

مدل‌سازی برهمکنش لیزر CO₂ پالسی با بافت‌های سخت دندان برای تخمین دز آستانه‌کنندگی لیزری

چکیده

اهداف: برداشتن قسمتی از دندان و آماده‌سازی حفره برای ترمیم با استفاده از ابزارهای مکانیکی، اغلب برای بیمار با درد همراه است. یک رویکرد جدید درحال توسعه از قابلیت ماشینکاری دقیق لیزری بهره می‌برد. مطالعه‌های آزمایشگاهی و بالینی نشان داده است که لیزرهای CO₂ در طول‌موج‌های ۹/۳ μm و ۹/۶ μm با ضریب جذب بالا در بافت‌های سخت دندان و پهنای پالس در محدوده ۱۰ تا ۲۰ μs برای کندگی کارآمد مینا و عاج با حداقل آسیب حرارتی محیطی مناسب هستند. هدف از این مطالعه، تخمین آستانه‌کنندگی بافت‌های سخت مینا و عاج دندان با استفاده از پالس‌های میکرومتری لیزر CO₂ گسیل‌شده در طول‌موج ۹/۳ μm به کمک مدل‌سازی برهمکنش لیزر - بافت است.

روش بررسی: در این مقاله با یک رویکرد تئوری، براساس معادلات برهمکنش نور - بافت در محدوده نورکنندگی، عمق و پهنای کندگی دندان تخمین زده شده می‌شود. در اینجا، تغییرات میزان کندگی با تغییر چگالی انرژی لیزر CO₂ رایج در دندانپزشکی مورد نظر است. برای اعتبارسنجی مدل، از مقایسه نتایج مدل‌سازی با داده‌های تجربی مقالات با استفاده از لیزر CO₂ پالسی در طول‌موج ۹/۳ μm با تغییر چگالی انرژی از حدود ۱۰ J/cm² تا ۱۰۰ J/cm²، استفاده‌شده و دز آستانه‌کنندگی پیش‌بینی‌شده از تئوری با مقادیر تجربی مقایسه شده است.

یافته‌ها: حجم کندگی بافت‌های سخت دندانی به شدت وابسته به شاریدگی پرتو لیزر است. در یک چگالی انرژی ثابت، میزان عمق و اندازه دهانه کندگی عاج بیشتر از مینای دندان است. بر طبق نتایج تئوری، چگالی انرژی آستانه نورکنندگی در طول‌موج ۹/۳ μm، برای مینا در حدود ۵/۲ J/cm² و برای عاج ۴/۲ J/cm² به‌دست می‌آید. مقادیر پیش‌بینی‌شده برای مینا و عاج توسط مدل، در توافق خوبی با نتایج آزمایشگاهی هستند.

نتیجه‌گیری: لیزر CO₂ در طول‌موج ۹/۳ μm به‌طور گسترده برای کندگی بافت‌های سخت مینا و عاج در دندانپزشکی پذیرفته شده است. به‌منظور انتخاب درست انرژی لیزر که برای یک کاربرد خاص دندانپزشکی مناسب باشد، آگاهی از انرژی آستانه‌کنندگی ضروری است. مدل‌سازی برهمکنش لیزر - بافت، با امکان بهینه‌سازی پارامترهای لیزر و پیش‌بینی پاسخ مواد تحت شرایط مختلف، از روش‌هایی است که توانایی بررسی‌هایی را فراهم می‌کند که دستیابی به آنها به‌صورت آزمایشگاهی ممکن است دشوار، زمان‌بر یا با خطا همراه باشد. با استفاده از مدل نظری مبتنی بر برهمکنش پالس لیزر با بافت سخت دندان، می‌توان انرژی آستانه‌کنندگی را برای مینا و عاج دندان با دقت زیاد محاسبه کرد که مکمل خوبی برای مطالعات تجربی است.

واژه‌های کلیدی: بافت سخت دندان؛ لیزر CO₂؛ آستانه‌کنندگی؛ کندگی لیزری؛ نرخ کندگی.

مریم ذوقی^۱

مریم ایلیچی قزائی*^۲

۱. دانشکده علوم مهندسی، دانشگاه تهران، تهران

۲. پژوهشکده فوتونیک و فناوری‌های کوانتومی،

پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران

نویسنده مسئول: مریم ایلیچی قزائی

پست الکترونیک:

maryam.ilchi2010@gmail.com

مقدمه

استفاده از روش غیر تماسی ماشینکاری دقیق لیزری نسبت به ابزارهای مکانیکی در برداشت قسمتی از بافت دندان و آماده‌سازی حفره برای ترمیم، سبب کاهش شدت ارتعاشات در طول درمان و به تبع آن کاهش میزان درد خواهد شد. علاوه بر این، دندان‌هایی که با لیزر پردازش شده‌اند، در برابر حمله اسیدی باکتری‌ها مقاوم‌تر هستند (۱). به‌طور کلی، تحقیقات نشان می‌دهند که لیزر می‌تواند بافت سخت دندان را به روشی کنترل‌شده حذف کند. با این حال، مسائلی نظیر نرخ کندی نسبتاً پایین و اثرات جانبی لیزر مانند ترک خوردن دندان و ایجاد حرارت بیش از حد، که ممکن است منجر به آسیب پالپ دندان شود همچنان وجود دارد. لذا برای یک اقدام خاص روی دندان، انتخاب مناسب پارامترهای لیزر اهمیت زیادی دارد. یکی از موضوعات مهم، تعیین آستانه کندی طول‌موج‌های مختلف لیزر در برهمکنش با بافت‌های سخت دندان است. آستانه کندی، کمترین چگالی انرژی مورد نیاز برای شروع برداشتن (کندن) مواد از سطح با لیزر است. به‌عنوان مثال، زمانی که برداشت پوسیدگی مینای دندان با عاج مورد نظر است، انرژی لیزر باید بالاتر از آستانه کندی باشد. اما برای پیشگیری از پوسیدگی، ایجاد تغییرات شیمیایی یا ساختاری به‌جای کندی لیزری مورد نظر است و انرژی لیزر باید کمتر از آستانه کندی باشد. بنابراین دانستن دُز آستانه کندی بافت‌های سخت دندان، پایه استفاده از لیزر در دندانپزشکی را تشکیل می‌دهد.

از زمان توسعه لیزر و استفاده آن در دندانپزشکی توسط Stern و Sognaes (۳) در سال ۱۹۶۴، بسیاری از محققان اثرات لیزر را بر روی بافت‌های نرم و سخت دندان مورد مطالعه و بررسی قرار داده‌اند. در میان لیزرهای موجود، لیزرهای خانواده اربیوم (Er) و CO₂ را می‌توان در بافت‌های نرم و سخت دندان مورد استفاده قرار داد (۴-۹). لیزرهای Er:YAG در ۲/۹۴ μm و Er,Cr:YSGG در ۲/۷۴ μm می‌توانند بافت سخت دندان را به‌طور موثری از بین ببرند، اما گران بوده و کاربرد آنها تا حدودی محدود است، زیرا برای درمان‌های پیشگیری از پوسیدگی مناسب نبوده و به‌دلیل هموستاز ضعیف برای جراحی بافت نرم نیز قابل استفاده نیستند (۱۰). لیزرهای گازی CO₂

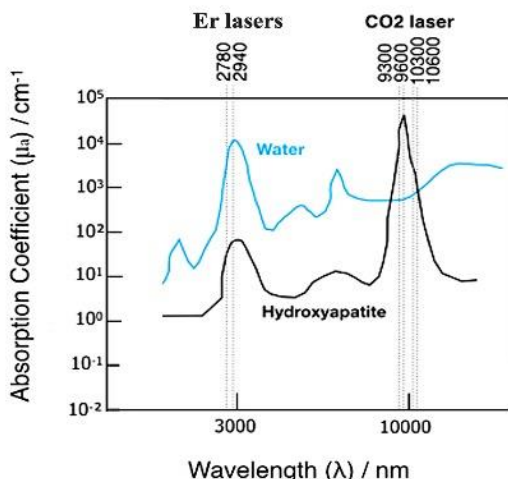
رایج‌ترین لیزرهایی هستند که امروزه در کلینیک‌های دندانپزشکی یافت می‌شوند. این لیزرها قادرند باریکه‌ای از نور مادون قرمز (IR) با باندهای اصلی در طول‌موج ۹/۳ μm، ۹/۶ μm، ۱۰/۳ μm و ۱۰/۶ μm تولید کنند (۱۱).

برای به‌کارگیری لیزر در پردازش بافت سخت دندان، تعیین دقیق ویژگی‌های نوری ماده در یک طول‌موج خاص مهم است. مینا و عاج، عمدتاً از هیدروکسی آپاتیت و آب تشکیل شده‌اند که ضرایب جذب بالایی در طول‌موج‌های مختلف لیزر CO₂ دارند. در عین حال، عملکرد لیزر CO₂ برای از بین بردن بافت‌های سخت دندان است که عمدتاً حاوی هیدروکسی آپاتیت با نقطه ذوب بیش از ۱۶۰۰ °C هستند، زمانبر است. در تابش لیزر در مد موج پیوسته^۱ (cw)، بیشتر انرژی در سطح اکلوزال مینای دندان (کمتر از ۲۰ μm) جذب می‌شود که به کربنی شدن، ذوب شدن، ترک خوردن و نیز گرم شدن بیش از حد محفظه پالپ منجر خواهد شد (۱۸-۱۲). از این رو، برای کندی مواد بیولوژیک سخت، استفاده از لیزر پالسی CO₂ در پارامترهای مناسب، ممکن است مطلوب‌تر باشد (۱۹-۲۲).

علیرغم تعدد مطالعه‌های آزمایشگاهی با لیزر CO₂ بر روی بافت سخت دندان، این روش اخیراً به حوزه بالینی راه پیدا کرده است. در حال حاضر در دندانپزشکی پیشگیرانه و ترمیمی، تنها لیزر CO₂ برند SOLEA کمپانی Convergence Dental با طول‌موج ۹/۳ μm، در بازار موجود است (۲۳) که توسط سازمان غذا و داروی ایالات متحده^۲ (FDA) برای کندی بافت سخت و جراحی بافت نرم دندان تأیید شده است (۲۴). این لیزر پهنای پالسی بین ۱ تا ۱۳۰ μs دارد و در ۱۳۰ μs با حداکثر انرژی پالس ۴۲/۵ mJ و فرکانس ۱۰۱۹ Hz کار می‌کند. طول‌موج ۹/۳ μm با جذب ماده معدنی هیدروکسی آپاتیت مطابقت دارد که ویژگی‌های اصلاح و پردازش سطح خوبی را در بافت‌های سخت با حداقل آسیب حرارتی در پالپ ارائه می‌کند (۲۵).

مقدار دز مورد نیاز برای کندی مینا و عاج دندان بدون ایجاد ترک و کربنی شدن، به پارامترهای طول‌موج، شاریدگی نوری و پهنای پالس لیزر بستگی دارد و روی تغییرات مورفولوژی سطح مینای دندان

¹ Continuous-Wave



شکل ۱. طیف جذب (مقیاس لگاریتمی) مواد بیولوژیکی آب و هیدروکسی آپاتیت در طول موج‌های مختلف لیزر (۲۸)

همان‌طورکه در شکل ۱ نشان داده شده است، ضرایب جذب تمام طول موج‌های CO₂ در آب بسیار شبیه یکدیگر هستند. طول موج ۹/۳ μm در آب، دارای ضریب جذب تقریباً ۶/۶ × ۱۰^۲ cm⁻¹ است. این عدد، عمق جذب یا نفوذ معادل ۱۵ μm را در آب به همراه دارد. از آنجایی که بافت نرم حاوی بیش از ۷۰٪ آب است، این مطلب سبب می‌شود تا لیزرهای CO₂ گزینه مناسبی برای جراحی بافت نرم باشند (۱۴).

طول موج‌های مختلف CO₂، ضریب جذب بالاتری در هیدروکسی آپاتیت نسبت به آب دارند. در بین ۴ طول موج لیزر CO₂، طول موج‌های ۹/۶ μm و سپس، ۹/۳ μm دارای بیشترین ضرایب جذب در هیدروکسی آپاتیت هستند. جدول ۱، خلاصه‌ای از ضرایب جذب و عمق نفوذ طول موج‌های اصلی لیزر CO₂ در مینا و عاج را نشان می‌دهد (۲۹). ضریب جذب مینای دندان تقریباً ۱ cm⁻¹ در ۸۰۰۰ μm تعیین شده است که تقریباً ۱۰ برابر بیشتر از طول موج لیزرهای CO₂ متداول در ۱۰/۶ μm است (۱۰۳۰).

تأثیرگذار است. همچنین، انتخاب انرژی مناسب لیزر توسط دندانپزشک برای دستیابی به یک نتیجه خاص، نیازمند دانستن آستانه کندگی است. از طرف دیگر، در انجام آزمایش با دستگاه‌های موجود، کاهش / افزایش پیوسته انرژی لیزر با گام‌های کوچک دلخواه امکان‌پذیر نیست. این امر سبب شده است تا مقدار تجربی آستانه کندگی، قابل اندازه‌گیری مستقیم نبوده و به صورت انرژی‌ای که در آن به احتمال ۸۰٪ کندگی رخ خواهد داد، در نظر گرفته شود (۲). مدل‌سازی برهمکنش لیزر و ماده هدف، می‌تواند طیف وسیعی از پارامترهای لیزر و اثرات آنها را بر روی ماده مورد نظر بدون محدودیت‌ها یا خطرات مرتبط با افزایش انرژی لیزر در آسیب به بافت یا قطعات اپتیکی آزمایش، به صورت دقیق‌تر شبیه‌سازی و محاسبه کند. در این مقاله، تخمین دز آستانه کندگی در بافت‌های سخت دندان در طول موج تأیید شده ۹/۳ μm با استفاده مدل‌سازی برهمکنش لیزر با بافت مورد نظر است.

برهمکنش لیزر با بافت سخت دندان

مینای دندان و عاج دو بافت اصلی سخت‌دندانی هستند که برای کندگی لیزری در اعمال مختلف دندانپزشکی مانند از بین بردن پوسیدگی و آماده‌سازی دندان برای قراردادن ترمیم‌های دائمی مورد هدف قرار می‌گیرند. بازدهی کندگی لیزری به عوامل مختلفی بستگی دارد: طول موج لیزر، شاریدگی یا دز نوری، زمان پرتودهی و نرخ تکرار. این پارامترها را می‌توان برای بهینه‌سازی فرآیند کندگی در بافت‌های دندانی خاص تنظیم کرد.

طول موج لیزر اهمیت ویژه‌ای دارد زیرا مقدار جذب بافت را تعیین می‌کند و بر میزان و کیفیت کندگی حاصل تأثیر می‌گذارد. لیزر در بافت سخت مینا و عاج دندان با ماده معدنی هیدروکسی آپاتیت، پروتئین، لیپید و آب برهمکنش دارد (۲۷، ۲۶). شکل ۱، طیف جذب کروموفورهای اصلی بافت سخت توسط لیزرهای دندانی رایج را در مقیاس لگاریتمی نشان می‌دهد.

جدول ۱. ضریب جذب و عمق جذب مینا / عاج برای لیزرهای دی‌اکسیدکربن (۲۹)

طول‌موج‌های اصلی لیزر CO ₂ (μm)				ضریب / عمق جذب
۱۰/۶	۱۰/۳	۹/۶	۹/۳	
۸۲۵	۱۱۲۵	۸۰۰۰	۵۵۰۰	ضریب جذب مینا (cm ⁻¹)
۱۲	۹	۱	۲	عمق جذب مینا (μm)
۸۱۳	۱۲۰۰	۶۵۰۰	۵۰۰۰	ضریب جذب عاج (cm ⁻¹)
۱۲	۸/۳	۱/۵	۲	عمق جذب عاج (μm)

می‌دهد. این همان چیزی است که در لیزر TEA CO₂ به دلیل افزایش ۱۰۰ تا ۲۰۰ ns افزایش می‌یابد (۱۰). از سوی دیگر، افزایش بیش از حد پهنای پالس، آستانه اثر حفاظ پلاسمایی را افزایش می‌دهد و نرخ کندگی بیشتری را در هر پالس ایجاد می‌کند، اما پالس‌های بلندتر، منطقه بزرگتری از آسیب حرارتی محیطی را ایجاد می‌کنند. چنین آسیب حرارتی ممکن است منجر به ترک خوردگی، استرس حرارتی، تجمع فاز فسفات کلسیم (CaP)^۲ غیرآپاتیتی در سطح و آسیب بیش از حد به ماتریس کلاژن شود (۳۹). به طور کلی، برهمکنش لیزر با بافت پیچیده است و هیچ پارامتری به تنهایی تعیین نمی‌کند که لیزر چگونه بر بافت اثر می‌گذارد.

تئوری

در این قسمت، به کمک مدل نورکندگی، به محاسبه مقدار چگالی انرژی آستانه کندگی برای مینا و عاج می‌پردازیم. قطر لکه لیزر روی بافت، مقدار مشخصی انرژی در هر سانتی‌متر مربع ایجاد می‌کند که چگالی انرژی یا شاریدگی نام دارد و برحسب J/cm² بیان می‌شود. برای کندگی مؤثر، چگالی انرژی فرودی باید بالاتر از آستانه کندگی باشد. در یک باریکه فضایی گاوسی با پهنای کمر ω₀ در سطح هدف، قطر ناحیه کنده شده (D) با رابطه زیر به شار آستانه F_{th} مربوط است (۴۰):

$$F_{th} = F_0 \exp(-D^2 / 2\omega_0^2) \quad (1)$$

F₀، قله شاریدگی در مرکز لکه پرتو است. برای پالس‌های لیزری گاوسی، بیشینه شار تابشی را می‌توان از انرژی پالس E_p و شعاع کمر باریکه ω₀ محاسبه کرد:

$$F_0 = 2E_p / \pi\omega_0^2 \quad (2)$$

d عمق کندگی، از طریق ضریب جذب ماده α و اندازه کمر باریکه، با پهنای کندگی D در ارتباط است و با معادله (۳) تخمین زده می‌شود (۴۱):

$$d = D^2 / 2\alpha\omega_0^2 \quad (3)$$

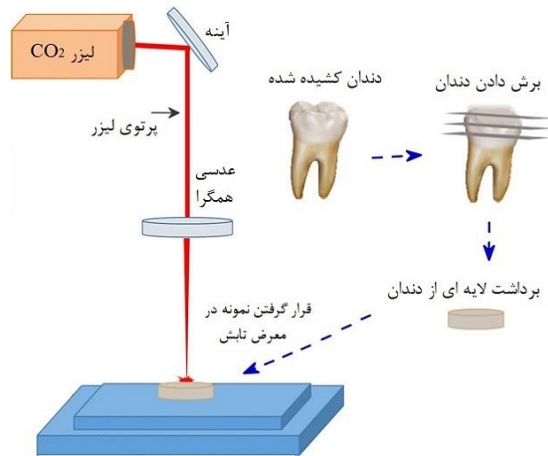
علاوه بر طول‌موج، پارامترهای شاریدگی و زمان پرتودهی (پهنای پالس) لیزر نیز در تعیین دز نوری مناسب برای کندگی مطلوب لیزری دارای اهمیت هستند. آستانه کندگی، حداقل دز انرژی است که به ازای آن، انرژی منتقل شده به سطح در زمان کوتاهی سبب انبساط و / یا تبخیر بافت می‌شود. در برهمکنش نورکندگی، شاریدگی باید بالاتر از آستانه کندگی باشد. در مورد لیزرهای CO₂، ذوب و تبخیر ماده معدنی و همچنین گرم شدن و انبساط آب زیرسطحی، در حدود ۱۰۰۰ °C و بالاتر اتفاق می‌افتد. گزارش شده که استفاده از لیزر CO₂ در طول موج ۹/۳ μm با شاریدگی ۹ تا ۴۲ J/cm² با نرخ تکرار بالا (۳۰۰ Hz) می‌تواند مینا و عاج را با حداقل آسیب جانبی به دندان و پالپ، به طور مؤثری حذف کند (۳۱-۳۵).

همچنین، پهنای پالس لیزر باید از مرتبه زمان واهلش حرارتی^۱ (TRT) بافت هدف باشد تا تجمع گرما و آسیب به پالپ دندان به حداقل برسد. کمیت TRT در ۹/۳ μm و ۹/۶ μm به ترتیب ۲ و ۱ μs و در طول موج ۱۰/۶ μm، ۸۰-۷۰ μs است. بررسی مقاله‌های متعدد نشان داده است که پهنای پالس ۱۰-۲۰ μs برای طول‌موج‌های ۹/۳ μm و ۹/۶ μm و پهنای زمانی در محدوده ۱۰-۱۰۰ μs در طول موج ۱۰/۶ μm لیزر CO₂ در برداشت مینای دندان، عاج و استخوان با حداقل آسیب حرارتی، مطلوب و بهینه است (۳۶-۳۸).

اگر پهنای زمانی پالس خیلی کوتاه باشد، چگالی توان بسیار زیاد ممکن است سبب تولید پلازما در ستون مواد برداشته شده شود که روی سطح، حفاظ پلاسمایی تولید می‌کند و بازده کندگی را کاهش

¹ thermal relaxation time

پارامترهای از پیش تنظیم شده قرار می‌گیرد. سپس، ساختار کندگی ایجاد شده معمولاً توسط میکروسکوپ الکترونی یا پروفیلومتر بررسی می‌شود.

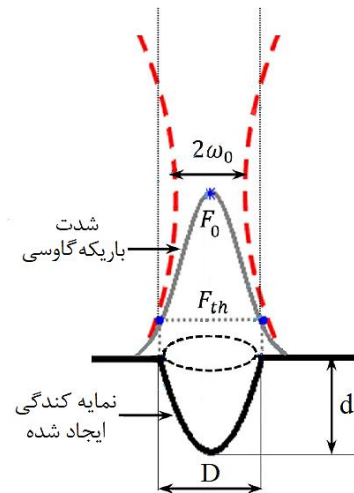


شکل ۲. شمایی از چیدمان لیزری برای نورکندگی مینا و عاج دندان.

یافته‌ها

در مقاله تجربی مرجع (۲)، میزان کندگی یک تک تپ با انرژی‌های مختلف روی مینا و عاج دندان با استفاده از پروفیلومتر اندازه‌گیری شده است. شکل ۳، مقدار عمق و پهنای کندگی در کندگی تجربی انجام شده با لیزر CO₂ در طول موج ۹٫۳ μm را برحسب تغییر چگالی انرژی تپ‌فروندی نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل دیده می‌شود، عمق و قطر کندگی با افزایش شاریدگی افزایش می‌یابد. همچنین در یک چگالی انرژی ثابت، میزان عمق و دهانه کندگی عاج بیشتر از مینای دندان است. به عبارت دیگر، در برداشت بافت سخت عاج با لیزر CO₂ در طول موج ۹٫۳ μm، عمق نفوذ لیزر در بافت و حجم کندگی عاج از مینا بیشتر است که از کم‌تر بودن درصد ماده معدنی هیدروکسی آپاتایت و نیز ضریب جذب این طول موج در عاج ناشی می‌شود.

شکل ۱، تابش باریکه گاوسی لیزر بر ماده هدف و پارامترهای مربوط به آن را به همراه نمایه کندگی ایجاد شده نشان می‌دهد.



شکل ۱. تابش باریکه گاوسی بر هدف و کندگی ایجاد شده. پارامترهای مشخص شده مربوط به معادله‌های (۱) تا (۳) هستند (۴۱).

از معادله (۱)، مربع قطر دهانه کندگی به صورت زیر خواهد بود:

$$D^2 = 2\omega_0^2 \ln(F_0/F_{th}) \quad (4)$$

به عبارت دیگر؛

$$D^2 = A \ln(F_0) + B \quad (5)$$

که در آن،

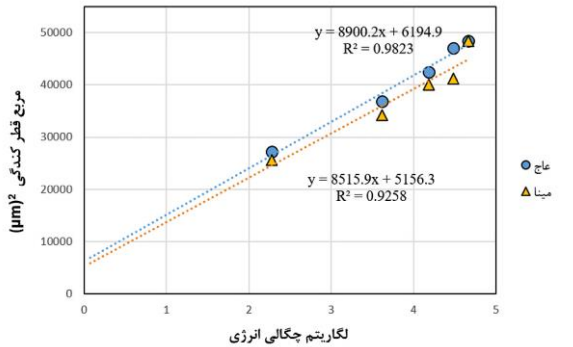
$$A = 2\omega_0^2 \quad (6)$$

$$B = 2\omega_0^2 \ln(1/F_{th}) \quad (7)$$

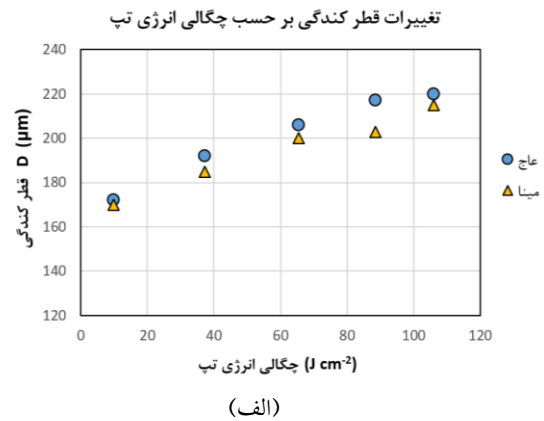
معادله‌های (۵) و (۷) نشان می‌دهند که شار آستانه کندگی و شعاع کمر پرتو را می‌توان از روی قطر ناحیه کنده شده و چگالی انرژی پالس لیزر برخوردی محاسبه کرد.

روش بررسی

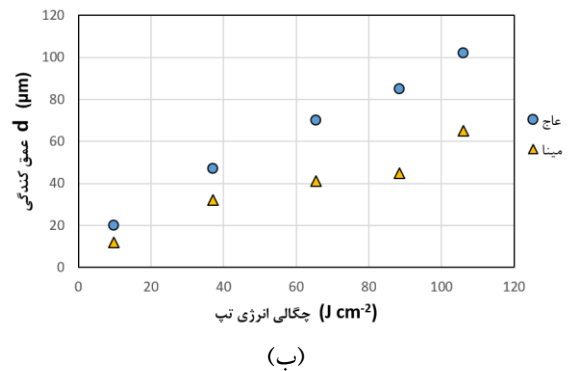
با فرض اینکه انرژی پرتو لیزر قابل تنظیم باشد، اثر کندگی یک تک پالس، با چگالی انرژی از حدود ۱۰ J/cm² تا ۱۰۰ J/cm² مورد بررسی قرار گرفت. شمایی از چیدمان نوعی یک آزمایش برای کندگی لیزری نمونه‌های دندانی در شکل ۲ نشان داده شده است. در این آزمایش‌ها، برش‌های آماده شده‌ای از دندان تحت تابش پالس لیزر با



شکل ۴. تغییرات مربع قطر کندگی مینا و عاج دندان برحسب لگاریتم طبیعی چگالی انرژی. معادله خط برازش‌شده و ضریب همبستگی در کنار هر نمودار نوشته شده است.



تغییرات عمق کندگی بر حسب چگالی انرژی تب



شکل ۳. نتایج میزان کندگی مینا و عاج دندان به ازای چگالی انرژی‌های مختلف تب لیزر؛ الف) عمق کندگی و ب) قطر کندگی (۲).

براین اساس، با توجه به معادله‌های (۵) تا (۷) و فرمول خط، چگالی انرژی آستانه به صورت زیر به دست خواهد آمد:

$$F_{th} = \exp\left(\frac{A}{B}\right) \quad (۸)$$

براین اساس، چگالی انرژی آستانه در طول موج ۹/۳ µm برای مینا در حدود ۵/۲ J/cm² و برای عاج ۴/۲ J/cm² به دست می‌آید که با نتایج پژوهش‌های تجربی مرجع (۲) در توافق است.

بحث و نتیجه‌گیری

انتخاب طول موج مناسب در فرآیند نور کندگی باید به گونه‌ای باشد که بیشترین میزان جذب را در کروموفورهای بافت هدف داشته باشد. در بین ۴ طول موج لیزر CO₂، طول موج‌های ۹/۶ µm و ۹/۳ µm دارای بیشترین ضرایب جذب در هیدروکسی آپاتایت هستند که ماده تشکیل‌دهنده بافت‌های سخت مینا و عاج است. این مطلب سبب می‌شود تا لیزرهای CO₂ در طول موج حدود ۹ µm گزینه مناسبی برای استفاده در دندانپزشکی باشند. از پارامترهای مهم لیزر، انرژی آستانه‌کنندگی است که نوع کاربرد آن را تعیین می‌کند. مدل‌سازی برهمکنش پالس گاوسی لیزر با بافت‌های سخت دندان برای برآورد شار آستانه‌کنندگی در این مقاله نشان می‌دهد که لیزر CO₂ پالسی میکروثانه در ۹/۳ µm دارای چگالی انرژی آستانه در حدود ۵/۲ J/cm² برای مینا و ۴/۲ J/cm² برای عاج است. مینای دندان، آستانه‌های بالاتری نسبت به عاج دارد؛ مینای دندان از ۸۵ درصد مواد معدنی، ۱۲ درصد آب و ۳٪ پروتئین‌های آلی تشکیل شده است، در حالی که

در شکل ۴، مربع قطر کندگی برحسب لگاریتم چگالی انرژی که با استفاده از مدل‌سازی برهمکنش لیزر - بافت در بخش تئوری از معادلات (۱) تا (۷) به دست آمده در کنار داده‌های تجربی مقاله مرجع (۲) برای طول موج ۹/۳ µm رسم شده است. معادله‌های داخل شکل، نمودارهای خطی برازش‌شده و ضرایب همبستگی R^۲ را نشان می‌دهند.

عاج از ۴۷٪ مواد معدنی و ۳۳٪ پروتئین (عمدتاً کلاژن) و ۲۰٪ آب تشکیل شده است. عاج، حاوی مقدار بیشتری آب است و چگالی مواد معدنی کمتری نسبت به مینای دندان دارد. بنابراین، از کندگی عاج در چگالی انرژی بالا باید اجتناب شود زیرا عاج حاوی مواد آلی و انتهای عصبی است که آن را بسیار حساس می‌کند (۴۲). علاوه بر این، عاج دندان دارای توبول‌های فراوان است که آن را به اندازه اسفنج متخلخل می‌کند و این سختی کمتر، باعث کاهش آستانه کندگی عاج در مقایسه با مینا می‌شود. مقادیر آستانه کندگی که در این کار تئوری یافت شد، کمی کمتر از مقادیرهای گزارش شده در (۲) است که ناشی از نبود معیار دقیق اندازه‌گیری در روش تجربی و استناد به احتمال کندگی می‌باشد. روش تئوری ارائه شده در این مقاله یک ابزار ساده، کم‌هزینه و غیرمخرب برای تعیین انرژی آستانه کندگی لیزری ارائه می‌دهد که می‌تواند منجر به طراحی آزمایش‌های کارآمدتر و هدفمندتر شده و به پیشرفت کاربردها و فناوری‌های مبتنی بر لیزر کمک کند.

References:

1. Chang NN, Jew JM, Simon JC, et al. Influence of multi-wavelength laser irradiation of enamel and dentin surfaces at 0.355, 2.94, and 9.4 μm on surface morphology, permeability, and acid resistance. *Lasers Surg Med* 2017;49(10): 913–927.
2. Xue J, Wu L, Shi X, Huang J, Liang H, Zhang X. Ablation Characteristics of Hard Tooth Tissues Irradiated by 9.3 μm CO₂ Laser. *Zhongguo Jiguang/Chinese Journal of Lasers*. 2022;
3. Stern, R.H., and Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*. 1964;43(873 (Abst. 307)).
4. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JDB, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. *Lasers in dentistry. Lasers in Surgery and Medicine*. 1995.
5. Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure VII. X-ray diffraction study of dentine exposed to a CO₂ laser. *Acta Odontol Scand*. 1973;
6. Kantola S, Laine E, Tarna T. Laser-induced effects on tooth structure VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO₂ laser. *Acta Odontol Scand*. 1973;
7. Kimura Y, Wilder-Smith P, Krasieva TB, Liaw LH, Matsumoto K. Effects of CO₂ laser on human dentin: A confocal laser scanning microscopic study. *Lasers Life Sci*. 1998;
8. Lobene RR, Bhussry BR, Fine S. Interaction of Carbon Dioxide Laser Radiation with Enamel and Dentin. *J Dent Res*. 1968;
9. Kuroda S, Fowler BO. Compositional, structural, and phase changes in in vitro laser-irradiated human tooth enamel. *Calcif Tissue Int*. 1984;
10. Fan K, Fried D. A high repetition rate TEA CO₂ laser operating at $\lambda=9.3\text{-}\mu\text{m}$ for the rapid and conservative ablation and modification of dental hard tissues. In: *Lasers in Dentistry XII*. 2006.
11. Staninec M, Darling CL, Goodis HE, Pierre D, Cox DP, Fan K, et al. Pulpal effects of enamel ablation with a microsecond pulsed $\lambda = 9.3\text{-}\mu\text{m}$ CO₂ laser. *Lasers Surg Med*. 2009;
12. Mizutani K, Aoki A, Coluzzi D, Yukna R, Wang CY, Pavlic V, et al. *Lasers in minimally invasive periodontal and peri-implant therapy. Periodontology 2000*. 2016.
13. Malmström HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JDB. Effect of CO₂ laser on pulpal temperature and surface morphology: An in vitro study. *J Dent*. 2001;
14. Luk K, Zhao IS, Gutknecht N, Chu CH. Use of carbon dioxide lasers in dentistry. *Lasers in Dental Science*. 2019.
15. Watanabe I, Lopes RA, Brugnera A, Katayama AY, Gardini AE. Effect of CO₂ laser on Class V cavities of human molar teeth under a scanning electron microscope. *Braz Dent J*. 1996;
16. Friedman S, Liu M, Izawa T, Moynihan M, Dörscher-Kim J, Kim S. Effects of CO₂ laser irradiation on pulpal blood flow. *Proc Finn Dent Soc*. 1992;
17. Miserendino LJ, Neiburger EJ, Walia H, Luebke N, Brantley W. Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth: An in vitro study. *J Endod*. 1989;
18. Pogrel, M.A., Chung, K.Y., and Taylor RC. Thermographic evaluation of the temperatures achieved by carbon dioxide laser on soft tissues and teeth. *Thermology*. 1988;3:50–42.
19. Stern RH, Vahl J, Sognnaes RF. Lased Enamel: Ultrastructural Observations of Pulsed Carbon Dioxide Laser Effects. *J Dent Res*. 1972;
20. Yu D. Computer simulation of surface temperature profiles during CO₂ laser irradiation of human enamel. *Optical Engineering*. 1993;
21. Fried, D., Borzillary, S.F., McCormack, S.M., Glena, R.E., Featherstone, J.D.B., and Seka W. The thermal effects on CO₂ laser irradiated dental enamel at 9.3, 9.6, 10.3, and 10.6 μm . In: *SPIE Proc 2128*. 1994. p. 319–328.
22. Kimura Y, Takahashi-Sakai K, Wilder-Smith P, Krasieva TB, Liaw LHL, Matsumoto K. Morphological study of the effects of CO₂ laser emitted at 9.3 μm on human dentin. *J Clin Laser Med Surg*. 2000;
23. Convergent Dental, Solea Laser [Internet]. Available from: <https://www.convergentdental.com/solea>
24. Fantarella D, Kotlow L. The 9.3 micron CO₂ Dental Laser: Technical Development and Early Clinical Experiences. *Journal of Laser Dentistry*. 2014;
25. Wilder-Smith P, Arrastia AMA, Liaw LH, Berns M. Incision properties and thermal effects of three CO₂ lasers in soft tissue. *Oral Surgery, Oral*

- Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and. 1995;
26. Featherstone JDB, Fried D. Fundamental interactions of lasers with dental hard tissues. *Medical Laser Application*. 2001;
 27. Niemz MH. Laser-Tissue Interactions. In: *Laser Light Therapy in Dentistry: Efficacy, Uses and Limitations*. 2021.
 28. Zuerlein MJ, Fried D, Seka WD, Featherstone JDB. Absorption coefficients of dental enamel in the infrared: a solution to a seemingly straightforward problem. In: *Lasers in Dentistry IV*. 1998.
 29. Fried D, Zuerlein MJ, Le CQ, Featherstone JDB. Thermal and chemical modification of dentin by 9-11- μm CO₂ laser pulses of 5-100- μs duration. *Lasers Surg Med*. 2002;
 30. Zuerlein MJ, Fried D, Featherstone JDB, Seka W. Optical properties of dental enamel in the mid-IR determined by pulsed photothermal radiometry. *IEEE Journal on Selected Topics in Quantum Electronics*. 1999;
 31. Fan K, Bell P, Fried D. Rapid and conservative ablation and modification of enamel, dentin, and alveolar bone using a high repetition rate transverse excited atmospheric pressure CO₂ laser operating at $\lambda=9.3 \mu\text{m}$. *J Biomed Opt*. 2006;
 32. Fried D, Ragadio J, Akrivou M, Featherstone JDB, Murray MW, Dickenson KM. Dental hard tissue modification and removal using sealed transverse excited atmospheric-pressure lasers operating at $\lambda=9.6$ and $10.6 \mu\text{m}$. *J Biomed Opt*. 2001;
 33. Müllejans R, Eyrich G, Raab WHM, Frentzen M. Cavity preparation using a superpulsed 9.6- μm CO₂ laser - A histological investigation. *Lasers Surg Med*. 2002;
 34. Wigdor HA, Walsh JT MR. Effect of the CO₂ laser (9.6 μm) on the dental pulp in humans, *Lasers in dentistry VI*. International Society for Optics and Photonics. 2000;158–164.
 35. Nguyen D, Chang K, Hedayatollahnajafi S, Staninec M, Chan K, Lee R, et al. High-speed scanning ablation of dental hard tissues with a $\lambda = 9.3 \mu\text{m}$ CO₂ laser: adhesion, mechanical strength, heat accumulation, and peripheral thermal damage. *J Biomed Opt*. 2011;
 36. Frentzen HJK and M. The effect of TEA-CO₂-Laser on dentine. In: “3rd International Congress on Lasers in Dentistry”, Abstract #64, Salt Lake City. 1992.
 37. Ertl T MG. Hard tissue ablation with pulsed CO₂ lasers. In: *Proc SPIE 1880*. 1993. p. 176–181.
 38. Fried D. Laser processing of dental hard tissues (Invited Paper). In: *Photon Processing in Microelectronics and Photonics IV*. 2005.
 39. Dela Bosa A, Sarma A V., Le CQ, Jones RS, Fried D. Peripheral thermal and mechanical damage to dentin with microsecond and sub-microsecond 9.6 μm , 2.79 μm , and 0.355 μm laser pulses. *Lasers Surg Med*. 2004;
 40. Shayeganrad G and LM. Laser Characteristics on Hard Tissue Laser Machining. *Sensors & Transducers*. 2018;226(10):17–36.
 41. Loganathan S, Santhanakrishnan S, Bathe R, Arunachalam M. Prediction of femtosecond laser ablation profile on human teeth. *Lasers Med Sci*. 2019;
 42. Al-Hadeethi, Y., Al-Jedani, S., N. Razvi, M. A., Saeed, A., Abdel-Daiem, A. M., Ansari, M. S., Babkair, S. S., Salah, N. A., & Al-Mujtaba, A. (2016). Data Fitting to Study Ablated Hard Dental Tissues by Nanosecond Laser Irradiation. *PLOS ONE*, 11(5), e0156093