

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С КОЖНЫМ ПОКРОВОМ

Н. В. Головина

Лазерная диагностика сред с сильным светорассеянием является актуальной задачей. Важным является осуществление неразрушающей диагностики, позволяющей делать заключение об изменении свойств исследуемого объекта без необратимых последствий для него [1–3].

На настоящий момент не существует точной теории для описания распространения света в структурно неоднородных средах, а экспериментальные исследования осложнены трудностями поддержания постоянства их структурно-динамических параметров и ограничениями при исследованиях. Поэтому все большую роль приобретает компьютерное

моделирование процесса распространения света. Оно позволяет более тщательно изучить особенности процесса распространения лазерного пучка в модельных средах. Одним из довольно перспективных методов является метод Монте-Карло (МК), который позволяет учесть особенности геометрии образца, но требует больших временных затрат.

При моделировании кожа представлялась плоскопараллельным слем толщиной порядка 1 см. Для каждого слоя оптические свойства принимались неизменными, т.е. задача обладала симметрией по отношению к сдвигу в плоскости, параллельной границе раздела слоев. При расчетах предполагалось, что лазерные пучки коллимированы и падают перпендикулярно поверхности среды. При этом исследовалось распространение пучков с гауссовым профилем, длиной волны $\lambda = 890$ нм (активный материал GaAs), длительностью импульса $t_i = 10$ пс, частотой следования импульсов $f = 120$ МГц и энергией порядка 10 пДж. Полагалось, что приемный объектив системы находится под углом 7° к нормали поверхности. Моделируемая среда задавалась следующими параметрами: толщиной L_m , коэффициентами рассеяния μ_s и поглощения μ_a , средним косинусом угла рассеяния g , относительным показателем преломления n . Эти параметры меняются в следующих пределах: $L_m = 1 \div 10$ мм, $\mu_s = 200 \div 350$ мм⁻¹, $\mu_a = 1.5 \div 2,7$ мм⁻¹, $g = 0.85 \div 0.98$, $n = 1.5$. Такими значениями характеризуются кожа и биологические жидкости (кровь) в диапазоне длин волн 600–1500 нм (диагностическое окно). На глубине 3 мм располагается небольшая неоднородность $3 \times 6 \times 3$ мм, характеризующаяся более высоким коэффициентом поглощения, чем у однородной ткани.

Реализуемый метод МК заключается в отслеживании путей фотонов, испытывающих случайные дискретные изменения направления движения, до их выхода из анализируемой области или уменьшения их интенсивности до пренебрежимого уровня. При численном расчете анализируемая область разбивается на кубы со стороной h , и положение фотона в пространстве описывается тройкой целых чисел x, y, z .

Случайными величинами являются координаты входа фотона в образец, длина пробега до столкновения и направление рассеяния, которые имеют различные функции распределения [4,5].

Выберем следующее распределение интенсивности в пучке $I_{col}(\rho, 0)$:

$$I_{col}(\rho, 0) = I_{col}(0) \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{d^2}\right).$$

Ему соответствует нормальное распределение вероятности с дисперсией $D = d^2/2$ (где d – радиус пучка). Для случайной координаты x_f падения фотона на образец получаем

$$x_f = d \sqrt{\frac{6}{i_m}} \sum_{i=1}^{i_m} \left(\xi_i - \frac{1}{2} \right).$$

Здесь перед суммой случайных чисел стоит множитель, равный квадратному корню из отношения заданной и исходной дисперсий, и учтено, что дисперсия равномерного распределения ξ равна 1/12. Аналогично можно найти координату y_f .

При экспоненциальном уменьшении мощности волны плотность вероятности для длины свободного пробега L можно записать

$$p(L) = \mu_{ext} \exp(-\mu_{ext}L),$$

где $\mu_{ext} = \mu_a + \mu_s$ – коэффициент экстинкции.

Здесь учтено, что $\int_0^{\infty} p(L)d(L) = 1$. Соответствующая функция распределения имеет вид $F(L) = 1 - \exp(-\mu_{ext}L)$.

Таким образом используя случайное число ξ , равномерно распределенное в интервале $(0,1)$, находим соответствующее ему случайную длину свободного пробега

$$L_f = -\frac{\ln(1 - \xi)}{\mu_{ext}}.$$

Учитывая начальное положение фотона (x,y,z) и его направление движения (θ_0, φ_0) можно найти координаты точки рассеяния:

$$x = x_0 + L \sin \theta_0 \cos \varphi_0,$$

$$y = y_0 + L \sin \theta_0 \sin \varphi_0,$$

$$z = z_0 + L \cos \theta_0.$$

При рассеянии интенсивность фотона уменьшается за счет процессов поглощения:

$$I = I_0 \exp(-\mu_{ext}L).$$

Рассмотрим движущийся фотон, направление движения которого в собственной системе координат совпадает с направлением оси z . В силу симметрии фазовой функции все направления угла φ равновероятны, т.е. случайный угол φ_f находится как

$$\varphi_f = 2\pi\xi.$$

Функция распределения для $\cos\theta$

$$F(\cos\theta) = \frac{1}{2g} \left(\frac{1-g^2}{\sqrt{1+g^2-2g\cos\theta}} - 1 + g \right).$$

Таким образом, случайная величина $\cos\theta$ находится из

$$\cos\theta_f = 2\xi - 1 \text{ при } g=0,$$

$$\cos\theta_f = \frac{1}{2g} \left(1 + g^2 - \left(\frac{1-g^2}{1-g+2g\xi} \right)^2 \right) \text{ при } g \neq 0.$$

В покоящейся системе координат направление движения фотона задается углами θ_0, φ_0 . После требуется найти новое направление движения фотона (θ, φ) при рассеянии на относительный угол (θ_f, φ_f) .

Полученные путем моделирования томограммы показаны на *рис 1*.

Оптическими свойствами биотканей можно достаточно эффективно управлять, используя для этого осмотически активные иммерсионные жидкости, примером которых является водный раствор глюкозы. При введении 40%-го раствора глюкозы в биоткань изменение коэффициентов длится в течение часа, но коэффициент рассеяния может увеличиться на 18% [6,7].

На *рис. 2* изображены полученные томограммы новообразования при введении в кожный покров 40%-го раствора глюкозы и при возрастания коэффициентов рассеяния на 18% по прошествии часа. Однако для практической реализации данный метод достаточно неудобен, потому что при диагностике не просто потратить 1 час для изменения оптических свойств кожи. А потратив меньшее время, невозможно добиться достаточного изменения коэффициентов.

Путем проведенного моделирования показана возможность использования оптической когерентной томографии для выявления новообразо-

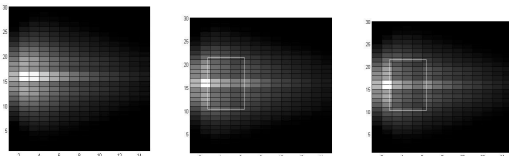


Рис 1. Полученные при моделировании томограммы новообразования в «просветленном» кожном покрове: *a* – томограмма здоровой кожи, *б*–томограмма кожи при наличии новообразования. *в* – томограмма кожи при наличии злокачественного новообразования (границы новообразования обозначены)

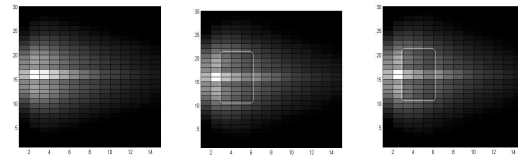


Рис 2. Полученные при моделировании томограммы новообразования в кожном покрове при введении 40%-го раствора глюкозы: *a* – томограмма здоровой кожи, *б*–томограмма кожи при наличии новообразования, *в* – томограмма кожи при наличии злокачественного новообразования (границы новообразования обозначены)

ваний внутри кожных покровов, причем по контрастности томограммы можно судить о характере новообразования (при восстановлении злокачественного новообразования получается более темное изображение). Однако моделирование наглядно демонстрирует еще и необходимость использования различных контрастирующих веществ, способных воздействовать на оптические характеристики кожного покрова и новообразования.

Литература

1. Головина Н. В., Манак И. С. Сравнительные возможности лазерной томографии. // Лазеры для медицины, биологии, экологии: тезисы докладов. Конф. С-Петербург, 19-20 янв. 2005 г. Санкт-Петербург 2005 г. 9–10 с.
2. Головина Н. В., Манак И. С., Фираго В. А. Сравнительные возможности лазерной томографии. // Лазерная и оптико-электронная техника. Сб. научных статей. Выпуск 9. Минск. ООО «Ковчег». 2005 г. 93–98 с.
3. Головина Н. В., Манак И. С. Исследование биологических объектов методами оптической когерентной томографии. // НИРС-2005. Сб. тезисов докладов. Часть 2. Конф. Минск 14-16 февраля 2005 г. Минск 2005 г. 240 с.
4. Подгаецкий В.М., Селищев С.В., Терещенко С.А. Модели распространения излучения для систем медицинской лазерной томографии. // Мед. техника. 1999 г. № 6. 3 – 11 с.
5. Воробьев И. С., Подгаецкий В. М., Смирнов А. В., Терещенко С. А. Ослабление и рассеяние лазерного излучения малой длительности в сильнорассеивающей среде. // Квантовая электроника. Выпуск 24. № 7. М.: 1997 г. 90–94 с.
6. Зимняков Д. А., Максимова И. Л., Тучин В. В. Управление оптическими свойствами биотканей. II. Когерентно-оптические методы исследования структуры тканей // Оптика и спектроскопия. Том 88. № 6. М.: 2000 г. 1026–1034 с.
7. Тучин В. В., Башкатов А. Н., Генина Э. А., Синичкин Ю. П., In vivo исследование динамики иммерсионного просветления кожи человека // Письма в ЖТФ. Том 27. № 12. М.: 2001 г. 10–12 с.