

**РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ИЗЛУЧЕНИЯ,
ГЕНЕРИРУЕМОГО СВЕТОИЗЛУЧАЮЩИМИ ДИОДАМИ,
В КОЖНЫХ ПОКРОВАХ ЧЕЛОВЕКА**

Сокол Е.И. Кипеский А.В. Куличенко В.В.

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»
61002, Харьков, ул. Фрунзе 21, каф. «Промышленная и биомедицинская электроника»
(057) 707-69-37, lexx_kv@mail.ru

The given work is devoted to determining the optical characteristics of the skin at its interaction with the radiation from the light-emitting diode. It provides basic expressions and simulation results based on the Monte Carlo method. The dependencies of reflection and absorption for each layer of the skin.

Введение. Темпы развития фототерапии с каждым годом позволяют охватывать все более новые области ее применения. Это приводит к созданию большого количества новых методик, не имеющих существенных различий в диапазонах регулирования параметров воздействия. В связи с этим медицинский персонал применяет одни и те же фототерапевтические аппараты для проведения процедур по разным методикам.

Однако, достижение выраженного терапевтического эффекта возможно лишь при правильном подборе параметров воздействия и точном определении путей доставки излучения к биологическому объекту подверженного воздействию. Большинство методик в фототерапии содержат указания осуществления воздействия на поверхностные участки тела человека (кожу), а через них на другие органы и ткани. При таком подходе часть ЭМИ рассеивается в коже за счет сильно взаимодействия с различными биологическими ее составляющими. Уменьшение интенсивности излучения в конечной точке воздействия, как правило, приводит к снижению или полному отсутствию терапевтического эффекта [1].

В качестве излучателей в современных фототерапевтических аппаратах, наиболее часто, используются единичные или сгруппированные светоизлучающие диоды (СИД) с одной или несколькими длинами волн электромагнитного излучения (ЭМИ).

Обеспечение необходимого терапевтического эффекта возможно только путем расчета необходимой дозы воздействия на основании оптических и физических свойств биологического объектов подверженных фототерапевтическому воздействию.

Цель данной работы состоит в определении отражающих, рассеивающих и поглощающих характеристик кожной ткани в спектральном диапазоне длин волн от 400 до 700 нм, при использовании в качестве источника ЭМИ светодиодов, что необходимо для расчета терапевтической дозы.

Сущность. Кожа человека представляет собой многокомпонентную мутную биологическую среду с весьма сложными оптическими характеристиками, которые в целом зависят от множества факторов. Толщина кожного покрова непостоянная и зависит от части тела, изменяясь в диапазоне от 1 до 4 мм. В строении кожи человека можно выделить три основных слоя: эпидермис, дерму и слой подкожной жировой клетчатки (ПЖК) (см. рис. 1). Внешним слоем кожи является эпидермис, представляющий собой многослойный эпителий, наружный слой которого содержит обезвоженные кератинизированные остатки клеток. Внутренний слой эпидермиса содержит основной пигмент кожи меланин и располагается на базальной мембране разделяющую эпидермис и дерму. Дерма – состоит из богатой волокнами и относительно бедной клетками соединительной ткани, являющейся опорой для придатков кожи и придающей коже прочность и упругость, а также многочисленные кровеносные и лимфатические сосуды, нервные сплетения и окончания нервных волокон. Волокнистые структуры дермы состоят из коллагеновых, эластических и ретикулярных волокон.

ПЖК состоит из рыхлой сети коллагеновых, эластических и ретикулярных волокон, в петлях которых расположены скопления крупных жировых клеток. Толщина этого слоя различна и зависит от образа жизни человека, питания, обмена веществ.

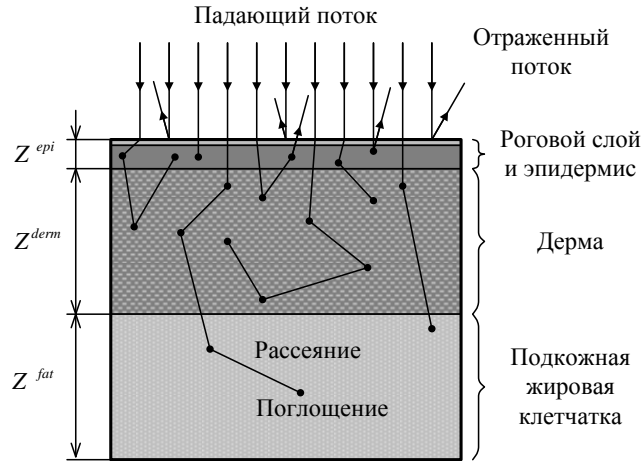


Рисунок 1 – Упрощенная схема распространения фотонов в коже

Задача определения оптических характеристик решалась путем математического моделирования процессов распределения излучения в кожной ткани.

Распределение крови, воды, меланина и других хромофоров кожи приводит к различию оптических свойств каждого слоя, описываемые тремя основными величинами:

- коэффициент поглощения μ_a ;
- коэффициент рассеяния μ_s ;
- фактор анизотропии рассеяния g .

В видимой части спектра поглощение каждого слоя определяется поглощением трех основных хромофоров кожи: крови, меланина и воды. Соответственно коэффициенты поглощения для слоев эпидермиса (*epi*), дермы (*derm*) и ПЖК (*fat*) будут определяться наличием и относительным количеством хромофоров в коже [2, 3]:

$$\begin{aligned} \mu_a^{epi} &\approx (-M - W^{epi} \cdot \mu_a^{coll} + M \cdot \mu_a^{mel} + W^{epi} \cdot \mu_a^{wat}); \\ \mu_a^{derm} &\approx (-W^{derm} - B \cdot \mu_a^{coll} + B \cdot C + W^{derm} \cdot \mu_a^{bl} + W^{derm} \cdot \mu_a^{wat}); \\ \mu_a^{fat} &\approx (-W^{fat} \cdot \mu_a^{lip} + W^{fat} \cdot \mu_a^{fat}), \end{aligned}$$

где M – объемная доля меланина в слое эпидермиса;

B – объемная доля крови в дерме;

$C(\lambda)$ – коррекционный коэффициент, учитывающий расположение крови в сосудах;

W^{epi} , W^{derm} , W^{fat} – объемная доля воды в слое эпидермиса, дерме и ПЖК;

$\mu_a^{mel}(\lambda)$ – коэффициент поглощения меланина;

$\mu_a^{wat}(\lambda)$ – коэффициент поглощения воды;

$\mu_a^{coll}(\lambda)$ – коэффициент поглощения коллагена и ретикулярных волокон.

Коэффициенты рассеяния эпидермиса и дермы сходны между собой, так как имеют общий источник центров рассеяния, в качестве которых выступают коллаген и ретикулярные волокна обескровленной ткани. Отличие вносят структурные элементы крови эпидермиса, на которых так же происходит рассеяние [2]:

$$\begin{aligned} \mu_s^{epi} &\approx \mu_s^{bg}; \\ \mu_s^{derm} &\approx (-B \cdot \mu_s^{bg} + B \cdot C \cdot \mu_s^{bl}), \end{aligned}$$

где μ_s^{bg} – коэффициент рассеяния обескровленной ткани;

μ_s^{bl} – коэффициент рассеяния крови.

Коэффициент μ_s^{fat} рассеяния ПЖК определяется агрегатами жировых клеток, содержащих липиды в форме отдельных капель триглицеридов.

Для большинства непрозрачных биологических тканей значение фактора анизотропии находится в диапазоне от 0,7 до 0,95. Зависимость фактора анизотропии дермы и эпидермиса от длины волны описываются эмпирическими соотношениями [3]:

$$g^{epi} = g^{bg} = 0,7645 + 0,2355 \cdot \left[1 - \exp\left(-\frac{\lambda - 500}{729,1}\right) \right];$$

$$g^{derm} = \frac{B \cdot C \cdot \mu_s^{bl} g^{bl} + (-B) \mu_s^{bg} g^{bg}}{\mu_s^{derm}},$$

где g^{bl} – фактор анизотропии крови, численно равный 0,995.

Фактор анизотропии подкожной жировой клетчатки считается независимым от длины волны ЭМИ и принимается равным 0,9.

Основные параметры кожи, используемые в моделировании, приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Основные параметры слоев кожи

Слой кожи	Показатель преломления	Z, см	W, %	B, %	M, %	d, см
Эпидермис	1,45	0,01	60	0	9	-
Дерма	1,36	0,2	75	1,5	0	0,0012
ПЖК	1,44	0,3	5	0	0	-

Моделирование распределения ЭМИ в кожных покровах осуществлялось с помощью ЭВМ на основе метода Монте-Карло. Это наиболее распространенный метод, позволяющий описать взаимодействие ЭМИ с мутными средами и заключающийся в компьютерном моделировании случайного прохождения N числа фотонов. Основной идеей метода является учет событий поглощения и рассеяния на всем пути следования фотона через непрозрачную среду. Расстояние, которое фотон преодолевает на пути между двумя взаимодействиями, выбирается из логарифмического распределения путем генерации случайного числа. Если при взаимодействии фотона имеет место рассеяние, определяется новое направление движения в соответствии с фазовой функцией и случайно сгенерированным числом. Эта процедура выполняется пока фотон не выйдет из рассматриваемой схемы или не будет поглощен.

В качестве источника при моделировании рассмотрен СИД с косинусоидальным изменением диаграммы направленности. Количество фотонов, в таком СИД, на единицу площади в центральной области засвечиваемой поверхности в два раза выше, чем на ее внешнем радиусе. Поэтому, для получения достоверных результатов, осуществляется расчет величины количества фотонов на каждом шаге моделирования (от 0 до α). Данные о взаимодействии фотонов помещались в трехмерный массив с указанием длины волны фотона, глубины проникновения и расстоянии от центра светового пятна.

По результатам моделирования определена зависимость количества отраженного излучения от его длины волны (см. рис. 2), при облучении кожи широкополосным лучом.

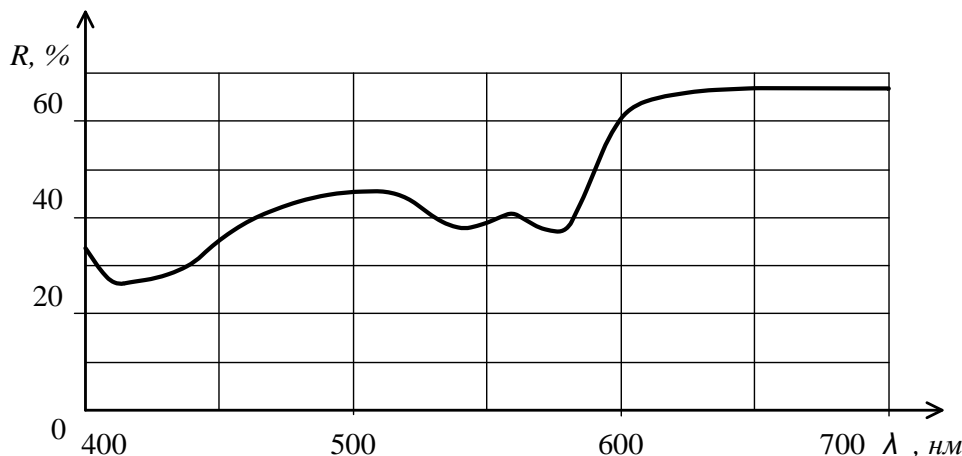


Рисунок 2 – Зависимость количества отраженного излучения от длины волны ЭМИ

Из полученных данных следует, что количество отраженного излучения сильно зависит от длины волны ЭМИ и имеет нелинейный характер. Величина этого излучения в большей степени зависит от диффузного отражения, формируемого рассеивающими центрами биологических компонентов кожи.

В области малых длин волн низкое значение коэффициента отражения обусловлено меланином, коэффициент поглощения которого экспоненциально возрастает с уменьшением длины волны. Существенные провалы на кривой на участках 415, 540 и 575 нм вызваны полосами поглощения гемоглобина и оксигемоглобина крови, расположенных в слое дермы.

Для получения более наглядного описания взаимодействия ЭМИ с кожными покровами определена зависимость поглощения фотонов по основным слоям кожных покровов человека, представленная на рис. 3.

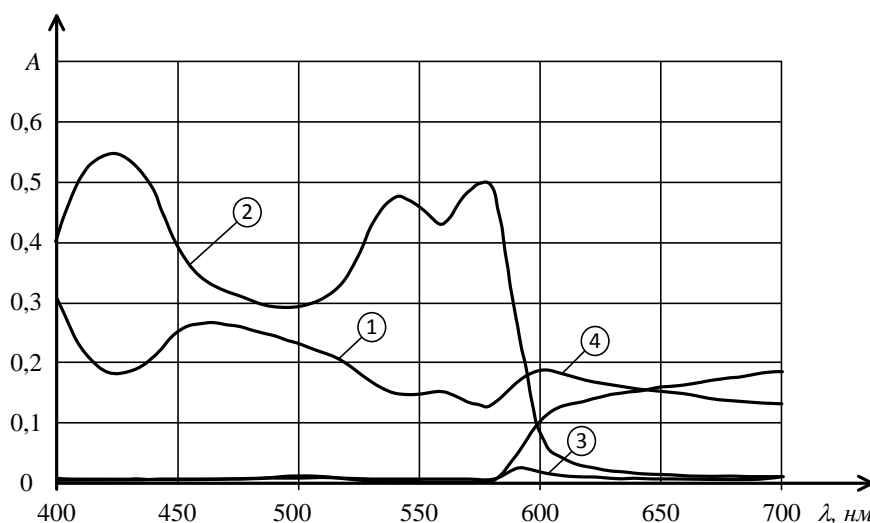


Рисунок 3 – Зависимость количества поглощенного излучения от длины волны ЭМИ

Представленная на рис. 3 зависимость позволяет оценить распределение излучения в биологических тканях при осуществлении фототерапевтических процедур. Большая часть излучения прошедшая в кожные покровы поглощается слоем дермы в диапазоне от 400 до 580 нм, а так же слоем эпидермиса. При этом подкожных тканей достигает лишь несколько процентов поданного излучения. В диапазоне от 580 до 700 нм. ЭМИ практически не поглощается кожей и проникает вглубь подкожных тканей, однако из-за высокого коэффициента отражения его количество не превышает 35 %.

Выводы. Полученные при моделировании данные позволяют утверждать, что определение терапевтической дозы является весьма сложным и важным процессом. Для получения необходимых терапевтических эффектов, медицинскому персоналу, следует с одной стороны выбирать излучатели с такими длинами волн, которые обеспечат доставку необходимого количества энергии в заданную область воздействия. С другой стороны, разработчики должны предусматривать возможность регулирования интенсивности излучения для обеспечения необходимой дозы воздействия с учетом возможных потерь в различных слоях кожи.

1. Москвин С.В. Основы лазерной терапии / С.В.Москвин, В.А.Буйлин. -- Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2006. -- 256 с. 2. Jacques S.L. Origins of Tissue Optical Properties in the UVA, Visible, and NIR Regions / S.L. Jacques // Advances in Optical Imaging and Photon Migration. – 1996. – V. 2. – P. 364-369. 3. Douven L.F.A. Retrieval of Optical Properties of Skin from Measurement and Modelling the Diffuse Reflectance/ L.F.A. Douven, G.W. Lucassen // Proc. SPIE. – 2000. – V. 3914. – P. 312-323.