

УДК 539.216:546.824-31

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЙ ВОЛНЫ ОПТИЧЕСКОГО ДИАПАЗОНА С КОЖЕЙ ЧЕЛОВЕКА

Т.М. ПЕЧЕНЬ, А.М. ПРУДНИК

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь*

Поступила в редакцию 18 ноября 2014

Для целей медицинской неинвазивной спектроскопии необходимо знать оптические характеристики биологических тканей и сред. Одним из способов определения оптических характеристик слоев кожи является математическое моделирование процесса прохождения электромагнитной волны. В основе методики моделирования лежит метод Монте-Карло. Модель кожи человека состоит из пяти слоев: эпидермис, верхняя часть дермы, дерма, нижняя часть дермы, гиподерма. Моделирование проводилось в программе TracePro, которая позволяет выполнять анализ рассеянного света, оптический анализ оптико-механических систем с учетом поглощения, зеркального отражения и преломления, рассеивания и дифракции апертуры света.

Ключевые слова: кожа человека, метод Монте-Карло, отражение и поглощение света, отражатель Ламберта, фотоплетизмографический метод.

Введение

В настоящее время методы неинвазивного измерения различных параметров систем организма широко применяются в медицинских целях. Фотоплетизмографический метод является одним из таких методов [1]. Существенное достоинство данного метода заключается в бесконтактном проведении исследований. Это очень важная особенность, т.к. в этом случае не происходит сдавливания сосудов, что полностью исключает возможность нарушения кровообращения в исследуемых участках тканей организма человека. Следует особо подчеркнуть, что в случае проведения медицинских исследований у пациентов в области ран или ожогов применение фотоплетизмографического метода возможно.

Фотоплетизмографический метод основывается на принципе денситометрии, которая позволяет определять оптическую плотность исследуемого материала по отражению, проникновению и поглощению света тканями организма человека. Для проведения исследований по данному методу необходимо применять специальные электронно-оптические приборы – фотоплетизмографы. Нужно отметить, что по принципу работы эти приборы подобны фотометрам.

Методика эксперимента

Кожный покров – это многофункциональный орган. Экспериментально показано, что кожа представляет собой сильно нелинейный вязкоупругий материал [2]. Кожа человека представляет собой многокомпонентную мутную (сильно светорассеивающую) биологическую среду [3]. По этой причине возникают сложности при построении моделей. Оптические характеристики кожи зависят от множества факторов.

В зависимости от части тела толщина кожного покрова изменяется от 1 до 4 мм. Как показано на рис. 1 (с левой стороны фигурными скобками), в коже выделяют три основные

части: 1 – эпидермис, который представляет собой многослойный эпителий, с толщиной, варьирующейся от 0,02 до 2,40 мм; 2 – дерма, которая состоит из множества волокон и относительно малого количества клеток соединительной ткани, с толщиной от 0,5 до 5 мм; 3 – гиподерма, представляет собой подкожный слой, состоящий из коллагеновых, эластических и ретикулярных волокон и пронизанный сетью нервов и кровеносных сосудов, что позволяет выполнять функцию поддержания и питания дермы и эпидермиса; толщина этого слоя различается у людей, т.к. данный параметр напрямую зависит от питания и образа жизни человека.

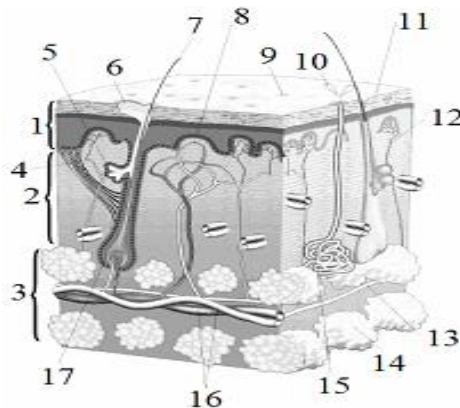


Рис. 1. Схематическое изображение строения кожи человека: 1 – эпидермис; 2 – дерма; 3 – гиподерма (подкожная жировая клетчатка); 4 – мышца, которая выполняет функцию поднятия волоса; 5 – сальная железа; 6 – жировой секрет; 7 – волос; 8 – капилляры; 9 – пора; 10 – пот; 11 – роговой слой (кератин); 12 – нервное окончание; 13 – нерв; 14 – жировая долька; 15 – потовая железа; 16 – кровеносные сосуды; 17 – волосяной мешочек

Средний показатель преломления кожи больше, чем у воздуха, в связи с этим на границе раздела биообъект – воздух часть излучения отражается, а остальная часть проходит в биоткань. Моделирование фотоплетизмографического процесса измерения основных параметров кожи человека основывается на моделировании методом Монте-Карло распространения электромагнитной волны оптического диапазона длин волн (1 нм...1 мм) через кожу человека. Таким образом, определяется часть и спектральный состав отраженных лучей от слоев кожи.

В основе алгоритма математического моделирования лежит фазовая функция Хенни-Гринштейна (1), которая позволяет определить направление обратного рассеивания в многослойных мутных средах:

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi} \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}}, \quad (1)$$

где θ – угол рассеяния, g – параметр анизотропии рассеяния, который представляет собой средний косинус угла рассеяния; определяемый из выражения

$$g = \langle \cos \theta \rangle = \int_0^\pi p(\theta) \cos \theta \cdot 2\pi \sin \theta d\theta \quad (2)$$

Необходимо отметить, что параметр анизотропии рассеяния g определяет число актов рассеяния, после которых теряется информация о первоначальном направлении движения фотона в рассеивающей среде. Как видно из (2), значение этого параметра варьируется от -1 до $+1$. Как правило, для биологических тканей g принимает значения из диапазона $0,70...0,99$ [4].

Основные оптические параметры кожи человека, приведенные в таблице, использовались в процессе математического моделирования в программе TracePro компании Lambda Research Corporation для оптического анализа. В среде данного программного продукта можно создавать трехмерные модели оптико-механических систем и проводить анализ распределения освещенности в системе, учитывая рассеяние, отражение, поглощение, дифракцию света, при этом трассировка лучей производится методом Монте-Карло.

Оптические параметры кожи человека

Слой кожи \ Параметр	Длина волны, λ , нм	Коэффициент поглощения, μ_a , см ⁻¹	Коэффициент рассеяния, μ_s , см ⁻¹	Параметр анизотропии рассеяния, g	Коэффициент преломления, n	Толщина слоя, d , мкм	
Эпидермис	видимая область	577	10,7	120	0,78	1,5	100
		633	4,30	107	0,79		
	ближняя ИК-область	805	1,66	18,3	0,80		
		940	0,64	16,2	0,80		
Верхняя часть дермы	видимая область	577	3,00	205	0,78	1,4	200
		633	2,70	187	0,82		
	ближняя ИК-область	805	1,18	11,4	0,80		
		940	0,77	9,70	0,80		
Дерма	видимая область	577	5,20	219	0,78	1,4	200
		633	3,30	192	0,82		
	ближняя ИК-область	805	1,41	40,1	0,81		
		940	1,18	33,0	0,81		
Нижняя часть дермы	видимая область	577	6,00	225	0,78	1,4	600
		633	3,40	194	0,82		
	ближняя ИК-область	805	1,45	45,9	0,81		
		940	1,26	37,7	0,81		
Гиподерма	видимая область	577	3,00	205	0,78	1,4	900
		633	2,70	187	0,82		
	ближняя ИК-область	805	1,18	11,4	0,80		
		940	0,77	9,70	0,80		

Следует подчеркнуть, что оптические параметры для верхнего и нижнего слоев дермы кожи человека представляют собой линейные комбинации коэффициентов поглощения и рассеивания соответственно для концентраций оксигенированного гемоглобина (HbO₂) и дезоксигенированного гемоглобина (Hb) [5].

Оптические свойства кожи человека изменяются в зависимости от возраста. Важно учитывать данный факт и при математическом моделировании. В литературе не приведены точные оптические параметры кожи человека, т.к. их, как правило, не рассчитывают по аппроксимирующим функциям, а получают из экспериментальных исследований.

Для получения наиболее наглядной картины поведения фотоплетизмографических сигналов для разных возрастных групп нами были использованы опубликованные данные, полученные в результате проведения экспериментальных исследований, в [6]. На рис. 2 представлены графики фотоплетизмографических сигналов в зависимости от времени. Графики были построены для нормированных значений по осям абсцисс (времени) и ординат (амплитуды).

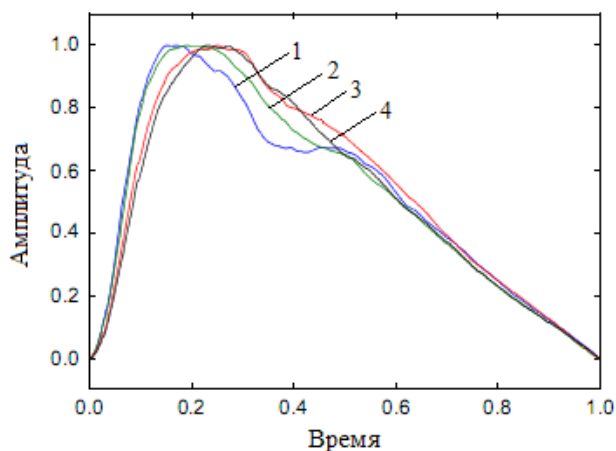


Рис. 2. Формы фотоплетизмографических сигналов для разных возрастных групп:
 1 – меньше 30 лет; 2 – от 30 до 39 лет; 3 – от 40 до 49 лет; 4 – больше 50 лет

Как видно из рис. 2, формы фотоплетизмографических сигналов для групп старшего возраста (кривые 2, 3 и 4) имеют более плавный характер, чем для группы меньше 30 лет. Эти

фотоплетизмографические сигналы в общем можно представить в виде гармонической функции (3), разложенную в ряд Фурье с коэффициентами c_n (4):

$$f(k) = \sum_{n=-m}^m c_n \exp\left(\frac{2\pi ink}{N}\right), \quad (3)$$

$$c_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f(k) \exp\left(-\frac{2\pi ink}{N}\right), \quad (4)$$

где c_n – n -ый коэффициент в ряде Фурье, N – количество дискретных отсчетов на период, k – индекс дискретного отсчета, m – максимальное количество гармоник функции $f(k)$, разложенной в ряд Фурье.

Данная особенность является существенной с точки зрения определения спектрального состава этих сигналов. Спектр фотоплетизмографических сигналов есть конечное количество дискретных спектральных составляющих с амплитудами c_n .

Результаты и их обсуждение

Моделирование проводилось для 4 разных длин волн электромагнитного излучения оптического диапазона длин волн: 577 нм и 633 нм из видимой области, а также 805 нм и 940 нм из ближней инфракрасной области. На рис. 3 представлено одно из изображений, полученное в результате моделирования.

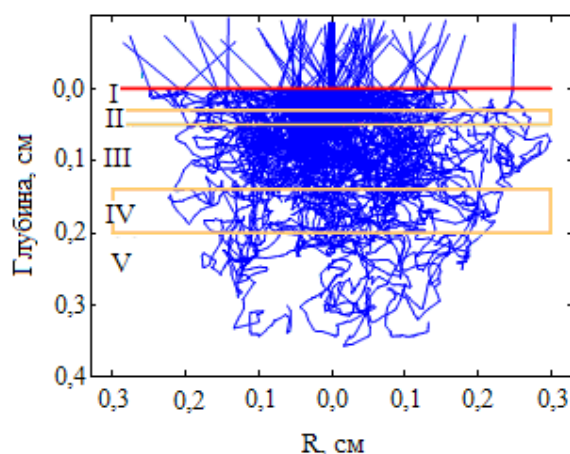


Рис. 3. Изображение обратного рассеивания в пятислойной модели кожи, полученного в результате моделирования методом Монте-Карло для длины волны 577 нм

Как видно из рис. 3, взаимодействие электромагнитного излучения оптического диапазона длин волн представляет собой сложный процесс. Здесь необходимо учитывать особенности при прохождении границы раздела воздух-кожа: различие в показателях преломления воздуха и эпидермиса кожи приводит к тому, что падающее излучение частично отражается и переотражается в разных направлениях, а существенная часть лучей (больше 90 %) проходит в кожу. Прохождение электромагнитного излучения оптического диапазона длин волн во внутренние слои кожи сопровождается неравномерным ослаблением и размыванием. Эти искажения световой волны обусловлены переотражением внутри кожи (слои I, II, III и IV, показанные на рис. 3). Необходимо отметить, что процесс ослабления определяется поглощением и рассеянием, а процесс размывания – только рассеянием.

Достоверность результатов экспериментальных исследований зависит от точности показаний используемых приборов. В процессе моделирования учитывалось это обстоятельство. На рис. 4 приведены графики зависимостей отношений поглощения дезоксигенированного гемоглобина (Hb) к коэффициенту поглощения оксигенированного гемоглобина (HbO₂) и коэффициента поглощения оксигенированного гемоглобина (HbO₂) к коэффициенту поглощения дезоксигенированного гемоглобина (Hb) от длины волны.

Применение фотоплетизмографа для исследований по определению оптической плотности исследуемых материалов по отражению, проникновению и поглощению света

тканями организма человека в видимой области и ближней ИК-области позволяет получать результаты с высокой точностью. При исследовании прохождения электромагнитного излучения оптического диапазона длин волн через кожу человека наиболее важно рассмотреть спектр поглощения гемоглобина. Это связано с тем, что дерма кожи сильно пронизана кровеносными сосудами с гемоглобином [7]. Характер влияния свойств поглощения дезоксигенированного гемоглобина (Hb) на свойства оксигенированного гемоглобина (HbO₂) можно проследить по кривым 1 и 2 (рис. 4). Следует отметить, что коэффициент поглощения дезоксигенированного гемоглобина (Hb) выше по отношению к коэффициенту поглощения оксигенированного гемоглобина (HbO₂) на интервалах 420...440 нм и 590...800 нм.

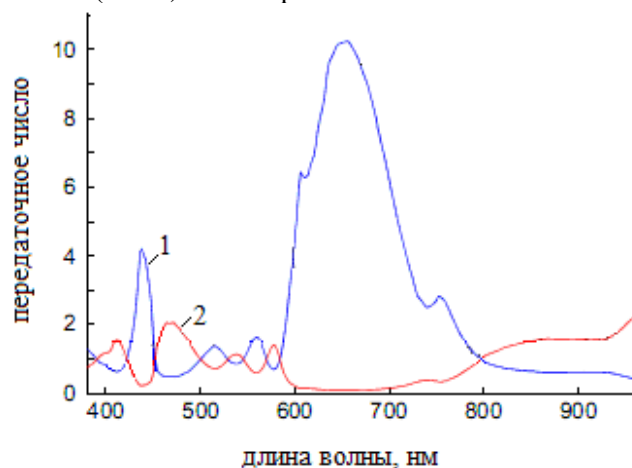


Рис. 4. Графики зависимостей: 1 – отношение коэффициента поглощения дезоксигенированного гемоглобина (Hb) к коэффициенту поглощения оксигенированного гемоглобина (HbO₂); 2 – отношение коэффициента поглощения оксигенированного гемоглобина (HbO₂) к коэффициенту поглощения дезоксигенированного гемоглобина (Hb)

Для оценки отражающей способности кожи в случае падения светового луча на плоскую поверхность эпидермиса целесообразно проводить сравнение с отражателем Ламберта, который подчиняется закону Ламберта: яркость отражающей поверхности одинакова во всех направлениях [8]. На рис. 5 представлены графики зависимости плотности отражения частиц от угла отражения.

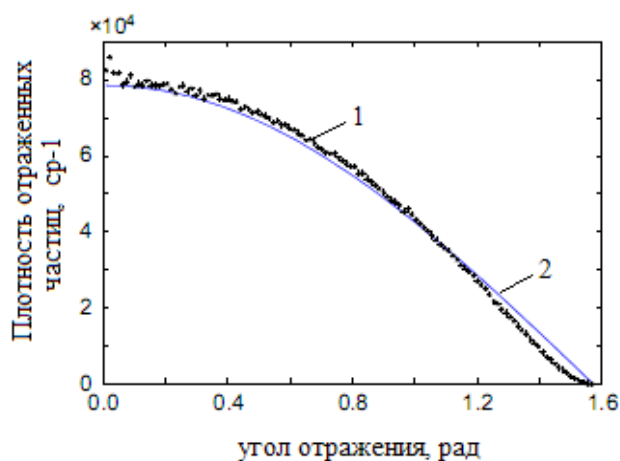


Рис. 5. Графики зависимостей плотности отражения частиц от угла отражения: 1 – для отражателя Ламберта; 2 – для пятислойной модели кожи человека

Кривые 1 и 2 (рис. 5) изменяются по косинусоидальному закону. Видно, что кожа человека имеет практически идентичный характер поведения зависимости плотности отражения частиц от угла отражения как и у отражателя Ламберта. Таким образом, справедливо отметить, что яркость диффузно рассеянного электромагнитного излучения оптического диапазона длин волн внутри кожи человека одинакова во всех направлениях.

Заклучение

В результате проведенного компьютерного моделирования прохождения электромагнитного излучения оптического диапазона длин волн через кожу человека установили:

- исследуемая модель кожи человека имеет практически одинаковые отражающие свойства как и отражатель Ламберта;
- оптические характеристики кожи человека зависят от толщины, которая на разных участках тела человека варьируется;
- сильное светорассеивание кожи человека характеризует ее как мутную биологическую среду;
- взаимодействие электромагнитного излучения оптического диапазона длин волн представляет сложный процесс: отражение, рассеяние, поглощение света;
- глубина прохождения световой волны в слои кожи человека зависит от длины волны.

THE SIMULATION OF THE ELECTROMAGNETIC WAVES INTERACTION IN THE OPTICAL RANGE WITH HUMAN SKIN

T.M. PECHEN, A.M. PRUDNIK

Abstract

For the aims of non-invasive medical spectrophotometry it is necessary to know the optical properties of biological tissues and fluids. One of the means of the skin layers optical characteristics definition is the mathematical modeling of electromagnetic wave passing process. The Monte-Carlo method is the cornerstone of a modeling technique. Human skin model consists of five layers: the epidermis, the upper part of the dermis, the dermis, the lower part of the dermis, hypodermis. The simulation was performed in the program TracePro, which allows the analysis of the scattered light, the optical analysis of opto-mechanical systems, taking into account absorption, specular reflection and refraction, scattering and diffraction of light aperture.

Список литературы

1. *Мошкевич В.С.* Фотоплетизмография (аппаратура и методы исследования). М., 1970.
2. *Пушкарева А.Е.* Методы математического моделирования в оптике биоткани: учеб. пособие. СПб, 2008.
3. *Меглинский И.В.* // Квантовая электроника. 2001. Т. 31. № 12. С. 1101–1107.
4. *Cheong W.-F., Prah S.A., Welch A.J.* // IEEE Quant. Electr. 1990. Vol. 26. № 12. P. 2166–2185.
5. *Spigulis J.* // Latvian Journal of Physics and Technical Sciences. 2012. № 49 (5). P. 63–80.
6. *Allen J., Murray A.* // Physiological Measurement. 2003. № 24 (2). P. 297–307.
7. *Anderson R.R., Parrish J.A., Jaenicke K.F.* // The Science Photomedicine. 1982. P. 147–194.
8. *Платунов Е. С., Самолетов В. А., Буравой С. Е.* Физика. Словарь-справочник. СПб, 2005.