

УДК 615.849.5

doi:10.20998/2413-4295.2018.26.15

МЕТОД КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ ПОГЛОЩЕННОЙ ЭНЕРГИИ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИМЕНЯЕМОГО В ФОТОТЕРАПИИ

В. В. КУЛИЧЕНКО, Р. С. ТОМАШЕВСКИЙ*

кафедра промышленной и биомедицинской электроники, НТУ «ХПИ», Харьков, УКРАИНА
*email: romiocat.khpi@gmail.com

АННОТАЦИЯ В работе проведено исследование распределения низкоинтенсивного электромагнитного излучения видимого диапазона в кожных покровах человека, для задач количественной оценки и прогноза ожидаемого эффекта процедуры фототерапии. Проведен анализ источников видимого электромагнитного излучения, используемого в фототерапевтической аппаратуре, учитывающий их светотехнические и энергетические характеристики. На основании биофизических моделей эпидермиса, дермы и слоя подкожной жировой клетчатки синтезирована оптическая модель кожного покрова человека, учитывающая физические особенности каждого слоя. На основе метода Монте-Карло разработана и реализована вероятностная модель поведения потока фотонов в слоях кожного покрова, зависящая от длины волны излучения. Разработанная модель позволяет учитывать индивидуальные особенности кожного покрова: толщину каждого из слоев, количество меланина, интенсивности кожного кровотока. Исследования данной модели позволили получить диаграммы поглощения/прохождения излучения в зависимости от длины волны для каждого слоя и всего кожного покрова. Полученные данные исследований позволили определить зависимости коэффициента отражения при изменении длины волны и угла наклона падающего пучка фотонов, а также коэффициента поглощения различными слоями кожи и карту распределения плотности поглощенной мощности излучения в пределах каждого слоя на различных длинах волн электромагнитного излучения.

Ключевые слова: эпидермис; низкоинтенсивное излучение; видимый диапазон; фототерапия; метод Монте-Карло; закон Бугера-Ламберта-Бера.

METHOD OF QUANTITATIVE ESTIMATION OF THE ABSORBED ENERGY OF LOW-INTENSITY ELECTROMAGNETIC RADIATION USED IN PHOTOTHERAPY

V. V. KULICHENKO, R. S. TOMASHEVSKYI

Department of Industrial and Biomedical Electronics, NTU "KhPI", Kharkov, UKRAINE

ABSTRACT The study of the distribution of low-intensity electromagnetic radiation of the visible range in human skin, for quantitative assessment tasks and the forecast of the expected effect of the phototherapy procedure is carried out. An analysis of the sources of visible electromagnetic radiation used in phototherapeutic equipment, taking into account their lighting and energy characteristics, is carried out. Based on biophysical models of the epidermis, dermis and the layer of subcutaneous fat, an optical model of the human skin is synthesized, taking into account the physical characteristics of each layer. Based on the Monte Carlo method, a probabilistic model of the behavior of the photon flux in the layers of the skin, which depends on the wavelength of the radiation, is developed and implemented. The developed model allows to take into account the individual features of the skin: the thickness of each layer, the amount of melanin, the intensity of cutaneous blood flow. Investigations of this model made it possible to obtain radiation absorption / transmission diagrams depending on the wavelength for each layer and the entire skin. The obtained research data made it possible to determine the dependence of the reflection coefficient upon changing the wavelength and the angle of inclination of the incident photon beam, as well as the absorption coefficient of various layers of the skin, and a map of the distribution of the absorbed radiation power density within each layer at different wavelengths of electromagnetic radiation.

Key words: epidermis; low-intensity radiation; visible range; phototherapy; Monte Carlo method; Bouguer-Lambert-Beer law

Введение

В медицинской практике для проведения процедур фототерапии применяется целый ряд источников электромагнитного излучения видимого диапазона (ЭМИ ВД), которые в зависимости от своего назначения имеют различные геометрические параметры и генерируют излучение в широком диапазоне длин волн и мощностей. Наряду с этим существует множество методик фототерапии, подразумевающих воздействие на определенные биологические объекты с лечебной целью при

заданных параметрах ЭМИ ВД. Обеспечение корректного проведения процедуры по выбранной методике может быть осуществлено лишь при точном задании параметров воздействия ЭМИ ВД, расчет которых игнорируется в большинстве случаев медицинским персоналом.

В первую очередь это связано с тем, что производители фототерапевтической аппаратуры приводят обобщенные технические данные излучателей, делая акцент на высокой мощности излучения и широком диапазоне регулирования целого ряда параметров воздействия. С другой

стороны, не существует методики, по которой бы было возможно оценить распределение излучения в биологическом объекте при использовании того или иного фототерапевтического излучателя.

Цель работы

Разработка метода, позволяющего количественно оценить энергии, поглощаемой кожными покровами, с учетом индивидуальных особенностей пациента, при процедуре фототерапии на основе низкоинтенсивного электромагнитного излучения.

Дозирование воздействия ЭМИ ВД. Основные параметры регулирования

Проведение процедур фототерапии заключается в облучении некоторого участка или всего пациента ЭМИ с определенными параметрами воздействия. Параметры воздействия и диапазоны их регулирования определяются применяемой методикой фототерапии и аппаратным обеспечением для ее реализации. Отсутствие конкретных значений параметров воздействия в первую очередь связано с индивидуальными особенностями протекания тех или иных паталогических процессов. Поэтому, обеспечение возможности регулирования большого числа параметров позволяет осуществить воздействие с максимальным терапевтическим эффектом.

При проведении процедур фототерапии основными параметрами воздействия являются величина интенсивности излучения I [Вт/м²]. Выражение для расчета интенсивности излучения, испускаемого одним световым источником, имеет вид:

$$I = \frac{P}{S} = \frac{\Phi_E}{S}, \quad (1)$$

где P – мощность излучения, Вт;

S – площадь подверженной излучению, м²;

Φ_E – поток излучения, испускаемый единичным источником, Вт.

Количественно воздействие ЭМИ оценивается плотностью дозы D [1], представляющей собой интенсивность излучения, которой подвержена поверхность биологического объекта в течении некоторого времени T . Этот параметр является основным, когда речь идет о биологических эффектах вызываемых ЭМИ. В общем случае плотность дозы в фототерапии имеет размерность Дж/см² и рассчитывается, исходя из формул (1) по выражению:

$$D = I \cdot T = \frac{P \cdot T}{S}. \quad (2)$$

Осуществление регулирования основных параметров воздействия, для достижения наилучшего

терапевтического эффекта, позволяет осуществить подбор оптимальных интенсивностей и плотности доз в очень широком диапазоне. Наиболее распространенными методами регулирования плотности дозы воздействия является изменение значений мощности излучения и продолжительность облучения. Площадь подверженная облучению является квазипостоянной, так как она определяется выбранной методикой процедуры фототерапии и конструктивными особенностями излучателей, применяемых для ее проведения. Поэтому в литературе практически всегда речь идет не о плотности дозы воздействия, а лишь о дозе воздействия.

Влияние параметров СИД на характер воздействия ЭМИ ВД

При проведении процедур ЭМИ ВД формируемое светодиоидным источником направлено на кожные покровы зрительный анализатор. Дозирование при этом определяется значениями энергетических величин излучения, однако основные технические данные СИД являются световыми, так как они предназначены для выполнения, в большей степени, индикаторных функций. Поэтому для исследования влияния параметров СИД на характер воздействия ЭМИ необходимо получить уравнения их преобразования с приведенных технических данных в нужные величины. При этом связь между световыми и энергетическими величинами устанавливается через зрительное восприятие человека и определяется функцией видности $V_\lambda(\lambda)$. Таким образом, имея значение световых величин, которые обычно предоставляются фирмами производителя искусственных источников света, можно рассчитать энергетические по выражению:

$$\Phi_V = K_M \cdot \int_{\lambda=380\text{нм}}^{\lambda=780\text{нм}} \Phi_E(\lambda) \cdot V_\lambda(\lambda) \cdot d\lambda, \quad (3)$$

где K_M – фотометрический эквивалент излучения, равный 683 лм/Вт.

Технические данные, приводимые фирмами производителями СИД, можно разделить на несколько основных параметров:

- сила света I_V в милликанделах (мкд) или световой поток Φ_V в люменах (лм);
- длина волны λ в нанометрах (нм), являющаяся пиковой или доминирующей в спектре излучения;
- угол половинной яркости α в радианах (рад);
- диаграмма пространственного распределения силы света $I_V(\varphi)$, приводимая производителями в виде графического представления угла свечения СИД, (см. рис. 1, а).

Главной характеристикой СИД является сила света, однако в мощных светодиодах акцент делается

на величину светового потока. Поэтому световой поток является более подходящей мерой оценки испускаемого ЭМИ при сравнении между различными источниками излучения и при выполнении расчётов.

Самая распространенная конструкция светодиода, применяемая в фототерапии, является 5-ти мм цилиндрическая колба с линзой, предназначенной для обеспечения минимальных потерь излучения при выходе во внешнюю среду и фокусирование пучка света в заданном телесном угле (см. рис. 1,б).

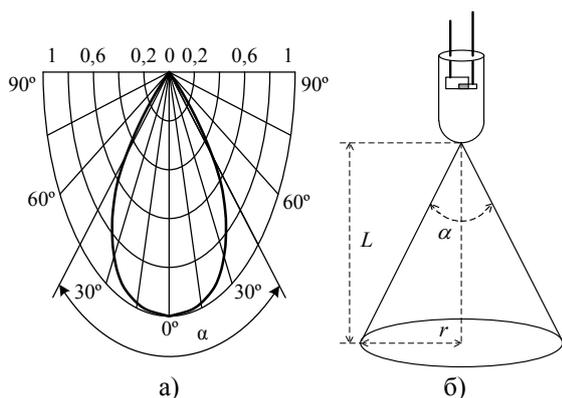


Рис. 1 – Геометрические параметры распространения излучения, формируемого СИД

Значение светового потока, при имеющихся параметрах силы света и угле половинной яркости, может быть рассчитано по выражению:

$$\Phi_V = I_V \cdot \Theta = I_V \cdot 2 \cdot \pi \cdot (1 - \cos(\alpha/2)). \quad (4)$$

Для определения значение потока излучения, испускаемого светодиодом с определенной длиной волны решив уравнения (3) и (4) относительно переменной Φ_E , получим:

$$\Phi_E = \frac{I_V \cdot 2 \cdot \pi \cdot (1 - \cos(\alpha/2))}{K_M \cdot V_\lambda}. \quad (5)$$

На основании выражений для определения светового и энергетического потоков определим значение основных параметров воздействия на расстоянии L от источника излучения, будут рассчитываться в соответствии с выражениями:

$$I = \frac{I_V \cdot 2 \cdot \pi \cdot (1 - \cos(\alpha/2))}{K_M \cdot V_\lambda \cdot \pi \cdot L^2 \cdot \text{tg}^2(\alpha/2)}; \quad (6)$$

Из полученных выражений (6) следует, что с увеличением расстояния от источника излучения до облучаемой поверхности значение основных параметров воздействия уменьшается пропорционально второй степени, а изменение силы

света источника ведет к прямо пропорционально их изменению.

Математическая модель распределения излучения в биологическом объекте при использовании СИД

При локальной фототерапии воздействие излучением направлено на кожные покровы. Обеспечение достоверной оценки дозирования процедур возможно лишь при определении количества поглощенного излучения биологическим объектом. Эти данные необходимы в первую очередь при изготовлении фототерапевтических аппаратов, так как позволяют учесть ряд технических параметров источников излучения на этапе разработки конструкции излучателя.

Для определения влияния таких параметров СИД на распределение излучения в биологическом объекте была разработана математическая модель. В качестве биологического объекта, в котором распространяется ЭМИ ВД, использована упрощенная трехслойная модель кожных покровов, представленная на рис. 2 [2, 3]. Оптические и структурно-морфологическими свойствами кожи, используемые в математической модели, приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Основные параметры слоев кожи

Слой кожи	Показатель преломления	Толщина слоя, см	W^i , %	B , %	M , %	μ_s^0 , cm^{-1}
1 – роговой слой и эпидермис	1,45	0,01	60	0	9	300
2 – дерма	1,36	0,2	75	1,5	0	120
3 – подкожная жировая клетчатка	1,44	0,3	5	0	0	130

Излучение, формируемое СИД, на поверхности кожных покровов создает интенсивность, значение которой, определяется выражением:

$$I_0 = \int_{S=0}^{S=2\pi \text{tg}(\alpha/2)} \int_{\varphi=0}^{\varphi=\alpha/2} \int_{\lambda=400}^{\lambda=700} \left(\frac{I_V(\varphi, \lambda) \cdot d\varphi \cdot d\lambda}{K_M \cdot V_\lambda(\lambda) \cdot dS} \right). \quad (7)$$

При достижении излучения поверхности кожных покровов часть излучения отражается I'_0 и уходит во внешнюю среду, а часть проходит вглубь. Количество отраженного излучения определяется коэффициентом отражения r_0 .

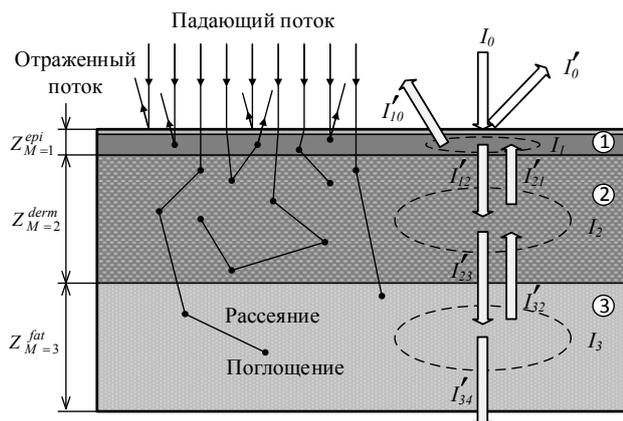


Рис. 2 – Упрощенная модель кожи и взаимодействие фотонов в ней

В соответствии с закон Бугера-Ламберта-Бера для мутной среды при прохождении излучения через биологическую ткань происходит его ослабления в соответствии с выражением:

$$I' = I_0 \cdot e^{-\mu_i \cdot z}; \quad (8)$$

где μ_i – коэффициент ослабления, равный сумме коэффициентов μ_a и μ_s ;

z – толщина слоя, через которое проходит излучение.

Величина потока излучения, на которую он ослабляется, поглощается текущим слоем, а оставшая его часть рассеивается в последующий и предыдущий слои. Значение поглощенного излучения может быть рассчитано в соответствии с выражением:

$$I = I_0 - I' = I_0 \cdot (1 - e^{-\mu_i \cdot z}). \quad (9)$$

Для слоя эпидермиса, который является первым на пути распространении потока излучения, выражения определяющие количество поглощенного I_1 и рассеянного излучения I'_{10} и I'_{12} (во внешнюю среду и в слой дермы соответственно) будут иметь вид:

$$I_1 = [I_0 \cdot (1 - r_0) + I'_{21}] \cdot (1 - e^{-\mu_{i1} \cdot z_1}); \quad (10)$$

$$I'_{10} = (I_0 \cdot (1 - r_0) + I'_{21} - I_1) \cdot \left(1 - \frac{r_0}{r_0 + r_1}\right); \quad (11)$$

$$I'_{12} = (I_0 \cdot (1 - r_0) + I'_{21} - I_1) \cdot \left(1 - \frac{r_1}{r_0 - r_1}\right); \quad (12)$$

где μ_{i1} – коэффициент ослабления слоя эпидермиса;

z_1 – толщина слоя эпидермиса;

I'_{21} – величина излучения рассеянного из слоя дермы в эпидермис;

r_1 – коэффициент отражения перехода между слоями эпидермиса и дермы.

Часть излучения прошедшего через эпидермис I'_{12} частично поглощается дермой I_2 (вторым слоем) и рассеивается в слой эпидермиса I'_{21} и подкожной жировой клетчатки I'_{23} , а выражения для их расчета будут иметь вид:

$$I_2 = (I'_{12} + I'_{32}) \cdot (1 - e^{-\mu_{i2} \cdot z_2}); \quad (13)$$

$$I'_{21} = (I'_{12} + I'_{32} - I_2) \cdot \left(1 - \frac{r_1}{r_1 + r_2}\right); \quad (14)$$

$$I'_{23} = (I'_{12} + I'_{32} - I_2) \cdot \left(1 - \frac{r_2}{r_1 + r_2}\right); \quad (15)$$

где μ_{i2} – коэффициент ослабления слоя дермы;

z_2 – толщина слоя дермы;

I'_{32} – величина излучения рассеянного из слоя подкожной жировой клетчатки в дерму;

r_2 – коэффициент отражения перехода между слоями дермы и подкожной жировой клетчатки.

Часть излучения прошедшего через дерму I'_{23} частично поглощается подкожной жировой клетчаткой I_3 (третьим слоем) и рассеивается в слой дермы I'_{32} и проходит в подкожные ткани I'_{34} , а выражения для их расчета будут иметь вид:

$$I_3 = I'_{23} \cdot (1 - e^{-\mu_{i3} \cdot z_3}); \quad (16)$$

$$I'_{32} = (I'_{23} - I_3) \cdot \left(1 - \frac{r_2}{r_2 + r_3}\right); \quad (17)$$

$$I'_{34} = (I'_{23} - I_3) \cdot \left(1 - \frac{r_3}{r_2 + r_3}\right); \quad (18)$$

где μ_{i3} – коэффициент ослабления слоя подкожной жировой клетчатки;

z_3 – толщина подкожной жировой клетчатки;

r_3 – коэффициент отражения перехода между слоем подкожной жировой клетчатки и подкожными тканями.

Величина излучения поглощенного биологическим объектом определяется как разность между достигнувшей поверхности кожи и отраженной во внешнюю среду. При этом, излучение, отраженное во внешнюю среду, имеет две составляющие, первая представляет собой часть, отраженную от поверхности кожи, а вторая – рассеянная слоем эпидермиса и представляет собой диффузно-отраженное излучение. Для определения последнего, необходимо решить все уравнения (10)-(18).

Решение уравнений распределения излучения предложенной модели, возможно только при

использовании численных методов решения. Наиболее распространенным методом, позволяющим описать взаимодействие ЭМИ ВД с мутными средами, является метод Монте-Карло [4,5]. С точки зрения решения уравнения распределения излучения, метод Монте-Карло заключается в компьютерном моделировании случайного прохождения N числа фотонов.

Математическая модель реализована в виде компьютерной программы, которая обеспечивает учет событий поглощения и рассеяния на всем пути следования фотона через непрозрачную среду. Работа программы может быть разделена на пять основных этапов: генерация пучка фотонов, генерация траектории движения фотона, поглощение, ликвидация и регистрация [6,7]. Расстояние, преодолеваемое фотоном, на пути между двумя взаимодействиями выбирается из логарифмического распределения путем генерации случайного числа компьютером. Для учета поглощения каждый фотон имеет вес вероятности рассеяния, значение которого уменьшается при прохождении через среду до тех пор, пока не будет поглощен или величина его станет минимальной. Если при взаимодействии фотона имеет место рассеяние, определяется новое направление движения в соответствии с фазовой функцией и случайно сгенерированным числом. Эту процедуру выполняют до тех пор, пока фотон не выйдет из рассматриваемого слоя или не будет поглощен.

Для получения достоверных значений результатов с наименьшей флуктуацией необходимо начальное значение количества фотонов в пакете выбирать максимально возможное. Однако это приводит к увеличению времени обработки результатов.

Результаты исследования распределения излучения в кожных покровах

Исследования распределения излучения проводились в два этапа: на первом рассматривалось влияние длины волны излучения и диаграммы направленности СИД, на втором – распределение излучения в кожных покровах при определенном спектральном составе ЭМИ ВД с учетом диаграммы направленности.

При исследовании отражающих способностей кожи в диапазоне длин волн от 400 до 700 нм, предполагаемый светодиодный источник располагается на расстоянии 100 мм от поверхности кожи и имеет косинусоидальную диаграмму направленности. Количество фотонов в пакете N_{max} при $\alpha = 0$ составляет 100000 шт. Результаты проведенного моделирования приведены на рис. 3.

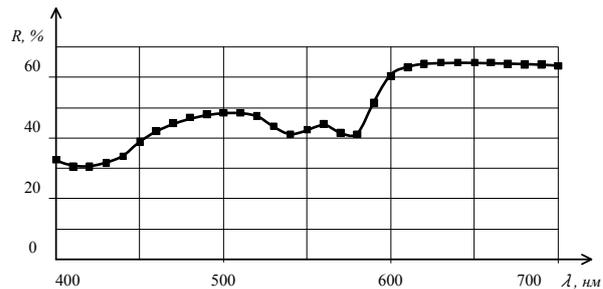


Рис. 3 – Зависимость количества отраженных фотонов от поверхности кожи

Значение коэффициента отражения уменьшается от желтого до фиолетового участка спектра, что обусловлено увеличением коэффициента поглощения меланина в этом диапазоне длин волн. Провалы в кривой (рис. 3) в точках длин волн 420 и 575 нм соответствуют максимумам поглощения гемоглобина крови.

Увеличенное значение коэффициента отражения, по сравнению с представленными в работах [7-9], обусловлено спецификой конструкции светоизлучающего диода, излучение от которого попадает на поверхность кожи под различными углами. Увеличение угла α между вектором направления луча и нормалью к поверхности кожи ведет к росту фотонов зеркально отраженных от границы воздух-кожа, и с достижением критического угла практически полностью отражаются от поверхности кожи, см. рис. 4.

Таким образом, на основании распределения интенсивности излучения светодиода (диаграммы направленности) и графика изменения коэффициента отражения излучения от поверхности кожных покровов рассчитывается количество поглощенной энергии биологическим объектом по выражению [10]:

$$A^* = \int_{\alpha=0}^{\alpha_{max}} I^*(\alpha) \cdot (1 - R(\alpha)) \cdot (\pi \cdot L^2 \cdot \text{tg}^2(\alpha)) \quad (19)$$

где, α_{max} – максимальный угол выхода луча излучения формируемого оптической призмой светодиода.

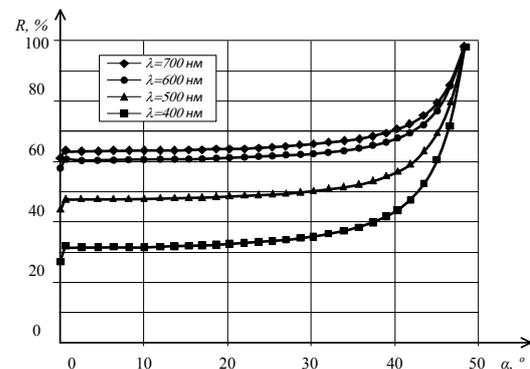


Рис. 4 – Коэффициент отражения на различной длине волны

Излучение, поглощаемое кожей, распределяется в различной степени по слоям, что в первую очередь определяется фотоакцепторами расположенными в них. Для участка кожи с параметрами, приведенными в табл. 1, распределение количества поглощенного излучения по слоям имеет вид, представленный на рис. 5 [11].

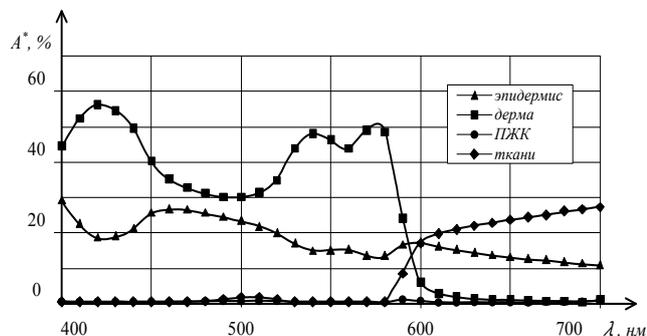


Рис. 5 – Коэффициент поглощения фотонов различными слоями кожи и подкожной ткани

Из зависимости, приведенной на рис. 5, следует, что основным поглотителем фотонов, в диапазоне длин волн от 400 до 590 нм, является слой дермы. В дерме основными поглотителями ЭМИ являются ферментные элементы крови, вода и коллагеновые волокна, обеспечивающие гибкость и прочность кожи. В зависимости от физического и эмоционального состояния человека кровь распределяется по различным его органам в зависимости от текущей их потребности в питательных веществах, кислороде и тепловом регулировании. В состоянии покоя и при нейтральной температуре внешней среды кожные покровы получают от 5 до 10 % сердечного выброса, при этом суммарное количество крови прошедшее через них достигает 200-500 мл/мин. Максимальная величина кожного потока крови, при тепловом стрессе, достигает 2,5-3 л/мин, составляя 30-50 % от сердечного выброса. Такой диапазон изменения кровотока приводит к вариации объемной доли крови B в слое дермы в пределах от 2 до 5 % и как следствие к изменению коэффициента поглощения фотонов (см. рис. 6) [10, 12].

Изменение количества крови в кожных покровах, а, следовательно, и коэффициента поглощения приведет к отклонению в рассчитываемых дозах воздействия, что может привести к ослаблению терапевтического воздействия или к усугублению физиологического состояния пациента.

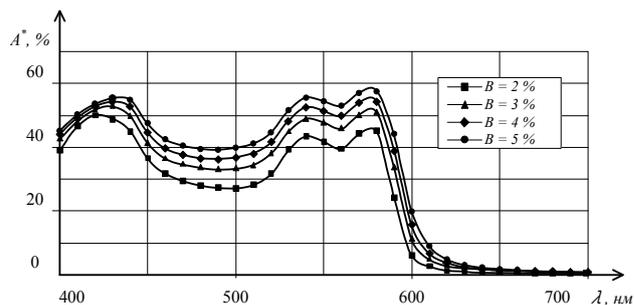


Рис. 6 – Изменение коэффициента поглощения фотонов слоем дермы при различных объемных долях крови

Главным фактором в регуляции кожного кровотока является температура, повышение которой, главным образом, сказывается на раскрытии артериовенозных анастомозов, что ведет в свою очередь к увеличению кровотока в 3 – 3,5 раза. При взаимодействии с кожными покровами фотон может запустить фотохимическую реакцию или спровоцировать локальный перегрев в клетке поглотителя. Суммационный эффект вызванный последним приводит к тепловому нагреву слоев кожи и к запуску терморегуляционных процессов в организме. Величина температуры слоев кожи определяется многими показателями [13]: температурами каждого из слоев и окружающей среды, физиологическими состояниями кожи, параметрами воздействия формируемого источником ЭМИ и др.

Одним из основных параметров воздействия указывающим на температуру слоев кожи является распределение плотности поглощенной мощности. Так как различные слои кожи имеют в своем составе специфические акцепторы, поглощающие ЭМИ только в определенном диапазоне длин волн, и различную толщину карта распределения плотности поглощенной мощности от светоизлучающего диода будет иметь различный характер [11].

Светоизлучающий диод с параметрами (основная длина волны $\lambda = 430$ нм, угол половинной яркости $\alpha = 30^\circ$, косинусоидальная диаграмма распределения) расположенный на расстоянии $l = 100$ мм от поверхности кожи вызывает формирование карты распределения плотности поглощенной мощности показанной на рис. 7.

Карта показывает, что основное распределение плотности поглощенной мощности находится в слое эпидермиса (толщина слоя составляет 0,1 мм) и верхней части дермы (толщина слоя составляет 2 мм) при этом максимальное значение достигает 0,067 % на 1 мм² от мощности испускаемой источником. Такие значения плотности поглощенной мощности вызывают сильный нагрев слоев эпидермиса и дермы и могут приводить к разрушению белковых соединений и повреждению клеток при длительном времени облучения.

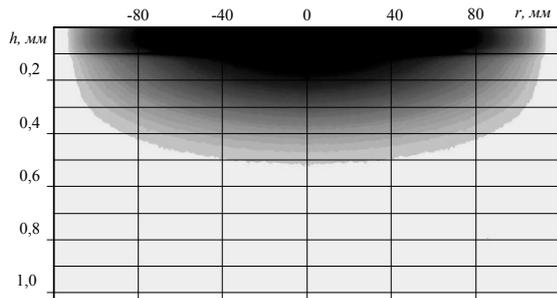


Рис. 7 – Карта распределения плотности поглощенной мощности при $\lambda = 430$ нм

Карта при основной длине волны излучения $\lambda = 525$ нм, приведенная на рис. 8, отображает равномерное распределение плотности поглощенной мощности во всем слое дермы, однако максимум значения $0,036$ % на 1мм^2 в слое эпидермиса достигает.

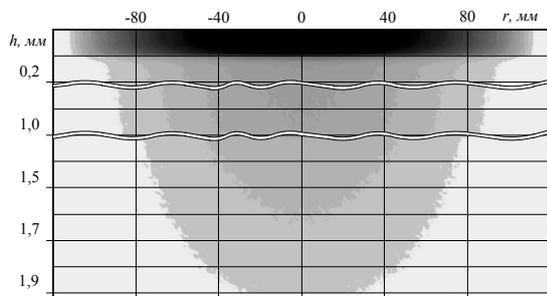


Рис. 8 – Карта распределения плотности поглощенной мощности при $\lambda = 525$ нм

При длине волны источника $\lambda = 595$ нм моделирование показало, что максимальная плотность мощности на карте составляет $0,015$ % на мм^2 , а карта имеет вид приведенный на рис. 9.

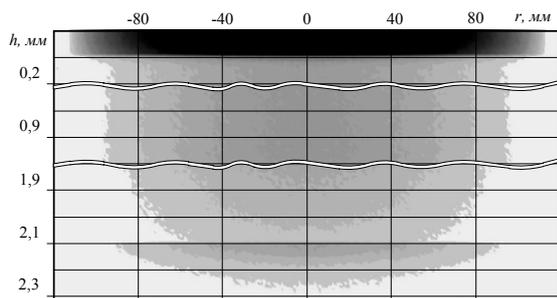


Рис. 9 – Карта распределения плотности поглощенной мощности при $\lambda = 595$ нм

Снижение плотности мощности обусловлено высоким значением коэффициента отражения на этом участке спектра и большой глубиной проникновения ЭМИ в подкожные ткани. Наблюдается равномерное распределение плотности поглощенной мощности в слое дермы и формирования участка поглощения в слое подкожной жировой клетчатки. Нагреву при таком распределении будут подвергаться подкожные

ткани и жидкости, формируя свойственные их взаимодействию ЭМИ физиологические реакции.

Карта распределения плотности поглощенной мощности, при длине волны излучения $\lambda = 660$ нм, показывает малое взаимодействие ЭМИ с кожными покровами, а максимум значения составляет лишь $0,002$ % на мм^2 от излучения формируемого источником а карта имеет вид приведенный на рис. 10. В диапазоне длин волн ЭМИ от 600 до 700 нм кожа является практически прозрачной, позволяя проникать ему глубоко в подкожные ткани.

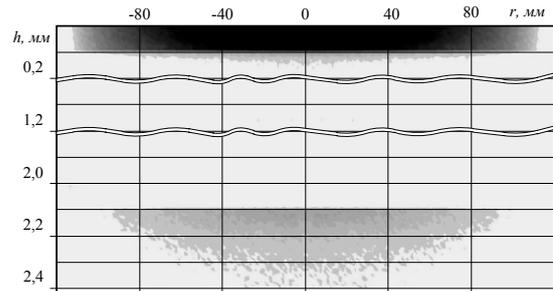


Рис. 10 – Карта распределения плотности поглощенной мощности при $\lambda = 660$ нм

Моделирование процессов взаимодействия ЭМИ испускаемого полупроводниковым светодиодом с кожными покровами позволило получить ряд функциональных зависимостей [9]. Одной из наиболее важных из них является влияния длины волны излучения λ на коэффициент отражения R кожных покровов. Значение которого, так же зависит от величины угла наклона между испускаемым лучом и нормалью между источником и поверхностью кожи. Коэффициент отражения позволяет определить количество энергии поглощенной биологическим объектом при проведении процедуры и оценить степень реакции организма на излучение различных участков спектра. Коэффициент поглощения позволяет оценить в процентном соотношении распределение поглощенной дозы излучения различными слоями кожных покровов человека [14].

Выводы

На основании приводимых технических данных СИД и уравнений для определения основных величин дозирования процедур фототерапии получены выражения для их количественной оценки с учетом технологических параметров светоизлучающих диодов, позволяющие определять взаимосвязь между световыми и энергетическими характеристиками источников ЭМИ ВД применяемых в излучателях.

Созданная математическая модель позволяет оценить распределение поглощенной энергии кожными покровами человека, представленные в виде трехслойной структуры, генерируемой светоизлучающими диодами с учетом всех

технических характеристик. Разработанная компьютерная программа для реализации предложенной математической модели на основе метода Монте-Карло, позволяет рассчитать трехмерное распределение поглощения энергии в кожных покровах человека.

Полученные результаты исследований с использованием математической модели позволили определить зависимости коэффициента отражения при изменении длины волны и угла наклона падающего пучка фотонов, а также коэффициента поглощения различными слоями кожи и карту распределения плотности поглощенной мощности излучения в пределах каждого слоя на различных длинах волн ЭМИ.

Кроме этого было установлена зависимость изменения поглощения мощности излучения от кровенаполнения слоя дермы, что указывает на целесообразность применения методов биосинхронизации, изменения параметров воздействия синхронного с различными биологическими ритмами (пульс, дыхание и др.). При этом следует увеличивать мощность излучения на этапе распространения пульсовой волны по кожным покровам и уменьшать мощность на этапе диастолы, что в свою очередь снизит избыточное нагревание рогового слоя и эпидермиса.

Список литературы

1. **Москвин, С. В.** Эффективность лазерной терапии / **С. В. Москвин**. – Москва: ИПЛЦ «Техника», 2003. – 256 с.
2. **Karu, T. I.** Effects of Monochromatic Low-Intensity Light and Laser Irradiation on Adhesion of HeLa Cells in vitro / **T. I. Karu, L. V. Pyatibrat, G. S. Kalendo** [et al.] // *Lasers in Surgery and Medicine*. – 1996. – Vol. 18. – P. 171-177.
3. **Srinivasan, V.** Melatonin, biological rhythm disorders and phototherapy / **V. Srinivasan** // *Indian J Physiol Pharmacol*. – 1997. – Vol. 41. – № 4. – P. 309-328.
4. **Башкатов, А. Н.** Управление оптическими свойствами биотканей при воздействии на них осмотически активными иммерсионными жидкостями: дисс. на соискание учен. степени кандидата физ.-мат. наук: 03.00.02 / **Башкатов Алексей Николаевич**. – Саратов, 2002. – 198 с.
5. **Павлов, С. В.** Аналіз методів розповсюдження випромінювання в біологічних середовищах на основі застосування методу Монте-Карло / **С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. П. Думенко** // *Оптико-електронні інформаційноенергетичні технології*. – 2008 – №2(16) – С. 139-144.
6. **Пушкарева, А. Е.** Методы математического моделирования в оптике биоткани: Учебное пособие / **А. Е. Пушкарева**. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
7. **Niemz, M. H.** Laser–Tissue Interactions: Fundamentals and Applications / **M. H. Niemz**. – Berlin, 1996. – 305 p.
8. **Karu, T. I.** Exact action spectra for cellular responses relevant to phototherapy / **T. I. Karu, S. F. Kolyakov** // *Photomed. Laser Surg.* – 2005. – Vol. 23, № 4. – P. 355-361.
9. **Douven, L. F.** 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.
10. **Генина, Э. А.** Исследование возможности повышения эффективности лазерного удаления татуировок с помощью оптического просветления кожи / **Э. А. Генина, А. Н. Башкатов, В. В. Тучин** [и др.] // *Квантовая электроника*. – 2008. – № 6. – С. 580-587.
11. **Сокол, Е. И.** Распределение излучения, генерируемого светоизлучающими диодами, в кожных покровах человека / **Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, В. В. Куличенко** // *Прикладная радиоэлектроника*. Состояние и перспективы развития. Сб. науч. тр. – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ, 2011. – Т.3. – С.100-103.
12. **Барун, В. В.** Особенности спектральной поглощательной способности эритроцитов крови / **В. В. Барун, А. П. Иванов** // *Альманах клинической медицины: III Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине»* – Москва, 2008. – Т. XVII, Ч.1. – С. 28-31.
13. **Кипенский, А. В.** Моделирование распределения электромагнитного излучения видимого диапазона в биологических тканях / **А. В. Кипенский, В. В. Куличенко** // *Математические методы в технике и технологиях*. – ММТТ-25: сб. труд. XXV Междунар. научн. конф.: Под общ. ред. А.А. Большакова. Волгоград: Волгогр. гос. техн. ун-т, 2012; Харьков: Национ. техн. ун-т «ХПИ», 2012. – С. 41-45.
14. **Корндорф, С. Ф.** Метод контроля поглощенной внутренними тканями дозы с учетом поглощаемой в эпидермисе мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии / **С. Ф. Корндорф, К. В. Подмастерьев, А. В. Дунаев** // *Лазерная медицина*. – 2003. – Т.7. – №2. – С. 7-11.

Bibliography (transliterated)

1. **Moskvin, S. V.** Effektivnost lazernoy terapii, Moskwa, NPLTs «Tehnika», 2003, 256.
2. **Karu, T. I., Pyatibrat, L. V., Kalendo, G. S.** Effects of Monochromatic Low-Intensity Light and Laser Irradiation on Adhesion of HeLa Cells in vitro. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1996, 18, 171-177.
3. **Srinivasan, V.** Melatonin, biological rhythm disorders and phototherapy. *Indian J Physiol Pharmacol*, 1997, 41, 4, 309-328.
4. **Bashkatov, A. N.** Upravlenie opticheskimi svoystvami biotkaney pri vozdeystvii na nih osmoticheskimi aktivnyimi immersionnyimi zhidkostyami: diss. na soiskanie uchen. stepeni kandidata fiz.-mat. nauk: 03.00.02, Saratov, 2002, 198.
5. **Pavlov, S. V., Kozlovskaya, T. I. Dumenko, V. P.** Analiz metodiv rozpovsyudzhennya vi-promlynuyannya v biologichnih seredovishchah na osnovi za-stosuvannya metodu Monte-Karlo. *Optiko-elektronni Informatsiynoenenergetichni tehnologiyi*, 2008, 2(16), 139-144.
6. **Pushkareva, A. E.** Metody matematicheskogo modelirovaniya v optike biotkani: Uchebnoe posobie, SPb: SPbGU ITMO, 2008, 103.
7. **Niemz, M. H.** Laser–Tissue Interactions: Fundamentals and Applications, Berlin, 1996, 305.
8. **Karu, T. I., Kolyakov, S. F.** Exact action spectra for cellular responses relevant to phototherapy. *Photomed. Laser Surg.*, 2005, 23, 4, 355-361.
9. **Douven, L. F., Lucassen, G. W.** Retrieval of Optical Properties of Skin from Measurement and Modelling the Diffuse Reflectance. *Proc. SPIE*, 2000, 3914, 312-323.

10. **Genina, E. A., Bashkatov, A. N., Tuchin, V. V.** Issledovanie vozmozhnosti povyishe-niya effektivnosti lazernogo udaleniya tatuirovok s pomo-schyu opticheskogo prosvetleniya kozhi. *Kvantovaya elektronika*, 2008, **6**, 580-587.
11. **Sokol, E. I., Kipenskiy, A. V., Kulichenko, V. V.** Raspreделение izlucheniya, generirue-mogo svetoizluchayuschimi diodami, v kozhnyih pokrovah cheloveka. *Prikladnaya radioelektronika*, Harkov, ANPRE, HNURE, 2011, **3**, 100-103.
12. **Barun, V. V., Ivanov, A. P.** Osobennosti spektralnoy pogloscha-telnoy sposobnosti eritrotsitov krovi. *Almanah klinicheskoy meditsiny: III Troitskaya konferentsiya «Meditsinskaya fizika i innovatsii v meditsine»*, Moskwa, MONIKI, 2008, **XVII**, 1, 28-31.
13. **Kipenskiy, A. V., Kulichenko, V. V.** Modelirovanie raspredeleniya elektromagnitnoy izlucheniya vidimogo diapazona v biolo-gicheskikh tkanyah. *Matematicheskoe metody v tehnikе i tehnologiyah*. – MMTT-25: sb. trud. XXV Mezhdunar. nauchn. konf.: Pod obsch. red. A.A. Bolshakova. Volgograd: Volgogr. gos. tehn. un-t, 2012; Harkov: Natsion. tehn. un-t «HPI», 2012, 41-45.
14. **Korndorf, S. F., Podmasterev, K. V., Dunaev, A. V.** Metod kontrolya pogloschennoy vnutrennimi tkanyami dozyi s uchetom pogloschaemoy v epi-dermise moschnosti izlucheniya pri nizkointensivnoy lazer-noy terapii. *Lazernaya meditsina*, 2003, **7**, 2, 7-11.

Сведения об авторах (About authors)

Томашевский Роман Сергеевич – кандидат технических наук, доцент, Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт», доцент кафедры промышленной и биомедицинской электроники г. Харьков, Украина; e-mail: romiocat.khpi@gmail.com.

Roman Tomashevsky – Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, National Technical University "Kharkov Polytechnic Institute", Associate Professor of the Department of Industrial and Biomedical Electronics, Kharkov, Ukraine; e-mail: romiocat.khpi@gmail.com.

Куличенко Вячеслав Викторович – кандидат технических наук, доцент, Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт», доцент кафедры промышленной и биомедицинской электроники г. Харьков, Украина; e-mail: Kulichenko.Viacheslav@gmail.com.

Viacheslav Kulichenko – Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, National Technical University "Kharkov Polytechnic Institute", Associate Professor of the Department of Industrial and Biomedical Electronics, Kharkov, Ukraine; e-mail: Kulichenko.Viacheslav@gmail.com.

Пожалуйста, ссылаетесь на эту статью следующим образом:

Куличенко, В. В. Метод количественной оценки поглощенной энергии низкоинтенсивного электромагнитного излучения применяемого в фототерапии / **В. В. Куличенко, Р. С. Томашевский** // *Вестник НТУ «ХПИ», Серия: Новые решения в современных технологиях*. – Харьков: НТУ «ХПИ». – 2018. – № 26 (1302). – Т. 1. – С. 103-111. – doi:10.20998/2413-4295.2018.26.15.

Please cite this article as:

Kulichenko, V. V., Tomashevsky, R. S. Method of quantitative estimation of the absorbed energy of low-intensity electromagnetic ra-diation used in phototherapy. *Bulletin of NTU "KhPI". Series: New solutions in modern technologies*. – Kharkiv: NTU "KhPI", 2018, **26** (1302), 1, 103-111, doi:10.20998/2413-4295.2018.26.15.

Будь ласка, посилайте на цю статтю наступним чином:

Куліченко, В. В. Дослідження інформаційної значущості параметрів плану медико-біологічного експерименту / **В.В. Куліченко, Р. С. Томашевський** // *Вісник НТУ «ХПІ», Серія: Нові рішення в сучасних технологіях*. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2018. – № 26 (1302). – Т. 1. – С. 103-111. – doi:10.20998/2413-4295.2018.26.15.

АНОТАЦІЯ У роботі проведено дослідження розподілу низькоінтенсивного електромагнітного випромінювання видимого діапазону-на в шкірних покриттях людини, для задач кількісної оцінки і прогнозу очікуваного ефекту процедури фото-терапії. Проведено аналіз джерел видимого електромагнітного випромінювання, що використовується в фототерапевтичній апаратурі, що враховує їх світлотехнічні та енергетичні характеристики. На підставі біофізичних моделей епідермісу, дерми і шару підшкірної жирової клітковини синтезована оптична модель шкірного покриття людини, яка враховує фізичні особливості кожного шару. На основі методу Монте-Карло розроблено та реалізовано імовірнісну модель поведінки потоку фотонів в шарах шкірного покриття, що залежить від довжини хвилі випромінювання. Розроблена модель дозволяє враховувати індивідуальні особливості шкірного покриття: товщину кожного з шарів, кількість меланіну, інтенсивності шкірного кровотоку. Дослідження даної моделі дозволили отримати діаграми поглинання / проходження випромінювання в залежності від довжини хвилі для кожного шару і всього шкірного покриття. Отримані дані досліджень дозволили визначити залежності коефіцієнта поглинання при зміні довжини хвилі і кута нахилу падаючого пучка фотонів, а також коефіцієнта поглинання різними верствами шкіри і карту розподілу щільності поглиненої потужності випромінювання в межах кожного шару на різних довжинах хвиль електромагнітного випромінювання.

Ключові слова: епідерміс; низькоінтенсивне випромінювання; видимий діапазон; фототерапія; метод Монте-Карло; закон Бугера-Ламберта-Бера.

Поступила (received) 26.06.2018