

بررسی مورفولوژی سطح در برداشت پوسیدگی عاج دندان توسط لیزر کوک‌پذیر CO₂ – TEA

چکیده

اهداف: امروزه به‌منظور کاهش درد و استرس هنگام برداشت پوسیدگی دندان، لیزرها به عنوان جایگزین مناسب فرز دندانپزشکی مطرح شده‌اند. هدف از این پژوهش، بررسی اثر دو مشخصه طول‌موج و تعداد تپ‌های لیزر CO₂ قبل و بعد از پاشش اسپری خنک‌کننده آب روی بافت پوسیده عاج دندان انسان است که به کمک میکروسکوپ نوری و میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) انجام شده است.

مواد و روش‌ها: نمونه‌های مورد مطالعه، تعدادی دندان کشیده شده انسان در محلول تیمول ۰/۱٪ است که تا آخرین مرحله آزمایش برای حفظ هیدراتاسیون بافت در آب و دمای اتاق نگهداری شدند. از آنجا که پرتودهی بر روی پوسیدگی در ناحیه عاج دندان مدنظر بوده است، نمونه‌ها برای دسترسی آسان و تسلط بیشتر در جهت طول دندان برش داده شده و در بلوک آکرلیک ارتودنسی ثابت شده‌اند. این نمونه‌ها با پرتوهای یک لیزرگازکربنیک (CO₂) تپی با پهنای تپ ns ۲۰۰ در نرخ تکرار ۱ Hz، قبل و بعد از پاشش اسپری آب پرتودهی شده‌اند. درنهایت، اثر کنندگی لیزر روی بافت پوسیده دندان در طول موج‌های مختلف (۹/۳، ۹/۶، ۱۰/۳ و ۱۰/۶) با شاریدگی J/cm² ۷/۳۶ به کمک میکروسکوپ SEM بررسی شده است.

یافته‌ها: پوسیدگی به‌طور مطلوب حذف شد و هیچ‌گونه آثار حرارتی بازگشت‌ناپذیر مانند (کربنی شدن، ترک‌خوردگی، ذوب و تبلور مجدد) بر روی نمونه‌ها در حضور خنک‌کننده آب مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: براساس نتایج به‌دست‌آمده در این کار، پرتودهی لیزر CO₂، می‌تواند پوسیدگی عاج دندان را در حضور خنک‌کننده آب، به‌طور مؤثر و مطلوب حذف کند. با این حال، بهینه‌سازی پارامترها برای نیل به نتایج رضایت‌بخش، هنوز نیازمند پژوهش‌های بیشتری است.

حدیثه قلخانبازا^۱

مریم ایلچی قزائی^{۲*}

بتول سجادا^۱

رضا نشاطی^۲

۱. گروه فیزیک اتمی مولکولی، دانشکده فیزیک، دانشگاه الزهراء، تهران
۲. پژوهشکده فوتونیک و فناوری‌های کوانتومی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران

نویسنده مسئول: مریم ایلچی قزائی

پست الکترونیک:

maryam.ilchi2010@gmail.com

واژه‌های کلیدی: مورفولوژی؛ طیف‌سنجی؛ لیزر CO₂؛ نورگرمایی؛ نورکنندگی.

مقدمه

پوسیدگی^۱، شایع‌ترین مورد آسیب شناختی دندان می‌باشد که منشأ آن بهداشت نامناسب دهان و رژیم غذایی نادرست است. در این بیماری، بافت‌های سخت دندان (مینا و عاج) در اثر ترشح اسید از باکتری‌های پوسیدگی‌زا (به‌طور عمده، استرپتوکوک موتانس^۲)، ماده معدنی هیدروکسی‌آپاتیت^۳ (HA) را از دست می‌دهند و به یک ساختار نرم، متخلخل و نفوذپذیر تبدیل می‌شوند که فراریت آب و پروتئین بیشتری دارد (۱).

بافت سخت دندان از مینا و عاج تشکیل شده است. مینا، رویی‌ترین قسمت در کالبد دندان انسان است که ۹۶٪ آن از فسفات کلسیم کریستالی HA تشکیل شده است. عاج، در زیر مینا قرار دارد و شامل ساختارهایی لوله‌مانند به نام «توبول‌های عاجی»^۴ است. عاج دندان از مینا نرم‌تر است زیرا ۷۰٪ آن از HA، ۱۰٪ آب و مابقی آن از مواد معدنی تشکیل شده است. از آنجایی که عاج، لایه‌هایی قبل از رسیدن به پالپ دندان و سست‌تر از مینا است، هنگامی که در معرض پوسیدگی قرار می‌گیرد، مشکلات متعددی ممکن است رخ دهد (۲،۳).

در حال حاضر، حذف پوسیدگی‌های مینا و عاج با فرزهای متداول و با بی‌حسی انجام می‌شود. عصب دندان هنگام برداشت پوسیدگی، هم به ارتعاش‌های القایی بسیار حساس است و هم حرارت ناشی از اصطکاک را احساس می‌کند، بنابراین درد را متحمل می‌شود. استفاده از لیزر در دندانپزشکی می‌تواند به دلیل کاهش صدا و عدم ایجاد لرزش و اصطکاک، میزان درد را کاهش دهد و نیاز به بی‌حسی موضعی را کمتر کند (۴). شکل دادن دقیق نسج دندان و عملیات دقیق‌تر برداشت نیز از مزایای دیگر کاربرد لیزر در دندانپزشکی است که حتی از تسکین درد نیز بر اهمیت‌ترند (۵،۶).

در میان انواع لیزرها با طول‌موج‌های مختلف، تنها لیزرهای تپی خانواده اربیوم (Er:YAG و Er,Cr:YSGG) و گازکربنیک (CO₂) در برداشت بافت‌های سخت دندان و پوسیدگی‌ها کاربرد دارند (۷)، زیرا

این لیزرها توسط کروموفورهای اصلی آب و HA به شدت جذب می‌شوند. در حال حاضر، لیزرهای CO₂ تپی کم‌انرژی با پهنای زمانی کوتاه از مرتبه نانو ثانیه در دسترس‌اند که می‌توانند گزینه‌های مناسبی برای پردازش و برداشت بافت سخت و پوسیدگی دندان باشند. لیزرهای TEA از منابع تغذیه با فناوری تخلیه الکتریکی ولتاژ بالا DC برای دمش مخلوط گاز استفاده می‌کنند که هزینه ذاتی این دستگاه‌ها را تا حد زیادی نسبت به سایر رقبا کاهش می‌دهد. به کمک لیزر TEA-CO₂ کوک‌پذیر می‌توان به قله‌های اصلی این لیزر در ناحیه مادون قرمز میانه و در بازه طول‌موجی ۹ تا ۱۱ μm دست یافت. هدف از این مطالعه، بررسی آثار سطحی برداشت پوسیدگی عاج توسط لیزر TEA-CO₂ در طول موج‌ها و تعداد تپ‌های مختلف است که توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی^۵ (SEM) انجام شده است.

برهم‌کنش لیزر - بافت

برهم‌کنش پرتوهای لیزر با بافت از طریق فرآیندهای فیزیکی جذب، عبور، بازتاب و پراکندگی است (۸). در فرآیند جذب نور، انرژی جذب‌شده در یک طول‌موج خاص به انرژی حرارتی و یا مکانیکی تبدیل می‌شود. این عمل، به افزایش سریع دمای بافت هدف و در نتیجه، تبخیر و کندگی منجر می‌شود. برهم‌کنش‌ها بین پرتوهای لیزر و بافت سخت دندان معمولاً از نوع نور - کندگی، نور - مکانیکی و نور - گرمایی هستند (۹). اما، این برهم‌کنش‌ها در لیزرهایی با گستره طول‌موجی در ناحیه IR بیشتر از نوع نور - گرمایی است که در آن انرژی پرتوها توسط مولکول‌های بافت جذب‌شده و به گرما تبدیل می‌شود که در نتیجه، دمای بافت را به‌صورت موضعی افزایش می‌دهد (۴). چگونگی توزیع حرارت، به اجزاء تشکیل‌دهنده بافت هدف و مشخصه‌های لیزر به‌ویژه مدت زمان پرتودهی، بستگی دارد.

افزایش دما می‌تواند سبب تغییر ترکیب و ساختار بافت شامل تبخیر، کرنی شدن و ذوب آن شده و به‌دنبال آن تبلور مجدد برای بافت سخت نیز رخ دهد (۹). آثار حرارتی می‌تواند به پالپ دندان آسیب‌زده و حتی سبب مرگ و نکروز سلول‌های زنده پالپ دندان

1 Carious lesions

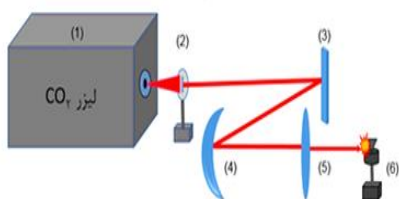
2 Streptococcus mutans

3 Hydroxyapatite

4 dentinal tubules

5 Scanning Electron Microscope

بیشینه انرژی ۵ J، توان متوسط ۵۰ W و قله توان ۵۰ MW در گستره طول موجی ۹-۱۱ μm ، برای پرتودهی نمونه‌ها استفاده شده است. همچنین، یک صفحه پلکسی ($5 \times 5 \text{ cm}^2$) با روزنه‌ای در مرکز آن به قطر ۲ mm بر سر مسیر پرتو لیزر قرار داده شد تا پرتو پس از عبور از آن با سطح مقطع دایره‌ای و انرژی کمتر در دسترس باشد. در تمام آزمایش‌ها، از دو آینه تخت و کاو مسی برای موازی‌سازی پرتو لنز با فاصله کانونی ۱۰ cm جهت متمرکز کردن پرتو لیزر روی نمونه و از پایه فلزی جهت ثابت نگه داشتن نمونه بهره گرفته شده است.



(الف)



(ب)

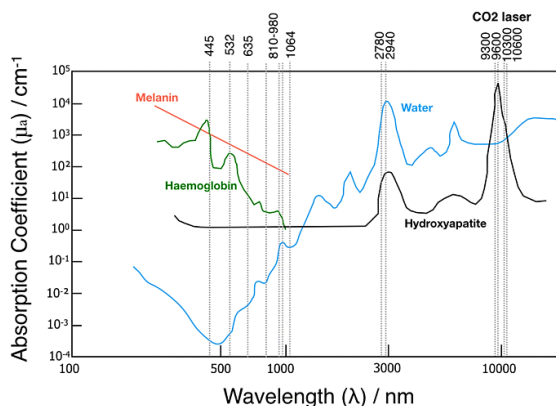
شکل ۲. الف) طرحواره و جهت پرتودهی نمونه شامل: (۱) لیزر CO_2 ، (۲) روزنه، (۳) آینه تخت، (۴) آینه کاو، (۵) لنز و (۶) یک پایه ثابت برای قرارگیری نمونه دندان با لیزر، (ب) چیدمان آزمایشگاهی برپا شده در آزمایشگاه.

برای اندازه‌گیری انرژی لیزر از یک ژول متر رقمی و برای تنظیم خط لیزر در طول موج دلخواه از طیف‌سنج استفاده شده است. همچنین، بررسی و آنالیز سطح نمونه‌ها به کمک یک میکروسکوپ نوری و یک میکروسکوپ SEM انجام شده است.

به منظور کاهش دمای بافت و به حداقل رساندن آسیب‌های حرارتی، با توجه به ضریب جذب بالای آب در ناحیه طول موجی IR بر روی بافت هدف، هم‌زمان با تابش لیزر آب اسپری شده است. یک پرتو لیزر که تا حدی در آب جذب می‌شود، حباب بخاری با قطر

شوند. با استفاده از اسپری لایه نازکی از آب می‌توان از عوارض جانبی ناشی از گرما بر روی سطح در حین کندگی اجتناب نمود (۱۰، ۱۱). از سوی دیگر، برای دستیابی به این امر، پهنای تپ لیزر باید کمتر از زمان واهلش گرمایی^۱ (TRT) بافت هدف انتخاب شود. متناسب بودن پهنای تپ با TRT بافت و کاهش انرژی، سبب جلوگیری از اشباع شدن کندگی در تعداد تپ‌های بالاتر خواهد شد که ناشی از پیدایش اثر حفاظ پلاسمایی^۲ است.

لیزرهایی که طول موج آنها به شدت در آب و HA جذب می‌شوند، امکان برداشت انتخابی و کم‌تهاجمی بافت سخت دندان پوسیده را فراهم می‌کنند (۱۲). مطابق شکل ۱، جزء بافتی که حداکثر طول موج CO_2 را جذب می‌کند، HA است به خصوص در طول موج‌های $9.3 \mu\text{m}$ و $9.6 \mu\text{m}$ (به ترتیب با ضرایب جذب 6500 cm^{-1} و 5500 cm^{-1} در مینا و 8000 cm^{-1} در عاج) و بعد از آن، آب بیشترین جذب را دارد (۱۳، ۱۴).



شکل ۱. ضریب جذب انواع کروموفورهای بافت‌های داخل دهان بر حسب طول موج‌های مختلف (۱۰).

مواد و چیدمان آزمایشگاهی

چیدمان آزمایشگاهی شامل؛ لیزر، روزنه، آینه تخت، آینه کاو، لنز و یک پایه ثابت برای قرارگیری نمونه، در شکل ۲ نشان داده شده است. از یک لیزر کوک‌پذیر CO_2 -TEA مدل ۸۴۰، پهنای تپ ۲۰۰ ns،

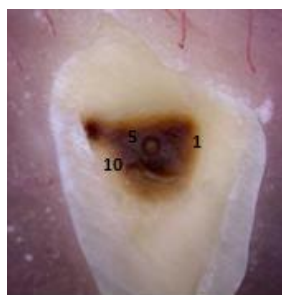
¹ Thermal Relaxation Time

² Plasma shielding

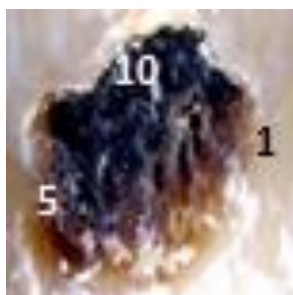
شده است. در تمامی مراحل، دو مشخصه طول موج و تعداد تپ‌ها قبل و بعد از پاشش اسپری آب، متغیرهای آزمایش بودند.

بررسی و بیان نتایج

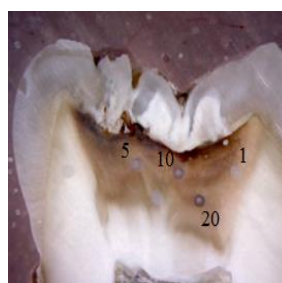
در سری اول آزمایش‌ها، پرتو لیزر CO₂ در طول موج‌های مختلف با انرژی کمینه ۲۸ mJ، قطر لکه 0,8 mm و چگالی انرژی J/cm² ۷/۳۶ بر روی ۴ نمونه عاج پوسیده دندان بودند، تابانده شد. شکل ۴، تأثیر پرتو دهی بر نمونه‌های ۱ تا ۴ بدون اسپری آب را نشان می‌دهد که در آن کربنی شدن با چشم و با میکروسکوپ نوری با حداقل بزرگ‌نمایی مشاهده می‌شود. طبق تصاویر میکروسکوپ نوری، این نمونه‌ها ضمن کندگی، کربنی نیز شده‌اند.



(ب)



(الف)



(د)



(ج)

شکل ۴. تصاویر میکروسکوپ نوری عاج پوسیده در طول موج الف) ۹/۳ μm (ب) ۹/۶ μm (ج) ۱۰/۳ μm (د) ۱۰/۶ μm با تعداد تپ‌های مختلف و خنک‌کنندگی هوای محیط (اعداد روی شکل تعداد تپ‌های اعمال شده در هر نقطه است).

به‌طور معمول، پوسیدگی به تیرگی دندان می‌انجامد اما گاهی اوقات، ضایعات پوسیدگی در سطح، روشن به نظر می‌رسند. از این‌رو، شناسایی آنها مشکل‌تر است. در دندانپزشکی، از روش‌های طیف‌سنجی و تصویربرداری اشعه X برای اطمینان از پوسیدگی دندان بیماران بهره گرفته می‌شود. اما در این پژوهش، با توجه به اینکه

بسیار بزرگتر ایجاد می‌کند. بنابراین، پرتو لیزر در لحظه و با ازدست‌دادن انرژی بسیار کمی یک "تونل بخار" را از طریق حتی بزرگترین قطره اسپری آب یا آب لایه سطحی ایجاد می‌کند (۱۵).

آماده‌سازی نمونه

تعدادی دندان انسان که به دلیل پوسیدگی کشیده شده بودند از یک درمانگاه دندانپزشکی جمع‌آوری شد. برای دسترسی به عاج و تسلط بیشتر به دندان و داشتن یک سطح صاف و یک‌دست، نمونه‌ها به روش CNC با تیغ ظریف فنی به قطر ۴ mm و شعاع ۱۱۰ mm مانند شکل ۳ در جهت طول برش زده شدند و پس از سمباده‌کاری با سمباده ۱۰۰۰، در بلوک‌های آکرلیک ارتودنسی نصب شدند. همچنین، برای جلوگیری از رشد باکتری‌ها در محیط مرطوب، نمونه‌ها در تیمول ضد عفونی‌کننده ۰/۱٪ و برای حفظ هیدراتاسیون بافت تا آخرین مرحله آزمایش در آب و دمای اتاق نگهداری شدند.

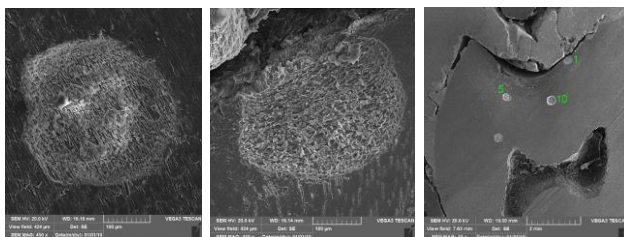


شکل ۳. نمونه دندان آماده شده برای تسلط و دست‌یابی به عاج دندان.

روش انجام آزمایش‌ها

آزمایش‌ها با تابش دهی نمونه توسط پرتوهای کانونی لیزر CO₂ - TEA با کمینه انرژی دستگاه با پهنای تپ ۲۰۰ ns در نرخ تکرار ۱ Hz انجام شده است. نمونه‌هایی که در آب نگهداری می‌شدند، قبل از ثابت شدن بر روی پایه در هوا خشک شدند. ۸ نمونه دندان پوسیده با استفاده از لیزر در طول موج‌های ۹/۳، ۹/۶، ۱۰/۳، و ۱۰/۶ μm پرتو دهی شدند. ۴ نمونه بدون حضور اسپری خنک‌کننده آب (خنک‌سازی در دمای محیط) و ۴ نمونه بعدی با حضور خنک‌کننده اسپری آب آزمایش شدند. برای جلوگیری از آثار حرارتی، نرخ تکرار تپ در تمامی مراحل ۱ Hz در نظر گرفته شده است و برای کم شدن انرژی بر حسب نیاز، از پلکسی با روزنه‌ای به قطر ۲ mm استفاده

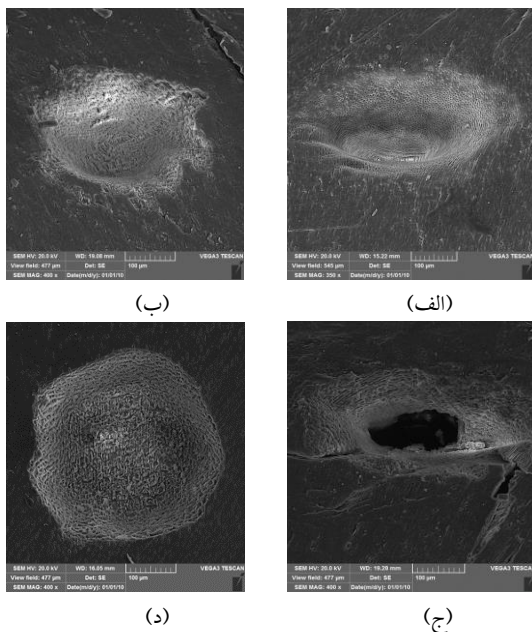
انفجارهای ریز موضعی ایجاد می‌کند که سبب کنده‌شدن بافت سخت می‌شود. همچنین، کندگی بافت سخت حاصل از جذب بسیار قوی طول موج لیزر CO₂ در بلورهای کریستالی مواد معدنی HA است که پس از ذوب این ماده معدنی رخ می‌دهد.



(الف) (ب) (ج)

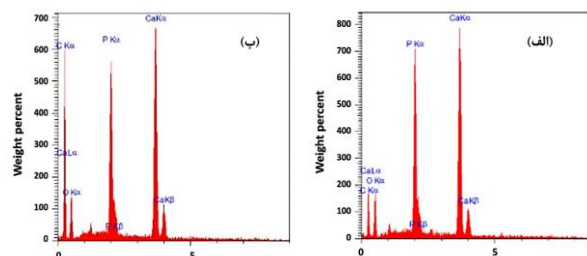
شکل ۷. تصاویر SEM عاج دندان. (الف) نمای کلی، (ب) یک تپ و (ج) ۵ تپ در طول موج ۱۰/۶ μm و خنک‌کننده اسپری آب در بزرگنمایی ۴۵۰.

آزمایش‌ها علاوه بر طول موج ۱۰/۶ μm، برای ۳ طول موج دیگر لیزر (۹/۳ μm، ۹/۶ و ۱۰/۳) نیز در کمترین مقدار انرژی در دسترس دستگاه (نزدیک به انرژی آستانه کندگی) و نرخ تکرار ۱ Hz با تعداد تپ‌های مختلف ۱، ۵ و ۱۰ تپ تکرار شده که در تمامی آنها کندگی مطلوب رخ داده است. نتایج بدست آمده در شکل ۸ نشان داده شده است.

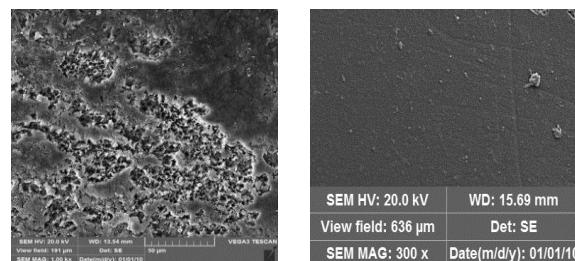


(الف) (ب) (ج) (د)

دندان‌ها کشیده شده بودند، از طیف‌سنجی پراش انرژی^۱ (EDS) استفاده شد. اطلاعات به دست آمده از این روش، برای بررسی کمی و کیفی ترکیب‌های شیمیایی استفاده می‌شود. همان‌طور که در شکل ۵ مشخص است، میزان کربن موجود در پوسیدگی نسبت به بافت سالم دندان بیشتر است و کلسیم کمتری را داراست. همچنین، ساختار دندان پوسیده نسبت به بافت سالم، متخلخل است که به وضوح در تصاویر SEM شکل ۶ مشاهده می‌شود.



شکل ۵. نمودار EDS از عاج دندان سالم و (ب) دندان پوسیده.



(الف) (ب)

شکل ۶. تصاویر SEM عاج دندان (الف) دندان سالم و (ب) دندان پوسیده.

در مرحله بعد، ۴ نمونه باقیمانده با همان شرایط مرحله قبل اما این بار در حضور اسپری خنک‌کننده آب، پرتودهی شدند. در تصاویر میکروسکوپ نوری نمونه‌ها، آثار حرارتی مشاهده نمی‌شود. در این مرحله، برای بررسی دقیق‌تر سطح نمونه‌ها و اطمینان از کندگی مطلوب و فاقد آثار حرارتی بازگشت ناپذیر، نمونه‌های ۵ تا ۸ پس از پوشانیده شدن با لایه نازکی از طلا، به کمک میکروسکوپ SEM بررسی شدند. شکل ۷، پرتودهی با ۱ و ۵ تپ در طول موج ۱۰/۶ μm روی عاج دندان را نشان می‌دهد که هیچ‌گونه آثار حرارتی در آن دیده نمی‌شود و کندگی مطلوب است. آب درون لایه‌ای بافت سخت، در اثر برهمکنش نور - گرمایی با پرتو لیزر CO₂ تبخیر می‌شود و

¹ Energy Dispersive Spectroscopy

استفاده از طول موج $9.6 \mu\text{m}$ و پهنای تپ حدود $8 \mu\text{s}$ با چگالی انرژی‌های بالای $10-15 \text{ J/cm}^2$ و **Kenneth** و **Fried** در سال ۲۰۰۶ با طول موج $9.3 \mu\text{m}$ و پهنای تپ $20-10 \mu\text{s}$ است که پتانسیل قابل توجه این لیزر برای برداشت و مهار پوسیدگی، بدون ایجاد آسیب حرارتی به بافت‌های مجاور را نشان می‌دهد (۱۹-۲۲). جدیدترین پژوهش در چند سال اخیر توسط **Chan Kenneth** و **Daniel Fried** منتشر شد. آنها توانستند تشخیص و کندگی انتخابی ضایعات پوسیدگی را با استفاده از یک سیستم تصویربرداری یکپارچه **IR** نزدیک و یک لیزر CO₂ جدید در طول موج $9.3 \mu\text{m}$ با چگالی انرژی 170 J/cm^2 ، پهنای تپ $15 \mu\text{s}$ و نرخ تکرار 5 Hz به طور مطلوب انجام دهند (۷). در مطالعه دیگری که توسط **Antony Otero** و همکارانش در سال ۲۰۲۱ انجام شد، قابلیت لیزرهای CO₂ در $9.3 \mu\text{m}$ و **Er:YAG** در مقابل فرز بر سازگاری حاشیه‌ای در مینا و عاج با سیستم‌های ترمیمی مختلف بررسی شد. آنها نتایج مطلوبی از کندگی با لیزر CO₂ در طول موج $9.3 \mu\text{m}$ و لیزر **Er:YAG** را گزارش کردند (۱۲).

در این مطالعه، اثرات مورفولوژی سطح برداشت پوسیدگی عاج ناشی از لیزر CO₂-TEA با کمینه شاریدگی 7.36 J/cm^2 با پهنای تپ 200 ns در نرخ تکرار 1 Hz با استفاده از میکروسکوپ SEM مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج حاصل در جدول ۱ خلاصه شده است که نشان می‌دهد کندگی‌ها در شرایط آزمایشگاهی هوا-خنک با کربنی شدن بافت ناشی از تجمع گرما همراه است که در نتیجه می‌تواند به بافت پالپ مجاور عاج نیز آسیب وارد نماید. بررسی برهمکنش عاج دندان با پرتو لیزر از جمله موارد ضروری است زیرا حفظ نسج سالم آنها از آسیب‌های حرارتی مانند ترک خوردگی که خود زمینه ایجاد و پیشرفت بیشتر پوسیدگی‌های بعدی می‌شود از اهمیت بالایی برخوردار است.

جدول ۱. نتایج پرتو دهی عاج دندان با لیزر کوک‌پذیر CO₂-TEA در طول موج‌های مختلف با ۱، ۵ و ۱۰ تپ.

شکل ۸. تصویر SEM عاج دندان در طول موج الف) $9.3 \mu\text{m}$ ب) $9.6 \mu\text{m}$ ج) $10.3 \mu\text{m}$ و د) $10.6 \mu\text{m}$ با تعداد ۱۰ تپ و خنک‌کننده اسپری آب.

در شرایط در نظر گرفته این پژوهش تا تعداد ۱۰ تپ روی عاج دندان، کندگی‌ها فاقد آثار حرارتی هستند و نتایج مطلوبی حاصل شده است که امید به این روش لیزری جایگزین را بیشتر می‌کند. اما در تپ‌های بالاتر، به دلیل گرمای بیش از حد ناشی از انباشت انرژی، ممکن است آثار حرارتی رخ دهد و به شرایط خنک‌سازی بهتری نیاز است.

از سوی دیگر، طول موج‌های $9.3 \mu\text{m}$ و $9.6 \mu\text{m}$ کندگی مطلوب‌تر با نسبت‌های عمق/ارتفاع بالاتر و عمق جذب حدود $2-1 \mu\text{m}$ ایجاد می‌کنند که ناشی از ضریب جذب بالای آنها توسط ماده معدنی **HA** یونیزه شده موجود در پوسیدگی (شکل ۱) و فراریت بیشتر آب و پروتئین در بافت پوسیده نسبت به بافت سالم است. از این رو، کندگی لیزری ضایعات پوسیدگی عاج دندان در طول موج‌های $9.3 \mu\text{m}$ و $9.6 \mu\text{m}$ لیزر CO₂ انتخابی، کم‌تهاجمی و غیرمخرب است.

بحث

نقش لیزر CO₂ در برداشت و مهار پوسیدگی پوسیدگی توسط بسیاری از محققان مورد بررسی قرار گرفته است که از برهمکنش طول موج‌های مختلف لیزر CO₂ با بافت‌های سخت دندان بهره گرفته‌اند. **Leighty** و همکارانش در سال ۱۹۹۱، **Kurosaki** و همکارانش در سال ۱۹۹۷ و **Featherstone** در سال ۲۰۰۱ نشان دادند که استفاده از لیزر CO₂ در مد عملکرد موج پیوسته^۱ (CW) با آسیب حرارتی غیرقابل قبول ناشی از انباشت انرژی روی بافت و حتی آسیب ناشی از انتقال حرارت به پالپ همراه است (۱۶-۱۸).

پژوهش‌های بیشتر با لیزر CO₂ به صورت خروجی تپی^۲ شامل پژوهش **Featherstone** و **Nelson** در سال ۱۹۸۷ با استفاده از طول موج‌های $9.3 \mu\text{m}$ و $9.6 \mu\text{m}$ و شاریدگی تک تپ 2.5 تا 2 mJ/cm^2 **Fried**، **Fried** و همکارانش در سال ۱۹۹۴ و ۱۹۹۵ با پهنای تپ از 50 تا $500 \mu\text{s}$ و همکارانش در سال ۲۰۰۱ با

¹ Continuous-wave

² pulsed

برداشت پوسیدگی دندان به طور مطلوب و بدون آثار حرارتی توسط لیزر TEA-CO₂، با استفاده از مشخصه‌های بهینه لیزر و مدیریت آنها برای کنترل دما و همین طور با بهره‌گیری از خنک‌کننده مناسب، حتی در تعداد تپ‌های بالاتر (تا ۱۰ تپ) به خصوص پرتودهی با طول‌موج‌های ۹/۳ μm و ۹/۶ μm، مقدور است. نتایج به‌دست‌آمده از تصاویر میکروسکوپ SEM نشان دادند که آثار سطحی در این ناحیه به‌شدت وابسته به طول‌موج است و طول‌موج‌های ۹/۳ و ۹/۶ μm در برداشت پوسیدگی عاج بسیار کارآمد هستند. این لیزر با خنک‌کنندگی مناسب می‌تواند برای برداشت مطلوب بافت سخت بدون آسیب حرارتی به پالپ در نظر گرفته شود و باید به‌خاطر سپرد که پیشرفت فرزهای دندانپزشکی و سایر روش‌های لیزری در طول چندین دهه حاصل شده است و سپس، این ابزارها به بلوغ کنونی خود رسیده‌اند. به‌همین ترتیب، توسعه روش لیزری مورد استفاده در این پژوهش نیز می‌تواند یک راهکار جایگزین مناسب ارائه کند.

نمونه	طول‌موج (μm)	خنک‌کنندگی	نتیجه آزمایش
۱	۹/۳	هوا-خنک	کندگی همراه با کربن‌دیاکسید
۲	۹/۶		
۳	۱۰/۳		
۴	۱۰/۶		
۵	۹/۳	آب-خنک	کندگی مطلوب و فاقد آثار حرارتی بازگشت‌ناپذیر مانند ترک‌خوردگی، ذوب، تبلور و کربنی شدن در سطح عاج و آسیب حرارتی به پالپ
۶	۹/۶		
۷	۱۰/۳		
۸	۱۰/۶		

در بررسی مورفولوژی سطح نمونه‌ها با میکروسکوپ SEM مشخص شده است که پرتودهی در حضور اسپری آب با کمینه شاریدگی 7.36 J/cm^2 حتی در تعداد تپ‌های بالاتر تا ۱۰ تپ، آسیب‌های حرارتی را از بین می‌برد. از طرفی، انتخاب مناسب مشخصه‌های پرتودهی مانند پرتودهی با طول‌موج‌های ۹/۳ μm و ۹/۶ μm، بهترین طول‌موج برای هدف برداشت بافت سخت دندان هستند کمک خواهد کرد که لیزر TEA-CO₂ برای این هدف بسیار مناسب باشد. این جذب کارآمد و همین طور مدیریت دقیق‌تر حذف برداشتن حجم مناسبی از پوسیدگی، می‌تواند دلیل اصلی استفاده از لیزر CO₂ در این دو طول‌موج گردد. همچنین، با توجه به خواص فیزیکی (بازتاب، ضریب جذب، و عمق جذب) این لیزر روی مینا و عاج، اثر حرارتی روی پالپ نیز می‌تواند کمتر باشد.

نتیجه‌گیری

برهم‌کنش لیزر TEA-CO₂ با بافت سخت عاج دندان از نوع برهم‌کنش نور-گرمایی است زیرا، پرتو این لیزر به‌شدت توسط کروموفورهای اصلی سازنده بافت سخت دندان (آب و HA) جذب می‌شوند. به‌خصوص، در طول‌موج‌های اصلی این لیزر (۹/۳، ۹/۶، ۱۰/۳ و ۱۰/۶ μm) و پرتودهی با استفاده از شرایط این پژوهش بدون حضور خنک‌کننده آب ممکن است علاوه‌بر کندگی، آثار حرارتی جبران‌ناپذیر حتی در یک تپ نیز به همراه داشته باشد. از این‌رو،

References:

1. Simmer JP, Fincham AG. Molecular mechanisms of dental enamel formation. Vol. 6, Critical Reviews in Oral Biology and Medicine. 1995.
2. LeGeros RZ, Bonel G, Legros R. Types of "H₂O" in human enamel and in precipitated apatites. *Calcif Tissue Res.* 1978;26(1).
3. Ryou H, Romberg E, Pashley DH, Tay FR, Arola D. Importance of age on the dynamic mechanical behavior of intertubular and peritubular dentin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;42.
4. Türkmen C, Günday M, Karaçorlu M, Başaran B. Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: An in vitro study. *J Endod.* 2000;26(11).
5. Niemz MH. Laser-Tissue Interactions. In: *Laser Light Therapy in Dentistry: Efficacy, Uses and Limitations.* 2021.
6. 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.
7. Fried NM, Fried D, Chan KH. Selective ablation of carious lesions using an integrated multispectral near-IR imaging system and a novel 9.3- μ m CO₂ laser. In 2018.
8. Abdulsamee N. All Tissues Dental Laser Er:YAG laser- Review Article. *Biomed J Sci Tech Res.* 2017;1(1).
9. Shayeganrad G and LM. Laser Characteristics on Hard Tissue Laser Machining. *Sensors & Transducers.* 2018;226(10):17–36.
10. Luk K, Zhao IS, Gutknecht N, Chu CH. Use of carbon dioxide lasers in dentistry. *Lasers in Dental Science.* 2019.
11. Marraccini TM, Bachmann L, Wigdor HA, Walsh JT, Stabholtz A, Zezell DM. Morphological evaluation of enamel and dentin irradiated with 9.6 μ m CO₂ and 2.94 μ m Er:YAG lasers. *Laser Phys Lett.* 2005;2(11).
12. Anton y Otero CI, Di Bella E, Krejci I, Bortolotto T. Effect of 9.3 μ m CO₂ and 2.94 μ m Er:YAG Laser vs. Bur Preparations on Marginal Adaptation in Enamel and Dentin of Mixed Class V Cavities Restored With Different Restorative Systems. *Frontiers in Dental Medicine.* 2021;2.
13. Nasim H, Jamil Y. Diode lasers: From laboratory to industry. Vol. 56, *Optics and Laser Technology.* 2014.
14. Sarver DM, Yanosky M. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: Part 2. Soft tissue laser technology and cosmetic gingival contouring. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2005;127(1).
15. Diaci J GB. Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. *J laser health Acad.* 2012;1(1):1–13.
16. Fox JL, Yu D, Otsuka M, Higuchi WI, Wong J, Powell GL. Initial Dissolution Rate Studies on Dental Enamel after CO₂ Laser Irradiation. *J Dent Res.* 1992;71(7).
17. Featherstone JDB, Barrett-Vespe NA, Fried D, Kantorowitz Z, Seka W. CO₂ laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. *J Dent Res.* 1998;77(6).
18. Fried D. Thermal response of hard dental tissues to 9- through 11- μ m CO₂-laser irradiation. *Optical Engineering.* 1996;
19. Nelson DGA, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JDB. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radiation (With 1 color plate). *Caries Res.* 1987;
20. 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.
21. McCormack SM, Fried D, Featherstone JDB, Glana RE, Seka W. Scanning Electron Microscope Observations of CO₂ Laser Effects on Dental Enamel. *J Dent Res.* 1995;
22. Marraccini TM, Bachmann L, Wigdor HA, Walsh JT, Turbino ML, Stabholtz A, et al. Enamel and dentin irradiation with 9.6 μ m CO₂ and 2.94 μ m Er:YAG lasers: Bond strength evaluation. *Laser Phys Lett.* 2006;3(2).