لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۵، دورهٔ ۱۳، شمارهٔ ۱، صفحات: ۶-۲ .

مقاله پژوهشی

شبیه‌سازی گرمایش پوست به‌روش تابش جزئی لیزر Nd:YAG برای درمان‌های پوستی

فاطمه مزارعی [۱]
غلامرضا هنرآسا [۲]

خلاصه

مقدمه: روش تابش جزئی یک روش لیزردرمانی برای جوان‌سازی پوست، درمان چروک‌های نازک و عمیق، برطرف کردن جای زخم یا سوختگی و درمان ضایعات سطحی پوست است. در روش تابش جزئی، شبکه‌ای از لکه‌های لیزر با قطر یکسان به پوست می‌تابد. در این روش تنها بخشی از ناحیهٔ انتخابی آسیب می‌بیند و ناحیه‌های دیگر درون پوست دست‌نخورده و سالم باقی می‌ماند و پوست سریع‌تر بهبود می‌یابد.

روش بررسی: با حل معادلهٔ انتقال گرما برای بافت پوست به‌ازای تابش سرتخت و گاوسی یک لیزر Nd:YAG، توزیع دما درون بافت به‌دست می‌آید. سپس با استفاده از بیشترین و کمترین مقدار دمای درون بافت، درصد تابش جزئی و عمق تابش جزئی برای پرتوی ورودی سرتخت و گاوسی محاسبه و با یکدیگر مقایسه می‌شود.

یافته‌ها: عمق تابش جزئی برای پرتوی سرتخت بیشتر از پرتوی گاوسی است و براساس میزان عمقی از بافت که برای درمان نیاز است، از پرتوی ورودی گاوسی یا سرتخت استفاده می‌شود.

نتیجه‌گیری: اهدف این مقاله شبیه‌سازی رفتار گرمایی بافت پوست در روش تابش جزئی است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد با افزایش عمق، اختلاف بیشترین و کمترین دمای درون بافت کم می‌شود. همچنین هرچه فاصلهٔ بین لکه‌ها زیادتر شود، عمق نفوذ مؤثر لیزر درون بافت کاهش می‌یابد.

واژه‌های کلیدی: تابش جزئی، شبکهٔ گرمایی، درمان پوست، لیزر Nd:YAG

۱. *دانشجوی کارشناسی ارشد فوتونیک، دانشکدهٔ فیزیک، دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز، ایران*

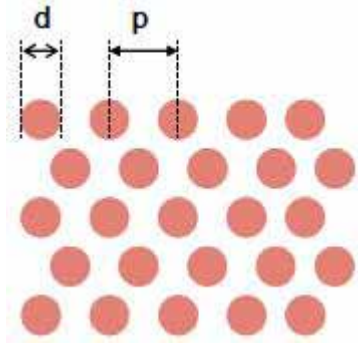
۲. *استادیار فیزیک، دانشکدهٔ فیزیک، دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز، ایران*

نویسندهٔ مسئول: غلامرضا هنرآسا، تلفن: ۰۷۱۳۷۲۶۱۳۹۲
پست الکترونیک: **honarasa@sutech.ac.ir**

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-11]

مقدمه

لیزرهای حالت جامد به‌دلیل راندمان بالا، پایداری و امکان دستیابی به توان‌های بالا از اهمیت زیادی برخوردارند و کاربردهای وسیعی در بخش‌های صنعتی، پزشکی و نظامی پیدا کرده‌اند. از میان آن‌ها بلور لیزری Nd:YAG به‌دلیل سختی، کیفیت اپتیکی مطلوب، رسانندگی گرمایی بالا و دارا بودن خط فلوئورسانس تیز بیشترین کاربرد را دارد و خوش‌رفتارترین لیزر حالت جامد لقب گرفته است[۱]. هدف این مقاله بررسی و شبیه‌سازی یکی از کاربردهای این لیزر در پزشکی یعنی؛ درمان بیماری‌های پوستی با روش تابش جزئی[1] نور با کمک نرم‌افزار کامسول است. برای لیزرهایی که عمق نفوذ بالایی دارند مانند لیزر Nd:YAG با طول‌موج ۱۰۶۴ نانومتر، تأثیر پراکندگی نور در پوست باعث گسترش باریکهٔ نور و درنتیجه کاهش قابل توجهی در کیفیت اندازهٔ لکهٔ لیزر می‌شود. بعضی از درمان‌های پوستی این لیزر مانند لکه‌های قرمز دائمی و خال‌های گوشتی با کمک روش تابش جزئی استاندارد، می‌تواند مفید باشد. اخیراً از تابش جزئی برای درمان لکه‌های ناشی از نور خورشید نیز استفاده شده است[۲]. لیزر درمانی جزئی یک روش نسبتاً جدید برای جوان‌سازی[2] پوست و همچنین درمان چروک‌های نازک و عمیق، برطرف‌کردن جای زخم یا سوختگی و درمان ضایعات سطحی پوست است[۸-۳]. در روش تابش جزئی به‌جای اینکه نور به‌صورت توده‌ای (کلی) به پوست بتابد، به‌صورت شبکه‌ای با لکه‌هایی با قطر یکسان d و با فاصلهٔ بین دو لکهٔ مشخص و تغییرپذیر P مانند شکل ۱ به بافت می‌تابد. برخلاف تابش کلی که تمام ناحیه‌ای که به‌عنوان هدف انتخاب شده‌است آسیب می‌بیند، تابش جزئی به‌دنبال این است که تنها بخشی از ناحیهٔ انتخابی آسیب ببیند و ناحیه‌های دیگر درون پوست دست‌نخورده و سالم باقی بمانند. اگر تنها بخش‌هایی از بافت تحت درمان قرار گیرند، بافت درمان‌نشده در اطراف ناحیهٔ درمان‌شده به‌عنوان بافت سالم با سلول‌های جدید به پرکردن ناحیهٔ آسیب‌دیده کمک می‌کند و پوست سریع‌تر بهبود می‌یابد[۹]. معمولاً قطر لکه در لیزرهایی که به این



شکل۱: تابش شبکه‌ای (جزئی) نور به بافت[۳]

روش کار درمان پوست را انجام می‌دهند ۲ میلی‌متر است. به‌کمک روش عددی مونت‌کارلو و براساس پراکندگی نور در بافت، برای شکل پرتوی ورودی سرتخت نشان داده شده است که این اندازهٔ قطر توازن مناسبی را بین اثرات پراکندگی و اثرات گرمایی برقرار می‌کند[۳]. در این مقاله به منظور شبیه‌سازی تابش جزئی پرتوی لیزر به بافت و بررسی اثرات گرمایی ایجادشده ابتدا معادلهٔ مستقل از زمان گرما درون بافت با کمک نرم‌افزار کامسول برای بافتی از پوست با پارامترهای مشخص و با اعمال شرایط مرزی مناسب حل می‌شود و سپس با تغییر دادن فاصلهٔ بین لکه‌ها در عمق‌های مختلف از پوست و به‌ازای پرتوهای ورودی گاوسی و سرتخت به شبیه‌سازی نحوهٔ گرمایش پوست پرداخته می‌شود.

روش بررسی

نحوهٔ توزیع دما درون بافت را می‌توان از طریق معادلهٔ گرما به‌دست آورد[۱۰]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla.(k\nabla) + Q + Q_{bio} \quad (۱)$$

$$Q_{bio} = \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} \quad (۲)$$

که در آن ρ چگالی بافت، c گرمای ویژهٔ بافت، κ رسانندگی گرمایی بافت، Q چشمهٔ تولید گرما، Q_{bio} چشمهٔ تولید گرما درون بافت بیولوژیکی، ω_b نرخ جریان خون در واحد حجم بافت، ρ_b غلظت خون، c_b گرمای ویژهٔ خون، T_b دمای خون شریانی (سرخرگ)، Q_{met} چشمهٔ تولید گرمای سوخت‌وساز بدن بر واحد حجم است[۱۰]. گرمای سوخت‌وساز بدن به وزن، سن، جنسیت و هورمون‌های بدن وابسته است[۱۱]. در حالت پایا و با فرض یکنواخت بودن شدت پرتو $\partial T / \partial t \cong 0$ فرض شده است.

به‌منظور شبیه‌سازی دمای پوست از نرم‌افزار کامسول و بخش انتقال گرمای[3] آن استفاده می‌کنیم. فرض می‌کنیم به‌جز سطحی که نور لیزر به‌طور مستقیم به آن می‌تابد، سایر سطح‌ها دارای دمای یکسان و ثابت $T_0=293.15K$ (دمای محیط) باشند. همچنین با توجه به اینکه بیشترین گرما از سطح پوست به بیرون انتقال می‌یابد، شرط مرزی دوم با این فرض به‌دست می‌آید که بیشترین انتقال گرما از سطح پوست به‌صورت همرفت از همان سطحی که لیزر به آن می‌تابد، انجام می‌شود. بنابراین خواهیم داشت:

$$-\hat{n}.(-k\nabla T) = q_0 \quad (۳)$$

$$q_{01} = h.(T_{ext} - T) \quad (۴)$$

که در آن h ضریب انتقال گرما بین بافت و محیط، $\hat{n}$ بردار یکهٔ عمود

1. Fractional Radiation
2. Rejuvenation
3. Heat Transfer

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-11]

بر سطح، k رسانندگی گرمایی، q_{01} شار گرمای انتقال‌یافته و $T_{ext}=T_0$ همان دمای محیط است. تابش لیزر را به‌عنوان شرط مرزی سوم اضافه می‌کنیم. فرض می‌کنیم شار انتقال‌یافته به بافت q_{02} به‌صورت زیر باشد:

$$q_{02}=\varepsilon H(x,y,z) \qquad (۵)$$

که در آن ε قابلیت انتشار یا تابندگی بافت پوست و $H(x,y,z)$ تابع چشمهٔ گرمایی (نور خروجی لیزر) است که در اینجا به‌صورت شبکه‌ای از پرتوهای سرتخت یا گاوسی درنظر گرفته می‌شود. مقادیر پارامترهای مورد استفاده در این شبیه‌سازی در جدول ۱ قابل مشاهده است.

جدول۱: پارامترهای مورد استفاده در شبیه‌سازی

مقدار	واحد	توضیحات
4.8	W	توان خروجی لیزر
4.1	1/m	ضریب افت
400	$W/(m^2K)$	ضریب انتقال گرما بین بافت و محیط
1060	kg/m^3	غلظت خون
3500	J/(kgK)	گرمای ویژهٔ خون
434*10^-6	1/s	نرخ جریان خون در واحد حجم بافت
360	W/m^3	چشمهٔ تولید گرما درون بافت
310.15	K	دمای خون شریانی

نتایج شبیه‌سازی

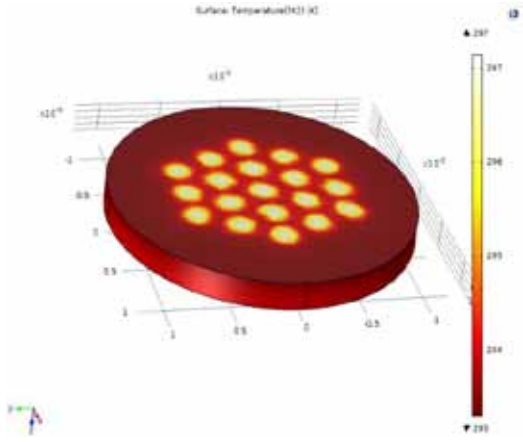
در نرم‌افزار کامسول بافت پوست به‌صورت یک استوانه به شعاع ۱۲ میلی‌متر و ضخامت ۲ میلی‌متر مانند شکل۲ درنظر گرفته شده است و نور لیزر به‌صورت یک شبکه با قطر لکهٔ d و فواصل p یک‌بار با شکل پرتوی خروجی گاوسی و بار دیگر سرتخت به این بافت می‌تابد.

پرتوی ورودی سرتخت:

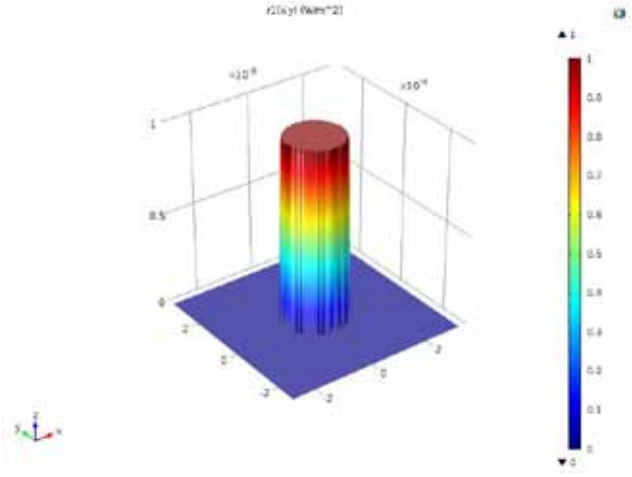
در این بخش تابش جزئی را به‌صورت شبکه‌ای از پرتوهای ورودی سرتخت به قطر d=2mm و فواصل p مختلف درنظر می‌گیریم. در شکل ۳ یکی از پرتوهای سرتخت درنظرگرفته‌شده دیده می‌شود.

با درنظر گرفتن شرایط مرزی و شبکهٔ پرتوهای سرتخت به‌عنوان تابش ورودی به بافت پوست و با حل معادلهٔ گرما توزیع دما درون پوست به‌دست می‌آید. در شکل۴ نمودار دما برحسب مکان به‌ازای عمق‌های مختلف از بافت (z) و فاصلهٔ بین دو لکه p=3 mm برای پرتوی ورودی سرتخت رسم شده است.

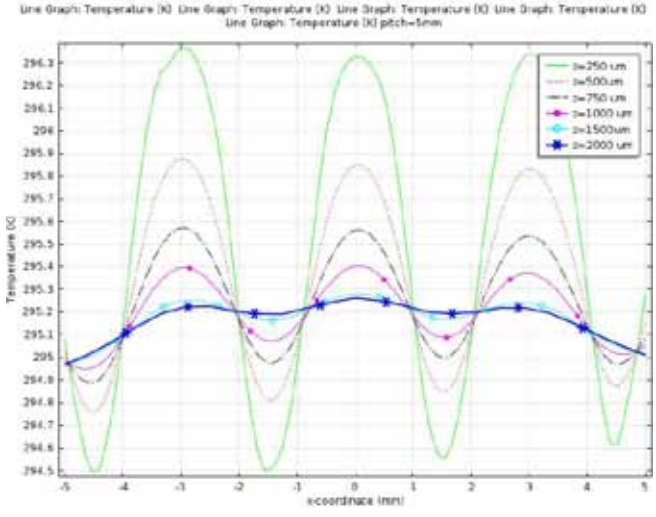
شکل۴ نشان می‌دهد که هرچه عمق بافت بیشتر شود، افت‌وخیز دما



شکل۲: شبیه‌سازی بافت پوست هنگام تابش جزئی نور به آن



شکل۳: نمونه‌ای از پرتوی ورودی سرتخت



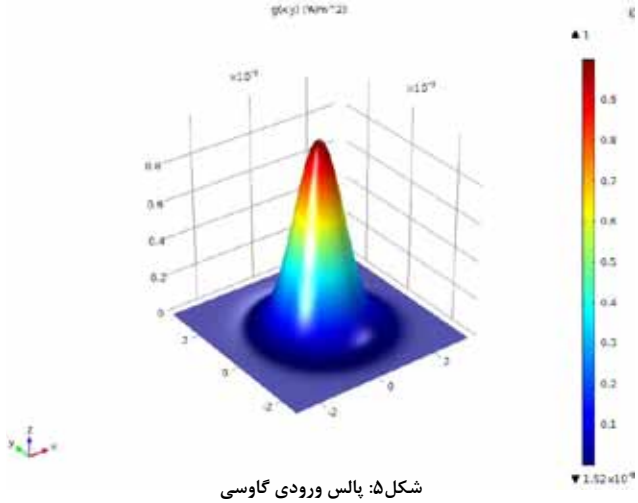
شکل۴: تغییرات دما در راستای محور x به‌ازای عمق‌های مختلف از بافت z و $p=^{۳}mm$ برای پرتوی ورودی سرتخت

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-11]

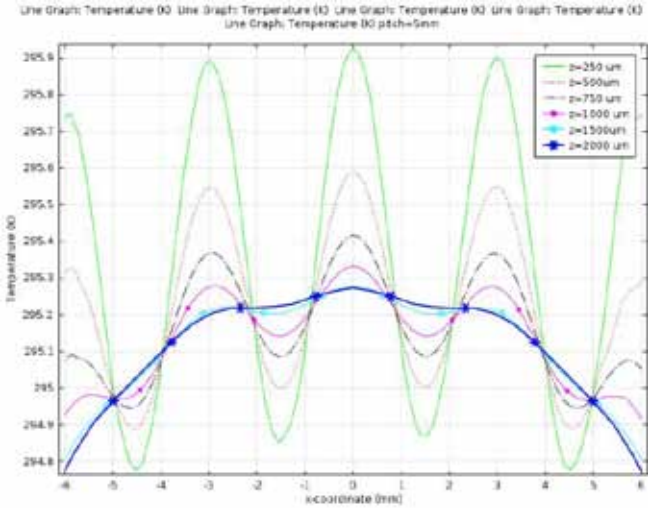
کمتر می‌شود و همچنین تأثیر تابش جزئی کاهش می‌یابد. به‌عبارتی‌دیگر توزیع دما در بافت یکنواخت می‌شود. با تغییر دادن p به‌ازای ۴ میلی‌متر، ۶ میلی‌متر و ۸ میلی‌متر نمودار دما برحسب مکان برای هریک از این مقادیر رفتار مشابهی را نشان می‌دهد.

پرتوی ورودی گاوسی

در این حالت شبکه‌ای از پرتوی ورودی گاوسی مانند شکل ۵ را با قطر d=2 mm و فواصل p مختلف درنظر می‌گیریم. برای پرتوی ورودی گاوسی نیز با حل معادلهٔ گرما تغییرات دما برحسب فاصله و در عمق‌های مختلف را به‌دست می‌آوریم که نتایج آن در شکل ۶ آمده است. در شکل۶ نیز فاصلهٔ بین هر دو لکه p=3mm است.



شکل۵: پالس ورودی گاوسی

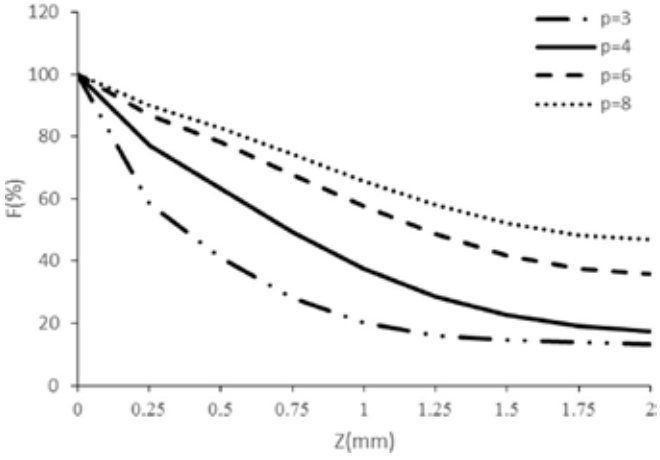


شکل۶: تغییرات دما درراستای محور x به‌ازای عمق‌های مختلف از بافت z و p=۳mm برای پرتوی ورودی گاوسی

برای درک بهتر نحوهٔ تأثیر تابش جزئی، به پارامترهای درصد تابش جزئی و عمق تابش جزئی می‌پردازیم. درصد تابش جزئی بیشترین اختلاف در بیشینه و کمینهٔ دمای بافت را نشان می‌دهد و به‌صورت زیر تعریف می‌شود[۳]:

$$F = \frac{\Delta T_{\max} - \Delta T_{\min}}{\Delta T_{\max}} \qquad (۶$$

که در آن $\Delta T_{\max}$ و $\Delta T_{\min}$ به‌ترتیب بیشترین و کمترین اختلاف دمای بافت با دمای محیط (K 293.15) است. باتوجه به شکل ۴، مقدار F به‌ازای z های مختلف متفاوت است. برای محاسبهٔ درصد تابش جزئی باتوجه به نحوهٔ توزیع دما در بافت، کمترین و بیشترین مقدار دما در هر نمودار و به‌ازای pهای مختلف، محاسبه می‌شود و به‌کمک رابطهٔ (۶) مقدار درصد تابش جزئی به‌دست می‌آید. شکل ۷ درصد تابش جزئی را برای پرتوی ورودی سرتخت نشان می‌دهد.



شکل۷: درصد تابش جزئی برحسب عمق بافت برای پرتوی ورودی سرتخت

عمق تابش جزئی یا عمق نفوذ مؤثر لیزر ، عمقی از بافت است که درصد تابش جزئی آن بالای ۵۰ درصد باشد. به‌عنوان مثال باتوجه به شکل ۵ برای P=3 MM به‌ازای Zهای کوچک‌تر از F,0.37 MM بزرگ‌تر از ۵۰ درصد خواهد بود. بنابراین عمق تابش جزئی در این حالت 0.37 MM است. جدول۲ عمق تابش جزئی را برای Pهای مختلف نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهد که هرچه فاصلهٔ P زیاد شود، عمق تابش جزئی افزایش می‌یابد.

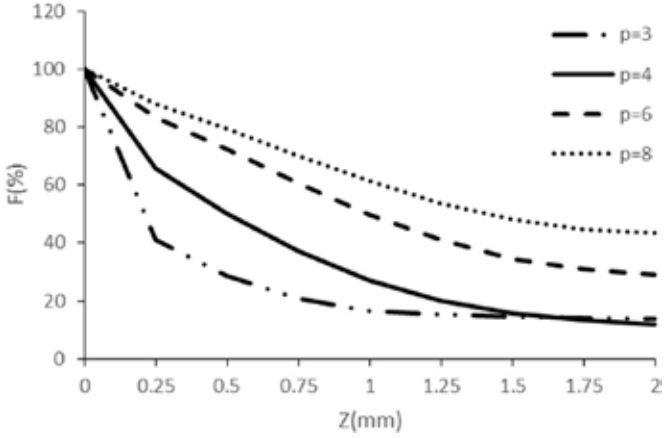
جدول۲: عمق مؤثر بافت به‌ازای pهای مختلف برای پرتوی ورودی سرتخت

p (mm)	3	4	6	8
Z_F (mm)	0.37	0.75	1.19	1.62

درصد تابش جزئی برحسب عمق بافت برای پرتوی ورودی گاوسی در شکل ۸ رسم شده است. همان‌طورکه انتظار داریم در اینجا نیز با افزایش عمق، اختلاف بیشترین و کمترین دمای درون بافت کم می‌شود و درصد

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-11]

تابش جزئی کاهش می‌یابد. مشابه این شکل برای p=4,6,8 نیز می‌توان رسم کرد که رفتار مشابهی دیده می‌شود. با استفاده از نمودارهای شکل ۸ می‌توان عمق مؤثر بافت را به‌دست آورد که نتایج آن در جدول ۳ جمع‌بندی شده است.



شکل۸: درصد تابش جزئی برحسب عمق بافت برای پرتوی ورودی گاوسی

جدول۳: عمق مؤثر بافت به‌ازای pهای مختلف برای پرتوی ورودی گاوسی

p (mm)	3	4	6	8
Z_F (mm)	0.2	0.5	1	1.45

بحث و نتیجه‌گیری

درتابش کلی تمام ناحیه‌ای که به‌عنوان هدف انتخاب شده‌است، تحت تابش لیزر قرار می‌گیرد. اما در روش تابش جزئی، لیزر تنها به بخشی از ناحیهٔ¬ انتخابی می‌تابد و ناحیه‌های دیگر درون پوست سالم باقی می‌مانند. نتایج نشان می‌دهد که در روش تابش جزئی برای هر دو پرتوی گاوس و سرتخت، هرچه عمق بافت بیشتر شود، افت‌وخیز دما کمتر می‌شود و تأثیر تابش جزئی کاهش می‌یابد. طبق داده‌های به‌دست‌آمده برای عمق تابش جزئی بافت به‌ازای پرتوهای ورودی گاوسی و سرتخت که در جدول‌های ۲ و۳ قابل مشاهده است، می‌توان به این نتیجه رسید که عمق تابش جزئی برای پرتوی گاوسی کمتر از پرتوی سرتخت است و بسته به نوع درمان و میزان عمقی از بافت که برای درمان نیاز است، از پرتوی ورودی گاوسی یا سرتخت استفاده می‌شود.

References:

1. Koechner W . Solid-state laser engineering, 2nded. Springer-vollag: Newyork, 1988.

2. Vachiramon V, Panmanee W, Techapichetvanich T, Chanprapaph K. Comparison of Q-Switched Nd: YAG Laser and Fractiona Carbon Dioxide Laser for the Treatment of Solar Lentigines in Asians. Lasers in Surgery and Medicine 2016; 48: 354-9.

3. Taylor M, Lukac M, Gorjan M, Nemes K. Combined fractional and bulk heating modality for Nd:YAG laser skin treatments. Journal of the Laser and Health Academy 2012; 2012(1): 26-34.

4. Bevec T, Lukac M. Fractional FRAC3® and TwinlightTM Laser Skin Treatments. Journal of the Laser and Health Academy 2011; 2011: 43-8.

5. Shumaker PR, Kwan JM, Landers JT, Uebelhoer NS. Functional improvements in traumatic scars and scar contractures using an ablative fractional laser protocol. Journal of Trauma and Acute Care Surgery 2012; 73: S116-S121.

6. Huang L. A new modality for fractional CO2 laser resurfacing for acne scars in Asians. Lasers in Medical Science 2013; 28: 627-32.

7. Krakowski AC, Goldenberg A, Eichenfield LF, Murray JP, Shumaker PR. Ablative Fractional Laser Resurfacing Helps Treat Restrictive Pediatric Scar Contractures. Pediatrics 2014; 134: e1700-e1705.

8. Shin MK, Lee JH, Lee SJ, Kim NI. Platelet-Rich Plasma Combined with Fractional Laser Therapy for Skin Rejuvenation. Dermatologic Surgery 2012; 38: 623-30.

9. Manstein D, Herron GS, Sink RK. Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. Lasers in Surgery and Medicne 2004; 34: 426-38.

10. 10. Lakhssassi A, Kengne E, Semmaoui H. Modifed pennes' equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis. Natural Science 2010; 2: 1375-85.

11. 11. Silbernagl S, Despopoulos A. Color atlas of physiology. Thieme Publishing Group: Newyork, 2009.

[Downloaded from icml.ir on 2026-10-11]