

بررسی بر همکنش لیزر اگزایمر آرگون فلوراید (ArF) 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 ArF laser with dental hard tissue (AEM Study)

Abbas Majdabadi¹⁺, Mona Ahadi², Reza FekrAzad³

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 and bloodshed. The aim of this study was to observe the effect of ArF laser on the dental hard tissues.

Materials and Methods: For this research human molar teeth with no caries or dental restoration and enamel cracks were used. Irradiation laser energies were taken 95, 70 and 50 mJ for enamel and 80, 70 and 50 mJ for dentine. Then, for each of energy values pulse numbers (repetition rate) were adjusted at 200, 400, 600, 800, 1000 and 1500. Ablation was carried out without water spray on both enamel and dentine. Finally, the dimensions of ablated areas were measured by using a camera connected to the computer and results were applied in graphs.

Results: For each energy value, the ablation dimension increased by increasing pulse numbers. Ablation depth in dentine was more than that of for enamel. Trends of graphs for dentine and enamel were the same. SEM images of ablations by 95 mJ energy on enamel and 80 mJ energy on dentine showed sharp edges.

Conclusion: Ablation depths increased by increasing pulse numbers, for each energy level. However, this increase was not that as expected, because the lack of water spray while irradiating.

Key Words: ArF laser, Hard tissue, Ablation

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2016;29(1):25-33

+ مؤلف مسؤول: نشانی: تهران- خیابان کارگر شمالی- پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای- پژوهشکده لیزر و اپتیک
 تلفن: ۸۲۰۶۴۱۴۱ نشانی الکترونیک: majd20@gmail.com

چکیده

زمینه و هدف: امروزه لیزرها به علت کاهش درد و خونریزی به عنوان جایگزینی برای برش دندان استفاده می‌شوند. هدف از این مطالعه بررسی بر همکنش لیزر اگزایمر ArF با بافت سخت مینا و عاج دندان بود.

روش بررسی: در این تحقیق تعدادی دندان آسیا عاری از هر نوع پوسیدگی یا ترمیم دندانی و ترک مینایی استفاده شد. از آن جا 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 انرژی‌های لیزر برای مینا ۵۰، ۷۰ و ۹۵ میلی‌ژول و برای عاج دندان ۵۰، ۷۰ و ۸۰ میلی‌ژول بودند. سپس به ازای هر مقدار انرژی تعداد پالس‌ها ۲۰۰، ۴۰۰، ۶۰۰، ۸۰۰، ۱۰۰۰ و ۱۵۰۰ تنظیم شدند. بر روی مینا و عاج دندان کندگی بدون حضور اسپری آب آن جام شد. نهایتاً با استفاده از دوربین متصل به کامپیوتر ابعاد کندگی‌ها اندازه‌گیری شد و نتایج در قالب نمودار ارائه شد.

یافته‌ها: به ازای هر مقدار انرژی با افزایش تعداد پالس، ابعاد کندگی افزایش یافت. عمق کندگی در عاج بیشتر از مینا بوده است چراکه بافت عاج نرم‌تر است. روند کلی نمودارها برای مینا و عاج مشابه بوده‌اند. تصاویر SEM مربوط به انرژی ۹۵ میلی‌ژول برای مینای دندان و انرژی ۸۰ میلی‌ژول برای عاج دندان نشان داد لبه‌های کندگی تیز بودند.

نتیجه‌گیری: با افزایش انرژی عمق کندگی افزایش می‌یابد اما در هر انرژی با افزایش تعداد پالس‌ها عمق کندگی به میزان انتظار، افزایش نمی‌یابد. علت این پدیده را می‌توان نبودن اسپری آب در هنگام پرتودهی ذکر کرد.

کلید واژه‌ها: لیزر ArF، بافت سخت، کندگی

وصول: ۹۴/۰۷/۰۹ اصلاح نهایی: ۹۵/۰۱/۲۰ تأیید چاپ: ۹۵/۰۱/۲۲

مقدمه

سفید کردن دندان، زیبایی شناسی، پالپوتومی، پیشگیری و برداشت پوسیدگی و مته زنی به کار گرفته می‌شوند (۵).

انرژی لیزر به یکی از چهار روش جذب، عبور، پراکندگی و بازتاب با بافت بر همکنش می‌کند (۶). اکثر لیزرهای دندانپزشکی به واسطه فرآیند جذب، بر بافت بیمار موردنظر تأثیر می‌گذارند (۷). میزان انرژی جذب شده بستگی به ویژگی‌های بافت مثل رنگ و مقدار آب و ویژگی‌های لیزر مثل طول موج و مد گسیل دارد (۸). 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 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 مصنوعی‌سازی و تبخیر و کربنیزاسیون و حتی ذوب شدن و به دنبال آن تبلور مجدد برای بافت سخت، باشد (۹). این تغییرات حرارت می‌تواند به پالپ دندان آسیب زده و باعث حتی 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 (۱۰).

Rode و همکاران (۱۱) کاربرد لیزر پالسی بسیار کوتاه را برای کندگی دقیق مینای دندان انسان با لیزر گزارش نمودند. طول موج لیزر

برداشت پوسیدگی و آماده‌سازی حفره با استفاده از مته‌های دندانپزشکی و با حرکت مکانیکی آن جام می‌گیرد. این مته‌ها دقت محدودی دارند و منجر به برداشتن بخش زیادی از مینا و عاج سالم در حین برداشت پوسیدگی می‌گردند (۱). روش‌های رایج برای آماده‌سازی حفره با ابزارهای چرخشی با سرعت‌های بالا و پایین، صدای زیاد و لرزش‌های ناخوشایند، استرس بیمار را به همراه دارند. اگرچه درد را می‌توان با استفاده از بی‌حسی موضعی کاهش داد ولی ترس از سرنگ تزریق و صداهای آزار دهنده و لرزش آماده‌سازی مکانیکی پابرجا بوده و باعث ناراحتی می‌گردد. همچنین بعد از برطرف شدن بی‌حسی احتمال درد برای بیمار به جهت تروماهای مکانیکی وجود دارد. این شرایط نامساعد منجر به جستجوی تکنیک‌های جدید به عنوان جایگزین‌های بالقوه برای برداشت بافت‌های سخت دندانی شده است (۲). با توسعه لیزر یاقوت در سال ۱۹۶۰، تحقیقات اولیه در مورد کاربرد لیزر در دندانپزشکی توسط Stern و Sognaes شروع شد (۳،۴). بنابراین در ابتدا این تکنولوژی لیزری برای برداشت عاج و مینای پوسیده به کار رفت. سپس انواع دیگر لیزرها معرفی شدند و کاربردهای بالقوه در دندانپزشکی افزایش یافتند (۳). امروزه لیزرها به طور گسترده‌ای در درمان‌های دندانپزشکی مثل حساسیت شدید دندانی،

طور مؤثر برای برداشت بافت سخت دندان مورد استفاده قرار گرفته‌اند. این لیزرها علاوه بر دقت بالای کندگی، کمترین میزان آسیب را به نواحی اطراف کندگی وارد می‌کنند. با این حال لیزر آرگون فلوراید به علت بر همکنش Photoablation که با بافت دارد، کمترین میزان آسیب را به بافت وارد می‌کند. تاکنون بررسی‌های آن جام شده در خصوص برداشت بافت سخت دندان توسط این لیزر، محدود به نتایج مورفولوژیکی بوده است. به منظور بررسی دقیق‌تر در این پژوهش حجم کندگی‌های ایجاد شده را اندازه‌گیری کردیم. همچنین طول پالس لیزر آرگون فلوراید ۲۰ نانوثانیه است و چون از آستانه درد انسان کوتاه‌تر است، کاربرد آن می‌تواند تحولی برای برداشت بافت سخت بدون ایجاد درد باشد. هدف از این مطالعه بررسی بر همکنش لیزر اگزایمر ArF با بافت سخت مینا و عاج دندان بود.

روش بررسی

برای پژوهش حاضر تعدادی دندان آسیا عاری از هر نوع پوسیدگی، ترمیم‌دندانی و ترک مینایی جمع‌آوری شد. سپس به منظور حذف مینای دندان و پرتوهای بخش عاجی، تعدادی از نمونه‌ها برش داده شدند و به جهت تسلط بیشتر، نمونه‌ها در مواد آکرلیکی ثابت شدند. به منظور جلوگیری از خشک شدن، نمونه‌ها تا آخرین مراحل آزمایش در آب نگهداری شدند. لیزر به کار رفته در این پژوهش، لیزر آرگون فلوراید LPX220i با طول موج ۱۹۳ نانومتر و پهنای پالس ۲۰ نانوثانیه می‌باشد. ابعاد پرتوی لیزر حدود 1×3 سانتی‌متر که برای تابش به سطح دندان به روش‌های اپتیکی زیر متمرکز شد.

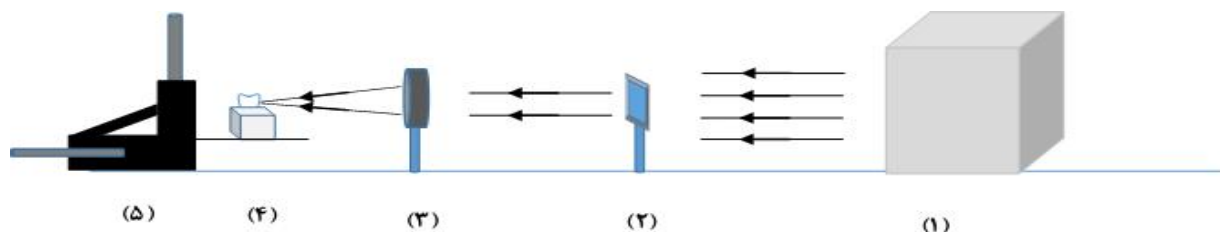
برای کوچک کردن ابعاد پرتو از عدسی هم‌گرا استفاده شد. از آن جا که دو عدسی هم‌گرا با فاصله‌های کانونی ۲۰ و ۳۰ سانتی‌متر در دسترس بودند و فاصله کانونی هریک به تنهایی برای این پژوهش مطلوب نبود، از آن‌ها به عنوان عدسی مرکب استفاده شد. عدسی مرکب با فاصله کانونی حدود ۱۲ سانتی‌متر به دست آمد. از آن جا که مکان مناسب عدسی مشخص نبود، عدسی مرکب در چند جای مختلف از چیدمان آزمایش قرار داده شد و برای هر کدام از جایگاه‌ها چند پالس پرتوهای شد و فاصله پایه عدسی از لیزر برای هر کدام از مکان‌های عدسی یادداشت شد. سپس با مشاهده حفره‌های ایجاد شده زیر میکروسکوپ و مقایسه ظاهر آن‌ها بهترین جایگاه عدسی که در واقع

تقریباً ۸۰۰ نانومتر و پهنای پالس ۹۵ و ۱۵۰ فمتوثانیه بود. هم‌چنین فرکانس تکرار پالس لیزر ۱ کیلوهرتز بود. قطر پرتوی لیزر تقریباً ۵۰ میکرومتر بود. افزایش دمای درون پالپ توسط ترموکوپل نشان داده شد و در حین پرتودهی زیر ۵ درجه سانتی‌گراد باقی ماند. حفره ایجاد شده توسط میکروسکوپ‌های الکترونی و اپتیکی مشاهده شد و هیچ اثر گرمایی و شکستگی مشاهده نشد. این تحقیق نشان داد که لیزر فوق‌العاده کوتاه پالس برای کندگی دقیق مینای دندان مفید است.

Eugenio و همکاران (۱۲) نتایج بررسی مورفولوژیکی، ساختاری و تغییرات ترکیبی ایجاد شده توسط لیزر KrF را بر روی عاج دندان گزارش نمودند. بسته به ساختار نمونه‌ها و پارامترها می‌توان به بافت‌های سطحی متفاوتی دست یافت. مستقل از شار تابشی استفاده شده، میزان مواد آلی به طور چشم‌گیری در لایه سطحی کاهش می‌یابد اما تغییر قابل ملاحظه‌ای در مواد معدنی مشاهده نشده است.

تمام لیزرهای اگزایمر مخصوصاً لیزر آرگون فلوراید به واسطه بر همکنش غیرگرمایی Photoablation شناسایی می‌شوند و از این جهت هیچ آسیب گرمایی به بافت سخت نمی‌رسانند چون در این طول موج، پیوندهای شیمیایی تابش را جذب می‌کنند و برانگیخته می‌شوند (۸،۱۳). انتخاب یک لیزر مناسب در حوضه دندانپزشکی به پارامترهای متعددی بستگی دارد که از آن جمله می‌توان به ضریب جذب مناسب لیزر با بافت، انرژی هر پالس لیزر، اندازه لکه و نیز قیمت تمام شده سیستم لیزری بستگی دارد. در شرایط حاضر به خاطر قیمت قابل ملاحظه، این گونه لیزرها از بازار کلینیکی مناسبی برخوردار نمی‌باشند و صرفاً در حوضه تحقیقات به کار گرفته می‌شوند. اگر مزایای کلینیکی چنین لیزرهایی که قابلیت کندگی سرد را دارا می‌باشد، برای دندانپزشکان شناخته شود تولید انبوه چنین لیزرهایی سبب کاهش قیمت آن‌ها خواهد شد. Wilder-Smith و همکاران (۱۴) اثرات کندگی ناشی از لیزر اگزایمر ArF را بر روی مینا و عاج دندان بررسی نمودند و نتایج را به صورت تصاویر SEM گزارش نمودند. آنان به این نتیجه رسیدند که کندگی را می‌توان با انتخاب ترکیب پارامترها به طور مؤثر کنترل نمود و به سطحی صاف و خشن که با مقادیر مختلف کندگی افزایش می‌یابد، دست پیدا کرد.

در سال‌های اخیر لیزر Er,Cr:YSGG و لیزر Er:YAG که به ترتیب پرتوهای با طول موج ۲۹۴۰ و ۲۷۸۰ نانومتر گسیل می‌کنند، به



شکل ۱- طرح شماتیک چیدمان آزمایش به ترتیب از راست به چپ: (۱) دستگاه لیزر، (۲) روزنه عبور پرتو، (۳) عدسی مرکب (۴) نمونه دندانی مانت شده در آکريل، (۵) پایه سه بعدی

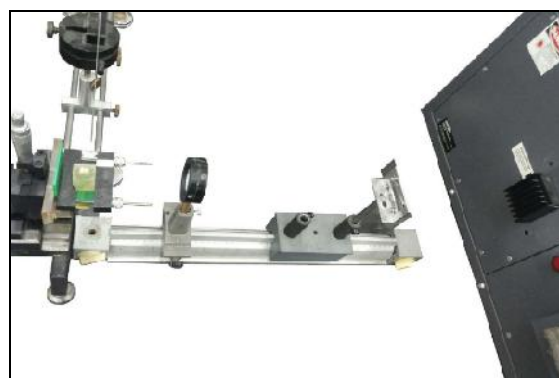
گرفته شدند. پس از پرتو دهی برای اندازه گیری ابعاد کندگی های ایجاد شده ابتدا به وسیله چیدمانی مطابق شکل ۳ از نمونه ها عکس گرفته شد. در این مرحله از دوربین Samsung با مدل SDC-313B و میکروسکوپ با بزرگنمایی $10\times$ استفاده گردید. تصویر ایجاد شده در مانیتور مشاهده و ثبت گردید. دوربین و استفاده از نسبت پیکسل به میلی متر برای این دوربین ضریب تبدیل n پیکسل به $67/92$ میلی متر به صورت زیر به دست آمد. قدرت بزرگنمایی دوربین و میکروسکوپ به ترتیب ۲ و ۱۰ بوده اند بنابراین بزرگنمایی ترکیبی $1/66$ به دست آمد. با مراجعه به مشخصات دوربین و استفاده از نسبت پیکسل به میلی متر برای این دوربین ضریب تبدیل n پیکسل به میلی متر به صورت زیر به دست آمد.

$$n \text{ pixel} \times 0.264$$

$$67/92$$

تصاویر کندگی نشان دادند که سطح کندگی به صورت بیضی بود و چون پروفایل لیزر گاوسی بوده، شکل حفره های ایجاد شده مخروط بیضوی فرض شد و برای محاسبه ی حجم هر یک از کندگی ها، حجم یک مخروط بیضوی به دست آمد.

بهترین فاصله عدسی از نمونه و لیزر بود به دست آمد. در شکل ۱ طرح شماتیک چیدمان آزمایش نشان داده شده است. در شکل ۲ چیدمان این پرتو دهی نشان داده شده است.

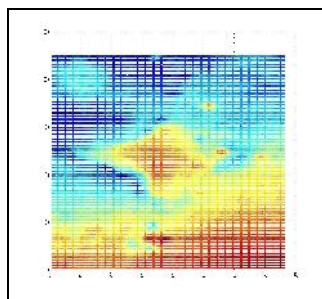


شکل ۲- چیدمان آزمایش حین پرتو دهی

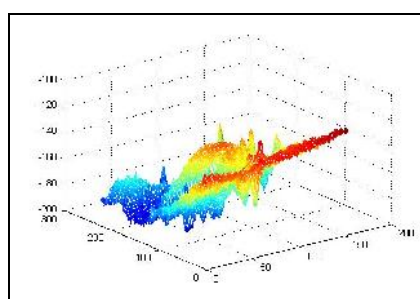
در مرحله پرتو دهی فرکانس مقدار ثابت ۲ هرتز در نظر گرفته شد. تعداد پالس ها ۲۰۰، ۴۰۰، ۶۰۰، ۸۰۰ و ۱۰۰۰ تعیین شد و در نهایت به منظور مشاهده جهش و تغییر ناگهانی در نقاط نمودارها تعداد ۱۵۰۰ پالس انتخاب گردید. همچنین انرژی لیزر برای مینای دندان ۵۰، ۷۰ و ۹۵ میلی ژول و برای عاج دندان مقادیر ۵۰، ۷۰ و ۸۰ میلی ژول در نظر



شکل ۳- ج



شکل ۳- ب



شکل ۳- الف

شکل ۳- تصاویر مربوط به کندگی ایجاد شده بر مینای دندان با انرژی ۹۵ میلی ژول و تعداد ۸۰۰ پالس (الف) تصویر سه بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب (ب) تصویر دو بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب (ج) عکس گرفته شده از حفره در آزمایشگاه

یافته‌ها

در جدول ۱ حجم کندگی‌های ایجاد شده روی مینای دندان به ازای انرژی‌های ۵۰، ۷۰ و ۹۵ میلی‌ژول در گام پالس‌های مختلف ارائه شده است. در شکل ۳ عکس گرفته شده از کندگی‌های ایجاد شده بر مینای دندان با اعمال انرژی ۹۵ میلی‌ژول و تعداد ۸۰۰ پالس و همچنین تصاویر دو و سه بعدی مربوط به آن که از پردازش برنامه متلب به دست آمده‌اند نشان داده شده‌اند. در شکل ۴ عکس گرفته شده از کندگی‌های ایجاد شده بر مینای دندان با اعمال انرژی ۹۵ میلی‌ژول و تعداد ۱۰۰۰ پالس و همچنین تصاویر دو و سه بعدی مربوط به آن که از پردازش برنامه متلب به دست آمده‌اند نشان داده شده‌اند. در شکل ۵ تصاویر SEM مربوط به دو حفره فوق نشان داده شده‌اند.

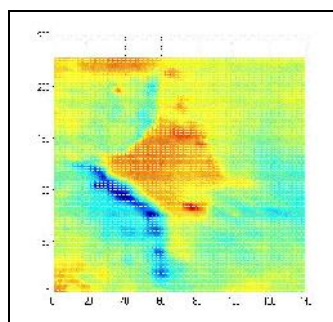
در جدول ۲ حجم کندگی‌های ایجاد شده روی عاج دندان به ازای انرژی‌های ۵۰، ۷۰ و ۸۰ میلی‌ژول در گام پالس‌های مختلف ارائه شده است. در شکل ۶ عکس گرفته شده از کندگی‌های ایجاد شده بر عاج دندان با اعمال انرژی ۸۰ میلی‌ژول و تعداد ۸۰۰ پالس و همچنین تصاویر دو و سه بعدی مربوط به آن که از پردازش برنامه متلب به دست آمده‌اند نشان داده شده‌اند. در شکل ۷ عکس گرفته شده از کندگی‌های ایجاد شده بر عاج دندان با اعمال انرژی ۸۰ میلی‌ژول و تعداد ۱۵۰۰ پالس و همچنین تصاویر دو و سه بعدی مربوط به آن که از پردازش برنامه متلب بدست آمده‌اند نشان داده شده‌اند. در شکل ۸ تصاویر SEM مربوط به دو حفره فوق نشان داده شده‌اند.

جدول ۱- مقادیر به دست آمده از تابش لیزر ArF به مینای دندان در گام پالس‌های متغیر و به ازای انرژی‌های ۹۵، ۷۰ و ۵۰ میلی‌ژول

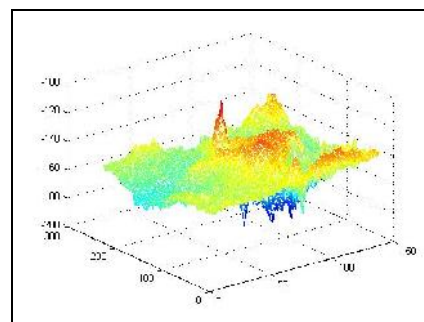
تعداد پالس	حجم کندگی ایجاد شده به ازای انرژی ۹۵ میلی‌ژول (برحسب mm^2)	حجم کندگی ایجاد شده به ازای انرژی ۷۰ میلی‌ژول (برحسب mm^2)	حجم کندگی ایجاد شده به ازای انرژی ۵۰ میلی‌ژول (برحسب mm^2)
۲۰۰	۱.۴۰	۱.۵۴	۰.۶۲
۴۰۰	۳.۰۰	۲.۳۸	۱.۰۲
۶۰۰	۳.۳۹	۲.۹۱	۱.۱۵
۸۰۰	۴.۵۷	۳.۳۶	۱.۳۷
۱۰۰۰	۵.۶۱	۳.۹۵	۱.۵۵
۱۵۰۰	۶.۶۳	۴.۷۵	۲.۰۶



شکل ۴- ج



شکل ۴- ب

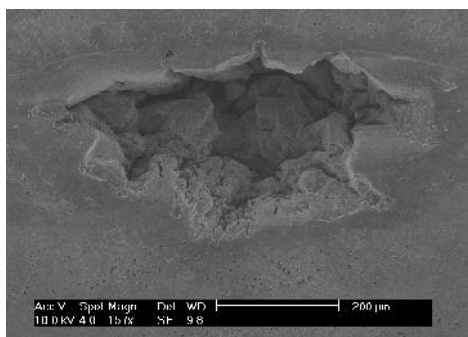


شکل ۴- الف

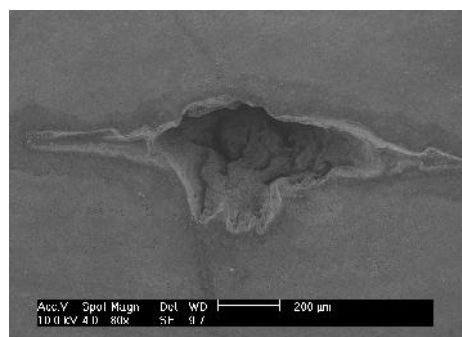
شکل ۴- تصاویر مربوط به کندگی ایجاد شده بر مینای دندان با انرژی ۹۵ میلی‌ژول و تعداد ۱۰۰۰ پالس (الف) تصویر سه بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب، (ب) تصویر دو بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب (ج) عکس گرفته از حفره در آزمایشگاه

جدول ۲- مقادیر به دست آمده از تابش لیزر ArF به عاج دندان در گام پالس‌های متغیر و به ازای انرژی‌های ۸۰، ۷۰ و ۵۰ میلی‌ژول

تعداد پالس	حجم کندگی ایجاد شده به ازای انرژی ۸۰ میلی‌ژول (برحسب mm ²)	حجم کندگی ایجاد شده به ازای انرژی ۷۰ میلی‌ژول (برحسب mm ²)	حجم کندگی ایجاد شده به ازای انرژی ۵۰ میلی‌ژول (برحسب mm ²)
۲۰۰	۲/۱۲	۰/۵۴	۰/۴۰
۴۰۰	۲/۸۸	۰/۹۱	۱/۰۳
۶۰۰	۳/۱۶	۳/۲۲	۱/۳۰
۸۰۰	۳/۱۳	۳/۸۳	۱/۳۹
۱۰۰۰	۳/۶۰	۳/۷۲	۱/۶۵
۱۵۰۰	۳/۷۰	۴/۵۵	۲/۱۲



شکل ۵- ب

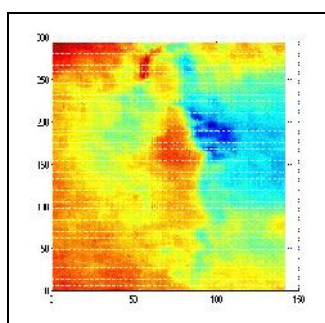


شکل ۵- الف

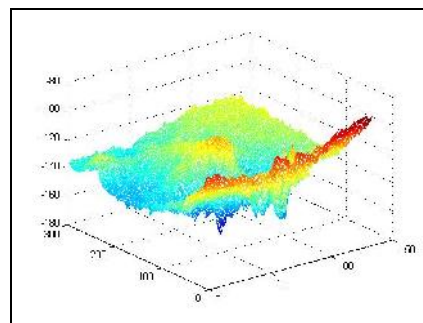
شکل ۵-الف) تصویر SEM مربوط به کندگی ایجاد شده روی مینا از تابش ۸۰۰ پالس لیزر ArF با انرژی ۹۵ میلی‌ژول با بزرگ‌نمایی ۸۰ برابر
شکل ۵-ب) تصویر SEM مربوط به کندگی ایجاد شده روی مینا از تابش ۱۰۰۰ پالس لیزر ArF با انرژی ۹۵ میلی‌ژول با بزرگ‌نمایی ۱۵۷ برابر



شکل ۶- ج



شکل ۶- ب

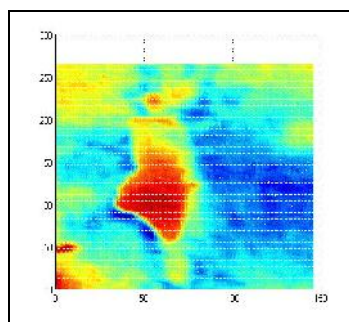


شکل ۶- الف

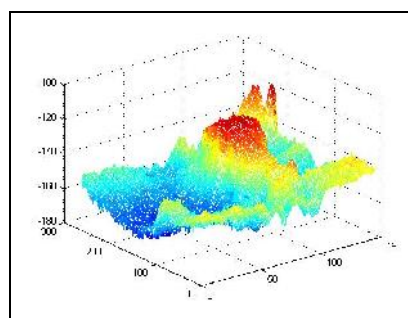
شکل ۶- تصاویر مربوط به کندگی ایجاد شده بر عاج دندان با انرژی ۸۰ میلی‌ژول و تعداد ۸۰۰ پالس
الف) تصویر سه بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب، ب) تصویر دو بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب،
ج) عکس گرفته شده از حفره در آزمایشگاه



شکل ۷-ج

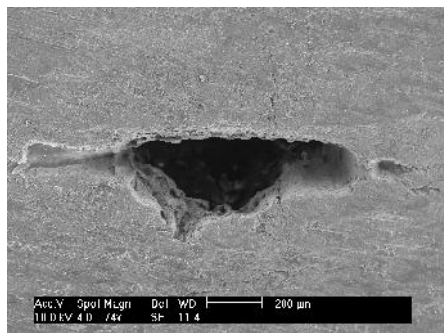


شکل ۷-ب

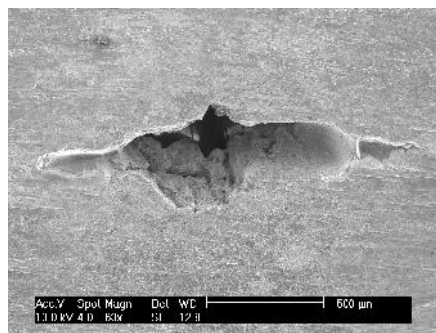


شکل ۷-الف

شکل ۷- تصاویر مربوط به کندگی ایجاد شده بر عاج دندان با انرژی ۸۰ میلی ژول و تعداد ۱۵۰۰ پالس (الف) تصویر سه بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب، (ب) تصویر دو بعدی به دست آمده از پردازش برنامه متلب، (ج) عکس گرفته از حفره در آزمایشگاه



شکل ۸-ب



شکل ۸-الف

شکل ۸-الف) تصویر SEM مربوط به کندگی ایجاد شده روی عاج دندان با تابش ۸۰۰ پالس لیزر ArF با انرژی ۸۰ میلی ژول با بزرگنمایی ۷۴ برابر
شکل ۸-ب) تصویر SEM مربوط به کندگی ایجاد شده روی عاج دندان از تابش ۱۵۰۰ پالس لیزر ArF با انرژی ۹۵ میلی ژول با بزرگنمایی ۶۳ برابر

بحث و نتیجه گیری

این لیزر، چون آب خارجی وجود نداشته است بنابراین در پالس‌های اول مقداری کندگی ایجاد شده ولی براده‌های حاصل از بین نرفته‌اند و روی سطح دندان باقی مانده‌اند از این جهت رفته رفته، افزایش تعداد پالس تأثیر زیادی نداشته است. با اسپری آب براده‌ها برداشته می‌شوند و بافت جدید در معرض تابش لیزر قرار می‌گیرد. همچنین احتمال دارد وجود آب منجر به بر همکنش بهتر لیزر با دندان گردد و این که وجود آب باعث خنک شدن سطح دندان شود.

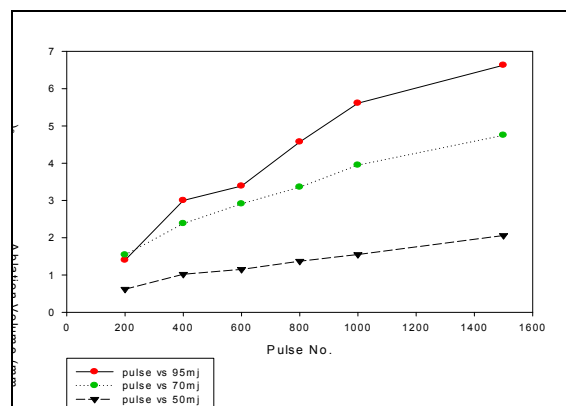
باتوجه به نمودار ۱ به نظر می‌رسد که در انرژی‌های بالاتر با افزایش تعداد پالس در میزان حجم کنده شده جهش چشم‌گیرتری ملاحظه شده است. مثلاً برای برداشتن حجمی حدود ۱/۴ میلی‌متر

در این تحقیق، نمودارهای حجم کندگی بر حسب تعداد پالس، برای مینا و عاج دندان رسم شدند که به ترتیب در نمودارهای ۱ و ۲ نشان داده شده‌اند. همان‌طور که مشاهده می‌شود معمولاً با افزایش تعداد پالس، حجم کندگی‌ها افزایش یافته است. از نظر تئوری به نظر می‌رسد به ازای هر مقدار انرژی به هر میزان افزایش تعداد پالس، حجم کندگی زیاد شود ولی روند نمودارها این گفته را به طور کامل تصدیق نمی‌کند. در آخرین نقاط نمودار یعنی تعداد ۱۵۰۰ پالس، با این که تعداد پالس نسبت به نقطه قبلی ۵۰٪ زیاد شده است حجم کندگی چنین افزایشی نداشته است. می‌توان چنین توجیه نمود که در هنگام کار با

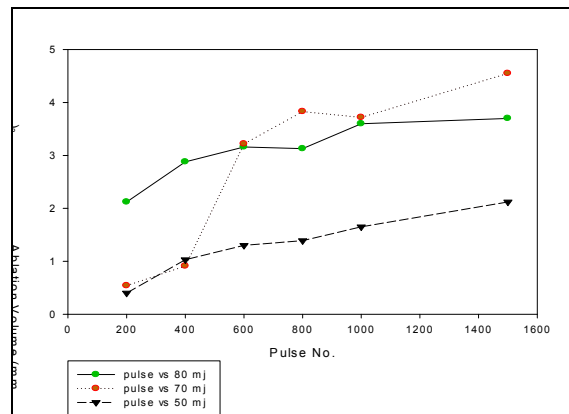
مکعب از عاج دندان برداشته شود بهتر است انرژی لیزر را ۸۰ میلی ژول تنظیم کرد و ۲۰۰ پالس را پرتودهی نمود تا این که با انرژی ۵۰ میلی ژول ۱۵۰۰ پالس پرتودهی گردد. متأسفانه به علت این که افزایش انرژی و در نتیجه افزایش چگالی، باعث ایجاد آسیب به عدسی‌های مورد استفاده می‌شد، امکان تکرار آزمایش با انرژی‌های بالاتر وجود نداشت. مشکل عمده این نوع لیزر برای کاربردهای پزشکی کشیدگی لکه آن به دلیل شکل پروفایل آن است. در محاسبات قسمت‌های مؤثر پرتو در نظر گرفته شد و سطح کندگی، یک بیضی فرض شد. اگر قرار باشد برای کاربرد در دندانپزشکی و به منظور مقارن‌سازی پرتو، بخش‌های اضافی پرتو از طریق کوچک کردن روزنه حذف شود، واقع قسمت‌های ضعیف پرتو حذف می‌گردد چراکه شدت گاوسی است. همچنین اگر از عدسی‌هایی با هم‌گرایی زیاد استفاده شود ممکن است برشی شدیدتر و عوارض جانبی بیشتری ایجاد نماید. نظر به این که آستانه کندگی بافت دندان با انرژی ۷۰ mJ و تعداد پالس ۴۰۰ آغاز می‌شود، حجم کندگی با افزایش تعداد پالس‌ها به میزان چشم‌گیری افزایش می‌یابد. با افزایش تعداد پالس متأسفانه اندازه لکه لیزر نیز افزایش یافته لذا آهنگ کندگی کاهش محسوسی را نشان می‌دهد.

با مشاهده تصاویر SEM در شکل‌های ۵ و ۸ می‌توان اظهار داشت که پرتوی لیزر در ایجاد کندگی روی مینا و عاج دندان لبه‌های تیزی ایجاد نموده است. از این جهت برای برداشت بافت با دقت بالایی دارد. همچنین بر روی سطح مینا و عاج دندان ترک ایجاد نشده است پس این لیزر به بافت سخت آسیبی وارد نمی‌کند. هرچه طول پالس و انرژی بالاتر باشند به سمت بر همکنش‌های Photoablative می‌رویم. در کار با لیزر آرگون فلوراید آسیب دمایی معنا ندارد چون عرض پالس کوتاه و انرژی بالاست و گرما ایجاد نمی‌شود چراکه قبل از این که به آستانه برسد تابش قطع می‌شود. اگر عرض پالس کمتر از ۱ میکروتانیه باشد بر همکنش از نوع Photoablative است یعنی فوتون‌ها آن قدر قدرت دارند که پیوند مولکولی را می‌شکنند درحالی که در بر همکنش Photothermal فوتون‌ها تبدیل به گرما می‌شوند و گرما پیوند را می‌شکنند. لیزرهایی که بر همکنش Photoablative دارند، آسیب گرمایی ایجاد نمی‌کنند. لیزر آرگون فلوراید عرض پالس بسیار کوتاهی دارد و تکنولوژی با هزینه بالا نیاز است تا بتوان عرض پالس این لیزر را به میکروتانیه رساند. این ویژگی لیزر آرگون فلوراید باعث می‌شود تا

مکعب از مینای دندان به جای این که با انرژی ۵۰ میلی ژول، ۸۰۰ پالس تابیده شود، بهتر است ۲۰۰ پالس با انرژی ۹۵ میلی ژول پرتودهی گردد و بدین ترتیب با اگر انرژی تقریباً تا دو برابر افزایش یابد زمان برداشت بافت تا ۴ برابر کاهش می‌یابد. البته احتمال دارد در مواردی نیاز باشد میزان بسیار دقیقی از بافت برداشته شود که در این صورت به نظر می‌رسد کار با انرژی‌های پایین‌تر مفیدتر باشد.



نمودار ۱- تغییرات حجم کندگی مینای دندان برحسب تعداد پالس به ازای انرژی‌های مختلف



نمودار ۲- تغییرات حجم کندگی عاج دندان برحسب تعداد پالس به ازای انرژی‌های مختلف

باتوجه به نمودار ۲ مشاهده می‌گردد که به ازای هر مقدار انرژی، با افزایش تعداد پالس افزایش چشم‌گیری در شیب نمودارها دیده نمی‌شود به این معنا که برای برداشتن حجم مشخصی از بافت عاج افزایش پالس تأثیر به سزایی ندارد و به جای آن توصیه می‌شود که برای برداشت میزان بیشتری از بافت عاج انرژی لیزر را میزان بالاتری تنظیم نمود. به طور مثال اگر قرار است حجمی معادل ۲ میلی‌متر

که اصلاحات زیر آن جام شوند می‌توان از لیزر آرگون فلوراید برای برداشت بافت سخت استفاده کرد:

- استفاده از روزنه مناسب برای عبور پرتو به منظور طراحی بهتر سیستم لیزر ArF به منظور جبران اثرات گاوسی پرتوی آن.

- تعبیه پمپ آب در سیستم لیزر برای ایجاد هم‌زمان اسپری آب هنگام پرتو دهی با لیزر ArF به منظور شستشوی براده‌های قبلی و جذب بیشتر پرتو.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از آقای محمد اباذری که در ویرایش این مقاله همکاری‌های ارزشمندی داشتند، قدردانی می‌شود.

پایانه‌های عصبی تحریک نشوند یعنی قبل از این که بیمار شروع درد را احساس کند لیزر شروع به کندن می‌کند و تحولی برای تجربه تراشیدن دندان بیمار بدون احساس درد باشد.

در این مقاله تلاش شده است یکی دیگر از مکانیسم‌های کندگی (کندگی سرد) ناشی از بر همکنش لیزرهای ماوراءبنفش با بافت دندان مورد بررسی قرار گیرد. از آن جایی که لیزرهای ماورابنفش قیمت‌های بسیار گرانی دارند مورد توجه چندان در حوضه دندانپزشکی قرار نگرفته و صرفاً در امر تحقیقات به کار گرفته می‌شوند.

باتوجه به انرژی بالای لیزر آرگون فلوراید، طول پالس کوتاه، ایجاد بر همکنش غیر گرمایی با بافت سخت دندان و دقت زیاد آن در برداشتن حجم به واسطه ایجاد لبه‌های تیز پیش‌بینی می‌شود در صورتی

منابع:

- 1- Fahey m, Onyejekwe O, Mason HL, 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- Rodrigues LK, Nobre dos Santos M, Pereira D, Assaf AV, Pardi V. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *J Dent*. 2004;32(7):531-40.
- 4- Silfvast WT. *laser fundamentals*. Second edition. Cambridge; 2002.
- 5- Sabaean 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.
- 6- Parker S. Laser-tissue interaction. *British Dent J*. 2007;202(2):73-81.
- 7- Lomke MA. Clinical applications of dental lasers. *Gen Dent*. 2009;57(1):49-59.
- 8- Matsumoto K. Laser Treatment of Hard Tissue Lesions. *J Oral Laser Appl*. 2004;4:235-48.
- 9- Gupta S, Kumar S. Lasers in Dentistry—An Overview. *Trends Biomater Artif Oragans*. 2011;25(3):119-23.
- 10- Steiner R. New laser technology and future applications. *Medi Laser Appl*. 2006;21(2):131-40.
- 11- Rode AV, Gamaly EG, Luther-Davies B, Taylor BT, Graessel M, Dawes JM, et al. Precision Ablation of Dental Enamel using a Subpicosecond Pulsed Laser. *Aust Dent J*. 2003;48(4):233-9.
- 12- Eugenio S, Vilar R, Oliveri V, Sivakumar M. KrF laser treatment of human dentine. XVII International Symposium on Gas Flow, Chemical Lasers, and High-Power Lasers. 2009.
- 13- Feuerstein O, Palanker D, Fuxbrunner A, Lewis A, Deutsch D. Effect of the ArF Excimer Laser on Human Enamel. *Lasers Surg Med*. 1992;12(5):471-7.
- 14- Wilder-Smith P, Lin S, Nguyen A, Liaw L, Arrastia AMA, Lee JP, et al. Morphological effects of ArF excimer laser on Enamel and dentin. *Lasers Surg Med*. 1997;20(2):142-8.