

МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ВИДИМОГО ДИАПАЗОНА В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

Кипенский А.В., Куличенко В.В.

Национальный технический университет «ХПИ», lexx_kv@mail.ru

Одним из старейших и, на сегодняшний день, перспективнейших направлений в клинической медицине является физиотерапия. Среди методов физиотерапии особенно бурно развивается фототерапия, что стало возможным благодаря таким новым источникам электромагнитного излучения (ЭМИ) как лазеры и полупроводниковые излучающие диоды. Однако не только новые излучатели привели к успешному развитию данного метода, но и исследования, проводимые специалистами различных областей науки с целью определения основных и специфических проявлений при взаимодействии ЭМИ с биологическими объектами.

Эффективность проводимых процедур фототерапии напрямую зависит от правильного подбора параметров воздействия, которые в свою очередь определяются выбранной методикой и индивидуальными физиологическими особенностями пациента. Подбор параметров воздействия при проведении процедур осуществляется медицинским персоналом опытным путем и на основе данных, получаемых от диагностических приборов во время проведения процедуры.

Для обеспечения достоверности информации о процессе воздействия ЭМИ на биологические объекты, используемая аппаратура должна осуществлять облучение с заданными параметрами, а так же контролировать дозу поглощенного излучения. Такие требования к фототерапевтической аппаратуре ставят задачи количественной оценки ЭМИ, как генерируемого некоторым источником, так и поглощенного биологическим объектом. При этом мощность излучения, поглощаемая объектом, в свою очередь, может изменяться с изменением его состояния на протяжении интервала облучения. Количественная оценка параметров воздействия, при проведении процедуры на живом объекте, является крайне сложной задачей, поскольку повторить условия проведения процедуры практически невозможно. Наиболее целесообразным для решения таких задач является математическое моделирование распространения ЭМИ в биотканях, основанное на решении большого числа реализаций стохастического процесса.

Цель данной работы состоит в исследовании распределения излучения, создаваемого полупроводниковым светоизлучающим диодом (СИД) в видимом диапазоне (ВД) спектра ЭМИ, а так же в определении влияния кровенаполнения кожных покровов человека на значение поглощаемой мощности излучения.

Для моделирования процессов, связанных с распределением потока излучения в многокомпонентной мутной биологической среде, обычно применяется математическая модель на основе метода Монте-Карло [1]. Суть такого подхода состоит в исследовании перемещения единичного фотона в непрозрачной среде, где на своем пути он взаимодействует с фотоакцепторами (молекулы способные в той или иной степени поглощать фотоны с определенной длиной волны). При взаимодействии с молекулой-фотоакцептором фотон претерпевает процесс поглощения с возможным последующим рассеянием. Траектория перемещения фотона зависит от оптических свойств кожи и определяется тремя основными величинами:

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

Значения этих величин зависят от типа и количества фотоакцепторов, присутствующих в биологической ткани и позволяющих представить ее в виде нескольких слоев, в пределах которых значения этих величин можно считать постоянными. При рассмотрении кожных покровов выделяют три основных слоя: роговой и эпидермис, дерма и подкожная жировая клетчатка [2]. Основными фотоакцепторами, содержащимися в них, для видимой части спектра ЭМИ являются молекулы воды, структурные элементы крови, биомолекулы меланина и жировой клетчатки, а также некоторые другие элементы [3].

Значения основных величин, определяющих оптические свойства различных слоев кожи, описываются выражениями:

1) для рогового слоя и эпидермиса

$$\mu_a^{epi}(\lambda) = (1 - M - W^{epi}) \cdot \mu_a^{coll}(\lambda) + M \cdot \mu_a^{mel}(\lambda) + W^{epi} \cdot \mu_a^{wat}(\lambda); \quad (1)$$

$$\mu_s^{epi}(\lambda) = \mu_s^{bg}(\lambda); \quad (2)$$

$$g^{epi}(\lambda) = g^{bg}(\lambda) = 0,7645 + 0,2355 \cdot \left[1 - \exp\left(-\frac{\lambda - 500}{729,1}\right) \right], \quad (3)$$

где λ – длина волны ЭМИ ВД; M – объемная доля меланина в слое эпидермиса; W^{epi} – объемная доля воды в слое эпидермиса; $\mu_a^{coll}(\lambda)$ – коэффициент поглощения коллагена и ретикулярных волокон; $\mu_a^{mel}(\lambda)$ – коэффициент поглощения меланина; $\mu_a^{wat}(\lambda)$ – коэффициент поглощения воды; $\mu_s^{bg}(\lambda)$ – коэффициент рассеяния обескровленной ткани; $g^{bg}(\lambda)$ – фактор анизотропии обескровленной ткани;

2) для слоя дермы

$$\mu_a^{derm}(\lambda) = (1 - W^{derm} - B) \cdot \mu_a^{coll}(\lambda) + B \cdot \mu_a^{bl}(\lambda) + W^{derm} \cdot \mu_a^{wat}(\lambda); \quad (4)$$

$$\mu_s^{derm}(\lambda) = (1 - B) \cdot \mu_s^{bg}(\lambda) + B \cdot \mu_s^{bl}(\lambda); \quad (5)$$

$$g^{derm}(\lambda) = \frac{B \cdot \mu_s^{bl}(\lambda) \cdot g^{bl} + (1 - B) \cdot \mu_s^{bg}(\lambda) \cdot g^{bg}(\lambda)}{\mu_s^{derm}(\lambda)}, \quad (6)$$

где B – объемная доля крови в дерме; W^{derm} – объемная доля воды в слое дермы; $\mu_a^{bl}(\lambda)$ – коэффициент поглощения крови; $\mu_s^{bl}(\lambda)$ – коэффициент рассеяния крови;

3) для слоя подкожной жировой клетчатки

$$\mu_a^{fat}(\lambda) = (1 - W^{fat}) \cdot \mu_a^{lip}(\lambda) + W^{fat} \cdot \mu_a^{wat}(\lambda); \quad (7)$$

$$\mu_s^{fat}(\lambda) = \mu_s^{lip}(\lambda); \quad (8)$$

$$g^{fat} = 0,9, \quad (9)$$

где W^{fat} – объемная доля воды в слое подкожной жировой клетчатки; $\mu_a^{lip}(\lambda)$ – коэффициент поглощения молекул липидов; $\mu_s^{lip}(\lambda)$ – коэффициент рассеяния липидов.

Математическая модель для исследования распределения ЭМИ в биоткани была реализована на языке программирования C++, а алгоритм программы приведен на рис. 1. Особенностью данной модели является возможность проводить исследования распределения излучения в кожных покровах от источника ЭМИ ВД, в качестве которого использован СИД [4]. В программе осуществляется задание таких основных технических параметров СИД, как длина волны излучения λ , сила света I_v , угол половинной яркости α и диаграмма направленности силы света $I_v^*(\varphi)$, что позволяет получить реальные данные распределения излучения в исследуемой среде. Значения основных параметров кожных слоев, соответствующих антропологическому типу восточных славян, приведены в табл. 1, где Z – толщина слоя.

Излучение СИД представляет собой направленный поток фотонов, имеющий различную интенсивность в зависимости от угла наклона к нормали и формирующий проекцию пространственного распределения силы света на поверхности кожи.

Таблица 1. Основные параметры слоев кожи

Слой кожи	Показатель преломления	Z, см	W ⁱ , %	B, %	M, %
Роговой слой и эпидермис	1,45	0,01	60	0	9
Дерма	1,36	0,2	75	1,5	0
Подкожная жировая клетчатка	1,44	0,3	0	0	

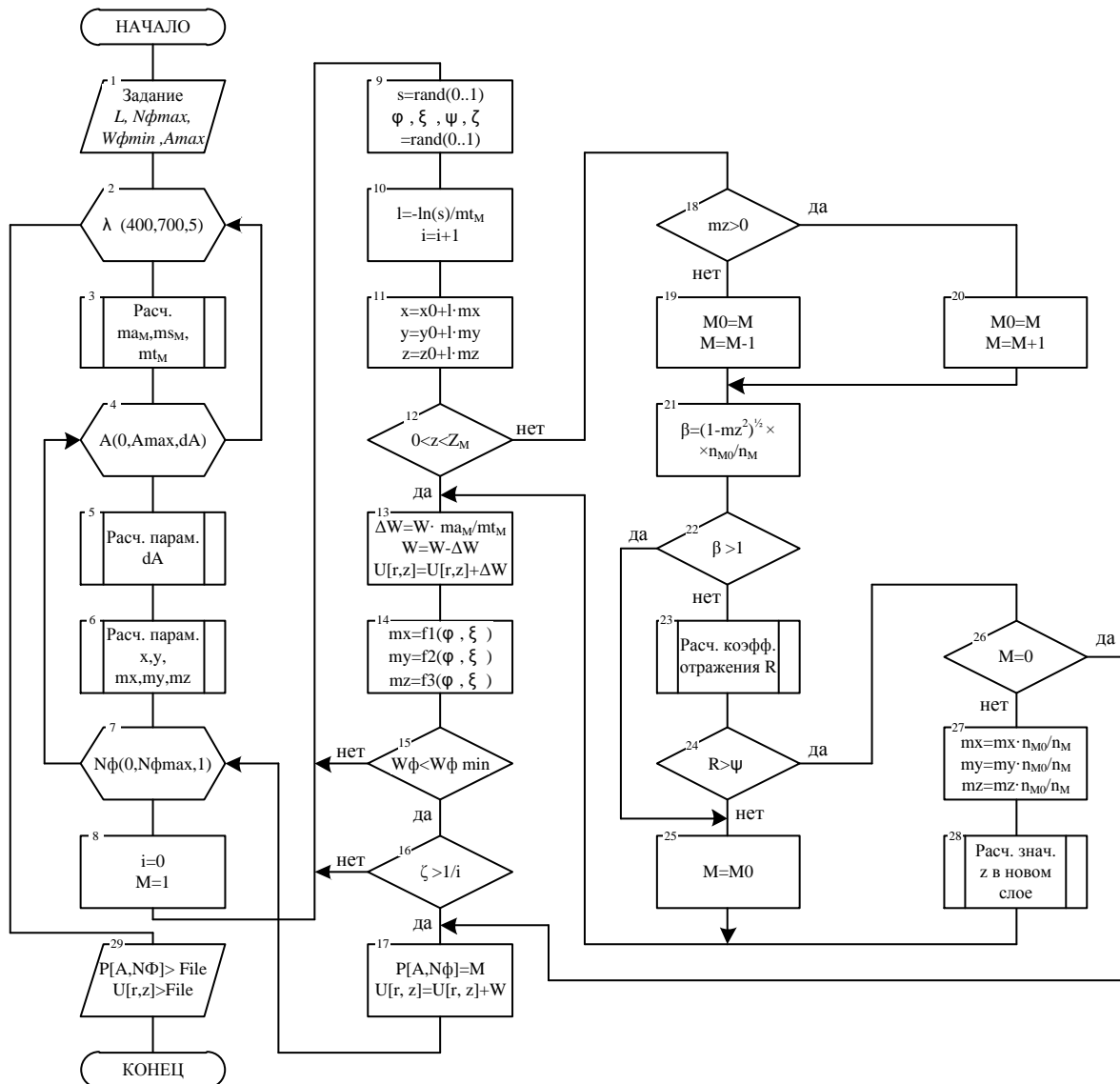


Рис. 1. Блок-схема алгоритма программы, реализующей математическую модель

Программа осуществляет последовательный расчет в точках равномерно расположенных от нормали до места, соответствующего полному отсутствию фотонов в данном направлении. При этом количество фотонов $N\phi$ в каждой точке определяется исходя из диаграммы направленности относительно заданного максимального значения $N\phi_{max}$ в начальной точке по выражению:

$$N\phi = N\phi_{max} \cdot I\nu^*(\arctg(\Delta x \cdot i/l)), \quad (10)$$

где Δx – расстояние между рассматриваемыми точками; i – номер точки от нормали; l – расстояние от источника до поверхности исследуемой среды.

В основном цикле программы, блоки 7-28 представленного алгоритма, осуществляется расчет перемещения каждого фотона. При этом расчет может быть разделен на четыре основных этапа: генерация пучка фотонов, определение траектории движения фотона, поглощение и регистрация данных.

По завершению расчета данные о фотоне записываются в виде координат z и r ,

соответствующих точке его поглощения. Координата z соответствует глубине, на которой произошло поглощение, а r – расстоянию от начальной точки. В зависимости от значения z определяется место поглощения, если $z < 0$, то фотон покинул зону исследуемых слоев в направлении внешней среды, если же значение z больше суммарной толщины слоев – фотон прошел через кожу вглубь тканей.

По результатам исследований, проведенных с помощью математической модели, был получен ряд зависимостей:

- коэффициента диффузного отражения от длины волны излучения $R(\lambda)$;
- коэффициентов поглощения слоев кожных покровов от длины волны $A^*(\lambda)$;
- коэффициента поглощения дермы от длины волны при различных значениях объемной доли крови;
- распределение плотности поглощенной мощности от глубины проникновения фотонов.

Коэффициент диффузного отражения излучения, формируемого СИД, представляет собой отношение количества фотонов покинувших кожные покровы в направлении внешней среды, к полному количеству фотонов, используемых в исследовании. Значение его сильно зависит от оптических свойств среды, которые в свою очередь определяются количеством, входящих в нее фотоакцепторов. Спектральная характеристика коэффициента поглощения каждого из фотоакцепторов, полученная эмпирическим путем, имеет сложный характер изменения с максимумами в различных областях длин волн излучения. Поэтому именно суммарный коэффициент поглощения среды, сильно влияющий на отражающие способности кожи, определяет зависимость изменения коэффициента диффузного отражения от длины волны ЭМИ, которая представлена на рис. 2.

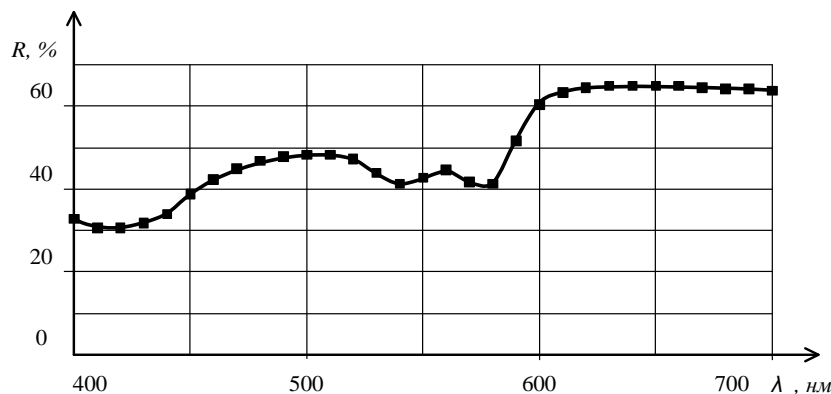


Рис. 2. Зависимость коэффициента диффузного отражения от длины волны ЭМИ ВД

при значениях угла больше критического (при котором обычно наблюдается полное внутренне отражение) так как поверхность кожи не является гладкой.

Излучение, поглощаемое кожей, в различной степени распределяется по слоям, что обусловлено коэффициентом поглощения набора фотоакцепторов, содержащихся в них (см. рис. 3, а). Из приведенной зависимости следует, что основным поглотителем фотонов, в диапазоне длин волн от 400 до 590 нм, является дерма.

Физическое и эмоциональное состояния человека определяют распределение крови по различным его органам в зависимости от их текущей потребности в питательных веществах, кислороде и тепловом регулировании. Изменение величины кожного потока крови может достигать от 200-500 мл/мин в спокойном состоянии до 2,5-3 л/мин при тепловом стрессе. Такой диапазон изменения кровотока приводит к вари-

Коэффициент диффузного отражения в малой степени зависит от угла падения луча на поверхность исследуемого объекта. Однако увеличение угла падения луча приводит к увеличению коэффициента зеркального отражения. При этом полное значение коэффициента отражения не достигает 100 % даже

ации объемной доли крови в слое дермы от 2 до 5 %, что в свою очередь ведет к изменению коэффициента поглощения фотонов (рис. 3, б).

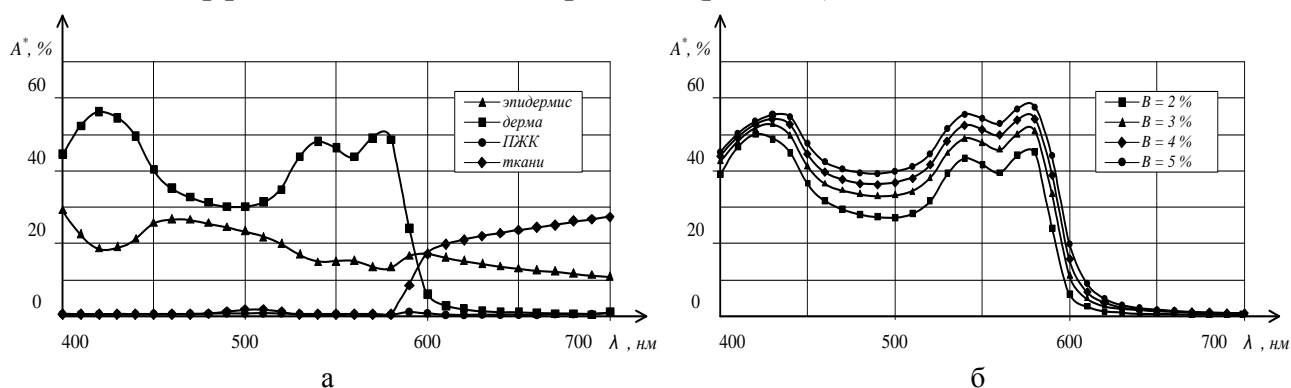


Рис. 3. Зависимость коэффициентов поглощения различных слоев кожи от длины волны ЭМИ ВД (а) и влияние на этот коэффициент объемной доли крови в дерме (б)

Воздействие ЭМИ на кожные покровы приводит к фотохимическим реакциям и к возникновению локального перегрева клеток в коже, который запускает терморегуляционные процессы в организме. Температура различных слоев кожи определяется такими показателями как: температура каждого из слоев и температура окружающей среды, физиологическое состояние кожи, параметры воздействия, формируемого источником ЭМИ и др. [5]. Одним из основных параметров воздействия, определяющим температуру слоев кожи, является распределение плотности поглощенной мощности. Так как слои кожи состоят из специфических фотоакцепторов и имеют различную толщину, карты распределения плотности поглощенной мощности от СИД будут иметь вид, показанной на рис. 4.

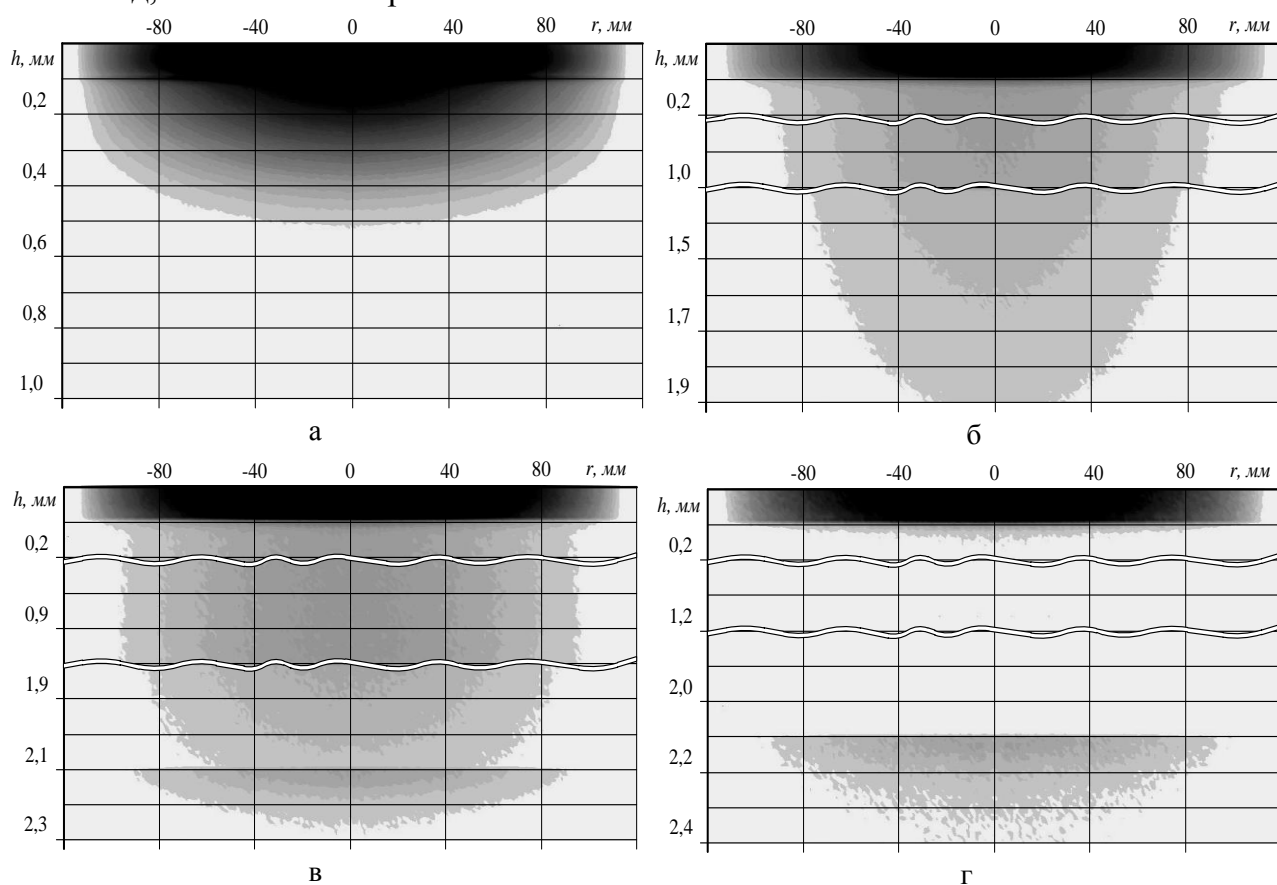


Рис. 1. Карты распределения плотности поглощенной мощности: при $\lambda = 400$ нм (а); при $\lambda = 500$ нм (б); при $\lambda = 600$ нм (в); при $\lambda = 700$ нм (г)

Приведенные карты распределения плотности поглощенной мощности построены для СИД с длинами волны 400, 500, 600 и 700 нм и углом половинной яркости 30° . Расстояние от источника излучения до поверхности кожи составляло 100 мм. Карты показывают, что максимальная плотность поглощенной мощности сосредоточена в слое эпидермиса (толщина слоя – 0,1 мм), в слое дермы (толщина слоя – 2 мм) плотность поглощенной мощности существенно ниже. При этом максимального значения (до 0,067 % на мм^2) плотность мощности достигает при длине волны ЭМИ ВД равной 400 нм. Такие значения плотности поглощенной мощности вызывают сильный нагрев слоев эпидермиса и дермы, а, следовательно, могут приводить к разрушению белковых соединений и повреждению клеток при длительном облучении. С увеличением длины волны ЭМИ ВД максимальное значение плотности мощности уменьшается и составляет соответственно 0,036; 0,015; 0,002 % на мм^2 для 500, 600 и 700 нм.

Моделирование процессов взаимодействия ЭМИ полупроводникового СИД с кожными покровами позволило получить ряд зависимостей, особенности которых необходимо учитывать при создании фототерапевтической аппаратуры. Наиболее важной, на наш взгляд, является зависимость коэффициента отражения ЭМИ кожными покровами от длины волны излучения, которая позволяет определить достоверное значение терапевтической дозы воздействия.

Установленная зависимость коэффициента поглощения ЭМИ от объемных долей крови в кожных покровах, подтвердила целесообразность применения режимов биосинхронизации параметров воздействия с физиологическими показателями человека, в частности, с пульсовой волной.

Карты плотности поглощенной мощности показали – ненормированное воздействие может привести к перегреву верхних структур кожи рогового слоя и эпидермиса, что ослабит терапевтический эффект или усугубит патологическое состояние пациента.

-
1. 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 інформаційно-енергетичні технології. – 2008 – № 2 (16) – С.139-144.
 2. Дунаев А.В. Применение методов неинвазивной спектрофотометрии для исследования системы микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии / А.В. Дунаев, Е.А. Жеребцов // Биотехносфера. – 2009. – № 6. – С. 40-44.
 3. Моделирование глубины проникновения света и спектров поглощения нормальной и патологически измененной кожи / В.В. Барун, А.П. Иванов, А.В. Волотовская [и др.] // Проблемы оптической физики: Материалы 10-ой Междунар. молодежной научн. школы по оптике, лазерной физике и биофизике. – Саратов: Изд-во «Новый ветер», 2007. – 248 с.
 4. Сокол Е.И. Распределение излучения, генерируемого светоизлучающими диодами, в кожных покровах человека / Е.И. Сокол, А.В. Кипенский, В.В. Куличенко // Сборник научных трудов 3-го международного радиоэлектронного форума «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития». – Т. III. – Харьков: АН ПРЭ, ХНУРЭ. – 2011. – С. 100-103.
 5. 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.