

Запропонований спосіб трансформації довжин світлових хвиль на базі інформаційно-енергетичного перетворення світлового спектру містить в собі ефективне робоче середовище резонансної оптичної накачки парів лужних металів, яке дозволяє здійснювати заселення верхніх атомних рівнів та зумовлює інверсне заселення відносно нижче розміщених енергетичних рівнів. Це створює можливість спектральної трансформації хвиль широкого космічного діапазону в наперед заданий інтервал довжин хвиль.

Висновки

1. Проведено теоретичні дослідження спектроенергетичних перетворювачів.
2. Здійснено системний аналіз квантової теорії випромінювання та його взаємодії з найбільш придатними середовищами.
3. Отримані закономірності придатні для розв'язку задачі з перетворення енергії різних діапазонів енергетичного спектру.

Література

1. Рахманов С.А., Хохлов Р.В. Проблемы нелинейной оптики (М., ВИНТИ), 1964.
2. Кожем'яко В.П., Зузяк П.М., Слободяник А.Д. Теоретичні начала інформаційно-енергетичного перетворення світлового спектру // *Materialy II Miedzynarodney neukove-praktyeznej konferenciji "Wykształcenie I nauka bez granic -2005"* / Tom 26.-2005.-S.8-11.
3. Aleksandrovski A.L., Chirkin A.S., Volkov V.V., J. Russian Laser Res., 18, 101 (1997).
4. Кожем'яко В.П., Зузяк П.М., Ларюшкин Є.П., Слободяник А.Д. Теоретичні основи перетворення енергії світлового спектру // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.*- Вінниця, 2006, №1(11).-С.97-101.
5. Воловик П.М. Фізика. Підручник для університетів.- К.; Ірпінь: Перун, 2005.-864 с.

References

1. Rakhmanov SA, Khokhlov RV Problems nelyneynoy Optics (Moscow, VINITI), 1964.
2. Kozhemiako VP Zuzyak PM, AD Slobodyanyk Theoretical Principles of information-energy conversion light spectrum / / *Materialy II Miedzynarodney neukove-praktyeznej konferenciji "Wykształcenie I nauka bez granic -2005"* / Tom 26.-2005.-S.8- 11.
3. Aleksandrovski AL, Chirkin AS, Volkov VV, J. Russian Laser Res., 18, 101 (1997).
4. Kozhemiako VP Zuzyak PM, Laryushkyn EP, Slobodyanyk AD Theoretical basis of energy conversion light spectrum / / *Optoelectronic Information and Energy Technologies.* - Kiev, 2006, № 1 (11)., P.97 -101.
5. Volovyk PM Physics. Textbook for Universities. - K.; Irpen: Perun, 2005.-864 p.

Рецензія/Peer review : 14.1.2014 р.

Надрукована/Printed : 26.3.2014 р.

УДК 621.384.4:612.117.5

Р.А. ТКАЧУК, В.І. КУЗЬ, Б.М. РОБУЛОВА

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ОПРОМІНЕННЯ ШКІРИ ЛЮДИНИ ІЗ БЕЗПЕРЕРВНИМ КОНТРОЛЕМ ТА РЕГУЛЮВАННЯМ ПАРАМЕТРІВ ПРОЦЕСУ

Стаття присвячена побудові удосконалених технічних засобів для фотомедичних технологій при лікуванні захворювань шкіри (псоріазу, екзем) шляхом імпульсного опромінення пошкодженої поверхні із безперервним контролем процесу та регулюванням параметрів у інтерактивному та автоматичному режимах. Запропонований підхід забезпечує використовувати вибрані критерії для оперативного контролю параметрів процесу та підвищення ефективності технічних засобів на основі оптико-електронних пристроїв.

Ключові слова: шкіра, імпульсне випромінювання оптико-електронних пристроїв, контроль стану.

R.A. TKACHUK, V.I. KUZ, B.M. ROBULOVA

Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University

SKIN EXPOSURE OF HUMAN CONTINUOUS MONITORING AND ADJUSTING THE PROCESS PARAMETERES

Abstract - The article is devoted to the construction of advanced technical equipment for photomedic technology in the treatment of psoriasis, eczema by pulsed radiation damaged skin with continuous supervision and control of the process parameters in an interactive and automatic modes.

The proposed approach provides the use of selected criteria for operational control of process parameters and improve the efficiency of means-based optoelectronic devices.

Keywords: skin, pulsed radiation optoelectronic device, status monitoring.

Вступ

В практичній медицині для нового застосування набувають технології, спричинені біологічною дією контрольованого ультрафіолетового впливу, які передбачають опромінення хворої поверхні шкіри біооб'єкта (БО) й зумовлена властивістю молекул речовин, що входять до складу клітин живих організмів,

поглинати кванти світла та спричиняти фотохімічні реакції. Перспективність досліджень проведених авторами [1-3], які визначали вплив дії ультрафіолету та спостерігали зміни в структурі і відновлення втрачених функцій шкіри людини є безперечними. Встановлено, що дію випромінювання в ультрафіолетовому діапазоні широко використовують у медицині для лікування (екзем, псоріазу, фототерапії пухлин тощо) та початкової діагностики захворювань шкіри. Лікувальна дія залежить від фізичних параметрів шкіри (товщини, кольору, температури, рельєфу пошкодженої поверхні тощо), якості проведення процесу опромінення, а також параметрів і характеристик технічних засобів (довжини хвилі, інтенсивності потоку, тривалості, локалізації площі опромінення), від своєчасного, *in vivo*, виявлення змін реакції організму на їх дію. Відомо, що в неконтрольованих випадках може спостерігатися сенсibiлізоване пошкодження білків, нуклеїнових кислот та ліпідів, порушення енергетичного обміну клітин, внаслідок фотохімічного руйнування окремих компонентів [1, 3], що в свою чергу потребує прийняття оперативної інформації щодо реєстрації цих змін в організмі та внесення корекції в процес лікування.

Для розвитку сучасних фотомедичних технологій (ФМТ) [3] виникає потреба удосконалення джерел випромінювання (ДВ) із впровадженням контролю і регулюванням параметрів процесу опромінення й оцінюванням дози впливу на біооб'єкт чи біомасу, наприклад при лікуванні захворювань шкіри із застосуванням технології фотоферезу. Для оцінювання поглинання ультрафіолету в діапазоні А (УФ-А) та визначення зміни параметрів процесу, враховуючи глибину проникнення й поглинання шкірою, необхідно знайти початкову інтенсивність потоку падаючої хвилі визначеної довжини із врахуванням розсіювання та її поглинання, що здійснюється за законом Бугера – Ламберта – Бера. При цьому потрібно враховувати часткове нагрівання при включенні потужного ДВ. Для покращення проведення ФМТ пропонується імпульсне опромінення подразненої частини БО [4] низької інтенсивності, тому виникає завдання розвитку математичних моделей для пошуку нових підходів у виборі параметрів ДВ та режимів випромінювання і оперативного їх контролю при застосуванні нових оптико-електронних пристроїв (ОЕП). Використання напівпровідникових елементів ОЕП для випромінювання і їх використання у фотомедичних технологіях в діапазоні довжин хвиль (313 - 400) нм є обґрунтовано [3]. Завдяки тому, що ОЕП володіють покращеним коефіцієнтом корисної дії і можливістю регулювання просторового розподілу енергії в обмеженій площині з розширенням спектру випромінювання та характеризуються незначною величиною робочої напруги й струму, малою інерційністю, забезпечують в імпульсному режимі роботи стабільність та високу надійність й оперативне керування процесом в потрібному діапазоні енергетичних і часових параметрів.

Постановка задачі дослідження та шляхи вирішення проблеми

Розглянемо процес контролю опромінення БО в імпульсному режимі роботи ОЕП, що розташований із заданими координатами в площині випромінювання. Слід зауважити, що у випадку визначення енергії, яка поглинається шкірою людини при випромінюванні ОЕП з різними довжинами хвиль (згідно формули Планка для розподілу енергії в залежності від довжини хвилі), необхідно визначати коефіцієнти поглинання для монохроматичного випромінювання, або задавати їх у виді змінних значень чи функцій для заданого діапазону випромінювання. Для потоку, який випромінюється ОЕП і проходить через шар неоднорідного середовища (у випадку захворювань шкіри), відбувається ослаблення інтенсивності випромінювання, внаслідок зміни параметрів цього середовища, який визначається таким чином [5]:

$$I_{\lambda,x} = I_{\lambda,x=0} e^{-k_{\lambda}x}, \quad (1)$$

де $I_{\lambda,x=0}$ – інтенсивність потоку, що випромінюється ОЕП на поверхні шкіри при $x=0$;

k_{λ} – коефіцієнт, що враховує ослаблення інтенсивності потоку в біологічному середовищі.

Для визначення зміни значення інтенсивності поглинутого потоку, який залежить не тільки від величини енергії випромінювання ДВ, яка досягає поверхні шкіри, а також від непостійності властивостей цього шару з врахуванням координат проникнення x :

$$\Delta I_{\lambda} = I_{\lambda,x=0} (1 - e^{-k_{\lambda}x}) \quad (2)$$

Оскільки величина енергії, яка відбивається від поверхні шкіри залежить від її стану і характеризується функцією відбивання, яка залежить від параметрів стану здорової і поверхні пошкодженої шкіри, довжини хвилі потоку та просторової когерентності світлової хвилі у випадку застосування декількох джерел випромінювання, наприклад, у виді матриці. При застосуванні одного ОЕП на віддалі декількох довжин хвиль до БО, вважається, що джерело за характеристикою є наближене до точкового, що значно спрощує процедуру розрахунку для побудови системи контролю. Для контролю і вимірювання параметрів цього потоку, як правило, застосовують вузькополосний вимірювальний підсилювач з малим рівнем власних шумів, а на його вході встановлюються фоточутливі елементи. Для імпульсного режиму роботи ОЕП і визначення реакції організму, значення сумарної відбитої енергії заданого діапазону адекватно моделюється функцією, що є розв'язком лінійного неоднорідного (неоднорідність – функція-модель опромінення БО) диференціального рівняння 2-го порядку з постійними коефіцієнтами [4]. Оскільки оцінювання реакції БО здійснюється обчислювальними методами, то цю функцію представлено розв'язком диференціального різницевого рівняння:

$$b_2 s_{n-2} + b_1 s_{n-1} + s_n = \xi_n, n = \overline{0, N}, \quad (3)$$

де послідовність ξ_n — математична модель випромінювання в заданому діапазоні, значення коефіцієнтів b_1 , b_2 та початкові значення енергії відбитої від поверхні s_{-1} , s_{-2} , що визначаються параметрами (величиною

сигналів на вході підсилювача, які залежать від площі і стану відбиваючої поверхні БО, довжини хвилі випромінювання ОЕП тощо). Значення s_n обчислюють за алгоритмом, який випливає з рівняння (3). Якщо праву частину замінити на значення відбитої енергії від поверхні x_n , а коефіцієнти b_1 і b_2 , початкові умови x_{-1}, x_{-2} та значення N вибрати такими, щоби виконати умову $\arg \min_{\forall \{b_1, b_2, x_{-1}, x_{-2}, N\}} K(s, \hat{s})$, де

$$K = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (s_n - \hat{s}_n)^2}$$

— критерій вибору, тоді отримана послідовність \hat{s}_n яка є оцінкою наближеності і

стає близькою до послідовності s_n (3), а її дисперсія є значною. Тоді у просторі змінних стану рівняння (3) набуває такого вигляду:

$$\begin{cases} Y_{n-1} = AY_n + B\xi_n, \\ X_n = CY_n + D\xi_n + \eta_n, \end{cases} \quad (4)$$

- де Y_n — вектор стану БО;
 ξ_n — вектор входу (параметри опромінення біологічного об'єкту);
 A — матриця стану БО;
 B — матриця входу (імпульсне випромінювання ξ_n);
 C — матриця виходу (відбита енергія від БО);
 D — матриця впливу параметрів входу на зміну параметрів матриці виходу.

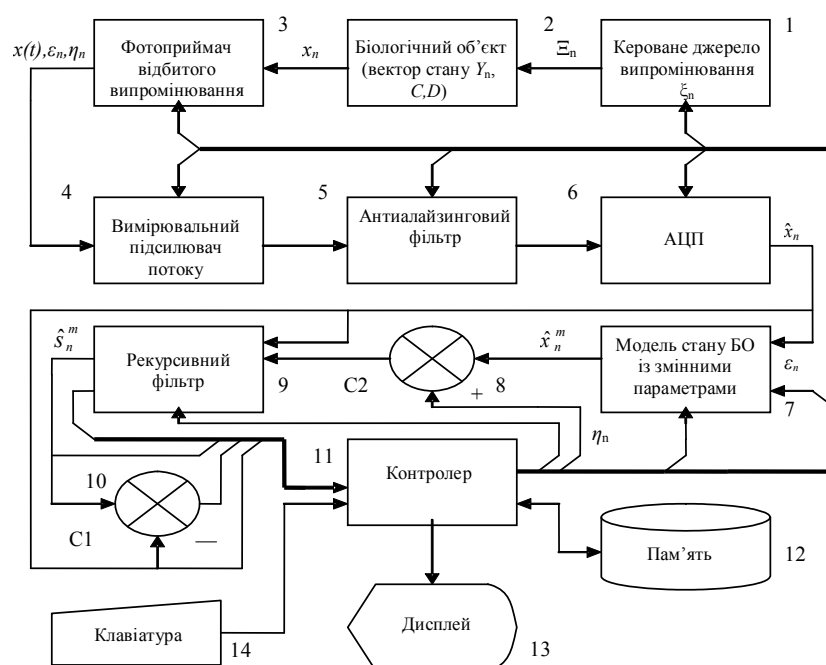


Рис. 1. Структурна схема системи контролю і регулювання параметрів процесу

1 – імпульсне джерело випромінювання ультрафіолету; 2 – біологічний об'єкт з параметрами станів; 3 – фотоприймач; 4 – підсилювач; 5 – антиалайзинговий фільтр; 6 – аналогово-цифровий перетворювач; 7 – модель стану біооб'єкту із змінними параметрами в базі даних; 8 – регулюючий елемент «+»; 9 – рекурсивний адаптивний фільтр; 10 – регулюючий елемент «-»; 11 – контролер; 12,13,14 – пристрої ПК;

За методом калманівської фільтрації при апріорних даних про стан опромінення БО при заданих значеннях ДВ ξ_n , буде отримано значення енергії від поверхні опромінення x_n , автокореляційні та взаємкореляційні функції шумів ε_n та η_n , що визначають матриці коефіцієнтів підсилення K рекурсивною процедурою, за допомогою яких оцінюють змінні стану та їх дисперсії. На кожному кроці процедури розв'язують рівняння Ріккаті (що не є складно при сучасних можливостях технічних систем) складене з використанням так званого оновлюючого шуму:

$$\begin{aligned} Y_{n+1} &= AY_n + B\xi_n + GE_n, \\ X_n &= CY_n + D\xi_n + FE_n + \eta_n, \\ \hat{Y}_{n+1} &= A\hat{Y}_n + K[X_n - C\hat{Y}_n - D\xi_n]. \end{aligned} \quad (5)$$

- де Y_n — невідомий вектор змінних стану;
 ξ_n — параметри опромінення БО;

X_n — відібрана (відбита від поверхні БО) енергія з енергією шуму та похибкою вимірювання;
 η_n та E_n — параметри відбору та змін параметрів поглинання й відбиття опроміненої поверхні;
 A — матриці стану БО;
 B — матриця входу;
 C — матриця виходу, матриця впливу D та матриць кореляції G, F .

Для реалізації описаних процедур запропонована структурна схема системи, яка наведена на рис.1., для контролю (за зміною параметрів опромінення БО, із врахуванням характеристик і параметрів ОЕП, коефіцієнтів відбивання та величини потоку) із визначенням діапазону і регулюванням параметрів при проведенні фотомедичних технологій. Можливості створеної системи керування ОЕП дозволяють оператору спостерігати за їх проведенням та приймати рішення щодо корегування процесу опромінення в інтерактивному чи в автоматичному режимі, в залежності від оцінювання дії впливу та його ефективності для кожного окремого пацієнта. Створення умов та оцінювання стану процесу в реальному часі та реалізація технічної системи з підвищеною інформативністю із врахуванням *in vivo* змін стану біооб'єкту має безперечну перспективу для ефективності проведення ФМТ.

З метою підвищення ефективності лікувального процесу опромінення УФ-А при проведенні фотомедичних технологій, запропоновано використання імпульсного випромінювання із корекцією параметрів в динамічному режимі, де джерело випромінювання побудовано у виді матриці із ОЕП типу LED 330DG (робоча напруга =1.5–3.0 В, струм 3–50 мА). Такий підхід забезпечує використовувати вибрані критерії для оперативного контролю параметрів процесу та підвищення ефективності технічних засобів на основі застосування оптико-електронних пристроїв з регульованою інтенсивністю випромінювання в інтерактивному та автоматичному режимах.

Висновки

Удосконалено систему керування динамікою програмованих змін амплітудних, просторових і спектральних характеристик випромінювання ОЕП для забезпечення роботи імпульсних режимів опромінення БО, що забезпечує підвищення ефективності фотомедичних технологій при захворюваннях шкіри. На основі встановлених залежностей поширення та відбиття оптичного випромінювання в БО від його поверхні, встановлено вимоги щодо вибору оптимальних параметрів, які визначаються характеристиками розробленої матриці ОЕП й оцінювання ефективності опромінення, які враховані при побудові оперативного контролю і регулювання параметрів процесу опромінення поверхні біологічного об'єкту.

Література

1. Круковская Л.П. Ультрафиолетовое излучение - его биологическая воздеystвие, приемники: Методическое пособие. – СПб.: СПбГПУ, 2009. –26 с.
2. Photobiology: The science of life and light / Lars Olof Bjorm. – 2-nd edition. Lund : Springer. 2010. – 695 p.
3. Івах М.С. Розроблення медичних оптико-електронних пристроїв динамічного випромінювання, контролю та корекції фотоферезу /автореф. дис... канд. техн. наук // – Львів, 2012. – 22с.
4. Ткачук Р.А. Математична модель та оптимальна обробка електроретиносигналу в задачах офтальмодіагностики / Р.А. Ткачук // Вісник ТДТУ. – №2. –Т14. –2009. – С. 142–149.
5. Кутателадзе С.С. Основы теории теплообмена / С.С. Кутателадзе // – Л.: Машгиз. –1959. –456с.

References

1. Krukovskaya L.P. Ul'trafiyoletovoe yzluchenye - eho byolohycheskaya vozdeystvye, pryemnyky: Metodycheskoe posobyе. – SPb.: SPbTpu, 2009. –26 s. [in Russian]
2. Photobiology: The science of life and light / Lars Olof Bjorm. – 2-nd edition. Lund : Springer. 2010. – 695 p.
3. Ivakh M.S. Rozroblennya medychnykh optyko-elektronnykh prystroyiv dynamichnoho vyprominyuvannya, kontrolyu ta korektsiyi fotoferezu/avtoref. dys... kand. tekhn. nauk // – L'viv, 2012. – 22s. [in Ukrainian]
4. Tkachuk R.A. Matematychna model' ta optymal'na obrobka elektoretinosyhnalu v zadachakh oftal'modiahnostyky / R.A. Tkachuk // Visnyk TDTU. – №2. –Т14. –2009. – С. 142–149. [in Ukrainian]
5. Kutateladze S.S. Osnovy teoryy teploobmena / S.S. Kutateladze // – L.: Mashhyz. –1959. –456s. [in Russian]

Рецензія/Peer review : 6.1.2014 р. Надрукована/Printed : 26.3.2014 р.

Рецензент: зав. кафедри світлотехніки та джерел світла Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, д.т.н., проф. Андрійчук В.А.