بیست و ششمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و دوازدهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه خوارزمی،
تهران، ایران.
۱۵-۱۶ بهمن ۱۳۹۸

شبیه‌سازی عددی انتقال انرژی باریکه‌های نوری یکنواخت و گاوسی در داخل یک بافت زنده از طریق روش مونت کارلو

محسن بهرامی[۱]، زهرا مرادپور[۲]

[1] گروه فیزیک، دانشگاه لرستان، خرم آباد (*Bahrami.m@lu.ac.ir*)

[2] گروه فیزیک، دانشگاه لرستان، خرم آباد (*moradpour.za@fs.lu.ac.ir*)

چکیده – با استفاده از روش عددی مونت کارلو انتقال انرژی در داخل بافت کبد برای باریکه‌های نوری یکنواخت و گاوسی مورد مطالعه قرار گرفته است. شعاع برای باریکه‌های یکنواخت برابر ۰/۰۵ ، ۰/۱ و ۰/۱۵ *cm* و برای شعاع مؤثر باریکه‌های گاوسی نیزهمین مقادیر انتخاب شده است. به منظورمطالعه و مقایسه رفتار باریکه‌های مختلف در داخل بافت، مقدار شاریدگی در فاصله‌ی ۰/۲ *cm* از سطح بالایی بافت برای همه لکه‌ها مقایسه شده‌اند. نتایج محاسبات نشان داده است که در هر دو باریکه در شعاع‌های کوچک شاریدگی تقریبا یکسانی ایجاد می‌کنند ولی در شعاع‌های بزرگ شرایط متفاوت و برای باریکه گاوسی بیشتر است.

کلید واژه- انتقال انرژی، بافت، مونت کارلو.

Numerical simulation of energy transport in a tissue for flat-top and Gaussian light beams by using Monte Carlo method

Mohsen Bahrami, Zahra Moradpour

Department of Physics, University of Lorestan, Khorramabad

Abstract- Energy transport in a liver tissue has been investigated numerically **by** making use of Monte Carlo method for flat-top and Gaussian beams. The radius of flat-top and effective radius of Gaussian beams were considered similar and equal to *0/05* , *0/1* and *0/15* cm. To study the effects of different beams on the tissue the values of Fluence have been compared in the distance of *0/2* cm from the upper surface of the tissue. The results have shown that both kind**s** of beams have the same Fluence in small radiuses but they are different in the larger radiuses and it is in favor of Gaussian beams.

Keywords: Energy transport, Monte Carlo, tissue.

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-04]

۱- مقدمه

در دنیای علمی امروز بیوفوتونیک تبدیل به ابزاری غیرقابل جایگزین در تحقیقات علوم زیستی و امور تشخیصی، درمانی و... در پزشکی شده است. در این میان درک برهم‌کنش نور و بافت و بدنبال آن انتشار نور و انرژی در داخل بافت‌های زنده نقشی مهم و کلیدی در امور فوق دارد. روش‌های تحلیلی مختلفی همانند نظریهٔ ترابرد فوتون، معادله پخش و همچنین روش عددی مونت کارلو جهت بررسی این برهم‌کنش به‌کار گرفته می‌شود. روش‌های تحلیلی دارای این نقطه ضعف اساسی هستند که فقط در حالت‌های خاصی دارای جواب‌اند ولی روش عددی مونت کارلو ابزار طلایی و استانداردی است که می‌توان آنرا در موارد فراوانی و در جاهایی که با بن بست‌های تحلیلی مواجه هستیم نیز به کار برد [1].

۲- مبانی نظری و روش

برای انجام شبیه‌سازی بافت را به صورت یک شبکه سه بعدی در دستگاه مختصات دکارتی در نظر می‌گیریم. با توجه به اینکه باریکه‌های نوری حول نقطهٔ مرکزی فرود $x=0,y=0,z=0$ دارای تقارن دایره‌ای‌اند از اینرو مختصات دکارتی را به مختصات متناظر در دستگاه مختصات استوانه‌ای تبدیل می‌کنیم. به علت تقارن زاویه‌ای باریکه‌ها نسبت به متغیر θ ، محاسبات از حالت سه بعدی به حالت دو بعدی (r,z) تبدیل می‌شوند (شکل ۱).

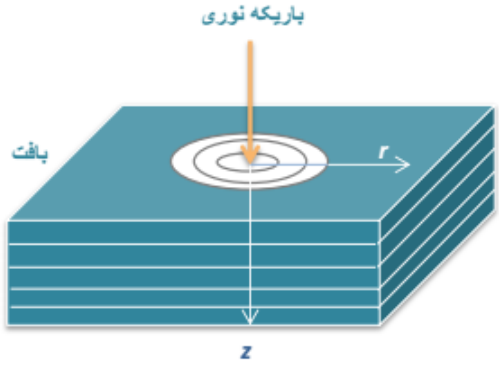
بعد از شبکه‌بندی بافت، شبیه‌سازی را مطابق با مراحل ارائه شده در روند ارائه شده‌ی شکل (۲) انجام می‌دهیم.

مرحله۱:
قرار دادن فوتون‌ها در نقطهٔ فرود $x=0,y=0,z=0$.

مرحله۲: تعیین زوایای پراکندگی فوتون‌ها از طریق کسینوس‌های جهتی زیر.

$$u_x = Sin\theta \times Cos\varphi$$
$$u_y = Sin\theta \times Sin\varphi \qquad (1)$$
$$u_z = Cos\theta$$

که θ و φ زوایای قطبی و سمتی در دستگاه مختصات کروی‌اند [2].



شکل۱: نمایشی از شبکه دو بعدی مربوط به برهم‌کنش بین بافت و یک باریکه نوری.

مقدار زوایه θ از طریق رابطه هنی-گرین اشتاین بدست می‌آید [3].

$$Cos\theta = \begin{cases} \dfrac{1}{2g}\left\{1-g^2-\left[\dfrac{1-g^2}{1-g+2g\times RND}\right]^2\right\} & g \succ -1 \neq 0 \\ 2RND-1 & g=0 \\ 1 & g=1 \end{cases} \qquad (2)$$

که در این رابطه RND یک عدد تصادفی با توزیع یکنواخت در بازه $[1,0)$ است. g ضریب ناهمسانگردی نامیده می‌شود و معمولا عددی بین ۰ و ۱ است.
مقدار زوایه φ از طریق رابطه زیر تعیین می‌شود:

$$\varphi = 2\pi \times RND \qquad (3)$$

مرحله ۳: تعیین گام حرکت یا پرش فوتون با استفاده از رابطه‌ی زیر:

$$s = \frac{-\ln(RND)}{\mu_t} \qquad (4)$$

که μ_t ضریب تضعیف نامیده می‌شود و برابر حاصل جمع ضرایب جذب و پراکندگی بافت است.
مرحله ۴: تعیین اینکه: آیا فوتون به مرز پایینی رسیده و یا به سمت مرز بالایی که نور بر روی آن فرود آمده برگشته است؟ این مرحله خود شامل دو حالت است:

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-04]

الف- اگر فوتون به مرز نرسیده باشد میزان جذب نور در داخل بافت را با استفاده از روابط زیر محاسبه می‌کنیم.

$$\Delta w = w\frac{\mu_a}{\mu_a+\mu_s} \quad (5)$$

که Δw میزان جذب نور در محل مورد نظری که فوتون بدآنجا رسیده است را نشان می‌دهد، w وزن فوتون که معمولا برابر ۱ در نظر گرفته می‌شود، μ_a ضریب جذب و μ_s ضریب پراکندگی بافت است[4].

بعد از محاسبه جذب، فوتون حرکت جدیدی را مطابق با مراحل گفته شده در بالا انجام می‌دهد.

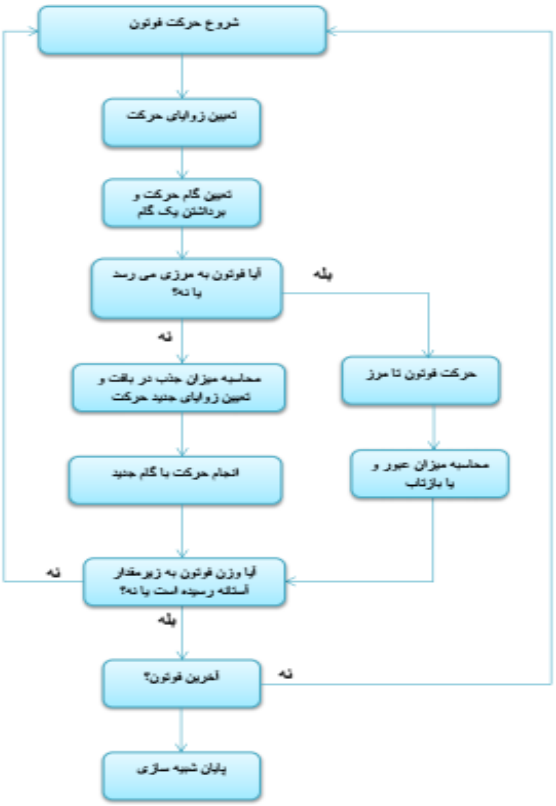
ب- اگر فوتون به مرز رسیده باشد آنگاه بایستی میزان عبور و یا بازتاب از مرز را با استفاده از ضرایب فرنل بدست آوریم[2].

مرحله ۵: مراحل ذکر شده در بالا برای تمامی فوتون‌های در نظر گرفته شده(در این کار ۱۰۰۰۰۰ فوتون) انجام می‌پذیرد.

در محاسبات بالا تمامی فوتون‌ها در شروع حرکت به نقطه $x=0,y=0,z=0$ می‌تابند این به طور ضمنی بیانگر آنست که باریکه نور را بی‌نهایت باریک(شعاع صفر) در نظر گرفته‌ایم. اکنون اگر بخواهیم تاثیر یک باریکه با پهنای مشخص را شبیه‌سازی کنیم در یک شیوه بایستی رفتار تعداد بسیار زیادی از فوتون‌ها را که نماینده‌ی نقاط مختلف سطح مقطع باریکه‌اند را شبیه‌سازی کنیم که این باعث طولانی شدن محاسبات و هزینه‌ی بالای شبیه‌سازی می‌شود. در شیوه دوم که سریعتر و کم هزینه‌تر است، انتگرال پیچش نتایج محاسبات برای شعاع باریکه داده شده را محاسبه می‌کنیم. به علت بحث نسبتا طولانی انتگرال پیچش ، ارائه مطالب مرتبط با آن در این کار امکان پذیر نیست و خواننده علاقمند می‌تواند به مراجع ۲و ۳ مراجعه کند. در این کار ما انتگرال پیچش را از روش ذوزنقه‌ای و با استفاده از زبان برنامه نویسی فرترن محاسبه می‌کنیم.

۳- نتایج و بحث

به منظور انجام محاسبات یک شبکه دو بعدی در راستاهای r,z با تعداد نقاط 100×100 و با ثابت شبکه $0/01$ در نظر می‌گیریم. در این کار از کمیت‌های نوری بافت کبد شامل: ضریب جذب، $\mu_a=2/3$، ضریب پراکندگی $\mu_s=313$، عامل ناهمسانگرد $g=0/۶۸$ و ضریب شکست $n=1/385$ برای طول موج $630\ nm$ استفاده می‌کنیم[5]. فرض می‌کنیم



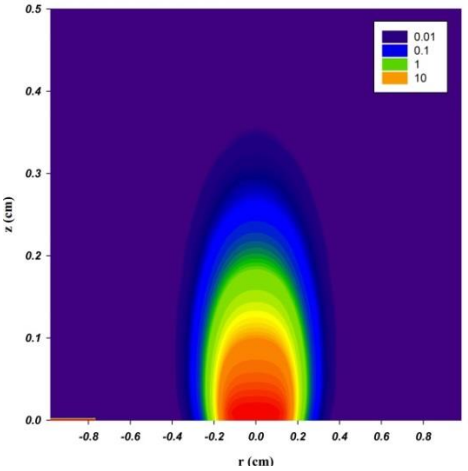
شکل۲: فلوچارت مربوط به مراحل مختلف انجام شبیه‌سازی.

که بافت با ضخامت $1\ cm$ در هوا قرار دارد. محاسبات را برای هر دو باریکه نوری یکنواخت و گاوسی با مقطع دایره‌ای تحت انرژی فرودی ۱J و یا توان ۱W انجام می‌دهیم. برای حرکت دادن هر فوتون از روش مونت کارلو و مطابق با شیوهٔ ارائه شده در بخش قبلی استفاده می‌کنیم. شکل(۳) منحنی‌های هم‌تراز نتایج مربوط به جذب انرژی در بخش‌های مختلف شبکه استوانه‌ای برای باریکه‌های یکنواخت و گاوسی را در مقیاس لگاریتمی نشان می‌دهد. در حالت گاوسی جایی که شدت به $1/e^2$ مقدار شدت مرکزی می‌رسد را به عنوان شعاع مؤثر باریکه در نظر می‌گیریم. شکل‌ها نسبت به r متقارن سازی شده‌اند تا نمایش بصری بهتری داشته باشند. به منظور مقایسهٔ بهتر تاثیر نوع باریکه نوری و شعاع آنها، در جدول ۱ ، مقادیر شاریدگی در عمق $0/2\ cm$ برای همهٔ باریکه های نوری ، نشان داده شده است. علاوه بر این در شکل(۴) مقادیر شاریدگی بر حسب شعاع باریکه برای هر دو باریکه رسم شده است. مقدار شاریدگی در هر بخش از بافت با تقسیم مقدار جذب انرژی در بافت به ضریب جذب بافت به دست می‌آید. نتایج نشان می‌دهند، با افزایش شعاع، میزان شاریدگی در نقطه

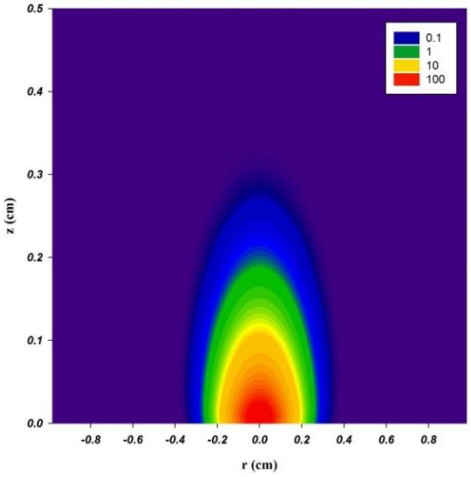
این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-04]

(الف)



(ب)

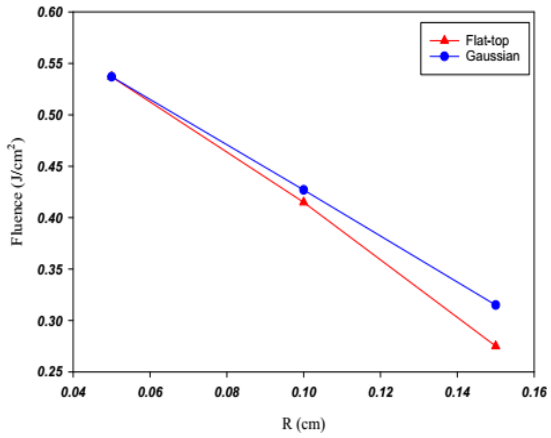


شکل ۳: نمودار میزان جذب بر حسب فاصله شعاعی از نقطه مرکزی باریکه، $r(cm)$، و فاصله از سطح بافت، $z(cm)$ برای شعاع $0/15cm$ الف- باریکه یکنواخت. ب- باریکه گاوسی.

جدول ۱: مقایسه مقادیر شاریدگی برای باریکه‌های نوری مختلف.

شعاع باریکه نوری (cm)	۰/۰۵	۰/۱	۰/۱۵
باریکه یکنواخت ($\frac{J}{cm^2}$)	۰/۵۳۷	۰/۴۱۵	۰/۲۷۵
باریکه گاوسی ($\frac{J}{cm^2}$)	۰/۵۳۷	۰/۴۲۷	۰/۳۱۵

مورد نظر کاهش می‌یابد که این به خاطر آن است که میزان انرژی و توان تمام باریکه‌ها، یکسان در نظر گرفته شده است در نتیجه با افزایش شعاع، انرژی روی سطح بزرگتری پخش می‌شود. از طرف دیگر مقادیر شاریدگی برای باریکه‌های گاوسی نسبت به باریکه‌های یکنواخت متناظر بیشتر است که این به علت انباشتگی بیشتر انرژی در مرکز باریکه گاوسی است. البته مقدار شاریدگی در شعاع ۰/۰۵ برای هر دو باریکه یکسان بدست آمده که این می‌تواند ناشی از کوچکی شعاع باریکه‌ها و در نتیجه شرایط تقریبا یکسان برای هر دو باریکه باشد.



شکل ۴: نمودار میزان شاریدگی(J/cm^2) بر حسب شعاع باریکه(cm)، برای باریکه یکنواخت()و باریکه گاوسی( ).

نتیجه‌گیری

نتایج محاسبات نشان می‌دهد که در شعاع‌های کوچک باریکه‌های یکنواخت و گاوسی شاریدگی تقریبا یکسانی را در داخل بافت ایجاد می‌کند ولی در شعاع‌های بزرگتر اختلاف بین آنها چشمگیرتر است. علاوه بر این تحت انرژی یا توان یکسان در یک نوع باریکه با افزایش شعاع، مقدار شاریدگی کاهش می‌یابد.

مرجع‌ها

[1] G. Keiser, *Biophotonics: Concepts to Applications*, Springer, 2016.

[2] A. J. Welch, M. J. C. van Gemert, *Optical Thermal Response of Laser Irradiated Tissue*, Springer, 1995.

[3] L. H. Wang, S. L. Jacques and L. Q. Zheng, "*MCML-Monte Carlo Modeling of Photon Transport in Multi-layered Tissues*", Comput. Methods. Programs. Biomed., Vol. 47, No. 2, pp.131-146, 1995.

[4] L. Renfu, *Light Scattering Technology for Food Property*, Quality and Safety Assessment, CRC, 2016.

[5] T. Vo-Dinh, *Biomedical Photonics Handbook*, 2th, CRC, 2015.

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-04]