

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

دکتر پرویز الهی^۱
مرجان ابراهیمی^۲

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.

نتیجه‌گیری: با توجه به نمودارهای استخراج شده و مقایسه آنها، مشاهده می‌شود 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 می‌آید و بیشینه مقدار تنش در مرکز مینا و عاج ($r=0$) است و در شعاع دهمش ($r=r_i$)، 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 دهمش و بافت در حالت انبساط می‌باشد. در کل، 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 محکم‌تر از بافت عاج است و در نتیجه تحمل بیشتری در برابر تنش حرارتی دارد و دیرتر دچار میکروتُرک‌ها و شکست ناشی از فشار و تنش می‌شود. این تئوری، برای دقت بیشتر و رسیدن به نتیجه بهتر در دندانپزشکی مفید می‌باشد.

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

^۱استادیار بخش فیزیک، دانشکده علوم دانشگاه صنعتی شیراز
^۲دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک دانشگاه پیام نور شیراز

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

مقدمه

لیزر درمانی یکی از روش‌های 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 در دسترس دندانپزشکی دارای طول موج‌هایی در حد $0.5 \mu\text{m}$ تا $10.6 \mu\text{m}$ می‌باشند. 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 ... می‌باشد. 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 $0.694 \mu\text{m}$ توسط مایمن^۱ و در سال ۱۹۶۴ اولین لیزر تحقیقاتی یاقوت در دانشکده دندانپزشکی لس‌آنجلس توسط استرن^۲ و ساگنس^۳ ساخته شد. مانند اکثر مطالعات ابتدایی دیگر، توجه این گروه معطوف به اثرات حرارتی لیزرهای یاقوت بر بافت‌های سخت دندان (مینا و عاج) و مواد ترمیمی بود [۲]. متأسفانه در اولین گزارش مطرح شده از تابش لیزر بر دندان زنده انسان، در سال ۱۹۶۵ از سوی پزشکی به نام گلدمن^۴، ایجاد آسیب‌هایی مانند کربنیزاسیون در عاج دندان، آسیب به پالپ و آسیب به دندان‌های مجاور و بافت‌های اطراف بر اثر پراکندگی

^۱ - Maiman
^۲ - Stern
^۳ - Sognnaes
^۴ - Goldman

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 $10.6 \mu\text{m}$ ، پژوهش‌های استرن^۵ در دانشگاه UCLA و لبن^۶ در بوستون آغاز گردید. همچنین کارهای مهمی نیز در فنلاند توسط کانتولا^۷ و همکارانش صورت گرفت. نتایج مطالعات نشان می‌دادند 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 می‌گردد. دکتر مایرس و برادرش که یک چشم پزشک بود، لیزر Nd:YAG را برای برداشت پوسیدگی‌های اولیه، مورد آزمایش قرار دادند. پژوهش‌ها حاکی از آن است که لیزرهای جدیدتر همچون Holmium:YAG Nd:YAG و 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 به منظور یافتن لیزرهای مناسب‌تر در بافت سخت دندانی ادامه یافت به گونه‌ای که این لیزرها می‌بایست عمق نفوذ کمتر (جذب بیشتر) در بافت سخت دندانی داشته باشند تا بدین ترتیب اثرات حرارتی کمتری در حین تابش لیزر ایجاد شود [۵]. از زمان پیدایش لیزرها، بخش عمده‌ای از تحقیقات به بررسی برداشت پوسیدگی‌های 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 2790 nm ، 2780 nm به کار می‌روند. این طول موج‌ها بر محدوده ماکزیمم جذب آب در ناحیه مادون قرمز منطبق‌اند، اما جذب آب در لیزر Er:YAG (1300 cm^{-1}) بسیار بیشتر از جذب آب در لیزرهای Er:YSGG (700 cm^{-1}) و Er,Cr:YSGG (400 cm^{-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 اریبیوم 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 می‌روند [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، به ترتیب 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 قهوه‌ای در آن دیده نمی‌شود در صورتی‌که در تابش لیزر Er,Cr:YSGG، در عاج، لکه‌های قهوه‌ای مشاهده شده است [۹]. 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 به علت 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 میکروتُرک‌ها 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 به صورت استوانه‌ای به شعاع $2/83 \text{ mm}$ و ضخامت 3 mm در نظر گرفته 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

جسم سیال خنک کننده، $T_{b,in}$ دمای خنک کننده است، h ظرفیت گرمایی ویژه آب، P توان لیزر و $\dot{m}$ سرعت جریان جرم خنک کننده می باشد.

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

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

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

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

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

و $m = 2, 3, 4, \dots$ و طبق معادلات (۹) و (۱۰)، $\beta_m = \xi_m/L$ می باشد. با توجه به روابط بیان شده، معادله تنش گرمایی به صورت زیر تعریف می شود [۱۴]:

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

که در این رابطه، مؤلفه های تنش های گرمایی، به صورت زیر می باشند:

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

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

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

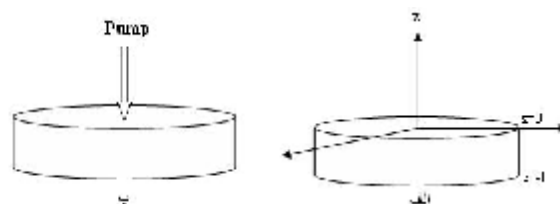
و همچنین:

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

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

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

که در آن ها، σ_{rr} ، $\sigma_{\phi\phi}$ و σ_{zz} به ترتیب مؤلفه های شعاعی، سمتی و طولی تنش و E مدول یانگ، ν نسبت پواسون و α_T ضریب



شکل ۱- الف) در نظر گرفتن مینا و عاج 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 [۱۴]:

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

که در آن، $T(r, z)$ دمای دندان، k ضریب رسانندگی $\frac{\partial^2 t_s}{\partial r^2}$ گرمایی و Q چگالی توان لیزر (W/m^3) می باشند.

پس از حل معادله (۱)، تابع توزیع دما به صورت زیر به دست می آید [۱۴]:

(۲)

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

که در آن:

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

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

که در این روابط، $\xi_m = (m-1)\pi/L$ ، $m = 1, 2, 3, \dots$ ضخامت مینا، r_i شعاع دمش لیزر، I_0 ، I_1 توابع بسل تعدیل یافته J_0^2 ، $Q_i = \pi Q$ می باشد و Bi_r ، $T_{ave,b}$ و ΔT_b به ترتیب عدد بیوت، دمای میانگین و پارامتر اختلاف می باشند و به صورت زیر تعریف می شوند:

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

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

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

که در این روابط، h ضریب انتقال حرارت، $t_b(z)$ و $T_b(z)$ دمای

جدول ۱- مقادیر عددی مربوط به مینای دندان

متغیر	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)	ξ_i	1
طول موج لیزر Er:YAG (mm)	λ	[11] 2940×10^{-6}
ضریب انتقال حرارت (W/m^2c)	h	[10] 2972.06
دمای محیط (دمای دهان) ($^{\circ}K$)	T_0	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 ($1/^{\circ}K$)	α_T	[15] 1.15×10^{-5}
ظرفیت گرمایی ویژه آب ($J/(kg^{\circ}K)$)	C_p	4200
سرعت جریان جرم خنک کننده (kg/s)	$\dot{m}$	0.00001
دمای خنک کننده ($^{\circ}K$)	T_{inb}	[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 ($r=r_i$)، دوباره مقدار آن بیشینه می‌شود ($19.8MPa$). در محور Zها، از عمق صفر تا 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 عمق‌ها، تقریباً ثابت فرض کرد.

در شکل شماره ۲، نمودار تغییرات مکانی تنش طولی در مینای دندان، در شعاع‌های مختلف و با توان‌های 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 شعاع‌های دیگر کاهش می‌یابد و به صفر می‌رسد و سپس تنش افزایش یافته و در شعاع $r=r_i$ یعنی در شعاع دمش لیزر، بیشینه مقدار تنش $17.9MPa$ می‌شود (بافت انبساط یافته) و درت وان 5W، در r_i تنش برابر $88.9MPa$ است. البته همان‌طور که اشاره شد در همه حالات، عمق‌ها تقریباً ثابت می‌مانند.

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

$$B_{1m} = \frac{\begin{vmatrix} D_m & G_m \\ -\beta_m r_i I_0(\beta_m r_i) C_m & P_m \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} R_m & G_m \\ I_1(\beta_m r_i) & P_m \end{vmatrix}} \quad (18)$$

$$B_{2m} = \frac{\begin{vmatrix} R_m & D_m \\ I_1(\beta_m r_i) & -\beta_m r_i I_0(\beta_m r_i) C_m \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} R_m & G_m \\ I_1(\beta_m r_i) & P_m \end{vmatrix}} \quad (19)$$

به طوری که:

$$D_m = C_m [I_0(\beta_m r_i) - \beta_m r_i I_1(\beta_m r_i)], \quad (20)$$

$$G_m = (1 - 2\nu) I_0(\beta_m r_i) + (\beta_m r_i) I_1(\beta_m r_i)$$

$$P_m = \beta_m r_i I_0(\beta_m r_i) + 2(1 - \nu) I_1(\beta_m r_i)$$

$$R_m = I_0(\beta_m r_i) - \frac{I_1(\beta_m r_i)}{\beta_m r_i}$$

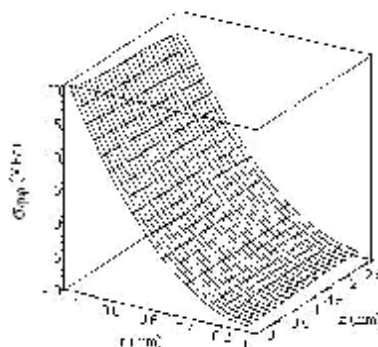
اکنون می‌توانیم به بررسی دقیق تنش گرمایی در مینای دندان

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 به دست آورد.

در شکل شماره ۱، نمودار سه بعدی تنش سمتی در مینای دندان، برحسب شعاع و عمق، با توان 1W رسم شده است.



شکل ۱- نمای سه بعدی تنش سمتی در مینای دندان، برحسب شعاع و

عمق، با توان 1W

همان‌طور که 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

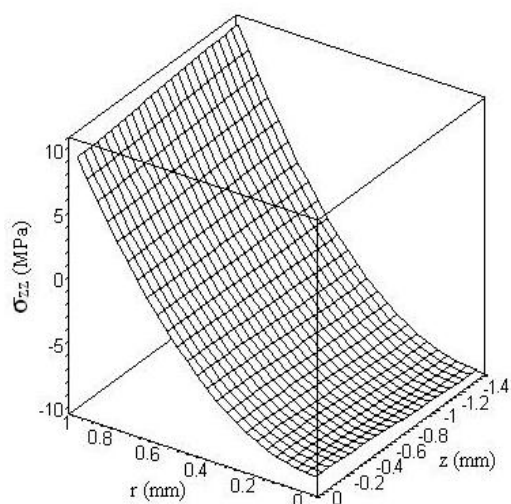
جدول ۲- مقادیر عددی مربوط به عاج دندان

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

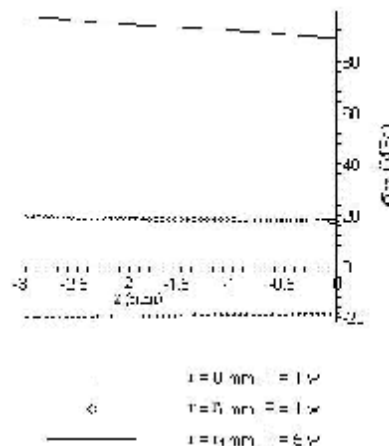
استوانه‌ای به شعاع $a = 2/83 \text{ mm}$ و ضخامت $L = 1/5 \text{ mm}$ شبیه‌سازی کرده و با توجه به روابط [۱۰-۱۱] مربوط به دما و روابط [۱۱-۱۷] تنش‌های حرارتی، همانند مینای دندان، با کمک maple9.5 به بررسی نمودارهای رسم شده می‌پردازیم.

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 -10.18 MPa بیشینه است و در شعاع‌های مختلف کاهش یافته و به صفر می‌رسد، سپس

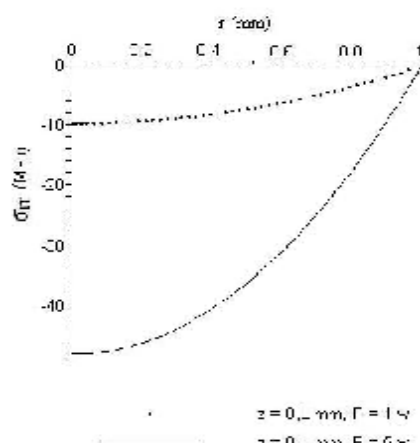


شکل ۴- نمودار سه بعدی تنش طولی در عاج دندان، برحسب شعاع و عمق عاج، با توان 1W



شکل ۲- نمودار تغییرات مکانی تنش طولی در مینای دندان، در شعاع‌های مختلف و با توان‌های 1W, 5W

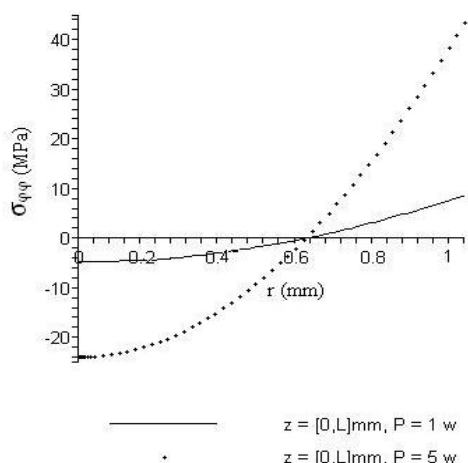
در شکل شماره ۳، نمودار تغییرات شعاعی تنش شعاعی در مینای دندان، در عمق‌های مختلف و با توان‌های 1W, 5W رسم شده است. در شکل شماره ۳، نشان داده شده است که تنش شعاعی در توان‌های 5W بیش از توان 1W است اما در هر کدام از توان‌ها، با پیشرفت در عمق (در عمق‌های صفر تا $-L$)، تنش ثابت مانده است و یک منحنی را نشان 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 توان 1W، 9.67 MPa و در توان 5W، 48.17 MPa است. با افزایش شعاع، تنش به تدریج کاهش می‌یابد و در شعاع دمش به صفر می‌رسد.



شکل ۳- نمودار تغییرات شعاعی تنش شعاعی در مینای دندان، در عمق‌های مختلف و با توان‌های 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 به صورت



شکل ۶- نمودار تغییرات شعاعی تنش سمتی در عاج دندان، در عمق‌های مختلف و با توان‌های 1W, 5W

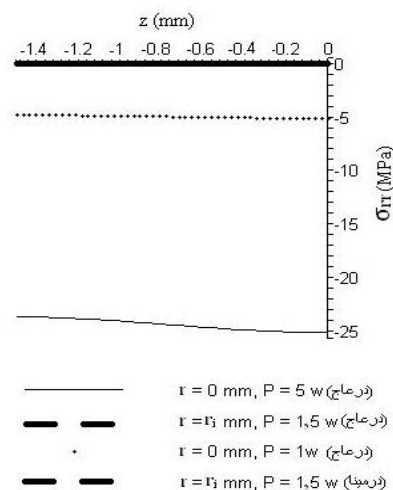
یافته و به صفر می‌رسد و سپس شروع به افزایش کرده و مقدار تنش در توان‌های 1W و 5 به ترتیب در 8.7Mpa و 43.6Mpa در شعاع دمش بیشینه است و بافت عاج منبسط شده است.

بحث و نتیجه گیری

با توجه به نمودارهای استخراج شده و مقایسه آن‌ها، مشاهده می‌شود که 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 می‌آید 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 می‌شوند که در این مورد، تنش در حالت انبساط بیش از حالت انقباض خواهد بود و بیشینه مقدار آن، در شعاع دمش و در حالت انبساط می‌باشد. در کل، 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 به نظر می‌رسد زیرا بافت مینا محکم‌تر از بافت عاج است و در نتیجه در برابر تنش حرارتی تحمل بیشتری دارد و دیرتر دچار میکروتورک‌ها و شکست ناشی از فشار و تنش می‌شود. این تئوری، برای دقت بیشتر و رسیدن به نتیجه بهتر در دندانپزشکی مفید می‌باشد.

بافت، منبسط می‌شود و تنش شروع به افزایش کرده و در شعاع r_i مقدار تنش دوباره بیشینه می‌شود (+10.4MPa). در محور Z ها، از عمق صفر تا L-، تنش تقریباً ثابت است.

شکل شماره ۵، نمودار تغییرات مکانی تنش شعاعی، در شعاع‌های مختلف و با توان‌های 1W, 5W، در مینا و عاج رسم و مقایسه شده است.



شکل ۵- نمودار تغییرات مکانی تنش شعاعی در مینا و عاج دندان، در شعاع‌های مختلف و با توان‌های 1W, 5W

همان‌طور که در شکل شماره ۵ ملاحظه می‌شود، 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 ($r=r_i$) 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 شکل شماره ۶ نشان داده شده است، تنش سمتی در هر کدام از توان‌ها، با پیشرفت در عمق، (عمق‌های صفر تا L-) ثابت مانده است و روی یک منحنی منطبق‌اند. مؤلفه سمتی تنش در هر دو نمودار، ابتدا باعث انقباض در بافت عاج شده و در مرکز عاج ($r=0$)، در توان 1W، -4.7MPa و در توان 5W، -23.7 MPa - مقدار تنش بیشینه است و با افزایش شعاع، به تدریج کاهش

منابع

1. Todea Carmen. Laser Application in conservative dentistry. TMJ 2004; 54(4): 392-405.
۲. رضا عمید. کاربرد لیزر در دندانپزشکی بالینی. مقدم، گفتار ۱، 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(۳-۴): ۷-۱۲.
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.