لیزرپزشکی؛ ۱۳۸۸، دوره ۶، شماره ۱

مقاله پژوهشی

محاسبه تحلیلی دمای ایجاد شده در عاج دندان، تحت تابش لیزر پالسی Er:YAG و بررسی تأثیر مدت زمان و انرژی پالس

پرویز الهی[۱]
بیتا فارسی[۲]

[۱]استادیار بخش فیزیک دانشکده علوم دانشگاه صنعتی شیراز
[۲]گروه فیزیک دانشگاه پیام نور شیراز

خلاصه

در این مقاله افزایش دمای ایجاد شده در عاج دندان در یک آزمایش تراش عاج با استفاده از تابش لیزر پالسی Er:YAG بدست آمده و تأثیر انرژی و مدت زمان پالس بر دمای ایجاد شده در عاج دندان، هنگامی که در معرض تابش لیزر پالسی Er:YAG برای مدت زمان های پالس ۱۰۰µs ، ۳۰۰µsو ۵۰۰ µs و با انرژی های ۱۵۰mjو ۳۰۰mj قرار می گیرد، بررسی شده است. در آزمایشات in vitro مربوط به تراش حفره در عاج دندان، بخشی از عاج که به صورت استوانه ای به شعاع 2.8mm و ضخامت 1.5mm برش یافته و تحت تابش لیزر پالسی Er:YAG قرار می گیرد را در نظر می گیریم؛ با حل تحلیلی معادله انتقال حرارت وابسته به زمان و با استفاده از آنالیز فوریه، تابع توزیع دما را بدست آورده و با جاگذاری ثابت‌های عددی مربوط به عاج، نمودار تغییرات زمانی تابع توزیع دما در عاج دندان را برای هر کدام از مدت زمان‌ها و انرژی های اشاره، رسم کرده ایم و با مقایسه آنها، تأثیر مدت زمان پالس و انرژی پالس را بر تابع توزیع دما و بیشینه دمای ایجاد شده در عاج بررسی کرده ایم؛ که این موضوع می تواند در تنظیم و کاربرد کلینیکی لیزر پالسی Er:YAG برای دندانپزشکان حائز اهمیت و مؤثر باشد؛ به گونه‌ای که در تراش عاج با استفاده از لیزر پالسی Er:YAG، با هر مقدار دلخواه برای انرژی و مدت زمان پالس، قادر به پیش بینی افزایش دمای ایجاد شده در هر نقطه از عاج دندان خواهند بود.

واژه های کلیدی: لیزر ایربیوم یاگ، معادله انتقال حرارت، تابع توزیع دما درون عاج

نویسنده مسئول: پرویز الهی، بخش فیزیک دانشکده علوم دانشگاه صنعتی شیراز، تلفن: ۰۹۱۷۷۰۳۳۸۷۸
پست الکترونیک: elahi@sutech.ac.ir

مقدمه

لیزر در شاخه های مختلف پزشکی از جمله: در جراحی ها، درمان بیماری های پوستی، شکستن سنگ کلیه، ارتوپدی، چشم پزشکی و دندانپزشکی به طور روزافزون و گسترده ای مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱].

استفاده از انواع لیزر در زمینه های مختلف دندانپزشکی، نظیر انواع جراحی‌های لثه و دهان، اورتودنسی، دندانپزشکی ترمیمی و ... موارد استفاده بی شماری یافته است. همچنین، کاربرد لیزر در دندانپزشکی از سوی بیماران، به عنوان [۲] یک روش درمان بدون درد، جایگاه مناسب تری یافته است و باعث شده که آنها با آرامش و اطمینان خاطر بیشتری به کلینیک های دندانپزشکی مراجعه کنند.

در سال ۱۹۶۴، اولین لیزر تحقیقاتی یاقوت در دندانپزشکی توسط استرن[۱] و ساگنس[۲] ساخته شد. گزارش تابش لیزر به دندان زنده انسان، اولین بار در سال ۱۹۶۵ از سوی پزشکی به نام گلدمن[۳] مطرح شد. متأسفانه ایجاد آسیب هایی مانند کربنیزاسیون در عاج دندان، آسیب به پالپ و آسیب به دندان‌های مجاور و بافت های اطراف، باعث حذف کاربرد لیزر یاقوت در کارهای تحقیقاتی گردید [۵-۳].

پس از آن، محققان به بررسی کاربرد لیزر دی‌اکسید کربن، با طول موج 10.6µm پرداختند؛ این لیزر در سال ۱۹۶۸، برای نخستین بار در جراحی بافت نرم به کار گرفته شد [۳].

تحقیقات بر روی نسوج سخت دندانی با استفاده از این لیزر، با پژوهش‌های استرن[۴] در دانشگاه UCLA و لبن[۵] در بوستون آغاز گردید؛ همچنین کارهای مهمی نیز در فنلاند توسط کانتولا[۶] و همکارانش صورت گرفت [۳]. نتایج مطالعات نشان می دادند که این لیزر اگر چه در برش، ایجاد لخته و کنترل خونریزی، کاهش درد، تورم و عفونت پس از عمل در بافت نرم دهان و لثه مفید است، اما در استفاده بر روی بافت سخت، محدودیت هایی دارد [۵-۳].

در سال ۱۹۸۰، دکترمایرس[۷] به همراه برادرش، لیزر پالسی Nd:YAG که در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می گیرد را معرفی

1-Stern
2-Sognnaes
3-Goldman

4-Stern
5-Lobene
6-Kantola
7-Myers

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-06]

کردند؛ این لیزر هم در بافت نرم دهـان و لثـه و هـم در بافـت سـخت دندانی به کار می رفت و سرانجام در سال ۱۹۸۹، پس از کسب مجـوز سازمان نظارت بر غذا و دارو ایالات متحده (FDA) توانستند دسـتگاه لیزر Nd:YAG را بـه طـور عملـی وارد بـازار کننـد. امـا مطالعـات و تحقیقات حاکی از آن بودند که استفاده از ایـن لیـزر نیـز ماننـد لیـزر یاقوت و CO_2 منجر به اثرات مخربی مانند ترک خوردن، ذوب شدن و کربنیزه شدن مینا و عاج و نیز آسیب به پالپ می گردد [۳].

پژوهش ها و جستجو به منظور یافتن لیزرهای مناسب تر در بافت سخت دندانی ادامه یافت؛ به گونه‌ای که این لیزرها مـی بایـست عمـق نفوذ کمتر (جذب بیشتر) در بافت سخت دنـدانی را داشـته باشـند تـا بدین ترتیب اثرات حرارتی کمتری در حین تابش لیزر ایجاد شود[۶].

لیـزر اگزایمـر کـه در اواخـر دهـه ۱۹۸۰ و اوایـل دهـه ۱۹۹۰ بررسی‌های جامعی روی آن صورت گرفت، آسیب اندکی بـه دنـدان هـا وارد می کند اما قیمت، اندازه و محدودیت هـایی در کـاربرد کلینیکـی آن، استفاده از این لیزر را محـدوده کـرده اسـت [۶]. امـروزه، مناسـب ترین لیزرها بر روی بافت سخت دندانی، خـانواده لیزرهـای اربیـوم، بـا طـول مـوج هـای مـشابه و در ناحیـه فروسـرخ میـانی (middle infrared) هـستند کـه شـامل لیزرهـای Er:YAG (2940nm)، Er: YSGG (2790nm)، Er, Cr: YSGG (2780nm) مـی باشـند. کاربرد لیزرEr: YAG از سـال۱۹۹۷ پـس از دریافـت مجـوز FDA، توسـعه یافتـه و پـس از آن لیـزر Er: YSGG و اخیـراً Er, Cr:YSGG بـه کـار مـی‌رونـد [۵-۳]. لیزرهـای خـانواده اربیـوم (Er,Cr:YSGG,Er:YSGG,Er:YAG)، در بافت سخت به منظـور برداشت پوسیدگی ها، اچ کردن مینـا[۸] و تـراش حفـره در مینـا و عـاج دندان، مورد استفاده قرار می گیرند [۸ و۷].

پس از تابش لیزر بر بافت، انواع اثرات مختلـف کـه شـامل جـذب، عبور، انعکاس و پراکندگی است، می تواند ایجاد شود. مشهودترین اثـر، جذب انرژی لیزری توسط مولکول ها و اتم های بافت می باشد که این انرژی جذب شده، می تواند باعث ایجاد چهـار واکـنش بـافتی مختلـف شود که عبارتند از[۷ و ۳]:

۱) فوتو شیمیایی
۲) فوتوگرمایی
۳) فوتو مکانیکی
۴) فوتو الکتریکی

در تراش گرمایی، انرژی تابشی جذب شده توسط بافـت اغلـب بـه گرما تبدیل می شود. بنـابراین، اولـین شـرط لازم در تـراش گرمـایی، وجود عنصری جاذب در بافت است که بتواند انرژی تابـشی لیـزر را بـه طور مؤثر جذب کند.

امروزه، خانواده لیزرهای ایربیوم به منظور تراش حفـره در مینـا و عاج دندان مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ طول موج این گونه لیزرهـا بـر محدوده ماکزیمم جذب آب در ناحیه مادون قرمز منطبقند؛ به طوریکه پراکندگی و جذب تابش لیزر در سایر عناصر بافت، در مقایسه با جذب تابش لیـزر در آب موجـود در بافـت، بـه عنـوان اولـین تقریـب، قابـل چشم‌پوشی است. بنابراین، زمانی که مینا یا عاج دندان بـا یـک پـالس لیزر با انرژی کافی، مورد تابش قرار می گیرد، آب موجود در بافت گرم شده و به سرعت به دمـای بـالاتر از دمـای جـوش آب مـی رسـد و در نتیجه، به دلیل اختلاف دمای میان آب با سایر عناصر موجود در بافت، میکرو انفجارها در بافت رخ می دهند که منجر به تقسیم بافت سطحی به تکه های کوچک شده و از بافت جدا میگردند [۶].

به طور کلی، چندین عامل فیزیکـی در رانـدمان و کیفیـت تـراش تأثیر دارند. این عوامل به دو دسته تقسیم می شوند [۶]:

۱- عوامل وابسته به خصوصیات بافت سخت:

- ضریب جذب بافت (α)
- میزان انعکاس از سطح بافت (R)
- ظرفیت گرمایی ویژه ی عناصر جاذب در بافت (c)
- ضریب پخش گرمایی بافت $\left(k=\frac{K}{\rho c}\right)$
- توزیع آب در بافت

۲- عوامل وابسته به خصوصیات تابش لیزر:

- طول موج (λ)
- انرژی پالس (E_P)
- مدت زمان هر پالس (τ_P)
- پروفایل زمانی پرتو (شکل پالس)
- پروفایل فضایی پرتو (مدهای TEM)

بررسی تابع توزیع دما درون مینای دندان تحت تابش لیزر پیوسته Er:YAG توسط الهی و همکاران گزارش گردیده اسـت [۹]، در ایـن مقاله به بررسی دقیق تابع توزیع دمای ایجـاد شـده درون عـاج دنـدان وقتـی در معـرض تـابش لیـزر پالـسی Er:YAG قـرار مـی گیـرد، پرداخته‌ایم.

به منظور بدست آوردن تابع توزیع دما، ابتدا باید معادله وابسته بـه زمان انتقال حرارت را با توجه به شرط اولیه مناسب، حل نماییم. پـس از استخراج تابع توزیع دما، دمای ایجاد شده درون عاج دندان در حـین تابش یک تک پالس منفرد، با انرژی مختلف و زمان پـالس مختلـف را بررسی کرده و با رسـم نمودارهـای مربوطـه و تحلیـل نتـایج، قابلیـت ریاضی وار این تئوری برای پیش بینی افزایش دمای ناشـی از چنـدین پالس متوالی را بررسی می کنیم.

مبانی نظری

بخشی از عاج دندان که در آزمایشات in vitro مربوط بـه تـراش حفره در عاج دندان، که بـه صـورت اسـتوانه‌ای بـه شـعاع 2.8mm و

۸- ایجاد خلل و فرج در مینا به منظور ایجاد گیر میکرو مکانیکی برای کامپوزیت (مواد پر کردنی همرنگ دندان) و یا چسباندن براکت ها بر روی دندان (در اورتودنسی)

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-06]

جدول ۱- مقادیر عددی

متغیر	نماد	مقدار
شعاع عاج مورد آزمایش	a	2.83 mm [10]
ضخامت عاج مورد آزمایش	l	1.5 mm [12]
رسانندگی گرمایی عاج دندان	K	0.57 $\frac{W}{m^{\circ}c}$
چگالی عاج دندان	ρ	1960 $\frac{kg}{m^3}$ [12]
ظرفیت گرمایی ویژه عاج دندان	c	1590.68 $\frac{J}{kg \circ c}$ [13]
ضریب جذب عاج درطول موج Er:YAG	α	120000 m^{-1} [14]
شعاع کمر باریکه لیزر Er:YAG	ω_p	0.35 mm [10,15]
انرژی‌های متداول در تابش پالسی لیزر Er:YAG در تراش عاج دندان	E_0	150 mj-300mj [15]
مدت زمان‌های پالس متداول در تابش پالسی لیزرEr:YAG در تراش عاج دندان	$2\tau_1$	$100\mu s - 300\mu s - 500\mu s$
مدت زمان خاموش بودن پالس	τ_2	$900\mu s$

ضخامت 1.5mm برش یافته است [۱۰] و تحت تابش پالسی لیزر Er: YAG قرار می گیرد را در نظر می گیریم.
معادله انتقال حرارت وابسته به زمان به صورت زیر است:

$$\rho c\frac{\partial T}{\partial t}-K\nabla^2 T=Q(r,t) \qquad (۱)$$

که در این رابطه، K ضریب رسانندگی گرمایی، ρ چگالی، c ظرفیت گرمایی ویژه و $Q(r,t)$ چگالی انرژی جذب شده وابسته به زمان و به صورت زیر است:

$$Q(r,t)=Q_0\exp(\alpha z)\exp(\frac{-2r^4}{\omega_p^4})f(t) \qquad (۲)$$

که در آن، α ضریب جذب عاج دندان در طول موج لیزر مورد نظر، ω_p شعاع کمر باریکه لیزر و $f(t)$ تابعی دو ضابطه ای به صورت زیر است که تابعیت زمانی پالس را نشان می دهد:

$$f(t)=\begin{cases}1 & -\tau_1\le t\le\tau_1\\ 0 & \tau_1<t<\tau_2\end{cases} \qquad (۳)$$

که $2\tau_1$ مدت زمان برقراری یک پالس یعنی مدت زمانی که پالس لیزر روشن است و τ_2 فاصله زمانی میان دو پالس متوالی یعنی مدت زمان خاموش بودن پالس لیزر است.
با جاگذاری رابطه (۲) در رابطه (۱) و با توجه به اینکه $f(t)$ تابعی دو ضابطه‌ای است، به یک معادله دو ضابطه ای برای انتقال حرارت می رسیم. اگر بسط فوریه معادله (۳) را بنویسیم، این معادله دو ضابطه ای به یک معادله تک ضابطه‌ای تبدیل می گردد. بسط فوریه $f(t)$ را به صورت زیر بدست می آوریم:

$$f(t)=\frac{\tau_1}{\tau_2}+\sum_{n=1}^{\infty}\frac{2}{n\pi}\sin(\frac{n\pi}{\tau_2}\tau_1)\cos(\frac{n\pi}{\tau_2}t) \qquad (۴)$$

در رابطه (۱) با نوشتن عملگر لاپلاسین ∇^2 در سیستم مختصات استوانه‌ای و صرف نظر از جمله شعاعی آن، به دلیل اینکه شعاع تابش لیزر خیلی کوچکتر از شعاع عاج دندان است و با جاگذاری رابطه (۴) در (۲) و جاگذاری آن در (۱)، به معادله غیرهمگن زیر می رسیم:

$$\rho c\frac{\partial T(z,t)}{\partial t}-K\frac{\partial^2 T(z,t)}{\partial z^2}=Q_0\exp(\alpha z)\exp(\frac{-2r^4}{\omega_p^4})[\frac{\tau_1}{\tau_2}+\sum_{n=1}^{\infty}\frac{2}{n\pi}\sin(\frac{n\pi}{\tau_2}\tau_1)\cos(\frac{n\pi}{\tau_2}t)] \qquad (۵)$$

پس از انجام عملیات طولانی جبری، جواب رابطه (۵) که یک معادله غیر همگن است و از مجموع جواب عمومی و جواب خصوصی آن حاصل می شود را به صورت زیر بدست آورده ایم:

$$T(z,t)=\sum_{m=0}^{\infty}(A_m\sin(\frac{m\pi}{l}z)+B_m\cos(\frac{m\pi}{l}z))e^{\frac{-m^2}{\rho c}t}e^{\frac{-2r^4}{\omega_p^4}}+\{[-\sum_{n=1}^{\infty}\frac{2\sin(\frac{n\pi}{\tau_2}\tau_1)}{n\pi(\alpha^4K^2\tau_2^2+n^2\pi^2\rho^2c^2)}(K\alpha^2\tau_2^2\cos(\frac{n\pi}{\tau_2}t)-n\pi\rho c\tau_2\sin(\frac{n\pi}{\tau_2}t))]+\frac{\tau_1}{\tau_2\alpha^2K}\}Q_0e^{\alpha z}e^{\frac{-2r^4}{\omega_p^4}} \qquad (۶)$$

برای آنکه رابطه (۶) یا به عبارت دیگر تابع توزیع دما به طور کامل مشخص گردد، باید ضرایب A_m و B_m را تعیین کنیم؛ برای این منظور از شرط اولیه زیر استفاده می کنیم:

$$T(z,t=0)=T_0 \qquad (۷)$$

که T_0 دمای محیط (آزمایشگاه) است؛ به عبارت دیگر، در لحظه ابتدا، اختلاف دما با محیط برابر با صفر می باشد و ما، در روابط و همچنین رسم نمودارها، تغییرات زمانی اختلاف دما با محیط را در حین تابش یک پالس لیزرEr:YAG بر عاج دندان بدست می آوریم.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-06]

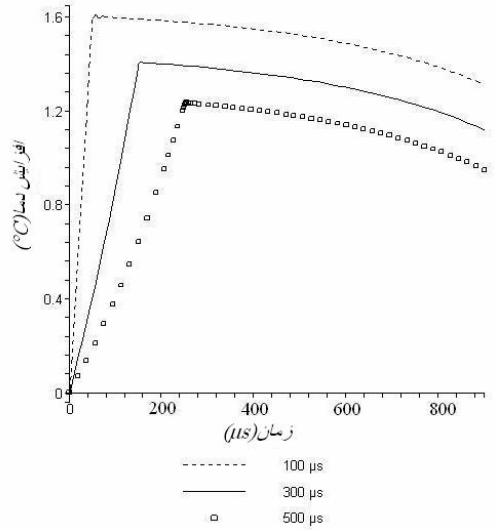
با ضرب طرفین رابطه (۶) در $\cos(\frac{m'\pi}{l}z)$ و $\sin(\frac{m'\pi}{l}z)$ و با انتگرال گیری در بازه $z=-l \rightarrow z=0$ و استفاده از تعامد توابع سینوسی و کسینوسی [11]، A_m و B_m به صورت زیر تعیین می شوند:

(۸)
$$A_m=\frac{2Q_0}{l}\left(\int_{-l}^{0}e^{\alpha z}\sin(\frac{m\pi}{l}z)dz\right)\left(\sum_{n=1}^{\infty}\frac{2K\alpha^2\tau_2^2\sin(\frac{n\pi\tau_1}{\tau_2})}{n\pi(\alpha^4K^2\tau_2^2+n^2\pi^2\rho^2c^2)}-\frac{\tau_1}{\tau_2\alpha^2K}\right)$$

(۹)
$$B_m=\frac{2Q_0}{l}\int_{-l}^{0}e^{\alpha z}\cos(\frac{m\pi}{l}z)\left(\sum_{n=1}^{\infty}\frac{2K\alpha^2\tau_2^2\sin(\frac{n\pi\tau_1}{\tau_2})}{n\pi(\alpha^4K^2\tau_2^2+n^2\pi^2\rho^2c^2)}-\frac{\tau_1}{\tau_2\alpha^2K}\right)$$

با جاگذاری روابط (۸) و (۹) در رابطه (۶)، تابع توزیع دما $T(z,t)$ مشخص می شود. با استفاده از مقادیر عددی حاصل از تابش یک پالس لیزر Er: YAG، که در جدول شماره ۱ خلاصه شده‌اند و با استفاده از نرم افزار Maple 9.5 می توان نمودارهای تغییرات اختلاف دما را در حالت های مختلف بدست آورد.

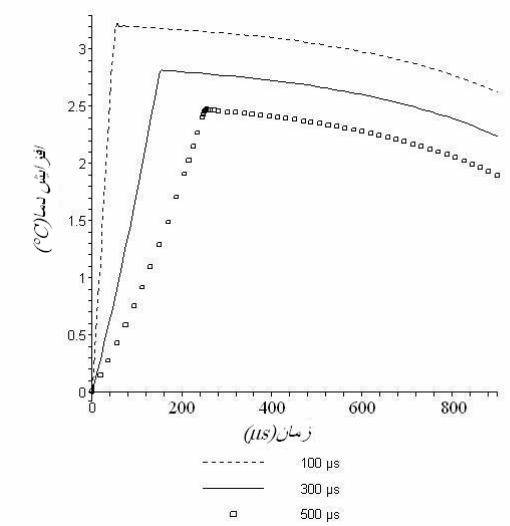
در شکل شماره ۱، نمودار تغییرات زمانی اختلاف دما با محیط، در مرکز عاج دندان ($r=0$, $z=0$) در حین تابش یک پالس منفرد لیزرEr: YAG با انرژی ۱۵۰mj و برای مدت زمان‌های پالس ۱۰۰μs، ۳۰۰μs و ۵۰۰ μs رسم شده است.



شکل۱- نمودار تغییرات زمانی اختلاف دما، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس ۱۵۰mj

همانطور که در شکل شماره ۱ مشاهده می شود، با روشن شدن پالس، اختلاف دما از صفر شروع به افزایش کرده و درزمان τ_1، به بیشینه مقدار می‌رسد که برای مدت زمان پالس ۱۰۰μsاین بیشینه 1.74ºC، برای ۳۰۰ μs برابر با 1.4ºC و برای ۵۰۰μs برابر با 1.23ºC می‌باشد. و برای هر سه نمودار با خاموش شدن پالس، اختلاف دما از بیشینه مقداری که درست در لحظه قبل از خاموش شدن پالس داشته، به طور نزولی کاهش می یابد.

در شکل شماره ۲، نمودار تغییرات زمانی اختلاف دما با محیط، در مرکز عاج دندان، در حین تابش یک پالس منفرد لیزر Er:YAG با انرژی ۳۰۰mj و برای مدت زمان‌های پالس ۱۰۰μs، ۳۰۰μsو ۵۰۰ رسم شده است.

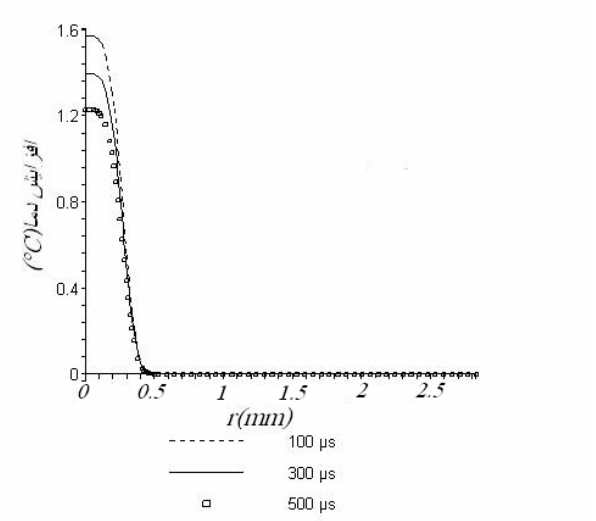


شکل۲- نمودار تغییرات زمانی اختلاف دما، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس ۳۰۰mj

همانطور که در شکل شماره ۲ مشخص است، با روشن شدن پالس، اختلاف دما با محیط، از صفر شروع به افزایش کرده و در زمان τ_1، به بیشینه مقدار خود می رسد که این بیشینه مقدار برای مدت زمان پالس ۱۰۰μs ، ۳۰۰ μsو ۵۰۰μs به ترتیب برابر با 2.82ºC،3.46ºC و 2.47ºC می باشد. برای هر سه نمودار با خاموش شدن پالس، اختلاف دما از این مقادیر بیشینه، کاهش می‌یابد. نمودار تغییرات شعاعی اختلاف دما، در سطح عاج دندان ($z=0$) و در لحظه $t=\tau_1$ یعنی درست در لحظه پایان روشن بودن پالس، برای مدت زمان های پالس ۱۰۰ μs، ۳۰۰ μs و ۵۰۰ μs، با انرژی پالس ۱۵۰ mj در شکل۳ و با انرژی پالس ۳۰۰mj در شکل ۴، رسم شده است.

از نمودارهای شکل شماره۳، مشاهده می شود که اختلاف دما در مرکز عاج ($r=0$) که محل تابش لیزر می باشد، بیشینه مقدار است؛ برای هر سه نمودار شکل شماره ۳، اختلاف دما از این مقادیر بیشینه در محل تابش لیزر در مرکز عاج دندان، شروع شده و با افزایش شعاع عاج، کاهش می یابد.

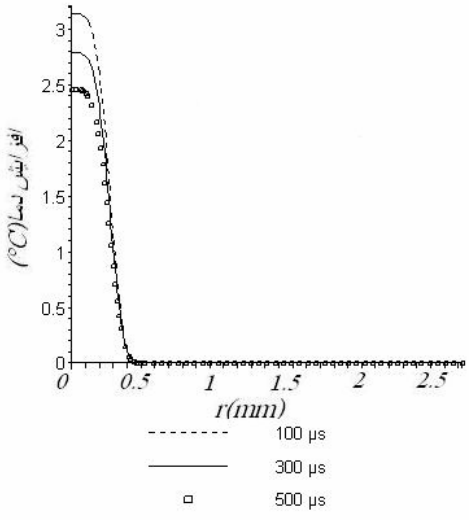
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-06]



شکل۳- نمودار تغییرات شعاعی اختلاف دما، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس ۱۵۰mj

همانطور که مشاهده می شود تقریباً برای هر سه نمودار شکل ۳، در شعاع های بیشتر از 0.5mm، اختلاف دمای چندانی حاصل نمی‌شود؛ این امر نشان می دهد که اثرات حرارتی تقریباً در حوالی نقطه تابش، متمرکز می ماند یا بعبارت دیگر عاج دندان مانند یک عایق عمل می کند و در نتیجه اثرات انتقال حرارت در شعاع های بزرگتر از 0.5mm مستقل از مدت زمان پالس است.

همانطور که در نمودارهای شکل شماره ۴ مشاهده می شود، اختلاف دما در مرکز عاج ($r=0$) که محل تابش لیزر می باشد بیشینه مقدار است. برای هر سه نمودار شکل شماره ۴، اختلاف دما از این مقادیر بیشینه در محل تابش لیزر در مرکز عاج دندان، شروع شده و با افزایش شعاع عاج، به طور نزولی کاهش می یابد. مانند نمودارهای شکل شماره ۳، تقریباً برای هر سه نمودار شکل شماره۴، در شعاع های بیشتر از 0.5mm، اختلاف دمای چندانی حاصل نمی شود و اثرات انتقال حرارت در شعاع های بزرگتر از 0.5mm مستقل از مدت زمان پالس است. علاوه بر این، با مقایسه شکل های ۳ و ۴، می توان گفت که اثرات انتقال حرارت در شعاع های بزرگتر از 0.5mm، ناچیز و مستقل از انرژی پالس نیز است و بنابراین، احتمال آسیب به بافت‌های اطراف حداقل خواهد بود.

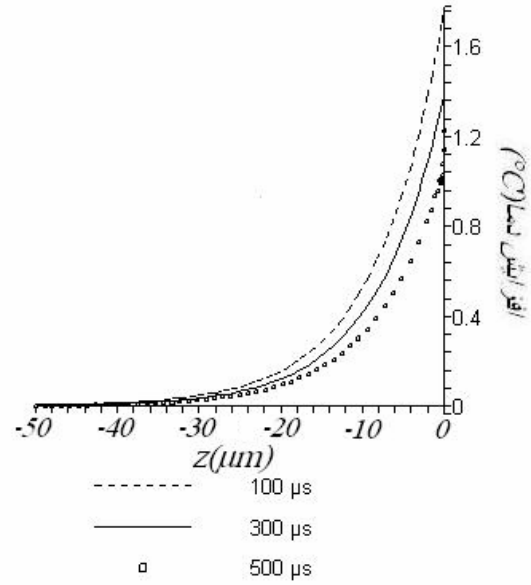


شکل۴- نمودار تغییرات شعاعی اختلاف دما، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس ۳۰۰mj

نمودار تغییرات اختلاف دما برحسب عمق عاج، در مرکز عاج دندان ($r=0$) و در لحظه $t=\tau_1$ یعنی درست در لحظه پایان روشن بودن پالس، برای مدت زمان های پالس ۱۰۰ µs، ۳۰۰ µs و ۵۰۰ µs، با انرژی پالس ۱۵۰ mj در شکل شماره ۵ و با انرژی پالس ۳۰۰mj در شکل شماره ۶، رسم شده است.

همانطور که در نمودارهای شکل شماره ۵، مشاهده می شود، اختلاف دما در سطح عاج ($z=0$) که محل تابش لیزر می باشد، بیشینه مقدار است و برای هر سه نمودار شکل شماره ۵، اختلاف دما از این مقادیر بیشینه در محل تابش لیزر در سطح عاج دندان، شروع شده، با پیشروی در عمق عاج، افت می کند به گونه‌ای که در عمق‌های بیشتر از ۳۴µm افزایش دما صفر می باشد، یعنی نسبت به عمق عاج مورد نظر که ۱۵۰۰µm در نظر گرفته شد، نفوذ افزایش دما تنها حدود ۲٪ است.

همانطور که در نمودارهای شکل شماره ۶، مشاهده می شود،



شکل۵- نمودار تغییرات اختلاف دما برحسب عمق عاج دندان، برای سه مدت زمان پالس مختلف وبا انرژی پالس ۱۵۰mj

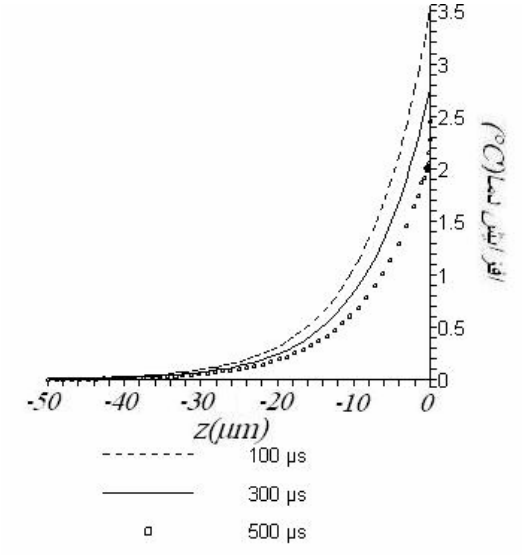
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-06]

اختلاف دما در سطح عاج ($z = 0$) که محل تابش لیزر می باشد، بیشینه مقدار است. برای هر سه نمودار شکل شماره ۶، اختلاف دما از مقادیر بیشینه در محل تابش لیزر در سطح عاج دندان، شروع شده و با پیشروی در عمق عاج، کاهش می یابد و نهایتاً در عمق های بیشتر از ۳۴μm به صفر می رسد.

بحث و نتیجه گیری

با توجه به نمودارهای استخراج شده، مشاهده می شود که برای هر کدام از مدت زمان‌های پالس، با افزایش انرژی پالس از ۱۵۰mj به ۳۰۰mj، بیشینه دما و به طور کلی اختلاف دما افزایش می یابد، بدون آنکه شکل نمودار تغییری کند؛ بنابراین می‌توان این گونه نتیجه‌گیری کرد که با افزایش انرژی پالس در تراش حفره در عاج دندان با استفاده از تابش پالسی لیزر Er: YAG، اختلاف دمای عاج و به طور کلی تابع توزیع دمای عاج نیز افزایش می یابد. همچنین ملاحظه می گردد که با کاهش مدت زمان پالس، بیشینه دما بالاتر می باشد؛ که می‌توان آنرا بدین گونه توجیه کرد که پالس ها با مدت زمان کوتاهتر، چگالی گرمایی بیشتری ایجاد کرده و باعث افزایش بیشینه دمای ایجاد شده در عاج دندان می شوند و در نتیجه پالس‌های کوتاهتر کارآیی بیشتری در تراش حفره در عاج دندان دارا هستند.

با توجه به آنکه تئوری ارائه شده در این مقاله برای یک تک پالس، به نتایج صحیحی منتهی شده است، بنابراین می توان از این تئوری، به منظور محاسبه افزایش دمای حاصل از هر تعداد پالس متوالی نیز



شکل۶- نمودار تغییرات اختلاف دما برحسب عمق عاج دندان، برای سه مدت زمان پالس مختلف وبا انرژی پالس ۳۰۰mj

استفاده کرد؛ بدین ترتیب که افزایش دما در انتهای هر پالس (دو پالس یا بیشتر) از مجموع اختلاف دما در پالس کنونی و پالس های قبلی، قابل محاسبه است. بنابراین، با استفاده از مدل ارائه شده در این مقاله، قادر به محاسبه و پیش بینی افزایش دمای ایجاد شده در تراش عاج دندان بوسیله تابش پالس های متوالی لیزر Er: YAG خواهیم بود.

منابع

1. Peng Qian, Juzeniene Asta, Chen Jiyao, Svaasand Lars, Warloe Trond, Giercksky Karl-Erik, Moan Johan. Lasers in medicine. Reports on progress in physics 2008; 71(5): 1-28.
2. Todea Carmen. Laser Application in conservative dentistry. TMJ 2004; 54(4): 392- 405.

۳. رضا عمید. کاربرد لیزردردندانپزشکی بالینی. انتشارات شایان نمودار، چاپ اول، ۱۳۸۵.

4. Douglas N. Dederich, Ronald D. Bushick, Lasers in Dentistry, American Dental Association 2004; 135(2): 204-12.
5. Walsh LJ, The current status of laser applications in dentistry, Australian Dental Journal 2003; 48(3): 146-55.
6. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Schoop U, Strassl M, Verheyen P, Walsh L.J, Wernisch J, Wintner E. Oral Laser Application, Quintessenz-Verlags- GmbH, Berlin, 2006.
7. Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg I. Lasers in dentistry- Part B-Interaction with biological tissues and effect on the soft tissues of the oral Cavity-the hard tissues of the dental Pulp, Refuat Hapeh Vehashinayim 2001; 18(3-4): 21-8.
8. Yamada MK, Uo Ohkawa S, Akasaka T, Watari F, Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman Spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd:YAG, Er:YAG, and Co_2 lasers, J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004; 71(7): 1-15.

۹. پرویز الهی، بیتا فارسی، محمد گودرزی شیرازی. بررسی تحلیلی تابع توزیع دما درون مینای دندان تحت تابش لیزر Er: YAG، لیزر پزشکی ،۵ (۳-۴)، ۱۳۸۷؛ ۷-۱۲.

10. Karl stok, Raimund hibst, Ulrich keller. Comparsion of Er:Y AG and Er: YSGG laser ablation of dental hard tissues, SPIE, 3192. 1997; 88-95.
11. G Arfken. Mathematical methods for physicists, Academic Press, 1988.
12. Loyd B.A, Meginley M.B, Bownes W.S, Thermal stress in teeth, J Dent Res 1978; 57(4): 152-5.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-06]

13. Farrar S.R, Attril D.C, Dickinson M.R, King T.A, Blinkhorn A.S. Etch rate and spectroscopic ablation studies of Er:YAG laser-irradiated dentin, Appl Opt 1997; 36(22): 5641-6.

14. Keller U, Hibset R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab W. Erbium: YAG laser application in caries therapy- Evaluation of patient perception and acceptance, J Dent 1998; 26(8): 649-56.

15. Yuki nishimoto, Masayuki otsuki, Monica yamauti, Testuya eguchi, Yasyharu sato, Richard foxton, Junji tagami, Effect of pulse duration of Er:YAG laser on dentin ablation, Dental materials Journal 2008; 27(3): 433-9.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-06]