

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

چکیده

اهداف: امروزه به منظور 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 طول موج 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 لیزر گازکربنیک (CO₂) تپی با پهنای تپ ns ۲۰۰ در نرخ تکرار ۱ Hz، قبل و بعد از پاشش اسپری آب پرتودهی شده‌اند. در نهایت، اثر کنندگی لیزر روی بافت پوسیده دندان در طول موج‌های مختلف (۹/۳، ۹/۶، ۱۰/۳ و ۱۰/۶) با شاریدگی ۷/۳۶ J/cm² به کمک میکروسکوپ SEM بررسی شده است.

یافته‌ها: پوسیدگی به طور مطلوب حذف شد و هیچ گونه آثار حرارتی بازگشت‌ناپذیر مانند (کربنی شدن، ترک خوردگی، ذوب و تبلور مجدد) بر روی نمونه‌ها در حضور خنک‌کننده آب مشاهده نشد.

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

حدیثه قلخانباز^۱

مریم ایلچی قزائی^{۲*}

بتول سجادی^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؛ نورکندگی.

مقدمه

پوسیدگی^۱، شایع ترین مورد آسیب شناختی دندان می باشد که منشأ آن بهداشت نامناسب دهان و رژیم غذایی نادرست است. در این بیماری، بافت های سخت دندان (مینا و عاج) در اثر ترشح اسید از باکتری های پوسیدگی^۲ (به طور عمده، استرپتوکوک موتانس^۳)، ماده معدنی هیدروکسی آپاتایت^۴ (HA) را از دست می دهند و به یک ساختار نرم، متخلخل و نفوذپذیر تبدیل می شوند که فراریت آب و پروتئین بیشتری دارد (۱).

بافت سخت دندان از مینا و عاج تشکیل شده است. مینا، رویی ترین 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 «توبول های عاجی»^۴ است. عاج دندان از مینا نرم تر است زیرا ۷۰٪ آن از HA، ۱۰٪ آب و مابقی آن از مواد معدنی تشکیل شده است. از آنجایی که عاج، لایه نهایی قبل از رسیدن به پالپ دندان و سست تر از مینا است، هنگامی که در معرض پوسیدگی قرار می گیرد، مشکلات متعددی ممکن است رخ دهد (۲،۳).

در حال حاضر، حذف پوسیدگی های مینا و عاج با فرزهای متداول و با بی حسی انجام می شود. عصب دندان هنگام برداشت پوسیدگی، هم به ارتعاش های القایی بسیار حساس است و هم حرارت ناشی از اصطکاک را احساس می کند، بنابراین درد را متحمل می شود. استفاده از لیزر در دندانپزشکی می تواند به دلیل کاهش صدا و عدم ایجاد لرزش و اصطکاک، میزان درد را کاهش دهد و نیاز به بی حسی موضعی را کمتر کند (۴). شکل دادن دقیق نسج دندان و عملیات دقیق تر برداشت نیز از مزایای دیگر کاربرد لیزر در دندانپزشکی است که حتی از تسکین درد نیز بر اهمیت ترند (۵،۶).

در میان انواع لیزرها با طول موج های مختلف، تنها لیزرهای تپی خانواده اریوم (Er:Cr:YSGG و Er:YAG) و گازکربنیک (CO₂) در برداشت بافت های سخت دندان و پوسیدگی ها کاربرد دارند (۷)، زیرا

این لیزرها توسط کروموفورهای اصلی آب و HA به شدت جذب می شوند. در حال حاضر، لیزرهای CO₂ تپی کم انرژی با پهنای زمانی کوتاه از مرتبه نانو ثانیه در دسترس اند که می توانند گزینه های 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 می کنند که هزینه ذاتی این دستگاه ها را تا حد زیادی نسبت به سایر رقبا کاهش می دهد. به کمک لیزر TEA-CO₂ کوک پذیر می توان به قله های اصلی این لیزر در ناحیه مادون قرمز میانه و در بازه طول موجی ۹ تا ۱۱ μm دست یافت. هدف از این مطالعه، بررسی آثار سطحی برداشت پوسیدگی عاج توسط لیزر TEA-CO₂ در طول موج ها و تعداد تپ های مختلف است که توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی^۵ (SEM) انجام شده است.

برهم کنش لیزر - بافت

برهم کنش پرتوهای لیزر با بافت از طریق فرآیندهای فیزیکی جذب، عبور، بازتاب و پراکندگی است (۸). در فرآیند جذب نور، انرژی جذب شده در یک طول موج خاص به انرژی حرارتی و یا مکانیکی تبدیل می شود. این عمل، به افزایش سریع دمای بافت هدف و در نتیجه، تبخیر و کندگی منجر می شود. برهم کنش ها بین پرتوهای لیزر و بافت سخت دندان معمولاً از نوع نور - کندگی، نور - مکانیکی و نور - گرمایی هستند (۹). اما، این برهم کنش ها در لیزرهایی با گستره طول موجی در ناحیه IR بیشتر از نوع نور - گرمایی است که در آن انرژی پرتوها توسط مولکول های بافت جذب شده و به گرما تبدیل می شود که در نتیجه، دمای بافت را به صورت موضعی افزایش می دهد (۴). چگونگی توزیع حرارت، به اجزاء تشکیل دهنده بافت هدف و مشخصه های لیزر به ویژه مدت زمان پرتودهی، بستگی دارد.

افزایش دما می تواند سبب تغییر ترکیب و ساختار بافت شامل تبخیر، کربنی شدن و ذوب آن شده و به دنبال آن تبلور مجدد برای بافت سخت نیز رخ دهد (۹). آثار حرارتی می توانند به پالپ دندان آسیب زده و حتی سبب مرگ و نکروز سلول های زنده پالپ دندان

¹ Carious lesions

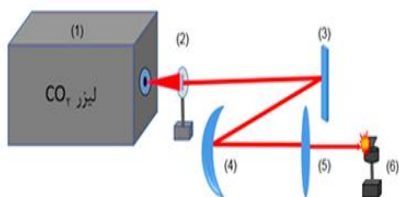
² Streptococcus mutans

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 پرتو دهی نمونه‌ها استفاده شده است. همچنین، یک صفحه پلکسی (۵×۵ 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 موازی سازی 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)

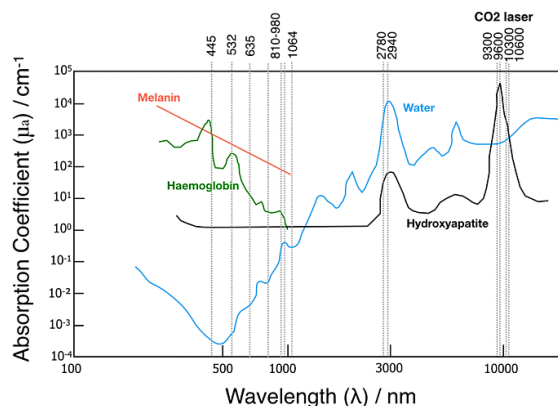
شکل ۲. الف) طرحواره و جهت پرتو دهی نمونه شامل؛
(۱) لیزر CO_2 ، (۲) روزنه، (۳) آینه تخت، (۴) آینه کاو، (۵) لنز و (۶) یک پایه ثابت برای قرارگیری نمونه دندان با لیزر، (ب) چیدمان آزمایشگاهی برپا شده در آزمایشگاه.

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 ۹/۳ μm و ۹/۶ μm (به ترتیب با ضرایب جذب 5500 cm^{-1} و 8000 cm^{-1} در مینا و 5000 cm^{-1} و 6500 cm^{-1} 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 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،

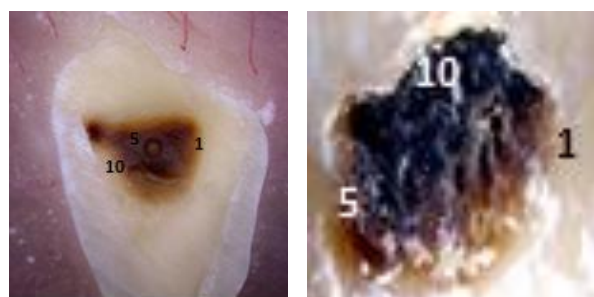
¹ Thermal Relaxation Time

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 ۰/۸ 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 از دست دادن 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 فبری 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.

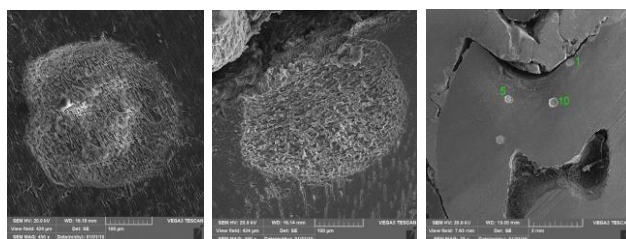


شکل ۳. نمونه دندان آماده شده برای تسلط و دست‌یابی به عاج دندان.

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

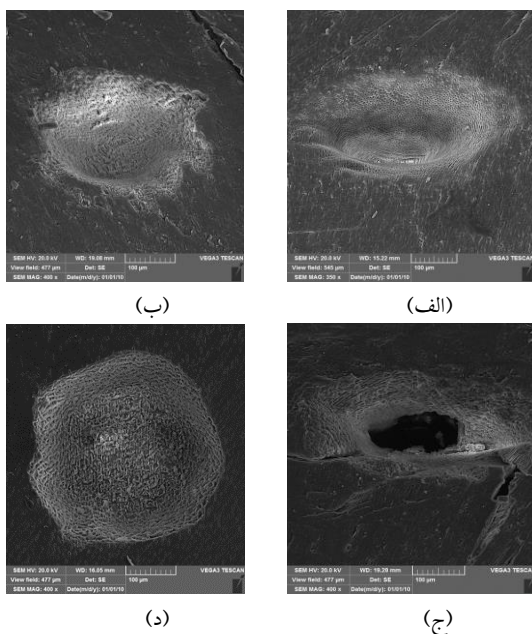
انفجارهای ریز موضعی ایجاد می کند که سبب کنده شدن بافت سخت می شود. همچنین، کندی بافت سخت حاصل از جذب بسیار قوی طول موج لیزر CO_2 در بلورهای کریستالی مواد معدنی HA است که پس از ذوب این ماده معدنی رخ می دهد.



(الف) (ب) (ج)

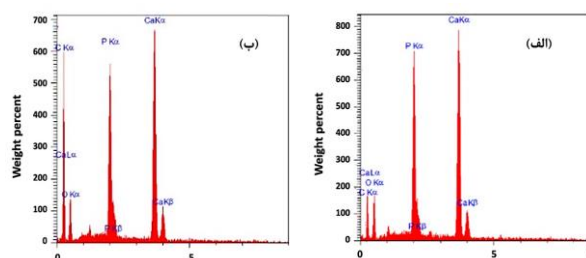
شکل ۷. تصاویر SEM عاج دندان. (الف) نمای کلی، (ب) یک تپ و (ج) ۵ تپ در طول موج $10/6 \mu\text{m}$ و خنک کننده اسپری آب در بزرگمایی ۴۵۰.

آزمایش ها علاوه بر طول موج $10/6 \mu\text{m}$ ، برای ۳ طول موج دیگر لیزر ($9/3 \mu\text{m}$ ، $9/6 \mu\text{m}$ و $10/3 \mu\text{m}$) نیز در کمترین مقدار انرژی در دسترس دستگاه (نزدیک به انرژی آستانه کندی) و نرخ تکرار ۱ Hz با تعداد تپ های مختلف ۱، ۵ و ۱۰ تپ تکرار شده که در تمامی آنها کندی مطلوب رخ داده است. نتایج بدست آمده در شکل ۸ نشان داده شده است.

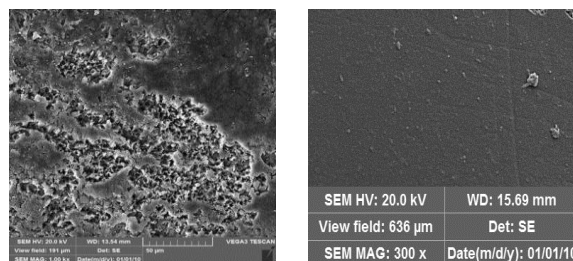


(الف) (ب) (ج) (د)

دندان ها کشیده شده بودند، از طیف سنجی پراش انرژی^۱ (EDS) استفاده شد. اطلاعات به دست آمده از این روش، برای بررسی کمی و کیفی ترکیب های شیمیایی استفاده می شود. همان طور 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 می شود.



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



(الف) (ب)

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

در مرحله بعد، ۴ نمونه باقیمانده با همان شرایط مرحله قبل اما این بار در حضور اسپری خنک کننده آب، پرتو دهی شدند. در تصاویر میکروسکوپ نوری نمونه ها، آثار حرارتی مشاهده نمی شود. در این مرحله، برای بررسی دقیق تر سطح نمونه ها و اطمینان از کندی مطلوب و فاقد آثار حرارتی بازگشت ناپذیر، نمونه های ۵ تا ۸ پس از پوشانیده شدن با لایه نازکی از طلا، به کمک میکروسکوپ SEM بررسی شدند. شکل ۷، پرتو دهی با ۱ و ۵ تپ در طول موج $10/6 \mu\text{m}$ روی عاج دندان را نشان می دهد که هیچ گونه آثار حرارتی در آن دیده نمی شود و کندی مطلوب است. آب درون لایه ای بافت سخت، در اثر برهمکنش نور - گرمایی با پرتو لیزر CO_2 تبخیر می شود و

¹ Energy Dispersive Spectroscopy

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 خنک کننده اسپری آب.

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

از سوی دیگر، طول موج های $9/3 \mu\text{m}$ و $9/6 \mu\text{m}$ کندگی مطلوب تر با نسبت های عمق/ارتفاع بالاتر و عمق جذب حدود $1-2 \mu\text{m}$ ایجاد می کنند 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 موج های $9/3 \mu\text{m}$ و $9/6 \mu\text{m}$ لیزر CO₂ انتخابی، کم تهاجمی و غیر مخرب است.

بحث

نقش لیزر CO₂ در برداشت و مهار پوسیدگی پوسیدگی توسط بسیاری از محققان مورد بررسی قرار گرفته است که از برهمکنش طول موج های مختلف لیزر CO₂ با بافت های سخت دندان بهره گرفته اند. 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 غیر قابل قبول ناشی از انباشت انرژی روی بافت و حتی آسیب ناشی از انتقال حرارت به پالپ همراه است (۱۸-۴۵۰۱۶).

پژوهش های بیشتر با لیزر CO₂ به صورت خروجی تپی^۲ شامل پژوهش Featherstone و Nelson در سال ۱۹۸۷ با استفاده از طول موج های $9/3 \mu\text{m}$ و $9/6 \mu\text{m}$ و شاریدگی تک تپ ۲/۵ تا mJ/cm^2 Fried، ۱۲/۵ و همکارانش در سال ۱۹۹۴ و ۱۹۹۵ با پهنای تپ از ۵۰ تا $500 \mu\text{s}$ و همکارانش در سال ۲۰۰۱ با

استفاده از طول موج $9/6 \mu\text{m}$ و پهنای تپ حدود $8 \mu\text{s}$ با چگالی انرژی های 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 بافت های مجاور را نشان می دهد (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 ۵ 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 حاشیه ای در مینا و عاج با سیستم های 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 $7/36 \text{ J/cm}^2$ با پهنای تپ ۲۰۰ ns در نرخ تکرار ۱ Hz با استفاده از میکروسکوپ SEM مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج حاصل در جدول ۱ خلاصه شده است که نشان می دهد کندگی ها در شرایط آزمایشگاهی هوا-خنک با کربنی شدن بافت ناشی از تجمع گرما همراه است که در نتیجه می تواند 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 آسیب های حرارتی مانند ترک خوردگی که خود زمینه ایجاد و پیشرفت بیشتر پوسیدگی های بعدی می شود از اهمیت بالایی برخوردار است.

جدول ۱. نتایج پرتو دهی عاج دندان با لیزر کوک پذیر CO₂-TEA در طول موج های مختلف با ۱، ۵ و ۱۰ تپ.

¹ Continuous-wave

² pulsed

برداشت پوسیدگی دندان به طور مطلوب و بدون آثار حرارتی توسط لیزر TEA- CO₂، با استفاده از مشخصه های بهینه لیزر و مدیریت آنها برای کنترل دما و همین طور با بهره گیری از خنک کننده مناسب، حتی در تعداد تپ های بالاتر (تا ۱۰ تپ) به خصوص پرتو دهی با طول موج های ۹/۳ μm و ۹/۶ μm، مقدور است. نتایج به دست آمده از تصاویر میکروسکوپ SEM نشان دادند که آثار سطحی در این ناحیه به شدت وابسته به طول موج است و طول موج های ۹/۳ و ۹/۶ μm در برداشت پوسیدگی عاج بسیار کارآمد هستند. این لیزر با خنک کنندگی مناسب می تواند برای برداشت مطلوب بافت سخت بدون آسیب حرارتی به پالپ در نظر گرفته شود و باید به خاطر سپرد که پیشرفت فرزه های دندان پزشکی و سایر روش های لیزری در طول چندین دهه حاصل شده است و سپس، این ابزارها به بلوغ کنونی خود رسیده اند. به همین ترتیب، توسعه روش لیزری مورد استفاده در این پژوهش نیز می تواند یک راهکار جایگزین مناسب ارائه کند.

نمونه	طول موج (μm)	خنک کنندگی	نتیجه آزمایش
۱	۹/۳	هوا-خنک	کندگی همراه با کربنیزاسیون
۲	۹/۶		
۳	۱۰/۳		
۴	۱۰/۶		
۵	۹/۳	آب-خنک	کندگی مطلوب و فاقد آثار حرارتی بازگشت ناپذیر مانند ترک خوردگی، 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 نمونه ها با میکروسکوپ SEM مشخص شده است که پرتو دهی در حضور اسپری آب با کمینه شاریدگی ۷/۳۶ J/cm² حتی در تعداد تپ های بالاتر تا ۱۰ تپ، آسیب های حرارتی را از بین می برد. از طرفی، انتخاب مناسب مشخصه های پرتو دهی مانند پرتو دهی با طول موج های ۹/۳ μm و ۹/۶ μm، بهترین طول موج 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 دقیق تر حذف و برداشتن حجم مناسبی از پوسیدگی، می تواند دلیل اصلی استفاده از لیزر CO₂ در این دو طول موج گردد. همچنین، با توجه به خواص فیزیکی (بازتاب، ضریب جذب، و عمق جذب) این لیزر روی مینا و عاج، اثر حرارتی روی پالپ نیز می تواند کمتر باشد.

نتیجه گیری

برهم کنش لیزر TEA- CO₂ با بافت سخت عاج دندان از نوع برهم کنش نور - گرمایی است زیرا، پرتو این لیزر به شدت توسط کروموفورهای اصلی سازنده بافت سخت دندان (آب و HA) جذب می شوند. به خصوص، در طول موج های اصلی این لیزر (۹/۳، ۹/۶، ۱۰/۳ و ۱۰/۶ μm) و پرتو دهی با استفاده از شرایط این پژوهش بدون حضور خنک کننده آب ممکن است علاوه بر کندگی، آثار حرارتی جبران ناپذیر حتی در یک تپ نیز به همراه داشته باشد. از این رو،

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, 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 μ m CO₂ and 2.94 μ m Er:YAG lasers: Bond strength evaluation. *Laser Phys Lett*. 2006;3(2).