

یک مدل عددی برای توزیع دمایی و محاسبه آسیب گرمایی در دندان هایی که

تحت تاثیر لیزر CO2 قرار گرفته اند

چکیده

در این مطالعه، یک مدل تقارن محوری عددی ارائه شده است که می توان از آن برای ارزیابی درمان های لیزری دندان استفاده کرد. این مدل باعث می شود که محاسبه ی توزیع دما و آسیب گرمایی به بافت های لثه که توسط تشعشع لیزر CO2 ایجاد می شود، ساده تر انجام شود. توزیع های دمایی به دست آمده با استفاده از این مدل، با نتایج تحلیلی، آزمایشی و عددی موجود در مقالات مقایسه می شود. تطابق به دست آمده در این مقایسه ها قابل قبول می باشد. همچنین در این مطالعه نشان می دهیم نسبت به مدل های قبلی، می توان از این مدل در بازه ی گسترده تری از وقفه های زمانی و شرایط فیزیکی استفاده کرد. به علاوه، آسیب گرمایی نیز برای توزیع دمایی ارائه شده در این مقاله، محاسبه شده است. این مدل را می توان برای بهینه سازی پارامتر های در معرض گذاری استفاده کرد تا آسیب به پالپ ها را در کاربر لیزر برای درمان، حداقل کرد.

$T =$ دما ($^{\circ}\text{C}$)
 $T_{\infty} =$ دمای محیطی ($^{\circ}\text{C}$).
 $t =$ زمان (ثانیه)
 $k =$ رسانش گرمایی ($\text{W}/\text{cm}^{\circ}\text{C}$)
 $c =$ ظرفیت گرمایی ($\text{J}/\text{g}^{\circ}\text{C}$)
 $\rho =$ تراکم (g/cm^3)
 $\alpha =$ نشر گرمایی (cm^2/sec)
 $L =$ طول دندان (cm)
 $z =$ عمق (cm)
 $R_T =$ شعاع دندان (cm)

$F_0 =$ شار یکنواخت گرما در سطح بدنه نیمه متناهی (W/cm^2)
 $I_0 =$ تراکم توان در مرکز اشعه لیزر (W/cm^2)
 $w =$ شعاع اشعه لیزر (که در آن شدت $1/e^2$ از شدت پیک می باشد) (سانتی متر)
 $r =$ فاصله شعاعی از محور تقارن (سانتی متر)
 $\beta =$ ضریب جذب (سانتی متر)
 $\Delta E =$ انرژی فعال سازی (J/mol)
 $A =$ ثابت فرآیند (sec^{-1})
 $\epsilon =$ نشر پذیری
 $\sigma =$ ضریب استفان بلنترم $= 5.65 \times 10^{-12} \text{ W}/\text{cm}^2 \text{ } ^{\circ}\text{C}^4$
 $h =$ ضریب همرفت ($\text{W}/\text{cm}^2 \text{ } ^{\circ}\text{C}$)
 $R =$ ثابت جهانی گاز ها $= 8.314 \text{ J}/\text{mole}$
زیر وند ها
 $d =$ عاج دندان
 $e =$ مینا
 $p =$ پالپ

از زمان معرفی لیزر در دهه ی 1960 ، این تکنولوژی باعث تعجب بسیاری از فیزیكدان هایی شده است که کاربرد این لیزر را در پزشکی بررسی کرده اند. در 1964 ، اشترن و سوگناز [21] ، گزارش کردند که پالس های لیزر یاقوت می تواند باعث بخار شدن مینا شود و در نتیجه یک دهانه شیشه مانند ذوب شده پشت آن ایجاد کند. با توسعه ی دیگر لیزر ها یک دوره از تحقیقات گسترده در این زمینه انجام شد که در سال 1974 توسط اشترن، به صورت خلاصه بیان شد. جمع بندی ارائه شده در این خلاصه سازی این بود که لیزر احتمالا هیچ وقت نمی تواند جایگزین دریل های دنداننی شود ، اما تاثیر آن می تواند در اصلاح لایه های خارجی مینا در دندان مفید باشد تا کانی زدایی و پوسیدگی های دنداننی را از بین ببرد. تعدادی از نشریات نشان می دهد که توسعه ی احتمالی روش های پیش گیری دنداننی را می توان با استفاده از لیزر ایجاد کرد که شامل موارد زیر می باشد :

الف (استرلیزه کردن پوسیدگی های دنداننی یا قسمت های مینای دندان که کانی زدایی شده است.

ب) ارتقای ورودی فلوراید در ماتریس مینای دندان

ج) استفاده از حفره های مداوم و یا عامل های درزگیر بر روی سطح دندان

با وجود این کاربرد های امید بخش و استفاده ی رایج از لیزر در جراحی و درمان ، پتانسیل آن ها به صورت موثر از نظر بالینی توسط دندان پزشک ها محقق نشده است. دلیل اصلی این موضوع هم ، ترس ایجاد آسیب های گرمایی به پالپ می باشد. دمای بسیار بالا در محلی که لیزر بر روی آن قرار می گیرد ایجاد می شود و رسانش گرمایی از این نواحی می تواند منجر به شکل گیری آسیب های غیر قابل بازگشت به پالپ حساس به دما شود.

بازه ی کلی انرژی ها و تراکم های توان توسط روش های مختلف درمان دنداننی ایجاد می شود و ارزیابی صحیح دما و بررسی آسیب های احتمالی به پالپ از اهمیت بالایی برخوردار می باشد. کار های آزمایشی در رابطه با تحلیل آسیب گرمایی نتایج مختلفی از آسیب های مخرب گرمایی تا آسیب نسبی و گاهی عدم حضور آسیب را نشان داده است .

در این کار، یک مدل عددی توسعه پیدا کرده است که می توان از آن برای تسهیل محاسبه ی توزیع دمایی بر روی سطح دندان و در حجم آن استفاده کرد و می توان با آن آسیب گرمایی ایجاد شده با درمان های مختلف لیزری را

ارزیابی کرد. این مدل به صورت غیر متقارن ایجاد شده است و از روش تفاوت های محدود برای تخمین بخش فضایی معادله ی گرما استفاده می کند. قسمت یکپارچه سازی نیز با روش های یکپارچه سازی گام متغیر برای صحت مورد نیاز، انجام شده است. این مدل رفتار گرمایی دندان های آسیای بزرگ را توصیف می کند که تاج آن ها تحت تشعشع لیزر قرار گرفته است و یک حالت هندسی استوانه ای را برای آن ها در نظر می گیرد. بسیاری از موارد دندان های تحت تشعشع قرار گرفته است را می توان با تخمین حالت بدنه ی نیمه متنهای آن ها ارزیابی کرد : اصطلاحا قرار گرفتن در معرض تشعشع خاص کوتاه که در مقایسه با سایز و حفره بر روی دندان، کوچک هستند. تا جایی که مشخص شده است، هیچ ابزار قابل اعتمادی وجود ندارد که بتواند یک ارزیابی کمی از درجه آسیب ایجاد شده بر روی پالپ را برای درمان های لیزر مشخص کند. مدلی که در این قسمت ارائه شده است از میدان های گرمایی استفاده می کند تا بتواند آسیب گرمایی را تخمین بزند و این فرض در نظر گرفته می شود که این حالت، به صورت یک فرآیند حساس به گرما پیش می رود.

مدل عددی

هدف این مدل شامل موارد زیر می باشد :

(الف) ارزیابی تغییرات فضایی و دمایی دما در دندان در اثر فعالیت لیزر بر روی سطح آن.

(ب) ایجاد کردن ارزیابی کمی از آسیب گرمایی به پالپ در هر نقطه

(ج) تحلیل کردن تاثیر سطح تشعشع لیزر بر روی دندان (تک پالس، قطار پالس ها، موج پیوسته).

به علاوه، این مدل باید از نظر کاربرد ساده و منعطف باشد تا امکان تغییر پارامتر ها برای مدل های خاص وجود داشته باشد.

دانش ویژگی های گرمایی بافت های دندانی و درک تعامل بین لیزر و بافت برای به دست آوردن نتایج صحیح بسیار ضروری می باشد.

ضریب جذب لیزر CO₂ در بافت های زیستی هنوز به صورت دقیق مشخص نشده است اما این فرض وجود دارد که ضریب جذب بالایی دارد. در این کار ها، جذب لیزر به صورتی در نظر گرفته می شود که تنها بر روی سطح تاثیر دارد.

دولی [10] یک بازه ضریب جذب بر روی اندام صلب ارگانیک را به صورت $10^2 - 10^4 \text{ cm}^{-1}$ مشخص می کند. همچنین در ادامه بیان می کند که می توان از یک مقدار 10^3 cm^{-1} برای تخمین های اولیه استفاده کرد. به دلیل این عمق جذب کوچک، ضریب های پراش داخلی را می توان مورد چشم پوشی قرار داد [11]. اشعه لیزر CO2 توسط تحریک مولکولی لرزشی جذب می شود و طول عمل آن کمتر از 10^{-12} sec می باشد. این یعنی که دوره تبدیل انرژی در مقایسه با مدت زمان پالس های متداول، بسیار کمتر می باشد. ازین رو می توان فرض کرد که انرژی لیزر جذب شده یک منبع گرمایی در واسط تحلیل شده می باشد. هیچ اطلاعاتی در رابطه با انعکاس اشعه لیزر CO2 از سطح دندان وجود ندارد. اشتراک و بوهم فرض می کنند که مقدار بسیار کمی از انعکاس CO2 وجود دارد که به صورت $10.6 \mu\text{m}$ از سطح دندان می باشد. آن ها از یک تخمین ضریب انعکاس صفر استفاده کردند. در این کار، ما این فرض را برای مقایسه در نظر می گیریم.

جدول ۱
ضریب های گرمایی انتخاب شده برای بافت های دندان

	k $\text{W/cm}^\circ\text{C}$	c $\text{J/g}^\circ\text{C}$	ρ g/cm^3
مینا	9.34×10^{-3}	0.71	2.8
عاج	5.69×10^{-3}	1.59	1.96
پالپ	4.19×10^{-3}	3.77	1.05

در هر زمانی که ما از نشر پذیری در این کار استفاده می کنیم، برای مینای دندان این پارامتر را به صورت 1 در نظر می گیریم. این یک فرض منطقی می باشد زیرا جذب طول موج های مادون قرمز توسط مینا بسیار بالا می باشد. همچنین نشر مواد مشابه نیز نزدیک به همین مقدار هستند.

به صورت مشابه، یک مقدار برای ضریب همرفت نیز $h = 0.031 \text{ W/cm}^2^\circ\text{C}$ می باشد. مشخص های گرمایی ساختار سخت دندانی نیز توسط براون و همکارانش بررسی شده است. همچنین برای پالپ های نرم دندانی، می توان فرض کرد که عملکرد آن ها مانند بافت های پیوندی می باشد و یا تخمین خوبی از ضریب های گرمایی را برای بافت

های نرم می توان در نظر گرفت. با استفاده از داده های به دست آمده از مقالات ، ما ضریب هایی را انتخاب می کنیم که در جدول 1 نشان داده شده است که k ، c و ρ به ترتیب نشان دهنده ی رسانش گرمایی، ظرفیت گرمایی و تراکم می باشد.

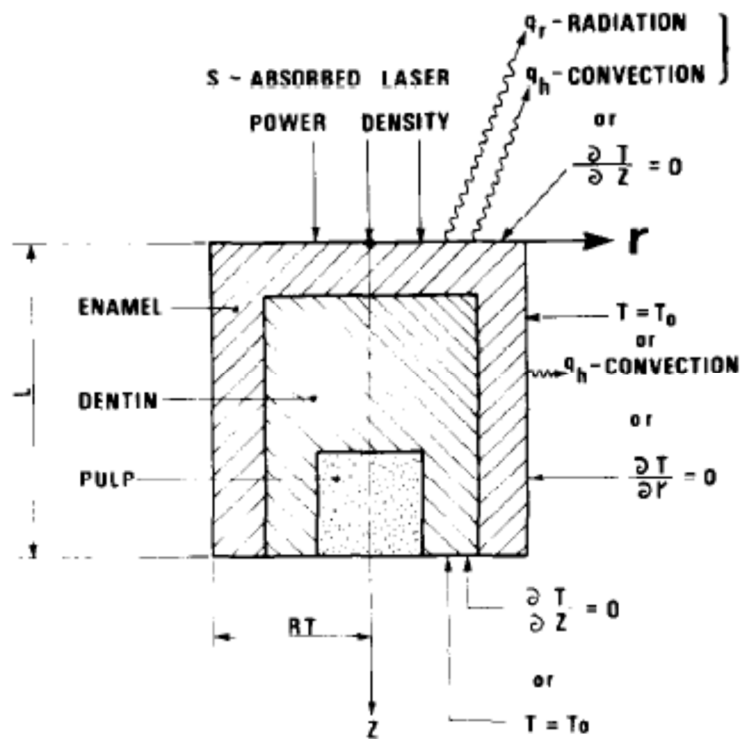
همانطور که می توان از جدول 1 مشاهده کرد، بافت دندان یک رسانای گرمایی ضعیف می باشد. ازین رو، می توان مدل سازی را به صورتی انجام داد که یک تخمین نیمه نامتناهی برای اشعه های لیزر باریک و مدت زمان تشعشع های کوتاه در نظر گرفت.

یک مدل نامتقارن نیز در این روش انتخاب شده است که حالت هندسی آن استوانه ای می باشد. اشعه ی لیزر بر روی سطح بالایی استوانه در راستای محور متقارن، تشعشع می کند که در شکل 1 نشان داده شده است. این مدل یک مسئله ی سه بعدی را به صورت یک مدل دو بعدی ساده می کند و یک تخمین نزدیک از حالت هندسی مولکولی ایجاد می کند.

معادله اصلی برای این مدل به صورت زیر می باشد :

$$\rho(r, z) c(r, z) \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t} = \nabla [k(r, z) \nabla T(r, z, t)] + S(r, z, t), \quad (1)$$

که T نشان دهنده ی دما و S نیز نشان دهنده ی تمام منابع گرمایی می باشد. ما در این مطالعه فرض می کنیم که ویژگی های گرمایی در این مورد، مستقل از دما هستند. اما، به دلیل این که این مدل می تواند متشکل از سه ترکیب بافتی مختلف باشد، که حالت های هندسی آن ها در شکل 1 توصیف شده اند، یک وابستگی فضایی از ویژگی های گرمایی وجود دارد.



شکل 1 مدل نا متقارن عمومی با تمام شرایط مرزی احتمالی

حالت اولیه به صورت زیر می باشد :

$$T = T_0 \quad \text{at} \quad t = 0. \quad (2)$$

شرایط مرزی به صورت شماتیک در شکل 1 نشان داده شده اند. با وجود این که تلفات انرژی ایجاد شده توسط تشعشع گرمایی و همرفت را می توان در بیشتر موارد در نظر نگرفت، می توان هر مجموعه از شرایط مرزی را انتخاب کرد تا راه حل های دقیق تری را برای حالت های خاص ایجاد کرد.

ما در این مطالعه فرض می کنیم که منبع گرمایی ، انرژی جذب شده از لیزر می باشد که به صورت زیر تعریف می شود :

$$S = I_0 \exp\left(-\frac{2r^2}{w^2}\right) \quad (\text{laser on}), \quad (3.a)$$

$$S = 0 \quad (\text{laser off}), \quad (3.b)$$

که I_0 نشان دهنده ی تراکم توان در مرکز اشعه لیزر ، W نشان دهنده ی شعاع لیزر (که شدت آن به صورت I_0/e^2 می باشد) و r هم نشان دهنده ی فاصله شعاعی از محور تقارن می باشد. تشعشع گرمایی به صورت زیر محاسبه می شود :

$$q_r = \varepsilon \sigma \cdot (T^4 - T_\infty^4), \quad (4)$$

که ε نشان دهنده ی نشر پذیری و $\sigma = 5.65 \times 10^{-12} \text{ W/cm}^2 \text{ }^\circ\text{C}^4$ ثابت استفان بلتزمان و T_∞ دمای محیطی می باشد. انرژی همرفتی را می توان به صورت زیر محاسبه کرد :

$$q_h = h(T - T_\infty). \quad (5)$$

که زیر وند های e ، d و p به ترتیب نشان دهنده ی بافت های مینا، عاج و پالپ می باشند. شرایط پیوستگی نیز در مرز بین عاج - مینا به صورت زیر تعریف می شود :

$$T_d = T_e, \quad (6.a)$$

$$k_d \frac{\partial T_d}{\partial r} = k_e \frac{\partial T_e}{\partial r}, \quad (6.b)$$

$$k_d \frac{\partial T_d}{\partial z} = k_e \frac{\partial T_e}{\partial z}, \quad (6.c)$$

و شرایط مرزی پالپ - عاج نیز به صورت زیر مشخص می شود :

$$T_p = T_d, \quad (7.a)$$

$$k_p \frac{\partial T_p}{\partial r} = k_d \frac{\partial T_d}{\partial r}, \quad (7.b)$$

$$k_p \frac{\partial T_p}{\partial z} = k_d \frac{\partial T_d}{\partial z}. \quad (7.c)$$

قسمت فضایی معادله ی 1 بر اساس تفاوت های متنهای مشخص می شود. بسته نرم افزاری CSMP که برای اجرای این مدل از آن استفاده کرده ایم، باعث می شود که به راحتی و سرعت بالا بتوان تغییراتی را در شرایط تشعشع ایجاد

کرد. بر اساس صحت مورد نیاز، گام ادغام دمایی را می توان به صورت خودکار با گام متغیر رانگ - کوتا (مرتبه چهار) و یا با گام متغیر میلانی (مرتبه پنج) انجام داد.

سایز شبکه $(\Delta r, \Delta z)$ مورد استفاده در این کار را می توان به روش های مختلف تغییر داد. برای محاسبه های انجام شده در این کار، یک سایز متغیر شبکه مورد استفاده قرار می گیرد. این شبکه نزدیک به سطح و محور تقارن بسیار کوچک می باشد $(z \rightarrow 0, r \rightarrow 0)$ و در راستای r و z افزایش پیدا می کند. این شبکه متغیر به این دلیل مورد استفاده قرار گرفته است که گرادیان های دمایی متعددی در مکان لیزر ایجاد می شود و میزان کاهش این گرادیان ها به صورت z و r افزایش پیدا می کند.

توزیع دمایی توسط این مدل برای محاسبه آسیب دمایی ایجاد شده به بافت های دندان می شود. بافت های نرمی که تحت تاثیر گرما قرار می گیرند، تحت تغییرات دمایی شیمیایی تاثیر می گیرند که آنزیم ها و پروتئین های آن ها نیز خنثی می شود. این پدیده مرتبط با دما و زمان را می توان به صورت نرخ معادله ی به دست آمده از معادله ی آرنیوس، به دست آورد :

$$\frac{d\Omega}{dt} = A \exp\left[-\frac{\Delta E}{R(T+273^\circ)}\right] \quad (8)$$

که Ω تابعی می باشد که به صورت کمی آسیب گرمایی را توصیف می کند، ΔE نشان دهنده ی انرژی فعال سازی و A نیز ثابت روند و $R = 8.314 \text{ J/mole}$ ثابت سراسری گاز ها می باشد. با انتگرال گرفتن، می توان رابطه ی زیر را به دست آورد :

$$\Omega = A \int_0^t \exp\left[-\frac{\Delta E}{R(T+273^\circ)}\right] dt \quad (9)$$

نشریات هنریکس و موریتز در رابطه با این موضوع، یک سهم مهم در این زمینه دارد. هنریکس فرض می کند که برای پوست خوک و بافت های زیر پوستی که می توان آن را به صورت یک فرآیند با نرخ ثابت در نظر گرفت (با وجود این

که فرایندهای مختلف با نرخ‌های مختلف را می‌توان در نظر گرفت). از نتایج آزمایشی نویسنده مقادیر مختلفی را برای ΔE و A در نظر گرفت. این مقادیر توصیف‌کننده‌ی فرایند نرخ منفرد در بازه‌ای است که از بافت‌های سالم به تخریب می‌رسد تا نکرروز بافت کامل شود. مقادیر به دست آمده به صورت $\Delta E = 628,020 \text{ J/mole}$ و $A = 3.1 \times 10^{98} \text{ sec}^{-1}$ که در بازه‌ی زیر قرار دارد :

الف) $\Omega \geq 1$ ، نکرروز پوستی کامل رخ می‌دهد

ب) $1 > \Omega \geq 0.53$ ، آسیب‌های غیر قابل بازگشت ایجاد می‌شود

ج) $\Omega < 0.53$ هیچ آسیب غیر قابل بازگشتی ایجاد نمی‌شود.

برای ارزیابی آسیب‌های گرمایی به پالپ، معادله‌ی 9 برای هر نقطه در دندان مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای تخمین اولیه، مقدار ΔE و A مشابه با مقادیر بالا مورد استفاده قرار می‌گیرد. آزمایش‌های بافت‌شناسی بیشتر نیز برای درک بهتر مقادیر برای پالپ مورد نیاز می‌باشد.

نتایج

1. ترکیب نتایج مدل با نتایج تحلیلی

زمانی که ما دندان را درمان می‌کنیم، سطح آسیب‌دمایی به پالپ از فرایندهای گرمایی بر روی سطح دندان باید مشخص شود. این فرایندهای گرمایی سطحی مبتنی بر نتایج بالینی می‌باشد، مثلاً دمای حداقلی برای کار با مینا و یا برای ضد عفونی کردن پوسیدگی‌ها. ازین رو، ما باید ظرفیت این مدل برای پیش‌بینی دمای سطحی مشخص کنیم. به این هدف، نتایج این مدل با نتایج تحلیلی مقایسه می‌شود. شما می‌توانید یک بدنه‌ی نیمه نامتناهی یک بعدی را با منبع گرمایی به صورت زیر در نظر بگیرید :

$$S(z) = F_0 e^{-\beta z}, \quad (10)$$

که F_0 یک شار گرمایی یکنواخت (در سطح بدنه نیمه نامتناهی) و β ضریب جذب با شرایط اولیه زیر می‌باشد :

$$T = 0 \quad \text{at} \quad t = 0. \quad (11)$$

راه حل تحلیلی معادله گرمایی به صورت زیر مشخص می شود :

$$\begin{aligned} T(z, t) = & \frac{2F_0}{k} (\alpha t)^{1/2} i \operatorname{erfc} \left[\frac{z}{2(\alpha t)^{1/2}} \right] - \frac{F_0}{\beta k} e^{-\beta z} \\ & + \frac{F_0}{2\beta k} \exp(\beta^2 \alpha t - \beta z) \operatorname{erfc} \left[\beta (\alpha t)^{1/2} - \frac{z}{2(\alpha t)^{1/2}} \right] \\ & + \frac{F_0}{2\beta k} \exp(\beta^2 \alpha t + \beta z) \operatorname{erfc} \left[\beta (\alpha t)^{1/2} + \frac{z}{2(\alpha t)^{1/2}} \right] \quad (12) \end{aligned}$$

که α قابلیت انتشار گرمایی می باشد که به صورت زیر $\alpha = k / \rho c$ تعریف می شود. این راه حل را می توان به

عنوان یک تخمین خوب از گرمایش لیزر، استفاده کرد اگر :

الف) منبع گرمایی به عنوان انرژی جذب شده توسط لیزر در نظر گرفته شود که ضریب جذب آن به صورت $-\beta$ می باشد.

ب) اشعه لیزر در مقایسه با عمق مد نظر بسیار گسترده باشد و تراکم توان یکنواختی در کل سطح داشته باشد.

با ارزیابی معادله 12، ممکن است به نظر برسد که علاوه بر وابستگی دمایی بر روی شار انرژی و مشخصه های گرمایی،

یک وابستگی بر روی ضریب جذب $-\beta$ وجود داشته باشد. برای ساده کردن محاسبه ی مدل عددی، ما فرض می

کنیم که جذب لیزر در حجم المان های پیکسلی یکنواخت هستند که تحت حدود سطح خارجی $(z = 0)$ می باشد.

همانطور که در معادله ی 3a نشان داده شده است، هر پیکسل یک بخش از انرژی را مبتنی بر سطح جذب نزدیک

$(z = 0)$ جذب می کند در صورتی که نیاز به دمای سطحی دقیق در بازه های زمانی کوتاه باشد. برای بازه های زمانی

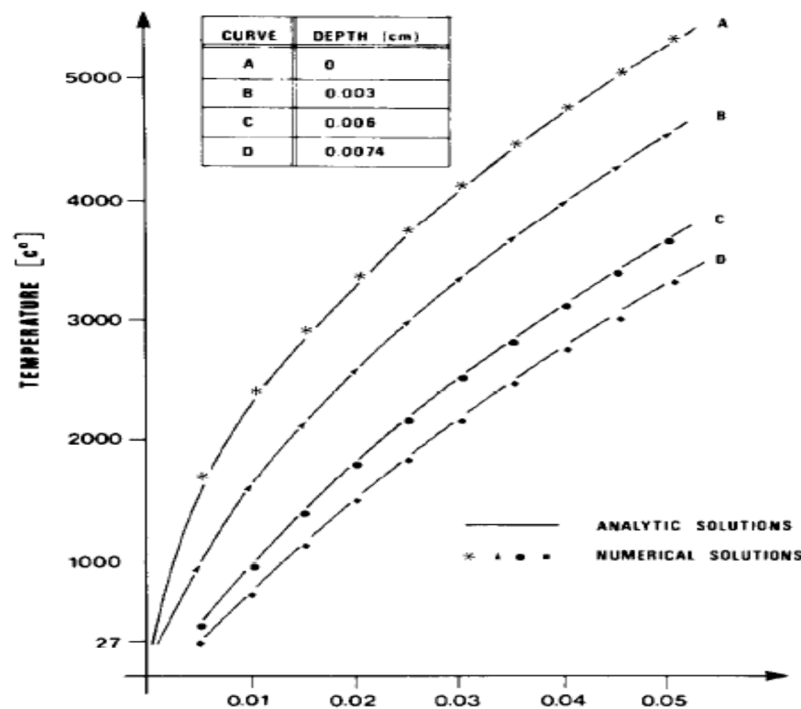
در مرتبه ی 10^{-2} sec و برای ضریب جذب 1200 cm^{-1} ، یک ضخامت تاوه جذب $3.5/\beta$ انتخاب می شود

(این تاوه ، 97٪ از انرژی متشعشع شده از سطح $z = 0$ را جذب می کند). بدنه نیمه نامتناهی یه بعدی را می توان

با استفاده از تخمین عددی شبیه سازی کرد. این کار با افزایش قطع تشعشع لیزر به مقداری بیشتر از سایز دندان و ارزیابی دما در آن نقطه به صورت $z \rightarrow 0, r \rightarrow 0$ انجام می شود.

شکل 2 نشان دهنده مشخصات دمایی سطحی می باشد که بر اساس راه حل های تحلیلی و عددی به دست آمده است. تطابق این نتایج نیز مناسب بوده است.

نتایج عددی و تحلیلی نیز برای عمق های کوچک ارائه شده است که مدل نیمه نا متناهی می تواند هنوز آن را تخمین بزند. این نتایج برای $0.003, 0.006$ و 0.0074 cm در شکل 2 نشان داده شده است که نشان دهنده ی تناسب خوب بین نتایج می باشد. تمام نتایج شکل دو با استفاده از پارامتر های ارائه شده در جدول 2 محاسبه شده است. به دلیل این که می توان راه حل های تحلیلی را تنها برای بازه ی کوچکی از شرایط فیزیکی استفاده کرد (یعنی عمق های کوچک و لیزر های پهن) ، نتایج مدل عددی باید با راه حل هایی در بازه ی گسترده تری از شرایط فیزیکی مقایسه شود.



شکل 2 مقایسه نتایج مدل عددی با نتایج تحلیلی برای دمای سطحی و برای عمق های کوچک با استفاده از تشعشع

لیزر

جدول ۲
ویژگی های فیزیکی و پارامتر های تشعشع لیزر مورد استفاده
برای محاسبه ی نتایج در شکل ۲

	$k = 6.28 \times 10^{-3} \text{ W/cm}^\circ\text{C}$
	$c = 1.17 \text{ J/g}^\circ\text{C}$
	$\rho = 1.5 \text{ g/cm}^3$
	$I_0 = 2219 \text{ W/cm}^2$
	$F_0 = 2219 \text{ W/cm}^2$
	$\beta = 1200 \text{ cm}^{-1}$
	$w = 20 \text{ cm}$
شعاع دندان	$= R_T = 0.3 \text{ cm}$
طول دندان	$= L = 0.6 \text{ cm}$

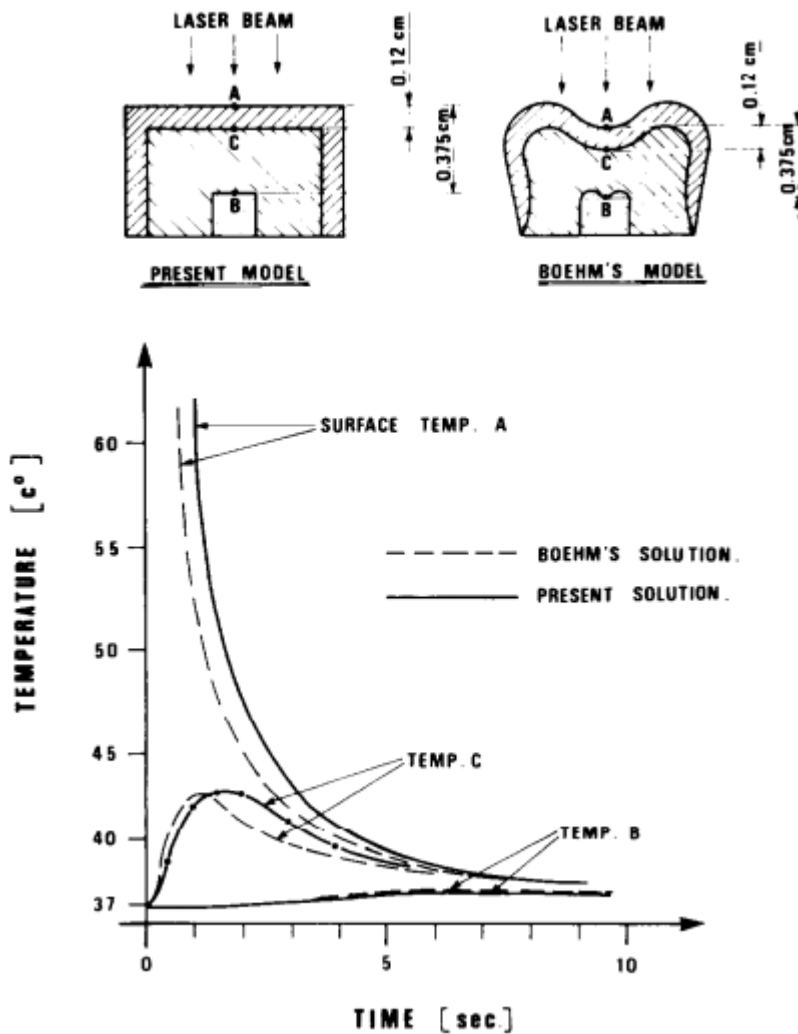
2. تحلیل و مقایسه نتایج عددی منتشر شده

بوهم و همکارانش ، یک مدل عددی ایجاد کرده اند تا بتوان توزیع دمایی در دندان را بعد از تشعشع اشعه لیزر CO2 محاسبه کرد. گزارش شده است که در زمان محاسبه ی عددی دما بر روی سطح تحت تشعشع در طول و بعد از تشعشع، اندکی دشواری وجود داشته است . برای بازه های زمانی کوتاه تر (مدت زمان پالس $t < t_c$) ، هیچ اطلاعاتی ارائه نشده است. . ویژگی های گرمایی برای بافت های سفت دندانی که توسط بوهم مورد استفاده قرار گرفته است، مشابه با جدول 1 می باشد. ازین رو، این داده ها در این مدل هم مورد استفاده قرار گرفته است.

شکل 3 نشان دهنده مشخصات دمایی در سطح مورد تشعشع می باشد، الف) سطح مورد تشعشع ، ب) اتصال بین پالپ - عاج . یک تناسب خوب بین نتایج داخل دندان وجود دارد. در قسمت سطحی، دمای مشخص شده با استفاده از این مدل اندکی بیشتر از نتایج بوهمن می باشد اما تفاوت ها در بازه های زمانی کوچکتر، بیشتر می شود. این موضوع به خصوص برای ارزیابی دمای سطحی دقیق ضروری می باشد تا بتوان فرایند های گرمایی که در سطح دندان رخ می دهند را درک کرد. ازین رو، راه حل به صورتی توسعه یافته است تا بتوان بازه های زمانی کوتاه تر را هم در نظر گرفت که این موضوع در شکل 4 نشان داده شده است. با استفاده از فرضیات فیزیکی مشابه که هیچ تلفات گرمایی به دلیل بخار شدن آب ، تشعشع گرمایی و یا همرفت وجود ندارد و با در نظر داشتن این که مینا در دمای بالا نیز محدود نمی باشد، یک افزایش 4600°C در انتهای پالس دیده می شود. این دمای بالا تقریباً 4 برابر بیشتر از دمای بیان شده

توسط بوهم برای زمان های کوتاه تر از 10^{-4} sec می باشد. اما، این مقدار هنوز 29٪ از مقدار محاسبه شده در فرمول تحلیلی کمتر می باشد که در معادله ی 12 می توانید مشاهده کنید که از ضریب جذب $\beta = 1000 \text{ cm}^{-1}$ می باشد. این انحراف از راه حل های تحلیلی به صورت زیر می باشد :

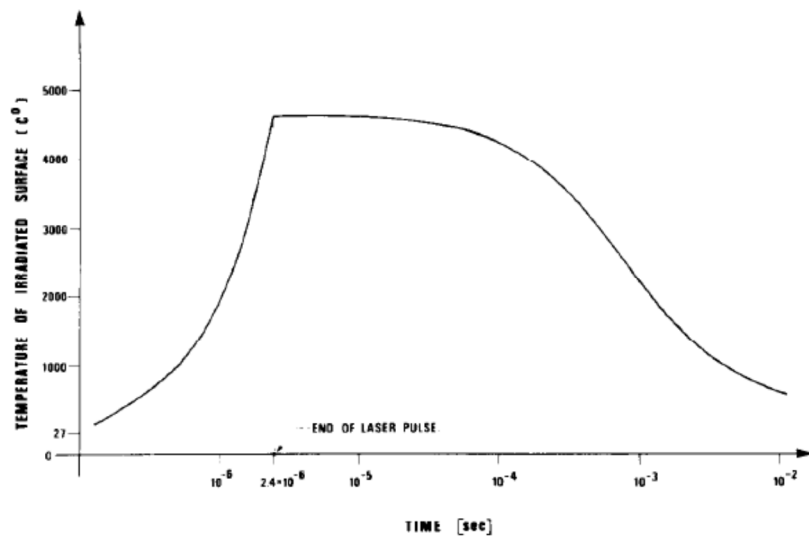
الف) مکانیزم جذب مورد استفاده ، یک جذب حجمی یکنواخت بوده و مطابق با قانون بیر نیست. این موضوع بر روی نتایج در زمان های بسیار کوتاه تاثیر می گذارد قبل از این که تاثیرات نشر اهمیت پیدا کند.



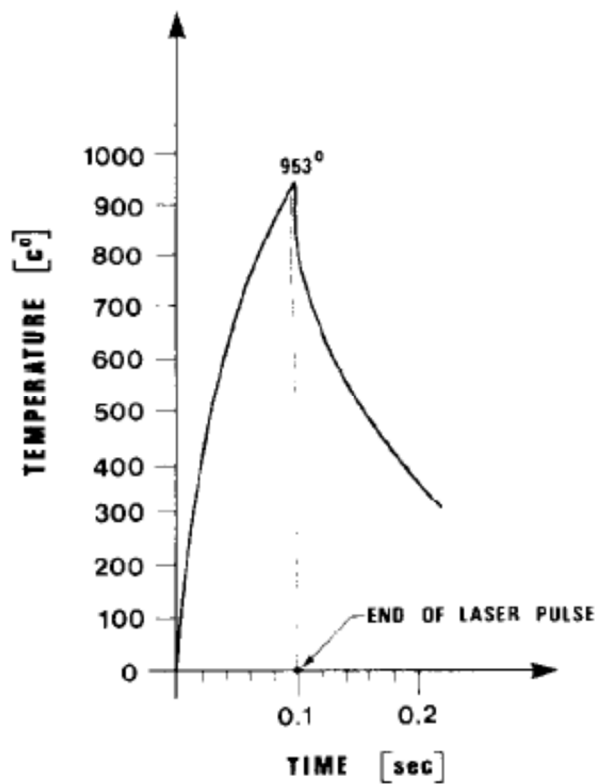
شکل 3 مقایسه ی نتایج این مدل با نتایج عددی بوهم : برای الف) سطح مورد تشعشع ، ب) اتصال بین پالپ -

عاج و ج) اتصال بین مینا - عاج. پارامتر های تشعشع : انرژی جذب شده 0.7J ، قطر اشعه 0.26cm و مدت زمان

پالس، 2.4×10^{-6} sec



شکل 4 مشخصات دمایی سطح مورد تشعشع در بازه های زمانی کوتاه در طول و بعد از تشعشع لیزر (نتایج مدل برای مورد بومن)



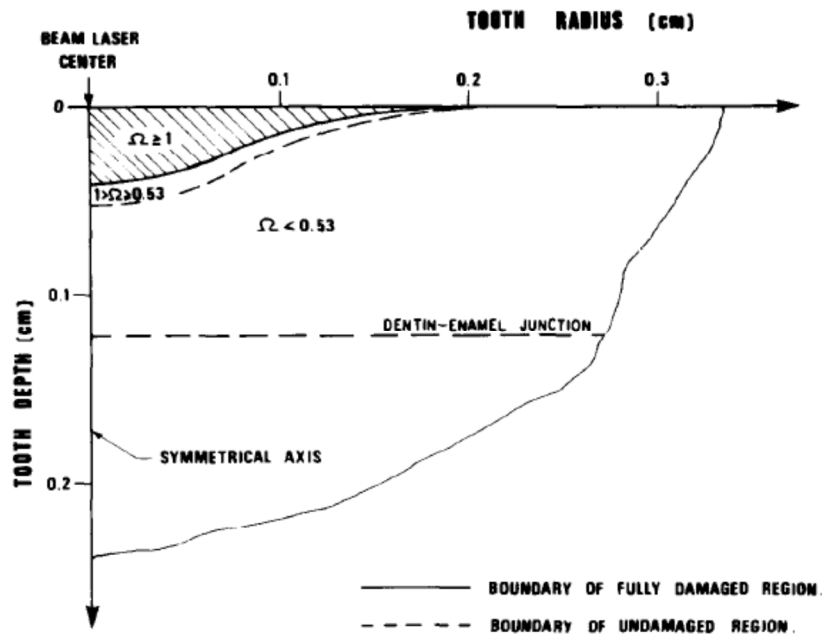
شکل 5 مشخصات دمایی از سطح مورد تشعشع برای آزمایش های سوزوکی - تامیتا . پارامتر های تشعشع : جذب انرژی 10 J با قطر تشعشع 0.8 سانتی متر و مدت زمان 0.1 ثانیه.

ب) مدل عددی که یک اشعه لیزر گاوسی را شبیه سازی می کند. تراکم پیک توان اشعه برابر با شار گرمایی یکنواخت در سطح مدل تحلیلی می باشد. همچنین، شعاع این اشعه نسبت به شعاع دندان کمتر می باشد این موضوع باعث می شود که یک گرادیان دمایی شعاعی بر روی سطح ایجاد شود؛ ازین رو، یک شار گرمایی شعاعی وجود دارد و افزایش بیشتری در نقاط ارزیابی شده ایجاد نمی شود.

3. مقایسه با کار های آزمایشی

سوزوکی و تامیتا در سال 1981 آزمایش خودشان را در رابطه با تغییراتی که روی مینا در زمان تشعشع با لیزر های کم تراکم CO2 ایجاد می شود نشان دادند. آن ها مینای دندان را تحت پالس $5-10 \text{ J}$ با قطر 8mm برای قطر اشعه برای مدت زمان $0.1-0.2 \text{ sec}$ می باشد. در نتیجه، آن ها در نفوذ پذیری مینا برای غیر معدنی سازی به دست آوردند و سطح مینا نیز صاف باقی ماند بدون این که پولک ایجاد شود و با روند ذوب نیز حفره های کوچک پر شد. با ارزیابی وضعیت کریستالی و اتصال های شیمیایی و مقاومت نسبت به اسید، آن ها نشان دادند که این تغییرات مشابه تغییرات ایجاد شده در اثر گرمایش مینا تا دمای 1000 درجه سانتی گراد می باشد.

شبیه سازی آزمایش با پالس هایی با مدت زمان 0.1 sec (با انرژی 10 J و قطر 8mm ، مشخصات دمایی مطابق با شکل 5 را ایجاد می کند. بیشترین دما نیز در این حالت 953 درجه سانتی گراد میباشد. با در نظر داشتن یک دمای اولیه به صورت $20-37^\circ\text{C}$ ، بیشترین دمای سطحی نیز بین صورت $973-990^\circ\text{C}$ می باشد. این دمای محاسبه شده به صورت عددی بسیار نزدیک به 1000 درجه سانتی گراد می باشد که تاثیرات مشابه را بر روی سطح مینای دندان ایجاد می کند و توسط سوزوکی و تامیتا هم گزارش شده است . این نتایج نشان می دهد که قدرت و صحت مدل پیشنهاد شده در سطح قابل قبولی قرار دارد.



شکل 6 توزیع آسیب گرمایی برای شبیه سازی داده های بوهمن. پارامتر های تشعشع : انرژی جذب شده : 0.7J ،

شعاع اشعه 0.13 سانتی متر و مدت زمان پالس، 2.4×10^{-6} sec.

3. تحلیل مدل آسیب گرمایی

نقشه های آسیب گرمایی در شکل های 6 ، 7 و 8 نشان داده شده است. این آسیب های گرمایی با رسم بر روی سطح

مقطع دندان در مرز مناطقی نشان داده شده است که تابع آسیب Ω برای آن ها محاسبه شده است.

کاملاً مشخص است که جایگاه دقیق و شکل مرز آسیب ها در این شکل ها مبتنی بر تفکیک شبکه ی مورد استفاده

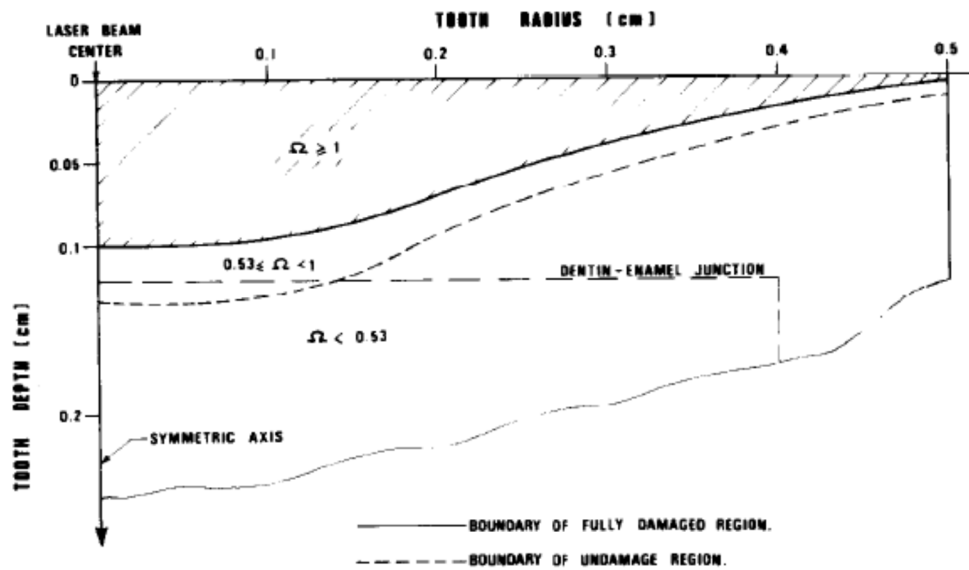
در مدل می باشد. اما این انتظار وجود دارد که افزایش تفکیک شبکه باعث می شود که حجم منطقه انتقال کوچکتری

به دست بیاوریم در حالی که حجم های $\Omega \geq 1$ و $\Omega < 0.53$ نیز بر همین اساس افزایش پیدا می کند. در شکل

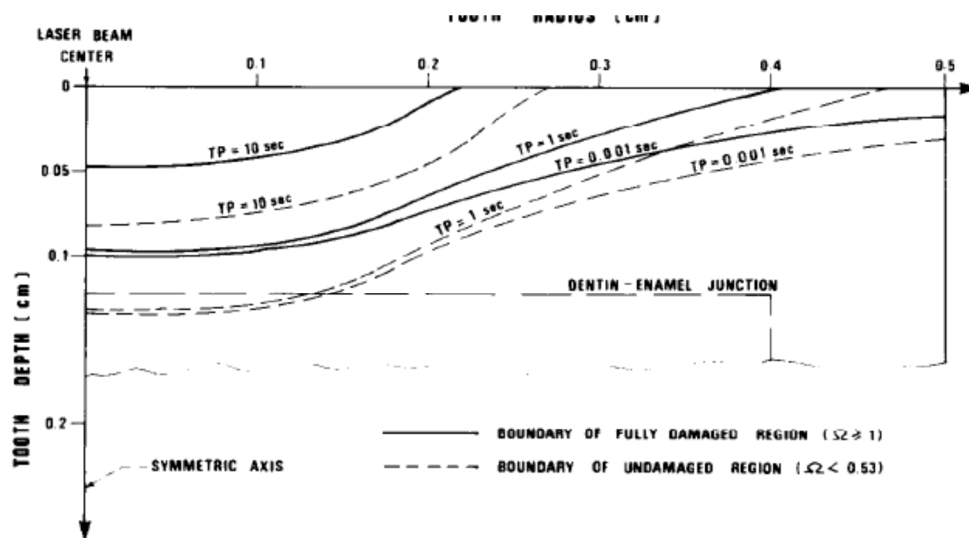
6 ، توزیع دمایی برای مورد بوهمن ارائه شده است. این تصاویر نشان می دهد که مناطق آسیب ندیده تا حدود

0.05cm از سطح دندان تشعشع یافته گسترش پیدا می کنند، در حالی که لبه ی بالایی پالپ از این سطح 0.375

cm دور می باشد (شکل 3).



شکل 7 توزیع آسیب دمایی برای آزمایش های سوزوکی - تامیتا. پارامتر های تشعشع : انرژی جذب شده (J) 10، شعاع اشعه 0.4cm و مدت زمان 0.1 sec



شکل 8 توزیع آسیب دمایی برای مدت زمان های مختلف پالس. پارامتر های تشعشع : انرژی جذب شده (J) 10، شعاع اشعه 0.4cm، مدت زمان پالس 10، 1 (TP) و 0.001 sec

در شکل 7، توزیع آسیب دمایی برای بافت های دندانی ارائه شده است که از پارامتر های سوزوکی و تامیتا به صورت بالا استفاده شده است. مشخص شد که ناحیه آسیب کلی تا عمق 0.1 سانتی متر را شامل می شود.

در شکل 8، سه توزیع دمایی برای انرژی 10J برای مدت زمان پالس 0.001، 1 و 10 ثانیه نشان داده شده است. در این تصویر مشخص است که افزایش تراکم توان، عمق منطقه ی آسیب زاده تا حد خاصی افزایش پیدا می کند. این موضوع قابل انتظار می باشد زیرا مدت زمان پالس لیزر افزایش پیدا می کند و تراکم توان نیز کمتر می شود و مکانیزم رسانش گرمایی به صورت موثر با منبع توان لیزر در شکل گیری دمایی رقابت می کند و در نتیجه میزان افزایش دمایی، کاهش پیدا می کند.

جمع بندی

یک مدل عددی که می توان برای ارزیابی درمان های لیزر دندانی از آن استفاده کرد، در این مطالعه ارائه شده است. این مدل باعث می شود که ما بتوانیم :

الف) تفاوت تشعشع های مختلف لیزر بر روی سطح دندان و تاثیر گرمایی آن را تحلیل کنیم.

ب) آسیب دمایی به پالپ های دندان را با استفاده از روش های مختلف محاسبه کنیم.

ج) بهینه سازی پارامتر های تشعشع لیزر برای موثر ترین درمان با کمترین آسیب گرمایی

راه حل های مدل های ارائه شده با راه حل های تحلیلی برای مشخصات دمایی و عمقی مقایسه شدند. افزایش دما در سطح تشعشع یافته نیز با کارهای آزمایشی مقایسه شد. یک مقایسه از نتایج برای دمای سطحی و برای دمای عمقی در دندان نیز با استفاده از دیگر مدل های عددی به دست آمد. این مقایسه ها از صحت مدل در محاسبه ی توزیع دما در هر نقطه از دندان، پشتیبانی می کند. برای محاسبه آسیب دمایی، این مدل از نتایج دمایی استفاده می کند در حالی که پارامتر های آسیب از داده های منتشر شده در مقالات مورد استفاده قرار می گیرند. کار های بافت شناسی برای تعیین دقیق پارامتر های آسیب برای پالپ ها مورد نیاز است تا بتوان این نواحی آسیب را به صورت دقیق تر توصیف کرد. این کار می توان به ما این امکان را بدهد تا به صورت ایمن از بازه ی گسترده تری از درمان های لیزری با حاشیه ایمنی کمتر، استفاده کنیم.