

**МОДЕЛЮВАННЯ ДИНАМІЧНОГО ОПРОМІНЕННЯ  
ДЛЯ ФОТОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ НЕПЕРЕРВНОСТІ  
КОНТРОЛЮ ПАРАМЕТРІВ ПРОЦЕСУ**

**Р. А.Ткачук**, д-р техн. наук, професор;

**М. С. Івах\***, канд. техн. наук;

**В. І.Кузь,**

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя,  
вул. Руська, 56, м. Тернопіль, 46000, Україна,

E-mail: [Vmp@tu.edu.te.ua](mailto:Vmp@tu.edu.te.ua)

\*Національний університет "Львівська політехніка",  
вул. Степана Бандери, 12, м. Львів, 79013, Україна

Проведено аналіз методів дослідження і встановлено причини неефективного лікувального опромінення поверхні біооб'єкту в процесі фотоферезу. Вибрана математична модель динамічного імпульсного опромінення і сформульовано критерії для оперативного контролю параметрів оптико-електронних пристроїв з узгодженням стану об'єкту в процесі проведення процедури. Проведено імітаційне моделювання та вибрано параметри регулювання керованим оптичним випромінюванням для побудови пристроїв з врахуванням взаємодії із біооб'єктом для підвищення ефективності проведення фотоферезу.

**Ключові слова:** математична модель процесу фотоферезу, оптико-електронні пристрої, оптичні методи контролю, регулювання динамічним імпульсним випромінюванням.

**ВСТУП**

Дослідження впливу та поширення потоку світла в різних біологічних середовищах й виявлення зміни параметрів та явищ, які при цьому виникають, пов'язані із сучасним розвитком фотомедицини. Можна погодитися з авторами [1-4], які стверджують про недостатність досліджень фотодинамічної дії ультрафіолетового випромінювання при штучному опроміненні означеної області біооб'єкта (БО) зумовленої властивістю молекул речовин, що входять до складу клітин живих організмів, поглинати кванти випромінювання та спричиняти фотохімічні реакції, які змінюють їхню структуру і функції. Відомо, що ультрафіолетове випромінювання (із всього діапазону видимого світла) характеризується вищою енергією квантів та більшою різноманітністю відповідних реакцій БО, оскільки воно поглинається значною кількістю біохімічних компонентів клітин, різних рецепторів, шкіри, сполучної тканини тощо [1, 4]. Випромінювання ультрафіолету широко застосовують у медицині для діагностики та лікування різних захворювань шкіри (екзем, псоріазу, фототерапії пухлин тощо), інших медико-біологічних дослідженнях. Лікувальна дія такого випромінювання залежить від застосованої довжини хвилі, інтенсивності, тривалості, локалізації та площі опромінення, а також від своєчасного виявлення *in vivo* змін реакції організму. Відомо, що в деяких випадках може спостерігатися сенсibiliзоване пошкодження нуклеїнових кислот, білків та ліпідів, порушення енергетичного обміну клітин внаслідок фотохімічного руйнування окремих компонентів, що в свою чергу потребує оперативного оцінювання цих змін в організмі [3].

Для подальшого розвитку фотомедичних технологій (ФМТ) є потреба удосконалення пристроїв випромінювання із впровадженням контролю параметрів процесу й оцінюванням дози впливу на біооб'єкт, наприклад при лікуванні захворювань шкіри методом фотоферезу (ФФ) [4]. При їх

удосконаленні потрібні дослідження існуючих джерел випромінювання (ДВ) та оптимальне регулювання їх параметрів із узгодженням стану БО (наявність зворотнього зв'язку), що має перспективи для ширшого застосування наведених технологій, які є актуальними для сучасної медицини.

Оцінювання поглинання ультрафіолетового випромінювання в області А (УФ-А) та впливу на нього складових зразка БО із лейкомасою (ЛМ) заданої товщини  $l$ , її коефіцієнтом розсіювання  $b$  та поглинанням  $a$ , які визначають  $k_v$  – коефіцієнт послаблення ( $k_v=a+b$ ), що змінює початкову інтенсивність потоку, здійснюють за законом Бугера-Ламберта-Бера  $I = I_0 \cdot e^{-k_v \cdot l}$ , де  $I_0$  – інтенсивність потоку падаючої хвилі відповідної довжини хвилі випромінювання. При цьому слід враховувати додаткове нагрівання при постійному включенні джерела випромінювання (ДВ) та зміну параметрів для окремої ділянки об'єму рухомої частини БО, що підлягає опроміненню. У зв'язку із недостатністю чи відсутністю контролю стану БО є нераціональним застосування джерел випромінювання з широкими просторовими розподілами випромінювання та спектрами (наприклад, в пристроях мод. НЕМО АІДЕ, UVAR XTS, "Ізольда", "Надія" тощо) [4]. Складність контролю у широкому діапазоні спектру випромінювання є причиною недостатнього застосування ФМТ, а тому постає завдання удосконалення їх шляхом розвитку математичних моделей для пошуку нових підходів у виборі ДВ та реалізації на їх основі нових оптико-електронних пристроїв (ОЕП) із неперервним контролем параметрів процесу. Встановлено, що жоден із перелічених вище пристроїв не передбачає контролю дози опромінення впродовж проведення сеансу за змінами оптичних характеристик БО, хоча це є необхідною умовою якісного проведення та оцінювання якості процесу. Використання напівпровідникових елементів для оптико-електронних пристроїв (ОЕП) динамічного випромінювання, що можуть застосовуватися у ФМТ в діапазоні довжин хвиль (313–556) нм є перспективним, оскільки вони володіють покращеним коефіцієнтом корисної дії і можливістю регулювання просторового розподілу енергії в малих площинах для різного спектру випромінювання і характеризуються незначною величиною робочої напруги та струму (1,5–3,0 В, 3–50 мА), малою інерційністю при роботі в імпульсному режимі, високою надійністю, низькою вартістю тощо. На відміну від традиційних розрядних джерел випромінювання, такі пристрої, не потребують пускорегулювальних засобів, допускають послідовне та паралельне з'єднання для регулювання робочої поверхні, забезпечують високу надійність в імпульсному режимі випромінювання, допускають керування в заданому діапазоні енергетичних та часових параметрів.

#### МЕТА РОБОТИ

Моделювання динамічного імпульсного опромінення та контролю параметрів опромінення БО із застосуванням удосконалених оптико-електронних пристроїв випромінювання для їх використання в фотомедичних технологіях.

#### ПОСТАВЛЕНЕ ЗАВДАННЯ

Вибір математичної моделі динамічного імпульсного опромінення для удосконалення пристроїв з контролем параметрів процесу та їх застосування в технології фотоферезу із високою ефективністю. Перспективними методами апаратурної реалізації і створення оптико-електронних пристроїв (ОЕП) із зазначеною ефективністю вважають безконтактні методи, зокрема такі, що ґрунтуються на досягненнях оптоелектроніки із застосуванням сучасних матеріалів та

конструктивних елементів. Для збереження існуючої методики проведення технології ФФ такі удосконалені пристрої потребують розроблення сучасних контролюючих систем із застосуванням нового програмного забезпечення, яке повинно враховувати максимальну конструктивну сумісність з апаратурою проведення ФМТ.

Розглянемо процес проведення ФФ не в постійному, а в імпульсному режимі. Для імпульсного режиму значення енергії відбитої від поверхні БО моделюється функцією, що є розв'язком лінійного неоднорідного (неоднорідність — функція-модель світлового опромінення БО) диференціального рівняння 2-го порядку з постійними коефіцієнтами [5]. Оскільки оцінювання реакції БО здійснюється обчислювальними методами, то представимо її розв'язком відповідного диференціального різницевого рівняння

$$b_2 s_{n-2} + b_1 s_{n-1} + s_n = \xi_n, n = \overline{0, N}, \quad (1)$$

де послідовність  $\xi_n$  — математична модель світлового випромінення, значення коефіцієнтів  $b_1, b_2$  та початкові значення енергії відбитої від поверхні  $s_{-1}, s_{-2}$  що визначаються параметрами (амплітуд сигналів, площі, тривалості дії тощо). Значення  $s_n$  обчислюватимемо за алгоритмом, який випливає з рівняння (1). На рис. 1 наведено блок-схему обчислювальної моделі реакції БО. Якщо праву частину (1) замінити на значення енергії  $x_n$ , а коефіцієнти  $b_1$  і  $b_2$ , початкові умови  $x_{-1}, x_{-2}$  та значення  $N$  вибрати такими, щоби виконати умову

$$\arg \min_{\forall \{b_1, b_2, x_{-1}, x_{-2}, N\}} K(s, s), \quad (2)$$

де  $K = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (s_n - s_n)^2}$  — критерій вибору, то отримана послідовність  $s_n$  стає близькою до послідовності  $s_n$  (2), проте її дисперсія є значною, тому потребує адаптивного підбору  $b_1$  і  $b_2$ .

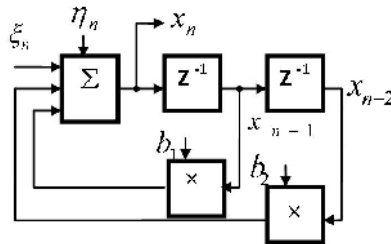


Рисунок 1 – Блок-схема обчислювальної моделі відбитої енергії при імпульсному опроміненні БО ( $\eta_n = 0, n = \overline{0, N}$ ) та тесту ( $\eta_n \neq 0, n = \overline{0, N}$ )

Тоді у просторі змінних стану рівняння (1) набуває такого вигляду [5]:

$$\begin{cases} Y_{n-1} = AY_n + BE_n, \\ X_n = CY_n + DE_n + \eta_n, \end{cases} \quad (3)$$

де у термінах калманівської фільтрації:  $Y_n$  – вектор стану БО,  $\Xi_n$  – вектор входу (параметри опромінення),  $A$  – матриця стану БО,  $B$  – матриця входу (енергія імпульсного випромінювання чи подразнення),  $C$  – матриця виходу (відбита енергія від БО),  $D$  – матриця впливу параметрів входу на зміну параметрів матриці виходу.

Для визначення вектора стану опроміненого БО зробимо в (2) заміну  $s_{n-1} = y_n$ ,  $s_{n-2} = y_{n-1}$ . Тоді отримаємо систему рівнянь

$$\begin{cases} s_{n-1} = y_n \\ y_{n-1} = \frac{1}{b_2} s_n + \frac{b_1}{b_2} y_n - \frac{1}{b_2} \xi_n \end{cases}, \quad (4)$$

звідки

$$Y_{n-1} = \begin{bmatrix} s_{n-1} \\ y_{n-1} \end{bmatrix}, \Xi_n = \begin{bmatrix} \xi_n \\ 0 \end{bmatrix}, Y_n = \begin{bmatrix} s_n \\ y_n \end{bmatrix}, A = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{1}{b_2} & \frac{b_1}{b_2} \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{b_2} \end{bmatrix}. \quad (5)$$

Перше рівняння системи (3) набуде такого вигляду

$$\begin{bmatrix} s_{n-1} \\ y_{n-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{1}{b_2} & \frac{b_1}{b_2} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} s_n \\ y_n \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{b_2} \end{bmatrix} \cdot \xi_n. \quad (6)$$

Вектор-матричне рівняння  $X_n = CY_n + D\Xi_n$  зі системи (3) набуде вигляду

$$x_n = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} s_n \\ y_n \end{bmatrix} + |\eta_n|. \quad (7)$$

Тоді оцінка енергії опроміненого БО в імпульсному режимі  $\hat{S}_n$  визначається із системи рівнянь:

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} s_{n-1} \\ y_{n-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{1}{b_2} & \frac{b_1}{b_2} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} s_n \\ y_n \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{b_2} \end{bmatrix} \cdot \xi_n \\ x_n = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} s_n \\ y_n \end{bmatrix} + |\eta_n| \end{cases} \quad (8)$$

як значення  $s_n$  з мінімальною дисперсією, де виконуються умови (2).

#### ВИЗНАЧЕННЯ ОЦІНКИ СТАНУ ОПРОМІНеноГО БО

Застосування методу калманівської фільтрації при апріорних даних про випромінювання  $\xi_n$  та отримане значення енергії від поверхні опромінення БО  $x_n$ , автокореляційні та взаємкореляційні функції шумів  $\varepsilon_n$  та  $\eta_n$  визначають матриці коефіцієнтів підсилення  $K$ , за допомогою яких оцінюють змінні стану та їх дисперсії. Ці обчислення повторюють до досягнення прийнятного значення цієї дисперсії. Коефіцієнти  $K$  визначаються, наприклад, рекурсивною процедурою, на кожному кроці

якої розв'язують рівняння Ріккати, складене з використанням так званого оновлюючого шуму:

$$\begin{aligned} Y_{n+1} &= AY_n + B\xi_n + GE_n, \\ X_n &= CY_n + D\xi_n + FE_n + \eta_n, \\ \hat{Y}_{n+1} &= A\hat{Y}_n + K[X_n - C\hat{Y}_n - D\xi_n], \end{aligned} \quad (9)$$

де  $Y_n$  – невідомий вектор змінних стану; відомі:  $\xi_n$  – параметри опромінення БО;  $X_n$  – відібрана (відбита) енергія з енергією шуму та похибкою вимірювання;  $\eta_n$  та  $E_n$  – параметри відбору та змін параметрів поглинання й відбиття опроміненої поверхні,  $A$  – матриці стану БО,  $B$  – матриця входу,  $C$  – виходу, матриці впливу  $D$  та кореляції  $G, F$ . Коефіцієнти Калмана  $K$  й оцінки змінних стану  $Y$ , при яких оцінка величини відбитої енергії  $\hat{S}$  має мінімальну дисперсію по відношенню до тестової, визначають за схемою (рис. 2). хоча це є необхідною умовою якісного проведення та оцінювання процесу.

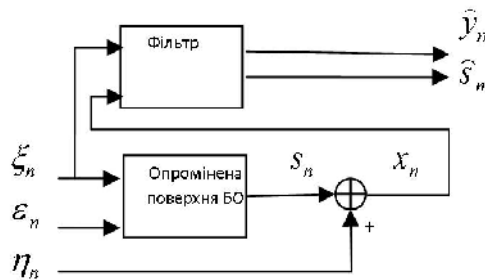


Рисунок 2 - Схема визначення стану опроміненого БО з рекурсивною фільтрацією

Підвищення ефективності лікувального сеансу опромінення УФ-А при ФФ забезпечується при запропонованому динамічному випромінюванні в імпульсному режимі та безперервному контролі процесу, що створює додатковий стимуляційний ефект в об'ємі БО. Особливо ефективним є режим біорезонансного впливу на БО, за яким частоти стимуляції (повторення імпульсів лікувального опромінення) співпадають, або є кратними частотам біологічних процесів, що відбуваються при опроміненні в фоторецепторах БО, наприклад, якими є лейкоцити, еритроцити, тромбоцити, а також частотам, що відповідають процесу їх переміщення в опромінюваному об'ємі. За цими параметрами оцінюються періодичні зміни характеристик, амплітуд, просторового та спектрального розподілів випромінювання при ФФ, що робить його, на відміну від прийнятого процесу з існуючою апаратурою, динамічним і керованим. За цих умов, на основі аналізу частотних характеристик зазначених процесів параметри імпульсів опромінення (фотостимулів) мають бути вибраними, наприклад, за ритмами процесів в опромінюваному БО, а саме 0.4-4 Гц, що забезпечує підвищення ефективності лікування, у порівнянні з відомим режимом опромінення (із незмінними у часі характеристиками).

#### РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Проведено імітаційне моделювання імпульсного опромінення БО і для апробації застосовано засоби середовища Matlab (Control System Toolbox™ та Identification System Toolbox™): одержано матриці  $A, B, C, D$

із рівнянь (3) внаслідок використання функцій *ssdata*; отримано зі структури даних модель у просторі змінних стану з використанням класу функцій *n4sid*; створено з'єднання структур, потрібних для імітаційного моделювання з використанням класу функцій *parallel, feedback* із *Design Filter Toolbox™*. Отримані результати підтверджують, що застосування методики оцінювання стану опромінення БО для запропонованих рівнянь у просторі станів зменшує похибки та не вимагає багатократних процедур для визначення вірогідності оцінки за критерієм Неймана – Піерсона при заданій величині помилки.

Запропонована модель динамічного імпульсного випромінювання та оцінювання стану БО із удосконаленими ОЕП [4] для ФФ (рис. 3) дозволяє здійснювати контроль та корекцію параметрів, що керується мікропроцесором, в якому передбачені перелічені вище режими опромінення та алгоритми контролю, результати якого відображаються на ПК, а також оцінюється й прогнозується його ефективність [6,7]. Можливості системи дозволяють оператору спостерігати за проведенням сеансу ФФ та приймати рішення щодо корегування параметрів опромінення БО в інтерактивному чи автоматичному режимі в залежності від умов проведення процесу. Конструктивно удосконалені ОЕП розміщені в одній площині ДВ, яке складається із СВД-матриці з СВД типів L375 (385, 395)R-04 близьких спектрів УФ випромінювання (ультрафіолетового діапазону - 320-400 нм), закріплених на площині із поліметилметакрилату, СВД-матриці скеровані на поверхню БО. Принцип роботи ОЕП полягає у наступному: СВД-матриця підключена до джерела живлення та комутується у відповідності до програми режимів із можливістю її змін у відповідності до величини сигналу ФП, зокрема, при змінах режиму опромінення. На ФП потрапляє світловий потік від тестових СВД до фотодіодів та відбитий від поверхні БО, в яких виникає фотострум, величина якого порівнюється і реєструється, відповідно до просторово-часових характеристик процесу в опромінюваній поверхні БО та регламентовані інтенсивності опромінення для режиму фотофреззу.

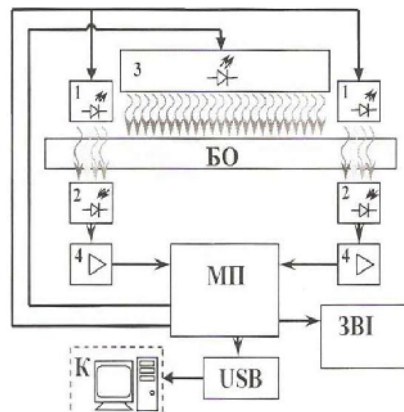


Рисунок 3 - Схема ОЕП- випромінювання, контролю та корекції параметрів:  
 1 – тестові СВД; 2 – фотоприймач ФП; 3 - УФ СВД-матриця; 4 - підсилювачі фотоструму; МП – мікропроцесор; ЗВІ – засіб відображення інформації;  
 USB – порт зв'язку з ПК (К)

Після оцінювання стану БО приймається рішення про ефективність процесу, а в подальшому, реалізація алгоритму корегування режимів опромінення за отриманою дозою. Проведені дослідження по схемі керованої системи опромінення на основі СВД-матриці та контролю параметрів (рис. 4).

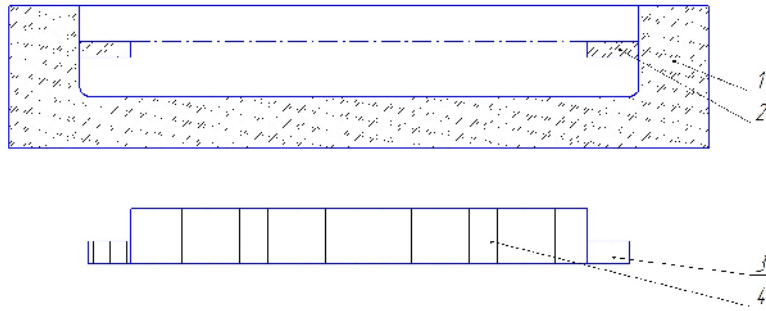


Рисунок 4 – Схема керуваної системи опромінення (4) та контролю параметрів (3, 2): 1 – кювета з ЛМ (або поверхня БО), 2 – фотоприймачі ФП, 3 – тестові СВД

Фотостимуляційний режим для динамічного випромінювання на основі СВД-матриці забезпечує комутацію окремих СВД, або їх груп (модуляція просторовим та спектральним розподілом). Створення об'ємно-просторового випромінювання потребує комплексного просторового розташування СВД, а спектральну стимуляцію здійснюють за алгоритмами технології проведення ФФ. Отже, ДВ на основі СВД із сумарною потужністю до 0.45 Вт, створюють кервані потужності для опромінення в процесі ФФ на передбаченій технологією площі опромінюваної поверхні. З урахуванням цього було розроблено ОЕП динамічного випромінювання з, на основі програмно-комутаційних УФ СВД. Здійснення за допомогою передбаченого в ньому неперервного контролю та корекції параметрів сеансу ФФ дозволяє операторові спостерігати за ходом проведення процесу та приймати рішення щодо його оптимальності. На основі отриманих результатів є можливим проведення удосконаленої технології й ефективного застосування ФМТ в інтерактивному, а в перспективі – автоматичному режимі.

#### ВИСНОВОК

Запропонована математична модель процесу динамічного імпульсного опромінення поверхні біоб'єкту у просторі змінних станів для оптимізації параметрів і отримання зворотнього зв'язку про стан змін в організмі. Удосконалено методи керування динамікою амплітудних, просторових і спектральних характеристик опромінення. На основі моделювання динамічного імпульсного опромінення із застосуванням нових оптико-електронних пристроїв, забезпечено програмно-кероване регулювання динамічними фотостимуляційними режимами та контролем параметрів процесу для їх широкого застосування в нових технологіях фотоферезу з вищою ефективністю.

Підвищено ефективність опромінення при ФФ за рахунок скорочення загального часу процедур на 20-25% з перспективою зменшення кількості лікувальних сеансів внаслідок своєчасності прийняття оптимального рішення лікарем-оператором про корегування параметрів сеансів та подальшу доцільність їх проведення.

#### MODELING OF DYNAMIC EXPOSURE FOR PHOTOMEDIC TECHNOLOGIES AT CONTINUITY CONTROL OF PROCESS PARAMETERS

**R. Tkachuk, M. Ivah\*, V. Kuz,**

*Ternopil National Technical University named after Ivan Pulyuy,*

*56, Rus'ka Str., 46000, Ternopil, Ukraine*

*E-mail: [Vmp@tu.edu.te.ua](mailto:Vmp@tu.edu.te.ua)*

*\*Lviv Polytechnic National University,*

*12, Stepan Bandera Str., Lviv, 79013, Ukraine*

*The authors give an analysis of research methods and mechanisms of radiation passing through the biological object and establish dependences of the optical parameters of therapeutic*

radiation during photopheresis. They have selected a model and defined the criteria for the operational control parameters in order to improve the efficiency of its use. The authors has conducted simulations and investigated the interaction of biological objects with tunable optical radiation.

**Key words:** modeling of biological processes, optoelectronic devices, optical methods of control, dynamic regulation of radiation.

#### МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКОГО ОБЛУЧЕНИЯ ДЛЯ ФОТОМЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ НЕПРЕРЫВНОСТИ КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ПРОЦЕССА

**Р. Ткачук, М. С. Ивах\*, В. Кузь,**

Тернопольский национальный технический университет имени Ивана Пулюя,  
ул. Русская, 56, г. Тернополь, 46000, Украина

E-mail: [Vmp@tu.edu.te.ua](mailto:Vmp@tu.edu.te.ua)

\* Национальный университет "Львовская политехника",  
ул. Степана Бандеры, 12, г. Львов, 79013, Украина

Проведен анализ методов исследования и механизмов прохождения излучения через биообъект и установлены зависимости оптических параметров лечебного облучения в процессе фотофереза. Выбрана модель и сформулированы критерии для оперативного контроля параметров с целью повышения эффективности его применения. Проведено имитационное моделирование и исследовано взаимодействие с биообъектами управляемого оптического излучения.

**Ключевые слова:** моделирование биологических процессов, оптико-электронные устройства, оптические методы контроля, регулирование динамическим излучением.

#### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Круковская Л. П. Ультрафиолетовое излучение – его биологическое воздействие, приемники : метод. пособие / Л. П. Круковская. – СПб. : СПбТПУ, 2009. – 26 с.
2. Оптическая биомедицинская диагностика: в 2 т. / пер. с англ. под ред. В. Тучина. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. – Т. 1. – 560 с.
3. Bjorm Lars Olof Photobiology : The science of life and light / Lars Olof Bjorm. – 2-nd edition. - Lund : Springer, 2010. – 695 p.
4. Ивах М. С. Розроблення медичних оптико-електронних пристроїв динамічного випромінювання, контролю та корекції фотоферезу; автореф. дис. канд. техн. наук. – Львів, 2012. – 22с.
5. Ткачук Р. А. Математична модель та оптимальна обробка електроретиносигналу в задачах офтальмодіагностики / Р. А. Ткачук // Вісник ТДТУ. – 2009. – № 2, Т.14. – С. 142–149.
6. Євтух П. С. Оцінювання точності обчислювальної процедури розрахунку параметрів теплового поля при обмеженій точності вхідних даних / П. С. Євтух, Р. А. Ткачук, В. В. Липницький // Вісник ТНТУ. – 2012. - №2 (66). – С. 164–173.
7. Tkachuk R. An expanding the diagnostic possibilities and identification of detected abnormalities on the base of the new optical – electronic systems / 6-th International Forum on innovative Technologies for Medicine, 21-13.11.2012.– Bialystok. 2012. – S.24–25.

*Надійшла до редакції 4 квітня 2013 р.*