

УДК 621.384: 621.385: 621.365: 616.31: 537.8

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ  
ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ФОТОТЕРАПИИ ЧЕРЕЗ  
ЗРИТЕЛЬНЫЕ РЕЦЕПТОРЫ С ОДНОВРЕМЕННЫМ  
ТЕСТИРОВАНИЕМ ПАЦИЕНТА.**

**Зазуляк А.М., Кожухар А.Т.**

*Национальный университет «Львовская политехника»,  
Львов, ул.С. Бандеры,12,79013, E-mail: [akozhuha@rambler.ru](mailto:akozhuha@rambler.ru)*

UDC 621.384: 621.385: 621.365: 616.31: 537.8

**MODELING FUNCTIONALITY OF THE OPTOELECTRONIC  
SYSTEM FOR PHOTOTHERAPY THROUGH THE OPTIC RECEPTORS  
WITH SIMULTANEOUS CONTROL PATIENTS.**

*Lviv Polytechnic National University,*

*Lviv, S.Bandera, 12, 79013, E-mail: [akozhuha@rambler.ru](mailto:akozhuha@rambler.ru)*

*На основе математического и физического моделирования проанализированы функции преобразования ОИ, которые выполняют БО и приемники ОИ. Результаты могут быть полезными разработчикам в оценках функциональных возможностей разрабатываемых безконтактных тестирующих устройств.*

*Ключевые слова: опτικο-электронные системы, оптическое тестирование.*

*On the basis of mathematical and physical modeling analyzes conversion functions OI who perform BO and receivers OI. The results may be useful to developers in the estimates of the functionality of the developed contactless testing devices.*

*Keywords: optical electronic systems, optical testing*

## **ВВЕДЕНИЕ**

Вопросы разработки и совершенствования медицинских опτικο-электронных систем (ОЭС) и создание устройств на их основе для фотостимуляционных технологий (ФСТ), обеспеченных программным управлением динамикой лечебного оптического излучения (ОИ) и непрерывным на протяжении процедуры оптическим тестированием пациента на сегодня остаются важными и актуальными [1]. Одним из

подходов в рывязку задачи является моделирование функционирования основных составляющих процесса ФСТ с участием реакций на нее пациента. Такими составляющими можно считать механизмы взаимодействия и преобразования тестовых и собственных потоков ОИ. Взаимодействие предполагает, прежде всего, прохождение сквозь биомедицинский объект (БО) и отражение им тестовых потоков ОИ. Преобразование осуществляется соответствующими функциями термо- или фотоприемных устройств, на которые направлены тестовые потоки ОИ и ОИ непосредственно от БО. Согласно методам тестирования [2] направленное ОИ проходит сквозь БО а также сквозь слои окружающего воздуха. Отразившись от облученного БО, падающий поток ОИ повторяет этот путь в обратном направлении указанными составляющими. Для определения приближенных априорных количественных характеристик процессов, происходящих в механизме тестирования, и получения рекомендаций по функциональным возможностям разработок оптических тестирующих устройств, на основе простых математических моделей и физического моделирования проанализированы функции преобразования ОИ, осуществляющие БО и приемниками ОИ.

## МЕТОДИКА, ТЕХНИКА И РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Для исследования процесса преобразования, осуществляемого в БО, можно считать, что мощность ОИ в плоскости приемного окна фотопреобразователя составляет  $P_{pr} = P_{prox} \cdot k_{efs}$ , где  $k_{efs} = \frac{S_{ef}}{S_v}$ ,  $S_{ef}$  - площадь, через которую пройденное ОИ будет попадать на фотопреобразователь;  $S_v$  - площадь пятна ОИ, которое образуется из пройденного излучения на плоскости рабочего торца фотоприемника;  $P_{prox}$  - мощность ОИ на поверхности БО. Тогда мощность ОИ на площадь активной поверхности фотоприемника определяется как,  $P_{fd} = P_{pr} \cdot k_z \cdot k_f \cdot k_{zap}$  где  $k_z$  - коэффициент отражения,  $k_f$  - коэффициент прохождения излучения через фильтр,  $k_{zap}$  - коэффициент потерь  $S_{ef} = 2 \cdot \pi \cdot (r_{pr} - (r_{sv} + 2 \cdot d_{st}))$ ,  $r_{pr}$  - радиус светлопропускающей поверхности  $r_{sv}$  - радиус излучающего тела,  $d_{st}$  - толщина конструктивных помехоподавляющих перегородок между фотоприемником и излучателем.

Поскольку потери в воздушном промежутке значительно меньше других потерь, ими можно пренебречь, и поэтому

$P_{prox} = P_{all} \cdot k_{sh}^2 \cdot k_{pg}^2 \cdot k_k \cdot k_{pm}^2$ , где  $P_{all}$  - мощность излучателя,  $k_{sh}$  - коэффициент пропускания материала,  $k_{pg}$  - удельный коэффициент пропускания БО,  $k_k$  - коэффициент отражения излучения от БО,  $k_{pm}$  - удельный коэффициент отражения излучения от БО (не зависит от его толщины). Принимая, что коэффициент пропускания ткани БО (пучка пальца) равен 0,5, законами рассеяния можно пренебречь. Тогда глубина прохождения ОИ в БО определяется как  $k_g = 1 - (k_{pg} \cdot l_g)$ , где  $l_g$  - толщина материала. Площадь пятна, в котором сосредоточено отраженное ОИ в плоскости торца фотоприемника равна  $S_v = 2 \cdot \pi \cdot r_v$ , где  $r_v$  - радиус пятна,  $r_{sh2}$  - радиус пятна на поверхности материала при выходе луча из БО,  $l_{pov}$  - расстояние между БО и фотоприемником,  $2 \cdot a$  - индикатрисса рассеяния ОИ на пути от материала к излучателю,  $all = \arcsin\left(\frac{n_2 \cdot \sin(a_{21})}{n_1}\right)$ , где  $n_1$  и  $n_2$  - коэффициенты преломления воздуха и материала ( $n_1 = 1$ , а  $n_2 = 1,4$ ),  $2 \cdot a_{21}$  - индикатрисса рассеяния в БО. Для обратного хода ОИ выражения для радиусов сечения ОИ можно представить, соответственно, в следующем виде  $r_{g1} = r_{sh1} + (l_{sh} \cdot tg(a_{21}))$ ,  $r_{sh1} = r_{sv} + (l_{pov} \cdot tg(a_{11}))$ . Результатами моделирования в пакете MatCad 15.0 Rus. для коэффициентов преломления  $n_2 = 1,4$ ,  $n_1 = 1,4$  БО получено необходимую мощность потока падающего излучения  $F_0 = 0,3$  мВт и пройденный через БО поток излучения, который должен достигать фотоприемника  $F_t = F_r - F_0$ . Следовательно, учитывая полученные значения, можно вычислить отраженный БО поток излучения  $F_r = F_0 - F_t = (0,3 \text{ мВт} - 0,05 \text{ мВт}) = 0,25 \text{ мВт}$ . На основе примененного алгоритма, предложенных аналитических соотношений и полученных результатов можно приближенно оценить требования к выбору излучательной и фотоприемной частей ОЭС тестирования, а также оценить возможности ее функционирования.

Для физического моделирования процесса отражения ОИ от БО было применена схема эксперимента представлена на рис. 1. В качестве БО были использованы образцы 2 соединительных тканей. Излучатель и приемник разворачивались в отражательной поверхности под углом близким к  $45^\circ$ , чтобы тестовое ОИ, выйдя из излучателя, отразилось от поверхности БО и попало на фотоприемник. Фотоприемник при измерении находился в экранированной оболочке, защищавшей от постороннего излучения.

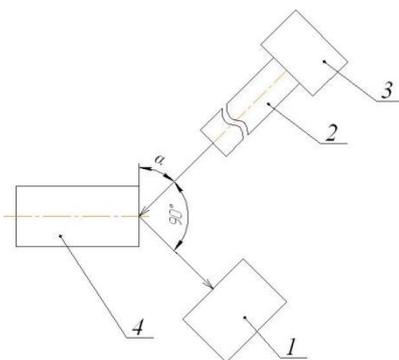


Рис. 1. Схема моделирования характеристик отражения БО. 1 - фотоприемник, 2 - световод, 3 - излучатель, 4 - контейнер с.Излучение подавалось через световод 2 отражалось от образца и попадал на фотоприемник 1.

Результаты исследований приведены в табл. 1.

Таблица 1

#### Коэффициенты отражения ОИ от БО

Тип образца	Тип фильтра			
	без фильтра	желтый	зеленый	красный
№1	0,0102	0,0104	0,0132	0,008
№2	0,0049	0,0058	0,0066	0,0044

Результаты могут оказать помощь разработчику при оптимизировании типа спектра тестового ОИ, в оценке реальных функциональных возможностей метода, в расчетных оценках при разработках ОЭС тестирования на основе фотометрических методов.

Для оценки функциональных возможностей и количественных характеристик преобразования, которое осуществляет фотоприемник, моделирование проводили на принципе контролируемых изменений интенсивности тестового ОИ  $x$  от 0 до  $10 \times 10^3$  лк с шагом 20-50 лк. На основе графической модели зависимости ЭДС фотоприемников типа ФД (Е) от интенсивности ОИ (рис. 2) моделированием в пакете MatCad 15.0 Rus. получено аналитическое выражение функции фотопреобразования, который можно применять при оценке функциональных возможностей ОЭС тестирование на фотометрических методах.

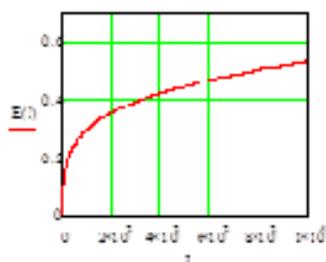


Рис.2. Зависимость ЭДС (E) от интенсивности тестового потока ОВ на фотоприемник.

Если для аналитического отображения начальной области приведенной зависимости следует применять именно указанное выше выражение, однако, для области больших интенсивностей задача может быть значительно упрощенной, поскольку в данном случае с достаточной точностью действует линейный закон.

Для реализации ОЭС тестирования фотометрическим методом исследовано модель светопропускания сквозь имитатор БО. Моделированием предполагалось контролируемое изменение плотности оптически прозрачной жидкости имитатора и получение экспериментальных зависимостей интенсивности пройденного через имитатор светового потока и отраженного от плотности жидкости имитатора ОВ. Имитатором оптических характеристик БУ - кровонаповненного органа (КО), например, пальца, был оптически прозрачный стеклянный цилиндрический объем диаметром 10,0 мм (отвечавший форме и размерам пальца), заполненный дистиллированной водой с красителем, концентрацию которого можно было контролируемо изменять. ОЭС на основе свето-и фотодиодов, измерители фототока и блок электропитания составляли схему моделирования (рис. 3).

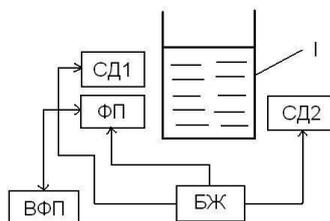


Рис. 3. Схема моделирования ОЭС с применением имитатора БУ: И-имитатор БУ; СД1, СД2 - светодиоды; ФП-фотопреобразователь; ВФП-измеритель тока фотоприемника; БП-блок электропитания.

Результаты исследования для отраженного и пройденного через имитатор ОВ представлены в на рис.4.

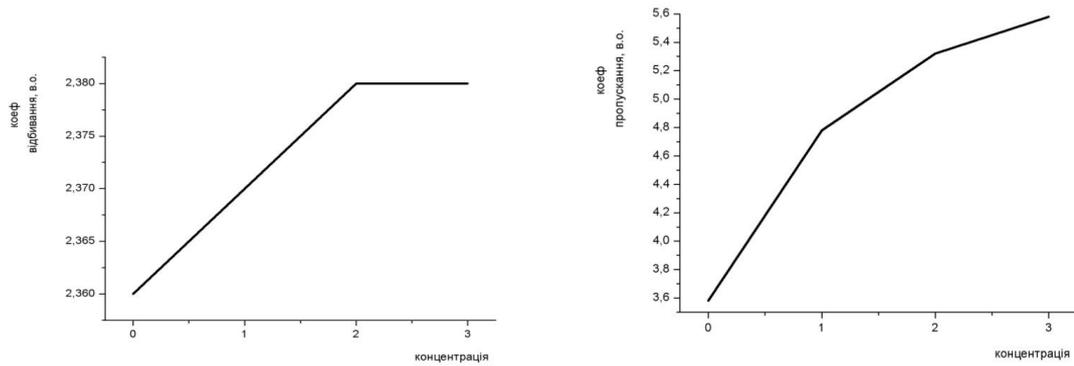


Рис. 4. Зависимости коэффициентов отражения и прохождения через БУ тестовых потоков ОВ от плотности наполнителя имитатора БУ.

Как показано из приведенных графиков, функциональные возможности метода, примененного при моделировании схемы с имитатором БУ и расположение компонент убеждают в возможностях реализации на их основе тестовой ОЭС.

## ВЫВОДЫ

Рассмотрены методы и приведены результаты моделирования функционирования основных составляющих процесса ФСТ, которые предусматривают ОЭС непрерывного оптического тестирования пациента. Показано, что такой подход может стать вспомогательным для разработчика, а результаты моделирования вполне достаточными для оценки функциональных возможностей разработок.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Кожухар О. Т., Зазуляк А.М., Кучак Є.В. Дослідження впливу фотостимулів з частотами біоритмів людини на організм // "Електроніка "Вісник НУ"ЛП", №680, вид-во НУ"ЛП", Львів, 2010. – С. 225-230.
2. Неінвазивний сенсорний пристрій для реєстрації зміни психофізичного стану людини: патент 60600 України: МПК G01N 21/84 / Готра З.Ю., Кожухар О.Т.,Зазуляк А.М., Кучак Є.В.; власник патенту Національний університет "Львівська політехніка". – № u201013916 ; заявл. 22.11.2010; опубл. 25.06.2011, Бюл. № 12. – 3 с.: іл.

*Зазуляк Андрей Михайлович*, соискатель научной степени, Национальный университет «Львовская политехника», г. Львов, ул. С. Бандеры, 12, 79013, E-mail: [Az\\_2@list.ru](mailto:Az_2@list.ru), оптико-электронные медицинские устройства в оториноларингологии.

*Кожухар Александр Теофанович*, профессор кафедры электронных приборов, доктор технических наук, профессор, Национальный университет «Львовская политехника», г. Львов, ул. С. Бандеры, 12, 79013, E-mail: [akozhuha@rambler.ru](mailto:akozhuha@rambler.ru), оптико-электронные медицинские устройства.