

بررسی برهمکنش لیزر Er,Cr:YSGG با بافت سخت دندان

دکتر عباس مجدآبادی^{۱+} - منا احدی^۲ - دکتر رضا فکر آزاد^۳

۱- استادیار پژوهشکده لیزر و اپتیک، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، ایران

۲- کارشناسی ارشد فیزیک اتمی مولکولی (لیزر)، تهران، ایران

۳- دانشیار گروه آموزشی پرپودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

Interaction of Er,Cr:YSGG laser with dental hard tissue

Abbas Majdabadi¹⁺, Mona Ahadi², Reza Fekr Azad³

1⁺- Assistant Professor, Laser and Optics Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, Tehran, Iran (majd20@gmail.com)

2- MSc. Student in Atomic and Molecular Physics (Laser), Tehran, Iran

3- Associate Professor, Department of Periodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Background and Aims: Nowadays lasers are used as alternatives to the tooth preparation because of reducing pain, bloodshed and stress. The aim of this study was to observe the effect of Er,Cr:YSGG laser on the dental hard tissues.

Materials and Methods: For this study, molar teeth with no caries or dental restoration and enamel cracks were used. The laser power were taken from 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5, 5, 5.5 up to 6 Watts for enamel and 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5 and 4 Watts for dentine simultaneously with water spray. The ablation effect was observed on both enamel and dentine. Finally, by use of a CCD camera connected to the computer, the dimensions of ablated areas were measured and results were applied in graphs.

Results: Volume of ablation was increased by increasing laser power. Also, by increasing energy value in each stage, the depth of ablation was increased for enamel and dentine. SEM images of ablations by 3.5 and 4 Watts on enamel and 1 and 1.5 Watts on dentine did not show any sharp edges.

Conclusion: The ablation volumes and depth increased by increasing the energy of laser pulses power. The reason for this trend was due to the water spray while irradiating and good absorption of water by laser beam.

Key Words: Laser, Tissues, Depth

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2016;29(2):83-91

چکیده

زمینه و هدف: امروزه لیزرها به علت کاهش درد و استرس به عنوان جایگزینی برای برش دندان استفاده می‌شوند. هدف از این مطالعه بررسی برهمکنش لیزر اگزایمر Er,Cr:YSGG با بافت سخت مینا و عاج دندان بود.

روش بررسی: در این تحقیق تعدادی دندان مولر عاری از هر نوع پوسیدگی یا ترمیم دندانی و ترک مینایی استفاده شد. از آنجا که پرتودهی بر روی مینا و عاج دندان مدنظر بوده است، برخی از نمونه‌های دندانی را برش دادیم تا به سطح عاج دسترسی پیدا کنیم. در این پرتودهی مقادیر توان لیزر برای مینای دندان ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۴، ۵، ۵/۵ و ۶ وات و برای عاج دندان ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۴، ۵، ۵/۵ و ۶ وات و ۴ وات تنظیم شدند. بر روی مینا و عاج دندان کندگی همراه با اسپری آب انجام شد. نهایتاً با استفاده از دوربین متصل به کامپیوتر ابعاد کندگی‌ها اندازه‌گیری شد و نتایج در قالب نمودار ارائه شد.

یافته‌ها: با افزایش مقادیر توان، حجم کندگی برای مینا و عاج افزایش یافته است. همچنین با افزایش مقدار انرژی محاسبه شده در هر گام، روند افزایش عمق کندگی مینا و عاج صعودی بوده است. تصاویر SEM مربوط به توان‌های ۳/۵ و ۴ وات برای مینا و توان‌های ۱ و ۱/۵ وات برای عاج دندان نشان دادند که کندگی‌های ایجاد شده لبه‌های تیزی ندارند.

نتیجه‌گیری: با افزایش انرژی لیزر، حجم کندگی‌ها افزایش داشته است. همچنین با افزایش توان، عمق کندگی‌ها با روند مناسبی افزایش داشته‌اند. احتمالاً این روند مناسب، حاصل وجود اسپری آب حین پرتودهی و همچنین جذب مناسب این پرتو توسط بافت بوده است.

کلیدواژه‌ها: لیزر، بافت، عمق

وصول: ۹۵/۰۱/۳۱؛ اصلاح نهایی: ۹۵/۰۶/۱۵؛ تأیید چاپ: ۹۵/۰۶/۲۶

مقدمه

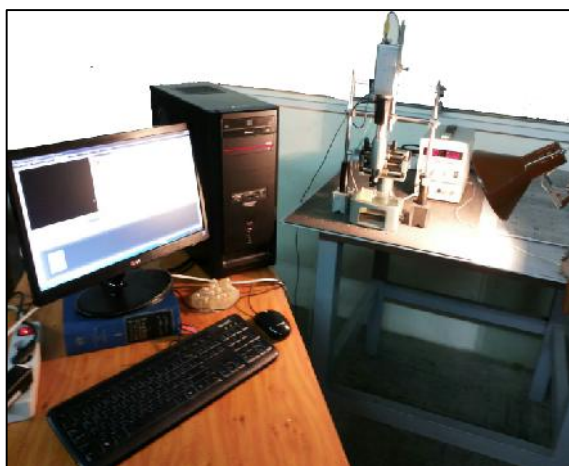
بر روی بافت هدف متمرکز شده است، دارد. پرتودهی منجر به افزایش دمایی می‌شود که می‌تواند باعث تغییر ترکیبات و ساختار بافت گردد. این تغییرات می‌تواند شامل مصنوعی سازی و تبخیر و کربنیزاسیون و حتی ذوب شدن و به دنبال آن تبلور مجدد برای بافت سخت، باشد (۱۰). این تغییرات حرارت می‌تواند به پالپ دندان آسیب‌زده و حتی باعث مرگ سلول‌های زنده اطاق پالپ دندانی شود. با استفاده از اسپری لایه نازکی از آب می‌توان از عوارض جانبی ناشی از گرما بر روی سطح، در حین ایجاد کندگی اجتناب نمود (۱۱). تقریباً تمام لیزرهای دندانی از طریق همین جذب فوتونیک طول موج خاص عمل می‌کنند که این عمل منجر به افزایش سریع دمای بافت هدف و در نتیجه ایجاد حالت تبخیری می‌گردد. این لیزرهای دندانی از طریق فرایندی به نام برهمکنش فوتوگرمایی یا کندگی فوتوگرمایی، بافت را برش می‌دهند (۸).

تقریباً تمام لیزرهای دندانی از طریق همین جذب فوتونیک طول موج خاص عمل می‌کنند که این عمل منجر به افزایش سریع دمای بافت هدف و در نتیجه ایجاد حالت تبخیری می‌گردد. این لیزرهای دندانی از طریق فرایندی به نام برهمکنش فوتوگرمایی یا کندگی فوتوگرمایی، بافت را برش می‌دهند (۸). سیستم‌های لیزری مبنی بر اربوم، قادرند که در دماهای درست زیر دمای ذوب و دمای تبخیر مینای دندان، کندگی مؤثری ایجاد نمایند. مکانیزم اصلی برای عملکرد

برداشت پوسیدگی و آماده‌سازی حفره با استفاده از فرزهای دندانپزشکی و با حرکت مکانیکی انجام می‌گیرد (۱). به علت شرایط نامساعدی همچون دقت پائین، صدای زیاد، لرزش‌های ناخوشایند و استرس بیمار، لیزر به عنوان جایگزینی برای ابزارهای رایج مورد بررسی قرار گرفته است (۱، ۲). امروزه با توجه به پارامترهای خروجی، سهولت کاربرد و قابلیت اطمینان، منابع پرتوی لیزر گسترش فراوانی یافته‌اند (۳).

با توسعه لیزر یاقوت در سال ۱۹۶۰، تحقیقات اولیه در مورد کاربرد لیزر در دندانپزشکی توسط Rodrigues و Silfvast شروع شد (۴، ۵). امروزه لیزرها به طور گسترده‌ای در درمان‌های دندانپزشکی مثل حساسیت شدید دندانی، سفید کردن دندان، زیبایی شناسی، پالپوتومی، پیشگیری و برداشت پوسیدگی و مته‌زنی به کار گرفته می‌شوند (۶).

انرژی لیزر به یکی از چهار روش جذب، عبور، پراکندگی و بازتاب با بافت برهمکنش می‌کند (۷). اکثر لیزرهای دندانپزشکی به واسطه فرایند جذب، بر بافت بیمار مورد نظر تأثیر می‌گذارند (۸). میزان انرژی جذب شده بستگی به ویژگی‌های بافت مثل رنگ و مقدار آب و ویژگی‌های لیزر مثل طول موج و مد گسیل دارد (۹). هرگاه پرتوی لیزرهای دندانپزشکی جذب شود، تبدیل به گرما می‌شود. توزیع حرارتی فوق، در بخش وسیعی، بستگی به ترکیبات بافت و مدت زمانی که پرتو



شکل ۱- چیدمان مربوط به تصویربرداری از نمونه‌ها

مرحله از دوربین Samsung با مدل SDC-313B و میکروسکوپ با بزرگنمایی $\times 10$ استفاده گردید. تصویر ایجاد شده در مانیتور مشاهده و ثبت گردید. قدرت بزرگنمایی دوربین و میکروسکوپ به ترتیب ۲ و ۱۰ بوده‌اند بنابراین بزرگنمایی ترکیبی $1/66$ به دست آمد. با مراجعه به مشخصات دوربین و استفاده از نسبت پیکسل به میلی‌متر برای این دوربین ضریب تبدیل n پیکسل به میلی‌متر به صورت زیر به دست آمد:

$$\frac{N \text{ pixel} \times 0.264}{67.92}$$

از آنجا که پروفایل لیزر گاوسی بوده است، شکل کندگی‌های ایجاد شده با مخروط تقریب زده شد و برای محاسبه حجم هر یک از کندگی‌ها، حجم یک مخروط به دست آمد. هدف از این مطالعه بررسی برهمکنش لیزر اگزایمر Er,Cr:YSGG با بافت سخت مینا و عاج دندان بود.

یافته‌ها

در جدول ۱ حجم کندگی‌های ایجاد شده روی مینای دندان به ازای توان‌های مختلف ارائه شده است. در شکل ۲ عکس گرفته شده از کندگی‌های ایجاد شده بر مینای دندان با اعمال توان ۳/۵ وات و همچنین تصاویر دو و سه بعدی مربوط به آن که از پردازش برنامه متلب به دست آمده‌اند نشان داده شده‌اند.

کندگی به صورت گرم کردن آب در سطح و زیر سطح و سپس انبساط آن و واداشتن بافت به انفجار از روی سطح می‌باشد (۱۲).

DenBestn و همکاران طی مقاله‌ای لیزر Er:YAG را برای مراقبت‌های کلینیکی و برداشتن پوسیدگی و آماده‌سازی حفره در کودکان معرفی کردند. در دو مکان مختلف ۱۲۴ بیمار ۴ تا ۱۸ ساله که هر یک حداقل یک دندان پوسیده داشتند به طور تصادفی انتخاب شدند تا به نسبت ۲ به ۱ با لیزر و فرزهای رایج درمان شوند. پوسیدگی‌ها برداشته شد و دندان‌ها ترمیم شدند و تا ۳ ماه بررسی بعدی به انجام رسید. تمام ۴۲ موردی که با فرز درمان شدند و ۸۱ مورد از ۸۲ موردی که بالیزر درمان شدند از نظر امنیت و مؤثر بودن موفق بودند. تفاوت چشمگیری در میزان درد و همچنین هیچ شکایتی گزارش نشد. تنها تفاوت مشاهده شده مربوط به استفاده بیشتر بیهوشی در گروه استفاده کننده از مته بود. نتیجه اینکه لیزر Er:YAG لیزری امن و مؤثر برای برداشتن پوسیدگی و آماده‌سازی حفره در دندان کودکان می‌باشد (۱۳).

برای پژوهش حاضر تعدادی دندان مولر عاری از هر نوع پوسیدگی، ترمیم‌دندانی و ترک مینایی جمع‌آوری شد. سپس به منظور حذف مینای دندان و پرتودهی بخش عاجی، تعدادی از نمونه‌ها برش داده شدند و به جهت تسلط بیشتر، نمونه‌ها در مواد آکریلی ثابت شدند. به منظور جلوگیری از خشک شدن، نمونه‌ها تا آخرین مراحل آزمایش در آب نگهداری شدند.

لیزر به کاربرده شده در این تحقیق لیزر Er,Cr:YSGG با طول موج ۲۷۸۰ نانومتر و پهنای پالسی ۱۴۰ میکروثانیه بود. قطر تیپ پروب لیزر ۶۰۰ میکرون بود. در این لیزر فقط پارامتر توان قابلیت تغییر داشت بنابراین برای نمونه‌های عاج توان‌های ۰.۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵ و ۴ وات و برای نمونه‌های مینا توان‌های ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵، ۵، ۵/۵ و ۶ وات تنظیم شدند. از آنجا که این لیزر در هر ثانیه ۲۰ پالس تولید می‌کرد، به ازای هر یک از توان‌های فوق ۵ ثانیه پرتودهی انجام شد تا با ۱۰۰ پالس کندگی ایجاد شود. لازم به ذکر است که این سیستم لیزری حین پرتودهی، به نمونه‌های دندانی، آب اسپری می‌کرد.

پس از پرتودهی برای اندازه‌گیری ابعاد کندگی‌های ایجاد شده ابتدا به وسیله چیدمانی مطابق شکل ۱ از نمونه‌ها عکس گرفته شد. در این

جدول ۱- مقادیر عمق و حجم به دست آمده از تابش ۱۰۰ پالس لیزر Er,Cr:YSGG به مینای دندان به ازای توان و انرژی‌های مختلف

توان لیزر (w)	انرژی لیزر (mj)	عمق کندگی ایجاد شده ($\times 10^{-2}$ mm)	حجم کندگی ایجاد شده ($\times 10^{-3}$ mm ³)
۰/۵	۲۵	۵/۸۳	۰/۶۸
۱	۵۰	۶/۲۱	۱/۲۰
۱/۵	۷۵	۶/۶۰	۱/۲۳
۲	۱۰۰	۶/۹۹	۱/۲۹
۲/۵	۱۲۵	۷/۷۷	۰/۲۵
۳	۱۵۰	۱۱/۲۷	۱/۳۱
۳/۵	۱۷۵	۴/۲۷	۲/۵۸
۴	۲۰۰	۹/۳۲	۴/۱۳
۴/۵	۲۲۵	۹/۷۱	۳/۰۷
۵	۲۵۰	۱۰/۸۸	۵/۱۱
۵/۵	۲۷۵	۱۳/۹۹	۸/۶۳
۶	۳۰۰	۱۵/۹۳	۸/۴۲

جدول ۲- مقادیر عمق و حجم به دست آمده از تابش ۱۰۰ پالس لیزر Er,Cr:YSGG به عاج دندان به ازای توان و انرژی‌های مختلف

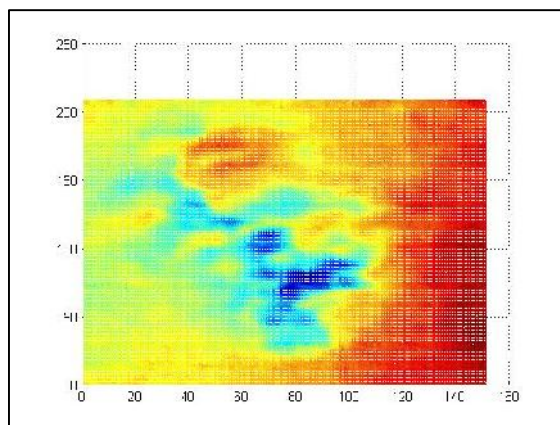
توان لیزر (w)	انرژی لیزر (mj)	عمق کندگی ایجاد شده ($\times 10^{-2}$ mm)	حجم کندگی ایجاد شده ($\times 10^{-3}$ mm ³)
۰/۵	۲۵	۸/۱۶	۱/۵۸
۱	۵۰	۸/۵۵	۱/۸۲
۱/۵	۷۵	۸/۹۴	۲/۰۵
۲	۱۰۰	۹/۳۲	۱/۹۴
۲/۵	۱۲۵	۹/۷۱	۲/۱۷
۳	۱۵۰	۹/۳۲	۲/۱۴
۳/۵	۱۷۵	۱۰/۴۹	۲/۶۳
۴	۲۰۰	۱۱/۶۶	۲/۹۳

در شکل ۳ عکس گرفته شده از کندگی‌های ایجاد شده بر مینای دندان با اعمال توان ۴ وات و همچنین تصاویر دو و سه بعدی مربوط به آن که از پردازش برنامه متلب به دست آمده‌اند نشان داده شده‌اند. در شکل ۴ تصاویر SEM مربوط به دو حفره فوق نشان داده شده‌اند. در جدول ۲ حجم کندگی‌های ایجاد شده روی مینای دندان به ازای توان‌های مختلف ارائه شده است. در شکل ۵ عکس گرفته شده از کندگی‌های ایجاد شده بر عاج دندان با اعمال توان ۱ وات و همچنین تصاویر دو و سه بعدی مربوط به آن که از پردازش برنامه متلب به

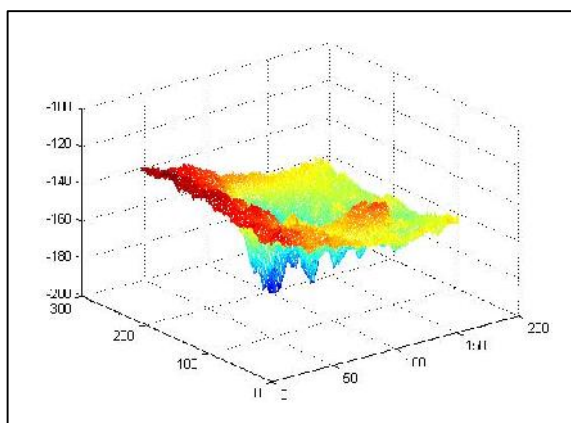
دست آمده‌اند نشان داده شده‌اند. در شکل ۶ عکس گرفته شده از کندگی‌های ایجاد شده بر عاج دندان با اعمال توان ۱/۵ وات و همچنین تصاویر دو و سه بعدی مربوط به آن که از پردازش برنامه متلب به دست آمده‌اند نشان داده شده‌اند. در شکل ۷ تصاویر SEM مربوط به دو حفره فوق نشان داده شده‌اند. هدف از این تحقیق بررسی مکانیسم برهمکنش لیزر با بافت دندان می‌باشد. به همین خاطر بررسی آزمایشگاهی و شبیه‌سازی محور تحقیق قرار گرفته است و لذا مطالعه آماری و نمونه‌ای صورت نگرفته است.



الف



ب

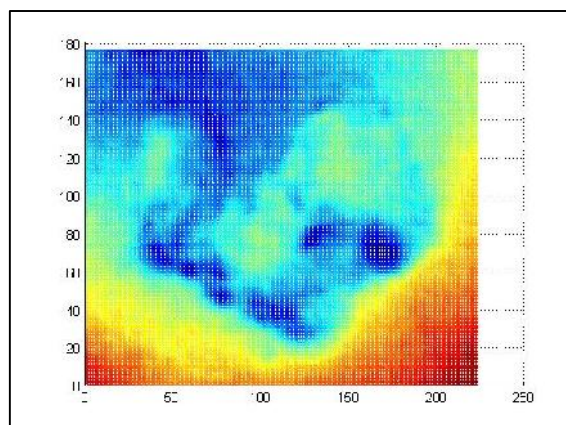


ج

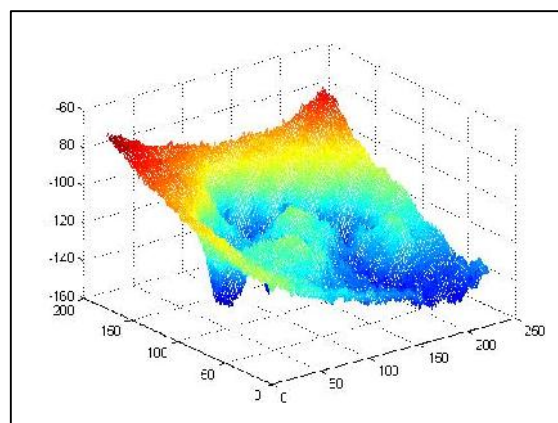
شکل ۳- تصاویر مربوط به کندیگی ایجاد شده از تابش ۱۰۰ پالس با توان ۴ وات بر مینای دندان الف) عکس گرفته شده از حفره در آزمایشگاه، ب) تصویر دو بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب ج- تصویر سه بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب



الف

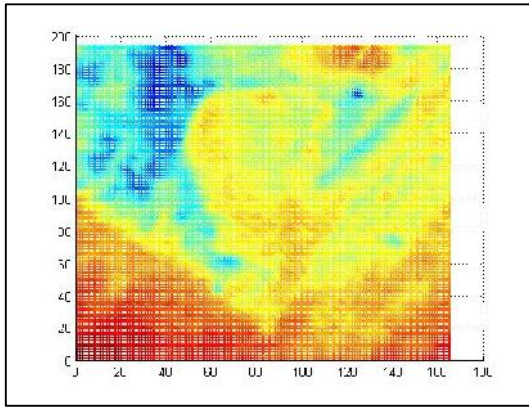


ب

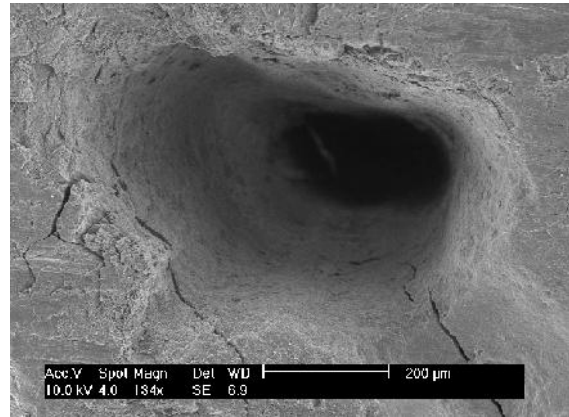


ج

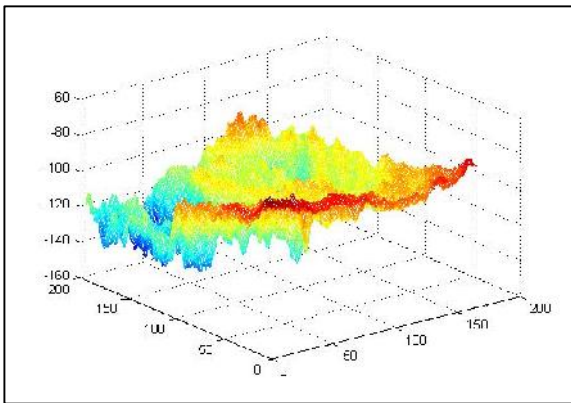
شکل ۲- تصاویر مربوط به کندیگی ایجاد شده از تابش ۱۰۰ پالس با توان ۳/۵ وات بر مینای دندان الف) عکس گرفته شده از حفره در آزمایشگاه، ب) تصویر دو بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب، ج) تصویر سه بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب



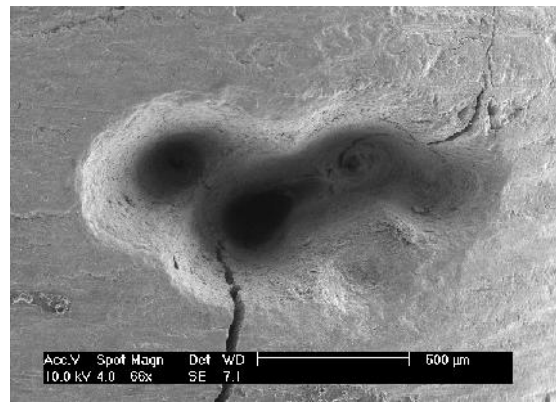
شکل ۵- ب) تصویر دو بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب



شکل ۴- تصویر SEM مربوط به کندگی ایجاد شده روی مینا از تابش ۱۰۰ پالس لیزر Er,Cr:YSGG الف) با توان ۴ وات



شکل ۵- ج) تصویر سه بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب



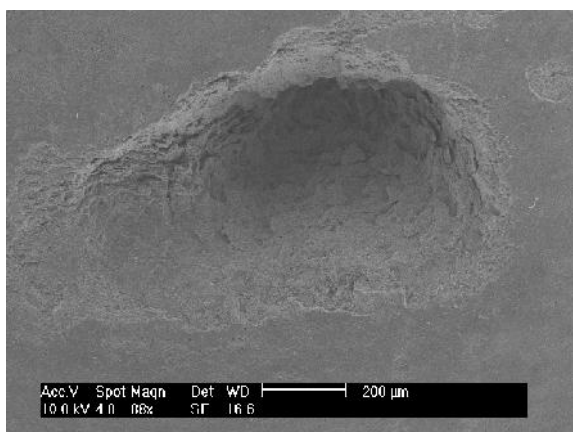
ب) با توان ۳/۵ وات



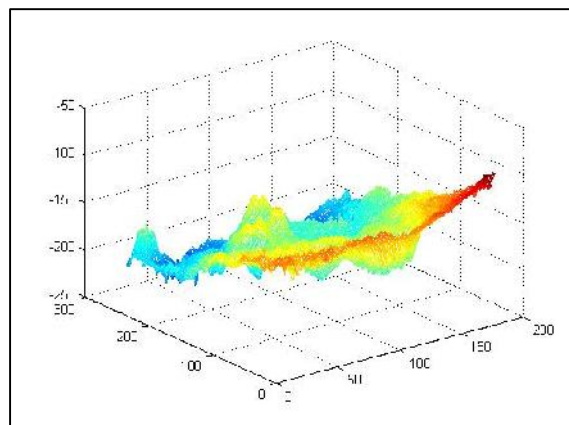
شکل ۶- تصاویر مربوط به کندگی ایجاد شده از تابش ۱۰۰ پالس با توان ۱/۵ وات بر عاج دندان الف) عکس گرفته شده از حفره در آزمایشگاه



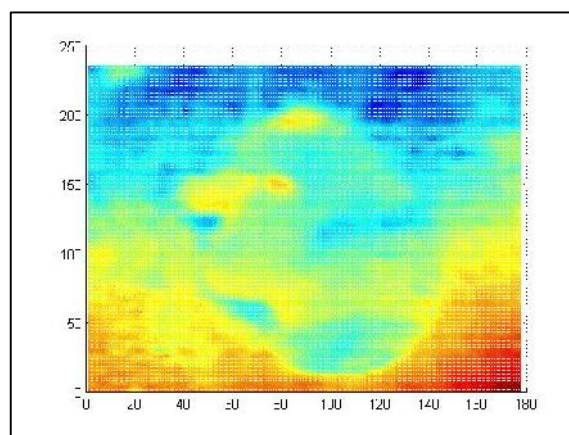
شکل ۵- تصاویر مربوط به کندگی ایجاد شده از تابش ۱۰۰ پالس با توان ۱ وات بر عاج دندان الف) عکس گرفته شده از حفره در آزمایشگاه



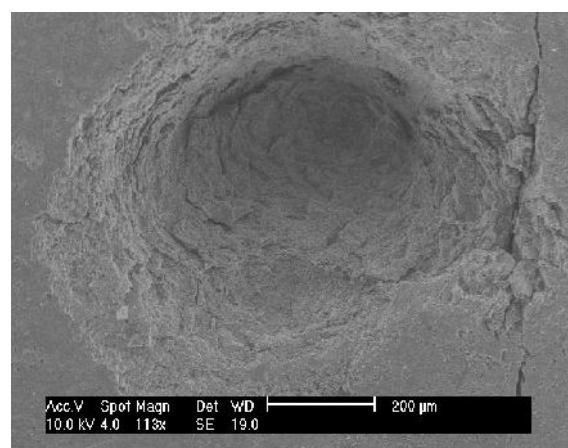
شکل ۷-ب) تصویر SEM مربوط به کندگی ایجاد شده روی عاج دندان از تابش ۱۰۰ پالس لیزر Er,Cr:YSGG با توان ۱ وات



شکل ۶-ب) تصویر دو بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب



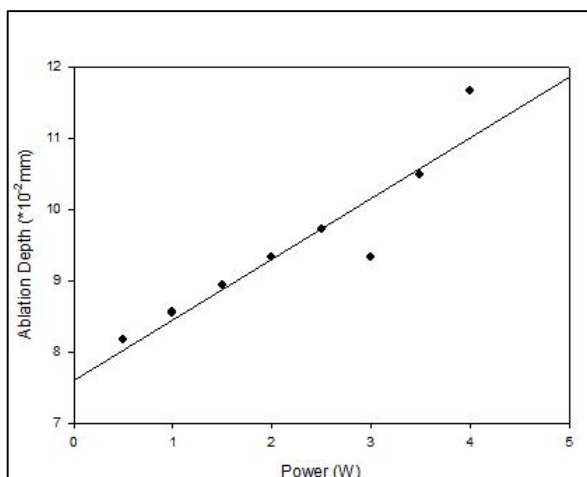
شکل ۶-ج) تصویر سه بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب



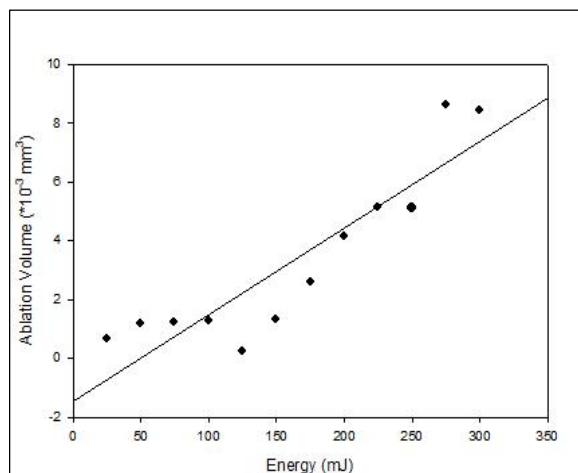
شکل ۷-الف) تصویر SEM مربوط به کندگی ایجاد شده روی عاج دندان از تابش ۱۰۰ پالس لیزر Er,Cr:YSGG با توان ۱/۵ وات

بحث و نتیجه گیری

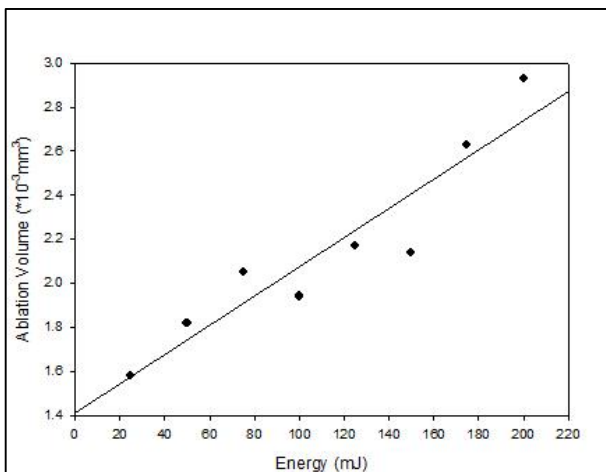
در این تحقیق، نمودارهای حجم کندگی برحسب انرژی لیزر و عمق کندگی برحسب توان لیزر برای مینا و عاج دندان رسم شدند که به ترتیب در نمودار ۱ (الف و ب) نشان داده شده‌اند. همانطور که انتظار می‌رود در نمودار ۱-الف با افزایش انرژی، روند کلی نمودار حجم، افزایشی بوده است ولی در کندگی ایجاد شده با انرژی ۱۷۵ میلی ژول نسبت به نقطه قبلی، حجم کاهش یافته است. علت این کاهش را می‌توان کربنیزاسیون ایجاد شده و در نتیجه تیرگی کندگی دانست که احتمالاً به دلیل واضح نبودن ابعاد کندگی، امکان اندازه‌گیری دقیق وجود نداشته است چراکه اندازه‌گیری در برنامه متلب به واسطه اختلاف رنگ در جاهای مختلف حفره انجام شده است. به طور منطقی با افزایش توان لیزر بایستی عمق کندگی افزایش پیدا کند این نتیجه در روند کلی نمودار ۱-ب به خوبی مشاهده شده است که البته این افزایش در کندگی‌های ایجاد شده به وسیله توان‌های ۳ و ۳/۵ وات به خوبی رعایت نشده است. کندگی ایجاد شده همان کندگی با انرژی ۱۷۵ میلی ژول است که همانطور که ذکر گردید احتمالاً دلیل دقیق نبودن اندازه‌گیری کربنیزاسیون ایجاد شده بوده است. همچنین در کندگی ایجاد شده با توان ۳.۵ وات عمق کندگی نسبت به حفره قبلی کاهش یافته است چرا که همانطور که در تصاویر شکل ۲ دیده می‌شود در ایجاد این کندگی انرژی لیزر تمرکز مناسبی روی یک نقطه نداشته است.



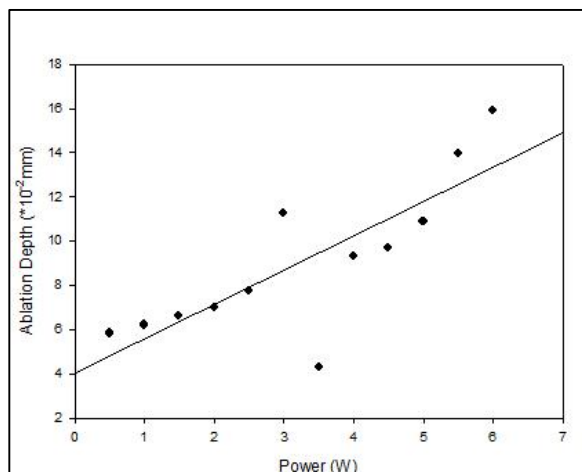
نمودار ۲- الف) تغییرات حجم کندگی عاج دندان برحسب انرژی لیزر ArF



نمودار ۱- الف) تغییرات حجم کندگی مینای دندان برحسب انرژی لیزر ArF



ب) تغییرات عمق کندگی عاج دندان برحسب توان لیزر



ب) تغییرات عمق کندگی مینای دندان برحسب توان لیزر

است که به منظور کاهش خطا و افزایش دقت در محاسبات فقط سطوح مؤثر کندگی در نظر گرفته شدند. تغییرات عمق کندگی نسبت به توان در نمودار ۲- ب نشان داده شده‌اند که مطابق انتظار روند کلی نمودار صعودی بوده است تنها نقطه برهم زننده روند مربوط به کندگی ایجاد شده با توان ۳ وات یا انرژی ۱۵۰ میلی ژول بوده است که همانطور که در بالا ذکر شد، در محاسبات سعی بر آن شد تا دقیق‌ترین اندازه‌گیری انجام پذیرد و اندازه‌گیری براساس اختلاف رنگ و شمارش تعداد پیکسل در برنامه متلب بوده است.

در بررسی تصاویر SEM برای مینا و عاج دندان به ترتیب در شکل‌های ۴ و ۷ مشاهده شد که لیزر Er,Cr:YSGG بر سطح مینا و

تغییرات حجم کندگی برحسب انرژی لیزر و عمق کندگی برحسب توان به ترتیب در نمودار ۲ (الف و ب) نشان داده شده‌اند. همانطور که انتظار می‌رود در نمودار ۲- الف با افزایش انرژی، روند تغییر حجم، افزایشی بوده است ولی برای نقاط مربوط به انرژی ۱۰۰ و ۱۵۰ میلی ژول این نظم رعایت نشده است. با توجه به جدول ۲ مشاهده می‌شود که عمق ایجاد شده از انرژی ۱۰۰ میلی ژول نسبت به نقطه قبل از خود مقدار بیشتری دارد ولی دلیل کاهش حجم نسبت به انرژی ۱۲۵ میلی ژول کوچکتر بودن سطح کندگی می‌باشد. همچنین در کندگی ایجاد شده توسط انرژی ۱۵۰ میلی ژول، عمق و سطح کندگی نسبت به نقطه قبلی کاهش داشته‌اند. توجیه دو اختلاف ذکر شده این

می‌شد احتمالاً روند کاملاً منظم می‌شد و همچنین تغییر اعداد با تغییر توان و انرژی رابطه‌ای مستقیم پیدا می‌کرد.

اگر عرض پالس لیزر کمتر از ۱ میکروثانیه باشد برهمکنش از نوع photoablative است یعنی فوتون‌ها آنقدر قدرت دارند که پیوند مولکولی را می‌شکنند درحالی که در برهمکنش photothermal فوتون‌ها تبدیل به گرما می‌شوند و گرما پیوند را می‌شکند و از این جهت آسیب حرارتی به بافت ایجاد می‌کنند. لیزرهایی که برهمکنش photoablative دارند، آسیب گرمایی ایجاد نمی‌کنند. در کار با لیزر Er,Cr:YSGG برهمکنش ایجاد شده از نوع photothermal بوده است.

عاج لبه‌های تیزی ایجاد نکرده است. همچنین حین پرتودهی ترک‌هایی بر سطح مینای دندان ایجاد شده است.

باتوجه به اینکه سطح پرتوی لیزر ثابت بوده است انتظار می‌رفت سطح کندگی‌ها ثابت بماند و همچنین با توجه به افزایش توان، بایستی در روند تغییرات عمق افزایش مشاهده می‌شد مخصوصاً که همزمان با تابش پرتو، اسپری آب انجام شد و نقش به‌سزایی در جذب آب توسط بافت دندانی داشته است. اما تصاویر SEM و عکس‌های گرفته شده در آزمایش و همچنین محاسبات چنین گفته‌ای را تایید ننموده‌اند. چنین مشکلی احتمالاً به دلیل تابش تعداد زیادی پالس در زمان ۵ ثانیه بوده است. به عبارت دیگر اگر برای هر یک از حفره‌ها فقط یک پالس تابش

منابع:

- 1- Fahey M, Onyejekwe O, Mason H, Mitra K. Precise dental ablation using ultra-short-pulsed 1552 nm laser Inter J Heat Mass Transfer. 2008;51(23):5732-9.
- 2- Husein A. Applications of Lasers in Dentistry: A Review. Arch Orofacial Sci. 2006;1:1-4.
- 3- Ivanenco M, Werner M, Afilal S, Klasing M, Hering P. Ablation of hard bone tissue with pulsed CO₂ laser. Med Laser Appl. 2005;20(1):13-23.
- 4- Rodrigues L, Dos Santos M, Pereira D, Assaf A, Pardi V. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. J Dent. 2004;32(7):531-40.
- 5- Silfvast WT. laser fundamentals. Second edition. Cambridge; 2002.
- 6- Sabaiean M, Shahzade MR. Simulation of temperature and thermally induced stress of human tooth under CO₂ pulsed laser beams using finite element method. Lasers Med Sci. 2015;30(2):645-51.
- 7- Parker S. Laser-tissue interaction. British Dent J. 2007;202(2):73-81.
- 8- Lomke MA. Clinical applications of dental lasers. Gen Dent. 2009;57(1):47-59.
- 9- Matsumoto K. Laser Treatment of Hard Tissue Lesions. J Oral Laser Appl. 2004;4:235-48.
- 10- Gupta S, Kumar S. Lasers in Dentistry – An Overview. Trend Biomater Artifac Oragan. 2011;25(3):119-23.
- 11- Steiner R. New laser technology and future applications. Med Laser Appl. 2006;21:131-40.
- 12- Featherstone JDB, Fried D. Fundamental Interactions of Lasers with Dental Hard Tissues. Med Laser Appl. 2001;16(3):181-94.
- 13- DenBestn PK, White JM, Pelino JEP, Furnish G, Silveria A, Parkins FM. The Safety and effectiveness of an Er:YAG laser for caries removal and cavity preparation in children. Med Laser Appl. 2001;16(3):215-22.