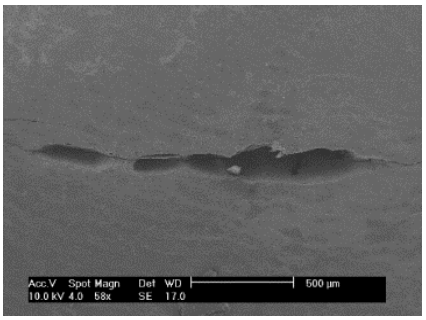
[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]



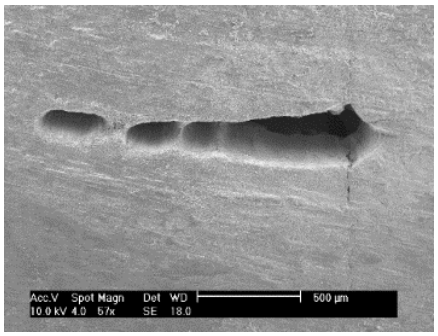
نمودار شماره ۳- نمودارهای مربوط به حفره ایجاد شده با تابش ۸۰۰ پالس و انرژی ۷۰ میلی‌ژول از لیزر زنون کلراید روی بافت عاج



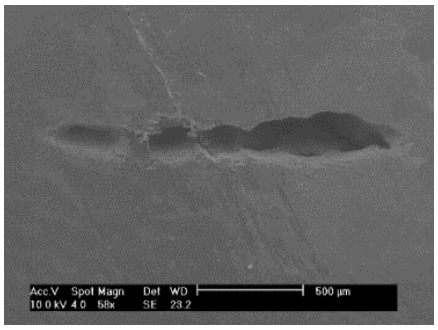
نمودار شماره ۴- نمودارهای مربوط به حفره ایجاد شده با تابش ۱۰۰۰ پالس و انرژی ۷۰ میلی‌ژول از لیزر زنون کلراید روی بافت عاج



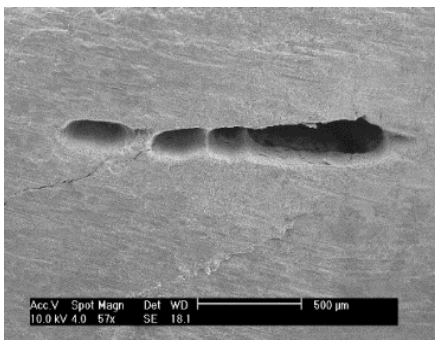
شکل شماره ۶- تصویر مربوط به حفره ایجاد شده با تابش ۸۰۰ پالس و انرژی ۹۰ میلی‌ژول از لیزر زنون کلراید روی بافت مینا



شکل شماره ۷- تصویر مربوط به حفره ایجاد شده با تابش ۸۰۰ پالس و انرژی ۹۰ میلی‌ژول از لیزر زنون کلراید روی بافت عاج



شکل شماره ۸- تصویر مربوط به حفره ایجاد شده با تابش ۱۵۰۰ پالس و انرژی ۹۰ میلی‌ژول از لیزر زنون کلراید روی بافت مینا



شکل شماره ۹- تصویر مربوط به حفره ایجاد شده با تابش ۱۰۰۰ پالس و انرژی ۹۰ میلی‌ژول از لیزر زنون کلراید روی بافت عاج

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]

جدول شماره ۱- جدول عمق کندگی برحسب میکرومتر (μm)

انرژی ۵۰ میلی‌ژول		انرژی ۷۰ میلی‌ژول		انرژی ۹۰ میلی‌ژول		تعداد پالس
بافت عاج	بافت مینا	بافت عاج	بافت مینا	بافت عاج	بافت مینا	
۱۱۰/۰۰۰	۹۳/۶۷۴	۱۲۹/۵۵۶	۱۱۸/۹۳۹	۱۶۰/۱۴۱	۱۴۹/۲۷۵	۲۰۰ پالس
۱۲۷/۴۹۱	۱۱۱/۱۶۶	۱۴۴/۵۹۳	۱۲۶/۷۱۳	۱۷۰/۲۴۷	۱۵۷/۸۰۹	۴۰۰ پالس
۱۴۰/۷۰۶	۱۱۹/۳۲۸	۱۶۶/۳۶۰	۱۳۵/۲۶۵	۱۷۵/۳۰۰	۱۶۵/۹۷۱	۶۰۰ پالس
۱۵۰/۰۳۵	۱۲۷/۸۷۹	۱۷۶/۰۷۷	۱۴۰/۷۰۶	۱۸۲/۲۹۶	۱۷۳/۳۵۶	۸۰۰ پالس
۱۶۱/۳۰۷	۱۳۷/۵۹۷	۱۷۶/۰۷۷	۱۵۲/۷۵۶	۱۸۲/۶۸۵	۱۷۴/۹۱۱	۱۰۰۰ پالس
۱۹۸/۶۲۱	۱۷۵/۳۰۰	۲۰۷/۱۷۳	۱۸۸/۱۲۷	۲۲۲/۳۳۲	۲۱۸/۰۵۶	۱۵۰۰ پالس

جدول شماره ۲- جدول سطح مؤثر کندگی برحسب cm^2

انرژی ۵۰ میلی‌ژول		انرژی ۷۰ میلی‌ژول		انرژی ۹۰ میلی‌ژول		تعداد پالس
بافت عاج	بافت مینا	بافت عاج	بافت مینا	بافت عاج	بافت مینا	
۰/۰۰۲۲۹۴۷۷	۰/۰۰۲۲۷۶۳۷	۰/۰۰۲۳۰۷۹۱	۰/۰۰۲۳۰۴۲۹	۰/۰۰۲۳۱۲۰۷	۰/۰۰۲۳۰۷۹۱	۲۰۰ پالس
۰/۰۰۲۲۹۴۷۷	۰/۰۰۲۲۸۵۵۶	۰/۰۰۲۳۱۶۹۷	۰/۰۰۲۳۱۱۵۴	۰/۰۰۲۳۱۷۵۹	۰/۰۰۲۳۰۹۷۳	۴۰۰ پالس
۰/۰۰۲۳۰۹۷۳	۰/۰۰۲۲۹۳۴۱	۰/۰۰۲۳۲۵۱۳	۰/۰۰۲۳۱۶۶۸	۰/۰۰۲۳۱۹۱۰	۰/۰۰۲۳۱۷۵۹	۶۰۰ پالس
۰/۰۰۲۳۱۱۵۴	۰/۰۰۲۳۰۱۶۲	۰/۰۰۲۳۲۵۱۴	۰/۰۰۲۳۱۶۹۷	۰/۰۰۲۳۲۵۴۵	۰/۰۰۲۳۱۷۵۹	۸۰۰ پالس
۰/۰۰۲۳۱۷۵۹	۰/۰۰۲۳۰۲۴۸	۰/۰۰۲۳۳۳۷۵	۰/۰۰۲۳۱۶۹۷	۰/۰۰۲۳۲۹۶۷	۰/۰۰۲۳۲۵۴۵	۱۰۰۰ پالس
۰/۰۰۲۳۱۹۱۰	۰/۰۰۲۳۰۴۲۹	۰/۰۰۲۳۳۴۲۱	۰/۰۰۲۳۱۹۱۰	۰/۰۰۲۳۳۴۲۱	۰/۰۰۲۳۳۲۶۴	۱۵۰۰ پالس

جدول شماره ۳- جدول شاریدگی بر حسب $\frac{J}{cm^2}$

شاریدگی بر حسب $\frac{J}{cm^2}$	انرژی بر حسب میلی‌ژول
۱۷/۳۰	۹۰
۱۳/۴۶۱	۷۰
۹/۶۱۵	۵۰

بحث

تمامی آنچه که در مقایسه رفتار عمق کندگی و سطح مؤثر کندگی برای هر دو بافت مینا و عاج در انرژی ۹۰ میلی‌ژول مشاهده شد، در انرژی‌های ۷۰ و ۵۰ میلی‌ژول نیز تکرار شد. اگر قرار باشد لیزر زنون کلراید برای مقاصد کلینیکی و ایجاد کندگی در بافت سخت به‌کار گرفته شود، باید به‌گونه‌ای اصلاح شود که پرتودهی با آن در فاصله نزدیک با بافت انجام شود و احتمالا حضور آب در حین پرتودهی برای کاهش اثرات تخریبی- حرارتی و همچنین کاهش ریسک تابش‌های فرابنفش با جذب آن‌ها توسط آب الزامی خواهد بود [۲۳]. از طرفی به‌دلیل محدودیت‌های خاص لیزر زنون کلراید در افزایش میزان فرکانس و انرژی، می‌توان گفت اثرگذاری مطلوب توسط این لیزر بر بافت‌های سخت، در تعداد پالس‌های بالا قابل دست‌یابی است که این امر به‌صورت طولانی‌تر شدن مدت زمان درمان با لیزر زنون کلراید در کاربرد آن بروز می‌نماید. لذا اگر قرار باشد این نوع لیزر هم‌تراز لیزرهای دندانپزشکی بافت سخت قرار گیرد، باید به‌گونه‌ای اصلاح شود که بتوان از انرژی و فرکانس‌های بالاتر و درنتیجه تعداد پالس‌های کمتری از آن‌ها استفاده نمود و زمان تراشیدن و مداوای بیمار را کوتاه‌تر کرد. علاوه براین، اگرچه لیزرهای اگزایمر ازجمله زنون کلراید بسیار دقیق بوده و تولید حرارت زیادی در بافت ندارند و انتقال حرارت به بافت‌های مجاور نیز توسط آن‌ها صورت نمی‌گیرد [۲۴]، اما سطح مقطع آن‌ها دارای کشیدگی بوده که در ایجاد فرم کندگی مطلوب و دلخواه محدودیت ایجاد می‌کند و این امر نیز باید در اصلاحات منظور شود؛ بدین‌صورت‌که شکل سطح مقطع پرتو خروجی به‌صورت دایره‌ای تغییر یابد. جهت بررسی دقیق‌تر تغییرات سطحی و نوع کندگی‌ها به‌لحاظ ظاهری، از برخی حفره-های ایجاد شده به‌صورت انتخابی با استفاده از میکروسکوپ الکترونی تصاویری تهیه شد (شکل شماره ۶ تا ۹). با مشاهده تصاویر تهیه شده توسط میکروسکوپ الکترونی مشخص شد که آستانه کندگی‌ها و مرزهای حفره‌های ایجاد شده توسط این لیزر تیز، دقیق و شفاف بوده و مرزهای حفره‌ها واضح است. همچنین، در بررسی تصاویر تهیه شده توسط میکروسکوپ الکترونی مشاهده شد که در استفاده از لیزر زنون کلراید هیچ‌گونه ترک ریز قابل توجهی در ناحیه برداشته شده و دیواره حفره ایجاد شده مشاهده نمی‌شود.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]

نتیجه‌گیری

در مجموع می‌توان گفت لیزر زنون کلراید پس از اعمال برخی اصلاحات برای مقاصد کلینیکی می‌تواند برای آماده‌سازی حفره و برداشت بافت سخت دندان مورد استفاده قرار گیرد. اما در انرژی و فرکانس‌های پائین امکان مشاهده اثر مطلوب توسط آن‌ها در تعداد پالس‌های بالا قابل حصول است. همچنین، در تعداد پالس‌ها و انرژی‌های بالا برای هر پالس، ممکن است صدمات حرارتی همانند بروز ترک‌های ریز، ذوب کردن و یا کربونیزه کردن بافت مشاهده شود. در کاربردهای بالینی این نوع لیزر، احتمالا استفاده از آب برای ایمنی بیشتر، به‌عنوان جاذب پرتو و کاهش ریسک تابش‌های فرابنفش در پرتودهی از فاصله نزدیک لازم خواهد بود. همچنین، دقت در به‌کار بردن مجموعه‌ای از پارامتر-های صحیح لیزر برای جلوگیری از بروز عوارض جانبی بسیار ضروری است.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از پژوهشکده لیزر و اپتیک پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای و همچنین از دانشگاه علوم پزشکی کاشان تشکر و قدردانی می‌شود.

References:

[1] Stylianou A, Talias MA. The 'Magic Light': A Discussion on Laser Ethics. ***Sci Eng Ethics*** 2015; 21(4): 979-98.
[2] Shahabi S, Chiniforush N, Juybanpoor N. Morphological changes of human dentin after erbium-doped yttrium aluminum garnet) Er: YAG) and carbon dioxide (CO2) laser irradiation and acid-etch technique: an scanning electron microscopic (SEM) evaluation. ***J Lasers Med Sci*** 2013; 4(1): 48-52.
[3] Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. ***Dent Mater*** 2001; 17(4): 340-6.
[4] Nokhbatolfoghahaie H, Chiniforush N, Shahabi S, Monzavi A. Scanning electron microscope (SEM) Evaluation of tooth surface irradiated by different parameters of erbium: yttrium aluminium garnet (Er:YAG) laser. ***J Lasers Med Sci*** 2012; 3(2): 51-5.
[5] Parker S. Surgical lasers and hard dental tissue. ***British Dental J*** 2007; 202(8): 445-54.
[6] Shahabi S, Chiniforush N, Bahramian H, Monzavi A, Baghalian A, Kharazifard MJ. The effect of erbium family laser on tensile bond strength of composite to dentin in comparison with conventional method. ***Lasers Med Sci*** 2013; 28(1): 139-42.
[7] Ishida T, Tonami K, Araki K, Kurosaki N. Properties of human dentin surface after ArF excimer laser irradiation. ***J Med Dental Sci*** 2008; 55(1): 155-61.
[8] Obenschain S, Lehmberg R, Kehne D, Hegeler F, Wolford M, Sethian J, et al. High-energy krypton fluoride lasers for inertial fusion. ***Appl Opt*** 2015; 54(31): F103-F22.
[9] Cassoni A, Ferla Jde O, Albino LG, Youssef MN, Shibli JA, Rodrigues JA. Argon ion laser and halogen lamp activation of a dark and light resin composite: microhardness after long-term storage. ***Lasers Med Sci*** 2010; 25(6): 829-34.
[10] Al-Mutairi N, Hadad AA. Efficacy of 308-nm Xenon Chloride Excimer Laser in Pityriasis Alba. ***Dermatol Surg*** 2012; 38(4): 604-9.
[11] Allmen Mv, Blatter A. Laser-beam interactions with materials: physical principles and applications: Springer Science & Business Media; 2013.
[12] Shafik SS, Kheir AO. Lasers as an adjunct to scaling and root planing. ***J Oral Laser Applications*** 2004; 4(1): 55-63.
[13] Seka WD, Featherstone JD, Fried D, Visuri SR, Walsh JT. Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation. ***Int Society Optics Photonics*** 1996; 2672: 144-59.
[14] Ana P, Bachmann L, Zezell DM. Lasers effects on enamel for caries prevention. ***Laser Physics*** 2006; 16(5): 865-75.
[15] Featherstone JD. The science and practice of caries prevention. ***J Am Dent Assoc*** 2000; 131(7): 887-99.
[16] Moss JP, Patel BC, Pearson GJ, Arthur G, Lawes RA. Krypton fluoride excimer laser ablation of tooth tissues: precision tissue machining. ***Biomaterials*** 1994; 15(12): 1013-8.
[17] Bunn JM, Boyer DM, Lipman Y, St Clair EM, Jernvall J, Daubechies I. Comparing Dirichlet normal surface energy of tooth crowns, a new technique of molar shape quantification for dietary inference, with previous methods in isolation and in combination. ***Am J Physical Anthropol*** 2011; 145(2): 247-61.
[18] Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, El-Danaf EA, Fournelle RA, Zinelis S. Effect of Nd: YAG laser parameters on the penetration depth of a representative Ni–Cr dental casting alloy. ***Lasers Med Sci*** 2015; 30(2): 909-14.
[19] Majdabadi A, Mahabadi MY, Abazari M, Fekrazad R. Evaluation of Er: YAG Laser Interaction With Dentin and Enamel Hard Tissues. ***Dent Clin Experimental J*** 2015; 1(1): 1-10.
[20] Heravi F, Moradi A, Ahrari F. The effect of low level laser therapy on the rate of tooth

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]

movement and pain perception during canine retraction. ***Oral Health Dent Manag*** 2014; 13(2): 183-8.
[21] Yamaguchi M, Hayashi M, Fujita S, Yoshida T, Utsunomiya T, Yamamoto H, et al. Low-energy laser irradiation facilitates the velocity of tooth movement and the expressions of matrix metalloproteinase-9, cathepsin K, and alpha (v) beta (3) integrin in rats. ***European J Orthodontics*** 2010; 32(2): 131-9.
[22] Al-Hadeethi Y, Al-Jedani S, Razvi M, Saeed A, Abdel-Daiem A, Ansari MS, et al. Data Fitting to Study Ablated Hard Dental Tissues by Nanosecond Laser Irradiation. ***PloS One*** 2016; 11(5): e0156093.
[23] Correa-Afonso AM, Palma-Dibb RG. Thermal effects caused by different methods of cavity preparation. ***J Oral Laser App*** 2007; 7(2): 115-21.
[24] Feuerstein O, Palanker D, Fuxbrunner A, Lewis A, Deutsch D. Effect of the ArF excimer laser on human enamel. ***Lasers Surgery Med*** 1992; 12(5): 471-7.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-18]