

● مقاله مروری

بعد از مطالعه این مقاله خوانندگان قادر خواهند بود:

- رایج‌ترین لیزرهایی که در دندانپزشکی به کار می‌رود را بشناسند.
- کاربرد کلینیکی لیزرهای رایج در دندانپزشکی را همراه با کاربرد مناسب آن بدانند.
- تأثیرات بیولوژیک لیزر بر بافت‌های پریدنتال و عوامل مداخله‌گر در این تأثیرات را بشناسند.
- از اثرات حرارتی انواع لیزرهای رایج در دندانپزشکی بر بافت‌های عمقی پریدنتال و دندان اطلاع داشته باشند.
- نتایج تحقیقات آزمایشگاهی و کلینیکی لیزرهای متداول در پریدانتیکس را بر سطح ریشه و اتصال اپی‌تلیالی بدانند.
- از اثرات ناخواسته و احتمالی لیزرهای دندانپزشکی بر استخوان اطراف دندان آگاه باشند.
- موارد استفاده لیزر را در رابطه با عفونت‌های اطراف ایمپلنت بدانند.
- ملاحظات لازم را حین کاربرد لیزر در پریدانتیکس بدانند.

مروری بر پژوهش‌های نوین کاربرد لیزر در پریدانتیکس

چکیده

براساس تئوری نشر خودبخودی و برانگیخته تابش توسط آلبرت انیشتین، میمن^۱ اولین نوع لیزر را در ۱۹۶۰ ابداع کرد. از آن زمان لیزر به طور گسترده‌ای در پزشکی و جراحی مورد استفاده قرار گرفته است. لیزرهای کاربردی در جراحی، انرژی متمرکز و کنترل شده را به بافت انتقال می‌دهند.

معمولاً، لیزرها براساس عناصر فعال القاء شده که ایجاد فوتون‌هایی به صورت نشر برانگیخته می‌کنند، نامگذاری می‌گردند. بنابراین انواعی که به طور معمول در دندانپزشکی به کار می‌روند، متشکل از طول موج‌های متنوع به صورت پیوسته یا ضربان‌دار و یا Running pulse می‌باشند. طول موج، کاربرد کلینیکی و طرح لیزر را تحت تأثیر قرار می‌دهد. طول موج مورد استفاده در پزشکی و دندانپزشکی به صورت طیفی وسیع از ۱۹۳ نانومتر تا ۱۰۶۰۰ نانومتر متغیر می‌باشد.

لیزرهایی که بیشترین کاربرد را در دندانپزشکی دارند شامل HO:YAG, Nd:YAG, CO₂, Er:YAG, Er:YSGG, Nd:YAP, Er,Cr:YSGG و آرگون می‌باشند.

کاربرد کلینیکی لیزرها در درمانهای پریدنتال شامل موارد زیر می‌باشد: ۱- استفاده در بافت نرم مانند فرنکتومی، ژنژیوکتومی و ژنژیوپلاستی، حذف بافت گرانولاسیون، جراحی مرحله دوم ایمپلنت، برداشتن ضایعات، بیوپسی‌های ضایعات خوش خیم و بدخیم، تابش به زخم‌های آفتی، ایجاد انعقاد در محل دهنده پیوند آزاد لثه‌ای ۲- استفاده در بافت سخت مانند حذف جرم از سطوح ریشه، افزایش طول تاج، استئوپلاستی و استکتومی.

هدف از این مقاله، جمع‌آوری اطلاعات در مورد کاربرد تکنولوژی لیزر در درمان‌های پریدنتال می‌باشد.

واژگان کلیدی: لیزر، پریدانتیکس، باکتری، جرم، پریدنتیت، ایمپلنت.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۶/۱/۲۷ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۶/۵/۱۳ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۶/۴



دکتر زینب کدخدا*^۱

دکتر گلاره صعوه^۲

دکتر مریم سقزاده^۳

۱. دانشیار پریدنتولوژی، دانشگاه

علوم پزشکی تهران

۲. پریدونتیسیت

۳. استادیار دندانپزشکی جامعه‌نگر،

دانشگاه علوم پزشکی تهران

*نشانی نویسنده مسئول: گروه پریدنتولوژی،

دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران،

تلفکس: ۶۶۴۰۱۱۳۲

پست الکترونیک: zkadkhoda@sina.tums.ac.ir

مقدمه

از زمانی که میمن لیزر Ruby را ابداع کرد تا امروز انواع دیگری از لیزر به جهان معرفی شده که مورد استفاده علوم و صنایع مختلف قرار گرفته است. اولین بار گلدمن^۱ و همکاران و استرن و سوگنيس^۲ از لیزر در بافت دهان استفاده نمودند. آنها اثر لیزر قرمز را بر روی مینا و عاج بررسی کردند.

در سال ۱۹۸۵ مایرز^۳ و همکارانش با استفاده از لیزر Nd:YAG پوسیدگی دندان را برداشتند [۴]. ۴ سال بعد Nd: YAG در جراحی بافت نرم دهان به کار رفت [۵]، این امر نهایتاً منجر به ارتباط کنونی میان لیزر و پریو دانتیکس کلینیکی شد [۶، ۷].

علی‌رغم تعداد زیاد مقالات به چاپ رسیده هنوز هم در بین کلینیسین‌ها تناقضاتی در خصوص کاربرد لیزر در درمان‌های دندانپزشکی به خصوص درمان‌های پرپودنتال وجود دارد. هدف از این مقاله، فراهم آوردن اطلاعات در مورد کاربرد تکنولوژی لیزر در درمان‌های پرپودنتال می‌باشد.

تأثیرات بیولوژیک لیزر

برای آن که لیزر اثرات بیولوژیک داشته باشد، باید انرژی آن جذب گردد. درجه جذب

بسته به طول موج و خصوصیات نوری بافت هدف، متفاوت می‌باشد. در صورتی که Peak emission لیزر با طیف جذبی یک یا چند بافت هدف هماهنگ باشد، یک اثر قابل پیش‌بینی و واکنش اختصاصی رخ می‌دهد [۸].

انرژی ساطع شده توسط لیزر، نور تک‌رنگ (مونوکروماتیک) می‌باشد و بنابراین یک طول موج دارد. فوتون‌های تشکیل دهنده انرژی به صورت نور هم‌فاز، هم‌مسیر و تک‌رنگ می‌باشند که به صورت یک پرتو متمرکز با تباعد اندک است. این پرتو با ماده هدف واکنش نشان می‌دهد که به صورت جذب شدن، منعکس شدن و یا پراکنده شدن خواهد بود [۹]. در رابطه با تأثیر این نوع پرتو بر بافت، عوامل مختلفی مانند توان^۴، انرژی، شاریدگی^۵، تعداد پالس، فرکانس و... مؤثر است [۱۰]. انرژی نورانی جذب شده به حرارت تبدیل می‌شود و یک پدیده پرتوگرمایی ایجاد می‌کند. براساس پارامترهای متعدد، انرژی جذب شده می‌تواند منجر به گرم شدن ساده، انعقاد و برش همراه با تبخیر اجزای بافت گردد [۹]. پارامترهای گوناگونی که بر جذب انرژی تأثیرگذار هستند شامل: طول موج، توان (وات)، شکل موج (پیوسته یا ضربان‌دار) مدت ضربان، ضربان / انرژی، دانسیته انرژی، مدت زمان تابش،

حداکثر توان ضربان، زاویه نوک وسیله با سطح هدف و خصوصیات نوری بافت می‌باشند. خصوصیات نوری یک بافت، تعیین‌کننده نوع واکنش نسبت به طول موج خاص لیزر می‌باشد. به عنوان مثال خصوصیات نوری بافت‌های تشکیل‌دهنده پرپودونشیوم شامل فاکتورهای نظیر پیگمانتاسیون، محتوای آب، محتوای معدنی، ظرفیت حرارتی (که در انتقال حرارت، دنا توره کردن پروتئین‌ها، تبخیر آب و نرم کردن مواد معدنی نقش دارد) است.

استخوان یک بافت ترکیبی می‌باشد که متشکل از تقریباً ۶۷٪ مواد معدنی غیرارگانیک (کلسیم هیدروکسی آپاتیت) و ۳۳٪ پروتئین‌های کلاژنه و غیر کلاژنه می‌باشد. در مقایسه، لثه متشکل از تراکم‌های گوناگونی از بافت همبندی فیبروز همراه با ماتریکس خارج سلولی و محتوای بالای آب (۷۰٪) است. علاوه بر این لثه غالباً حاوی پیگمانتاسیون ملانین می‌باشد. سایر فاکتورهایی که احتمالاً در واکنش بافت لیزر نقش دارند شامل اعمال و جریان‌های فیزیولوژیک و مکانیکی انتقال حرارت، درجه التهاب بافت و میزان عروق خونی و در دسترس بودن سلول‌های پیش‌تاز جهت شرکت در عمل ترمیم می‌باشد.

خصوصیات لیزر بستگی به طول موج آن دارد. طول موج، استفاده کلینیکی و طرح لیزر را تحت تأثیر قرار می‌دهد [۸].

4- Power: انرژی/زمان = توان (W)

5- Fluence: = شاریدگی

(J/Cm2) مقدار انرژی وارده بر واحد سطح

1- Goldman and others

2- Stern and Sognnaes

3- Mayers and others

جدول ۱- خصوصیات لیزرهای مورد استفاده در دندانپزشکی			
Laser Type	Common Abbreviation	Wavelength	Reported Periodontal Applications
Carbon dioxide	CO ₂	10.6 μm	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage
Neodymium: yttrium- aluminum – garnet	Nd:YAG	1.064 μm	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage and bacterial elimination
Holmium: yttrium – aluminum – garnet	Ho:YAG	2.1 μm	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage and bacterial elimination
Erbium: yttrium aluminum-garnet	Er:YAG	2.94 μm	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage; scaling of root surfaces; osteoplasty and ostectomy
Erbium, chromium:yttrium – selenium – gallium – garnet	Er, Cr: YSGG	2.78 μm	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage; osteoplasty and ostectomy
Neodymium:yttrium – aluminum – perovskite	Nd: YAP	1.340 nm	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage and bacterial elimination
Indium - gallium -arsenide - phosphide; gallium – aluminum – arsenide; gallium – arsenide	InGaAsP (diode) GaAlAs (diode) GaAs (diode)	Diodes can range from 635 to 950 nm	Soft tissue incision and ablation; subgingival curettage and bacterial elimination
Argon	Ar	488 to 514 nm	Soft tissue incision and ablation

(۱۰۰ °C) برسد، در حالی که سایر اجزاء بافت در درجه حرارت‌های بالاتر تبخیر می‌شوند [۸].

انواع لیزرهای مورد استفاده در دندانپزشکی

الف) لیزر CO₂

این لیزر با طول موج ۱۰۶۰۰ نانومتر قابلیت جذب بالایی در آب دارد و بنابراین برای جراحی‌های بافت نرم مناسب می‌باشد، اما

افزایش می‌یابد، بافت‌های نرم گرم می‌شوند (۶۰ °C – ۳۷ °C)، به جوش می‌آیند (۶۵ °C – ۶۰ °C)، انعقاد می‌یابند (۹۰ °C – ۶۵ °C)، پروتئین آنها دناتوره می‌شود (۱۰۰ °C – ۹۰ °C)، خشک می‌شوند (۱۰۰ °C)، تبخیر و دچار کربونی‌زیشن می‌شوند (بیش از ۱۰۰ °C). تبخیر بافت هنگامی آغاز می‌گردد که محتوای آب سلولی گرم شده و به حرارت جوش

لیزرهای مورد استفاده در دندانپزشکی دامنه‌ای از طول موج‌ها را شامل می‌شوند که به صورت پیوسته، ضربان‌دار و یا Running pulse waveform می‌باشند (جدول ۱). رایج‌ترین لیزرها عبارتند از: Er: YAG, HO:, Nd: YAG, CO₂, (Diode) GaAs, Nd:, Er, Cr: YSGG، آرگون، Nd: YAP [۹]. هنگامی که درجه حرارت در موضع عمل

مدارک علمی قابل استناد جهت کاربرد آن در بافت مینرالیزه وجود ندارد [۹]. طول موج لیزر CO₂ به راحتی در آب جذب می‌شود. در حدود ۹۰-۷۵٪ بافت نرم را آب تشکیل می‌دهد و ۹۸٪ انرژی، به حرارت تبدیل و در سطح بافت با اندکی پراکندگی یا نفوذ جذب می‌گردد. بنابراین تنها منطقه باریکی از نکرور انعقادی اطراف محل برش وجود دارد [۱۱]. در بعضی سیستم‌ها، جهت تمرکز در نقطه کانونی، پرتو لیزر توسط لنز متمرکز می‌شود. در دستگاه‌های با قابلیت‌های تنظیم طول موج، کوچک‌ترین قطر پرتو، نزدیک‌ترین نقطه به نوک هندپیس بوده و پس از آن پرتوها واگرا می‌شوند که حدوداً در فاصله ۵-۳ میلی‌متر از بافت هدف می‌باشد.

برش در راستای یک خط با تبخیر بافتی توسط پرتوی متمرکز شده نزدیک به نقطه کانونی به اندازه ۱-۰/۱ میلی‌متر انجام می‌گیرد. واگرایی پرتو در ماورای نقطه کانونی سبب از دست رفتن سریع تراکم و حفاظت بافت‌های زیرین شده و تنها منجر به تغییر ماهیت پروتئین و انعقاد می‌گردد. عروق خونی تا قطر ۰/۵ میلی‌متر در بافت‌های اطراف بسته می‌شود. بنابراین، مزیت اولیه لیزر CO₂ بر چاقو، هموستاز و فراهم آوردن محدوده‌ای خشک با دید کافی می‌باشد.

عمق برش لیزر بستگی به توان دستگاه و مدت تابش دارد. جراحی بافت نرم دهان

توسط لیزر عموماً با توان ۵ تا ۱۵ وات به صورت ضربان‌دار یا پیوسته انجام می‌شود. سطوح بالاتر انرژی جهت تبخیر و برداشتن بافت و سطوح پایین‌تر انرژی برای هموستاز و انعقاد به کار می‌رود [۸].

ب) لیزر Nd:YAG

لیزر Nd:YAG با طول موج ۱۰۶۴ نانومتر قبل از آن که به ۱۰٪ میزان انرژی اولیه کاهش یابد تا عمق ۶۰ mm در داخل آب نفوذ می‌کند. بنابراین در بافت نرم، انرژی بیشتر از آن که در سطح بافت جذب شود، همان طور که در لیزر CO₂ اتفاق می‌افتد، پراکنده می‌گردد.

از آنجا که این طول موج به سمت رنگ‌ها جذب می‌شود، در بافت‌های نرم با پیگمانت‌های سیاه زیاد نظیر پوست، پراکندگی حدوداً دو برابر جذب می‌باشد. این اثر حرارتی لیزر Nd:YAG جهت برداشتن بافت‌های غیرنرمال هموراژیک و هموستاز مویرگ‌های کوچک و سیاهرگ‌های بسیار کوچک به کار می‌رود. عمق نفوذ در بافت نرم حدوداً 1 ± 2 میلی‌متر تخمین زده شده است [۸]. برطبق مطالعه آقای اسپنسر^۱ و همکاران، صدمه حرارتی به استخوان زیرین در صورت استفاده از لیزر Nd:YAG جهت برداشتن بافت نرم، مشاهده می‌شود [۱۲].

دستگاه لیزر Nd:YAG که جهت استفاده در

1- Spencer

دهان و دندان طراحی شده است، قادر به انتقال انرژی تا توان ۳ وات به صورت ضربان‌دار (۲۰ ضربان در هر ثانیه) یا غیرضربانی با استفاده از هندپیس، با طراحی خاص و پروب‌های تماسی و غیرتماسی می‌باشد [۸].

ج) لیزر Er:YAG

لیزر Er:YAG دارای طول موج ۲۹۴۰ نانومتری باشد که برای جذب در هیدروکسی آپاتیت و آب ایده‌آل است. از میان لیزرهای water-based absorption به علت مؤثر بودن این لیزر در برداشتن بافت‌های دندانی، می‌توان از آن جهت برداشتن پوسیدگی و تهیه حفره بدون تأثیرات حرارتی و اجتناب از صدمه جانبی به بافت دندان یا ناراحتی بیمار، استفاده نمود [۱۳].

این لیزر سبب می‌شود تا آب در بافت‌های تحت تابش تبخیر گشته و منجر به احتراق بافت سخت گردد [۱۴]. استفاده از اسپری آب جهت مرطوب ساختن سطح چین تابش لیزر و حداکثر تأثیر در برداشتن بافت و حداقل تولید حرارت، ضروری است. از نظر نمای میکروسکوپی، سطح نمایی به Spencer صورت اسید اچ شده دارد که قدرت باند را در هنگام استفاده به جهت تهیه حفره در مینا افزایش می‌دهد [۸].

د) لیزر دیود

لیزر دیود نیز در خلال سال‌های

به مقایسه اثرات پس از عمل لیزر CO₂ و تکنیک‌های متداول فرنکتومی پرداختند. براساس این مطالعه لیزر CO₂ به طور آشکاری درد پس از عمل و مشکلات عملکردی کمتری را در مقایسه با اسکالپل، بوجود آورد. این تکنیک روشی نسبتاً بدون خونریزی در حین عمل و پس از آن می‌باشد و قادر به انعقاد، تبخیر یا بریدن بافت‌ها و استریلیزاسیون منطقه زخم با حداقل تورم و اسکار بوده و ترومای مکانیکی حاصل از آن اندک است. هم چنین کاهش زمان جراحی، کاهش درد پس از عمل و عدم نیاز به بخیه و همکاری بیمار از دیگر مزایای این روش محسوب می‌گردد [۱۸].

کاربرد لیزر در

بافت‌های سخت دهان

صرف نظر از نوع وسیله‌ای که استفاده می‌شود، فرآیند ترمیم استخوان به دنبال استئوکتومی، استئوپلاستی یا تهیه محل ایمپلنت، پیچیده می‌باشد و در آن هر دو پاسخ موضعی و سیستمیک و نیز انواع گوناگون سلول‌ها، آنزیم‌ها، فاکتورهای رشدی، سیتوکین‌ها و سایر انواع پروتئین‌های سیگنال شرکت دارند. قرار گرفتن استخوان در حرارت‌های بیش از ۴۷ °C سبب صدمه سلولی و تحلیل استخوان و در حرارت‌های بیش از ۶۰ °C منجر به نکروز بافتی می‌شود [۱۹]. براساس

کاربرد لیزر در

بافت‌های نرم دهان

در بسیاری روش‌های جراحی، لیزر یک روش جانبی نسبت به اسکالپل می‌باشد. مطالعات زیادی در مورد کاربرد لیزر با طول موج‌های مختلف بر بافت‌های نرم داخل دهان انجام گرفته است. کاربرد کلینیکی لیزر شامل فرنکتومی، ژنژیوتومی و ژنژیوپلاستی، فلپ‌های حذف اپی‌تلیوم پرپودنتال، برداشتن بافت گرانولاسیون، جراحی مرحله دوم ایمپلنت‌ها، برداشتن ضایعه، بیوپسی‌های Excisional و Incisional ضایعات خوش‌خیم و بدخیم، پرتوتابی به ضایعات آفتی، انعقاد خون در نواحی دهنده پیوند آزاد لثه‌ای و برداشتن پیگمانتاسیون لثه‌ای می‌باشد [۱۵].

لیزرهایی مانند Er: YAG, CO₂, Nd: YAG با حداقل تهاجم بافتی جهت استفاده در بافت نرم به کار می‌روند. مزایای کاربرد لیزر نسبت به اسکالپل، ایجاد انعقاد در اطراف محدوده جراحی است که محیط را به صورت خشک و با دید بهتر فراهم می‌آورد. همچنین سبب شناسایی انحناها و ناهمواری‌ها در داخل کانتورهای بافتی، استریلیزاسیون سطح بافت و بنابراین کاهش باکتری‌می، کاهش تورم و ادم و اسکار، کاهش درد، ترمیم سریع‌تر و همکاری بیمار می‌گردد [۱۷].

در سال ۲۰۰۶ آقای های تک^۱ و همکاران

گذشته جهت کاربردهای دندان‌ی معرف‌ی گشته است. طول موج آن ۸۱۹ نانومتر می‌باشد. این سطح انرژی توسط پیگمانتاسیون در بافت‌های نرم جذب شده و سبب می‌گردد که این لیزر عامل هموستاتیک بسیار خوبی محسوب شود. لیزر فوق‌فوق برای برداشتن بافت نرم به صورت تماس با موضع و با استفاده از حس لامسه به روشی مشابه الکتروکوتر به کار می‌رود. توان آن برای استفاده‌های دندان‌ی در حدود ۲ تا ۱۰ وات بوده و می‌تواند به صورت ضربان‌دار یا پیوسته استفاده شود. لیزر دیود دارای اثرات بافتی مشابهی با Nd:YAG و اثرات حرارتی کمتر بر بافت‌های عمقی می‌باشد [۱۵].

۵) لیزر Er,Cr:YSGG^۱

اخیراً لیزر Er,Cr:YSGG (ERCL) با طول موج ۲۷۸۰ نانومتر ابداع شده است. این لیزر به مقدار زیاد توسط یون‌های OH⁻ مولکول‌های آب جذب می‌شود و به منظور برداشتن بافت‌های سخت معرف‌ی شده است. دستگاه ERCL با استفاده از فرآیند Ablative hydrokinetic جهت حذف آلودگی‌های باکتریایی از سطح ایمپلنت استفاده می‌شود [۱۶].

1- Erbium, Chromium - doped yttrium, scandiumgallium and garnet

2- Haytac

این نکته که واکنش میان لیزر و بافت بیولوژیک به جای آنکه پدیده پرتوگرمایی باشد وابسته به طول موج است به استثناء دو لیزر Er, Cr: YSGG و Er: YAG بیشتر لیزرها بر روی استخوان عموماً زبان‌آور است [۹]. بر این اساس یک مطالعه آزمایشگاهی به مقایسه اثر لیزرهای Nd: YAG, CO₂ با دانسیته‌های انرژی متفاوت در ایجاد حرارت در سطح استخوان، هنگام برداشتن بافت نرم می‌پردازد. در این مطالعه دانسیته انرژی‌ها از ۶۸۸ J/cm² تا ۱۲۸۶ J/cm² متغیر بوده و تمام موارد با یا بدون خنک کننده سطحی (هوا/آب) انجام گرفت. حرارت سطح استخوان از ۱/۴ °C تا ۲/۱ °C در مورد لیزر CO₂ (از ۸ °C تا ۱۱/۱ °C در مورد Nd:YAG) متغیر بود. براساس این مطالعه، در صورت برداشتن بافت‌های نرم با ضخامت کم که توسط استخوان زیرین حمایت می‌شود (مانند لثه باکال و مخاط آلئولار در فک پایین) باید از لیزر Nd:YAG با دانسیته کم انرژی و فواصل زمانی کوتاه استفاده شود؛ در غیراین صورت احتمال صدمه برگشتناپذیر به استخوان وجود دارد [۱۲].

صدمه شدید به استخوان به عنوان فاکتور اصلی در ترمیم تأخیری برش‌های ایجاد شده در استخوان توسط لیزر می‌باشد. براساس مطالعات انجام شده وجود

لایه سوخته باقی مانده^۱ بر روی سطح، وجود قطعات استخوانی که توسط بافت همبندی فیبروز احاطه شده است، سکستر استخوان و قطعات استخوان احاطه شده توسط سلول‌های ژانت چند هسته‌ای، مسؤول ایجاد تأخیر در ترمیم زخم می‌باشند [۲۰]. جهت انجام استئوتومی و / یا استئوکتومی، لیزر Er,Cr:YSGG مورد علاقه کلینسین‌ها می‌باشد. براساس مطالعات اخیر، طول موج Er,Cr:YSGG برای استفاده در استخوان مناسب است [۹].

تغییرات ایجاد شده بر سطح ریشه توسط لیزر

تغییرات ایجاد شده در سطح سمتموم و عاج با طول موج‌های مختلف Er : YAG , Co₂ , Nd : YAG و Diode مورد مطالعه قرار گرفته است [۲۱، ۲۳]. نکته مهم انتخاب طول موجی است که به طرز مؤثری جرم را بردارد؛ در حالی که صدمه حرارتی به پالپ وارد نیاورده و ساختار ریشه سالم را از بین نبرد. دستیابی به این اهداف نیاز به طول موجی با حداقل عمق نفوذ در بافت مینرالیزه دارد [۹]. براساس مطالعات انجام شده، لیزر Er: YAG وسیله انتخابی برای برداشتن مؤثر جرم‌ها، اچ کردن سطح ریشه و ایجاد سطحی سازگار با بافت زنده به منظور برقراری اتصال مجدد سلولی یا بافتی است [۲۱].

CO₂ اولین لیزر در دسترس به منظور مطالعه بر روی سطح ریشه می‌باشد. حتی در توان‌های کمی مانند ۴ وات نتایج امیدوارکننده‌ای بدست نیامد چرا که سوختگی و گداخته شدن سطح ریشه، یافته‌های شایعی بودند [۲۴]. مطالعاتی که اخیراً به انجام رسیده است نشان دهنده سازگاری بافتی سطوحی است که تحت تابش لیزر CO₂ بوده‌اند. حتی در دانسیته‌های پائین انرژی، نتایجی مغایر با گذشته بدست آمده است. به عنوان مثال پانت^۲ و همکاران و نیز کریسپی^۳ و همکاران در آزمایشگاه افزایش چسبندگی فیروبولاست‌ها را به سطوحی که تحت تابش لیزر قرار گرفته بودند در مقایسه با گروه SRP و سطوحی که در معرض مواد شیمیایی بوده‌اند، نشان می‌دهند.

ترک‌های ایجاد شده در اثر حرارت بر سطح ریشه، یافته شایعی است که با کاربرد لیزر CO₂ مخصوصاً در توان‌های بالاتر از ۴ وات با تابش پیوسته مشاهده می‌شود. در صورت استفاده از این لیزر به صورت غیر متمرکز، ضربان‌دار باتوان پایین صدمات کمی مشاهده می‌شود. در حقیقت لیزر CO₂ به طرز مؤثری لایه اسمیررا از بین می‌برد [۲۷]. علی‌رغم دستیابی به این نتیجه، به علت قطر

2- Pant
3- Crespi

1- Char

هیدروکسی آپاتیت، بسیاری از مطالعات اخیر در خصوص تغییرات ایجاد شده در سطح ریشه، متوجه این لیزر می‌باشند. نشان داده شده است که این لیزر به طرز مؤثری لایه اسمیر، [۳۲] جرم [۳۳] و سمتموم [۳۴] و نیز اندوتوکسین متصل به سمتموم [۳۵] را از بین می‌برد. در صورت استفاده در دانشیته‌های پائین انرژی با خنک کننده سطحی به صورت اسپری آب، صدمه بافتی اندک یا فاقد هرگونه صدمه گزارش شده است. بنابراین استفاده از خنک کننده سطحی به صورت اسپری آب جهت کاهش تغییرات حرارتی ایجاد شده و محافظت پالپ در برابر افزایش حرارت ایجاد شده در حین تابش لیزر، ضروری است [۳۶].

مطالعات آزمایشگاهی در خصوص چسبندگی فیروبولاست‌ها نشان داده است که سطوح ریشه‌ای باقی مانده به اندازه سطوحی که به دنبال جرم‌گیری و صاف کردن سطح ریشه ایجاد می‌شوند، سازگاری با نسج دارند [۳۷].

کریسی و همکاران در یک مطالعه آزمایشگاهی دریافتند که استفاده از لیزر Er:YAG سبب حذف مؤثر جرم با حداقل حذف سمتموم می‌گردد [۳۸]. همچنین او در مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۶ نشان داد که سطوح لیزر شده نسبت به روش جرم‌گیری و صاف کردن سطح ریشه از شرایط مطلوب‌تری جهت اتصال فیروبولاست‌های لیگامان‌های

براساس مطالعات تازه‌تر آزمایشگاهی، لیزر Nd:YAG با انرژی پائین یا ترکیبی از انرژی با دانسیته پایین و پرتوی غیرمتمرکز، قادر به حذف لایه اسمیر سطح ریشه می‌باشد به گونه‌ای که ایجاد صدمه به سمتموم و یا عاج زیرین ننموده و باعث افزایش درجه حرارت به میزانی که سبب صدمه برگشت‌ناپذیر به پالپ شود، نمی‌گردد [۲۸، ۲۹].

به منظور مقایسه اثرات لیزر Nd:YAG و اسیدسیتریک جهت حذف لایه اسمیر از سطح ریشه، مطالعه‌ای انجام شد که در آن مقاطع ۵ × ۵ mm از دندان‌های خارج شده بیماران پرودنتالی جدا گردید. پس از صاف کردن سطح ریشه، در گروهی از دندان‌ها لایه اسمیر توسط اسیدسیتریک به مدت ۵ دقیقه و در گروهی دیگر توسط لیزر Nd:YAG با انرژی ۱۰ میلی ژول به مدت ۲ ثانیه حذف گردید. پس از مقایسه نتایج دو روش توسط میکروسکوپ الکترونی، توپول‌های عاجی در گروه Nd:YAG، به طور چشمگیری باز بودند. براساس این مطالعه، لیزر شرایط ریشه را جهت برقراری اتصال بافت فیروز بهتر می‌نماید [۳۰].

طبق مطالعات، تغییرات در سطوح انرژی و زمان تابش نتایج متفاوتی را ایجاد می‌کند و نشان دهنده آستانه تابشی است که در مقادیر بالاتر از آن صدمه سلولی رخ می‌دهد [۳۱]. به علت جذب زیاد Er:YAG در آب و

نوک وسیله انتقال دهنده انرژی (≤ ۱ میلی‌متر) استفاده از لیزر CO₂ در درمان‌های زیر لثه‌ای پرودنتال محدود شده است [۹].

تحقیقات قبلی آزمایشگاهی در زمینه کاربرد پرتو لیزر Nd:YAG بر روی جرم زیر لثه، عاج و سمتموم نشان داده است که این پرتو حتی با انرژی کم و دوره تابش کوتاه می‌تواند تغییرات فیزیکی در جرم، سمان و عاج ایجاد نماید. این تغییرات در جرم، شدیدتر از عاج و سمان است. هرچند در درجه حساسیت نسبت به لیزر در جرم‌ها و دندان‌های مختلف و قسمت‌های مختلف یک دندان یا جرم واقع بر روی یک دندان، تنوع وجود دارد [۲۲]. در مقایسه تأثیر این پرتو بر جرم زیر لثه و سمتموم، ضریب جذب بیشتر و آستانه شاریدگی کمتر هست. برداشتن جرم زیر لثه محاسبه شده و اعلام گردیده است که به دلایل فیزیکی در اثر تابش پرتو لیزر Nd:YAG، برداشتن جرم راحت‌تر و سریع‌تر از برداشتن سمتموم اتفاق می‌افتد [۱۰]. به طور کلی میزان توانایی این اشعه در برداشتن جرم زیر لثه و سمتموم با اثر عوامل مختلفی مانند قطر فیبر نوری، فاصله نوک فیبر تا سطح تابش، انرژی، شاریدگی، تعداد پالس و فرکانس تابش تغییر می‌کند و استفاده از خنک کننده مایع باعث کاهش عوارض حرارتی نامطلوب و کنترل بیشتر عمق عمل برداشتن، می‌شود [۲۳].

پریودنتال برخوردار می‌باشند [۳۹].

مطالعات متعددی در مورد ارتباط افزایش توان و دانسیته انرژی با حذف ساختمان سطحی ریشه و تعداد عمق حفرات ایجاد شده در سطح، وجود دارد.

لیزر Nd:YAP نوع نسبتاً جدیدی با طول موج ۱۳۴۰ نانومتر است که بر روی سطح ریشه دندان‌های خارج شده، آزمایش شده است. میزان صدمه به طور مستقیم به افزایش دانسیته انرژی بستگی داشته و از یک ترک ساده سطح سمتموم تا ایجاد حفرات عمیق و گداختگی و برداشتن عمیق سمتموم تا حد آشکار شدن عاج زیرین متغیر می‌باشد [۹].

تأثیر لیزر بر باکتری

استفاده از لیزر در درمان پریودنتیت مزمن براساس مزایای حاصله از کورتاژ زیر لته‌ای، New attachment القاء شده توسط لیزر، بازسازی سمتموم، لیگامان پریودنتال، استخوان آلوئولار، همچنین کاهش آشکار باکتری‌های پاتوژنیک زیر لته‌ای است. در حال حاضر مدارک علمی اندکی در خصوص اثرات بیشتر لیزر در کاهش باکتری‌های زیر لته‌ای نسبت به روش‌های متداول درمانی، وجود دارد [۹].

براساس مطالعات انجام شده در مورد اثرات باکتری‌سیدال لیزر، یک ارتباط وابسته به دوز وجود دارد. به این صورت که افزایش

دانسیته انرژی منجر به افزایش قدرت تخریب باکتری‌ها می‌شود [۹].

یکی از اولین مطالعات In vivo که به بررسی کاهش باکتری‌های پاتوژنیک به دنبال تابش لیزر Nd:YAG می‌پردازد، کاهش تعداد

(Pg) Porphyromonas gingivalis *Actinomycetemcomitans actinobacillus* *(Aa), Prevotella intermedia (pi)* را گزارش نموده است. اگرچه، ۷ روز پس از درمان در دندان‌های خارج شده کلونیزاسیون مجدد گونه‌های مختلف باکتری‌ها بر سطوح ریشه‌ای زیرلته‌ای تحت تابش لیزر، مشاهده شده است [۳۹].

مطالعه دیگری که با استفاده از لیزر Nd: YAG انجام شد، به مقایسه لیزر و روش جرم‌گیری و صاف کردن سطح پردها و نشان داد که هر دو درمان سبب کاهش باکتری‌های *Tannerella*، *forsythusis(Tf) Treponema denticola(Td)* و *Pg* می‌گردند؛ اما Aa را به طور کامل از بین نمی‌برند. لیزر منجر به کاهش بیشتری در باکتری‌ها نسبت به روش جرم‌گیری و صاف کردن سطح ریشه می‌گردد. اگرچه در هر دو درمان، برگشت میکروبی ۱۰ هفته پس از درمان مشاهده شد [۴۰].

یک ارتباط خطی میان سطح انرژی، تعداد باکتری و غلظت هموگلوبین (خون) و حداقل انرژی لازم برای اثرات باکتری‌سیدال

[۴۱]، حساسیت افتراقی گونه‌های مختلف میکروبی به انرژی لیزر [۴۱] و صدمه‌پذیری متفاوت جرم، سمتموم و عاج نسبت به لیزر وجود دارد. این تفاوت به دلیل تنوع در رنگ، ضخامت، ترکیب، ظاهر و محتوای آب می‌باشد. مقالات اندکی در خصوص لیزرهای دیود و واکنش متقابل میان باکتری و جرم وجود دارد. لیزر دیود (۸۰۵ نانومتر) هنگامی که همراه با روش جرم‌گیری و صاف کردن سطح ریشه استفاده شود، اثر افزایشی در کاهش باکتری‌های زیر لته‌ای در پاکت‌های با عمق ۴ میلی‌متر و بیشتر دارد [۹].

بر طبق مطالعه کریسپی و همکاران [۴۲]، تابش لیزر CO₂ با دانسیته انرژی ۲/۴۵ J/cm² متعاقب روش جرم‌گیری و صاف کردن سطح ریشه، سطوح ریشه‌ای عاری از باکتری را بوجود می‌آورد.

براساس مطالعاتی که به بررسی لیزر Er:YAG در آزمایشگاه پرداخته‌اند، برداشتن باکتری‌ها در دانسیته انرژی ۰/۳ J/cm²، سبب حذف مؤثر جرم بدون آسیب حرارتی به ساختار ریشه [۴۳، ۴۴] و حذف ساختار ریشه بدون افزایش آشکار در درجه حرارت اتاق پالپ، می‌گردد [۴۴].

استفاده از لیزر در درمان بیماری‌های پریودنتال

درمان پریودنتال بوسیله لیزر بر پایه کورتاژ زیرلته‌ای، برقراری مجدد چسبندگی و

براساس یک مطالعه کلینیکی که به مقایسه لیزر SRP+Nd:YAP و درمان جرم‌گیری و صاف‌کردن سطح ریشه به تنهایی می‌پردازد؛ در گروه لیزر همراه با جرم‌گیری و صاف‌کردن سطح ریشه به میزان ۱/۵ میلی‌متر کاهش بیشتر در عمق پروبینگ و نیز به میزان ۱۵٪ کاهش در شاخص خونریزی با پروبینگ، مشاهده می‌گردد [۵۳].

مطالعه دیگری به بررسی شاخص پلاک، شاخص لثه، شاخص خونریزی با پروبینگ، عمق پاکت و میزان چسبندگی کلینیکی و همچنین وجود باکتری‌های *Td*, *Tf*, *Pi*, *Pg*, *Aa* می‌پردازد. بر این اساس هیچ‌گونه تفاوت آشکاری میان گروه‌های درمانی وجود ندارد و در صورت استفاده از لیزر Nd:YAP، مزیت کلینیکی بیشتری مشاهده نمی‌گردد [۴۸].

استفاده از لیزر در درمان عفونت‌های اطراف ایمپلنت

از سیستم‌های متفاوت لیزر در درمان عفونت‌های اطراف ایمپلنت، استفاده شده است. از آنجا که لیزر قادر به انجام برداشتن بافت همراه با اثرات باکتری‌سیدال و حذف سموم می‌باشد، به عنوان یکی از جدیدترین روش‌های درمانی ایمپلنت‌های در حال شکست، مطرح شده است [۵۴]. واکنش میان لیزر و سطوح فلزی با درجه جذب و

۲۳ مطالعه کلینیکی که در مورد لیزر انجام شده در انتهای درمان افزایش سطح چسبندگی مشاهده شده است. متوسط افزایش سطح چسبندگی گزارش شده در ۱۱ مطالعه از ۱۲ مطالعه درمان با لیزر، در مقایسه با گروه کنترل (به ترتیب ۱/۶۲ در برابر ۱/۲۶ میلی‌متر) نشان دهنده حداقل مزیت کلینیکی به دنبال درمان زیر لثه‌ای با لیزر برگروه کنترل است [۴۸].

مطالعاتی که از لیزر Nd:YAG جهت درمان پریدونتیت مزمن استفاده نموده‌اند، نتایج متناقضی را در زمینه کاهش عمق پروبینگ و شاخص خونریزی با پروبینگ ذکر کرده‌اند [۹]. از نظر کاهش در حجم باکتری‌های زیرلثه‌ای، مقایسه درمان لیزر Er:YAG (به تنهایی یا همراه با روش جرم‌گیری و صاف‌کردن سطح ریشه) و درمان جرم‌گیری و صاف‌کردن سطح ریشه به تنهایی، تفاوت آشکاری بین دو روش درمانی نشان نمی‌دهد. هر دو گروه سبب افزایش در کوکسی‌ها و رادهای غیرمتحرک و کاهش در رادهای متحرک و اسپیروکت‌ها می‌شود [۴۹-۵۱].

در مطالعه‌ای که توسط توماس^۱ و همکاران در سال ۲۰۰۶ در مورد اثرات کلینیکی و میکروبیولوژیک کورتاژ پاکت با استفاده از لیزر Er:YAG انجام شد، مزیت کلینیکی آشکاری مشاهده نشد و تنها بیمار ناراحتی کمتری را در حین درمان تجربه کرد [۵۲].

بازسازی سیستم چسبندگی لثه به دندان می‌باشد. این نوع درمان «درمان غیرجراحی» محسوب می‌شود. اطلاعات متقاعدکننده‌ای در خصوص برتر بودن چسبندگی از طریق بافت همبند نسبت به چسبندگی از طریق اپی‌تلیوم Long junctional که به دنبال درمان مکانیکال غیرجراحی ایجاد می‌شود، وجود ندارد. مقبولیت چسبندگی از طریق بافت همبند بیشتر به صورت فرضیه می‌باشد. براساس دو مطالعه [۴۵، ۴۶]، چسبندگی حاصله از طریق اپی‌تلیوم Long junctional به اندازه چسبندگی واقعی از طریق بافت همبند مقاوم می‌باشد. مقایسه معنی‌دار میان روش‌های گوناگون کلینیکی و یا میان لیزر و درمان‌های متداول، مشکل بوده و در حال حاضر امکان‌پذیر نمی‌باشد؛ که به دلیل طول موج‌های مختلف استفاده شده، تنوع در پارامترهای لیزر، تفاوت در طرح‌های آزمایشی، فقدان موارد کنترل مناسب، تفاوت در شدت بیماری، پروتکل‌های مختلف درمان و اختلاف در اندازه‌گیری نتایج کلینیکی می‌باشد [۹].

در بررسی نتایج درمان غیر جراحی، هدف نهایی افزایش در سطح چسبندگی کلینیکی می‌باشد. عمق پروبینگ و میزان میکروب‌های زیرلثه‌ای از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است؛ زیرا در درمان‌های متداول غیرجراحی تغییراتی در سطح چسبندگی مشاهده می‌گردد [۴۷]. تنها در ۱۲ مطالعه از

انعکاس آن، مشخص می‌گردد. هر فلز یک طیف انعکاس دارد که در ارتباط طول موج خاص لیزر است. تنها لیزرهای Er:YAG, Diode, CO₂ جهت تابش بر سطوح ایمپلنت مناسب هستند زیرا درجه حرارت بدنه ایمپلنت، حین تابش لیزر افزایش نمی‌یابد [۵۵].

به دلیل آن که هیچ یک از لیزرهای Diode و CO₂ جهت حذف بیوفیلیم پلاک از سطوح ریشه یا ایمپلنت‌های تیتانیومی مؤثر نیستند؛ تنها به عنوان درمان کمکی در درمان‌های مکانیکال به کار می‌روند [۵۶].

اخیراً از لیزر Er,Cr:YSGG (دستگاه Ablative) با استفاده از روش hydrokinetic جهت حذف آلودگی‌های باکتریایی از سطوح ایمپلنت‌ها، استفاده شده است.

براساس مطالعه‌ای که توسط شوارز^۱ و همکاران در سال ۲۰۰۶ انجام شد، دستگاه ERCL تا ۲/۵ وات انرژی موجب آسیب حرارتی بر سطوح SLA ایمپلنت نمی‌گردد [۱۱]. بنابراین می‌توان از لیزر Er, Cr:YSGG جهت برداشتن آلودگی‌های موجود بر سطح خشن ایمپلنت بدون آسیب حرارتی استفاده نمود.

استفاده از لیزر در جراحی افزایش طول تاج

از لیزر Er:YAG و Er,Cr:YSGG

1- Schwarz

جهت افزایش طول تاج کلینیکی دندان بدون کنار زدن فلپ، جهت تامین اهداف زیبایی و پروتز استفاده می‌گردد [۵۷، ۵۸]. اما در حال حاضر هیچ مطالعه طولانی مدت همراه با گروه کنترل و یا مطالعه کوهورت وجود ندارد که استفاده از لیزر برای افزایش طول تاج با استفاده از روش جراحی بسته را توصیه نماید. افزایش طول تاج با ملاحظات زیبایی با استفاده از لیزر در دندان‌هایی که به علت افزایش حجم لثه یا عدم رویش غیرفعال کوتاه هستند، به سهولت قابل اجرا است [۹].

کاربرد فلومتری داپلر بوسیله لیزر^۲ در پرودونولوژی

LDF تغییرات جریان خون را به صورت غیرتهاجمی ارزیابی می‌نماید و جهت بررسی جریان خون در بافت‌های زنده به کار می‌رود. این روش توسط واتسون^۳ و هولوی^۴ [۵۹] معرفی شد. با اندازه‌گیری از طریق Laser Doppler Flowmetry مستقیم و پیوسته جریان خون در میکروسیرکولیشن‌های بافتی امکان‌پذیر می‌گردد. از (LDF) جهت بررسی جریان خون در سیستم مویرگی ساختمان‌هایی

2- Laser Doppler Flowmetry (LDF)

3- Watson

4- Hallway

نظیر شبکه، مزانتر، کورتکس کلیه، پوست و غشاهای مخاطی استفاده می‌گردد. کاربرد دندان‌های آن شامل اندازه‌گیری از طریق (LDF) عروق خونی پالپ، لیگامان پیرونتال، جریان خون لثه‌ای و سالکولار در سلامت و بیماری، تأثیر حرکت ارتودنتیک، تأثیر یا تزریق بی‌حس‌کننده‌های حاوی تنگ‌کننده عروق، می‌باشد.

براساس مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۶ که در خصوص مقایسه جریان خون موضعی لثه در بافت‌های سالم و ملتهب توسط Laser Doppler Flowmetry انجام شد، یافته‌های حاصل از این روش با درجه التهاب لثه در ارتباط می‌باشند. جریان خون لثه‌ای تفاوت‌های آشکاری در ژنژیویت تجربی و ژنژیویت مزمن کلینیکی نشان می‌دهد [۶۰].

احتیاطات لازم حین کاربرد لیزر در جراحی

هنگام استفاده از لیزر در جراحی، احتیاطاتی باید صورت گیرد (جدول ۲). پرتو لیزر CO₂ می‌تواند از سطوح شفاف فلزی مانند رترکتور و آینه‌های دهانی منعکس گردد و منجر به صدمات ناآگاهانه به بافت‌های مجاور گردد. استفاده از عینک محافظ مخصوص بلوکه کردن طول موج لیزر مورد استفاده، توسط عمل‌کننده و همکاران او ضروری است [۶۱]. در هنگام کار با لیزر CO₂، آلودگی ساده لنزهای کنترل و یا عینک‌های عادی سبب برگشت پرتو لیزر

جدول ۲- احتیاطات لازم هنگام کاربرد لیزر حین جراحی

<p>لیزر CO₂</p> <p>لازم است از تماس محل تابش لیزر با بافت سخت مخصوصاً سطح دندان اجتناب شود. در هنگام انجام بیوپسی Excisional با لیزر جهت جلوگیری از دست رفتن حاشیه‌های ضایعه، لبه‌های برش را باید دورتر از کناره‌های آن در نظر گرفت. نفوذ بافتی از محل تابش لیزر در عمق حدود ۰/۵ میلی‌متری است که به دانسیته قدرت بستگی دارد؛ بنابراین آسیب حرارتی بسیار کمی در عمق قابل رؤیت ضایعه، اتفاق می‌افتد.</p> <p>لیزر Neodymium: YAG</p> <p>مانند ملاحظاتی که در لیزر CO₂ رعایت می‌شود؛ لازم است از تماس مستقیم محل تابش لیزر با بافت سخت اجتناب شود. نفوذ بافتی از محل تابش لیزر باعث آسیب حرارتی در عمق ۲ تا ۴ میلی‌متر زیر سطح ضایعه شده که باعث آسیب بافت سخت زیرین می‌گردد.</p> <p>لیزر Diod</p> <p>باید از تماس با بافت سخت پرهیز شود. امکان آسیب سمتموم ریشه و استخوان در طول عمل کورتاژ زیرلثه‌ای وجود دارد. نفوذ بافتی در مقایسه با اثرات Nd:YAG کمتر است با توجه به اینکه پتانسیل آسیب حرارتی به استخوان زیرین کاهش یافته است.</p> <p>لیزر Erbium YAG</p> <p>در هنگام برش بافت سخت با لیزر باید اسپری آب کافی به کار رود. حداقل آسیب حرارتی در استفاده از دانسیته‌های قدرتی مناسب بر روی بافت سخت دندان، گزارش شده است.</p>

می‌گردد. تمامی انواع لیزر مورد استفاده در دندانپزشکی نیاز به لنزهای رنگی مخصوص برای حفاظت مناسب از چشم‌ها دارند. چشم‌ها، گلو و بافت‌های دهانی خارج از ناحیه جراحی باید توسط عینک‌های ایمنی، حوله‌های مرطوب و یا گاز پک شده، محافظت شوند. استفاده از دستگاه‌هایی با قدرت مکش بالا جهت گرفتن Laser plume که زیان‌آور است، ضروری می‌باشد. ضایعات حفره‌ای شکل در مینا و سمتموم متعاقب ژنژیویت تجربی حتی در صورت استفاده از ورقه‌های نازک آلومینیومی در بین لثه و دندان‌ها، مشاهده شده است [۸].

در کلینسین‌ها استفاده از پوشش یا فویل نقره را بین لثه و دندان‌ها هنگام استفاده از لیزر CO₂ حین جراحی، توصیه نموده‌اند [۶۱، ۶۲]. در سیستم‌های جدیدتر نگرانی کمتری وجود دارد؛ زیرا فاصله کانونی از هندپیس تا بافت نرم هدف، تنها ۳ میلی‌متر است [۸].

نتیجه‌گیری

نتایج حاصله از تابش بافت بیولوژیک توسط طول موج خاصی از لیزر به طور مستقیم به پارامترهای انتخابی بستگی دارد. به عبارت دیگر، با طول موج‌های یکسان، پارامترهای متفاوت سطوح مختلفی از دانسیته انرژی را ایجاد می‌کنند که سبب ایجاد تغییرات گوناگونی در بافت هدف می‌گردد. به نظر می‌رسد به منظور استفاده از لیزر

اندکی موجود می‌باشد.

در هر صورت در صورتی که افزایش میزان چسبندگی لثه (CAL) به عنوان هدف اصلی در درمان‌های غیرجراحی مطرح باشد، نتایج حاصله از درمان پرپودنتال توسط لیزر کمی بهتر است.

تصمیم جهت استفاده از لیزر در جراحی پرپودنتال براساس مزایایی نظیر هموستاز و درد کمتر پس از عمل متعاقب ژنژیوکتومی، فرنکتومی و یا سایر جراحی‌ها می‌باشد. با این حال جهت کاربرد لیزر در درمان‌های پرپودنتال انجام مطالعات بیشتر، ضروری به نظر می‌رسد.

در درمان پرپودنتیت مزمن، نیاز به یک بررسی مبتنی برشواهد می‌باشد. مدارک علمی اندکی وجود دارد که نشان‌دهنده مزیت طول موج خاصی از لیزر بر درمان‌های متداول باشد. براساس مطالعات حاضر، نتایج حاصله از کاربرد لیزرهای Nd:YAG و Er:YAG در درمان پرپودنتیت مزمن، از نظر کاهش عمق پروبینگ و جمعیت باکتری‌های زیر لثه‌ای، مساوی با درمان جرم‌گیری و صاف کردن سطح ریشه می‌باشد. در خصوص مزیت کلینیکی بیشتر لیزرهای استفاده شده همراه با جرم‌گیری و صاف کردن سطح ریشه، در حال حاضر مدارک قابل استناد

1. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby lasers. *Nature* 1960; 187: 493 – 494
2. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. *Nature* 1964; 203: 417
3. Stern RH, Sognnaes RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. *J Am Dent Assoc* 1972; 85: 1087 – 1090
4. Myers TD, Myers WD. Invivo caries removal utilizing the YAG Laser. *J Mich Dent Assoc* 1985; 67: 66 – 69.
5. Myers TD. What Lasers can do for dentistry and you. *Dent Manage* 1989; 29: 26 – 28
6. Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *Br Dent J* 1991; 170: 343 – 346.
7. Midda M. Lasers in Periodontics. *Periodontal Clin Investig* 1992, 14: 14 – 20
8. Academy report. Lasers in Periodontics. *J Periodontol* 2002; 73: 1231 – 1239
9. Charles M. Cobb. Lasers in periodontics: A Review of the literature. *J Periodontol* 2006; 77: 545 – 564
10. Etrati Khosrowshahi M., Saghazadeh M., Haghghati F. Study of Calculus ablation of root surface by Nd: YAG with fiber optic. *Proceeding of physics congress*. 1375. Iran: 323.
11. Hall RR. The healing of tissues incised by a carbon dioxide laser. *Br J Surg* 1971; 58: 222 – 225.
12. Spencer P, Cobb CM, Wieliczka DM, Glaros AG, Morris PJ. Change in temprature of subjacent bone during soft tissue laser ablation. *J Peridontol* 1998; 69: 1278 – 1982.
13. Roberto Crespi, Antonio Barone, Ugo Covani. Er: YAG laser scaling of diseased root surfaces: A histologic study. *J Periodontol* 2006; 77: 218 – 222
14. Fujii T, Baehni PC, Kawai O, Kwawkami T, Matsuda K, Kowashi Y. Scanning electron microscopic study of the effects of Er: YAG Laser on root cementum. *J Periodontol* 1998; 69: 1283 - 1290
15. Wyman A, Duffy S, Sweetland HM, Sharp F, Rogers K. Preliminary evaluation of a new high power diode laser. *Lasers Surg Med* 1992; 12: 506 – 509
16. Frank Schwarz, Enaas Nuesry, Katrin Bieling, Monika Herten. Influence of an Erbium, Chromium – Doped yttrium, Scandium, Gallium, and Garnet (Er, Cr: YSGG) Laser on the reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium implant surfaces. *J Periodontol* 2006; 77: 1820 – 1827
17. Bader H. Use of lasers in periodontics. *Dent Clin North Am* 2000; 44: 779 – 792.
18. M. Cenk Haytac, Onur Ozcelik. Evaluation of patients Perceptions after frenectomy operations: A Comparison of carbon Dioxide laser and scalpel techniques. *J Periodontol* 2006; 77: 1815 – 1819
19. Eriksson RA, Albrektsson T. Temperature treshold levels for heat induced bone tissue injury: A vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 101 – 107.
20. Mc David VG, Cobb CM, Rapley JW, Glaros AG, Spencer P. Laser irradiation of bone: III. Long- Term healing following treatment by Co₂ and Nd: YAG Lasers. *J Periodontol* 2001; 72: 174 – 182.
21. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *J Periodontol* 2000 2004; 36: 59 – 97.
22. Radvar M, Creanar SL, Gilmour WH, et al. An evaluation of the effects of an Nd:YAG Laser on subgingival calculus, dentin and cementum. An in vitro study. *J Clin Periodontol* 1995; 22: 71 – 77.
23. سفارزاده مریم، حقیقی فریاده، عترتی خسروشاهی محمد. بررسی اثر کاربرد لیزر بالینی Nd:YAG با فیبر نوری بر روی جرم زیر لثه‌ای و سمیتوم. پایان نامه دکترای تخصصی تهران، دانشکده دندانپزشکی: دانشگاه علوم پزشکی تهران، ۱۳۷۶: ۱۰۰ – ۹۶.
24. Spencer P, Cobb CM, Mc Collum MH, Wieliczka DM. The effects of Co₂ Laser and Nd: YAG with and without water/air surface cooling an tooth root structure: Correlation between FTIR spectroscopy and histology. *J Periodontal Res* 1996; 31: 453–462.
25. Pant V, Dixit J, Agrawal AK, Seth PK, Pant AB. Behavior of human periodontal ligament cells on Co₂ laser irradiated dental root surfaces: An in vitro study. *J Periodontal Res* 2004; 39: 373–379.
26. Crespi R, Barone A, Covani U, Ciaglia RN, Romanos GE. Effects of Co₂ Laser treatment on fibroblast attachment to root surfaces. A scanning electron microscopy analysis. *J Periodontol* 2002; 73: 1308–1312.
27. Misra V, Mehrotra KK, Dixit J, Maitra Sc. Effect of a carbon dioxide laser on periodontally involved root surfaces. *J Periodontol* 1999; 70: 1046 – 1052.
28. Ito K, Nishikata J, Murai S. Effects of Nd:YAG Laser radiation on removal of a root surface smear layer after root planning: A scanning electron microscopic study. *J Periodontol* 1993; 64: 547 – 552.
29. Wilder – Smith P, Arrastia AM, Scell MJ, Liaw LH, Grill G, Berns MW. Effect of Nd:YAG Laser irradiation and root planing on the root surface: Structural and thermal effects. *J Periodontol* 1995; 66: 1032 – 1039.
30. کلخدا زینب، توکلی بنیزی طاهره. لیزر تراپی در پرئودانتیکس. پایان نامه دکترای تخصصی. تهران، دانشکده دندانپزشکی: دانشگاه علوم پزشکی تهران، ۱۳۷۴: ۵۱
31. Kreisler M, Christoffers AB, Willerschausen B, d’Hoedt B. Effect of low level GaAlAs Laser irradiation on the proliferation rate of human periodontal ligament fibroblasts. An in vitro study. *J Clin Periodontol* 2003; 30: 353 – 358.
32. Israel M, Cobb CM, Rossmann JA, Spencer P. The effects of Co₂, Nd:YAG and Er:YAG Lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An in vitro study. *J Clin Periodontol* 1997; 24: 595 – 602

33. Crespi R, Barone A, Covani U. Effect of Er: YAG Laser on diseased root surfaces: An in vivo study. *J Periodontol* 2005; 76: 1386 – 1390.
34. Frentzen M, Braun A, Aniol D. Er:YAG Laser scaling of diseased root surfaces. *J Periodontol* 2002; 73: 524-530.
35. Yamaguchi H, Kobayashi K, Osada R, et al. Effects of irradiation of an Erbium: YAG Laser on root surfaces. *J Periodontol* 1997; 68: 1151 –1155.
36. Theodoro LH, Haypek P, Bachmann L, et al. Effect of Er: YAG and diode laser irradiation on the root surface: Morphological and thermal analysis. *J Periodontol* 2003; 74: 838 – 843.
37. Feist IS, De Micheli G, Carneiro SRS, Eduardo CP, Miyagi SPH, Marques MM. Adhesion and growth of cultured human gingival fibroblasts on periodontally involved root surfaces treated by Er: YAG Laser. *J Periodontol* 2003; 74: 1368 – 1375.
38. Crespi R, Romanos GE, Barone A, Sculean A, Covani U. Er: YAG laser in defocused mode for scaling of periodontally involved root surfaces: An in vitro pilot study. *J Periodontol* 2005; 76: 686 – 690.
39. Cobb CM, Mc Cawley TK, Killoy WJ. A Preliminary in vivo study on the effects of the Nd:YAG Laser on root surfaces and subgingival microflora. *J Periodontol*. 1992; 63: 701 – 707.
40. Ben Hatit Y, Blum R, Severin C, Maquin M, Jabro MH. The effects of a pulsed Nd:YAG Laser on subgingival bacterial flora and on cementum: An in vivo study. *J Clin Laser Med Surg* 1996; 14: 137 – 143.
41. Meral G, Tasar F, Kocagoz S, Sener C. Factors affecting the antibacterial effects of Nd:YAG Laser in vivo. *Lasers Surg Med* 2003; 32: 197 – 202.
42. Crespi R, Barone A, Covani U. Histologic evaluation of three methods of periodontal root surface treatment in humans. *J Periodontol* 2005; 76: 476–481.
43. Aoki A, Ando Y, Watanabe H, Ishikawa I. In vitro studies on laser scaling of subgingival calculus with an Erbium: YAG Laser. *J Periodontol* 1994; 65: 1097–1106.
44. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Benz C, Hickel R. Root substance removal with Er: YAG Laser radiation at different parameters using a new delivery system. *J Periodontol* 2000; 71: 147 – 155.
45. Beaumont RH, O' Leary TJ, Kafrawy AH. Relative resistance of long junctional epithelium adhesions and connective tissue attachments to plaque – induced inflammation. *J Periodontol* 1984; 55: 213 – 223.
46. Magnusson I, Runstad L, Nyman S, Lindhe J. A long junctional epithelium- A Locus minoris resistance in plaque infection? *J Clin Periodontol* 1983; 10: 333–349.
47. Cobb CM. Non- Surgical pocket therapy: Mechanical. *Ann Periodontol* 1996; 1: 443 – 490.
48. Ambrosini P, Miller N, Briancon S, Gallinas, Penaud J. Clinical and microbiological evaluation of the effectiveness of the Nd: YAP Laser for the initial treatment of adult periodontitis: A randomized controlled study. *J Clin Periodontol* 2005; 32: 670–676.
49. Schwarz F, Sculean A, George T, Raich E. Periodontal treatment with an Er:YAG Laser compared to scaling and root planning. A Controlled clinical study. *J Periodontol* 2001; 72: 361 – 367.
50. Schwarz F, Sculean A, Berakdar M, George T, Reich E, Becker J. Clinical evaluation of an Er: YAG Laser combined with scaling and root planning for non-surgical periodontal treatment. A Controlled, prospective clinical study. *J Clin Periodontol* 2003; 30: 26 – 34.
51. Schwarz F, Sculean A, Berakdar M, Georg T, Reich E, Becker J. Periodontal treatment with an Er: YAG Laser on scaling and root planning. A 2 year follow up split mouth study. *J Periodontol* 2003; 74: 590 – 596.
52. Cristiano Tomasi, Kerstin Schander, Gunnar Dahle'n, Jan L. Wennström. Short term clinical and microbiologic effects of pocket debridement with an Er: YAG Laser during periodontal maintenance. *J Periodontol* 2006; 77: 111 – 118.
53. El yazami H, Azehoui N, Ahariz M, Rey G, Sauvetre E. Periodontal evaluation of an Nd: YAP Laser combined with scaling and root planning for non surgical periodontal treatment. A Clinical evaluation. *J Oral laser Appl* 2004; 4: 97 – 102.
54. Kreisler M, Kohnen W, Christoffers AB, et al. In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er: YAG Laser and an air powder system. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 36 – 43.
55. Kreisler M, Gotz H, Duschner H. Effect of Nd: YAG, HO: YAG, Er: YAG, Co₂, and GaAIs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 202 – 211.
56. Schwarz F, Sculean A, Berakdar M, Szathmari L, Georg T, Becker J. In vivo and in vitro effects of an Er: YAG laser, a GaAIs diode laser, and scaling and root planing on periodontally diseased root surfaces: A comparative histologic study. *Lasers Surg Med* 2003; 32: 359 – 366.
57. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2004; 48: 1017 – 1059.
58. Parker S. The use of lasers in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 971 – 998.
59. Holloway GA, Watson DW. Laser Doppler measurement of cutaneous blood flow. *J Invest Dermatol* 1977; 69: 306 – 309.
60. Christiane Gleissner, Oliver Kempfski, Stephan Pyelo, Johannes Holger Glatzel, Brita willershausen. Local gingival blood flow at healthy and inflamed sites measured by laser Doppler Flowmetry. *J Periodontol* 2006; 77: 1762 – 1771.

آزمون

۱- طول موج لیزرهای مورد استفاده در دندانپزشکی شامل چه طیفی است؟

الف) از ۱۹۳ نانومتر تا ۱۰۶۰۰ نانومتر

ب) از ۵۰۰ نانومتر تا ۱۰۰۰۰۰ نانومتر

ج) از ۱۰ نانومتر تا ۶۰۰۰ نانومتر

د) از ۹ نانومتر تا ۱۰۰ نانومتر

۲- کدامیک از موارد ذیل مورد استفاده لیزر در درمانهای پرودنتال است؟

الف- تهیه حفره‌های ترمیمی

ب) تهیه حفره‌های جراحی جهت ایمپلنت

ج) ایجاد انعقاد در محل دهنده پیوند آزاد لثه

د) قطع ریشه در درمان فورکیشن

۳- کدامیک از انواع لیزرهای ذیل جهت استئوپلاستی و استئوکتومی بکار رفته‌اند؟

الف) لیزر CO_2

ب) لیزر $Nd: YAG$

ج) $Er: YAG$ یا $ErCr: YSGG$

د) $Nd: YAP$

۴- درجه حرارت انعقاد بافت در موضع عمل لیزر کدام است؟

الف) $100^{\circ} - 90^{\circ}$ سانتیگراد ب) $60^{\circ} - 37^{\circ}$ سانتیگراد

ج) $90^{\circ} - 65^{\circ}$ سانتیگراد د) $65^{\circ} - 60^{\circ}$ سانتیگراد

۵- مزیت اولیه استفاده لیزر CO_2 بر تیغ جراحی:

الف) برش بافت‌های سخت منبرالیزه توسط این لیزر می‌باشد.

ب) نفوذ بسیار عمیق لیزر در بافت‌های اطراف ضایعه نرم می‌باشد.

ج) جذب کم پرتوهای این لیزر در محتوای آب بافتی می‌باشد.

د) هموستاز و فراهم آوردن محدوده خشک با دید کافی می‌باشد.

۶- کدامیک از خصوصیات ذیل در کاربرد کلینیکی لیزر $Nd: YAG$ در جراحی لثه بکار می‌آید؟

الف) جذب طول موج لیزر $Nd: YAG$ به سمت رنگ‌ها.

ب) پراکندگی زیاد انرژی $Nd: YAG$ در سطح همراه با قابلیت جذب بسیار بالا در آب سلولی.

ج) قابلیت جذب بسیار بالای پرتوهای لیزر در آب که بیشتر از پراکندگی آن است.

د) قابلیت نفوذ در استخوان پرودنتال و قدرت برش بافت مینرالیزه.

۷- مزیت استفاده از لیزر در جرم‌گیری بر جرم‌گیری با کورت:

الف) ایجاد شرایط اتصال فیبری لیگامان پرودنتال با سطح ریشه استریل شده و بدون لایه اسمیر.

ب) ایجاد حفرات گداختگی و برقراری اتصال قویتری از فیبرهای لیگامان پرودنتال در حفرات $Char$ است.

ج) عدم برداشت سمتموم و باز شدن توبول‌های عاجی است.

د) عدم برداشتن لایه اسمیر و ایجاد اپی‌تلیوم $Long junctional$ است.

۸- در مقایسه اثرات لیزر و جرم‌گیری با کورت کدامیک به میزان بیشتری باعث کاهش باکتری در سطح ریشه می‌گردند؟

الف) لیزر منجر به حذف تعداد بیشتری از باکتری‌ها می‌گردد.

ب) جرم‌گیری با کورت منجر به حذف تعداد بیشتری از باکتری‌ها می‌گردد.

ج) لیزر و کورت هر دو به یک میزان منجر به کاهش باکتری در سطح ریشه می‌گردند.

د) لیزر و کورت هیچکدام قادر به کاهش باکتری در سطح ریشه نیستند.

۹- کدام لیزر بدون ایجاد آسیب حرارتی در سطح ایمپلنت جهت درمان عفونت‌های اطراف ایمپلنت بکار می‌رود؟

الف) $Nd: YAG$

ب) $Er, Cr, YSGG$

ج) $Nd: YAP$

د) همه لیزرهای دندانپزشکی

۱۰- در هنگام جراحی با لیزر در بافت‌های پرودنتال کدام نواحی باید با پوشاندن از پرتو لیزر دور بمانند؟

۱) فضاها بین لثه و دندان

۲) چشم‌ها و گلوئی بیمار

۳) یونیت دندانپزشکی و بیمار، بجز محل جراحی

۴) اصولاً نیازی به پوشش نیست

الف) ۱ و ۲ صحیح است

ب) فقط ۲ صحیح است

ج) ۱ و ۳ صحیح است

د) ۴ صحیح است