لیزر در پزشکی ۱۴۰۳/ دوره ۲۱ / شماره (۱) /۹ صفحه.

مقاله پژوهشی

مدل‌سازی برهمکنش لیزر CO_2 پالسی با بافت‌های سخت دندان برای تخمین دز آستانه کندگی لیزری

مریم ذوقی[۱]
مریم ایلچی قزاانی*[۲]

۱. دانشکده علوم مهندسی، دانشگاه تهران. تهران
۲. پژوهشکده فوتونیک و فناوری‌های کوانتومی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران

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 CO_2 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 آستانه کندگی بافت‌های سخت مینا و عاج دندان با استفاده از پالس‌های میکرومتری لیزر CO_2 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 نورکندگی، عمق و پهنای کندگی دندان تخمین زده شده می‌شود. در اینجا، تغییرات میزان کندگی با تغییر چگالی انرژی پالس لیزر $CO_۲$ رایج در دندانپزشکی مورد نظر است. برای اعتبارسنجی مدل، از مقایسه نتایج مدل‌سازی با داده‌های تجربی مقالات با استفاده از لیزر CO_2 پالسی در طول‌موج ۹/۳ µm با تغییر چگالی انرژی از حدود ۱۰ J/cm^2 تا ۱۰۰ J/cm^2، استفاده‌شده و دُز آستانه کندگی 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 نورکندگی در طول‌موج ۹/۳ µm، برای مینا در حدود ۵/۲ J/cm^2 و برای عاج ۴/۲ J/cm^2 به‌دست‌می‌آید. مقادیر پیش‌بینی‌شده برای مینا و عاج توسط مدل، در توافق خوبی با نتایج آزمایشگاهی هستند.

نتیجه‌گیری: لیزر CO_2 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 آستانه کندگی 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 آستانه کندگی را برای مینا و عاج دندان با دقت زیاد محاسبه کرد که مکمل خوبی برای مطالعات تجربی است.

واژه‌های کلیدی: بافت سخت دندان؛ لیزر CO_2؛ آستانه کندگی؛ کندگی لیزری؛ نرخ کندگی.

نویسنده مسئول: مریم ایلچی قزاانی
پست الکترونیک:
maryam.ilchi2010@gmail.com

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]

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 به‌تبع آن کاهش میزان درد خواهد شد. علاوه‌براین، دندان‌هایی که با لیزر پردازش شده‌اند، در برابر حمله اسیدی باکتری‌ها مقاوم‌تر هستند (۱). به‌طورکلی، تحقیقات نشان می‌دهند که لیزر می‌تواند بافت سخت دندان را به روشی کنترل‌شده حذف کند. با این حال، مسائلی نظیر نرخ کندگی نسبتاً پایین و اثرات جانبی لیزر مانند ترک‌خوردن دندان و ایجاد حرارت بیش‌ازحد، که ممکن است منجربه 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 کندگی طول‌موج‌های مختلف لیزر در برهمکنش با بافت‌های سخت دندانی است. آستانه کندگی، کمترین چگالی انرژی مورد نیاز برای شروع برداشتن (کندن) مواد از سطح با لیزر است. به‌عنوان مثال، زمانی که برداشت پوسیدگی مینای دندان یا عاج مورد نظر است، انرژی لیزر باید بالاتر از آستانه کندگی باشد. اما برای پیشگیری از پوسیدگی، ایجاد تغییرات شیمیایی یا ساختاری به‌جای کندگی لیزری مورد نظر است و انرژی لیزر باید کمتر از آستانه کندگی باشد. بنابراین دانستن دُز آستانه کندگی بافت‌های سخت دندان، پایه استفاده از لیزر در دندانپزشکی را تشکیل می‌دهد.

از زمان توسعه لیزر و استفاده آن در دندانپزشکی توسط Stern و Sognnaes (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 CO_2 را می‌توان در بافت‌های نرم و سخت دندان مورد استفاده قرار داد (٤-۹). لیزرهای Er:YAG در ۲٫۹۴ µm و Er,Cr:YSGG در ۲٫۷۴ µm می‌توانند بافت سخت دندانی را به‌طور موثری از بین ببرند، اما گران‌بوده و کاربرد آنها تا حدودی محدود است، زیرا برای درمان‌های پیشگیری از پوسیدگی مناسب‌نبوده و به‌دلیل هموستاز ضعیف برای جراحی بافت نرم نیز قابل استفاده نیستند (۱۰). لیزرهای گازی CO_2، 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 آپاتایت و آب تشکیل شده‌اند که ضرایب جذب بالایی در طول‌موج‌های مختلف لیزر CO_2 دارند. درعین‌حال، عملکرد لیزر CO_2 برای ازبین‌بردن بافت‌های سخت دندانی که عمدتاً حاوی هیدروکسی آپاتایت با نقطه ذوب بیش از ۱۶۰۰ ℃ هستند، زمانبر است. در تابش لیزر در مد موج پیوسته[1] (cw)، بیشتر انرژی در سطح اکلوزال مینای دندان (کمتر از ۲۰ µm) جذب می‌شود که به کربنی‌شدن، ذوب‌شدن، ترک‌خوردن و نیز گرم‌شدن بیش‌ازحد محفظه پالپ منجر خواهد شد (۱۸-۱۲). ازاین‌رو، برای کندگی مواد بیولوژیک سخت، استفاده از لیزر پالسی CO_2 در پارامترهای مناسب، ممکن است مطلوب‌تر باشد (۱۹-۲۲).

علیرغم تعدد مطالعه‌های آزمایشگاهی با لیزر CO_2 بر روی بافت سخت دندان، این روش اخیراً به حوزه بالینی راه پیدا کرده است. درحال‌حاضر در دندانپزشکی پیشگیرانه و ترمیمی، تنها لیزر CO_2 برند SOLEA کمپانی Convergence Dental با طول‌موج ۹٫۳ µm، در بازار موجود است (۲۳) که توسط سازمان غذا و داروی ایالات متحده (FDA)[2] برای کندگی 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 آپاتایت 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 کندگی مینا و عاج دندان بدون ایجاد ترک و کربنی‌شدن، به پارامترهای طول‌موج، شاریدگی نوری و پهنای پالس لیزر بستگی دارد و روی تغییرات مورفولوژی سطح مینای دندان

[1] Continuous-Wave

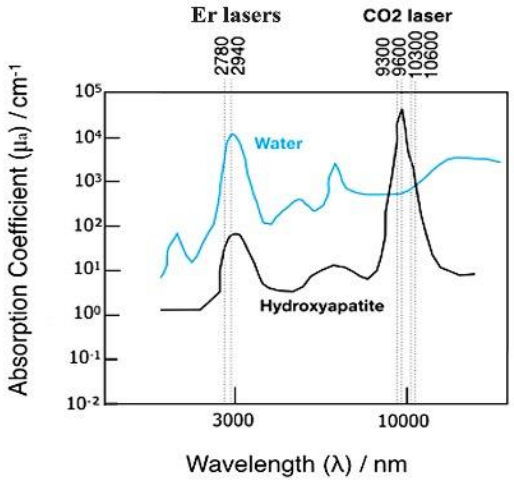
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]

تأثیرگذار است. همچنین، انتخاب انرژی مناسب لیزر توسط دندانپزشک برای دستیابی به یک نتیجه خاص، نیازمند دانستن آستانه کندگی است. ازطرف‌دیگر، 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 مستقیم‌نبوده و به‌صورت 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، به‌صورت دقیق‌تر شبیه‌سازی و محاسبه کند. در این مقاله، تخمین دز آستانه کندگی در بافت‌های سخت دندان در طول‌موج تأییدشده 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 سخت دندانی هستند که برای کندگی لیزری در اعمال مختلف دندانپزشکی مانند ازبین‌بردن پوسیدگی و آماده‌سازی دندان برای قراردادن ترمیم‌های دائمی مورد هدف قرار می‌گیرند. بازدهی کندگی لیزری به عوامل مختلفی بستگی دارد: طول‌موج لیزر، شاریدگی یا دز نوری، زمان پرتودهی و نرخ تکرار. این پارامترها را می‌توان برای بهینه‌سازی فرآیند کندگی در بافت‌های دندانی خاص تنظیم کرد.

طول‌موج 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 آپاتایت، پروتئین، لیپید و آب برهمکنش دارد (۲۶،۲۷). شکل ۱، طیف جذب کروموفورهای اصلی بافت سخت توسط لیزرهای دندانی رایج را در مقیاس لگاریتمی نشان می‌دهد.



شکل ۱. طیف جذب (مقیاس لگاریتمی) مواد بیولوژیکی آب و هیدروکسی آپاتایت در طول‌موج‌های مختلف لیزر (۲۸)

همان‌طورکه در شکل ۱ نشان داده شده است، ضرایب جذب تمام طول‌موج‌های CO_2 در آب بسیار شبیه یکدیگر هستند. طول‌موج µm ۱۰٫۶ در آب، دارای ضریب جذب تقریباً cm^{-1} ۶٫۶×۱۰^{۲} است. این عدد، عمق جذب یا نفوذ معادل µm ۱۵ را در آب به همراه دارد. از آنجایی که بافت نرم حاوی بیش از ۷۰% آب است، این مطلب سبب می‌شود تا لیزرهای CO_2 گزینه مناسبی برای جراحی بافت نرم باشند (۱۴).

طول‌موج‌های مختلف CO_2، ضریب جذب بالاتری در هیدروکسی آپاتایت نسبت به آب دارند. در بین ۴ طول‌موج لیزر CO_2، طول‌موج‌های µm ۹٫۶ و سپس، µm ۹٫۳ دارای بیشترین ضرایب جذب در هیدروکسی آپاتایت هستند. جدول ۱، خلاصه‌ای از ضرایب جذب و عمق نفوذ طول‌موج‌های اصلی لیزر CO_2 در مینا و عاج را نشان می‌دهد (۲۹). ضریب جذب مینای دندان تقریباً cm^{-1} ۸۰۰۰ در µm ۹٫۶ تعیین شده است که تقریباً ۱۰ برابر بیشتر از طول‌موج لیزرهای CO_2 متداول در µm ۱۰٫۶ است (۳۰،۱۰).

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]

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

ضریب / عمق جذب	طول‌موج‌های اصلی لیزر CO_2 (µm)			
	۹/۳	۹/۶	۱۰/۳	۱۰/۶
ضریب جذب مینا (cm^{-1})	۵۵۰۰	۸۰۰۰	۱۱۲۵	۸۲۵
عمق جذب مینا (µm)	۲	۱	۹	۱۲
ضریب جذب عاج (cm^{-1})	۵۰۰۰	۶۵۰۰	۱۲۰۰	۸۱۳
عمق جذب عاج (µm)	۲	۱/۵	۸/۳	۱۲

علاوه‌بر 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 به‌ازای آن، انرژی منتقل‌شده 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 CO_2، ذوب و تبخیر ماده معدنی و همچنین گرم‌شدن و انبساط آب زیرسطحی، در حدود ۱۰۰۰ °C و بالاتر اتفاق می‌افتد. گزارش‌شده که استفاده از لیزر CO_2 در طول‌موج ۹/۳ µm با شاریدگی ۹ تا ۴۲ J/cm^2 با نرخ تکرار بالا (۳۰۰ Hz) می‌تواند مینا و عاج را با حداقل آسیب جانبی به دندان و پالپ، به‌طور مؤثری حذف کند (۳۱-۳۵).

همچنین، پهنای پالس لیزر باید از مرتبه زمان واهلش حرارتی[1] (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 µs و ۱ µs و در طول‌موج ۱۰/۶ µm، ۷۰-۸۰ 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 ۰-۱۰۰ µs در طول‌موج ۱۰/۶ µm لیزر CO_2 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 پلاسما در ستون مواد برداشته شده شود که روی سطح، حفاظ پلاسمایی تولید می‌کند و بازده کندگی را کاهش می‌دهد. این همان چیزی است که در لیزر TEA CO_2 به‌دلیل افزایش ۱۰۰ تا ۲۰۰ ns افزایش می‌یابد (۱۰). ازسوی‌دیگر، افزایش بیش‌ازحد 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 منجربه ترک خوردگی، استرس حرارتی، تجمع فاز فسفات کلسیم (CaP)[2] غیرآپاتایتی در سطح و آسیب بیش‌ازحد به ماتریس کلاژن شود (۳۹). به‌طورکلی، 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/cm^2 بیان می‌شود. برای کندگی مؤثر، چگالی انرژی فرودی باید بالاتر از آستانه کندگی باشد. در یک باریکه فضایی گاوسی با پهنای کمر ω_0 در سطح هدف، قطر ناحیه کنده شده (D) با رابطه زیر به شار آستانه F_{th} مربوط است (۴۰):

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

F_0، 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 ω_0 محاسبه کرد:

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

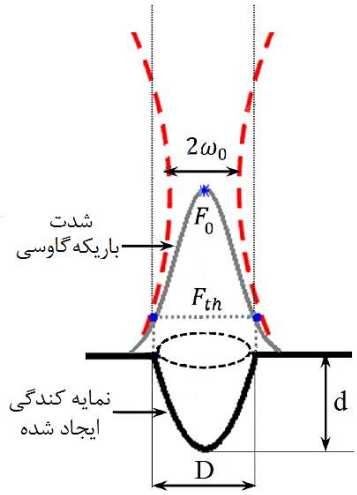
d عمق کندگی، ازطریق ضریب جذب ماده α و اندازه کمر باریکه، با پهنای کندگی D در ارتباط است و با معادله (۳) تخمین زده می‌شود (۴۱):

$$d = D^2/2\alpha\omega^2_0 \quad (3)$$

[1] thermal relaxation time

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]

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



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

از معادله (۱)، مربع قطر دهانه کندگی به‌صورت 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،

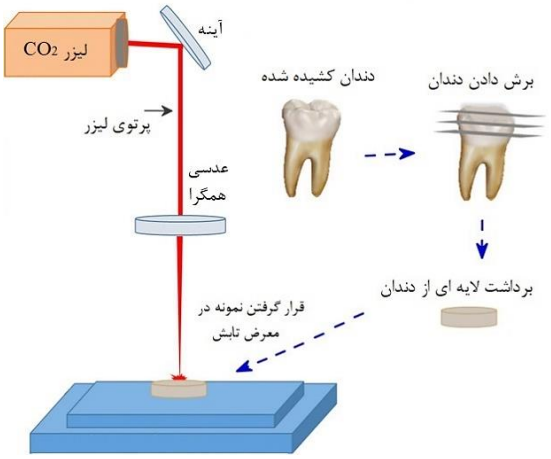
$$A = 2\omega_0^2 \quad (6)$$

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

معادله‌های (۵) و (۷) نشان می‌دهند که شار آستانه کندگی و شعاع کمر پرتو را می‌توان از روی قطر ناحیه کنده‌شده 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 J/cm^2 ۱۰ تا J/cm^2 ۱۰۰ 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 آماده‌شده‌ای از دندان تحت تابش پالس لیزر با پارامترهای از پیش تنظیم‌شده قرار می‌گیرد. سپس، ساختار کندگی ایجادشده معمولاً توسط میکروسکوپ الکترونی یا پروفایلومتر بررسی می‌شود.

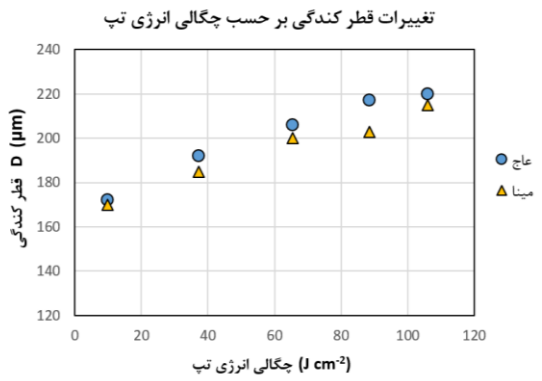


شکل ۲. شمایی از چیدمان لیزری برای نورکندگی مینا و عاج دندان.

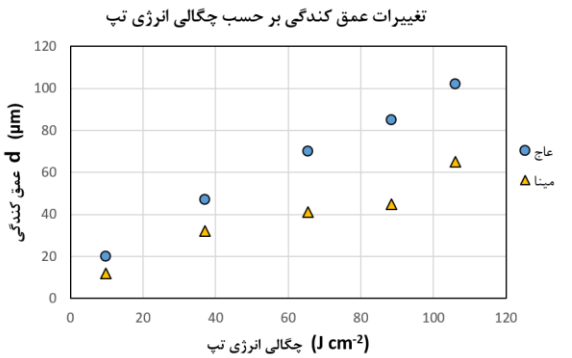
یافته‌ها

در مقاله تجربی مرجع (۲)، میزان کندگی یک تک تپ با انرژی‌های مختلف روی مینا و عاج دندان با استفاده از پروفایلومتر اندازه‌گیری شده است. شکل ۳، مقدار عمق و پهنای کندگی در کندگی تجربی انجام‌شده با لیزر CO_2 در طول‌موج ۹٫۳ µm را برحسب تغییر چگالی انرژی تپ‌فرودی نشان می‌دهد. همان‌طورکه 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. به‌عبارت‌دیگر، در برداشت بافت سخت عاج با لیزر CO_2 در طول‌موج ۹٫۳ µm، عمق نفوذ لیزر در بافت و حجم کندگی عاج از مینا بیشتر است که از کمتربودن درصد ماده معدنی هیدروکسی آپاتایت و نیز ضریب جذب این طول‌موج در عاج ناشی می‌شود.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]



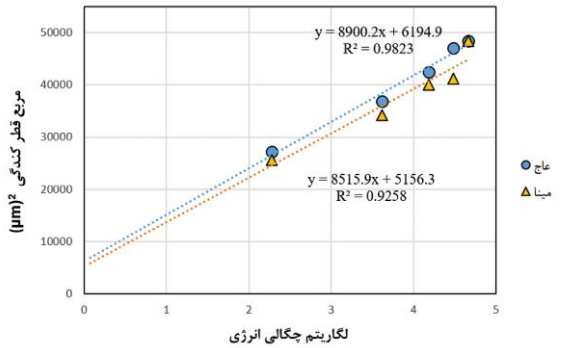
(الف)



(ب)

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

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) به‌دست‌آمده در کنار داده‌های تجربی مقاله مرجع (۲) برای طول‌موج ۹٫۳ µm رسم شده است. معادله‌های داخل شکل، نمودارهای خطی برازش‌شده و ضرایب همبستگی R^2 را نشان می‌دهند.



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.

براین‌اساس، با توجه به معادله‌های (۵) تا (۷) و فرمول خط، چگالی انرژی آستانه به‌صورت زیر به‌دست خواهد آمد:

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

براین‌اساس، چگالی انرژی آستانه در طول‌موج ۹٫۳ µm برای مینا در حدود ۵٫۲ J/cm^2 و برای عاج ۴٫۲ J/cm^2 به‌دست می‌آید که با نتایج پژوهش‌های تجربی مرجع (۲) در توافق است.

بحث و نتیجه‌گیری

انتخاب طول‌موج مناسب در فرآیند نور کندگی باید به‌گونه‌ای باشد که بیشترین میزان جذب را در کروموفورهای بافت هدف داشته باشد. در بین ۴ طول‌موج لیزر CO_2، طول‌موج‌های 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 CO_2 در طول‌موج حدود ۹ µm گزینه مناسبی برای استفاده در دندانپزشکی باشند. از پارامترهای مهم لیزر، انرژی آستانه کندگی است که نوع کاربرد آن را تعیین می‌کند. مدل‌سازی برهمکنش پالس گاوسی لیزر با بافت‌های سخت دندان برای برآورد شار آستانه کندگی در این مقاله نشان می‌دهد که لیزر CO_2 پالسی میکروثانیه در ۹٫۳ µm دارای چگالی انرژی آستانه در حدود ۵٫۲ J/cm^2 برای مینا و ۴٫۲ J/cm^2 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 حالی‌که

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]

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). علاوه‌براین، عاج دندان دارای توبول‌های فراوان است که آن را به‌اندازه 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 مقدارهای گزارش‌شده در (۲) است که ناشی از نبود معیار دقیق اندازه‌گیری در روش تجربی و استناد به احتمال کندگی می‌باشد. روش تئوری ارائه‌شده در این مقاله یک ابزار ساده، کم‌هزینه و غیرمخرب برای تعیین انرژی آستانه کندگی لیزری ارائه می‌دهد که می‌تواند منجربه طراحی آزمایش‌های کارآمدتر و هدفمندتر شده و به پیشرفت کاربردها و فناوری‌های مبتنی بر لیزر کمک کند.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]

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 mum 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 λ=9.3-μm 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 λ = 9.3-μm 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

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]

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 λ=9.3 μm. 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 λ=9.6 and 10.6 μm. 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 λ = 9.3 μm 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

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-28]