ليزرپزشكى؛ ١٣٨٩، دوره ٧، شماره ٢، صفحات: ٣٧-٣٣.

# بررسی اثر فوتو گرمایی لیزر CO2 بر روی پوست

حميد ناد گران <sup>ا</sup> پرويز الهي ا ليلا خلفي <sup>۳</sup>

<sup>۱</sup>دانشیار بخش فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه شیراز آبخش فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه بیل کنت، آنکارا، ترکیه آدانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور شیراز

### خلاصه

زمینه و هدف: در این مقاله برهمکنش فوتوگرمایی لیزر CO<sub>2</sub> با لایه اول پوست به ضخامت μm ۱۰۰ مدلسازی شده است. برای اینکار توزیع دما ناشی از گرمای ایجاد شده تحت تابش لیزر برروی پوست به طور کامل و به صورت تحلیلی بررسی گردیده و تغییر دمای ایجاد شده برای لیزر با توانهای مختلف در نقاط گوناگون پوست در زمانهای مختلف محاسبه شده است.

**روش بررسی:** در این نظریه بخشی از پوست را به صورت صفحه شبیه سازی کرده با توجه به معادله انتقال گرما در حالت غیر پایا، دمای درون پوست تحت تابش بررسی گردیده است. تأثیر زمان، عمق و توان بر تابع توزیع دمای پوست مورد تحلیل قرارگرفته است. همچنین دما بر روی سطح پوست در زمانهای مختلف و توانهای مختلف نیز بررسی شده است.

نتیجه گیری: نتایج نشان می دهند که یک بیشینه افزایش دما در عمق 1/۲۳ μm و بعد از گذشت ۱ میلی ثانیه در ناحیه اپی درمیس اتفاق می افتد که بکارگیری لیزرهایی با توان های بیشتر از γ۰۰mW را با مشکل مواجه می کند. اهمیت این افزایش سریع دما که با چگالی های تابشی بیشتر از <u></u>س ۱۶ اتفاق می افتد، می تواند پوست را به آستانه سوختگی ببرد.

> نویسنده مسئول: حمید نادگران ، تلفن: ۹۹۱۷۱۱۷۷۰۳۹ پست الکترونیک: nadgaran@susc.ac.ir

واژه های کلیدی: لیزر CO<sub>2</sub>، اثرات فوتو گرمایی پوست انسان، اپی درمیس

#### مقدمه

مطالعه و شناخت چگونگی برهمکنش لیزر با بافت در بسیاری از کاربردهای لیزر در پزشکی از اهمیت فوق العادهای برخوردار است. اندازه گیری و پیش بینی دمای ایجاد شده درون بافت تحت تابش لیزر برای اغلب کاربردهای پزشکی حائز اهمیت است به گونهای که عدم شناخت آن ممکن است باعث تاثیرات جبران ناپذیری بر روی بافت گردد [۶–۱]. چگونگی برهمکنش لیزر با بافت بستگی به خصوصیات اوليه ليزر از جمله طول موج، پيوسته يا پالسي بودن خروجي ليزر، توان یا انرژی لیزر و شعاع ناحیه مورد تابش دارد. همچنین پارامترهای ترمومکانیکی بافت که بعضاً تابعی از طول موج لیزر است نیز در این برهمکنش مؤثرند. اینگونه پارامترها عبارتند از: ضریب جذب، ضریب هدایت گرمائی بافت، چگالی بافت، ظرفیت گرمائی ویژه بافت. به طور هستند $0/1\mathrm{W}/cm^2$ کلی لیزرهائی که دارای شدت کمتر از ، برهمکنش وتوشیمیایی'  $\frac{w}{cm^2}$ ، برهمکنش فوتوگرمائی' و 10^11  $\frac{w}{cm^2}$ ، شدت  $\frac{w}{cm^2}$  و 10 $^{-10}$  دارای برهمکنش کندگی<sup>7</sup>، شدت  $\frac{w}{cm^2}$ بالاتر باعث ایجاد پلاسما<sup>†</sup> و در هم گسیختگی<sup>۵</sup> بافت می شوند [۷]. از

جمله برهمکنش مهم لیزر با بافت میتوان به جذب نور لیزر و پراکندگی توسط بافت اشاره نمود. این دو فرآیند می توانند به ترتیب با استفاده از نظریه انتقال فوتون و همچنین نظریه پراکندگی [۸] و معادلات انتقال گرما توصیف شوند. لیزرهای CO2، Diode، معادلات انتقال گرما توصیف شوند. لیزرهای CO2، Diode، پوست استفاده می شوند[۱۲–۹].

طول موج لیزر CO2، ۱۰/۶۴µm است. تابش این نوع لیزر به دو صورت پالسی و پیوسته می تواند باشد. پس از لیزر اربیوم این لیزر به خوبی در آب جذب می شود و بنابراین در برش، ایجاد لخته، کنترل خونریزی بافت نرم، درمان ضایعات مخاطی و بیماریهای لثه کاربرد دارد. برداشتن زگیل، خال، چربی زیرپوست و از بین بردن چین و چروک از دیگر کاربردهای لیزر CO2 است.

در این مقاله، برهمکنش فوتوگرمایی لیزر CO2 با پوست مورد مطالعه قرار گرفته است. پوست دارای ساختار چند لایه و ناهمگن میباشد. در یک تخمین میتوان پوست را یک ساختار چند لایه در نظر گرفت که لایههای مختلف آن می توانند از لحاظ عملکرد و چگالی رگهای خونی از هم تمیز داده شوند. اما بطور کلی میتوان پوست انسان را به دو ناحیه مهم تقسیم بندی نمود، اپی درمیس و درمیس

<sup>-</sup>Photochemical

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> -Photothermal

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup>-Ablation

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> -Plasma

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup>-Disruption

که درمیس به لایه زیرین اپی درمیس متصل شده است. هنگامیکه یک پرتو الکترو مغناطیس به سطح پوست می سد کسر کوچکی از نور تابشی (حدود ۶-۴٪) بدلیل اختلاف ضریب شکست بین هوا و سطح پوست از سطح بافت منعکس می شود. بخش عمدهای از نور تابشی قارد لایه اول پوست شده و تا زمانی که توسط رنگدانههای پوست میرا شود یا از سطح دیگر پوست خارج شود به مسیر غیرمستقیم خود ادامه می دهد [۱۶ – ۱۳]. با توجه به محدوده شدت به کاربرده شده در این مقاله، برای مدلسازی چگونگی توزیع دما درون پوست در ابتدا به حل معادله ناپایای انتقال حرارت می پردازیم. پس از استخراج جواب تحلیلی معادله و استفاده از شرایط مرزی مناسب، توزیع دما در نقاط مختلف پوست در زمانهای مختلف استخراج می گردد که با استفاده از نمودارهای استخراج شده از روابط به بحث پیرامون آنها خواهیم پرداخت.

# روش بررسی

در این مدل، ناحیه اپی درمیس پوست به صورت صفحهای نیمه نامتناهی به ضخامت ۱۰۰ $\mu$  در نظرگرفته شده که توسط لیزر CO2 در ناحیهای به شعاع r=۱mm مورد تابش قرار می گیرد. با توجه به شعاع لیزر مورد استفاده و توان حدود ۷۰۰mW -۵۰۰ چگالی تابش این لیزر تقریباً حدود  $\frac{w}{cm^2}$  ۵ می شود. معادله انتقال حرارت در حالت ناپایا را می توان به صورت زیر نوشت [۱۷]:

$$\frac{\partial T(z,t)}{\partial t} - \frac{k}{\rho c} \frac{\partial^2 T(z,t)}{\partial z^2} = \frac{Q_0}{\rho c} e^{-\alpha t}$$

که در آن T(z,t) میزان افزایش دما در عمق دلخواه z در زمان k ،t ضریب هدایت گرمایی پوست، P چگالی پوست، z ظرفیت گرمایی k ،t ویژه پوست،  $\alpha$  ضریب جذب و  $Q_0$  چگالی گرمای ایجاد شده توسط لیزر می باشد. جواب معادله بالا پس از انجام عملیات جبری به صورت زیر بدست می آید:

$$T(z,t) = \frac{B_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} e^{-\beta_n^2 t} \left[ A_n \sin(\frac{\beta_n}{\sqrt{a}}z) + B_n \cos(\frac{\beta_n}{\sqrt{a}}z) \right] + E_z - \frac{Q_0}{\sigma^2 k} e^{-\sigma z}$$

که در آن
$$\beta_n = \frac{2\sqrt{an\pi}}{1}$$
 و  $1$  و  $a = \frac{k}{pc}$  ،  $\beta_n = \frac{2\sqrt{an\pi}}{1}$  که در آن  $Q_0$ .  
است.  $Q_0$  را می توان با استفاده از رابطه زیر بدست آورد.  
(۳)

$$Q_0 = \frac{P}{\pi r^2 \int\limits_0^l e^{-\alpha z} dt}$$

که در آن P توان گرمای ایجاد شده توسط لیزر و r شعاع ناحیه تابش است.  $B_n$ ,  $A_n$  و E ثابتهای معادله هستند که پس از اعمال شرایط مرزی و اولیه بدست میآیند. شرایط اولیه و مرزی زیر برای بدست آوردن جواب منحصر به فرد دما به کار رفته اند.

۱ – شرط اوليه:

$$T(z,t)\big|_{t=0} = 0 \tag{(f)}$$

$$\frac{\partial T}{\partial z}\Big|_{z=0} = 0 \tag{(a)}$$

که بیانگر بیشینه دما بر روی سطح پوست یعنی همان محل تابش است. پس از اعمال شرایط مرزی بالا روابط زیر بدست می آیند.

$$E = \frac{-Q_0}{\alpha k} \tag{(5)}$$

$$A_n = 0 \tag{(Y)}$$

$$B_{n} = \frac{2lQ_{0}}{ak\left(a^{2}l^{2} + 4n^{2}\pi^{2}\right)} \left(e^{\alpha l} - 1\right), \ n \neq 0$$
(A)

$$B_{0} = \frac{Q_{0}l}{ak} \left[ 1 - \frac{2}{l^{2}a^{2}} \left( e^{-\alpha l} - 1 \right) \right]$$

جواب تحلیلی معادله (۱) بعد از انتگرال گیری به صورت زیر در می آید [۱۸]:

$$T(z,t) = \frac{-Q_0 l^2 \alpha^2 + 2Q_0 - 2Q_0 e^{-\alpha l}}{2\alpha^3 k l} + \sum_{n=1,odd}^{\infty} e^{-\beta_n^2 t} (\frac{4Q_0 l}{\alpha k n \pi^2}) \cos(\frac{\beta_n}{\sqrt{a}} z) - \frac{Q_0}{\alpha k} z - \frac{Q_0}{\alpha^2 k} e^{-\alpha z}$$

#### یافته ها

(٩)

تابع توزیع دمای استخراج شده از معادله (۱۰) برای رسم نمودارهای دما در ناحیه اپی درمیس در نقاط مختلف، زمانهای مختلف و توانهای مختلف به کار رفته است. لیزر مورد استفاده لیزر CO2 با شعاع تابش r=۱mm می باشد. ضریب هدایت گرمایی k و cO2 با شعاع تابش r=۱mm می باشد. ضریب هدایت برمایی k a مربوط به ناحیه اپی درمیس در طول موج لیزر CO2 به ترتیب a مربوط به ناحیه اپی درمیس در طول موج ایزر de مریب جذب k=W/mK0/4 و s فریس برابر است با  $\frac{W}{\mu} = \alpha$ شده در محدوده ۵۰۰، ۵۰۰ و ۰۰۰ میلی وات است که چگالی برابر با

۱۶ بدست می دهد. این چگالی طبق مطالب درج شده در مقدمه  $\frac{w}{cm^2}$  این مقاله در محدوده برهمکنش فوتوگرمائی میافتد.

در شکل شماره ۱ افزایش دما برحسب عمق در ناحیه اپی درمیس برای توان تابش P=۵۰۰mW در زمانهای ۱۰ms، ۱۰ms و ۱۰ms رسم شده است. همانگونه که از شکل شماره ۱ پیدا است بیشینه افزایش دمای ایجاد شده که بر روی سطح پوست و در ناحیه تابش افزایش دمای ایجاد شده که بر روی سطح پوست و در ناحیه تابش است پس از گذشت ۱۰ms و ۱۰ms به ترتیب افزایش دما در انتهای ناحیه اپی درمیس تقریباً ۴ درجه است.



شکل ۱- تغییرات افزایش دما برحسب عمق در ناحیه اپی درمیس در زمان های ۱۰۰ ms ،۱ ms ،۱۰ ms با توان ۵۰۰mW و شعاع تابش r=۱ mm

در شکل شماره ۲ افزایش دما برحسب عمق در ناحیه اپی درمیس در زمان ۲۰۰۱ms، ۵۰۰۳W توان های ۵۰۰۳W پیدا است ۲۰۰۰ ۲۰۰۸ رسم شده است. همانگونه که از شکل شماره ۲ پیدا است بیشینه افزایش دمای ایجاد شده پس از گذشت ۲۰/۰۰ برای توان های ۵۰۰۳W، ۵۰۰۳W و ۲۰۰۳W به ترتیب ۲۹/۴۲، ۲۹/۹۲ و ۳۳/۷۷ کلوین است. با توجه به نمودار شماره (۲)، پس از گذشت ۲۰۰۱ms گذار در این زمان می باشد.

در شکل شماره ۳ افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس در عمق های ۲۹ و ۲ ۱/۲۵رسم شده است. همانگونه که از شکل شماره ۳ پیداست بیشینه دمای ایجاد شده در عمقهای ۲۴ و ۱/۲۵۴ به ترتیب ۱۲/۶۹ و ۱۲/۸۴ کلوین است.







شکل۳- تغییرات افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس در عمق های ۲µ و ۲ ۱/۲۵ با توان ۵۰۰ mW با شعاع تابش r=1mm

در شکل شماره ۴ افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس روی سطح پوست (۲=۰) رسم شده است. همانطور که از شکل شماره ۴ پیداست با افزایش زمان دما افزایش می یابد تا به حالت تعادل برسد.

در شکل شماره ۵ افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس روی سطح پوست برای توان های ۵۰۰mW، ۵۰۰mW و ۷۰۰mW رسم شده است. با توجه به شکل شماره ۵ بیشینه افزایش دمای ایجاد شده برای توان های ۵۰۰mW، ۳۰۰۳ و ۲۰۰mW به ترتیب ۲۱/۲۵، ۲۱/۲ و ۴۹/۸۸ کلوین است.



شکل ۴- تغییرات افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس روی سطح پوست با توان ۳W ۵۰۰ با شعاع تابش r=1mm



شکل ۵- تغییرات افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس برای توان های ۳W ۵۰۰ mW و ۷۰۰ mV با شعاع تابش r=۱ mm

## بحث و نتیجه گیری

در این مقاله تغییرات دمائی لایه اول پوست (اپی درمیس) به ضخامت ۱۰۰µm تحت تابش لیزر CO2 مورد بررسی قرار گرفته است. برای این بررسی معادله انتقال حرارت درون پوست حل شده و شرایط مرزی مناسب اعمال گردیده است.

شکل شماره ۲ به خوبی نشان می دهد که چنانچه افزایش دما ۰/۰۰۱*ms* بعد از تابش لیزر بررسی گردد، یک بیشینه در دما ظاهر می گردد که بطور متوسط برای لیزرهای با توان های مختلف حدود ۳۰K است. این بیشینه در عمق μmμ ۱/۲۳ اتفاق می افتد. این نتیجه نشان میدهد که شاید بکارگیری لیزرهای بسیار پر توان و بیش از ۷۰۰mW که چگالی گرمائی بیش از <u>س</u> ۱۶ ایجاد میکنند سبب  $cm^2$ 

ایجاد آستانه سوختگی گردند. این موضوع بخوبی از شکل های شماره ۴ و ۵ نیز برمیآید بطوریکه افزایش سریع دما در سطح پوست و ایجاد یک گرادیان دمائی قابل ملاحظه بین هوای بالای پوست و سطح آن می تواند جبران ناپذیر باشد.

شکل های شماره ۶ و ۷ نشان دهنده افزایش دما با لیزر CO2 از مرجع [۱۹] گرفته شده است. این نتایج توافق خوبی با این مقاله نشان می دهند زیرا فرام و دیگران [۱۹] حداکثر دمای سطحی پوست را با لیزر CO2 با توان ۱۷ مقدار ۱۰درجه سانتیگراد گزارش کرده اند که معادل ۵ درجه سانتیگراد برای یک لیزر ۵۰۰mW است. مقاله حاضر که از لیزر CO2 با توان ۵۰۰mW استفاده کرده است،



شکل ۶- افزایش دما بر حسب زمان برای پوست بی مو [۱۹]



افزایش دمای مزبور را حدود ۳۰K که تقریباً ۴ درجه سانتیگراد است را پیش بینی می کند. این مقدار افزایش دما که هم مرتبه با مرجع

است.

[۱۹] است نشان دهنده کارآئی و درستی مدل گرمائی پیشنهادی

منابع

- 1. Jorge N Serup and G. B. E. Jeme C. Hand book of Non-Invasive Methods and the S kin. CRC Press (1995).
- 2. David H. Sliney and Stephen L. Trockel. Medical Lasers and Their Safe Use. Springer- Verlag (1993).
- 3. Markolf H. Niemz. Laser-Tissue Interactions. Springer-Verlag (1996).
- 4. Ashley J. Welch and Martin J. C. vange mert. Optical-Thermal Response of Laser- Irradiated Tissue. Plenum Press (1995).
- 5. Derek A. Aonce and Alex J. Fowler. The e ect of thermal lensing during selective photothermolysis. Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer 2002; 73: 473-9.
- Al-Saadi MH, Nadeau V, Sickinson MR. A Novel Modelling And Experimental Technique To Predict And Measure Temperature During CO2 Laser Stimuli For Human Pain Studies. Laser Med Sci 2006; 21: 95-100.
- Kui-Wen Guan, Yan-Qi Jiang, Chang-Sen Sun, Hong Yu, A two-layer model of laser interaction with skin: A photothermal effect analysis. Optics and Laser Technology, In Press.
- Ishimaru A. Wave propagation and scattering in random media. Academic Press 1978.
- 9. Lowe NJ, et al. Skin resurfacing with ultrapulse CO2 laser. Dermatol. Surg 1995; 21: 1025-9.
- Landthaler M, Haina D, Brunner R, et al. Neodymium-YAG laser therapy for vascular lesions. J Am Acad Dermatol 1986; 14:107-17.

- Acland KM. Barlow RJ. Lasers for the dermatologist. Br J Dermatol 2000; 143: 244-55.
- 12. Sheehan-Dare R.A, Coterill J.A. Lasers in Dermatology. Br J Dermatol 1993; 129: 1-8.

۱۳. نوش آبادی فاطمه، میران بیگی محمدحسین، مهاجرانی عزالدین و

منصوری پروین. استفاده از طیف حاصل از اسپکتروفتومتری در ارزیابی و طبقه بندی رنگ یوست. لیزر یزشکی ۱۸، ۶ (۲): ۲۶-۱۸.

- 14. Hulsbusch M, Holscher D, Blazek V. Spectral Monte-Carlo Simulations of Photon Penetration in Biotissue in Visible and Near Infrared. Progress in Electromagnetics Research Symposium, Prague, Czech Republic, August (2007).
- 15. Angelopoulou E. Understanding the Color of Human Skin. Proceedings of the SPIE Conference on Human Vision and Electronic Imaging VI (SPIE) 2001; 4299: 243-51.
- Stamatas G. N, Zmudzka B. Z, Kollias N. Non-Invasive Measurements of Skin Pigmentation In. Situ. Pigment Cell Res 2004; 17: 618-26.
- Markolf H. Niemz. Laser-Tissue Interactions. Springer-Verlag (1996).
- 18. Arfken G. Mathematical Methods for Physicists, 2nd, ed. New York, Academic Press (1970).
- Ken S Frahm, Ole K Andersen, Lars Arendt-Nielsen, Carsten D Morch, Spatial temperature distribution in human hairy and glabrous skin after infrared CO2 laser radiation. BioMedical Engineering OnLine 2010, 9:69.