لیزر در پزشکی ۱۴۰۳/ دوره ۲۱ / شماره (۱) /۸ صفحه.

مقاله پژوهشی

بررسی مورفولوژی سطح در برداشت پوسیدگی عاج دندان توسط لیزر کوک‌پذیر CO_2 – TEA

حدیثه قلخانباز[۱]
مریم ایلچی قزاانی[۲*]
بتول سجاد[۱]
رضا نشاطی[۲]

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

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

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 CO_2 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 داده‌شده و در بلوک آکریلیک ارتودنسی ثابت شده‌اند. این نمونه‌ها با پرتوهای یک لیزرگازکربنیک (CO_2) تپی با پهنای تپ ns ۲۰۰ در نرخ تکرار ۱ Hz، قبل و بعد از پاشش اسپری آب پرتودهی شده‌اند. درنهایت، اثر کندگی لیزر روی بافت پوسیده دندان در طول موج‌های مختلف (۹/۳ μm، ۹/۶، ۱۰/۳ و ۱۰/۶) با شاریدگی ۷/۳۶ J/cm^2به کمک میکروسکوپ SEM بررسی شده است.

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

نتیجه‌گیری: براساس نتایج به‌دست‌آمده در این کار، پرتودهی لیزر CO_2، می‌تواند پوسیدگی عاج دندان را در حضور خنک‌کننده آب، به‌طور مؤثر و مطلوب حذف کند. بااین‌حال، بهینه‌سازی پارامترها برای نیل به نتایج رضایت‌بخش، هنوز نیازمند پژوهش‌های بیشتری است.

واژه‌های کلیدی:مورفولوژی؛ طیف‌سنجی؛ لیزر CO_2 ؛ نورگرمایی؛ نورکندگی.

مقدمه

پوسیدگی[1]، 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[2])، ماده معدنی هیدروکسی‌آپاتایت[3] (HA) را ازدست 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 لوله مانند به نام «توبول‌های عاجی[4]» است. عاج دندان از مینا نرم‌تر است زیرا ۷۰% آن از HA، ۱۰% آب و مابقی آن از مواد معدنی تشکیل شده است. ازآنجایی‌که عاج، لایه نهایی 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).

درحال‌حاضر، 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 به‌دلیل کاهش صدا و عدم ایجاد لرزش و اصطکاک، میزان درد را کاهش دهد و نیاز به بی‌حسی موضعی را کمتر کند (٤). شکل‌دادن دقیق نسج دندان و عملیات دقیق‌تر برداشت نیز از مزایای دیگر کاربرد لیزر در دندانپزشکی است که حتی از تسکین درد نیز پر اهمیت‌ترند (٥،٦).

در میان انواع لیزرها با طول‌موج‌های مختلف، تنها لیزرهای تپی خانواده اربیوم (Er:YAG و Er,Cr:YSGG) و گازکربنیک (CO_2) 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 CO_2 تپی کم‌انرژی با پهنای زمانی کوتاه از مرتبه نانوثانیه 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- CO_2 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-CO_2 در طول‌موج‌ها و تعداد تپ‌های مختلف است که توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی[5] (SEM) انجام شده است.

برهم‌کنش لیزر - بافت

برهم‌کنش پرتوهای لیزر با بافت ازطریق 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 درنتیجه، 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 درنتیجه، دمای بافت را به‌صورت موضعی افزایش می‌دهد (٤). چگونگی توزیع حرارت، به اجزاء تشکیل‌دهنده بافت هدف و مشخصه‌های لیزر به‌ویژه مدت زمان پرتودهی، بستگی دارد.

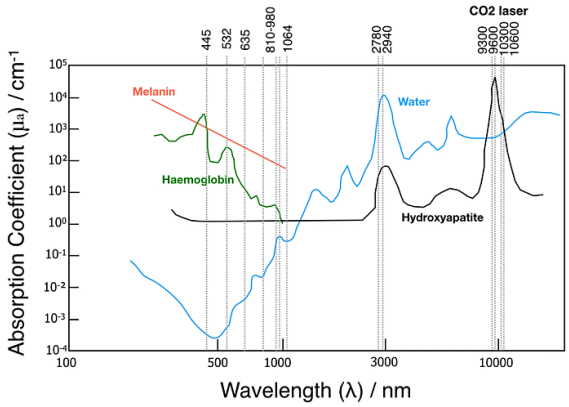
افزایش دما می‌تواند سبب تغییر ترکیب و ساختار بافت شامل تبخیر، کربنی‌شدن و ذوب آن شده و به‌دنبال آن تبلور مجدد برای بافت سخت نیز رخ دهد (۹). آثار حرارتی می‌توانند به پالپ دندان آسیب‌زده و حتی سبب مرگ و نکروز سلول‌های زنده پالپ دندان

[1] Carious lesions
[2] Streptococcus mutans
[3] Hydroxyapatite
[4] dentinal tubules
[5] Scanning Electron Microscope

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).

ازسوی‌دیگر، برای دستیابی به این امر، پهنای تپ لیزر باید کمتر از زمان واهلش گرمایی[1] (TRT) بافت هدف انتخاب شود. متناسب‌بودن پهنای تپ با TRT بافت و کاهش انرژی، سبب جلوگیری از اشباع‌شدن کندگی در تعداد تپ‌های بالاتر خواهد شد که ناشی از پیدایش اثر حفاظ پلاسمایی[2] است.

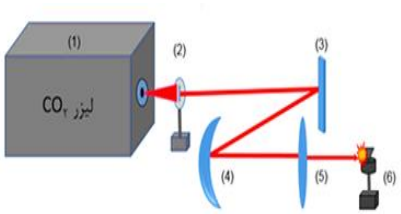
لیزرهایی که طول‌موج آنها به شدت در آب و HA جذب می‌شوند، امکان برداشت انتخابی و کم‌تهاجمی بافت سخت دندان پوسیده را فراهم می‌کنند (۱۲). مطابق شکل ۱، جزء بافتی که حداکثر طول‌موج CO_2 را جذب می‌کند، HA است به‌خصوص در طول‌موج‌های ۹٫۳ µm و ۹٫۶ µm (به‌ترتیب با ضرایب جذب cm^{-1} ۵۵۰۰ و cm^{-1} ۸۰۰۰ در مینا و cm^{-1} ۵۰۰۰ و cm^{-1} ۶۵۰۰ در عاج) و بعد از آن، آب بیشترین جذب را دارد (۱۰،۱۳،۱۴).



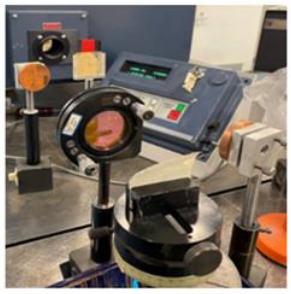
شکل ۱. ضریب جذب انواع کروموفورهای بافت‌های داخل دهان بر حسب طول‌موج‌های مختلف (۱۰).

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 TEA- CO_2 مدل ۸۴۰، پهنای تپ ۲۰۰ ns، بیشینه انرژی ۵ J، توان متوسط ۵۰ W و قله توان ۵۰ MW در گستره طول‌موجی ۱۱-۹ µm، برای پرتودهی نمونه‌ها استفاده شده است. همچنین، یک صفحه پلکسی (cm^2) ۵×۵ با روزنه‌ای در مرکز آن به قطر ۲ mm بر سر مسیر پرتو لیزر قرار داده شد تا پرتو پس‌از 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 متمرکزکردن 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 ازمایشگاه.

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

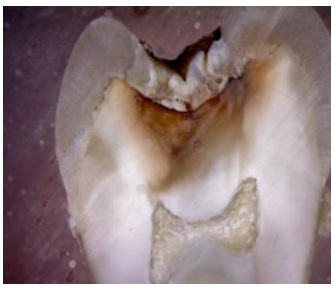
به‌منظور کاهش دمای بافت و به‌حداقل رساندن آسیب‌های حرارتی، با توجه به ضریب جذب بالای آب در ناحیه طول‌موجی IR بر روی بافت هدف، هم‌زمان با تابش لیزر آب اسپری شده است. یک پرتو لیزر که تا حدی در آب جذب می‌شود، حباب بخاری با قطر

[1] Thermal Relaxation Time
[2] Plasma shielding

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

آماده‌سازی نمونه

تعدادی دندان انسان که به‌دلیل 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 فنری 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 آکریلیک 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 اخرین مرحله آزمایش در آب و دمای اتاق نگهداری شدند.



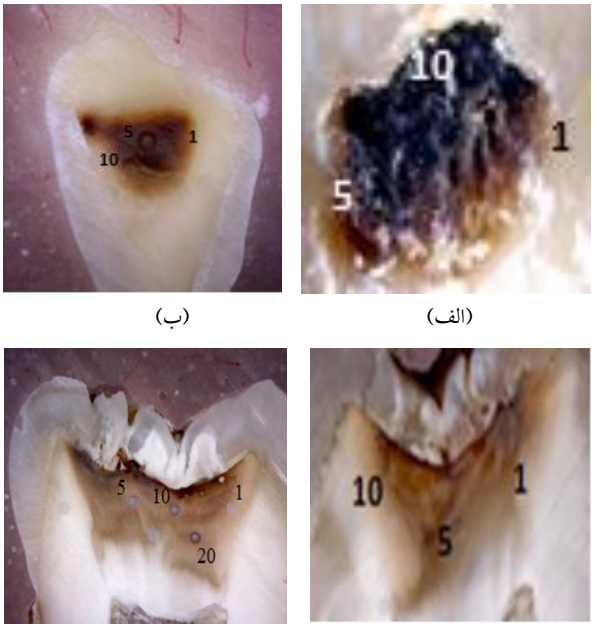
شکل ۳. نمونه دندان آماده شده برای تسلط و دست‌یابی به عاج دندان.

روش انجام آزمایش‌ها

آزمایش‌ها با تابش‌دهی نمونه توسط پرتوهای کانونی لیزر CO_2 - 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 ثابت‌شدن بر روی پایه در هوا خشک شدند. 8 نمونه دندان پوسیده با استفاده از لیزر در طول‌موج‌های ۹/۳، ۹/۶، ۱۰/۳ و ۱۰/۶ µm پرتودهی 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 کم‌شدن انرژی برحسب نیاز، از پلکسی با روزنه‌ای به قطر ۲ mm استفاده شده است. در تمامی مراحل، دو مشخصه طول‌موج و تعداد تپ‌ها قبل و بعد از پاشش اسپری آب، متغیرهای آزمایش بودند.

بررسی و بیان نتایج

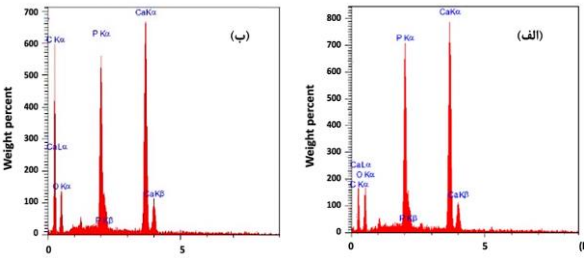
در سری اول آزمایش‌ها، پرتو لیزر CO_2 در طول‌موج‌های مختلف با انرژی کمینه ۲۸ mJ، قطر لکه ۰/۸ mm و چگالی انرژی J/cm^2 ۷/۳۶ بر روی ۴ نمونه عاج پوسیده دندان بودند، تابانده شد. شکل ۴، تأثیر پرتودهی بر نمونه‌های ۱ تا ۴ بدون اسپری آب را نشان می‌دهد که در آن کربنی‌شدن با چشم و با میکروسکوپ نوری با حداقل بزرگ‌نمایی مشاهده می‌شود. طبق تصاویر میکروسکوپ نوری، این نمونه‌ها ضمن کندگی، کربنی نیز شده‌اند.



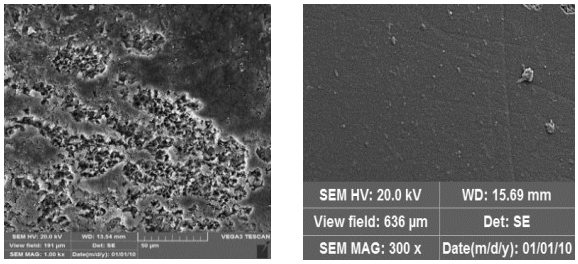
شکل ۴. تصاویر میکروسکوپ نوری عاج پوسیده در طول‌موج الف) ۹/۳ µm، ب) ۹/۶ µm، ج) ۱۰/۳ µm د) ۱۰/۶ µm با تعداد تپ‌های مختلف و خنک‌کنندگی هوای محیط (اعداد روی شکل تعداد تپ‌های اعمال شده در هر نقطه است).

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

دندان‌ها کشیده شده بودند، از طیف‌سنجی پراش انرژی[1] (EDS) استفاده شد. اطلاعات به دست آمده از این روش، برای بررسی کمی و کیفی ترکیب‌های شیمیایی استفاده می‌شود. همان‌طورکه 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 وضوع در تصاویر SEM شکل ۶ مشاهده می‌شود.



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

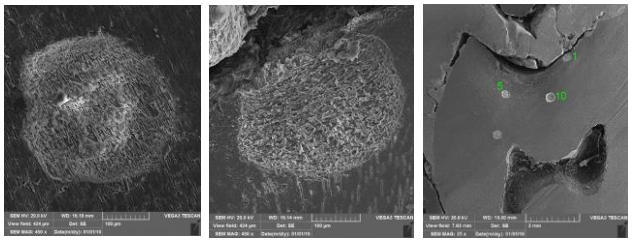


(ب) (الف)

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

در مرحله بعد، ۴ نمونه باقیمانده با همان شرایط مرحله قبل اما این‌بار 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.

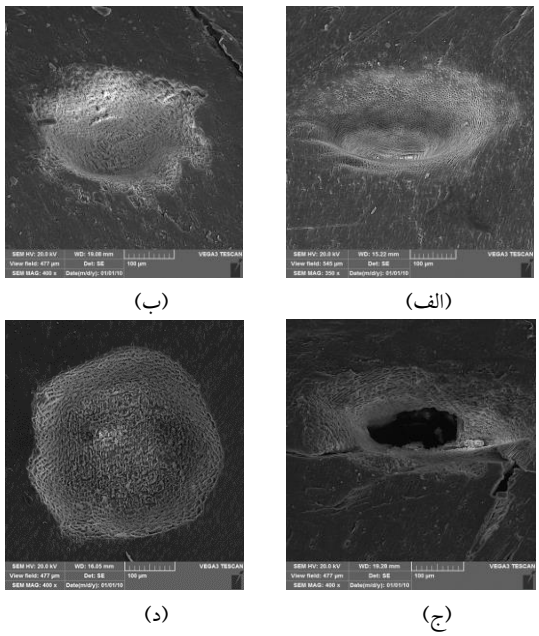
شکل ۷، پرتودهی با ۱ و ۵ تپ در طول‌موج ۱۰/۶ µm روی عاج دندان را نشان می‌دهد که هیچ‌گونه آثار حرارتی در آن دیده نمی‌شود و کندگی مطلوب است. آب درون لایه‌ای بافت سخت، در اثر برهمکنش نور - گرمایی با پرتو لیزر CO_2 تبخیر می‌شود و انفجارهای ریز موضعی ایجاد می‌کند که سبب کنده‌شدن بافت سخت می‌شود. همچنین، کندگی بافت سخت حاصل از جذب بسیار قوی طول‌موج لیزر CO_2 در بلورهای کریستالی مواد معدنی HA است که پس از ذوب این ماده معدنی رخ می‌دهد.



(ج) (ب) (الف)

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

آزمایش‌ها علاوه‌بر طول‌موج **۱۰/۶ µm**، برای ۳ طول‌موج 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 شد که در تمامی آنها کندگی مطلوب رخ داده است. نتایج بدست آمده در شکل ۸ نشان داده شده است.



(ب) (الف)

(د) (ج)

[1] Energy Dispersive Spectroscopy

شکل ۸. تصویر SEM عاج دندان در طول‌موج الف) ۹/۳ µm، ب) ۹/۶ µm، ج) ۱۰/۳ µm و د) ۱۰/۶ µm با تعداد ۱۰ تپ و خنک‌کننده اسپری آب.

در شرایط درنظر 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، به‌دلیل گرمای بیش‌ازحد ناشی از انباشت انرژی، ممکن است آثار حرارتی رخ دهد و به شرایط خنک‌سازی بهتری نیاز است.

ازسوی‌دیگر، طول‌موج‌های **µm** ۹/۳ و **µm** ۹/۶ کندگی مطلوب‌تر با نسبت‌های عمق/ارتفاع بالاتر و عمق جذب حدود **µm** ۲-۱ ایجاد می‌کنند که ناشی از ضریب جذب بالای آنها توسط ماده معدنی **HA** یونیزه‌شده موجود در پوسیدگی (شکل ۱) و فراریت بیشتر آب و پروتئین در بافت پوسیده نسبت به بافت سالم است. ازاین‌رو، کندگی لیزری ضایعات پوسیدگی عاج دندان در طول‌موج‌های **µm** ۹/۳ و **µm** ۹/۶ لیزر CO_2 انتخابی، کم تهاجمی و غیرمخرب است.

بحث

نقش لیزر CO_2 در برداشت و مهار پوسیدگی پوسیدگی توسط بسیاری از محققان مورد بررسی قرارگرفته است که از برهمکنش طول‌موج‌های مختلف لیزر **CO_2** 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 **CO_2** در مد عملکرد موج پیوسته[1] (CW) با آسیب حرارتی غیرقابل قبول ناشی از انباشت انرژی روی بافت و حتی آسیب ناشی از انتقال حرارت به پالپ همراه است (۱۶،۴۵-۱۸).

پژوهش‌های بیشتر با لیزر CO_2 به‌صورت خروجی تپی[2] شامل پژوهش **Featherstone** و **Nelson** در سال ۱۹۸۷ با استفاده از طول‌موج‌های ۹/۳ و **µm** ۹/۶ و شاریدگی تک تپ ۲/۵ تا **mJ/cm²** ۱۲/۵، **Fried** و همکارانش در سال ۱۹۹۴ و ۱۹۹۵ با پهنای تپ از ۵۰ تا **µs** ۵۰۰، **Featherstone** و همکارانش در سال ۲۰۰۱ با استفاده از طول‌موج **µm** ۹/۶ و پهنای تپ حدود **µs** ۸ با چگالی انرژی‌های بالای **J/cm²** ۱۵-۱۰ و **Kenneth** و **Fried** در سال ۲۰۰۶ با طول‌موج **µm** ۹/۳ و پهنای تپ **µs** ۲۰-۱۰ 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 CO_2 جدید در طول‌موج **µm** ۹/۳ با چگالی انرژی **J/cm²** ۱۷۰، پهنای تپ **µs** ۱۵ و نرخ تکرار **Hz** ۵ به طور مطلوب انجام دهند (۷). در مطالعه دیگری که توسط **Antony Otero** و همکارانش در سال ۲۰۲۱ انجام شد، قابلیت لیزرهای co_2 در **µm** ۹/۳ 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 CO_2 در طول‌موج **µm** ۹/۳ و لیزر **Er:YAG** را گزارش کردند (۱۲).

در این مطالعه، اثرات مورفولوژی سطح برداشت پوسیدگی عاج ناشی از لیزر TEA- CO_2 با کمینه شاریدگی J/cm² ۷/۳۶ با پهنای تپ ns ۲۰۰ در نرخ تکرار Hz ۱ 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 درنتیجه 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 پرتودهی عاج دندان با لیزر کوک‌پذیر TEA- CO_2 در طول‌موج‌های مختلف با ۱، ۵ و ۱۰ تپ.

[1] Continuous-wave
[2] pulsed

نمونه	طول‌موج (µm)	خنک کنندگی	نتیجه آزمایش
۱	۹/۳	هوا-خنک	کندگی همراه با کربنیزاسیون
۲	۹/۶		
۳	۱۰/۳		
٤	۱۰/۶		
٥	۹/۳	آب-خنک	کندگی مطلوب و فاقد آثار حرارتی بازگشت‌ناپذیر مانند ترک‌خوردگی، ذوب، تبلور و کربنی‌شدن در سطح عاج و آسیب حرارتی به پالپ
٦	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/cm²** حتی در تعداد تپ‌های بالاتر تا ۱۰ تپ، آسیب‌های حرارتی را ازبین می‌برد. ازطرفی، انتخاب مناسب مشخصه‌های پرتودهی مانند پرتودهی با طول‌موج‌های **$9/3$ µm** و **$9/6$ µm**، بهترین طول‌موج برای هدف برداشت بافت سخت دندان هستند کمک خواهد کرد که لیزر **TEA-** CO_2 برای این هدف بسیار مناسب باشد. این جذب کارآمد و همین‌طور مدیریت دقیق‌تر حذف و برداشتن حجم مناسبی از پوسیدگی، می‌تواند دلیل اصلی استفاده از لیزر CO_2 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- CO_2 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 µm ۱۰/۶) 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، برداشت پوسیدگی دندان به‌طور مطلوب و بدون آثار حرارتی توسط لیزر **TEA- CO_2**، با استفاده از مشخصه‌های بهینه لیزر و مدیریت آنها برای کنترل دما و همین‌طور با بهره‌گیری از خنک‌کننده مناسب، حتی در تعداد تپ‌های بالاتر (تا ۱۰ تپ) به خصوص پرتودهی با طول‌موج‌های $9/3$ µm و $9/6$ µm، مقدور است. نتایج به‌دست‌آمده از تصاویر میکروسکوپ SEM نشان دادند که آثار سطحی در این ناحیه به‌شدت وابسته به طول‌موج است و طول‌موج‌های $9/3$ µm و $9/6$ 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. به‌همین‌ترتیب، توسعه روش لیزری مورد استفاده در این پژوهش نیز می‌تواند یک راهکار جایگزین مناسب ارائه کند.

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-μm 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 μm CO2 and 2.94 μm 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 μm CO2 and 2.94 μm 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-Vespone 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-μm 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 λ=9.3-μm 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, Glena 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 μm CO2 and 2.94 μm Er:YAG lasers: Bond strength evaluation. Laser Phys Lett. 2006;3(2).