لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۰، دورهٔ ۸، شمارهٔ ۴، صفحات: ۳۱-۲۵.

مقاله پژوهشی

بررسی تحلیلی تابع توزیع دما درون دندان به‌صورت دولایه متشکل از مینا و عاج تحت تابش لیزر Er:YAG

عبدالرسول قرائتی[۱]
زهرا حسینی[۲]

[۱]دانشیار گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور
[۲]دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک، دانشگاه آزاد اسلامی، مرکز علوم و تحقیقات فارس

نویسنده* مسئول: عبدالرسول قرائتی، تلفن ۰۷۱۱۶۲۲۲۲۷۳
پست الکترونیک:agharaati@pnu.ac.ir

خلاصه

مقدمه: در این مقاله با درنظر گرفتن دندان به‌صورت دولایه متشکل از مینا و عاج، معادلهٔ انتقال حرارت درون آن‌ها را حل می‌کنیم و تابع توزیع دما درون مینا و عاج را هنگامی‌که در معرض تابش لیزرEr:YAG قرار می‌گیرد، به‌طور تحلیلی به‌دست می‌آوریم.

روش بررسی: باتوجه به ثابت‌های حرارتی مربوط به مینا و عاج، نمودارهای مربوط به تابع توزیع دما را رسم می‌کنیم و به بحث پیرامون آن‌ها می‌پردازیم.

یافته‌ها: با رسم نمودارهای تابع توزیع دما در حالت‌های مختلف متوجه می‌شویم که هنگام تابش لیزر بر دندان به‌صورت دولایه، وقتی به عمق عاج می‌رسیم، دما به سرعت به سمت صفر میل می‌کند. درصورتی‌که تغییر بیشینهٔ دمای ایجاد شده در سطح مینا ۳۴ درجهٔ سیلسیوس می‌باشد.

نتیجه‌گیری: این تغییر بیشینهٔ دما منجر به آثار مخربی مانند تبخیر یا کربونیزه شدن بر مینا و عاج نخواهد شد و درنتیجه تابش پالسی لیزر Er:YAG برروی دندان تحت این شرایط اطمینان‌بخش می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: معادلهٔ انتقال حرارت، مینا و عاج، لیزر Er:YAG

مقدمه

لیزردرمانی یکی از روش‌های درمانی مناسب در شاخه‌های مختلف پزشکی از جمله دندانپزشکی(نظیر انواع جراحی‌های لثه و دهان، اورتودنسی، دندانپزشکی ترمیمی و ...)و موارد استفادهٔ بی‌شمار دیگری می‌باشد[۱]. طی ۲۰ سال گذشته، گزارش‌های کلینیکی و مطالعات متعددی از سوی مراکز دانشگاهی، کارخانجات و شرکت‌های عرضه‌کنندهٔ لیزر در راستای به‌کارگیری این انرژی نوین در دندانپزشکی ارائه شده است. کاربرد لیزر در دندانپزشکی در کنار افزایش مقبولیت لیزر از طرف دندانپزشکان و برای درمان بدون درد از سوی بیماران، جایگاه مناسب‌تری یافته است[۲].

مبانی نظری لیزر را آلبرت انیشتین در سال ۱۹۱۶ طی مقاله‌ای مطرح نمود. پس از ساخت اولین لیزر در سال ۱۹۶۰، پژوهش‌ها برروی لیزر در دندانپزشکی در سال ۱۹۶۳ در دانشکدهٔ دندانپزشکی لس‌آنجلس در دانشگاه کالیفرنیا با تحقیقات اشترن و سوگنس آغاز شد[۳]. تااینکه لیزر در دندانپزشکی در سال ۱۹۶۵ توسط پزشکی به نام گولدمن به‌کار گرفته شد. پس از آن محققان به بررسی کاربرد لیزر دی‌اکسیدکربن با طول موج ۱۰۶۰۰ نانومتر پرداختند. این لیزر در سال ۱۹۶۸ برای نخستین بار در جراحی بافت نرم به‌کار گرفته‌شد[۴]. تحقیقات در زمینهٔ این لیزر برروی نسوج سخت دهان توسط استرن در دانشگاه UCLA و لبن در بوستون آغاز شد. گرچه لیزر CO_2 در برش، ایجاد لخته، کاهش درد و کنترل خونریزی در بافت نرم لثه و دهان مفید است، اما در استفاده از بافت سخت محدودیت‌هایی دارد که در سال۱۹۸۰ توسط دکتر مایرس و برادرش بررسی شد. برادران مایرس لیزر Nd:YAG را که هم در بافت نرم و هم در بافت سخت دندانی به‌کار می‌رفت، برای برداشت پوسیدگی‌های اولیه مورد آزمایش قرار دادند[۵]. آزمایش‌ها برروی کاربرد لیزر Nd:YAG و همچنین لیزر Ho-YAG (که اندکی بعد به‌کار رفت)، حاکی از ایجاد آسیب‌هایی مانند میکروترک‌ها، ذوب شدن و کربونیزاسیون سطح دندان بودند[۶].

در اواخر دههٔ ۱۹۸۰ و اوایل دههٔ ۱۹۹۰، بررسی‌های جامعی برروی لیزر اگزایمر صورت گرفت و نشان داد که آسیب اندکی به دندان‌ها وارد می‌کند. اما استفاده از این لیزر را به‌دلیل گران بودن،

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-18]

اندازه و محدودیت‌هایی در کاربرد کلینیکی محدود کرده است[۷]. هیبست و کلر در سال۱۹۸۹ آزمایش‌هایی برروی لیزر Er:YAG انجام دادند که در آن توانایی مؤثر این لیزر در تراش بافت سخت دندانی نشان داده‌شد. این اولین بار بود که از یک لیزر با سطح انرژی پایین برای ایجاد حفره در مینا و عاج استفاده می‌شد. در این آزمایش با اینکه از اسپری آب استفاده نشد، هیچ‌گونه ترک در اثر افزایش حرارت مشاهده نگردید و پس از دریافت مجوز FDA در سال ۱۹۹۷، به‌طور عملی وارد بازار شد[۸]. پس از آن لیزر Er:YSGG و اخیراً Er,Cr:YSGG به‌کار می‌روند. امروزه، خانوادهٔ لیزرهای اربیوم شامل لیزرهای Er:YAGG، Er:YSGG و Er,Cr:YSGG که به‌ترتیب با طول موج‌های ۲۹۴۰، ۲۷۹۰ و ۲۷۸۰نانومتر هستند، مناسب‌ترین لیزرها برروی بافت سخت دندانی جهت تراش حفره در مینا و عاج دندان می‌باشند. طول موج اینگونه لیزرها بر محدودهٔ ماکزیمم جذب آب در ناحیهٔ مادون قرمز منطبق‌اند. به‌دلیل جذب آب در لیزر هنگام استفاده از لیزر Er:YAG بخصوص وقتی که به همراه اسپری آب به‌کار رود، آسیب گرمایی اندکی در بافت عصبی ایجاد می‌شود.. اسپری آب علاوه بر خنک نمودن بافت در افزایش جذب تابش لیزر و درنتیجه افزایش کارآیی لیزر بر بافت سخت دندان نیز مؤثر است.

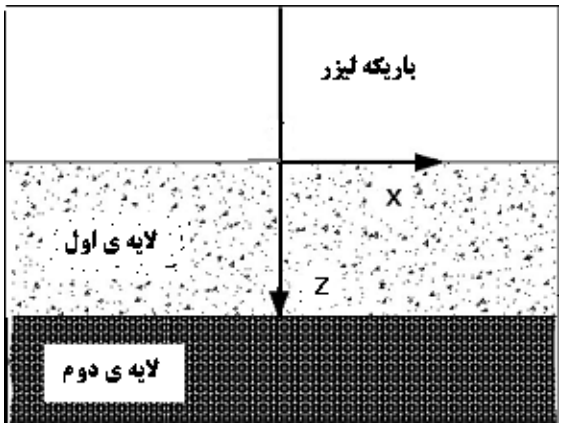
تابش لیزر Er:YAG بر حداکثر جذب آب و هیدروکسی آپاتیت منطبق است که باعث جذب بسیار خوب این لیزر در بافت‌های عاج و مینای دندان می‌گردد و به‌همین دلیل در برداشت بافت سخت دندان مؤثرتر ازسایر لیزرها می‌باشد. از برتری دیگر لیزر Er:YAG نسبت به سایر لیزرهای اربیوم این است که در هنگام تابش این لیزر بر عاج، هیچ لکهٔ قهوه‌ای در آن دیده نمی‌شود درصورتی‌که در تابش لیزر Er,Cr:YAG در عاج، لکه‌های قهوه‌ای مشاهده شده است[۹]. از مزایای دیگر این لیزر عمق آسیب حرارت آن است که بین ۵ تا ۱۰ میکرومتر می‌باشد. بنابراین کنترل عمق این لیزر نسبت به لیزرهای Er,Cr:YSGG و CO_2 راحت‌تر است که باعث می‌شود کمترین صدمات را بر دندان وارد سازد.

در سال‌های گذشته، تعداد زیادی از تحقیقات برروی میزان کارآیی و فواید لیزر Er:YAG در کاربردهای دندانپزشکی از جمله برداشت پوسیدگی‌های دندان، ایجاد حفره در مینا و عاج دندان و غیره متمرکز شده است[۱۰و۱۱]. بررسی تابع توزیع دما درون مینا و عاج دندان به‌صورت جداگانه تحت تابش لیزر Er:YAG توسط الهی و همکاران گزارش گردیده‌است[۱۲-۱۴].

ما در این مقاله به بررسی تابع توزیع دمای ایجادشده در مینا و عاج وقتی با هم تحت تابش لیزر Er:YAG قرار می‌گیرند، پرداخته‌ایم.

حل معادلهٔ انتقال حرارت در سیستم مختصات دکارتی

در این مدل، دندان را به‌صورت دولایه‌ای درنظر می‌گیریم که لایهٔ اول مینای دندان به ضخامت ۳ میلی‌متر و لایهٔ دوم عاج دندان چون دما در آن سریع به سمت صفر میل می‌کند، در عمق ۵ میلی‌متر درنظر گرفته می‌شود و توسط لیزر Er:YAG مورد تابش قرار می‌گیرد.(شکل ۱)



شکل۱: مدل دندان به‌صورت دولایه‌ای، لایهٔ اول مینا و لایهٔ دوم عاج

معادلهٔ انتقال حرارت عبارت است از:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla.(K \nabla T) = Q. \qquad (۱)$$

در این رابطه Q چگالی انرژی تولیدشده توسط دندان است و مجموع بخش گرمایی داخلی عناصر جذب نور و گرمای تولیدی متابولیکی در هر واحد است که معمولاً کم می‌باشد و از آن صرف‌نظر می‌کنیم بنابراین می‌توان معادله را به‌صورت زیر نوشت:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla.(K \nabla T), \qquad (۲)$$

تابش لیزر به‌صورت پالسی بر بافت صورت می‌گیرد بنابراین سیستم پایا نیست و مشتق زمانی در معادلهٔ انتقال حرارت حذف نخواهد شد. معادلهٔ (۲) برای دولایه به‌صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\rho_i C_i \frac{\partial T_i(Z,t)}{\partial t} = \nabla.(K_i \nabla T_i(z,t)),\ T_i(z,t) = T(z,t) - T_0,\ i = 1,2 \qquad (۳)$$

که در آن $T(z,t)$میزان افزایش دما در عمق دلخواه z در زمان t، K ضریب هدایت گرمایی، ρ چگالی، C ظرفیت گرمایی ویژه و T_0 دمای محیط (دمای دهان) است. به‌عبارت دیگر

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-18]

در $t=0$ چون هنوز دمش انجام نشده است، اختلاف دما با محیط برابر با صفر می‌باشد ($\Delta T(z,t=0)=0$). بنابراین در روابط زیر و همچنین رسم نمودارها تغییرات "اختلاف دما" با محیط را در حین تابش پالسی لیزر Er:YAG بر دندان گزارش می‌کنیم.

گرمای رسانایی، یکپارچه و پیوسته است بنابراین می‌توان معادلهٔ (۳) را به‌صورت ساده‌تر در آورد:

$$\rho_i C_i \frac{\partial T_i(z,t)}{\partial t} = k_i \frac{\partial^2 T_i(z,t)}{\partial z^2}, i=1,2 \qquad (۴)$$

محور z برای سطح آزاد سیستم فرض شده است. شرایط مرزی را می‌توان به صورت زیر نوشت:

۱. شرط اولیه

$$T_i(z,0)=0, i=1,2 \qquad (۵)$$

۲. شرایط مرزی

$$-K_1 \frac{\partial T_1(0,t)}{\partial z} = \alpha Q_0 \qquad (۶)$$

$$T_1(z_0,t)=T_2(z_0,t) \qquad (۷)$$

$$-K_1 \frac{\partial T_1(z_0,t)}{\partial z} = -K_2 \frac{\partial T_2(z_0,t)}{\partial z} \qquad (۸)$$

$$T_2(\infty,t)=0 \qquad (۹)$$

Q_0 تابش لیزر روی سطح و α ضریب جذب در طول موج لیزر می‌باشند که مستقل از دما هستند و Z_0 ضخامت لایهٔ اول می‌باشد.

$$\frac{\partial T_i(z,t)}{\partial t} = \alpha_i \frac{\partial^2 T_i(z,t)}{\partial t^2}, \alpha_i = \frac{K_i}{\rho_i C_i}, i=1,2, \qquad (۱۰)$$

فرض می‌کنیم که Q_0 مقداری ثابت باشد، با استفاده از تبدیل لاپلاس و شرایط مرزی ذکر شده تابع توزیع دما را در لایهٔ اول دندان(مینا) و لایهٔ دوم(عاج) به‌دست می‌آوریم.

با استفاده از معادلهٔ(۵) خواهیم داشت:

$$\frac{d^2 T_1(z,s)}{dz^2} - \frac{s}{a_1} T_1(z,s) = 0 \qquad (۱۱)$$

$$\frac{d^2 T_1(z,s)}{dz^2} - \frac{s}{a_2} T_2(z,s) = 0 \qquad (۱۲)$$

سپس با درنظر گرفتن دو شرط مرزی (۶) و (۷) معادلات (۱۱) و (۱۲) را حل می‌کنیم.

$$T_1(z,s) = C_1 exp(+\sqrt{\frac{s}{a_1}}z) + C_2 exp(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}z) \qquad (۱۳)$$

$$T_2(z,s) = C_3 exp(+\sqrt{\frac{s}{a_2}}z) + C_4 exp(-\sqrt{\frac{s}{a_2}}z) \qquad (۱۴)$$

طبق شرایط مرزی ذکرشده ضرایب C_4, C_3, C_2, C_1 را پیدا می‌کنیم و در انتها، تابع توزیع دما را در لایهٔ اول و دوم به‌صورت زیر به‌دست می‌آوریم که اثبات آن‌ها در پیوست ۱ آمده است.

$$T_1(z,t) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\alpha Q_0}{K_1} B^{n+1} \times \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left\{ -\frac{[2z_0(1+n)-z]^2}{4a_1 t} \right\} - [2z_0(1+n)-z] erfc \frac{2z_0(1+n)-z_0}{\sqrt{4a_1 t}} \right) + \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\alpha Q_0}{K_1} \sum_{n=0}^{\infty} B^n \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left(\frac{-(2nz_0+z)^2}{4a_1 t} \right) - (2nz_0+z) erfc \frac{2nz_0+z}{\sqrt{4a_1 t}} \right) \qquad (۱۵)$$

$$T_2(z,t) = \frac{2\alpha Q_0}{K_1(1+4)} \sum_{n=0}^{\infty} B^n \times \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left([z-z_0)\sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0]^2 \right) - [(z-z_0)\sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0 \right) erfc\left[\frac{(z-z_0)\sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0}{\sqrt{4a_1 t}} \right] \qquad (۱۶)$$

پیوست ۱

اثبات معادلات (۱۵) و (۱۶)

طبق شرط مرزی (۹) $C_3=0$ و معادلهٔ (۱۴-۴) به‌صورت زیر خواهد شد:

$$T_2(z,s) = C_4 exp(-\sqrt{\frac{s}{a_2}}z). \qquad (پ۱)$$

و شرط مرزی (۶) به ما خواهد داد:

$$-K_1\sqrt{\frac{s}{a_1}}(C_1 - C_2) = \frac{\alpha Q_0}{s}; \qquad (پ۲)$$

$$C_4 = C_2 exp(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0) + C_1 exp(+\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0) \qquad (پ۳)$$

و طبق معادلهٔ (۸) خواهیم داشت:

$$C_4 \frac{K_2}{K_1} \frac{\sqrt{\frac{s}{a_2}}}{\sqrt{\frac{s}{a_1}}} = C_2 \exp(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0) - C_1 \exp(+\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0) \qquad (پ۴)$$

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-18]

با حل معادلات (پ۲)، (پ۳) و (پ۴) می‌توان ضرایب C_1، C_2 و C_4 را به‌دست آورد که به‌صورت زیر می‌باشد:

$$C_1 = \frac{B\alpha Q_0 e^{-2\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0}}{K_1 s\sqrt{\frac{s}{a_1}}[1-B\exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0)]}, \qquad (پ۵)$$

$$C_۲ = \frac{\alpha Q_.}{K_۱ s\sqrt{\frac{s}{\alpha_۱}}[۱-B\exp(-۲\sqrt{\frac{s}{\alpha_۱}}z_.)]}, \qquad (پ۶)$$

$$C_4 = \frac{2\alpha Q_0 e^{-\sqrt{\frac{s}{\alpha_1}}z_0}}{K_1 s\sqrt{\frac{s}{\alpha_1}}(1+\varepsilon)[1-B\exp(-2\sqrt{\frac{s}{\alpha_1}}z_0)]}, \qquad (پ۷)$$

که در آن

$$\varepsilon = \frac{K_۲\sqrt{\frac{s}{a_۲}}}{K_۱\sqrt{\frac{s}{a_۱}}} = \frac{K_۲\sqrt{a_۱}}{K_۱\sqrt{a_۲}} = \sqrt{\frac{\rho_۲K_۲C_۲}{\rho_۱K_۱C_۱}}; \qquad (پ۸)$$

$$B = \frac{1-\varepsilon_0}{1+\varepsilon}, B<1 \qquad (پ۹)$$

با حل معادلات (۱۳) و (۱۴) خواهیم داشت:

$$T_1(z,s) = \left\{\frac{\alpha Q_0}{K_1 s\sqrt{\frac{s}{a_1}}[1-B\exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0)]}\right\}\times\left\{B\exp[-\sqrt{\frac{s}{a_1}}(2z_0-z)+\exp(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}z)\right\}$$

(پ۱۰)

$$T_2(z,s) = \left\{\frac{2\alpha Q_0\exp[-\sqrt{\frac{s}{a_1}}(\sqrt{\frac{a_1}{a_2}}+z_0)]}{K_1 s\sqrt{\frac{s}{a_1}}(1+\varepsilon)[1-B\exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0)]}\right\}$$

(پ۱۱)

با درنظر گرفتن رابطهٔ زیر:

$$\frac{1}{1-\xi} = \sum_{n=0}^{\infty}\xi^n \ , \ |\xi|<| \qquad (پ۱۲)$$

در آن صورت داریم:

$$\frac{1}{[1-B\exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0)]} = \sum_{n=0}^{\infty}[B^n\exp(-2n\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0)];$$

(پ۱۳)

با استفاده از روابط بالا معادلات $T_1(z,s)$ و $T_2(z,s)$ را به‌صورت زیر می‌نویسیم:

$$T_1(z,s) = \sum_{n=0}^{\infty}\frac{\alpha Q_0}{K_1 s\sqrt{\frac{s}{a_1}}}\times\left\{B^{n+1}\exp(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}[2(n+1)z_0-z]) + B^n\exp[-\sqrt{\frac{s}{a_1}}(2nz_0+z)]\right\};$$

(پ۱۴)

$$T_2(z,s) = \frac{2\alpha Q_0}{K_1 s\sqrt{\frac{s}{a_1}}(1+\varepsilon)}\sum_{n=0}^{\infty}B^n\exp\left\{-\sqrt{\frac{s}{a_1}}[(1+2n)z_0+z\sqrt{\frac{a_1}{a_2}}]\right\};$$

(پ۱۵)

$$F(s) = \frac{1}{s\sqrt{\frac{s}{a_1}}}\exp(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}z), \qquad (پ۱۶)$$

$$L^{-1}\{F(s)\} = 2\sqrt{\frac{a_1t}{\pi}}\exp(-\frac{z^2}{4a_1t}) - z\,erfc\,\frac{z}{\sqrt{4a_1t}} \ , \ z>0 \ , a>0$$

(پ۱۷)

در آخر با جاگذاری معادلهٔ (پ۱۷) در معادلات (پ۱۴) و (پ۱۵) تابع توزیع دما را در لایهٔ اول و دوم به‌دست می‌آوریم:

$$T_1(z,t) = \sum_{n=0}^{\infty}\frac{\alpha Q_0}{K_1}B^{n+1}$$
$$\times\left(\sqrt{\frac{4a_1t}{\pi}}\exp\left\{-\frac{[2z_0(1+n)-z]^2}{4a_1t}\right\} - [2z_0(1+n)-z]\,erfc\,\frac{2z_0(1+n)-z_0}{\sqrt{4a_1t}}\right)$$
$$+\sum_{n=0}^{\infty}\frac{\alpha Q_0}{K_1}\sum_{n=0}^{\infty}B^n\left(\sqrt{\frac{4a_1t}{\pi}}\exp(\frac{-(2nz_0+z)^2}{4a_1t}\right) - (2nz_0+z)\,erfc\,\frac{2nz_0+z}{\sqrt{4a_1t}})$$

(پ۱۸)

$$T_2(z,t) = \frac{2\alpha Q_0}{K_1(1+4)}\sum_{n=0}^{\infty}B^n$$
$$\times\left(\sqrt{\frac{4a_1t}{\pi}}\exp\left([z-z_0)\sqrt{\frac{a_1}{a_2}}+(2n+1)z_0\right]^2\right) - [(z-z_0)\sqrt{\frac{a_1}{a_2}}+(2n+1)z_0$$
$$erfc[\frac{(z-z_0)\sqrt{\frac{a_1}{a_2}}+(2n+1)z_0}{\sqrt{4a_1t}}])$$

(پ۱۹)

که همان معادلات (۱۵) و (۱۶) می‌باشد.

نتایج محاسباتی

حال که تابع توزیع دما را برای تابش لیزر بر دندان در دو لایهٔ مینا و عاج به‌دست آوردیم، با استفاده از ثابت‌های عددی مینا و عاج دندان در تابش لیزر Er:YAG که در جدول های (۱) و (۲) ارائه شده‌اند، می‌توان نمودارهای تابع توزیع دما را در حالات مختلف به‌دست آورد. همان‌طورکه در جدول‌های ۱و۲ مشاهده

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-18]

می‌شود، ضریب جذب عاج دندان در طول موج لیزر Er:YAG بیشتر از مینای دندان است. پس دما در عاج به‌شدت به سمت صفر میل می‌کند و عملاً عمدهٔ تغییرات دما در لایهٔ اول (مینا) می‌باشد.

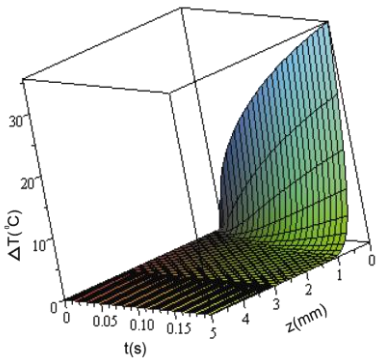
جدول۱: مقادیر عددی مربوط به مینای دندان تحت تابش لیزر Er:YAG

متغیر	نماد	مقدار
عمق مینا(میلی‌متر)	z_0	۳
ضریب رسانندگی گرمایی مینای دندان $W/m^{\circ}C$	k	[۱۵] ۰/۹۳۳۴۷۸
ضریب جذب مینای دندان در طول موج لیزر Er:YAG (m^{-1})	α	[۱۶] ۷۶۸۰۰
توان لیزر Er:YAG به‌کاررفته (W)	P	[۱۶] ۱
چگالی مینا Kg/m^3	ρ	[۱۷] ۲۸۰۰
ضریب گرمایی ویژه مینا $J/K^{\circ}g\,c$	c	[۱۵] ۷۱۲
نانومتر طول موج لیزر Er:YAG	λ	۲۹۴۰

جدول۲: مقادیر عددی مربوط به عاج دندان تحت تابش لیزر Er:YAG

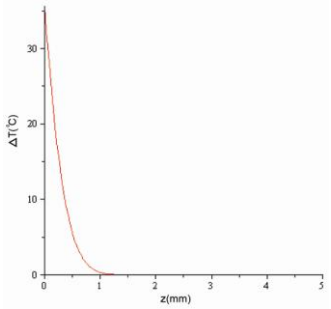
متغیر	نماد	مقدار
ضریب رسانندگی گرمایی عاج دندان $W/m^{\circ}C$	k	[۱۷] ۰/۵۷
چگالی عاج دندان Kg/m^3	ρ	[۱۷] ۱۹۶۰
ضریب گرمایی ویژه عاج دندان $J/K^{\circ}g\,c$	c	[۱۷] ۱۶۰۰
ضریب جذب عاج دندان در طول موج لیزر Er:YAG (m^{-1})	α	[۱۸] ۱۲۰۰۰۰

نمای سه‌بُعدی تغییرات افزایش دما در عمق مینا و عاج در واحد زمان در شکل ۲ آورده شده است.



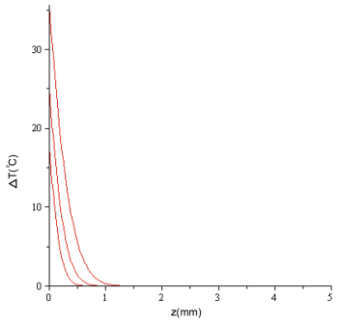
شکل۲: نمای سه‌بُعدی تغییرات افزایش دما در دو لایهٔ مینا و عاج

همان‌طورکه در شکل۲مشاهده می‌شود با گذشت زمان در عمق مینای دندان تغییرات دما افزایش پیدا می‌کند اما در عمق عاج دندان، تغییرات چندانی در دما حاصل نمی‌شود به‌طوری‌که این تغییرات به صفر می‌رسد. نمودار دوبُعدی این تغییرات دما برحسب عمق مینا و عاج در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل۳: تغییرات افزایش دما در عمق مینا و عاج به صورت دولایه

همان‌طورکه مشاهده می‌شود با تابش لیزر بر مینا دما در سطح مینا به بیشترین مقدار خود (۳۵ درجهٔ سانتی‌گراد) می‌رسد و هرچه به عمق‌های بیشتری نفوذ می‌کند، تغییرات دما کاهش پیدا می‌کند به‌طوری‌که در عاج دندان این تغییرات به‌شدت به سمت صفر میل می‌کند.



شکل۴: تغییرات افزایش دما در عمق عاج و مینا در زمان‌های ۰/۰۵، ۰/۱ و ۰/۲ ثانیه

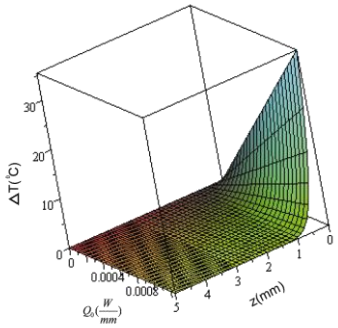
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-18]

در شکل۴ تغییرات افزایش دما در دو لایهٔ مینا و عاج دندان در سه‌زمان مختلف آورده شده است. با توجه به شکل ماکزیمم دما برای زمان‌های ۰/۰۵، ۰/۱ و ۰/۲ در جدول زیر نشان داده شده است.

جدول۳: مقادیر عددی ماکزیمم دما برای زمان‌های ۰/۰۵، ۰/۱ و ۰/۲

t(s)	$\Delta T(^{\circ}C)$
۰/۰۵	۱۸
۰/۱	۲۵
۰/۲	۳۵

باتوجه به شکل۵ برای توان‌های بزرگ‌تر از ۱وات، دما به‌شدت افزایش می‌یابد به‌طوری‌که این شدت افزایش دما برای مینا و عاج غیرقابل تحمل است و منجر به عوامل جبران‌ناپذیری در مینا و عاج دندان خواهد شد. باتوجه به این شکل مشاهده می‌شود که توان لیزر تابش‌شده بر دندان باید حدود یک وات باشد.



شکل ۵: نمای سه‌بُعدی تغییرات افزایش دما در عمق مینا در توان‌های کمتر از ۱ وات

بحث و نتیجه گیری

با توجه به نمودارهای تابع توزیع دما در دندان به‌صورت دو لایه، ماکزیمم تغییر دمای ایجاد شده در دو لایهٔ مینا و عاج به‌وسیلهٔ تابش پالسی لیزر Er:YAG با توان ۱ وات در تابش روی دندان برابر با ۳۵ درجهٔ سانتی‌گراد می‌باشد. دمای داخلی دندان با تغییر عمق و زمان افزایش می‌یابد و می‌توان دما را در مناطق مختلف از عمق دندان محاسبه کرد. انتشار گرمایی لایهٔ نخست یعنی مینای دندان کمتر است و تابش جذب شده نمی‌تواند به‌سرعت به درون لایهٔ داخلی برسد و نتیجه اینکه افزایش سریع دما در لایهٔ اول امکان‌پذیر است و انتشار گرمایی لایهٔ دوم(عاج) کمتر از لایهٔ نخست(مینا) است. بنابراین در اثر تابش لیزر، بیشینهٔ تغییر دمای ایجادشده در مینا و عاج دندان به آسیب‌های گرمایی مانند ذوب شدن و یا کربونیزه شدن منجر نمی‌شود و تغییرات فیزیکی چندانی در مینا و عاج ایجاد نخواهد کرد. از این‌رو کاربرد کلینیکی استفاده از لیزر Er:YAG تا توان ۱ وات در اچ کردن مینا اطمینان‌بخش می‌باشد و آثار مخربی درپی نخواهد داشت.

References

1. Todea C. Laser Application in conservative dentistry. TMJ 2004; 54(4): 392-405.
2. http://WWW.laresdenta1.com/1asers benefit.asp.
3. Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. JDent Res 1964; 43: 873.
4. Goldman L, Ingelman JM, Richfield DF. Impact of the laser on nevi and melanomas. Arch Dermatol 1964; 90: 71-5.
5. Myers TD, Myers WD, Stone RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. Northwest Dent 1989; 68: 14-7.
6. Cernavin I. A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser radiation on dentin and enamel. AustDenti 1995; 40: 79-84.
7. Frentzen M, Koort HJ, Kermani 0, Dardenne MU. Preparation of hard tooth structure with excimer lasers in vitro study. Dtsch Zahnarztl Z 1989; 44(6): 431-5.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-18]

8. Bader C, Krejci 1. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. Am JDent 2006; 19: 178-86.
9. Diaci J. Laser Profilometry for the Characterization of Craters produced in Hard Dental Tissues by Er:YAG and Er,Cr:YSGG Laser. Journal of the Laser and Health Academy 2008; 2/1.
10. Amid R. Application of Laser in clinical dentistry. Shayan nemoodar press 1385; 1st Ed., Tehran.
11. Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg I, Stabholz. Lasers in dentistry. Part B-interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and dental pulp. Refuat Hapeh VehashinaYim 2001; 18(3-4): 21-8.
12. Elahi P, Farsi B, Godarzi Shirazi M. The Analytical Investigation of Temperature Distribution in Enamel under Er:YAG Laser Radiation. Lasers in Medicine 2008; 5(3,4):7-12.
13. Elahi P, Farsi B. The analytical evaluation of temperature distribution in dentin under a pulse Er:YAG laser radiation an investigation of pulsenergy and pulse duration on it. Lasers in Medicine 2009; 6(1):18-24.
14. Elahi P, Ebrahimi M. The analytical investigation of thermal stress in dentin and enamel under CW Er:YAG laser radiation. Lasers in Medicine 2009; 6(3): 5-11.
15. Brown WS, Dewey WA, Ja6HR. Thermal properties of tooth. JDentRes 1970; 49(4), 752-5.
16. Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod 1993; 63(1): 73-6.
17. Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. J Dent Res 1978; 57(4): 571-82.
18. Farrar SR, Attril DC, Dickinson MR, King TA, Blinkhom AS. Etch rate and spectroscopic ablation studies of Er:YAG laser-irradiated dentin. Appi Opt 1997; 36(22): 5641-6.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-18]