لیزر در دندانپزشکی ترمیمی

* آقای دکتر اسماعیل یاسینی

** آقای دکتر غلامحسین رهبری

*** آقای دکتر عبدالامیر مطوریان

مقدمه:

بطور معمول ماده از ذراتی بنام اتم تشکیل شده و هر اتم بصورت ذره بسیار کوچکی است که از سه قسمت اصلی الکترون، پروتون و نوترون تشکیل شده است. پروتون و نوترون هسته اتم را تشکیل داده و الکترونها با بار الکتریکی منفی در اطراف هسته ولی در فواصل معینی از آن قرار دارند. این فاصله نتیجه تعادلی است که بین جذب آنها و هسته باردار مثبت می‌باشد. در اتم به حالت آزاد و خنثی، هسته بوسیله الکترونها که تعداد آنها با پروتونها برابر هستند احاطه شده و از این رو مجموعه اتم خنثی است.

در یک اتم، الکترونها دارای تراز انرژی خاصی هستند و در حالت معمول تعداد الکترونهای موجود در هر تراز ثابت بوده ولی تحت شرایط خاص الکترونها می‌توانند از تراز خود به تراز انرژی بالاتر و یا پایین‌تر بروند. زمانی که یک الکترون به تراز انرژی پایین‌تر رود فوتونهای متعددی ساطع و در نتیجه نور در تمام جهات منتشر می‌شود. تراز انرژی گوناگون، فوتونهای رنگهای مختلفی را تولید کرده و از ترکیب همه رنگها نور سفید بدست می‌آید در این حالت فوتونها در جهات مختلف با فازهای مختلف و طول موج‌های متفاوت می‌باشند که‌این نور یک نور غیر همدوس نامیده می‌شود.

محیطی که بتواند نور غیر همدوس را به نور همدوس (COHERENT) تبدیل کند محیط لیزری (Laser Medium) نامیده می‌شود. محیط لیزری، محیطی است که عمل تقویت نور در آن انجام می‌گیرد و این محیط می‌تواند مایع ـ جامد یا گاز باشد و بستگی به عبور نور از آن محیط اسم لیزر به همان نام محیط خوانده خواهد شد. همانطوری که ذکرشد محیط لیزری ممکن است ازجامدات مثل یاقوت ـ نئودایمیوم یاک (Nd:YAG) ـ ایربیوم و ... و یا مایعات مثل رزینه (DYE) ویا گازها مثل ارگون، کریپتون، هلیوم نئون، منواکسیدکربن و دی‌اکسیدکربن (Co2) و...باشد.

بطور کلی می‌توان گفت لیزر* شکل خاصی از انرژی نورانی است و انرژی نورانی نیز نوعی از انرژی الکترومغناطیسی است از اختصاصات نور لیزری اینکه نوری است همدوس (Coherent) هم جهت (Collimated) و تک رنگ (Monochromatic) یا بعبارتی نور لیزر نوری است که فوتون‌های آن همگی دارای یک طول موج بوده و در یک فاز قرار دارند و در یک جهت منتشر می‌شوند (۱۸ و ۱۳ و ۱۱).

باتوجه به محیط لیزری، لیزر رنگهای مختلفی داشته که هریک کاربرد خاصی در علوم مختلف دارد.

---

* - استادیار گروه آموزشی بخش ترمیمی دانشکدهٔ دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

** - استاد گروه آموزشی رادیولوژی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

*** - رزیدنت گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

*- Ligth Amplification By Stimulated Emission Radiation (L.A.S.E.R)

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

تاریخچه:

ساخت اولین لیزر درسال ۱۹۶۰ توسط MAIMAN صورت گرفت، بدین صورت که از میله کریستال یاقوت سنتتیک استفاده نمود و دو آئینه منعکس کننده در دو طرف میله و یک لامپ فلاش هلیوم اطراف میله یاقوتی قرار داد زمانی که امواج نورانی پالسیک از لامپ خارج می‌شد نوسانهای نور قرمز از انتهای میله یاقوتی خارج شده و بعد از انعکاسات متوالی در دو آئینه و ایجاد برانگیختگی در اتمهای کریستال یاقوت، لیزر ساطع می‌شد. بنابراین، نور حاصله از لیزر یاقوتی نوری در محدوده نور قرمز قرار دارد.

لیزر هلیوم ـ نئون توسط ALI JAVAN دانشمند ایرانی و BENNETT ، HERRIOTT ساخته شده و در سال ۱۹۶۱ لیزر نئودایمیوم توسط NASSAU و JOHNSON و در سال ۱۹۶۴ لیـــــزر Nd:YAG (YTTRIUM - ALUMINUM - GARENT) تـــوسط MARCOS و VILERT ســاخته و معرفی شد و در همین سال BRIDGE با استفاده از گاز ارگون ده نوع لیزر در طول موجهای نور آبی تا سبز را ساخت که امروزه تحت عنوان لیزر ارگون معروفند و لیـزر (CARBON DIOXIDE) Co_2 نیز توسط KUMAR و PATEL با استفاده از محیط دی اکسید کربن ساخته شد که این نوع لیزر امروزه در زمینه‌های مختلف صنعت و پزشکی کاربرد فراوانی دارد وبالاخره در سال ۱۹۷۰ لیزر اگزایمر (EXIMER) از گازهای نادر تولید شد که این نوع لیزر جدیدترین نوع آن بوده ونور آن در محدوده نور ماوراء بنفش می‌باشد.

انواع لیزر:

اصول اولیه و مشترک انواع لیزر این است که نور لیزر تک رنگ ـ همدوس و هم جهت می‌باشد و تفاوت اساسی انواع آنها در نحوه انتشار آنهاست که ممکن است بصورت پالسیک (P)[1] و یا ممتد (C.W)[2] باشد، ولی همواره انرژی طول موج کوتاهتر بیش از طول موج بلند است. طول موج را برحسب نانومتر (nm) می‌سنجند.

بطور کلی طول موجها را به سه گروه زیر تقسیم می‌کنند:

۱ـ ماوراء بنفش UV (Ultraviolet) که طیف آنها بین ۴۰۰ـ۱۴۰ نانومتر است.

۲ـ مرئی VIS (Visible) که طیف آنها از ۷۰۰ـ۴۰۰ نانومتر است.

۳ـ مادون قرمز IR (Infrared) که طیف آنها از ۷۰۰ نانومتر شروع می‌شود.

لیزرهای مختلف دارای توان یا قدرت متفاوتی می‌باشند و توان هر دستگاه لیزر بستگی به میزان انرژی است که در واحد زمان تولید می‌کند.

$$E=\frac{\text{POWER (P)}}{\text{(S)SURFACE (S)}}\times t \quad \text{یا} \quad E=\frac{\text{p(وات)} \times \text{t(زمان برحسب ثانیه)}}{\text{s(سانتیمتر مکعب)}}$$

$E=J/Cm^2$ (انرژی، حسب ژول J)

همچنین لیزرها را برحسب میزان توان و قدرت آنها به لیزرهای نرم و سخت تقسیم می‌کنند که لیزرهای سخت بیشتر در رشته‌های جراحی و برای برش نسوج و انعقاد خون بکار می رود و شامل لیزرهای Nd:YAG, Co_2 و ارگون هستند.

لیزرهای نرم یا سرد که انرژی کمتری دارند معمولاً در تحریکات بیولژیکی (حیاتی) کاربرد دارند. لیزرهای نرم اثر ضد درد و التهاب داشته و بعلت اثر ضد حساسیت در درمان دندانهای حساس مورد استفاده قرار می‌گیرند و شامل لیزرهای هلیوم نئون و دیود می‌باشند. (۲۵ و ۱۳ و ۷)

جدول شماره یک انواع لیزرهای مورد استفاده در

1- P (Pulse Wave) 2- C.W (Contionous Wave)

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

پزشکی را با مشخصات فیزیکی آنها (طول موج ـ توان و نحوه انتشار) را نشان می‌دهد:

انواع لیزر در پزشکی

نوع لیزر	طول موج (نانومتر)	نحوه انتشار	توان (وات)
Co_2	۹۰۰۰_۱۱۰۰۰	CW,P	۱۰۰۰ بالای
Er: YAG	۲۹۴۰	P	۱۰ بالای
Ho: YAG	۲۱۰۰	P	" " ۱۰
Nd: YAG	۱۰۶۴ + ۱۳۰۰	CW,P	" " ۵۰۰
DIODES	۶۵۰ _ ۹۵۰	P	" " ۱۰
HENE	۶۳۳	CW	" " ۰/۰۸
DYES	۴۵۰ _ ۱۲۰۰	CW,P	" " ۱۰
Ar ION	۴۸۸ _ ۵۱۴	CW	" " ۳۰
EXCIMER	۱۹۰ _ ۳۵۱	P	" " ۱۰۰

جدول شماره (۱)

یک نوع لیزر جدید بنام لیزر اگزایمر (EXCIMER) اخیراً در دندانپزشکی معرفی شده که طول موج آن در محدوده طیف اشعه ماوراء بنفش (UV) قرار دارد، این نوع لیزر برخلاف انواع دیگر حرارت ایجاد نکرده و عوارض ناشی از کاربرد آن در نسوج سخت به مراتب کمتر است.

تکنیک ساخت لیزرهای اگزایمر بطور اصولی مشابه همان گازهای معمولی است، بدین نحو که در اطاق‌های رزنانس مخلوط گازهای خنثی مثل ارگون (Ar) ـ ، کریپتون (Kr) گزنون (Xe) را با یک هالوژن مثل فلورین (F) یا کلرین (CL) تحت فشار ۴ـ۲ بار مخلوط می‌کنند و عمل تحریکی بطور معمول به وسیله سرعت، انتقال و دیس شارژ ولتاژ بالا بین ۴۰ـ۲۵ کیلو ولت انجام می‌شود تا لیزرهای مختلف از نوع اگزایمر تولید شوند، از انواع لیزرهای اگزایمر، نوع ارگون فلوراید با طول موج ۱۹۳ نانومتر بیشترین مورد استفاده را در دندانپزشکی دارد. (۸ و ۷)

جدول شماره ۲ نشانگر انواع لیزرهای اگزایمر با طول موج و انرژی فوتونی آنها است.

انواع لیزرهای اگزایمر	طول موج (نانومتر)	انرژی فوتونی
ArF	۱۹۳	۶/۴۷
KrF	۲۴۸	۵
Xe CL	۳۰۸	۴
XeF	۳۵۱	۳/۵

جدول شماره ۲

لیزر و کاربرد آن در دندانپزشکی ترمیمی

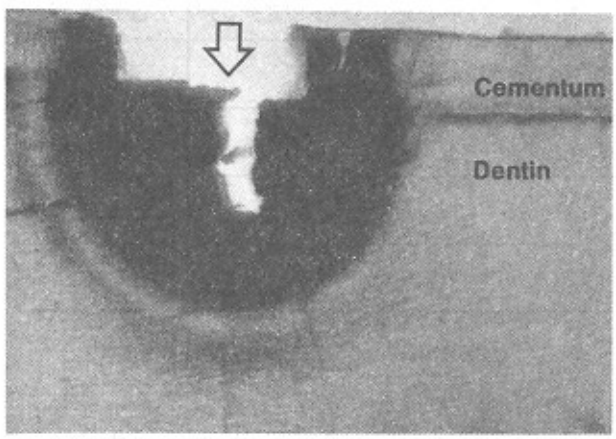
۱ـ تهیه حفره:

بافت‌های دندانی ساختمانهای متفاوتی دارند (Polymorphic Texture) و به همین علت استفاده از لیزر اثرات بیولژیکی متفاوتی بر روی بافت‌های دندانی ایجاد می‌کنند، باتوجه به اینکه بافت‌های سخت دندانی که اجزاء تشکیل دهنده قسمت ارگانیک و غیر ارگانیک آنها از نظر نقطه ذوب و همچنین نیروهای کششی متفاوت می‌باشند بنابراین کاربرد آنها می‌تواند عکس العمل‌های هیستولژیکی مختلفی ایجاد کند، یکی از انواع لیزرهایی که در کلینیک بطور موفقیت آمیز در جراحی‌های حفره دهان مورد استفاده قرار می‌گیرند لیزر Co_2 است، وی در بافت‌های سخت دندان انرژی تراکمی لیزرهای مادون قرمز (Nd: YAG, Co_2) به انرژی حرارتی تبدیل شده لذا در زمان استفاده از این نوع لیزرها بر روی نسوج کلسیفیه دندانی سبب ذوب و تبخیر هیدروکسی اپاتیت و ذغالی شدن (Carbonization) نسوج اطراف حفره شده ونهایتاً سبب تخریب بافت پالپ دراثر حرارت می‌شود ضمناً سلولهای ادنتوبلاست نیز در ضمن کاربرد لیزر دچار اضمحلال و راکسیونهای غیرقابل برگشت در پالپ دندان می‌شود.

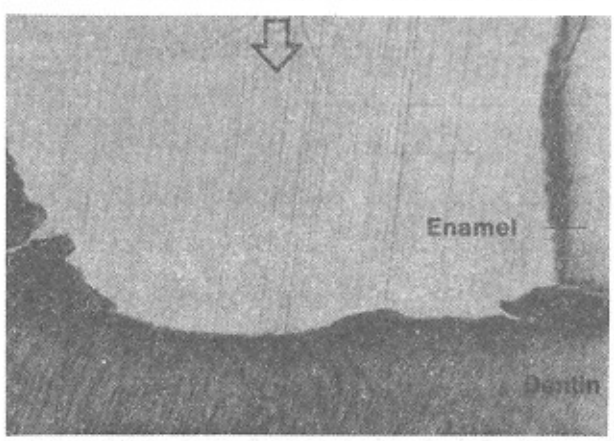
بعلت حرارت حاصل و انبساط بافت‌های معدنی از

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

هـم‌گسیختگی وسـیع در عـاج مشـاهده مـی‌شود بـطوری که‌توبول‌های عاجی از بین رفته و ترک‌های (CRAK) متعددی درنسوج سخت دندان ایجادمی‌شود (۲۵ و۸ و۷).اشکال (۲)و(۱).



شکل (۱): ذغالی شدن (Carbonization) نسوج سخت دندان بر اثر تابش اشعه لیزر ممتد Co2 و ناحیه وسیع نکروز مشاهده می‌شود.



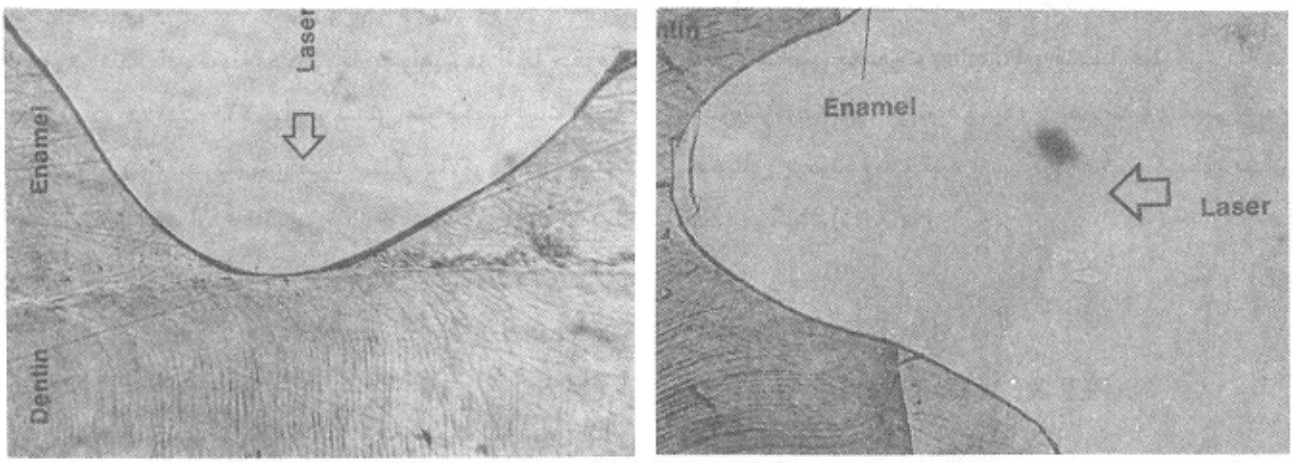
شکل (۲): حفره تهیه شده توسط اشعه لیزر پالسیک Nd: YAG و ناحیه ذغالی شدن در لبه حفره و ایجاد ترک بین مینا و عاج و یک منطقه نکروز وسیع در کف حفره در عاج دیده می‌شود.

در تحقیقات انـجام گـرفته نشـان داده شـده است کـه از لیزرهای مادون قرمز Co2 و باکاربرد سیستم‌های خنک کننده تاثیر خوبی در کنترل حرارت داشته ولی با این وجود حـرارت ایجاد شده با بکار بردن سه سیستم جت خنک کننده حـدود چهل درجه سانتی گراد می‌باشد در تحقیق دیگری نشان داده شد که تغییرات حرارتی حدود ۵/۵ درجه سانتی‌گراد برای پالپ مضر است. چنانچه حرارت ایجاد شده توسط لیزر در پالپ به ۱۶/۷ درجه سانتی‌گراد برسد ایجاد نکـروز غـیرقابل بـرگشت خواهد نمود و باتوجه به اینکه لیزرهای با انرژی پایین حرارت زیادی ایجاد می‌کنند بنابراین در هنگام استفاده از ایـن نـوع لیزرها حداقل بایستی ۹ میلی‌متر عاج سالم وجود داشته باشد تا مانع اثرات سوء حرارتی در پـالپ شـود و چـنانچه حـرارت ایجاد شده در پالپ کمتر از ۵/۵ درجه سانتی‌گراد باشد اثـرات پالپی ایجاد نخواهد شد. (۹)

نوع دیگری از لیزرها که در دندانپزشکی مـعرفی شـده و طول موج آن در طیف نور ماوراء بنفش قرار دارد لیزر اگزایمر نامیده می‌شود، این نوع لیزر قدرت برداشتن نسوج مینرالیزه را بدون ایجاد حرارت دارا می‌باشد همچنین از این نوع لیزر برای قطع پلاستیک و نسوج نرم و همچنین در صنعت برای قطع سرامیک بدون صدمه حرارتی استفاده می‌شود.

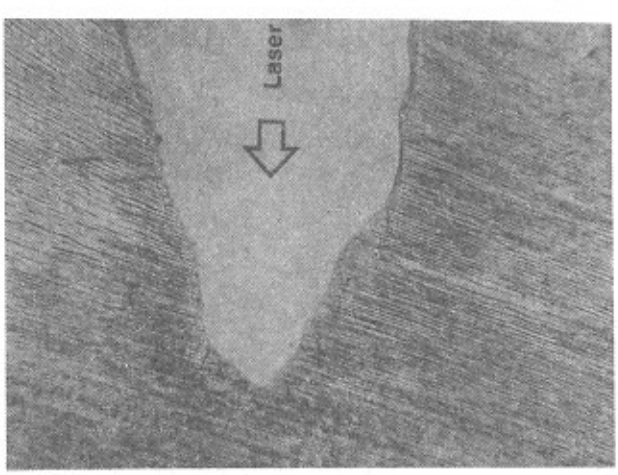
تحقیقات ابتدایی و کلینیکی نشان دهنده این است که این نـوع لیـزر مـناسب بـرای کـاربرد در رشـته‌های مـختلف دندانپزشکی است و همچنین می‌تواند جانشین مناسبی بجای فرز برای برداشتن پوسیدگی و تهیه حفره باشد (۲۱ و ۷) استفاده از لیزر در تهیه حفره بعنوان یک دریچه جدید در دندانپزشکی تـرمیمی مـحسوب مـی‌شود کـه قـابل قـیاس بـا روش‌هـای مکانیکی ـ حرارتی و شیمیایی نمی‌باشد زیرا از مزایای آن این است که ایجاد حرارت ـ نکـروز و دبـری یـا تـرک نـمی‌کند و باتوجه به اینکه هرچه طول موج دستگاههای لیزر بیشتر باشد حـرارت ایـجاد شـده بـیشتر است. بـنابرایـن، از نـظر تـئوری می‌توان انتظار داشت بهترین نتیجه با استفاده از لیزرهای با طول موج کوتاهتر اگزایمر حاصل می‌شود. یک نمونه از این نوع لیزر، لیزر اگزایمر، ارگون فلوراید با طول موج ۱۹۳ نانومتر می‌باشد. از این نوع لیزر می‌توان در بافت‌های سخت بـدون ایجاد حرارت و ذغالی شدن و ترک و همچنین بدون صدمه به پالپ تهیه حفره نمود در بـررسی‌هایی کـه در مـینا و عـاج و سمنتوم با میکروسکوپ نوری انجام شده هیچ نوع تغییری را مشاهده نکرده‌اند (۸ و ۷ و ۶) اشکال (۴) و (۳)

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]



شکل (۴) و (۳) تهیه حفره بوسیله لیزر اگزایمر ArE بدون تغییرات ساختمانی در مینا و عاج نشان می‌دهد

بررسی میکروسکپ الکترونیک در زمان تهیه حفره در مینا و عاج با لیزرهای اگزایمر Xec1 با طول موج ۳۰۸ نانومتر نشان می‌دهد که نواحی نازک ذغالی شدن ومقداری ترک‌های کوچک در مینا ایجاد می‌شود و در ناحیه عاج نیز نواحی نکروز در دیواره‌های حفره آشکار می‌گردد. شکل (۵)



شکل (۵): عاج پس از تهیه حفره با اگزایمر Xec1 با طول موج ۳۰۸ نانومتر رانشان می‌دهد. نواحی نکروز و تغییر ساختمانی در اطراف حفره تهیه شده مشاهده می‌شود.

سئوالی که مطرح است اثر کارسینوژنیک لیزرهای با طول موج اشعه ماوراء بنفش است، پرتوهای با طول موج ۱۹۳ نانومتر از لیزرهای اگزایمر ArF در محدوده UV-C (۲۸۵>) نانومتر بطور کامل با تابش اشعه ماوراء بنفش UV-A، UV-B متفاوت است. نور ماوراء بنفش UV-A می‌تواند در RNA یا DNA سلول تغییراتی ایجاد کند زیرا این پرتو می‌تواند در محدوده ۳۶۰ نانومتر جذب اجزاء سلول شود ولی با تابش طول موج ۱۹۳ نانومتر تمام ساختمان اجزاء آلی تضعیف شده بدون اینکه اختلال اساسی در اجزاء مولکولها ایجاد کند. بنابراین نتیجه تجربی نشان دهنده عدم اثر کارسینوژنیک سیستم لیزرهای اگزایمر می‌باشد. (۹ و ۱)

۲ـ حذف پوسیدگیهای اولیه

مطالعات آزمایشگاهی نشان می‌دهد که در ضایعات زیرسطحی (پوسیدگی‌های اولیه) که توسط عوامل دمینرالیزه کننده و یا پلاک مصنوعی ایجاد می‌شود لیزر توانسته مانع از ایجاد چنین ضایعه‌ای در مینا شود.

عده‌ای از دانشمندان معتقدند که انرژی حرارتی ناشی از

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

تابش لیزر می‌تواند سبب نکروز پالپ شود زیرا آستانه تحمل انرژی در دندانهای نمونه حیوانی که بخواهیم در آنها حفره ایجاد نمایم ۲۰۰±۲۱۰۰ ژول بر سانتی متر مکعب است ولی انرژی لازم برای برداشتن مینا بسیار بالاتر از این حد آستانه‌ای است که این مقدار می‌تواند باعث نکروز پالپ شود. بعدها STEAN در تحقیقات خود دریافت که انرژی کمتر از ۲۵۰ ژول بر سانتی‌متر مکعب تغییرات دائم بر روی پالپ نداشته و برای اینکه نکروز پالپ ایجاد شود انرژی لیزر باید بیش از ۱۸۰۰ ژول بر سانتی‌متر مکعب باشد. امروزه با استفاده از انواع لیزر پالسیک می‌توان مقدار انرژی منتقل شده به دندان را بسیار کم نمود بطوری که اثرات پالپی آن منتفی شود.

YAMMOTO با استفاده از لیزر YAG نشان داد که تابش این نوع لیزر با انرژی ۲۰ـ۱۰ ژول بر سانتی‌متر مکعب به سطح مینا می‌تواند مقاومت بیشتری درمقابل دمینرالیزاسیون در آن ایجاد نمود بطوری که با استفاده از لیزر بعلت اثر ذوب کنندگی در لایه‌های سطحی مینا باعث یک لایه شبیه گلیز (Glase Like) در سطح مینا می‌شود و این نوع مینا مقاومت بیشتری نسبت به مینای معمولی در برابر اسید دارد.

همچنین مشاهده شده است که تابش لیزر با طول موج ۹/۳۲ میکرومتر حداکثر مقاومت را در مینا بوجود می‌آورد و علت این مقاومت را می‌توان کوچکتر شدن کریستالهای در هنگام انجماد مینا و عمل Recristaliazation دانست و بدین علت سطح مینا صافتر و شفاف‌تر می‌شود. (۲۷، ۲۶، ۱۷، ۱۴، ۵۵)

ضمناً مینای ذوب شده توسط لیزر، در هنگام سرد شدن و در صورت وجود فلوراید در محیط توانایی باز جذب مقادیر بیشتری از یونهای فلوراید را دارد لذا استفاده توام لیزر و فلوراید روش بسیار مناسبی برای پیشگیری از ایجاد پوسیدگی است. (۲۳، ۱۶، ۲)

با تابش اشعه لیزر به ضایعات پوسیده و براثر تبخیر (Vaporization) نسوج دمینرالیزه بصورت ابر سفید کوچکی به قطر و ارتفاع یک سانتی‌متر ایجاد می‌شود و همزمان صدای خاصی بصورت Popping و مشابه صدایی که در الکتروسرجری تولید می‌شود شنیده خواهد شد و با تابش اشعه به مینای پوسیده رنگ تیره پوسیدگی حذف و مینای سالم ظاهر می‌گردد. (۲۱، ۲۰، ۹)

۳ـ مهر و موم شیارها (PIT & FISSURE SEALANT):

امروزه از لیزر جهت جلوگیری از پوسیدگی و بعنوان فیشور سیلانت تراپی استفاده می‌شود. تابش اشعه Co_2 نوع C.W باعث ذوب مینا در لایه‌های سطحی در حدود ۵ میکرون شده و در نتیجه باعث مهر و موم میناها می‌گردد. روش جدید استفاده مهر و موم در شیارها توسط هیدروکسی اپاتیت سنتتیک می‌باشد که در این روش با استفاده از لیزر LOW ENERGY پودر هیدروکسی اپاتیت را در فیشورها ذوب کرده و باعث سیل این نواحی می‌شود در چنین مواردی انرژی لیزر حدود ۲۴ـ۲۱ ژول بر سانتی‌متر مکعب است، همچنین مشاهده شده است که استفاده از لیزرهای UV سبب افزایش مقاومت مینا در مقابل اسید می‌شود. که اکثر محققین این مسئله را بعنوان اثر محافظتی یا جلوگیری کننده از پوسیدگی‌های دندانی دانسته‌اند (۷،۸،۱۳).

۴ـ اچ کردن مینا و عاج

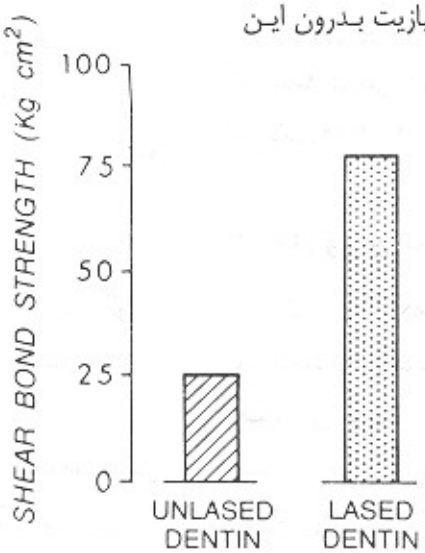
لیزرها می‌توانند بعنوان جانشین اسید اچ برای اچ کردن سطح مینا و افزایش گیر بین نسج دندان و کامپازیت شوند.

انرژی لازم برای این عمل حدود ۵۰ـ۱۰ ژول بر سانتی‌متر مکعب است که در تواتر زمانی حدود یک ثانیه به سطح مینا و یا عاج است، برای این منظور از لیزر نوع Co_2 و Nd: YAG و از نوع پالسیک استفاده می‌شود که این نوع لیزرها می‌توانند در سطح مینا ایجاد ناهمواری مشابه با مینای اچ شده با اسید

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

نمایند همچنین از لیزرها برای اچ کردن سطوح عاجی استفاده می‌شود به طوری که در نمای میکروسکپی عاج اشعه دیده نواحی قارچی شکلی مشاهده می‌شود که سطح آنها توسط عاج صاف و گلیز شده پوشانیده شده است. اشکال (۶،۷)

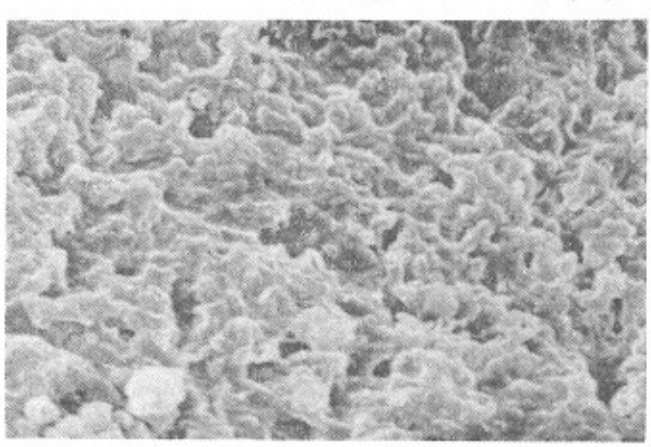
وجود این برجستگی‌ها و ورود کامپازیت بدرون این فرورفتگی‌ها باعث افزایش قدرت باندینگ بین کامپازیت و عاج می‌شود و اندازه‌گیری Bond Strength نشان داده که مقدار باندینگ بین کامپازیت با عاج اشعه دیده سه برابر بیشتر از عاج اشعه ندیده می‌باشد. شکل (۸)



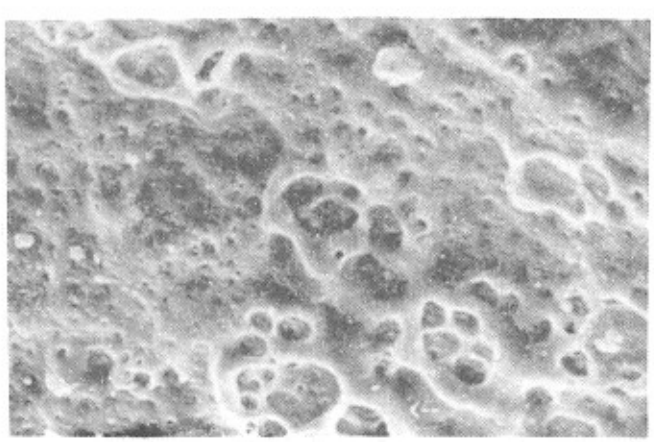
شکل (۶) Shear Bond Strength بین کامپازیت و عاج لیزر شده و عاج لیزر نشده را نشان می‌دهد

ضمناً از لیزرهای اگزایمر ArF به منظور ایجاد تغییراتی در سطح مینا (Acid Conditioning) یا اچ کردن سطح مینا استفاده می‌شود که این امر قابل قیاس با ناصافی‌هایی است که توسط اسید فسفریک ۳۷ درصد در سطح مینا ایجاد می‌شود (۱۲، ۸، ۴، ۲) اشکال (۹، ۱۰)

در تحقیق دیگری مشخص شده که اثر لیزرهای اگزایمر ArF بر روی پالپ کمتر از اثر اسید فسفریک ۳۷ درصد نیست ولی علیرغم تغییراتی که در پالپ بوجود می‌آید ولی پالپ وایتال است. (۱)



شکل (۷) مینای لیزر شده را نشان می‌دهد



شکل (۸) عاج لیزر شده را نشان می‌دهد

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

۵ـ لیزر و پلی مریزاسیون کامپازیت‌ها

باتوجه به اینکه لیزر یک نور تقویت شده است بنابراین نورهای لیزری تفاوت زیادی با نور معمولی دارد، بدین معنی که نور لیزر تک رنگ با یک فرکانس و همدوس می‌باشد در حالیکه نورهای معمولی دارای طول موج‌های مختلف و چند رنگ هستند، بنابراین نورهای لیزر از نظر میزان انرژی و جهت تابش دقیقاً قابل کنترل هستند، لذا به یک جسم می‌توان لیزری با طول موج دلخواه و مسیر تابش مطلوب تابانید.

منابع نوری معمولی معمولاً از جنس تنگستن و هالوژن هستند و نور حاصل توسط فیلترهای مخصوص تصفیه شده و طول موج‌های نامطلوب حذف می‌گردد.

کامپازیت‌های نوری موادی هستند حاوی Diketon، این مواد نسبت به نور حساس می‌باشند لذا زمانی که نور به کامپازیت تابانده شود عمل پلی مریزاسیون کامپازیت شروع می‌شود.

Diketon موجود در کامپازیت‌ها نسبت به طول موج بین ۴۰۰ـ۵۰۰ نانومتر حساس هستند، لیزر ارگون نوری در محدوده UV و آبی سیر با طول موج ۴۸۸ـ۵۱۰ نانومتر دارد که می‌تواند جانشین مناسبی بجای منابع لامپ‌های هالوژن باشند. (۱۳،۱۸)

نفوذ یکنواخت لیزر باعث کاهش انقباض و عدم کشیده شدن کامپازیت بطرف منبع نوری می‌شود و سختی کامپازیت‌ها نیز در مقایسه با منابع نوری هالوژن افزایش پیدا کرده همچنین باند بین کامپازیت و مینا با استفاده از لیزر افزایش پیدا می‌کند.

عمق پلی مریزاسیون در زمان استفاده از لیزر ارگون کمی بیشتر از منابع نوری است بطوری که این عمق در زمان استفاده از لیزر ارگون به ۳/۴ میلیمتر می‌رسد.

مزیت دیگر استفاده از لیزر ارگون به منظور پلی مریزاسیون کامپازیت کاهش زمان تابش اشعه است بطوری که زمان تابش لیزر ارگون حدود ۲ـ۰/۵ ثانیه است و حال آنکه این زمان برای سیستم نوری هالوژن حدود ۴۰ـ۲۰ ثانیه می‌باشد ضمناً با کاهش زمان تابش انقباض ناشی از پلی مریزاسیون نیز کاهش یافته و در نتیجه میکرولیکیج که یکی از معضلات بین نسج دندان و کامپازیت است نیز کاهش می‌یابد (۱۹، ۱۳، ۱۲، ۳،۷).

۶ـ لیزر و رفع حساسیت دندان

باتوجه به اینکه یکی از مشکلات بیماران، دندانپزشک، وجود دندانهای حساس، بخصوص در نواحی طوق دندانها است، این حساسیت‌ها بعلل ناشناخته و یا ناشی از غلط مسواک زدن و یا پس از جراحی‌های پریودنت حاصل می‌شود بنابراین روشی که مطابق با استدلال و منطبق جهت رفع این حساسیت‌ها باشد وجود نداشته و حداکثر با ایجاد یک حفره و ترمیم ناحیه حساس می‌توان این حساسیت را رفع نمود که خود یک کارغلط می‌باشد.

با استفاده از لیزر بعلت ذوب لایه‌های سطحی عاج در حدود ۵ میکرون وایجاد یک لایه صاف (Vitrification) و گلیز مانند و در نتیجه مسدود شدن توبولهای عاجی می‌توان این حساسیت‌ها را رفع نمود.

همچنین از خاصیت ضد حساسیت لیزر می‌توان برای سیل کردن توبول‌های عاجی پس از تهیه حفره‌های ترمیمی و یا پس از تراش کرانها جهت جلوگیری از اثرات سوء مواد ترمیمی و همچنین جلوگیری از لیکیج به سمت پالپ جلوگیری نمود (۲۵، ۱۸، ۱۵، ۱۳).

موارد استفاده دیگر لیزر در دندانپزشکی متعدد بوده که می‌توان از موارد زیر نام برد:

۷ـ جراحی نسوج نرم (برش نسوج نرم، ژنژیوکتومی، فرنکتومی، برداشتن ضایعات نسجی در جراحی‌های کوچک)

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

۸ـ استریل نمودن کانالهای دندانی در روت کانال تراپی

۹ـ رویت نقاط کلسیفیه و پوسیدگی‌های اولیه که غیرقابل مشاهده هستند

۱۰ـ ترمیم ترک‌های مینایی

قابل ذکر است که تا به امروز جراحی‌های نسج نرم و پلی مریزاسیون کامپازیت‌ها توسط لیزر به وسیله FDI مجاز شناخته شده است (۱۳،۱۸).

خلاصه

امروزه طیف استفاده از لیزر در پزشکی و دندانپزشکی بسیار گسترده است در رشته دندانپزشکی از لیزر برای جراحی نسوج نرم ـ استریل کردن کانال‌ها (در روت کانال تراپی) و در دندانپزشکی ترمیمی از لیزر برای تهیه حفره حذف ـ پوسیدگیهای اولیه مهر و موم شیارها (در دندانپزشکی پیشگیری) ـ اچ کردن مینا و عاج ـ پلی مریزاسیون کامپازیت‌ها و رفع حساسیت دندان‌های حساس استفاده می‌شود.

استفاده از لیزرهای Co_2 و Nd: YAG برای تهیه حفره بعلت ایجاد حرارت زیاد سبب ذغالی شدن و ترک در نواحی اطراف منطقه تابش لیزر می‌شود و همچنین بعلت حرارت بالای این نوع لیزرها صدمات پالپی اجتناب ناپذیر است، لذا امروزه با استفاده از لیزرهای Excimer بخصوص نوع ارگون فلوراید با طول موج ۱۹۳ نانومتر توانسته‌اند مشکل استرس‌های حرارتی را برطرف کنند، ولی در عین حال استفاده از لیزر جهت کارهای دندانپزشکی بخصوص تهیه حفره احتیاج به کارهای تحقیقاتی و بررسی بیشتری نیاز دارد.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

REFERENCES

1. Arcoria C.J., Lippas M.G., ET AL: Pulpal Effects of Argon: Fluoride Excimer Laser Irradiation and Acid-Etching of Rat Molar Enamel. J. Dent. 20:100, 1992.
2. Arcoria C.J., Steele R.E. ET AL: Enamel Surface Roughness and Dental Pulp Response to Coaxial Carbon Dioxide-Neddy-Mium: YAG Laser Irradiation. J Dent.19:85, 1991.
3. Blankenau R.J., Kelsey W.P., ET AL: Degree of Composite Resin Polymerization With Visible Light and Argon Laser. Amer.J.Of Dent. 4:40, 1991.
4. Cooper L.F., Myers M.L., ET AL: Shear strength of composite-bonded to laser-pretreated dentin. J.P.D 60:45, 1988.
5. Featherstone J.D.B., Nelson O.G.A.: Laser effects on dental hard tissues. adv. dent. res. 1:21, 1987.
6. Frentzen M., Koort H.J.: Photoablation of dental tissues: A new method for caries removal. J. dent. res. 1989:68, 1982 (abst no 923).
7. Frentzen M., Koort H.J.: Laser in dentistry: new possiblities with advancing laser technology. int. dent. j. 40: 323, 1990.
8. Frentzen M., Koort H.J., ET AL: Excimer laser in dentistry: future possibilities with advanced technology. Quint. int. 23:117, 1992.
9. Green h., Boll J., ET AL: Cytoxity and Mutagenicity of low intensity 248 and 193^{nm} excimer laser radiation in mammalian cells. cancer res. 47:410, 1987.
10. Jeffrey I.W.M., Lawrenson B., ET AL: Dental Temperature transients caused by exposure to co_2 laser irradiation and possible pulpal damage. J.dent 18:31, 1991.
11. Kutsch V.H.: laser in dentistry comparing wavelengths. jada 124:49,1993.
12. Midda M., Harper P.R.: Lasers in dentistry brit. dent. J. 170:343, 1991.
13. Miller M., Truhe T.: Lasers in dentistry: an overvien. Jada. 124:32, 1993.
14. Myers T.D., Myers W.D.: The use of a laser for debridement of incipient caries. J.P.D. 53:776, 1985.
15. Myers T.D.: Laser in dentistry jada gan 47, 1991.
16. Nelson D.G.A., Shariati M., ET AL: effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial carieslike lesion formation. caries res.20: 289, 1980.
17. Nelson D.G.A., Wefel J.S. :Morphology, Histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]

laser radiation. caries res 21: 411, 1987.

18. Pick R.M.: using laser in clinical dental practice jada. 124, 37, 1993.
19. Potts T.V., Detrou A.: Laser photopolymerization of dental materials with potential endodontic applications. J. of endd. 16:265, 1990.
20. Stern R.H, Sognnaes R.F.: Laser beam effection dental hard Tissues. J. Dent res. 43:873, 1964.
21. Stern R.H., Vahl J., ET AL: lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. J. Dent. res. 51:455, 1972.
22. Strang R., Moseley H.: Soft lasers-have they a place in dentistry/ Brit. dent.J.24:221, 1988.
23. Tagomori S., Morioka T.: Combined Effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. caries res. 23: 225, 1989.
24. Welchman J., Johnson F.: laser use in endodoontics. orl sur. oral med. oral path. 31: 416, 1971.
25. Wigoor H., Abt E., ET AL: the effect of laser on dental hard tissues.jada. 124: 65, 1993.
26. Yamamoto H., Sato k.: Prevention of dental caries by Nd: YAG laser Irradiation. J. dent. res. 59: 2171, 1980.
27. Yamamoto H., Ooyx k.: Potential of yttrium Aluminum Garnet laser in caries prevention. J.oral path. 3:7, 1974.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2026-06-15]