

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

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 $100\ \mu\text{s}$ ، $300\ \mu\text{s}$ و $500\ \mu\text{s}$ و با انرژی های $150\ \text{mJ}$ و $300\ \text{mJ}$ قرار می گیرند، بررسی شده است. در آزمایشات *in vitro* مربوط به تراش حفره در عاج دندان، بخشی از عاج که به صورت استوانه ای به شعاع $2.8\ \text{mm}$ و ضخامت $1.5\ \text{mm}$ 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 ثابت های عددی مربوط به عاج، نمودار تغییرات زمانی تابع توزیع دما در عاج دندان را برای هر کدام از مدت زمان ها 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 گونه ای 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 ایریبیوم یاق، معادله انتقال حرارت، تابع توزیع دما درون عاج

استادیار بخش فیزیک دانشکده علوم دانشگاه صنعتی شیراز
گروه فیزیک دانشگاه پیام نور شیراز

نویسنده مسئول: پرویز الهی، بخش فیزیک دانشکده علوم دانشگاه صنعتی شیراز، تلفن: ۰۹۱۷۷۰۳۳۸۸
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 می گیرد [۱].

استفاده از انواع لیزر در زمینه های مختلف دندانپزشکی، نظیر انواع جراحی های 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 کرنیزاسیون در عاج دندان،

آسیب به پالپ و آسیب به دندان های مجاور و بافت های اطراف، باعث حذف کاربرد لیزر یاقوت در کارهای تحقیقاتی گردید [۳-۵].

پس از آن، محققان به بررسی کاربرد لیزر دی اکسید کربن، با طول موج $10.6\ \mu\text{m}$ 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 پژوهش های 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 [۳-۵].

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

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

1-Stern
2-Sognaes
3-Goldman

امروزه، خانواده لیزرهای اربیوم به منظور تراش حفره در مینا و عاج دندان مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ طول موج این گونه لیزرها بر محدوده ماکزیم جذب آب در ناحیه مادون قرمز منطبقند؛ به طوریکه پراکندگی و جذب تابش لیزر در سایر عناصر بافت، در مقایسه با جذب تابش لیزر در آب موجود در بافت، به عنوان اولین تقریب، قابل چشم‌پوشی است. بنابراین، زمانی که مینا یا عاج دندان با یک پالس لیزر با انرژی کافی، مورد تابش قرار می‌گیرد، آب موجود در بافت گرم شده و به سرعت به دمای بالاتر از دمای جوش آب می‌رسد و در نتیجه، به دلیل اختلاف دمای میان آب با سایر عناصر موجود در بافت، میکرو انفجارها در بافت رخ می‌دهند که منجر به تقسیم بافت سطحی به تکه های کوچک شده و از بافت جدا می‌گردند [۶].

به طور کلی، چندین عامل فیزیکی در راندمان و کیفیت تراش تأثیر دارند. این عوامل به دو دسته تقسیم می‌شوند [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 ($k = \frac{K}{\rho c}$)

• 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 است [۹]، در این مقاله به بررسی دقیق تابع توزیع دمای ایجاد شده درون عاج دندان وقتی در معرض تابش لیزر پالسی Er:YAG قرار می‌گیرد، پرداخته‌ایم.

به منظور بدست آوردن تابع توزیع دما، ابتدا باید معادله وابسته به زمان انتقال حرارت را با توجه به شرط اولیه مناسب، حل نماییم. پس از استخراج تابع توزیع دما، دمای ایجاد شده درون عاج دندان در حین تابش یک تک پالس منفرد، با انرژی مختلف و زمان پالس مختلف را بررسی کرده و با رسم نمودارهای مربوطه و تحلیل نتایج، قابلیت ریاضی وار این تئوری برای پیش بینی افزایش دمای ناشی از چندین پالس متوالی را بررسی می‌کنیم.

مبانی نظری

بخشی از عاج دندان که در آزمایشات *in vitro* مربوط به تراش حفره در عاج دندان، که به صورت استوانه‌ای به شعاع 2.8mm و

کردند؛ این لیزر هم در بافت نرم دهان و لثه و هم در بافت سخت دندانی به کار می‌رفت و سرانجام در سال ۱۹۸۹، پس از کسب مجوز سازمان نظارت بر غذا و دارو ایالات متحده (FDA) توانستند دستگاه لیزر Nd:YAG را به طور عملی وارد بازار کنند. اما مطالعات و تحقیقات حاکی از آن بودند که استفاده از این لیزر نیز مانند لیزر یاقوت و CO₂ منجر به اثرات مخربی مانند ترک خوردن، ذوب شدن و کربنیزه شدن مینا و عاج و نیز آسیب به پالپ می‌گردد [۳].

پژوهش‌ها و جستجو به منظور یافتن لیزرهای مناسب تر در بافت سخت دندانی ادامه یافت؛ به گونه‌ای که این لیزرها می‌بایست عمق نفوذ کمتر (جذب بیشتر) در بافت سخت دندانی را داشته باشند تا بدین ترتیب اثرات حرارتی کمتری در حین تابش لیزر ایجاد شود [۶].

لیزر اگزایمر که در اواخر دهه ۱۹۸۰ و اوایل دهه ۱۹۹۰ بررسی‌های جامعی روی آن صورت گرفت، آسیب اندکی به دندان‌ها وارد می‌کند اما قیمت، اندازه و محدودیت‌هایی در کاربرد کلینیکی آن، استفاده از این لیزر را محدود کرده است [۶]. امروزه، مناسب ترین لیزرها بر روی بافت سخت دندانی، خانواده لیزرهای اربیوم، با طول موج‌های مشابه و در ناحیه فرورسرخ میانی (middle infrared) هستند که شامل لیزرهای Er:YAG (2940nm)، Er: YSGG (2790nm)، Er, Cr: YSGG (2780nm) می‌باشند. کاربرد لیزر Er: YAG از سال ۱۹۹۷ پس از دریافت مجوز FDA، توسعه یافته و پس از آن لیزر Er: YSGG و اخیراً Er, Cr: YSGG به کار می‌روند [۵-۳]. لیزرهای خانواده اربیوم (Er:YAG, Er: YSGG, Er, Cr: YSGG)، در بافت سخت به منظور برداشت پوسیدگی‌ها، اچ کردن مینا^۸ و تراش حفره در مینا و عاج دندان، مورد استفاده قرار می‌گیرند [۷ و ۸].

پس از تابش لیزر بر بافت، انواع اثرات مختلف که شامل جذب، عبور، انعکاس و پراکندگی است، می‌تواند ایجاد شود. مشهودترین اثر، جذب انرژی لیزری توسط مولکول‌ها و اتم‌های بافت می‌باشد که این انرژی جذب شده، می‌تواند باعث ایجاد چهار واکنش بافتی مختلف شود که عبارتند از [۷ و ۳]:

- ۱) فوتو شیمیایی
- ۲) فوتو گرمایی
- ۳) فوتو مکانیکی
- ۴) فوتو الکتریکی

در تراش گرمایی، انرژی تابشی جذب شده توسط بافت اغلب به گرما تبدیل می‌شود. بنابراین، اولین شرط لازم در تراش گرمایی، وجود عنصری جاذب در بافت است که بتواند انرژی تابشی لیزر را به طور مؤثر جذب کند.

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

جدول ۱- مقادیر عددی

مقدار	نماد	متغیر
^[10] 2.83 mm	<i>a</i>	شعاع عاج مورد آزمایش
^[10] 1.5 mm	<i>l</i>	ضخامت عاج مورد آزمایش
^[12] 0.57 $\frac{W}{m^2 \cdot c}$	<i>K</i>	رسانندگی گرمایی عاج دندان
^[12] 1960 $\frac{kg}{m^3}$	ρ	چگالی عاج دندان
^[12] 1590.68 $\frac{J}{kg \cdot c}$	<i>c</i>	ظرفیت گرمایی ویژه عاج دندان
^[13] 120000 m^{-1}	α	ضریب جذب عاج در طول موج Er:YAG
^[14] 0.35 mm	ω_p	شعاع کمر باریکه لیزر Er:YAG
^[10,15] 150 mj-300mj	<i>E₀</i>	انرژی‌های متداول در تابش پالسی لیزر Er:YAG در تراش عاج دندان
^[15] 100 μs - 300 μs - 500 μs	$2\tau_1$	مدت زمان‌های پالس متداول در تابش پالسی لیزر Er:YAG در تراش عاج دندان
900 μs	τ_2	مدت زمان خاموش بودن پالس

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 ضابطه‌ای برای انتقال حرارت می‌رسیم. اگر بسط فوریه معادله (۳) را بنویسیم، این معادله دو ضابطه‌ای به یک معادله تک ضابطه‌ای تبدیل می‌گردد. بسط فوریه $f(t)$ را به صورت زیر بدست می‌آوریم:

$$f(t) = \frac{\tau_1}{\tau_2} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{n\pi} \sin\left(\frac{n\pi}{\tau_2} \tau_1\right) \cos\left(\frac{n\pi}{\tau_2} t\right) \quad (4)$$

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 می‌رسیم:

$$\rho c \frac{\partial T(z,t)}{\partial t} - K \frac{\partial^2 T(z,t)}{\partial z^2} = Q_0 \exp(\alpha z) \exp\left(\frac{-2r^4}{\omega_p^4}\right) \left[\frac{\tau_1}{\tau_2} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{n\pi} \sin\left(\frac{n\pi}{\tau_2} \tau_1\right) \cos\left(\frac{n\pi}{\tau_2} t\right) \right] \quad (5)$$

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 می‌شود را به صورت زیر بدست آورده ایم:

$$T(z,t) = \sum_{m=0}^{\infty} \left(A_m \sin\left(\frac{m\pi}{l} z\right) + B_m \cos\left(\frac{m\pi}{l} z\right) \right) e^{-\frac{m^2}{\rho c} t} e^{-\frac{2r^4}{\omega_p^4}} + \left\{ \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2 \sin\left(\frac{n\pi}{\tau_2} \tau_1\right)}{n\pi (\alpha^4 K^2 \tau_2^2 + n^2 \pi^2 \rho^2 c^2)} (K \alpha^2 \tau_2^2 \cos\left(\frac{n\pi}{\tau_2} t\right) - n\pi \rho c \tau_2 \sin\left(\frac{n\pi}{\tau_2} t\right)) \right\} Q_0 e^{\alpha z} e^{-\frac{2r^4}{\omega_p^4}} \quad (6)$$

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 می‌کنیم:

$$T(z, t = 0) = T_0 \quad (7)$$

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

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

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - K \nabla^2 T = Q(r,t) \quad (1)$$

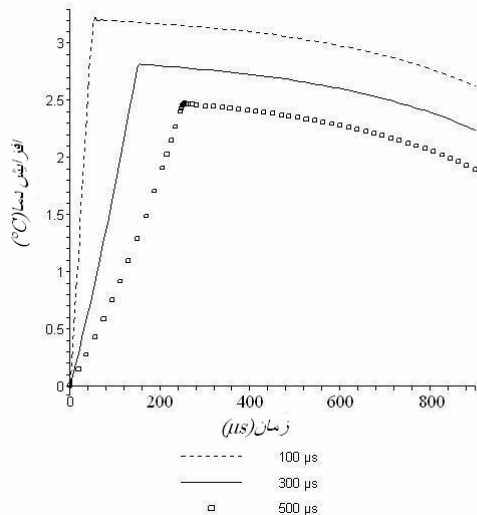
که در این رابطه، K ضریب رسانندگی گرمایی، ρ چگالی، c ظرفیت گرمایی ویژه و $Q(r,t)$ چگالی انرژی جذب شده وابسته به زمان و به صورت زیر است:

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

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 ضابطه‌ای به صورت زیر است که تابعیت زمانی پالس را نشان می‌دهد:

$$f(t) = \begin{cases} -\tau_1 \leq t \leq \tau_1 & 1 \\ \tau_1 < t < \tau_2 & 0 \end{cases} \quad (3)$$

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 ۳۰۰ mJ و برای مدت زمان‌های پالس ۱۰۰ μs، ۳۰۰ μs و ۵۰۰ μs رسم شده است.



شکل ۲- نمودار تغییرات زمانی اختلاف دما، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس ۳۰۰ mJ

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 t_1 ، به بیشینه مقدار خود می رسد که این بیشینه مقدار برای مدت زمان پالس ۱۰۰ μs، ۳۰۰ μs و ۵۰۰ μs به ترتیب برابر با 3.46°C ، 2.82°C و 2.47°C می باشد. برای هر سه نمودار با خاموش شدن پالس، اختلاف دما از این مقادیر بیشینه، کاهش می یابد. نمودار تغییرات شعاعی اختلاف دما، در سطح عاج دندان ($z = 0$) و در لحظه $t = t_1$ 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 ۳ و با انرژی پالس ۳۰۰ mJ در شکل ۴، رسم شده است.

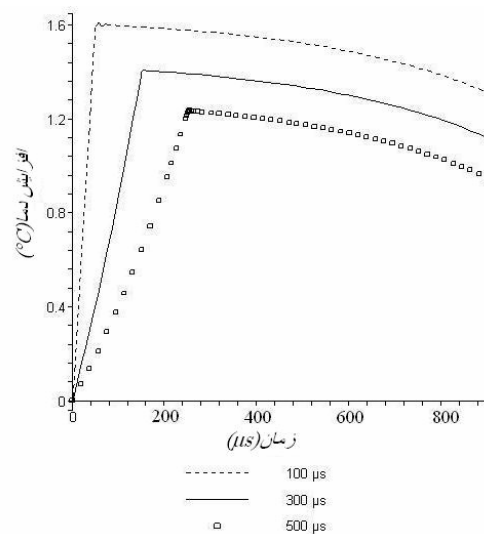
از نمودارهای شکل شماره ۳، مشاهده می شود که اختلاف دما در مرکز عاج ($r = 0$) که محل تابش لیزر می باشد، بیشینه مقدار است؛ برای هر سه نمودار شکل شماره ۳، اختلاف دما از این مقادیر بیشینه در محل تابش لیزر در مرکز عاج دندان، شروع شده و با افزایش شعاع عاج، کاهش می یابد.

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:

$$A_m = \frac{2Q_0}{l} \left(\int_{-l}^0 e^{\alpha z} \sin\left(\frac{m\pi}{l}z\right) dz \right) \left(\sum_{n=1}^{\infty} \frac{2K\alpha^2 \tau_2^2 \sin\left(\frac{n\pi\tau_1}{\tau_2}\right)}{n\pi(\alpha^4 K^2 \tau_2^2 + n^2 \pi^2 \rho^2 c^2)} - \frac{\tau_1}{\tau_2 \alpha^2 K} \right) \quad (8)$$

$$B_m = \frac{2Q_0}{l} \int_{-l}^0 e^{\alpha z} \cos\left(\frac{m\pi}{l}z\right) \left(\sum_{n=1}^{\infty} \frac{2K\alpha^2 \tau_2^2 \sin\left(\frac{n\pi\tau_1}{\tau_2}\right)}{n\pi(\alpha^4 K^2 \tau_2^2 + n^2 \pi^2 \rho^2 c^2)} - \frac{\tau_1}{\tau_2 \alpha^2 K} \right) dz \quad (9)$$

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 شده اند 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 لیزر Er:YAG با انرژی ۱۵۰ mJ و برای مدت زمان های پالس ۱۰۰ μs، ۳۰۰ μs و ۵۰۰ μs رسم شده است.



شکل ۱- نمودار تغییرات زمانی اختلاف دما، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس ۱۵۰ mJ

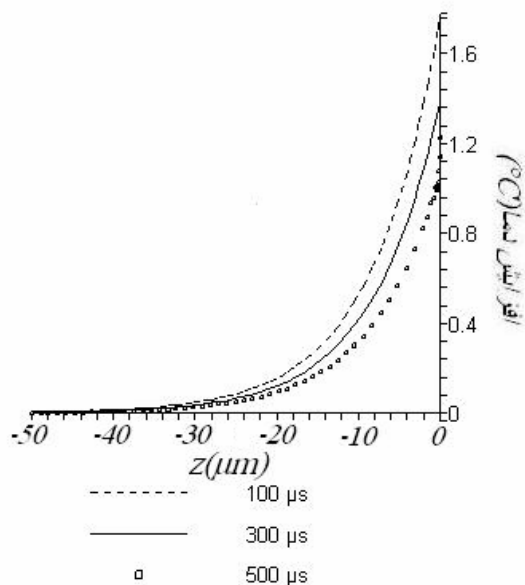
همانطور که در شکل شماره ۱ مشاهده می شود، با روشن شدن پالس، اختلاف دما از صفر شروع به افزایش کرده و در زمان t_1 ، به بیشینه مقدار می رسد که برای مدت زمان پالس ۱۰۰ μs این بیشینه 1.74°C ، برای ۳۰۰ μs برابر با 1.4°C و برای ۵۰۰ μs برابر با 1.23°C می باشد. و برای هر سه نمودار با خاموش شدن پالس،

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 شماره ۴، 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 بافت های اطراف حداقل خواهد بود.

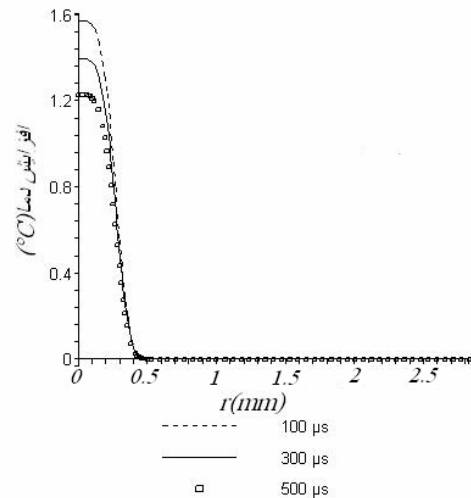
نمودار تغییرات اختلاف دما برحسب عمق عاج، در مرکز عاج دندان ($r = 0$) و در لحظه $t = \tau_1$ یعنی درست در لحظه پایان روشن بودن پالس، برای مدت زمان های پالس 100 μs ، 300 μs و 500 μs ، با انرژی پالس 150 mJ در شکل شماره ۵ و با انرژی پالس 300 mJ در شکل شماره ۶، رسم شده است.

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 گونه ای که در عمق های بیشتر از 34 μm افزایش دما صفر می باشد، یعنی نسبت به عمق عاج مورد نظر که 150 μm در نظر گرفته شد، نفوذ افزایش دما تنها حدود 2٪ است.

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

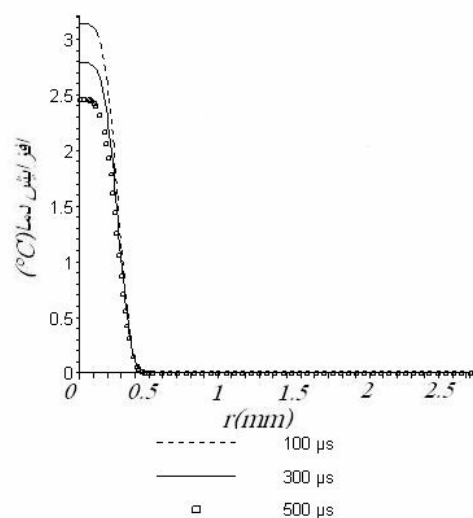


شکل ۵- نمودار تغییرات اختلاف دما برحسب عمق عاج دندان، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس 150 mJ

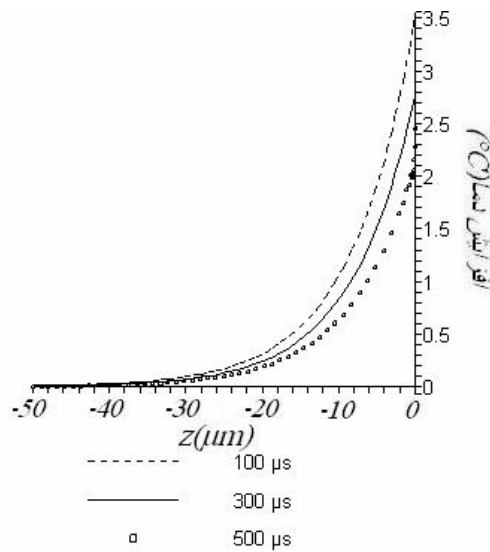


شکل ۳- نمودار تغییرات شعاعی اختلاف دما، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس 150 mJ

همانطور که مشاهده می شود تقریباً برای هر سه نمودار شکل ۳، در شعاع های بیشتر از 0.5mm، اختلاف دمای چندانی حاصل نمی شود؛ این امر نشان می دهد که اثرات حرارتی تقریباً در حوالی نقطه تابش، متمرکز می ماند یا عبارت 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



شکل ۴- نمودار تغییرات شعاعی اختلاف دما، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با انرژی پالس 300 mJ



شکل ۶- نمودار تغییرات اختلاف دما بر حسب عمق عاج دندان، برای سه مدت زمان پالس مختلف و با 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.

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 $34\mu\text{m}$ به صفر می رسد.

بحث و نتیجه گیری

با توجه به نمودارهای استخراج شده، مشاهده می شود که برای هر کدام از مدت زمان های پالس، با افزایش انرژی پالس از 150mj به 300mj ، بیشینه دما و به طور کلی اختلاف دما افزایش می یابد، بدون آنکه شکل نمودار تغییری کند؛ بنابراین می توان این گونه نتیجه گیری 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 می توان 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 پالس های 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

منابع

- 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.
- Todea Carmen. Laser Application in conservative dentistry. TMJ 2004; 54(4): 392- 405.
۳. رضا عمید. کاربرد لیزر در دندانپزشکی بالینی. انتشارات شایان نمودار، چاپ اول، ۱۳۸۵.
- Douglas N. Dederich, Ronald D. Bushick, Lasers in Dentistry, American Dental Association 2004; 135(2): 204-12.
- Walsh LJ, The current status of laser applications in dentistry, Australian Dental Journal 2003; 48(3): 146-55.
- 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.
- 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.
- 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.
- Karl stok, Raimund hibst, Ulrich keller. Comparision of Er:Y AG and Er: YSGG laser ablation of dental hard tissues, SPIE, 3192. 1997; 88-95.
- G Arfken. Mathematical methods for physicists, Academic Press, 1988.
- Loyd B.A, Meginley M.B, Bownes W.S, Thermal stress in teeth, J Dent Res 1978; 57(4): 152-5.

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.