

بررسی اثر فوتوگرمایی لیزر CO₂ بر روی پوست

خلاصه

حمید نادگران^۱پرویز الهی^۲لیلا خلفی^۳

زمینه و هدف: در این مقاله برهمکنش فوتوگرمایی لیزر CO₂ با لایه اول پوست به ضخامت $100\ \mu m$ مدلسازی شده است. برای اینکار توزیع دما ناشی از گرمای ایجاد شده تحت تابش لیزر بر روی 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 قرار گرفته است. همچنین دما بر روی سطح پوست در زمان‌های مختلف و توان‌های مختلف نیز بررسی شده است.

نتیجه گیری: نتایج نشان می‌دهند که یک بیشینه افزایش دما در عمق $1/23\ \mu m$ و بعد از گذشت ۱ میلی ثانیه در ناحیه اپی درمیس اتفاق می‌افتد که بکارگیری لیزرهایی با توان‌های بیشتر از $700\ mW$ را با مشکل مواجه می‌کند. اهمیت این افزایش سریع دما که با چگالی‌های تابشی بیشتر از $16\ \frac{W}{cm^2}$ اتفاق می‌افتد، می‌تواند پوست را به آستانه سوختگی برسد.

واژه‌های کلیدی: لیزر CO₂، اثرات فوتوگرمایی پوست انسان، اپی درمیس

^۱دانشیار بخش فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه شیراز
^۲بخش فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه بیل کنت،
 آنکارا، ترکیه
^۳دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک، دانشگاه
 پیام نور شیراز

نویسنده مسئول: حمید نادگران، تلفن: ۰۹۱۷۱۱۷۰۳۹
 پست الکترونیک: nadgaran@susc.ac.ir

مقدمه

جمله برهمکنش مهم لیزر با بافت می‌توان به جذب نور لیزر و پراکندگی توسط بافت اشاره نمود. این دو فرآیند می‌توانند به ترتیب با استفاده از نظریه انتقال فوتون و همچنین نظریه پراکندگی [۸] و معادلات انتقال گرما توصیف شوند. لیزرهای CO₂، Diode، Erbium، Nd:YAG و غیره از جمله لیزرهایی هستند که در پوست استفاده می‌شوند [۹-۱۲].

طول موج لیزر CO₂، $10/64\ \mu m$ است. تابش این نوع لیزر به دو صورت پالسی و پیوسته می‌تواند باشد. پس از لیزر اربیوم این لیزر به خوبی در آب جذب می‌شود 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 می‌توانند 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

مطالعه و شناخت چگونگی برهمکنش لیزر با بافت در بسیاری از کاربردهای لیزر در پزشکی از اهمیت فوق العاده‌ای برخوردار است. اندازه‌گیری 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 تأثیرات جبران ناپذیری بر روی بافت گردد [۱-۶]. چگونگی برهمکنش لیزر با بافت بستگی به خصوصیات اولیه لیزر از جمله طول موج، پیوسته یا پالسی بودن خروجی لیزر، 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 گرمایی بافت، چگالی بافت، ظرفیت گرمایی ویژه بافت. به طور کلی لیزرهایی که دارای شدت کمتر از $0/1\ W/cm^2$ هستند برهمکنش وتوشیمیایی^۱، $10^5-10^8\ \frac{W}{cm^2}$ برهمکنش فوتوگرمایی^۲، $10^9-10^5\ \frac{W}{cm^2}$ دارای برهمکنش کندگی^۳، شدت $10^{11}\ \frac{W}{cm^2}$ و بالاتر باعث ایجاد پلازما^۴ و در هم گسیختگی^۵ بافت می‌شوند [۷]. از

^۱-Photochemical

^۲-Photothermal

^۳-Ablation

^۴-Plasma

^۵-Disruption

$$Q_0 = \frac{P}{\pi r^2 \int_0^l e^{-\alpha z} dz}$$

که در آن P توان گرمای ایجاد شده توسط لیزر و Γ 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 اولیه:

$$T(z, t)|_{t=0} = 0 \quad (4)$$

که بیانگر عدم افزایش دما قبل از تابش است.

۲- شرط مرزی

$$\left. \frac{\partial T}{\partial z} \right|_{z=0} = 0 \quad (5)$$

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

$$E = \frac{-Q_0}{\alpha k} \quad (6)$$

$$A_n = 0 \quad (7)$$

$$B_n = \frac{2lQ_0}{ak(a^2l^2 + 4n^2\pi^2)}(e^{-\alpha l} - 1), n \neq 0 \quad (8)$$

$$B_0 = \frac{Q_0l}{ak} \left[1 - \frac{2}{l^2a^2}(e^{-\alpha l} - 1) \right] \quad (9)$$

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

$$T(z, t) = \frac{-Q_0l^2\alpha^2 + 2Q_0 - 2Q_0e^{-\alpha l}}{2\alpha^3kl} + \sum_{n=1, \text{odd}}^{\infty} e^{-\beta_n^2 t} \left(\frac{4Q_0l}{\alpha kn\pi^2} \right) \cos\left(\frac{\beta_n}{\sqrt{a}}z\right) - \frac{Q_0}{\alpha k}z - \frac{Q_0}{\alpha^2k}e^{-\alpha z} \quad (10)$$

یافته ها

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 $\Gamma = 1\text{mm}$ می‌باشد. ضریب هدایت گرمایی k و a مربوط به ناحیه اپی درمیس در طول موج لیزر CO2 به ترتیب $a = 1/2 * 10^{(-7)} \frac{m^2}{s}$ و $k = W/mK0/4$ [۷] و α ضریب جذب ناحیه اپی درمیس برابر است با $\alpha = \frac{W}{\mu}$ ۰/۲ است. توان‌های استفاده شده در محدوده ۵۰۰، ۶۰۰ و ۷۰۰ میلی وات است که چگالی برابر با

که درمیس به لایه زیرین اپی درمیس متصل شده است. هنگامیکه یک پرتو الکترو مغناطیس به سطح پوست می‌رسد کسر کوچکی از نور تابشی (حدود ۴-۶٪) بدلیل اختلاف ضریب شکست بین هوا و سطح پوست از سطح بافت منعکس می‌شود. بخش عمده‌ای از نور تابشی وارد 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 می‌دهد [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 می‌پردازیم. پس از استخراج جواب تحلیلی معادله و استفاده از شرایط مرزی مناسب، توزیع دما در نقاط مختلف پوست در زمان‌های مختلف استخراج می‌گردد 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 $100\mu m$ در نظر گرفته شده که توسط لیزر CO2 در ناحیه‌ای به شعاع $\Gamma = 1\text{mm}$ مورد تابش قرار می‌گیرد. با توجه به شعاع لیزر مورد استفاده و توان حدود ۷۰۰-۵۰۰mW چگالی تابش این لیزر تقریباً حدود $16 \frac{W}{cm^2}$ می‌شود. معادله انتقال حرارت در حالت ناپایا را می‌توان به صورت زیر نوشت [۱۷]:

$$\frac{\partial T(z, t)}{\partial t} - \frac{k}{\rho c} \frac{\partial^2 T(z, t)}{\partial z^2} = \frac{Q_0}{\rho c} e^{-\alpha z} \quad (11)$$

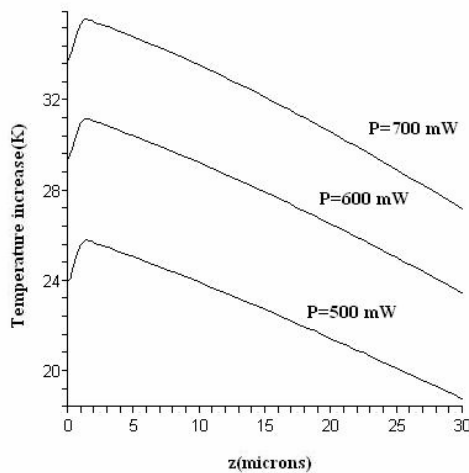
که در آن $T(z, t)$ میزان افزایش دما در عمق دلخواه z در زمان t . k ضریب هدایت گرمایی پوست، P چگالی پوست، c ظرفیت گرمایی ویژه پوست، α ضریب جذب و Q_0 چگالی گرمای ایجاد شده توسط لیزر می‌باشد. جواب معادله بالا پس از انجام عملیات جبری به صورت زیر بدست می‌آید:

$$(12)$$

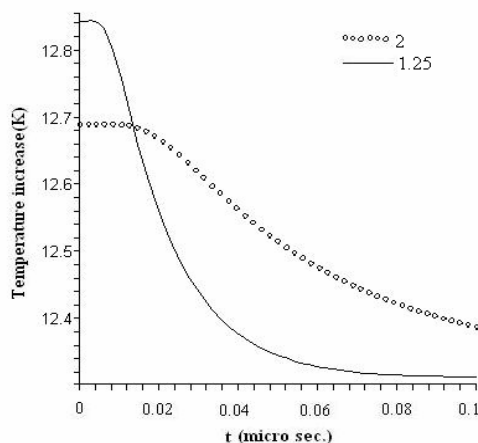
$$T(z, t) = \frac{B_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} e^{-\beta_n^2 t} \left[A_n \sin\left(\frac{\beta_n}{\sqrt{a}}z\right) + B_n \cos\left(\frac{\beta_n}{\sqrt{a}}z\right) \right] + Ez - \frac{Q_0}{\alpha^2k} e^{-\alpha z}$$

که در آن $\beta_n = \frac{2\sqrt{an}\pi}{1}$ ، $a = \frac{k}{\rho c}$ و l ضخامت ناحیه اپی درمیس است. Q_0 را می‌توان با استفاده از رابطه زیر بدست آورد.

$$(13)$$



شکل ۲- تغییرات افزایش دما برحسب عمق در ناحیه اپی درمیس با توان های ۷۰۰ mW، ۶۰۰ mW، ۵۰۰ mW در زمان ۰/۰۰۱ ms



شکل ۳- تغییرات افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس در عمق های ۲ μm و ۱/۲۵ μm با توان ۵۰۰ mW با شعاع تابش r=۱mm

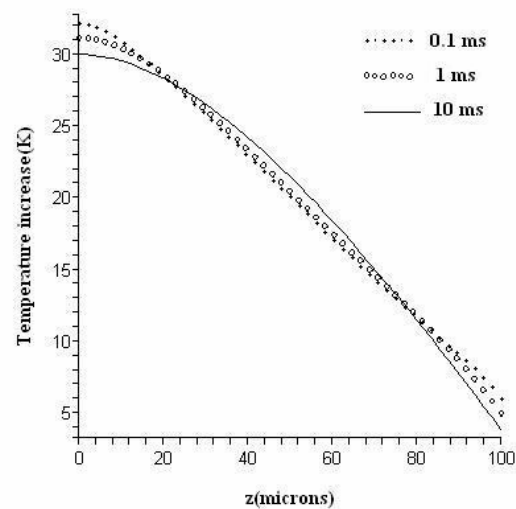
در شکل شماره ۴ افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس روی سطح پوست (Z=۰) رسم شده است. همانطور که از شکل شماره ۴ پیداست با افزایش زمان دما افزایش می یابد تا به حالت تعادل برسد.

در شکل شماره ۵ افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس روی سطح پوست برای توان های ۵۰۰ mW، ۶۰۰ mW و ۷۰۰ mW رسم شده است. با توجه به شکل شماره ۵ بیشینه افزایش دمای ایجاد شده برای توان های ۵۰۰ mW، ۶۰۰ mW و ۷۰۰ mW به ترتیب ۲۷/۰۵، ۳۱/۲ و ۴۹/۸۸ کلوین است.

۱۶ $\frac{W}{cm^2}$ بدست می دهد. این چگالی طبق مطالب درج شده در مقدمه

این مقاله در محدوده برهمکنش فوتوگرمایی می افتد.

در شکل شماره ۱ افزایش دما برحسب عمق در ناحیه اپی درمیس برای توان تابش P=۵۰۰ mW در زمان های ۱۰ ms، ۱ ms و ۰/۱ ms رسم شده است. همانگونه که از شکل شماره ۱ پیداست بیشینه افزایش دمای ایجاد شده که بر روی سطح پوست و در ناحیه تابش است پس از گذشت ۱۰ ms، ۱ ms و ۰/۱ ms به ترتیب ۲۹/۸۹، ۳۱/۰۷ و ۳۱/۹۹ کلوین می شود که به این ترتیب افزایش دما در انتهای ناحیه اپی درمیس تقریباً ۴ درجه است.



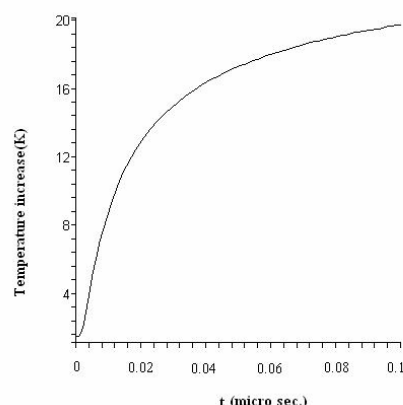
شکل ۱- تغییرات افزایش دما برحسب عمق در ناحیه اپی درمیس در زمان های ۱۰ ms، ۱ ms، ۰/۱ ms با توان ۵۰۰ mW و شعاع تابش r=۱ mm

در شکل شماره ۲ افزایش دما برحسب عمق در ناحیه اپی درمیس در زمان ۰/۰۰۱ ms برای توان های ۵۰۰ mW، ۶۰۰ mW و ۷۰۰ mW رسم شده است. همانگونه که از شکل شماره ۲ پیداست بیشینه افزایش دمای ایجاد شده پس از گذشت ۰/۰۰۱ ms برای توان های ۵۰۰ mW، ۶۰۰ mW و ۷۰۰ mW به ترتیب ۲۳/۹۳، ۲۹/۴ و ۳۳/۷۷ کلوین است. با توجه به نمودار شماره (۲)، پس از گذشت ۰/۰۰۱ ms بیشینه افزایش دما در عمق ۱/۲۳ μm است که به علت حالت گذار در این زمان می باشد.

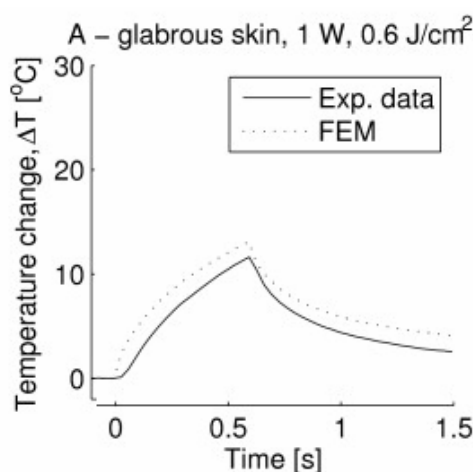
در شکل شماره ۳ افزایش دما برحسب زمان در ناحیه اپی درمیس در عمق های ۲ μm و ۱/۲۵ μm رسم شده است. همانگونه که از شکل شماره ۳ پیداست بیشینه دمای ایجاد شده در عمق های ۲ μm و ۱/۲۵ μm به ترتیب ۱۲/۶۹ و ۱۲/۸۴ کلوین است.

ایجاد آستانه سوختگی گردند. این موضوع بخوبی از شکل های شماره ۴ و ۵ نیز برمی آید 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.

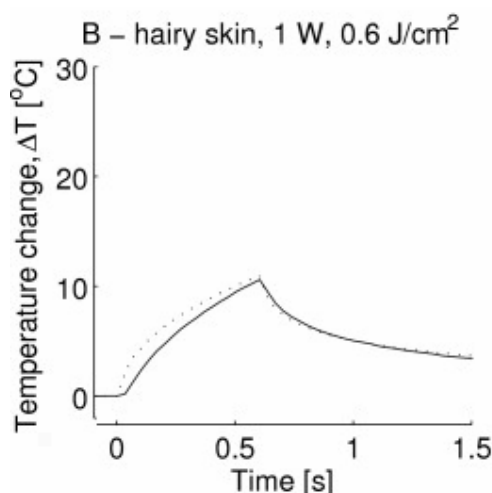
شکل های شماره ۶ و ۷ نشان دهنده افزایش دما با لیزر CO₂ از مرجع [۱۹] گرفته شده است. این نتایج توافق خوبی با این مقاله نشان می دهند زیرا فرام و دیگران [۱۹] حداکثر دمای سطحی پوست را با لیزر CO₂ با توان ۱ W مقدار ۱۰ درجه سانتیگراد گزارش کرده اند که معادل ۵ درجه سانتیگراد برای یک لیزر ۵۰۰ mW است. مقاله حاضر که از لیزر CO₂ با توان ۵۰۰ mW استفاده کرده است،



شکل ۴- تغییرات افزایش دما بر حسب زمان در ناحیه اپی درمیس روی سطح پوست با توان ۵۰۰ mW با شعاع تابش r=1mm

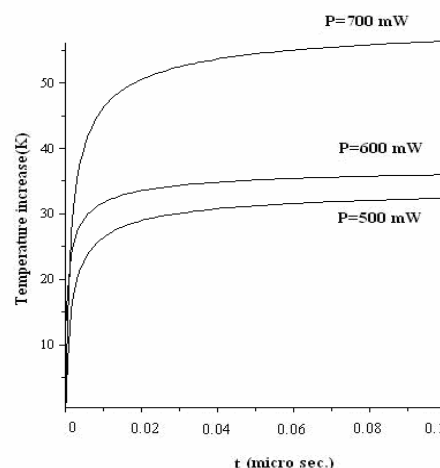


شکل ۶- افزایش دما بر حسب زمان برای پوست بی مو [۱۹]



شکل ۷- افزایش دما بر حسب زمان برای پوست مودار [۱۹]

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



شکل ۵- تغییرات افزایش دما بر حسب زمان در ناحیه اپی درمیس برای توان های ۵۰۰ mW، ۶۰۰ mW و ۷۰۰ mW با شعاع تابش r=1 mm

بحث و نتیجه گیری

در این مقاله تغییرات دمائی لایه اول پوست (اپی درمیس) به ضخامت $100\text{ }\mu\text{m}$ 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 0.1 ms بعد از تابش لیزر بررسی گردد، یک بیشینه در دما ظاهر می گردد که بطور متوسط برای لیزرهای با توان های مختلف حدود ۳۰ K است. این بیشینه در عمق $1/23\text{ }\mu\text{m}$ اتفاق می افتد. این نتیجه نشان می دهد که شاید بکارگیری لیزرهای بسیار پر توان و بیش از ۷۰۰ mW که چگالی گرمائی بیش از $16\text{ }\frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$ ایجاد می کنند سبب

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 effect of thermal lensing during selective photothermolysis. Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer 2002; 73: 473-9.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
10. Landthaler M, Haina D, Brunner R, et al. Neodymium-YAG laser therapy for vascular lesions. J Am Acad Dermatol 1986; 14:107-17.
11. 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، مهجرائی عزالدین و منصوری پروین. استفاده از طیف حاصل از اسپکتروفوتومتری در ارزیابی و طبقه بندی رنگ پوست. لیزر پزشکی ۱۳۸۸، 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.
16. Stamatas G. N, Zmudzka B. Z, Kollias N. Non-Invasive Measurements of Skin Pigmentation In Situ. Pigment Cell Res 2004; 17: 618-26.
17. Markolf H. Niemz. Laser-Tissue Interactions. Springer-Verlag (1996).
18. Arfken G. Mathematical Methods for Physicists, 2nd, ed. New York, Academic Press (1970).
19. 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.