

Impact Factor ISRA (India) = 1.344
Impact Factor ISI (Dubai, UAE) = 0.829
based on International Citation Report (ICR)
Impact Factor GIF (Australia) = 0.356

Impact Factor JIF = 1.500
Impact Factor SIS (USA) = 0.912
Impact Factor PИИИ (Russia) = 0.179
Impact Factor ESJI (KZ) = 1.042

SOI: [1.1/TAS](#) DOI: [10.15863/TAS](#)

International Scientific Journal Theoretical & Applied Science

p-ISSN: 2308-4944 (print) e-ISSN: 2409-0085 (online)

Year: 2015 Issue: 04 Volume: 24

Published: 30.04.2015 <http://T-Science.org>

Anton Yurievich Potlov

Assistant of the department «Biomedical Engineering»
Tambov State Technical University, Russia
zerner@yandex.ru

SECTION 4. Computer science, computer engineering and automation.

REGULARITIES OF MOTION THE NORMALIZED MAXIMUM OF PHOTON DENSITY IN HIGHLY SCATTERING MEDIA

Abstract: On the example of the normalized maximum photon density NMFD describes regularities of photon density migration in strongly scattering media. Found that in homogeneous spherical objects NMFD always moves in the geometric center of the object and in heterogeneous objects or towards the center of inhomogeneity or towards the point which symmetrical geometric center of this heterogeneity with respect to the center of the cylindrical object.

Key words: diffuse optical tomography, Monte Carlo simulation, normalized maximum of photon density, biological tissue.

Language: Russian

Citation: Potlov AY (2015) REGULARITIES OF MOTION THE NORMALIZED MAXIMUM OF PHOTON DENSITY IN HIGHLY SCATTERING MEDIA. ISJ Theoretical & Applied Science 04 (24): 216-218.

Soi: [http://s-o-i.org/1.1/TAS*04\(24\)38](http://s-o-i.org/1.1/TAS*04(24)38) **Doi:**  <http://dx.doi.org/10.15863/TAS.2015.04.24.38>

УДК: 535.361

ЗАКОНОМЕРНОСТИ ДВИЖЕНИЯ НОРМИРОВАННОГО МАКСИМУМА ФОТОННОЙ ПЛОТНОСТИ В СИЛЬНО РАССЕИВАЮЩИХ СРЕДАХ

Аннотация: На примере нормированного максимума фотонной плотности (НМФП) описаны закономерности миграции фотонной плотности в сильно рассеивающих средах. Установлено, что в однородных по оптическому строению сферических объектах НМФП всегда движется в геометрический центр объекта, а в неоднородных либо в направлении центра неоднородности, либо в направлении точки симметричной центру неоднородности относительно центра объекта.

Ключевые слова: диффузионная оптическая томография, моделирование методом Монте-Карло, нормированный максимум фотонной плотности, биологическая ткань.

Диффузионная оптическая томография (ДОТ) – метод исследования биологических тканей на глубину до 10-15 см, основанный на регистрации и последующем анализе динамики изменения интенсивности одиночного импульса лазерного излучения ближнего инфракрасного (ИК) диапазона в процессе многократного рассеяния (диффузии фотонов) внутри биологической ткани [1-4].

В данной работе рассматриваются Монте-Карло модель миграции фотонов в сильно рассеивающих средах и выводы по особенностям миграции нормированного максимума фотонной плотности (НМФП) в однородном и различных неоднородных случаях.

Для получения временных и пространственных распределений плотности фотонов используется метод Монте-Карло. Он заключается в статистическом моделировании случайного движения большого числа фотонов внутри биологической ткани, с учетом актов поглощения и рассеяния на всем оптическом пути каждого из них [5]:

$$p_s = \frac{\mu_s(x, y, z)}{\mu_a(x, y, z) + \mu_s(x, y, z)},$$

где p_s – вероятность рассеяния фотона на частице. Соответственно вероятность поглощения фотона на частице $p_a = 1 - p_s$. Расстояние между двумя соседними актами



взаимодействия выбирается из логарифмического распределения с помощью псевдослучайного числа [6]:

$$L = -l_{ph} \ln(1 - \xi),$$

где L – длина свободного пробега n -го фотона, ξ – случайное число в диапазоне от 0 до 1. l_{ph} – средняя длина свободного пробега фотона вычисляемая как:

$$l_{ph} = \frac{1}{\mu_a(x, y, z) + \mu'_s(x, y, z)}.$$

В случае акта поглощения «вес» (вероятность не поглощения фотона в данном акте поглощения) фотона уменьшается:

$$W \leftarrow W - \Delta W,$$

где W – «вес» фотона, ΔW – величина, на которую «вес» фотона снижается при акте поглощения:

$$\Delta W = \frac{\mu_a}{\mu_a(x, y, z) + \mu'_s(x, y, z)} W.$$

В случае акта рассеяния для движения фотона в соответствии с фазовой функцией рассеяния и другим псевдослучайным числом выбирается новое направление [5-7]:

$$\begin{cases} x = x_0 + \mu_x L \\ y = y_0 + \mu_y L \\ z = z_0 + \mu_z L \end{cases}$$

где μ_x, μ_y, μ_z направляющие косинусы, равные в начальный момент времени:

$$\begin{cases} \mu_x = 0 \\ \mu_y = 0 \\ \mu_z = 1 \end{cases}$$

а в последующие моменты времени вычисляемые как:

$$\begin{cases} \mu'_x = \sin \Theta \cos \varphi \\ \mu'_y = \sin \Theta \sin \varphi \\ \mu'_z = \text{sign}(\mu_z) \cos \Theta \end{cases},$$

если угол падения пучка фотонов близок к нормали, или [8]:

$$\begin{cases} \mu'_x = \frac{\sin \Theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_x \mu_z \cos \varphi - \mu_y \sin \varphi) + \mu_x \cos \Theta \\ \mu'_y = \frac{\sin \Theta}{\sqrt{1 - \mu_z^2}} (\mu_y \mu_z \cos \varphi + \mu_x \sin \varphi) + \mu_y \cos \Theta \\ \mu'_z = -\sin \Theta \cos \varphi \sqrt{1 - \mu_z^2} + \mu_z \cos \Theta \end{cases}$$

во всех остальных случаях. При этом:

$$\cos \Theta = \begin{cases} \frac{1}{2g} \left(1 + g^2 - \left[\frac{1 - g^2}{1 - g + 2g\xi_2} \right]^2 \right), & \text{если } g > 0 \\ 2\xi_2 - 1, & \text{если } g = 0 \end{cases}$$

и $\varphi = 2\pi\xi_3$,

где ξ_2 и ξ_3 – случайные числа в диапазоне от 0 до 1 [6].

Вычисление траектории фотона продолжают до тех пор, пока «вес» фотона выше заданной величины, либо он не покинет моделируемый объект. В качестве граничного условия используется условие полного внутреннего отражения [7]:

$$\Theta_b = \arcsin\left(\frac{1}{v_{\text{medium}}}\right).$$

В целом для метода Монте-Карло характерна высокая точность и универсальность, но он очень требователен к вычислительной мощности, т.к. уменьшение погрешности на один порядок, происходит за счёт увеличения количества рассматриваемых фотонов на два порядка.

Описанная модель реализована на графическом языке программирования «G» среды разработки и платформы для выполнения программ LabVIEW. Для выявления закономерностей миграции фотонной плотности после завершения итерационного процесса функция суммарной фотонной плотности $\phi(x, y, z, t)$ нормируется относительно своего максимума $\phi_{\text{max}}(x, y, z, t)$:

$$\phi_{\text{norm}}(x, y, z, t) = \frac{\phi(x, y, z, t)}{\phi_{\text{max}}(x, y, z, t)},$$

и подвергается следующему преобразованию [9]:

$$\phi_{\text{nmfd}}(x, y, z, t) = \begin{cases} 1, & \phi_{\text{norm}}(x, y, z, t) \geq P \\ \phi_{\text{norm}}(x, y, z, t), & \text{иначе} \end{cases}$$

где P – экспериментально найденный минимальный уровень фотонной плотности НМПФ, $0 < P \leq 1$.

Анализ результатов моделирования позволил выявить следующие закономерности поведения НМПФ в сферических объектах:

1. В любых однородных случаях в не зависимости от значений коэффициентов поглощения и рассеяния НМПФ движется в геометрический центр объекта [3,9].

2. В случае наличия поглощающей неоднородности НМПФ движется в направлении точки симметричной геометрическому центру этой неоднородности относительно центра сферического объекта. Причем с ростом коэффициента поглощения неоднородности и её размера скорость движения НМПФ возрастает [9].

Impact Factor ISRA (India) = 1.344
Impact Factor ISI (Dubai, UAE) = 0.829
based on International Citation Report (ICR)
Impact Factor GIF (Australia) = 0.356

Impact Factor JIF = 1.500
Impact Factor SIS (USA) = 0.912
Impact Factor ПИИЦ (Russia) = 0.179
Impact Factor ESJI (KZ) = 1.042

3. В случае наличия рассеивающей неоднородности НМПФ движется в направлении её геометрического центра. Причем с ростом коэффициента рассеяния неоднородности и её размера скорость движения НМПФ также возрастает [9].

4. В случае наличия комбинации рассеивающей и поглощающей неоднородностей

НМПФ движется в соответствии с закономерностями 2 и 3.

Полученные закономерности позволяют более детально объяснить процесс диффузии фотонов в биологической ткани и позволяют по новому взглянуть на подходы к решению обратной задачи ДОТ [10,11].

References:

1. Proskurin SG (2011) Using late arriving photons for diffuse optical tomography of biological objects / S.G. Proskurin // *Quantum Electron.* 2011. Vol. 41 (5). p. 402–406.
2. Potlov AY (2014) Three-dimensional representation of late arriving photons for the detection of inhomogeneous in diffuse optical tomography / A.Yu. Potlov, S.G. Proskurin, S.V. Frolov // *Quantum Electronics.* 2014. Vol. 44. №2. pp. 174–181.
3. Proskurin SG (2013) Detection of an absorbing heterogeneity in a biological object during recording of scattered photons / S.G. Proskurin, A.Yu. Potlov, S.V. Frolov // *Biomedical Engineering.* 2013. Vol. 46. №6. pp.219–223.
4. Proskurin SG (2013) Early- and late-arriving photons in diffuse optical tomography / S.G. Proskurin, A.Yu. Potlov // *Photonics & Lasers in Medicine.* 2013. Vol.2. Iss.2. pp. 139-146, doi:[10.1515 /plm-2013-0003](https://doi.org/10.1515/plm-2013-0003).
5. Jacques SL (1995) Monte Carlo modeling of light transport in tissues / S. L. Jacques and L.-H. Wang // Plenum Press, New York. 1995. pp. 73-100.
6. Fang Q (2009) Monte-Carlo simulation of photon migration in 3D turbid media accelerated by graphics processing units / Q. Fang, D.A. Boas // *Opt. Express.* 2009. V. 17(22). pp.20178–90.
7. Chen J (2003) Optical tomography in small animals with time-resolved Monte-Carlo methods: Ph.D. Thesis.–2003.p.166.
8. Rasmussen JC, et al. (2007) Comparison of radiative transport, Monte Carlo, and diffusion forward models for small animal optical tomography// in *Proc. 2007 IEEE Int. Symp. Biomed. Imaging.*2007. pp. 824-827.
9. Potlov AY (2015) Movement of the photon density normalized maximum in homogeneous and inhomogeneous media with tissue-like optical properties / A.Yu. Potlov, S.V. Frolov, S.G. Proskurin // *Laser Physics.* 2015. Vol. 25. №3. p. 035601.
10. Potlov AY (2014) Detection of optical inhomogeneities of biological tissue using TPSF conformal mapping // *ISJ Theoretical & Applied Science Volume.* 2014. Vol. 17. Is. 09. pp. 31-33. SoI: [http://s-o-i.org/1.1/TAS*09\(17\)5](http://s-o-i.org/1.1/TAS*09(17)5) doi: <http://dx.doi.org/10.15863/TAS.2014.09.17.5>
11. Potlov AY (2015) Inhomogeneity Detection in Diffuse Optical Imaging using Conformal Mapping / A.Yu. Potlov, S.V. Frolov, S.G. Proskurin // *Proceedings of SPIE.* 2015. Vol. 9448. p.944805.1-8.

