

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

عبدالرسول قرآتی^۱زهرا حسینی^۲^۱دانشیار گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور^۲دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک، دانشگاه آزاد

اسلامی، مرکز علوم و تحقیقات فارس

نویسنده مسئول: عبدالرسول قرآتی، تلفن ۰۷۱۱۶۲۲۲۲۲۳

پست الکترونیک: agharaati@pnu.ac.ir

خلاصه

مقدمه: در این مقاله با در نظر گرفتن دندان به صورت دولایه متشکل از مینا و عاج، معادله انتقال حرارت درون آن‌ها را حل می‌کنیم و تابع توزیع دما درون مینا و عاج را هنگامی که در معرض تابش لیزر Er:YAG قرار می‌گیرد، به طور تحلیلی به دست 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 به صورت دولایه، وقتی به عمق عاج می‌رسیم، دما به سرعت به سمت صفر میل می‌کند. در صورتی که تغییر بیشینه دمای ایجاد شده در سطح مینا ۳۴ درجه سلسیوس می‌باشد.

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

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

مقدمه

لیزر درمانی یکی از روش‌های درمانی مناسب در شاخه‌های مختلف پزشکی از جمله دندانپزشکی (نظیر انواع جراحی‌های لثه و دهان، اورتودنسی، دندانپزشکی ترمیمی و ...) و موارد استفاده بی‌شمار دیگری می‌باشد [۱]. طی ۲۰ سال گذشته، گزارش‌های کلینیکی و مطالعات متعددی از سوی مراکز دانشگاهی، کارخانجات و شرکت‌های عرضه‌کننده 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 بر روی لیزر در دندانپزشکی در سال ۱۹۶۳ در دانشکده دندانپزشکی لس‌آنجلس در دانشگاه کالیفرنیا با تحقیقات اشترن و سوگنس آغاز شد [۳]. تا اینکه 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

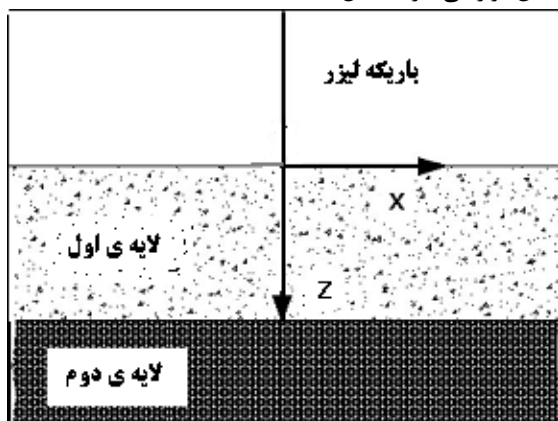
پرداختند. این لیزر در سال ۱۹۶۸ برای نخستین بار در جراحی بافت نرم به‌کار گرفته شد [۴]. تحقیقات در زمینه این لیزر بر روی نسوج سخت دهان توسط اشترن در دانشگاه UCLA و لبن در بوستون آغاز شد. گرچه لیزر CO₂ در برش، ایجاد لخته، کاهش درد و کنترل خونریزی در بافت نرم لثه و دهان مفید است، اما در استفاده از بافت سخت محدودیت‌هایی دارد که در سال ۱۹۸۰ 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 بر روی کاربرد لیزر Nd:YAG و همچنین لیزر Ho-YAG (که اندکی بعد به‌کار رفت)، حاکی از ایجاد آسیب‌هایی مانند میکروتُرک‌ها، ذوب شدن و کربونیزاسیون سطح دندان بودند [۶].

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

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 معادله انتقال حرارت در سیستم مختصات دکارتی

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



شکل ۱: مدل دندان به صورت دولایه‌ای، لایه اول مینا و لایه دوم عاج

معادله انتقال حرارت عبارت است از:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (K \nabla T) = Q. \quad (1)$$

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 صرف نظر می‌کنیم بنابراین می‌توان معادله را به صورت زیر نوشت:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (K \nabla T), \quad (2)$$

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

$$\rho_i C_i \frac{\partial T_i(z,t)}{\partial t} = \nabla \cdot (K_i \nabla T_i(z,t)), \quad T_i(z,t) = T(z,t) - T_0, \quad i = 1, 2 \quad (3)$$

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. به عبارت دیگر

اندازه و محدودیت‌هایی در کاربرد کلینیکی محدود کرده است [۷]. هیبست و کلر در سال ۱۹۸۹ آزمایش‌هایی بر روی لیزر Er:YAG انجام دادند که در آن توانایی مؤثر این لیزر در تراش بافت سخت دندانی نشان داده شد. 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 به کار می‌روند. امروزه، خانواده لیزرهای اربیوم شامل لیزرهای Er:YAGG، Er:YSGG و Er,Cr:YSGG که به ترتیب با طول موج‌های ۲۹۴۰، ۲۷۹۰ و ۲۷۸۰ نانومتر هستند، مناسب‌ترین لیزرها بر روی بافت سخت دندانی جهت تراش حفره در مینا و عاج دندان می‌باشند. طول موج اینگونه لیزرها بر محدوده ماکزیمم جذب آب در ناحیه مادون قرمز منطبق‌اند. به دلیل جذب آب در لیزر هنگام استفاده از لیزر Er:YAG بخصوص وقتی که به همراه اسپری آب به کار رود، آسیب گرمایی اندکی در بافت عصبی ایجاد می‌شود. اسپری آب علاوه بر خنک نمودن بافت در افزایش جذب تابش لیزر و در نتیجه افزایش کارایی 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 به همین دلیل در برداشت بافت سخت دندان مؤثرتر از سایر لیزرها می‌باشد. از برتری دیگر لیزر Er:YAG نسبت به سایر لیزرهای اربیوم این است که در هنگام تابش این لیزر بر عاج، هیچ لکه قهوه‌ای در آن دیده نمی‌شود در صورتی که 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 بر روی میزان کارایی 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 [۱۰ و ۱۱]. بررسی تابع توزیع دما درون مینا و عاج دندان به صورت جداگانه تحت تابش لیزر Er:YAG توسط الهی و همکاران گزارش گردیده است [۱۲-۱۴].

$$T_1(z, s) = C_1 \exp\left(+\sqrt{\frac{s}{a_1}}z\right) + C_2 \exp\left(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}z\right) \quad (13)$$

$$T_2(z, s) = C_3 \exp\left(+\sqrt{\frac{s}{a_2}}z\right) + C_4 \exp\left(-\sqrt{\frac{s}{a_2}}z\right) \quad (14)$$

طبق شرایط مرزی ذکر شده ضرایب C_1, C_2, C_3, C_4 را پیدا می‌کنیم و در انتها، تابع توزیع دما را در لایه اول و دوم به صورت زیر به دست می‌آوریم که اثبات آن‌ها در پیوست ۱ آمده است.

$$T_1(z, t) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\alpha Q_0 B^{n+1}}{K_1} \times \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left\{-\frac{[2z_0(1+n)-z]^2}{4a_1 t}\right\} - [2z_0(1+n)-z] \operatorname{erfc} \frac{2z_0(1+n)-z_0}{\sqrt{4a_1 t}} \right) + \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\alpha Q_0}{K_1} \sum_{n=0}^{\infty} B^n \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left(-\frac{(2nz_0+z)^2}{4a_1 t}\right) - (2nz_0+z) \operatorname{erfc} \frac{2nz_0+z}{\sqrt{4a_1 t}} \right) \quad (15)$$

$$T_2(z, t) = \frac{2\alpha Q_0}{K_1(1+4)} \sum_{n=0}^{\infty} B^n \times \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left([z-z_0]\sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0\right]^2\right) - \left([z-z_0]\sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0\right) \operatorname{erfc} \left[\frac{(z-z_0)\sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0}{\sqrt{4a_1 t}}\right] \quad (16)$$

پیوست ۱

اثبات معادلات (۱۵) و (۱۶)

طبق شرط مرزی (۹) $C_3 = 0$ و معادله (۱۴-۴) به صورت زیر خواهد شد:

$$T_2(z, s) = C_4 \exp\left(-\sqrt{\frac{s}{a_2}}z\right). \quad (17)$$

و شرط مرزی (۶) به ما خواهد داد:

$$-K_1 \sqrt{\frac{s}{a_1}} (C_1 - C_2) = \frac{\alpha Q_0}{s}; \quad (18)$$

$$C_4 = C_2 \exp\left(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0\right) + C_1 \exp\left(+\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0\right) \quad (19)$$

و طبق معادله (۸) خواهیم داشت:

$$C_4 \frac{K_2}{K_1} \frac{\sqrt{\frac{s}{a_2}}}{\sqrt{\frac{s}{a_1}}} = C_2 \exp\left(-\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0\right) - C_1 \exp\left(+\sqrt{\frac{s}{a_1}}z_0\right) \quad (20)$$

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 معادله (۳) را به صورت ساده‌تر در آورد:

$$\rho_i C_i \frac{\partial T_i(z, t)}{\partial t} = k_i \frac{\partial^2 T_i(z, t)}{\partial z^2}, i = 1, 2 \quad (21)$$

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

۱. شرط اولیه

$$T_i(z, 0) = 0, i = 1, 2 \quad (22)$$

۲. شرایط مرزی

$$-K_1 \frac{\partial T_1(0, t)}{\partial z} = \alpha Q_0 \quad (23)$$

$$T_1(z_0, t) = T_2(z_0, t) \quad (24)$$

$$-K_1 \frac{\partial T_1(z_0, t)}{\partial z} = -K_2 \frac{\partial T_2(z_0, t)}{\partial z} \quad (25)$$

$$T_2(\infty, t) = 0 \quad (26)$$

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

$$\frac{\partial T_i(z, t)}{\partial t} = \alpha_i \frac{\partial^2 T_i(z, t)}{\partial z^2}, \alpha_i = \frac{K_i}{\rho_i C_i}, i = 1, 2, \quad (27)$$

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

با استفاده از معادله (۵) خواهیم داشت:

$$\frac{d^2 T_1(z, s)}{d z^2} - \frac{s}{a_1} T_1(z, s) = 0 \quad (28)$$

$$\frac{d^2 T_2(z, s)}{d z^2} - \frac{s}{a_2} T_2(z, s) = 0 \quad (29)$$

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

با استفاده از روابط بالا معادلات $T_1(z, s)$ و $T_2(z, s)$ را به صورت زیر می نویسیم:

$$T_1(z, s) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\alpha Q_0}{K_1 s \sqrt{a_1}} \times \left\{ B^{n+1} \exp\left[-\sqrt{\frac{s}{a_1}} [2(n+1)z_0 - z]\right] + B^n \exp\left[-\sqrt{\frac{s}{a_1}} (2nz_0 + z)\right] \right\}; \quad (14\text{پ})$$

$$T_2(z, s) = \frac{2\alpha Q_0}{K_1 s \sqrt{a_1} (1+\varepsilon)} \sum_{n=0}^{\infty} B^n \exp\left\{-\sqrt{\frac{s}{a_1}} [(1+2n)z_0 + z \sqrt{\frac{a_1}{a_2}}]\right\}; \quad (15\text{پ})$$

$$F(s) = \frac{1}{s \sqrt{\frac{s}{a_1}}} \exp\left(-\sqrt{\frac{s}{a_1}} z\right), \quad (16\text{پ})$$

$$L^{-1}\{F(s)\} = 2\sqrt{\frac{a_1 t}{\pi}} \exp\left(-\frac{z^2}{4a_1 t}\right) - z \operatorname{erfc} \frac{z}{\sqrt{4a_1 t}}, \quad z > 0, a > 0 \quad (17\text{پ})$$

در آخر با جاگذاری معادله (17پ) در معادلات (14پ) و (15پ) تابع توزیع دما را در لایه اول و دوم به دست می آوریم:

$$T_1(z, t) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\alpha Q_0 B^{n+1}}{K_1} \times \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left\{-\frac{[2z_0(1+n)-z]^2}{4a_1 t}\right\} - [2z_0(1+n)-z] \operatorname{erfc} \frac{2z_0(1+n)-z_0}{\sqrt{4a_1 t}} \right) + \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\alpha Q_0}{K_1} \sum_{n=0}^{\infty} B^n \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left\{-\frac{(2nz_0+z)^2}{4a_1 t}\right\} - (2nz_0+z) \operatorname{erfc} \frac{2nz_0+z}{\sqrt{4a_1 t}} \right) \quad (18\text{پ})$$

$$T_2(z, t) = \frac{2\alpha Q_0}{K_1 (1+\varepsilon)} \sum_{n=0}^{\infty} B^n \times \left(\sqrt{\frac{4a_1 t}{\pi}} \exp\left\{[z-z_0] \sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0\right\}^2 - [z-z_0] \sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0 \right) \operatorname{erfc} \left[\frac{(z-z_0) \sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + (2n+1)z_0}{\sqrt{4a_1 t}} \right] \quad (19\text{پ})$$

که همان معادلات (15) و (16) می باشد.

نتایج محاسباتی

حال که تابع توزیع دما را برای تابش لیزر بر دندان در دو لایه مینا و عاج به دست آوردیم، با استفاده از ثابت های عددی مینا و عاج دندان در تابش لیزر Er:YAG که در جدول های (1) و (2) ارائه شده اند، می توان نمودارهای تابع توزیع دما را در حالات مختلف به دست آورد. همان طور که در جدول های 1 و 2 مشاهده

با حل معادلات (2پ)، (3پ) و (4پ) می توان ضرایب C_1 ، C_2 و C_4 را به دست آورد که به صورت زیر می باشد:

$$C_1 = \frac{B\alpha Q_0 e^{-2\sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0}}{K_1 s \sqrt{\frac{s}{a_1}} [1 - B \exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0)]}, \quad (5\text{پ})$$

$$C_r = \frac{\alpha Q}{K_1 s \sqrt{\frac{s}{a_1}} [1 - B \exp(-\gamma \sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0)]}, \quad (6\text{پ})$$

$$C_4 = \frac{2\alpha Q_0 e^{-\sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0}}{K_1 s \sqrt{\frac{s}{a_1}} (1+\varepsilon) [1 - B \exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0)]}, \quad (7\text{پ})$$

که در آن

$$\varepsilon = \frac{K_r \sqrt{\frac{s}{a_r}}}{K_1 \sqrt{\frac{s}{a_1}}} = \frac{K_r \sqrt{a_1}}{K_1 \sqrt{a_r}} = \sqrt{\frac{\rho_r K_r C_r}{\rho_1 K_1 C_1}}; \quad (8\text{پ})$$

$$B = \frac{1-\varepsilon_0}{1+\varepsilon}, \quad B < 1 \quad (9\text{پ})$$

با حل معادلات (13) و (14) خواهیم داشت:

$$T_1(z, s) = \left\{ \frac{\alpha Q_0}{K_1 s \sqrt{\frac{s}{a_1}} [1 - B \exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0)]} \right\} \times \left\{ B \exp\left[-\sqrt{\frac{s}{a_1}} (2z_0 - z)\right] + \exp\left[-\sqrt{\frac{s}{a_1}} z\right] \right\} \quad (10\text{پ})$$

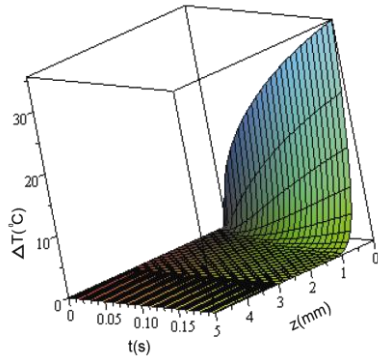
$$T_2(z, s) = \left\{ \frac{2\alpha Q_0 \exp\left[-\sqrt{\frac{s}{a_1}} \left(\sqrt{\frac{a_1}{a_2}} + z_0\right)\right]}{K_1 s \sqrt{\frac{s}{a_1}} (1+\varepsilon) [1 - B \exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0)]} \right\} \quad (11\text{پ})$$

با در نظر گرفتن رابطه زیر:

$$\frac{1}{1-\xi} = \sum_{n=0}^{\infty} \xi^n, \quad |\xi| < 1 \quad (12\text{پ})$$

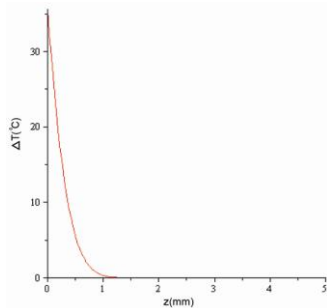
در آن صورت داریم:

$$\frac{1}{[1 - B \exp(-2\sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0)]} = \sum_{n=0}^{\infty} [B^n \exp(-2n\sqrt{\frac{s}{a_1}} z_0)]; \quad (13\text{پ})$$



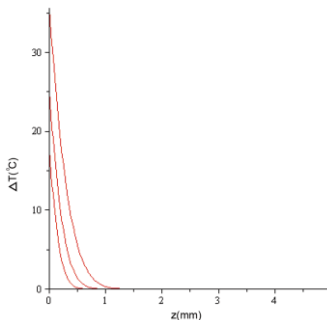
شکل ۲: نمای سه‌بعدی تغییرات افزایش دما در دو لایه مینا و عاج

همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود با گذشت زمان در عمق مینای دندان تغییرات دما افزایش پیدا می‌کند اما در عمق عاج دندان، تغییرات چندانی در دما حاصل نمی‌شود به طوری که این تغییرات به صفر می‌رسد. نمودار دوبعدی این تغییرات دما بر حسب عمق مینا و عاج در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳: تغییرات افزایش دما در عمق مینا و عاج به صورت دولایه

همان‌طور که مشاهده می‌شود با تابش لیزر بر مینا دما در سطح مینا به بیشترین مقدار خود (۳۵ درجه سانتی‌گراد) می‌رسد و هر چه به عمق‌های بیشتری نفوذ می‌کند، تغییرات دما کاهش پیدا می‌کند به طوری که در عاج دندان این تغییرات به شدت به سمت صفر میل می‌کند.



شکل ۴: تغییرات افزایش دما در عمق عاج و مینا در زمان‌های ۰/۰۵، ۰/۱ و ۰/۲ ثانیه

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

جدول ۱: مقادیر عددی مربوط به مینای دندان تحت تابش لیزر Er:YAG

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

جدول ۲: مقادیر عددی مربوط به عاج دندان تحت تابش لیزر Er:YAG

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

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

بحث و نتیجه گیری

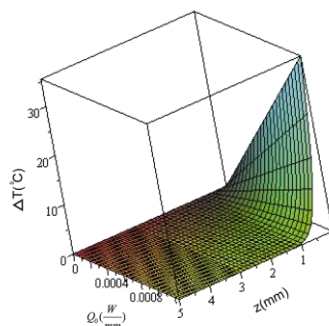
با توجه به نمودارهای تابع توزیع دما در دندان به صورت دو لایه، ماکزیمم تغییر دمای ایجاد شده در دو لایه مینا و عاج به وسیله تابش پالسی لیزر Er:YAG با توان ۱ وات در تابش روی دندان برابر با ۳۵ درجه سانتی گراد می باشد. دمای داخلی دندان با تغییر عمق و زمان افزایش می یابد و می توان دما را در مناطق مختلف از عمق دندان محاسبه کرد. انتشار گرمایی لایه نخست یعنی مینای دندان کمتر است و تابش جذب شده نمی تواند به سرعت به درون لایه داخلی برسد و نتیجه اینکه افزایش سریع دما در لایه اول امکان پذیر است و انتشار گرمایی لایه دوم (عاج) کمتر از لایه نخست (مینا) است. بنابراین در اثر تابش لیزر، بیشینه تغییر دمای ایجاد شده در مینا و عاج دندان به آسیب های گرمایی مانند ذوب شدن و یا کربونیزه شدن منجر نمی شود و تغییرات فیزیکی چندانی در مینا و عاج ایجاد نخواهد کرد. از این رو کاربرد کلینیکی استفاده از لیزر Er:YAG تا توان ۱ وات در اچ کردن مینا اطمینان بخش می باشد و آثار مخربی در پی نخواهد داشت.

در شکل ۴ تغییرات افزایش دما در دو لایه مینا و عاج دندان در سه زمان مختلف آورده شده است. با توجه به شکل ماکزیمم دما برای زمان های ۰/۰۵، ۰/۱ و ۰/۲ در جدول زیر نشان داده شده است.

جدول ۳: مقادیر عددی ماکزیمم دما برای زمان های ۰/۰۵، ۰/۱ و ۰/۲

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

باتوجه به شکل ۵ برای توان های بزرگتر از ۱ وات، دما به شدت افزایش می یابد به طوری که این شدت افزایش دما برای مینا و عاج غیرقابل تحمل است و منجر به عوامل جبران ناپذیری در مینا و عاج دندان خواهد شد. باتوجه به این شکل مشاهده می شود که توان لیزر تابش شده بر دندان باید حدود یک وات باشد.



شکل ۵: نمای سه بعدی تغییرات افزایش دما در عمق مینا در توان های کمتر از ۱ وات

References

1. Todea C. Laser Application in conservative dentistry. TMJ 2004; 54(4): 392-405.
2. <http://WWW.laresdental.com/1asersbenefit.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 O, Dardenne MU. Preparation of hard tooth structure with excimer lasers in vitro study. Dtsch Zahnarztl Z 1989; 44(6): 431-5.

8. Bader C, Krejci I. 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 pulsenenergy 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.