

УДК 681.785; 615.47

А. С. Перминов, старший преподаватель
С. И. Юран, доктор технических наук, профессор
ИжГТУ имени М. Т. Калашникова

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА МОНТЕ-КАРЛО ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ РАССЕЯНИЯ СВЕТА В БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

Представлены результаты математического моделирования распространения лазерного излучения в биологической ткани с учетом многослойности данной среды и конечного размера падающего пучка с помощью метода Монте-Карло. Полученные результаты могут найти применение при конструировании планарных оптоэлектронных датчиков для фотоплетизмографии, предназначенных для использования на различных участках биологической ткани.

Ключевые слова: неоднородная оптическая среда, оптоэлектронный датчик, фотоплетизмография.

Важным фактором повышения качества регистрируемых пульсовых кривых методом фотоплетизмографии [1, 2] является совершенствование оптоэлектронных датчиков с точки зрения повышения достоверности получаемой информации, чувствительности и удобства эксплуатации.

Объектом для фотоплетизмографии служит биологическая ткань, являющаяся очень сложным объектом, в том числе с точки зрения оптики. Для получения фотоплетизмограмм с помощью датчика, работающего на обратное рассеяние светового потока (планарные датчики), необходимо знать как геометрические параметры строения биоткани – толщина слоя, глубина залегания кровеносных сосудов, так и оптические свойства этих объектов – показатели преломления света, показатели рассеяния μ_s , поглощения μ_a и др.

Для расчета прохождения излучения через биоткань использовался метод Монте-Карло. С точки зрения решения уравнения переноса излучения метод Монте-Карло заключается в компьютерном моделировании случайного блуждания заданного числа фотонов. Для получения приемлемой аппроксимации необходимо рассматривать большое количество фотонов, поскольку достоверность результатов пропорциональна используемому количеству фотонов N [3–5].

Исследование проводилось с использованием разработанной программы моделирования методом Монте-Карло с помощью программы MathCAD 13 версии. Моделирование взаимодействия излучения с биологической тканью проводилось для двух длин волн 633 нм и 810 нм, что связано с основным оптическим диапазоном фотоплетизмографии – областью частот 0,800 – 1000 нм. Для оксиметров кроме этого используется диапазон частот в красной области спектра. Оптические свойства слоев кожи, используемые при моделировании, для длин волн $\lambda=633$ нм и $\lambda=810$ нм представлены в [3, 4]. Кожная ткань представляется в виде слоистой структуры, состоящей из эпидермиса, дермы, крови и гиподермы. Слои параллельно залегают на различной глубине, каждый слой однороден по составу и свойствам. Оптические параметры неоднородной среды для длины волны 633 нм представлены в табл. 1. Оптические параметры среды для длины волны 810 нм представлены в табл. 2, где μ_s и μ_a – коэффициенты рассеяния и поглощения, а g – фактор анизотропии рассеяния.

Рассмотрим распределение рассеянных фотонов в зависимости от расстояния между источником и приемником излучения, а также диаметра источника при нормальном падении оптических лучей на основе статистического моделирования методом Монте-Карло. Моделирование осуществлялось с помощью программы MathCAD 13 версии.

Таблица 1. Оптические свойства слоев кожи, используемые при моделировании ($\lambda = 633$ нм)

Слой	μ_s (мм ⁻¹)	μ_a (мм ⁻¹)	g	Толщина (мм)
Роговой слой	100	0,8	0,9	0,02
Эпидермис	60	0,15	0,85	0,08
Дерма с капиллярными петлями	30	0,07	0,9	0,15
Дерма с поверхностным сплетением сосудов	35	0,1	0,95	0,08
Дерма	25	0,05	0,76	1,5
Дерма с глубоким сплетением сосудов	35	0,15	0,95	0,08

Таблица 2. Оптические свойства слоев кожи, используемые при моделировании ($\lambda = 810$ нм)

Слой	μ_s (мм ⁻¹)	μ_a (мм ⁻¹)	g	Толщина (мм)
Эпидермис	11,5	0,205	0,8	0,1
Дерма	5	0,024	0,8	1,81
Кровь	30	0,068	0,995	

Предполагаем, что все фотоны попадают в биоткань, т. к. отраженный от поверхности биоткани поток не представляет интереса. Фотоны по диаметру пучка d_{is} распределены равномерно. Вероятность обратного рассеяния фотонов на эритроцитах возьмем, например, 20 % ($R_e = 0,2$).

В результате моделирования вид функции распределения неинформативных фотонов (фотоны, рассеянные в обратном направлении не взаимодействовавшие со слоем «кровь» и достигшие поверхности кожи) от расстояния между источником излучения и фотоприемником для двух длин волн получается похожим (рис. 1).

Уровень неинформативного потока (количество фотонов) для $\lambda = 633$ нм при одних и тех же условиях примерно в 1,5 раза выше неинформативного потока для $\lambda = 810$ нм.

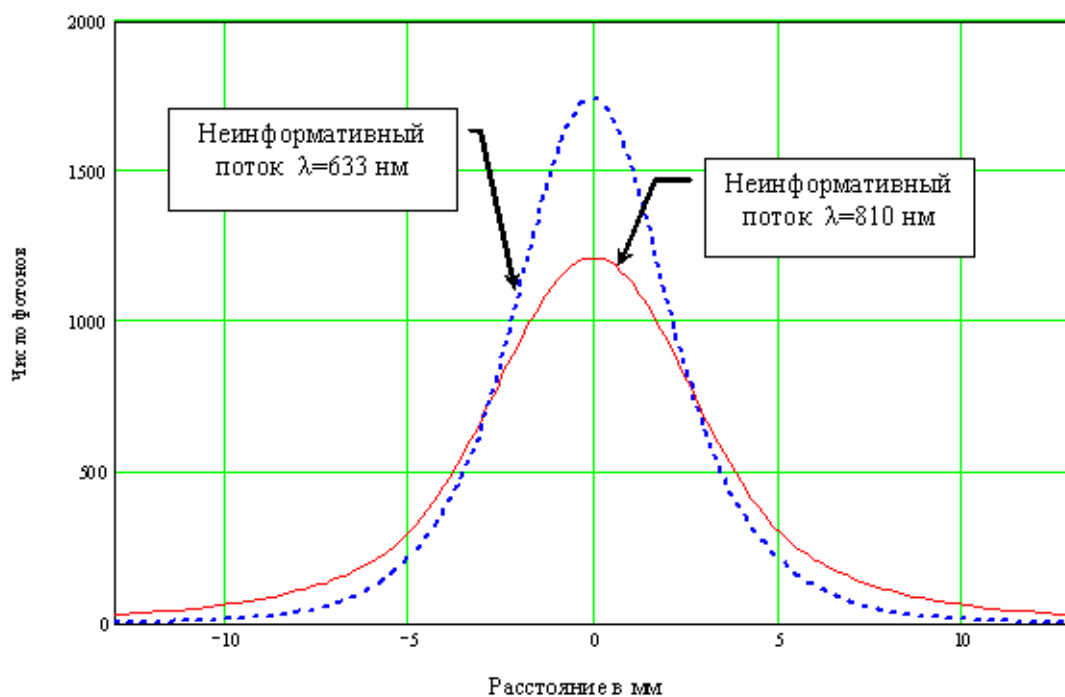


Рис. 1. Рассеянный поток для длин волн 633 и 810 нм ($N = 1\,000\,000$, $d_{is} = 3$ мм, $R_e = 0,2$)

Рис. 2 иллюстрирует функцию распределения фотонов, взаимодействующих с эритроцитами (информативный поток), и функцию распределения фотонов, не взаимодействующих с эритроцитами (неинформативный поток), для длины волны 633 нм. Результаты расчета показали, что при условии: $N = 1\,000\,000$, $d_{is} = 3$ мм, $R_e = 0,2$ и $\lambda = 633$ нм уровень информативного потока составлял 34 % от полного рассеянного в обратном направлении потока излучения.

Информативный поток в случае с длиной волны 810 нм оказался больше, при этом неинформативный поток стал меньше (см. рис. 3). Уровень информативного потока при $\lambda = 810$ нм составлял 62 % от полного рассеянного в обратном направлении потока излучения.

Далее рассмотрим изменение распределения информативного и неинформативного потоков при изменении диаметра источника излучения, которое представлено на графиках рис. 4 и 5 для $\lambda = 633$ нм и $\lambda = 810$ нм соответственно.

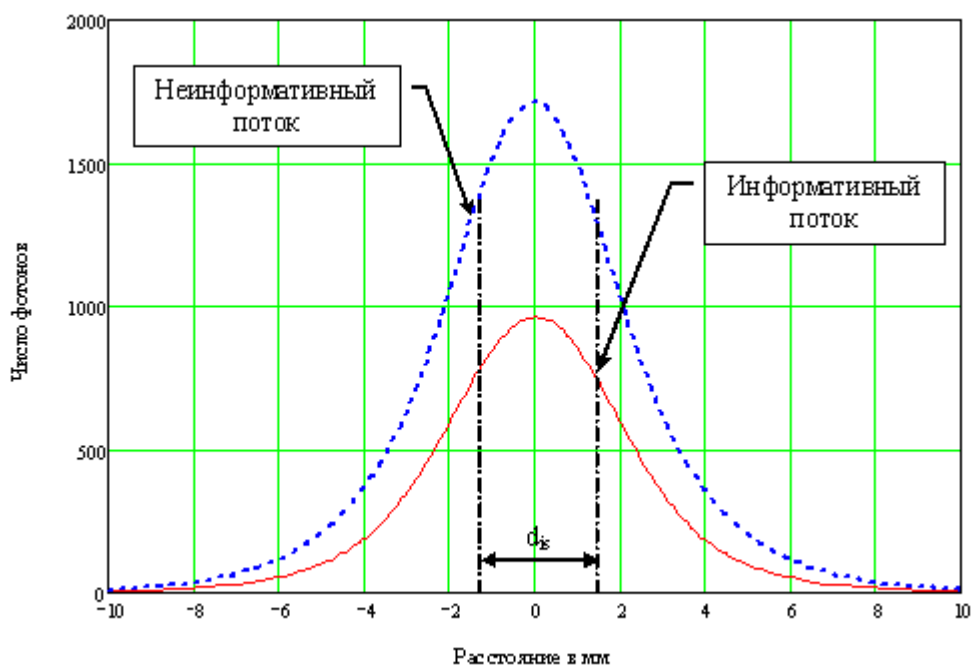


Рис. 2. Рассеянные потоки ($N = 1\,000\,000$, $d_{is} = 3$ мм, $R_e = 0,2$, $\lambda = 633$ нм)

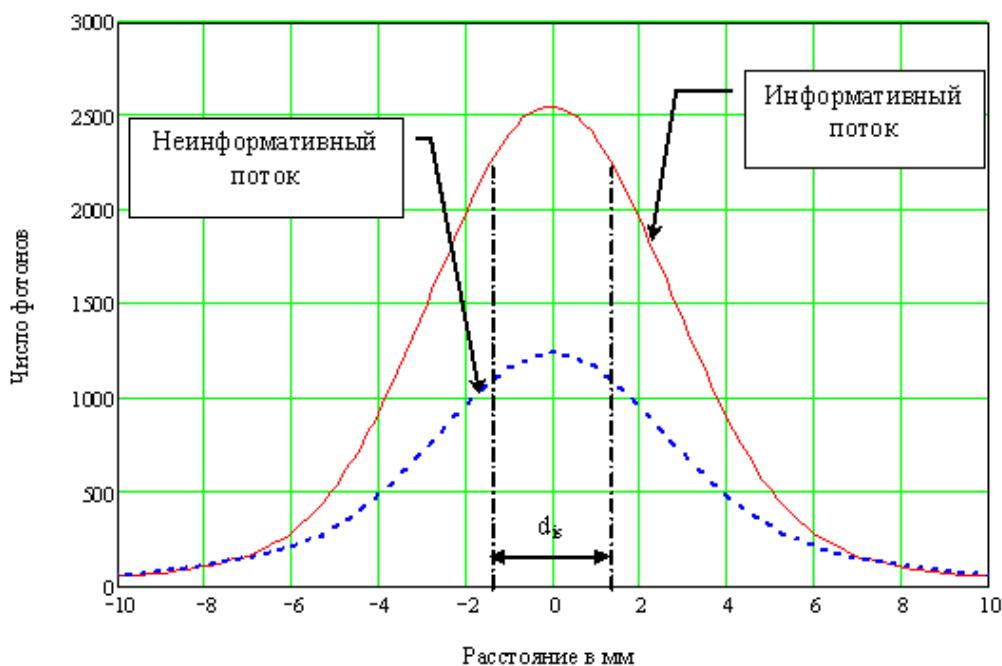


Рис. 3. Рассеянные потоки ($N = 1\,000\,000$, $d_{is} = 3$ мм, $R_e = 0,2$, $\lambda = 810$ нм)

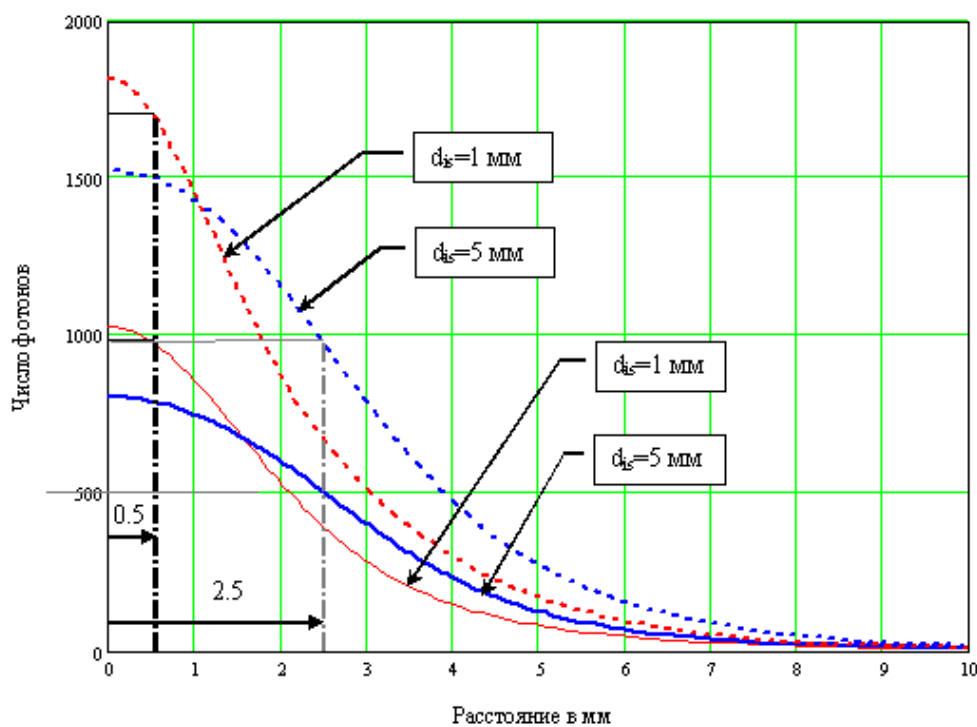


Рис. 4. Вид функций распределения фотонов для информативной (сплошная линия) и для неинформативной (прерывистая линия) составляющих рассеянного потока фотонов ($N = 1\,000\,000$, $R_e = 0,2$, $\lambda = 633$ нм)

Поскольку функция распределения фотонов симметричная, то на графиках можно ограничиться только частью функции для первой четверти декартовой системы координат. Это позволяет продемонстрировать различия в функции распределения фотонов при смене диаметра источника излучения.

С точки зрения построения датчика для фотоплетизмографии изменение сигнала в центре функции

говорит о том, что при большом диаметре источника излучения значительная часть потока возвращается в область под источником излучения и не может быть зарегистрирована. Данные моделирования для $\lambda = 810$ нм показали, что при $d_{is} = 1$ мм в область под источником попадает около 24 % от информативного потока, а при $d_{is} = 5$ мм – 69 %.

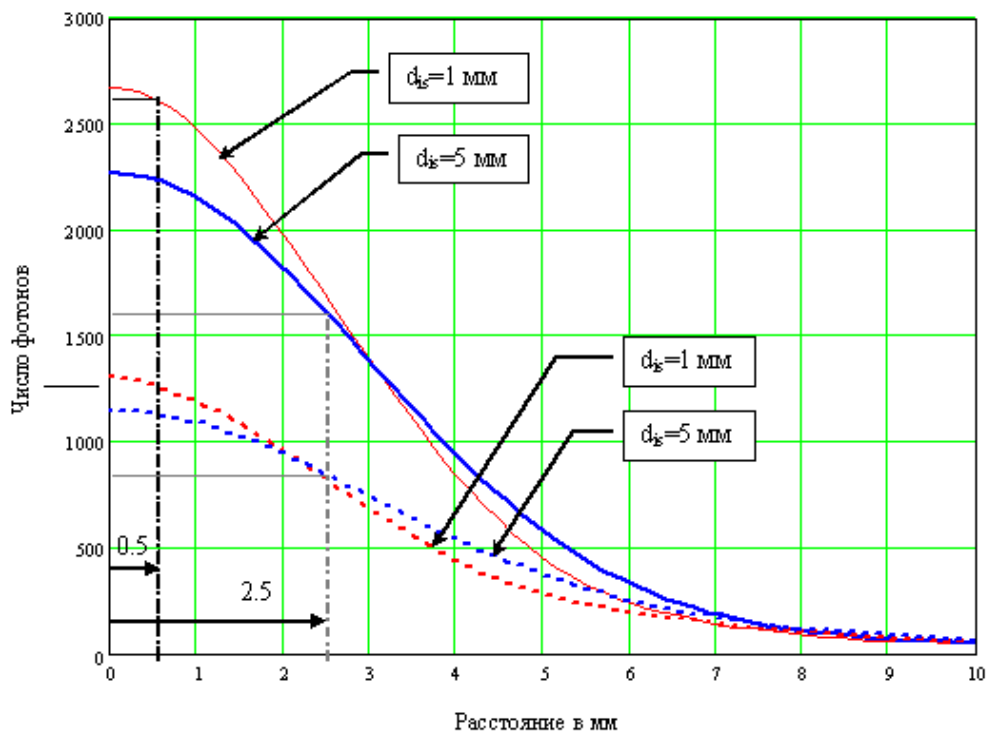


Рис. 5. Вид функций распределения для информативной (сплошная линия) и для неинформативной (прерывистая линия) составляющих рассеянного потока фотонов ($N = 1\,000\,000$, $R_e = 0,2$, $\lambda = 810$ нм)

Рассмотрим далее распределение рассеянных фотонов в зависимости от угла входа излучения в биоткань (диаметр источника излучения постоянный).

Поскольку биологическая ткань – слоистая структура с изменяющимися оптическими параметрами, то возможно ожидать, что наклон источника излучения и/или приемника на оптимальный угол приведет к увеличению информативного сигнала при определенном расстоянии между источником и приемником излучения. На рис. 6 для длины волны 810 нм и на рис. 7 для длины волны 633 нм представлено из-

менение уровня информативного сигнала и местоположения его максимума для трех углов наклона источника излучения. При моделировании диаметр источника излучения оставался постоянным и составлял 3 мм, а количество фотонов в импульсе составляло 1 000 000. В качестве примера углы наклона составляли 90° (нормальное падение), 110° и 130° . Результаты изменения информативной и неинформативной частей потока при изменении угла наклона источника излучения от 90° до 150° представлены в табл. 3.

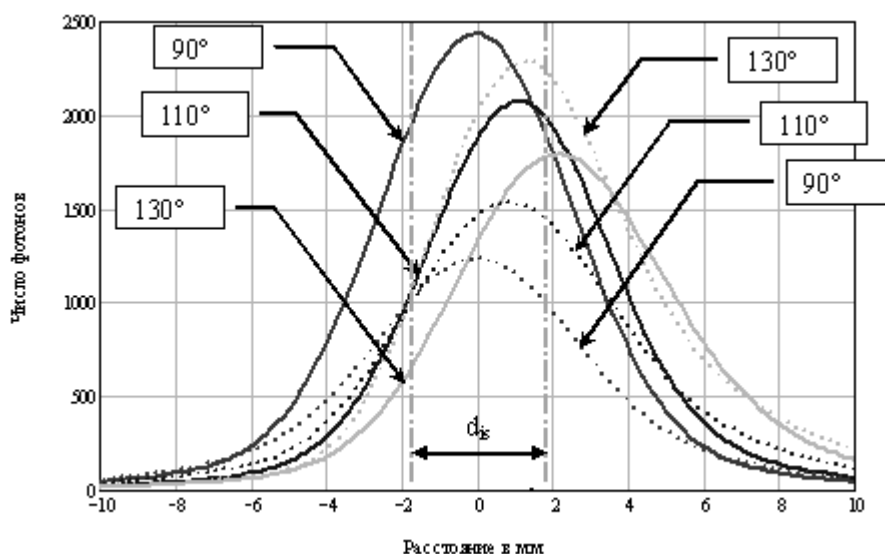


Рис. 6. Функции распределения информативного (сплошная линия) и неинформативного (прерывистая линия) потоков фотонов для различных углов наклона источника излучения ($N = 1\,000\,000$, $d_{is} = 3$ мм, $R_e = 0,2$, $\lambda = 810$ нм)

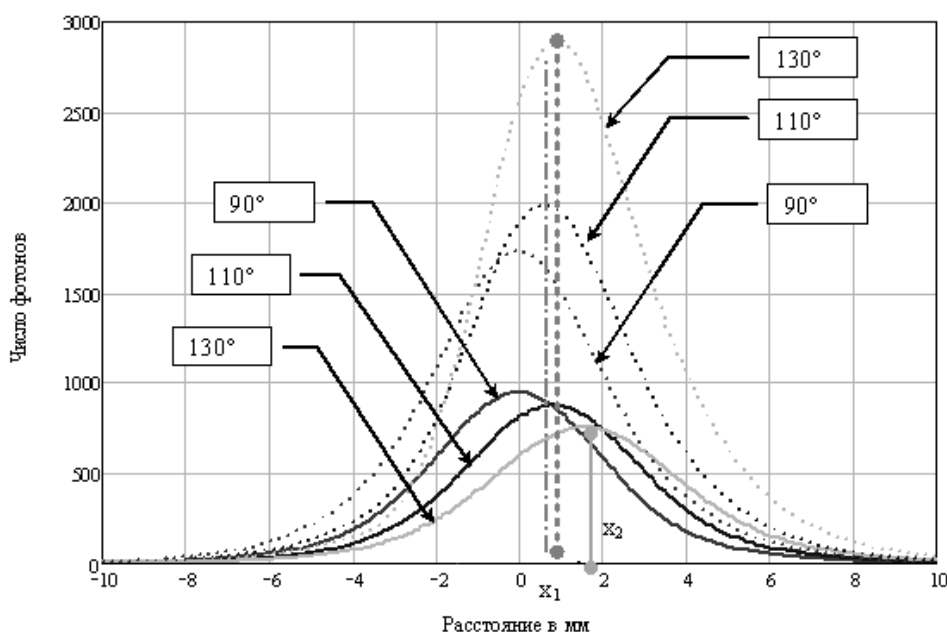


Рис. 7. Функции распределения информативного (сплошная линия) и неинформативного (прерывистая линия) потоков фотонов для различных углов наклона источника излучения ($N = 1\,000\,000$, $d_{is} = 3$ мм, $R_e = 0,2$, $\lambda = 633$ нм)

Если сравнивать координаты максимума функции распределения информативного и неинформативного потоков при одном и том же значении угла наклона источника излучения, то видно, что максимум неинформативного сигнала находится ближе к началу координат, чем максимум сигнала от глубокого сосудистого сплетения (см. рис. 8).

Результаты, полученные при моделировании для длины волны излучения 633 нм (см. рис. 8), аналогичны результатам для длины волны 810 нм, при этом информативная составляющая рассеянного излучения для длины волны 633 нм меньше той же составляющей для длины волны 810 нм.

При увеличении угла наклона источника излучения количество фотонов, рассеянных в обратном направлении, увеличивается, при этом количество информативных фотонов уменьшается. За счет увеличения угла наклона источника излучения функция распределения информативных фотонов смещается вправо, как было показано на рис. 6 и 7. Это приводит к тому, что количество фотонов справа от источника излучения увеличивается.

В табл. 3 приведены потоки фотонов при различных углах наклона источника излучения ($\lambda = 810$ нм). Рост числа информативных фотонов справа от источника излучения наблюдается до 135° , затем идет спад.

Таблица 3. Потоки фотонов при различных углах наклона источника излучения ($\lambda = 810$ нм, $N = 1\,000\,000$)

Угол наклона источника, °	Количество неинформативных фотонов	Количество информативных фотонов	Общее число рассеянных фотонов	Отношение количества информативных фотонов к общему, %
90	6443	10792	17235	63
95	6433	10766	17199	63
100	6643	10750	17393	62
105	7067	10649	17716	60
110	7549	10297	17846	58
115	8222	10194	18416	55
120	9078	10076	19154	53
125	10107	9826	19933	49
130	11591	9514	21105	45
135	13290	9036	22326	40
140	15319	8455	23774	36
145	18066	7981	26047	31
150	20952	7396	28348	26

На основе данных табл. 3 построены графики для информативных и неинформативных потоков фотонов (рис. 8) для длины волны 810 нм.

Из рис. 8 следует, что при углах наклона источника излучения более 125° информативный поток становится меньше неинформативного.

Оптимальный угол для наклона фотоприемника в существующей модели выделить не представляется возможным, так как в результате многократного рассеяния распределение углов выхода фотонов с изменением угла наклона источника излучения не претерпевает особых изменений.

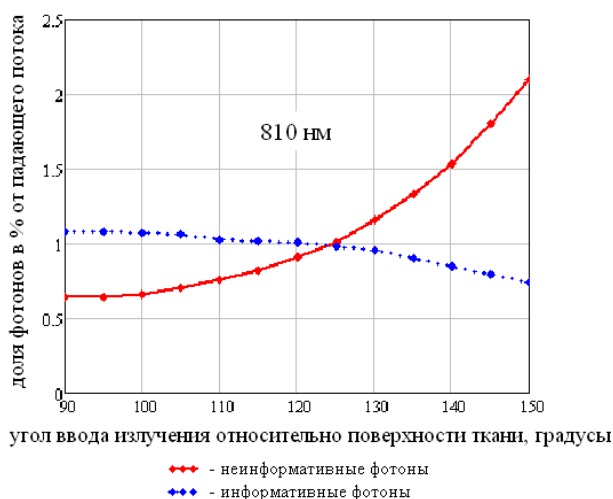


Рис. 8. Зависимость относительного числа рассеянных и падающих на биоткань фотонов от угла ввода излучения в биоткань

Оптимальным с точки зрения этой модели считается расположение фотоприемника так, чтобы его оптическая ось совпадала с нормалью к поверхности биоткани. Изменение угла наклона источника излучения приводит как к увеличению полезного сигнала, так и к увеличению неинформативного сигнала. Выбор оптимального угла для любого источника излучения и фотоприемника возможен лишь при решении задачи на оптимизацию, т. е. при которой отношение сигнал/шум будет максимальным.

Из полученных результатов следует, что если падение излучения на биоткань нормально, то фотоприемник должен быть как можно ближе к источнику излучения. С точки зрения размеров источников применение источника излучения с меньшим диаметром является более предпочтительным.

Исследование взаимодействия излучения с использованием разработанной программы моделирования методом Монте-Карло позволяет адекватно предсказать характер распространения излучения в биоткани с учетом многослойности данной среды и конечного размера падающего пучка.

Анализируя зависимости, приведенные на рисунках 7 и 8, можно заметить, что смещение максимума распределения информативного потока относительно оси пучка излучения больше, чем у неинформативно-

го. Кроме этого, положение максимума распределения информативного потока «выходит» за границы падающего пучка и, следовательно, может регистрироваться фотоприемником датчика. Увеличение неинформативного потока не играет заметной роли при регистрации сигналов, т.к. информативный сигнал «промодулирован» за счет деятельности сердечно-сосудистой системы, в то время как неинформативный сигнал в течение времени измерения пульсовых кривых остается постоянным и может быть исключен аппаратными методами.

Это свидетельствует о возможности применения данного метода для более сложных расчетов при разработке аппаратуры для фотоплетизмографии.

Доработка модели в направлении усложнения формы слоев биоткани и проведение дополнительных экспериментов позволит моделировать распространение рассеянного потока так, что при конструировании планарных оптоэлектронных датчиков для фотоплетизмографии, предназначенных для использования на различных участках биоткани, не понадобится проводить трудоемких экспериментов.

Библиографические ссылки

1. Алексеев В. А., Юран С. И. Проектирование устройств регистрации гемодинамических показателей животных на основе метода фотоплетизмографии : монография. – Ижевск : Ижевская ГСХА, 2006. – 247 с.
2. Бердников А. В., Семко М. В., Широкова Ю. А. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы : учеб. пособие. – Ч. I. Технические методы и аппараты для экспресс-диагностики. – Казань : Изд-во Казан. гос.техн. ун-та, 2004. – 176 с.
3. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани : учеб. пособие. – СПб. : СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
4. Сетейкин А. Ю. Анализ по методу Монте-Карло процессов распространения лазерного излучения в многослойных биоматериалах // Оптика и спектроскопия. – 2005. – Т. 99. – Вып. 4. – С. 685–688.
5. Меглинский И. В., Башкатов А. Н. Исследование возможности увеличения глубины зондирования методом отражательной конфокальной микроскопии при иммерсионном просветлении приповерхностных слоев кожи человека // Квантовая электроника. – 2002. – Т. 32. – № 10. – С. 875–882.
6. Пушкарева А. Е. Указ. соч. – 103 с.

A. S. Perminov, Senior lecturer, Kalashnikov ISTU
S. I. Yuran, DSc in Engineering, Professor, Kalashnikov ISTU

The Application of Monte Carlo Method for Simulation of Light Scattering in Biological Tissue

The paper presents the results of mathematical modeling of propagation of laser radiation in the biological tissue with account of multiple layers of this environment and of the finite size of the incident beam using the method of Monte Carlo. The obtained results can find application in the design of the planar optoelectronic sensors for photoplethysmography intended for use on different parts of the biological tissue.

Keywords: inhomogeneous optical medium, optoelectronic sensor, photoplethysmography.

Получено: 02.12.16