

بررسی تحلیلی اثر حرارتی لیزرپالسی CO₂ با دمش گوسی روی پوست

مرضیه جهان بکام^۱

پرویز الهی^۲

^۱کارشناس ارشد فیزیک، گروه فیزیک دانشگاه پیام نور، شیراز، شیراز، ایران
^۲استادیار فیزیک، دانشکده صنعت الکترونیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

خلاصه

مقدمه: مطالعات انجام شده در زمینه کاربرد لیزر در درماتولوژی اکثراً تجربی هستند در نتیجه در این مقاله به دنبال ارائه مدلی تئوری برای نتایج این مطالعات بوده ایم تا ناگزیر به تکرار آزمایش‌ها نباشیم و بتوانیم با حل تحلیلی و انجام محاسبات، نتایج را پیش‌بینی کنیم. در این مقاله مدل تحلیلی برای پیش‌بینی توزیع دما روی پوست تحت تابش پالسی لیزر CO₂ با دمش گوسی مورد بررسی قرار گرفته است. در نظر گرفته شده است که گرما در پوست در اثر برهمکنش با لیزر ایجاد می‌شود. معادله ناپایدار انتقال حرارت را با وابستگی زمانی گوسی حل کردیم و در نهایت میزان افزایش دما را به صورت تحلیلی و برحسب عمق پوست و مدت زمان پالس به دست آوردیم. نمودارهای رسم شده براساس این جواب تحلیلی با نمودارهای تجربی مقایسه شد و همخوانی خوبی داشتند.

روش بررسی: در این نظریه میدان حرارتی در پوست محاسبه و فرض شده است که جریان حرارتی زیر سطحی به طور خالص محوری باشد. معادله حرارت، یک بُعدی در نظر گرفته شده و سپس میزان افزایش دما در طول پالس مورد نظر برای انرژی‌های مختلف بررسی شده است و نمودار تغییرات دما برای عمق اپیدرمیس و مدت زمان تابش مشخص رسم شده است.

یافته‌ها و نتیجه‌گیری: در این مقاله پس از این که با یک حل تحلیلی تابع توزیع دما را به دست آوردیم، نمودار میزان افزایش دما را برای انرژی ۱/۸ ژول و قطر پرتوی ۱۵ میلی‌متر، طول پالس ۰/۱ ثانیه و برای اپیدرم به ضخامت ۱۰۰ میکرومتر و برای تابش یک پالس رسم می‌کنیم. این مقادیر قبلاً در یک کار تجربی [۱۵] به کار رفته و میزان افزایش دما حدود ۹/۸ درجه به دست آمده بود. نمودار رسم شده میزان افزایش دما را ۱۰ درجه نشان داد که چون همخوانی خوبی با مرجع شماره ۱۵ داشت نشان‌دهنده کارآیی و درستی این حل تحلیلی می‌باشد در نتیجه نمودارها را برای انرژی‌های مختلف رسم کردیم.

واژه‌های کلیدی: اثر حرارتی، لیزر CO₂، اپیدرمیس، افزایش دما

نویسنده مسئول: مرضیه جهان بکام، تلفن ۰۹۱۷۴۷۷۰۳۸۶
پست الکترونیک: Mjahanbekam@yahoo.com

مقدمه

باتوجه به گسترش کاربرد لیزر در پزشکی بخصوص کاربرد آن در زمینه درماتولوژی و بافت نرم بررسی اثرهای لیزر در پوست از اهمیت خاصی برخوردار است. همچنین با توجه به اینکه افزایش دما تأثیرهای متفاوتی بر بافت دارد و افزایش بیش از حد آن باعث آسیب حرارتی به بافت می‌شود، پیش‌بینی میزان افزایش دما در پوست در اثر تابش لیزر کمک بسیاری به کارهای درمانی می‌کند و باعث جلوگیری از آسیب حرارتی به پوست می‌شود. جهت استفاده از لیزرهای مختلف برای کارهای درمانی در زمینه پوست، میزان افزایش دما در اثر تابش لیزر بر ناحیه مشخص پوست بسیار مهم است. با تابش لیزر، محیط هدف گرم می‌شود در نتیجه پیش‌بینی میزان افزایش دما هم از جهت انجام کارهای درمانی

خاص و هم جلوگیری از آسیب حرارتی به پوست حائز اهمیت است [۸-۱]. از زمان آغاز کاربرد وسیع لیزر در درماتولوژی، پزشکان همواره در پی یافتن نتیجه اثرهای مختلف برهمکنش لیزر با پوست بوده‌اند. چگونگی برهمکنش لیزر با بافت به خصوصیات اولیه لیزر از جمله طول موج، پیوسته یا پالسی بودن خروجی لیزر، توان یا انرژی لیزر و شعاع ناحیه مورد تابش بستگی دارد [۹ و ۱۰]. همچنین پارامترهای ترمومکانیکی بافت که بعضاً تابعی از طول موج لیزر است نیز در این برهمکنش مؤثرند [۱۱]. از جمله واکنش‌هایی که لیزر با بافت انجام می‌دهد اثر فوتوگرمایی، فوتوشیمیایی، فوتومکانیکی و فتوالکتریکی می‌باشد که یکی از حائز اهمیت‌ترین آن‌ها اثر حرارتی می‌باشد.

روش بررسی

برای دانستن میزان افزایش دما در اثر تابش، یک مدل سازی انجام شده است تا دمای اپیدرم را در مدت زمان تابش لیزر CO₂ تعیین کند. در این نظریه میدان حرارتی در پوست محاسبه شده و فرض شده است که جریان حرارتی زیر سطحی به طور خالص محوری باشد. معادله حرارت یک بعدی در نظر گرفته شده و سپس میزان افزایش دما در طول پالس مورد نظر برای انرژی های مختلف بررسی شده است و نمودار تغییرات دما برای عمق اپیدرمیس و مدت زمانی به اندازه تابش یک پالس رسم شده است.

میزان افزایش دما در طول پالس مورد نظر برای انرژی های مختلف بررسی شده است و نمودار تغییرات دما برای عمق اپیدرم و مدت زمان مشخص تابش لیزر رسم شده است که می توان آن را به انواع توان ها و همچنین پهنای لکه های مختلف تعمیم داد. مکانیزم انتقال حرارت به وسیله معادله حرارت مطرح و این معادله به صورت تحلیلی حل شده است. به علاوه فرض شده است که جریان حرارتی زیر سطحی به طور خالص محوری باشد. هنگامی که قطر پرتو بیشتر از عمق حرارت داده شده باشد، معادله حرارت یک بعدی در نظر گرفته می شود.

حل تحلیلی

معادله حرارت را به روش پارامتری خواهیم داشت:

$$\frac{\partial T}{\partial t} - C \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} = \frac{C}{K} Q_0 e^{-\frac{2(t-\tau)^2}{\tau^2}} e^{-\alpha z} \quad (1)$$

که در این معادله T دما، t زمان، Z عمق مورد نظر، K هدایت گرمایی، C انتشار گرمایی و α ضریب جذب است. برای به دست آوردن جواب عمومی از روش جداسازی متغیرها [۱۳] استفاده کرده که در نتیجه پاسخ قسمت عمومی به شکل زیر به دست آمده است:

$$T = \sum_{n=0}^{\infty} e^{-c(\frac{2n\pi}{\lambda})^2 t} \left(A_n \sin\left(\frac{2n\pi z}{\lambda}\right) + B_n \cos\left(\frac{2n\pi z}{\lambda}\right) \right) \quad (2)$$

برای به دست آوردن جواب خصوصی معادله ۱ با کمک برنامه maple9.5 حل می کنیم و پاسخ را به صورت زیر در نظر می گیریم:

$$T = \sum_{n=0}^{\infty} e^{-c(\frac{2n\pi}{\lambda})^2 t} \left(A_n \sin\left(\frac{2n\pi z}{\lambda}\right) + B_n \cos\left(\frac{2n\pi z}{\lambda}\right) \right) + de^{-\alpha z + ca^2 t} + f(z, t) \quad (3)$$

در این رابطه

$$f(z, t) = \frac{1}{4k} C Q_0 \tau \sqrt{2\pi} e^{\frac{1}{8}(c^2 a^4 t^2) - (a^2 c t) + ca^2 t - \alpha z} \quad (4)$$

هنگام واکنش لیزر با پوست قسمتی از اشعه بدون نفوذ یا اثر روی بافت از سطح آن بازگردانده می شود، بافت مانند یک جسم شفاف برای نور عمل می کند و قسمتی از نور از میان بافت عبور می نماید. قسمتی از نور در اجزای بافتی در هنگام انتقال انرژی نور به داخل بافت جذب می شود و در نهایت بقایای نور در بافت نفوذ می کند و در آن پخش می گردد.

خواص بیولوژیک بافت های مختلف باعث تفاوت در میزان اثرهای مطرح شده بالا می شود [۹].

هنگام تابش لیزر بر بافت اثرهای بالینی متفاوتی رخ می دهد به این ترتیب که:

(۱) پدیده افزایش حرارت تا ۶۰ درجه سانتی گراد باعث می شود بدون اینکه تبخیر در بافت زیرین اتفاق افتد، پروتئین های بافت شروع به دناتور شدن کنند. در این حالت بافت شروع به سفید شدن می کند.

(۲) لبه های نرم بافت را می توان با حرارتی در حد ۷۰ تا ۸۰ درجه سانتی گراد به هم جوش داد چون در این حالت زنجیره کلاژن باز می شود و با قسمت های مجاور مجدداً جوش می خورد.

(۳) افزایش دما تا ۱۰۰ درجه سانتی گراد باعث تبخیر آب خواهد شد در این حالت تغییر فیزیکی در بافت رخ می دهد و اجزای مایع و جامد به بخار تبدیل می شوند. در این دما بافت نرم برش می خورد و کنده می شود.

(۴) تا حدود ۲۰۰ درجه سانتی گراد، دهیدراتاسیون اتفاق می افتد که اگر هوا وجود داشته باشد بافت خواهد سوخت [۹].

در نتیجه، دانستن میزان افزایش دما در اثر تابش لیزر حائز اهمیت است. لیزر گاز کربنیک از جمله مهم ترین لیزر های فروسرخ مورد استفاده در جراحی است که بخش اعظم انرژی پرتو در بافت جذب می شود و درجه حرارت بافت متناسب با شاریدگی لیزر افزایش می یابد. تغییرات دمای بافت تابعی از چگالی سطحی توان لیزر و زمان پرتو دهی می باشد [۱۲]. مطالعات انجام شده در زمینه کاربرد لیزر در درماتولوژی اکثراً تجربی هستند در نتیجه در این مقاله به دنبال ارائه مدلی تئوری برای نتایج این مطالعات بوده ایم تا ناگزیر به تکرار آزمایش ها نباشیم و بتوانیم با حل تحلیلی و انجام محاسبات، نتایج را پیش بینی کنیم. به این منظور ضمن استخراج پاسخی تحلیلی برای تابع توزیع دما در لایه اپیدرم پوست به استخراج دمای ناشی از تابش لیزر CO₂ به صورت پالسی بر روی این لایه پرداخته شده است.

می باشد.

سپس با اعمال شرایط اولیه و مرزی ثابت‌های A_n ، B_n و d را به دست می‌آوریم.

شرط اولیه:

$$t = 0 \Rightarrow T = 0 \quad (5)$$

$$\sum_{n=0}^{\infty} \left(A_n \sin\left(\frac{2n\pi z}{\ell}\right) + B_n \cos\left(\frac{2n\pi z}{\ell}\right) \right) + de^{-\alpha z} + f(z, 0) = 0 \quad (6)$$

با استفاده از رابطه تعامد [۱۳] برای جمله سینوسی و کسینوسی به ترتیب ثابت‌های A_n و B_n را به دست آوردیم:

$$A_n = \frac{2}{\lambda} (-Da_n - b_n) \quad (7)$$

$$B_n = \frac{2}{\lambda} (-Daa_n - bb_n) \quad (8)$$

سپس شرط مرزی را اعمال می‌کنیم و خواهیم داشت:

$$t = \infty \Rightarrow T = 0 \quad (9)$$

$$de^{-\alpha z} + f(z, \infty) = 0 \quad (10)$$

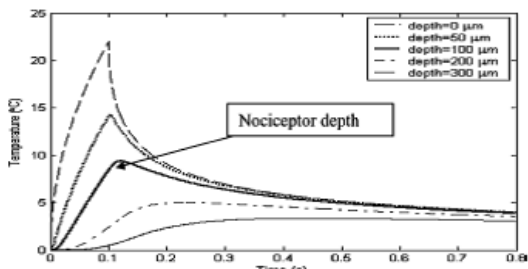
$$d = \frac{-1}{4k} CQ_0 \sqrt{2\pi} \tau e^{\frac{1}{8}(c^2\alpha^4\tau^2) - (\alpha^2 c\tau)} \quad (11)$$

با قراردادن روابط ۴، ۷، ۸ و ۱۱ در معادله ۳ معادله‌ای برای تغییرات دما (T) برحسب زمان تابش و عمق پوست به دست آوردیم.

$$T = \sum_{n=0}^{\infty} e^{-c\left(\frac{2n\pi}{\ell}\right)^2 t} \left(A_n \sin\left(\frac{2n\pi z}{\ell}\right) + B_n \cos\left(\frac{2n\pi z}{\ell}\right) \right) + \left(\frac{-1}{4k} CQ_0 \sqrt{2\pi} \tau e^{\frac{1}{8}(c^2\alpha^4\tau^2) - (\alpha^2 c\tau)} \right) e^{-\alpha z + c\alpha^2 t} + \frac{1}{4k} CQ_0 \tau \sqrt{2\pi} e^{\frac{1}{8}(c^2\alpha^4\tau^2) - (\alpha^2 c\tau) + c\alpha^2 t - \alpha z} \quad (12)$$

برای پارامترهای مورد نیاز از اطلاعات جدول ۱ استفاده می‌کنیم.

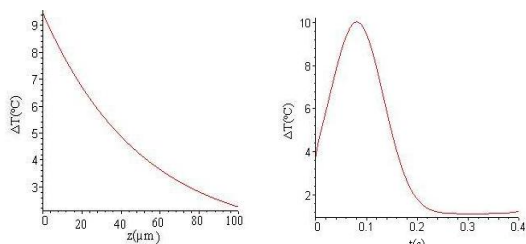
Maple9.5 رسم کردیم و نشان دادیم که این منحنی‌ها با نتایج کار تجربی [۱۵] آل سعید و همکاران که در شکل ۱ نشان داده شده است، همخوانی خوبی داشته است.



شکل ۱: نمودار تجربی افزایش دما برحسب زمان برای عمق‌های مختلف [۱۵]

یافته‌ها

تابع توزیع دما را از حل تحلیلی به دست آوردیم و سپس در ابتدا برای انرژی ۱/۸ ژول، قطر پرتوی ۱۵ میلی‌متر، طول پالس ۰/۱ ثانیه و برای اپیدرم به ضخامت ۱۰۰ میکرومتر و برای تابش یک پالس نمودارهای افزایش دما را رسم می‌کنیم این نمودار در شکل (۲ الف و ب) نشان داده شده است. میزان افزایش دما در این نمودار ۱۰ درجه سانتی‌گراد به دست آمده است. این نتیجه را با نمودار شکل ۱ که بعد از یک آزمایش تجربی رسم شده است، مقایسه می‌کنیم. این شکل دمای پیش‌بینی شده را به عنوان تابعی از زمان برای محدوده عمق پوست نشان می‌دهد. ماکزیمم مربوط به پالس ۱۰۰ ms با ۱/۸ ژول و قطر پرتوی ۱۵ میلی‌متر است بنابراین برای یک اپیدرم با ضخامت ۱۰۰ میکرومتر، دما در مرز اپیدرم و درم حدود ۹/۸ درجه به دست آمده است. همخوانی نتیجه حل تحلیلی این مقاله با آزمایش تجربی نشان‌دهنده قابل قبول بودن حل تحلیلی می‌باشد.



نمودار الف: افزایش دمای حاصل از تابش لیزر با مقادیر ذکر شده در جدول ۱ برای انرژی ۱/۸ ژول
نمودار ب: کاهش دما در اثر افزایش عمق هنگام تابش لیزر با مقادیر ذکر شده در جدول ۱ برای انرژی ۱/۸ ژول

جدول ۱: مقادیر عددی مربوط به پوست و لیزر پالسی CO₂

| | | |
|------------------------------|----------------|---------------------------------|
| [۱۴] ۰/۰۰۱ m | Z ₀ | ضخامت اپیدرم |
| [۱۵] ۰/۴۶۸ | k | هدایت گرمایی w/mk |
| [۱۵] ۲۰۰ | α | ضریب جذب 1/cm |
| [۱۵] ۱۵ | R | شعاع لکه mm |
| [۱۵] ۱/۱۵ * ۱۰ ^{-۷} | c | انتشار گرمایی m ² /s |

و منحنی تغییرات دما را برحسب زمان و عمق به صورت جداگانه برای تابش پالسی لیزر CO₂ و برای یک پالس در برنامه

نتیجه گیری

دراثر تابش لیزر بر بافت، دمای آن افزایش می یابد. دانستن میزان افزایش دما در اثر تابش از دوجهت حائز اهمیت است: اول اینکه برای کارهای درمانی متفاوت نیازمند افزایش دما به میزان مشخصی خواهیم بود و دوم اینکه بافت، این میزان افزایش دما را تا حد مشخصی تحمل می کند و افزایش بیش از حد دما باعث آسیب حرارتی به بافت می گردد.

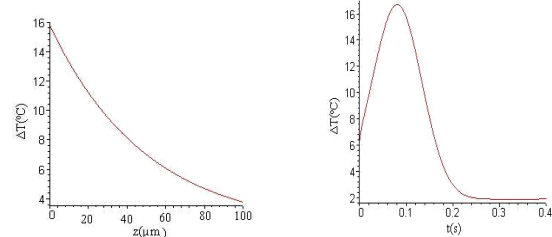
در این مقاله پس از این که با یک حل تحلیلی، تابع توزیع دما را به دست آوردیم، نمودار میزان افزایش دما را در لایه اپیدرمیس پوست برای انرژی ۱/۸ ژول رسم کردیم. این مقدار انرژی قبلاً در یک کار تجربی به کار رفته و میزان افزایش دما حدود ۹/۸ به دست آمده بود. نموداری که ما رسم کردیم میزان افزایش دما را برای همین مقدار انرژی ۱۰ درجه نشان داد که چون همخوانی خوبی با مرجع [۱۵] داشت، نشان دهنده کارایی و درستی حل تحلیلی ما می باشد در نتیجه نمودارها را برای انرژی های مختلف رسم کردیم.

در این قسمت نتیجه تابش پالسی لیزر CO₂ بر روی پوست مورد بررسی قرار گرفته است. نمودارهای رسم شده بر حسب زمان تا ۰/۴ ثانیه می باشد. طول مدت زمان هر پالس ۰/۱ ثانیه بوده است که بعد از آن بافت شروع به خنک شدن می کند و دمای آن کاهش می یابد. نمودارهای مختلف نشان می دهد که هرچه انرژی افزایش یابد، مقدار ماکزیمم دما نیز افزایش یافته است. افزایش دما تا کمتر از ۶۰ درجه قابل قبول می باشد [۹]. زیرا این مقدار آستانه آسیب حرارتی به پوست می باشد. در نتیجه با تنظیم مناسب مقادیر با توجه به نمودارها می توانیم میزان افزایش دما را پیش بینی کنیم.

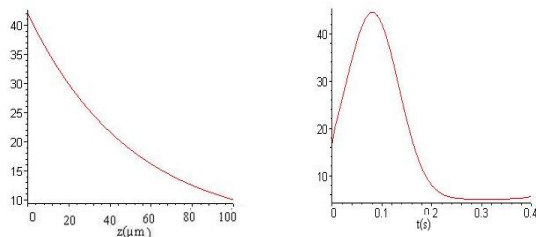
نمودارهایی که بر حسب عمق رسم شده اند، نشان دهنده روند کاهش دما با افزایش عمق می باشند.

در نمودار الف میزان افزایش دما هنگامی که انرژی ۱/۸ ژول بوده در ناحیه مرز درم و اپیدرم به دست آمده است که با میزان افزایش دمای حاصل از کار تجربی آل سعید و همکاران همخوانی خوبی داشته است. مقادیر بقیه پارامترها مطابق جدول ۱ که مطابق با مقادیر تجربی است در نظر گرفته شده است. در نمودار ب تغییرات دما در اثر افزایش عمق رسم شده است که نشان دهنده روند کاهش دما با افزایش عمق می باشد.

در ادامه، افزایش دما را برای انرژی ۲/۴ ژول نیز رسم کردیم (شکل ۳ الف و ب) و همچنین نشان دادیم با حفظ بقیه مقادیر، افزایش انرژی تا ۸ ژول تغییرات دما تا ۴۳ درجه را خواهد داشت (شکل ۴ الف و ب) و افزایش بیشتر دما ممکن است باعث آسیب حرارتی به پوست شود. همچنین می توانیم میزان افزایش دما را برای مقادیر دیگر انرژی، پهنای لکه های متفاوت و طول پالس های دیگر تکرار و نتایج مورد نظر را استخراج کنیم.



نمودار ۳ الف: تغییرات دما بر حسب عمق زمان برای انرژی ۲/۴ ژول
نمودار ۳ ب: تغییرات دما بر حسب عمق برای انرژی ۲/۴ ژول



نمودار ۴ الف: تغییرات دما بر حسب عمق برای انرژی ۸ ژول
نمودار ۴ ب: تغییرات دما بر حسب عمق برای انرژی ۸ ژول

References

1. Nordahl GW, Michel MS, Alken P, Hacker A. Laser surgery around the prostate experience from a live surgery symposium in 38annheim. Medical Laser Application 2007; 22: 207-10.
2. Jio J, Guo Z. Thermal interaction of short-pulse laser focused beams with skin tissues. phys. Med. Biol 2009; 54: 4225.
3. Mona Boord DVM, DACVD. Laser in Dermatology. Clinical Techniques in Small Animal Practice 2006; 21: 145.
4. Frenz M, Pratisto H, Konz F, Duco Jansen E. Comparison of effect of absorption coefficient and pulsed duration of 2.12μm and 2.79μm radiation on laser ablation of tissue. IEEE 1996; 32: 2025-36.
5. Majumdar NC, Kochhar VK. Thermal Effect of Pulsed Laser on Human Skin. Def Sci j 1985; 35(1): 25-32.

6. RamaMurthy D, ManoharaSarma AV. Effect of pulsed laser on human skin. *Indian J.Pure apple. Math* 1988; 19(11): 1081.
7. Walsh LJ. The current status of laser application in dentistry. *Australian Dent. J* 2003; 48: 146.
8. Goldman L, Goldman B. Current laser dentistry. *Laser in Surgery and Medicine* 1987; 6: 559.
9. Amidreza. Laser application in dentin. Shayan publisher, first Edition, Tehran 1385.
10. DMarkolf H, Niem Z. Laser-tissue Interaction: Fundamentals and applications. 2nd printing of printing of the 3rd, enlarged edition 2007.
11. Caline MA, Parasca SV. In vivo study Of age-related changes in the optical properties of the skin . *Lasers Med Sci* 2010; 25: 269.
12. ShojaeeMoghadam M. Investigating the effect of laser CO₂ on mouse skin in laboratory. *modares university*. 1376.
13. Arfken G. *Mathematical Methods for Physicists*. 3rd edn. (Academic Press, 1988).
14. Akbarzadeh P. *Basic Anatomy and Physiology*. Pasha publisher center, first Edition Tehran, 1385.
15. Al-SaadiMH, Dickson MR, Nadeau V. A novel modelling and experimental technique to predict and measure temperature during CO₂ laser stimuli for human pain studies. *Lasers Med Sci* 2006; 21: 95.