لیزرپزشکی؛ 1388، دوره 6، شماره 3، صفحات: 11-5.

مقاله پژوهشی

بررسی تحلیلی تنش حرارتی ایجاد شده در مینا و عاج دندان تحت تابش لیزر Er:YAG پیوسته

دکتر پرویز الهی [1]
مرجان ابراهیمی [2]

[1]استادیار بخش فیزیک، دانشکده علوم دانشگاه صنعتی شیراز
[2]دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک دانشگاه پیام نور شیراز

نویسنده مسئول: دکتر پرویز الهی
پست الکترونیک: elahi@sutech.ac.ir

خلاصه

زمینه و هدف: در این مقاله، به بررسی تنش حرارتی ناشی از گرمای ایجاد شده در مینا و عاج دندان تحت تابش لیزر پیوسته Er:YAG و همچنین تأثیر توان و انرژی بر آن پرداخته شده است. با استفاده از نتایج این تحقیق، می‌توان از آسیب‌های جدی که ممکن است بر اثر فشار و تنش حرارتی ناشی از تابش لیزر به مینا، عاج و پالپ دندان وارد شود، جلوگیری نمود.

روش بررسی: در این تئوری، بخشی از مینا و عاج دندان را به صورت استوانه شبیه‌سازی کرده و با توجه به تابع دما در حالت پایا و معادلات تنش ایجاد شده ناشی از گرما، تنش درون مینا و عاج دندان تحت تابش به طور جداگانه بررسی گردیده، با توجه به ثابت‌های عددی مربوط به مینا و عاج، نمودار آن‌ها رسم شده است. با مقایسه نمودارهای رسم شده، تأثیر انرژی بر تنش حرارتی و بیشینه تنش القایی مورد تحلیل قرار گرفته که این موضوع می‌تواند در تنظیم و کاربرد کلینیکی لیزر پیوسته Er:YAG برای دندانپزشکان حائز اهمیت باشد.

نتیجه گیری: با توجه به نمودارهای استخراج شده و مقایسه آنها، مشاهده می شود با توجه به تابع دما در حالت پایا و روابط تنش، پیشرفت در عمق مینا و عاج دندان در هر سه مؤلفه تنش حرارتی، تأثیر چندانی در تغییرات آنها ندارد و مقدار آنها تقریباً ثابت می‌ماند. همچنین در تنش شعاعی، در بافت مینا و عاج دندان، فقط انقباض به وجود می آید و بیشینه مقدار تنش در مرکز مینا و عاج ($r=0$) است و در شعاع دمش ($r=r_i$)، تنش صفر است؛ اما در دو مؤلفه دیگر تنش، کشش و انقباض در بافت با هم ظاهر می‌گردند که در این مورد، تنش در حالت انبساط بیش از حالت انقباض خواهد بود و بیشینه مقدار آن، در شعاع دمش و بافت در حالت انبساط می‌باشد. درکل، تحت تابش لیزر پیوسته Er:YAG، بیشینه مقدار تنش در مینا، 19.8MPa و در عاج، 10.4MPa است. این ارقام نشان می‌دهند که مقدار تنش در مینا بیش از عاج دندان است و این موضوع، صحیح است زیرا بافت مینا محکم تر از بافت عاج است و در نتیجه تحمل بیشتری در برابر تنش حرارتی دارد و دیرتر دچار میکروترک‌ها و شکست ناشی از فشار و تنش می‌شود. این تئوری، برای دقت بیشتر و رسیدن به نتیجه بهتر در دندانپزشکی مفید می باشد.

واژه‌های کلیدی: تنش حرارتی در مینا، تنش حرارتی در عاج، لیزرایربیوم یاگ پیوسته، تابع توزیع دما درون دندان

مقدمه

لیزر درمانی یکی ازروش‌های درمانی مناسب، در شاخه‌های مختلف پزشکی از جمله دندانپزشکی است. استفاده از انواع لیزر در زمینه‌های مختلف دندانپزشکی نظیر انواع جراحی‌های لثه و دهان، اورتودنسی، دندانپزشکی ترمیمی و... به طور روزافزون قابل توسعه است [۱].

تمام دستگاه‌های لیزر دردسترس دندانپزشکی دارای طول موج‌هایی در حد ۰/۵ μm تا ۱۰/۶ μm می باشند. لیزرهای دندانپزشکی می‌توانند دارای رنگ مرئی یا غیرمرئی باشند. کاربردهای بالینی لیزر بر بافت سخت شامل: تشخیص پوسیدگی، پیشگیری، کاهش حساسیت عاجی، تراش مینا، عاج و استخوان، اچ کردن مینا و ... می باشد. یکی از مهم‌ترین مزایای درمان لیزر، مقبولیت بالای آن از سوی بیماران است و کاربرد لیزر در دندانپزشکی از سوی بیماران، به عنوان روش درمان بدون درد، جایگاه مناسب‌تری یافته است و باعث شده است که آن‌ها با آرامش و اطمینان خاطر بیشتری به کلینیک‌های دندانپزشکی مراجعه کنند. در سال ۱۹۱۶ تئوری گسیل القایی توسط انیشتین بیان شد. در سال ۱۹۶۰ اولین لیزر (لیزر یاقوت)، با طول موج ۰/۶۹۴ μm توسط مایمن[1] و در سال۱۹۶۴ اولین لیزر تحقیقاتی یاقوت در دانشکده دندانپزشکی لس‌آنجلس توسط استرن[2] و ساگنس[3] ساخته شد. مانند اکثر مطالعات ابتدایی دیگر، توجه این گروه معطوف به اثرات حرارتی لیزرهای یاقوت بر بافت های سخت دندانی (مینا و عاج) و مواد ترمیمی بود [۲]. متأسفانه در اولین گزارش مطرح شده از تابش لیزر بر دندان زنده انسان، در سال ۱۹۶۵ ازسوی پزشکی به نام گلدمن[4]، ایجاد آسیب‌هایی مانند کربنیزاسیون در عاج دندان، آسیب به پالپ و آسیب به دندان‌های مجاور و بافت های اطراف بر اثر پراکندگی

[1] - Maiman
[2] - Stern
[3] - Sognnaes
[4] - Goldman

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-01]

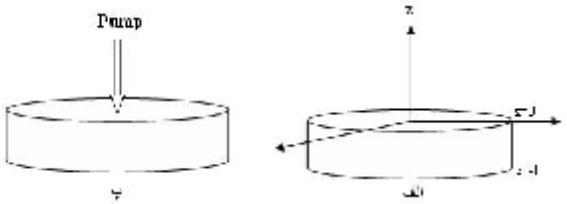
اشعه، باعث حذف کاربرد لیزر یاقوت در کارهای تحقیقاتی گردید [۴-۲]. در دهه ۱۹۶۰، تحقیقات بر روی نسوج سخت دندانی با استفاده از لیزر CO2، با طول موج ۱۰/۶ µm، پژوهش‌های استرن[5] در دانشگاه UCLA و لبن[6] در بوستون آغاز گردید. همچنین کارهای مهمی نیز در فنلاند توسط کانتولا[7] و همکارانش صورت گرفت. نتایج مطالعات نشان می دادند که این لیزر اگرچه در کنترل عالی خونریزی، برش، حداقل آسیب به بافت‌های اطراف، کاهش درد، تورم و عفونت پس از عمل در بافت نرم دهان و لثه مفید است، اما بر نسوج سخت زنده مانند استخوان، محدودیت‌هایی دارد و حرارت ایجاد شده بر اثر کار با لیزرهایی که در محدوده طیف مادون قرمز قرار دارند مانند لیزر یاقوت و CO2، برای تراش مینا و عاج مناسب است ولی باعث آسیب ساختاری به این بافت‌ها و نیز پالپ دندان می گردد. دکتر مایرس و برادرش که یک چشم پزشک بود، لیزر Nd:YAG را برای برداشت پوسیدگی‌های اولیه، مورد آزمایش قراردادند. پژوهش‌ها حاکی از آن است که لیزرهای جدیدتر همچون Holmium:YAG Nd:YAG Er:YAG و اگزایمر توانایی جایگزینی به جای فرزهای عادی را خواهند داشت. درمانگر باید با اصول فیزیک لیزر و تداخلات بافتی آن آشنا باشد تا بتواند اهداف درمانی خاص خود را با انتخاب درست دستگاه لیزر مناسب با حداکثر تأثیرگذاری و ایمنی انجام دهد [۲]. پژوهش‌ها و جستجو به‌منظور یافتن لیزرهای مناسب‌تر در بافت سخت دندانی ادامه یافت به‌گونه‌ای که این لیزرها می‌بایست عمق نفوذ کمتر (جذب بیشتر) در بافت سخت دندانی داشته باشند تابدین ترتیب اثرات حرارتی کمتری در حین تابش لیزر ایجاد شود [۵]. از زمان پیدایش لیزرها، بخش عمده‌ای از تحقیقات به بررسی برداشت پوسیدگی های دندان توسط لیزر، اختصاص یافته است. امروزه چند لیزر با طول موج‌های مشابه، در ناحیه فرو سرخ میانی (infrared middle) به منظور برداشت پوسیدگی‌های دندان، مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ لیزرهای Er:YAG، Er:YSGG و Er,Cr:YSGG به ترتیب در طول موج‌های ۲۹۴۰ nm، ۲۷۹۰ nm، ۲۷۸۰nm به کار می روند. این طول موج‌ها بر محدوده ماکزیمم جذب آب در ناحیه مادون قرمز منطبق‌اند، اما جذب آب در لیزر Er:YAG (۱۳۰۰۰ cm-1) بسیار بیشتر از جذب آب در لیزرهای Er:YSGG (۷۰۰۰cm-1) و Er,Cr:YSGG (۴۰۰۰cm-1) است و به همین دلیل کیفیت برداشت بافت سخت توسط Er:YAG بالاتر از سایر لیزرها است[۴]. امروزه، مناسب‌ترین لیزرها بر روی بافت سخت دندانی، خانواده لیزرهای اربیوم هستند که کاربرد آن از سال ۱۹۹۷ پس از دریافت مجوز FDA، توسعه یافته و پس از آن لیزر Er:YSGG و اخیراً Er,Cr:YSGG به کار می روند [۴-۲]. مطالعات نشان می‌دهند که در هنگام استفاده از لیزر Er:YAG، آسیب گرمایی اندکی در بافت عصبی ایجاد می‌شود به ویژه زمانی که به همراه اسپری آب، به کار رود [۶ و ۷] و ذکر این نکته مهم است که 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 [۸]. در استفاده از تابش لیزر بر دندان، مثلاً در کاربرد آن در تراش عاج، هرچه عمق حفره ایجاد شده در عاج بیشتر باشد صدمات گرمایی بر دندان بیشتر خواهد بود و در مقایسه تابش لیزرهای Er:YAG و Er,Cr:YSGG و CO2، به‌ترتیب کم‌عمق‌ترین حفره را ایجاد می‌کنند و این یکی دیگر از مزیت‌های لیزر Er:YAG می‌باشد، همچنین مزیت دیگر لیزر Er:YAG این است که در هنگام تابش این لیزر بر عاج، هیچ لکه قهوه ای در آن دیده نمی‌شود در صورتی‌که در تابش لیزر Er,Cr:YSGG، در عاج، لکه‌های قهوه‌ای مشاهده شده است [۹]. در آزمایشات مربوط به دندان، با یک منبع نور شدید، اغلب ترک‌هایی در مینای دندان مشاهده شده است که در حالت کلی می‌توان آن‌ها را به جویدن، تصادف‌ها، بی‌قاعدگی در مراحل رشد دندان و یا گاهی تنش‌های گرمایی نسبت داد [۱۰]. هنگام تابش لیزر بر دندان، حرارت تولید می‌شود [۱۱] و یکی از اثرات حرارتی آن، تولید و ایجاد تنش حرارتی است. تنش حرارتی، فشاری است که به‌علت حرارت ایجاد شده بر بافت، بر آن وارد می‌شود و به دو صورت کشش و انقباض ظاهر می‌گردد. اگر تنش در یک بافت مثل دندان بیش از حد باشد یعنی از تحمل آن بافت نسبت به فشار وارد شده بیشتر باشد، باعث شکسته شدن و ایجاد میکروترک‌ها در مینا و عاج دندان می‌شود. تأثیر دما بر روی تنش ایجاد شده توسط دندان و بررسی عواملی از جمله تنوع در نوع یا هندسه دندان (مولار و غیره)، سن دندان، ویژگی‌های مواد دندان، مقاومت گرمایی بین دندان و محیط اطراف آن [۱۰] و یا تأثیر نوشیدن مایعات سرد و گرم [۱۲] بر روی دندان بررسی شده است. روش‌های بالینی زیادی برای کاهش تنش در دندان در نظر گرفته شده‌اند، از جمله: (۱) کنترل تابش پرتو نور(۲) کاربرد صمغ (۳) افزایش تکنیک‌های لایه‌ای [۱۳].

مبانی نظری

در این شبیه سازی ابتدا مینای سومین دندان آسیا را به‌صورت استوانه‌ای به شعاع ۲/۸۳ mm و ضخامت ۳ mm در نظرگرفته و تحت تابش لیزر پیوسته Er:YAG (cw) و در حضور یک خنک کننده (اسپری آب)، قرار می‌دهیم. با توجه به تابع دما در حالت پایا و معادلات تنش و با توجه به شرایط مرزی به بررسی دقیق تنش ایجاد شده ناشی از تولید گرما، در مینای دندان می‌پردازیم.

[5]- Stern
[6] - Lobene
[7] - Kantola

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-01]



شکل ١- الف) در نظر گرفتن مینا وعاج دندان به صورت استوانه
ب) تابش پیوسته لیزر بر مرکز مینا و عاج دندان

معادله دما در حالت پایا از رابطه زیر به دست می آید [١۴]:

$$\frac{\partial^2 T(r,z)}{\partial r^2}+\frac{1}{r}\frac{\partial T(r,z)}{\partial r}+\frac{\partial^2 T(r,z)}{\partial z^2}=\frac{Q}{k} \qquad (1)$$

که در آن، $T(r,z)$ دمای دندان، k ضریب رسانندگی گرمایی و Q چگالی توان لیزر (W/m^3) می‌باشند.

پس از حل معادله (١)، تابع توزیع دما به صورت زیر به دست می‌آید [١۴]:

(٢)

$$T(r,z)=(-\frac{Q}{4k}r^2+C_1)+\sum_{m=2}^{\infty}C_m I_0(\xi_m\frac{r}{L})\cos(\xi_m\frac{z}{L})$$

که در آن:

$$C_1=T_{ave,b}+(1+\frac{2}{Bi_r})\frac{Q_i}{4\pi k} \qquad (3)$$

$$C_m=\frac{2\Delta T_b Bi_r[(-1)^{m-1}-1]}{Bi_r\xi_m^2 I_0(\xi_m\frac{r_i}{L})+\frac{r_i}{L}I_1(\xi_m\frac{r_i}{L})\xi_m^3} \qquad (4)$$

که در این روابط، π، m =1,2,3... و ξ_m= $(m-1)$ L ضخامت مینا، r_i شعاع دمش لیزر، I_0, I_1 توابع بسل تعدیل یافته، Q_i= , r_i^2 . π Q می‌باشد و Bi_r، $T_{ave,b}$ و ΔT_b، به‌ترتیب عدد بیوت، دمای میانگین و پارامتر اختلاف می‌باشند و به‌صورت زیرتعریف می شوند:

$$Bi_r=h\frac{r_i}{k} \qquad (5)$$

$$T_{ave,b}=\frac{1}{L}\int_0^L T_b(z)dz=T_{b,in}+\frac{\Delta T_b}{2} \qquad (6)$$

$$\Delta T_b=\frac{2\pi r_i L Q_i}{(\dot{m}c_p)}=\frac{P}{(\dot{m}c_p)} \qquad (7)$$

که در این روابط، h ضریب انتقال حرارت، $T_b(z)$ دمای جسم سیال‌خنک‌کننده، $T_{b,in}$ دمای خنک کننده است، c_p ظرفیت گرمایی ویژه آب، P توان لیزر و $\dot{m}$ سرعت جریان جرم خنک کننده می‌باشد.

باتوجه به دمای میانگین جسم سیال (آب) و دمای T در مینای دندان، اختلاف دما به صورت زیر خواهد بود:

$$\theta_S(r,z)=T_S-T_{ave,b}=\theta_S^{(1)}+\sum_{m=2}^{\infty}\theta_S^{(m)} \qquad (8)$$

که در آن $\theta_s^{(1)}$ و $\theta_s^{(m)}$ عبارتند از:

$$\theta_S^{(1)}=\frac{Qr_i}{2h}+\frac{Q}{4k}(r_i^2-r^2) \qquad (9)$$

$$\theta_S^{(m)}=C_m I_0(\beta_m r)\cos(\beta_m z) \qquad (10)$$

و m = 2,3,4... و طبق معادلات (٢) و (١٠)، $\beta_m=\xi_m/L$ می باشد. با توجه به روابط بیان شده، معادله تنش گرمایی به صورت زیر تعریف می شود [١۴]:

$$\sigma(r,z)=\sigma^{(1)}+\sum_{m=2}^{\infty}\sigma^{(m)} \qquad (11)$$

که در این رابطه، مؤلفه‌های تنش‌های گرمایی، به صورت زیر می‌باشند:

$$\sigma_{rr}^{(1)}=\frac{1}{16}\frac{E\alpha_T}{1-\nu}\frac{Q}{k}(r^2-r_i^2) \qquad (12)$$

$$\sigma_{\phi\phi}^{(1)}=\frac{1}{16}\frac{E\alpha_T}{1-\nu}\frac{Q}{k}(3r^2-r_i^2) \qquad (13)$$

$$\sigma_{zz}^{(1)}=\frac{1}{8}\frac{E\alpha_T}{1-\nu}\frac{Q}{k}(2r^2-r_i^2) \qquad (14)$$

و همچنین :

$$\sigma_{rr}^{(m)}=\frac{E\alpha_T}{2(1-\nu)}\{[-C_m+B_{1m}+(1-2\nu)B_{2m}]I_0(\beta_m r)+[C_m\beta_m r-B_{1m}/(\beta_m r)+B_{2m}\beta_m r]I_1(\beta_m r)\}\cos(\beta_m z) \qquad (15)$$

$$\sigma_{\phi\phi}^{(m)}=-\frac{E\alpha_T}{2(1-\nu)}\{[C_m-(1-2\nu)B_{2m}]I_0(\beta_m r)-[B_{1m}/(\beta_m r)]I_1(\beta_m r)\}\cos(\beta_m z) \qquad (16)$$

$$\sigma_{zz}^{(m)}=-\frac{E\alpha_T}{2(1-\nu)}\{[2C_m+B_{1m}+2(2-\nu)B_{2m}]I_0(\beta_m r)+(C_m+B_{2m})\beta_m r I_1(\beta_m r)\}\cos(\beta_m z) \qquad (17)$$

که در آن‌ها، σ_{rr}, $\sigma_{\Phi\Phi}$ و σ_{zz} به ترتیب مؤلفه‌های شعاعی، سمتی و طولی تنش و E مدول یانگ، ν نسبت پواسون و α_T ضریب

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-01]

انبساط خطی و m =2,3,4,... می باشد. ثابت‌های B_{1m} و B_{2m}، با توجه به شرط مرزی $[\sigma_{rr}^{(m)}]_{r=r_i} = 0$ به صورت زیر خواهند بود:

$$B_{1m} = \frac{\begin{vmatrix} D_m & G_m \\ -\beta_m r_i I_0(\beta_m r_i) C_m & P_m \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} R_m & G_m \\ I_1(\beta_m r_i) & P_m \end{vmatrix}} \qquad (۱۸)$$

$$B_{2m} = \frac{\begin{vmatrix} R_m & D_m \\ I_1(\beta_m r_i) & -\beta_m r_i I_0(\beta_m r_i) C_m \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} R_m & G_m \\ I_1(\beta_m r_i) & P_m \end{vmatrix}} \qquad (۱۹)$$

به طوری که:

$$D_m = C_m[I_0(\beta_m r_i) - \beta_m r_i I_1(\beta_m r_i)], \qquad (۲۰)$$

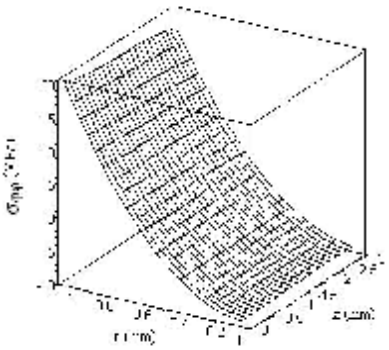
$$G_m = (1-2\nu) I_0(\beta_m r_i) + (\beta_m r_i) I_1(\beta_m r_i)$$
$$P_m = \beta_m r_i I_0(\beta_m r_i) + 2(1-\nu) I_1(\beta_m r_i)$$
$$R_m = I_0(\beta_m r_i) - \frac{I_1(\beta_m r_i)}{\beta_m r_i}$$

اکنون می‌توانیم به بررسی دقیق تنش گرمایی در مینای دندان بپردازیم.

بررسی نمودارها و نتایج تنش حرارتی در مینای دندان:

با استفاده از مقادیر عددی حاصل از تابش لیزر پیوسته Er:YAG، در جدول شماره ۱ و روابط حاصل شده و با استفاده از نرم افزار Maple 9.5 می‌توان نمودارهای تغییرات تنش حرارتی در مینای دندان را در حالت‌های مختلف به‌دست آورد.

در شکل شماره ۱، نمودار سه بعدی تنش سمتی در مینای دندان، برحسب شعاع و عمق، با توان1W رسم شده است.



شکل ۱- نمای سه بعدی تنش سمتی در مینای دندان، برحسب شعاع و عمق، با توان 1W

همانطورکه در شکل شماره ۱ مشاهده می‌شود، تنش حرارتی در مؤلفه سمتی در دو حالت کشش و انقباض در بافت مینا ظاهر می‌شود. در محور r ها، ابتدا تنش منفی است به این معنی که بافت، منقبض

جدول ۱- مقادیر عددی مربوط به مینای دندان

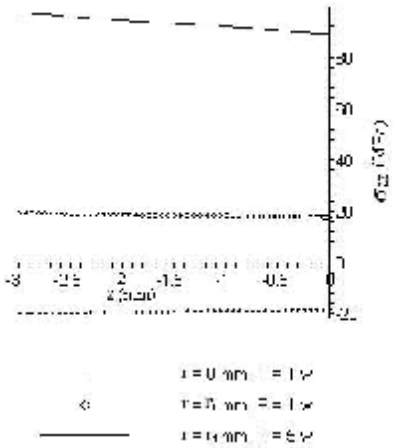
متغییر	نماد	مقدار
شعاع مینا (mm)	a	2.83
ضخامت مینا (mm)	L	3
ضریب رسانندگی گرمایی مینا $(J/sm^{\circ}C)$	k	[15] 0. 93
شعاع دمش لیزر (mm)	r_i	1
طول موج لیزر Er:YAG (mm)	λ	[11] 2940×10-6
ضریب انتقال حرارت $(W/m^{2\circ}c)$	h	[10] 2972.06
دمای محیط (دمای دهان) (°K)	$_0T$	310
توان لیزر Er:YAG (W)	P	1, 5
مدول یانگ در مینا (MPa)	E	[15] 80.0×10 3
ثابت پواسون در مینا	ν	[15] 0.30
ضریب انبساط گرمایی در مینا (1/°K)	α_T	[15] 1.15 ×10 -5
ظرفیت گرمایی ویژه آب J/ (kg°K)	C_p	4200
سرعت جریان جرم خنک کننده(kg/s)	$\dot{m}$	0.00001
دمای خنک کننده (°K)	$_{inb}T$	[14] 298

شده است و در مرکز مینا (r=0)، مقدار تنش (9.5MPa -)، بیشینه است و در شعاع‌های مختلف کاهش یافته و به صفر می‌رسد، سپس بافت منبسط می‌شود (تنش مثبت) و تنش افزایش یافته و در شعاع دمش (r=ri)، دوباره مقدار آن بیشینه می‌شود (19.8MPa). در محور zها، از عمق صفرتا L-، تنش به طور نامحسوسی کاهش یافته و با اختلاف بسیار اندکی در z=0، بیشینه است؛ اما می‌توان از این اختلاف ناچیز، صرف نظر کرده و تنش را در همه عمق ها، تقریباً ثابت فرض کرد.

در شکل شماره۲، نمودار تغییرات مکانی تنش طولی در مینای دندان، در شعاع های مختلف و با توان های 1W,5W رسم شده است.

همان‌گونه که در شکل شماره ۲ پیداست، در شعاع‌های مختلف و با توان‌های 1W,5W تنش طولی در مینای دندان، در همه عمق‌ها تقریباً یکسان است. در مؤلفه طولی تنش نیز بافت مینا، هم کشش و هم انقباض می‌یابد. با توان 1W، در مرکز مینا (r=0)، مقدار تنش، بیشینه و برابر 7.8MPa بوده (بافت منقبض شده) و در شعاع های دیگر کاهش می‌یابد و به صفر می‌رسد و سپس تنش افزایش یافته و در شعاع r=ri، یعنی در شعاع دمش لیزر، بیشینه مقدار تنش 17.9MPa+ می‌شود (بافت انبساط یافته) و درت وان 5W، در ri تنش برابر 88.9MPa+ است. البته همانطورکه اشاره شد در همه حالات، عمق ها تقریباً ثابت می‌مانند.

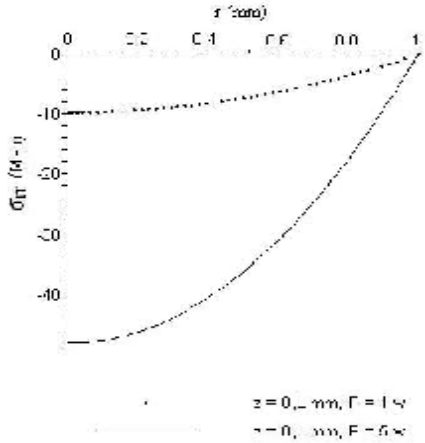
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-01]



شکل۲- نمودارتغییرات مکانی تنش طولی در مینای دندان، درشعاع‌های مختلف و با توان های 1W,5W

در شکل شماره ۳، نمودار تغییرات شعاعی تنش شعاعی در مینای دندان، در عمق‌های مختلف و با توان‌های 1W,5W رسم شده است.

در شکل شماره ۳، نشان داده شده است که تنش شعاعی در توان‌های 5W بیش از توان 1W است اما در هر کدام از توان ها، با پیشرفت در عمق (در عمق‌های صفرتا L–)، تنش ثابت مانده است و یک منحنی را نشان می‌دهند. در مؤلفه شعاعی، تنش باعث انقباض در بافت مینا می‌شود. در هر دو نمودار، در مرکز مینا (r=0)، بیشینه تنش وجود دارد، در توان1W، 9.67MPa- و در توان 5W،-- 48.17MPa است. با افزایش شعاع، تنش به‌تدریج کاهش می‌یابد و در شعاع دمش به صفر می‌رسد.



شکل۳- نمودار تغییرات شعاعی تنش شعاعی در مینای دندان، در عمق‌های مختلف و با توان های 1W, 5W

بررسی نمودارها و نتایج تنش حرارتی در عاج دندان:

اکنون با استفاده از مقادیر عددی جدول شماره ۲، به بررسی دقیق تنش حرارتی در عاج دندان می‌پردازیم. بخشی از عاج را به‌صورت

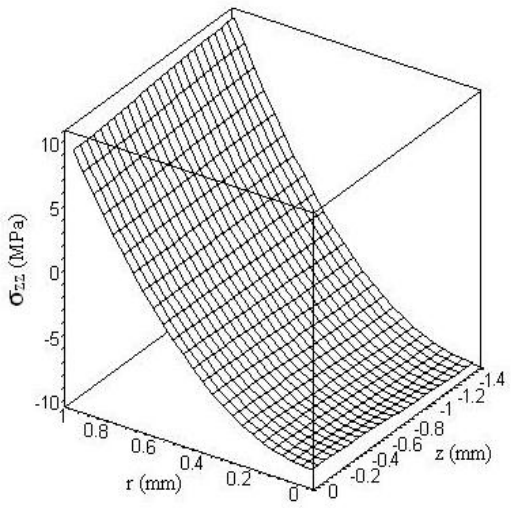
جدول ۲- مقادیر عددی مربوط به عاج دندان

متغیر	نماد	مقدار
ضریب رسانندگی گرمایی عاج $(J/sm^{\circ}C)$	k	[15] 0.59
شعاع دمش لیزر (mm)	r_i	1
سرعت جریان جرم خنک کننده (kg/s)	$\dot{m}$	0.00001
ظرفیت گرمایی ویژه آب J/(kgK)	c_p	4200
توان لیزر Er:YAG (W)	P	1, 5
مدول یانگ در عاج (MPa)	E	[15] 20.0×10
ثابت پواسن در عاج	ν	[15,16,17] 0.31
ضریب انبساط گرمایی در عاج (1/°k)	α_T	[10] 7.5×10 -6

استوانه‌ای به شعاع a= ۲/ ۸۳ mm و ضخامت L= ۱/۵ mm شبیه‌سازی کرده و با توجه به روابط [۱۰-۱] مربوط به دما و روابط [۱۷-۱۱] تنش‌های حرارتی، همانند مینای دندان، با کمک maple9.5 به بررسی نمودارهای رسم شده می‌پردازیم.

در شکل شماره ۴، نمودار سه بعدی تنش طولی در عاج دندان، برحسب شعاع و عمق عاج، با توان 1W رسم شده است.

همان‌گونه که در شکل شماره ۴ مشخص است تنش حرارتی در مؤلفه طولی همانند مینای دندان، در دو حالت کشش و انقباض در بافت عاج ظاهر می‌شود. در محور r ها، ابتدا بافت عاج، منقبض شده است و در مرکز عاج (r=0)، مقدار تنش در 10.18MPa- بیشینه است و در شعاع‌های مختلف کاهش یافته و به صفر می‌رسد، سپس

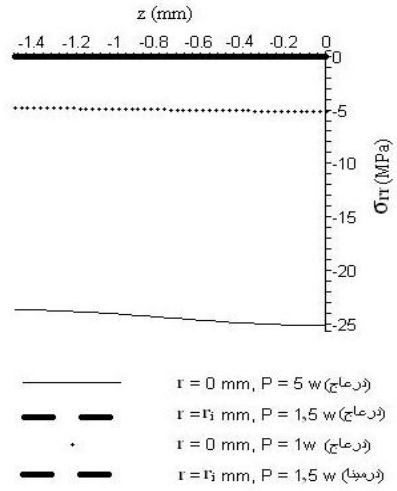


شکل۴- نمودارسه بعدی تنش طولی در عاج دندان، برحسب شعاع و عمق عاج، با توان 1W

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-01]

بافت، منبسط می‌شود و تنش شروع به افـزایش کـرده و در شـعاع ri، مقدار تنش دوباره بیشینه می‌شود (10.4MPa+). در محـورz هـا، از عمق صفر تا L-، تنش تقریباً ثابت است.

شکل شماره ۵، نمودار تغییرات مکانی تنش شعاعی، در شعاع‌های مختلف و با توان های 1W,5W، در مینا و عاج رسم و مقایسـه شـده است.

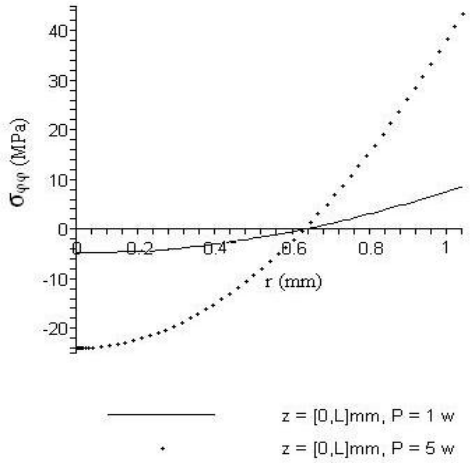


شکل۵- نمودار تغییرات مکانی تنش شعاعی در مینا و عاج دندان، در شعاع‌های مختلف و با توان های 1W, 5W

همان‌طورکه در شکل شماره ۵ ملاحظه می شود، در شعاع‌های مختلف و با توان‌های 1W, 5W، تنش در مینا و عاج دندان، در همه عمق‌ها تقریباً ثابت است و تنش در مؤلفه شعاعی، در شعاع دمش (r=ri) در مینا و عاج، در همه عمق‌ها صفر است و در مرکز عاج (r=0)، مقدار تنش با توان 1W، 5MPa- و در توان 5W، 25.14MPa- است. در عاج دندان، همانند مینای دندان، مؤلفه شعاعی تنش، بافت عاج را منقبض می‌کند.

در شکل شماره ۶، نمودار تغییرات شعاعی تنش سمتی در عاج دندان، در عمق‌های مختلف و با توان‌های 1W,5W رسم و مقایسه شده است.

همان‌گونه که در شـکل شـماره ۶ نشـان داده شـده اسـت، تـنش سمتی در هر کدام از توان‌ها، با پیشرفت در عمق، (عمق‌های صـفر تـا L–) ثابت مانده است و روی یک منحنـی منطبـق‌انـد. مؤلفـه سـمتی تـنش در هـر دو نمـودار، ابتـدا باعـث انقبـاض در بافـت عـاج شـده و در مرکز عاج (r=0)، در توان 1W، 4.7MPa- و در توان5W، 23.7 MPa -، مقدار تنش بیشینه است و با افزایش شعاع، به‌تـدریج کـاهش



شکل۶- نمودارتغییرات شعاعی تنش سمتی در عاج دندان، در عمق‌های مختلف و با توان های 1W, 5W

یافته و به صفر می‌رسد و سپس شروع به افزایش کرده و مقـدار تـنش در توان‌های 1W و 5 به‌ترتیب در 8.7Mpa و43.6MPa، در شـعاع دمش بیشینه است و بافت عاج منبسط شده است.

بحث و نتیجه گیری

با توجه به نمودارهای استخراج شده و مقایسه آن‌ها، مشاهده می‌شـود که با توجه به تابع دما در حالت پایا و روابط تنش، پیشـرفت در عمـق مینا و عاج دندان در هر سه مؤلفـه تـنش حرارتـی، تـأثیر چنـدانی در تغییرات آن‌ها ندارد و مقدار آن‌ها تقریباً ثابت مـی‌مانـد. همچنـین در تنش شعاعی، در بافت مینا و عاج دندان، فقط انقباض به‌وجود می‌آید و بیشینه مقدار تنش در مرکز مینا و عاج (r=0) است و در شعاع دمـش (r=ri)، تنش صفر است؛ اما در دو مؤلفه دیگر تنش، کشش و انقبـاض در بافت با هم ظاهر می‌شوند که در این مورد، تنش در حالت انبسـاط بیش از حالت انقباض خواهد بود و بیشینه مقدار آن، در شعاع دمش و در حالـت انبسـاط مـی‌باشـد. در کـل، تحـت تـابش لیـزر پیوسـته Er:YAG، بیشـینه مقـدار تـنش در مینـا، 19.8MPa و در عـاج، 10.4MPa است. این ارقام نشان می‌دهند که مقـدار تـنش در مینـا بیش از عاج دندان است و این موضوع، صحیح به‌نظر می‌رسد زیرا بافت مینا محکم‌تر از بافت عاج است و درنتیجه در برابر تنش حرارتی تحمل بیشتری دارد و دیرتر دچار میکروترک‌هـا و شکسـت ناشـی از فشـار و تنش می‌شود. این تئوری، برای دقت بیشتر و رسیدن به نتیجه بهتر در دندانپزشکی مفید می‌باشد

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-01]

منابع

1. Todea Carmen. Laser Application in conservative dentistry. TMJ 2004; 54(4): 392-405.

۲. رضا عمید. کاربرد لیزر در دندانپزشکی بالینی. مقدم، گفتار۱، انتشارات شایان نمودار، چاپ اول، تهران، پاییز ۱۳۸۵.

3. Dederich D, Bushick R. Lasers in Dentistry. American Dental Association 2004; 135(2): 204-12.

4. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. Australian Dental Journal 2003; 48(3): 146-55.

5. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Schoop U, Strassl M, Verheyen P, Walsh L.J, Wernisch J, Wintner E. Oral Laser Application, Chapter3. Quintes Verlags- GmbH 2006, Berlin.

6. Visuri S.R, Walsh J.T, Wigdor H.A. Eribum Laser ablation of dental hard tissue: effect of Water cooling. Lasers in Surgery and Medicine 1996; 18(3): 294-300.

7. Burkes EJ Jr, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet Versus dry enamel ablation by Er: YAG Laser. J Prosthet Dent 1992; 67(6): 847-51.

8. Rode AV, Gamaly EG, Luther- Davies B, Taylor BT, Graessel M, Dawes JM, Chan A, Lowe RM, Hannaford P. Precision ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed Laser. Australian Dental Journal 2003; 48(4): 233-9.

9. Diaci J. Laser Profilometry for the Characterization of Craters Produced in Hard Dental Tissues by Er:YAG and Er, Cr:YSGG Lasers. Journal of the Laser and Health Academy 2008; 2/1.

10. Lloyd B.A, McGinley M.B, Brown W.S. Thermal Stress in Teeth. Journal of Dental Research 1978; 57(4): 571-82.

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

12. Jacobs H.R, Thompson R.E, Brown W.S. Heat Transfer in Teeth. Journal of Dental Research 1973; 52(2): 248-52.

13. Schneider L.F.J, Avalcante L.M.C, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated During Resin-Composite Applications. Journal of dental Biomechanics 2009.

14. Zhigang Li, Xiulan Huai, Li Wang. A Study of the axisymmetric thermal strain in a laser rod with longitudinal temperature rise. Applied Thermal Engineering 2009; 29: 2927-34.

15. Arola D, Galles L.A, Sarubin M.F. Comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. Journal of Dentistry 2001; 29: 63-73.

16. LI Li-li, Wang Zhong-Yi, Bai Zhong- Cheng, Mao Yong, Gao Bo, Xin Hai- Tao, Zhou Bing, Zhang Yong, Liu Bing. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Weakened Roots Restored with Different Cements in Combination with Titanium Alloy Posts. Chinese Medical Journal 2006; 119(4): 305-11.

17. Winkler M.M, Katona T.R, Paydar N.H. Finit Element Stress Analysis of Three Filling Techniques for Class V Light-cured Composite Restorations. Journal of Dental Research 1996; 75(7): 1477-83.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-01]