**УДК 681.849.1**

**М.О. ДЕНИСОВ**

# ФІЗИЧНІ АСПЕКТИ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОТКАНИНАМИ

***Національний технічний університет України***
***"Київський політехнічний інститут",***
***E-mail: denysov@hotmail.com***

**Анотація.** Розглянуті характерні етапи механізму взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною в залежності від цільового призначення. Наведені математичні вирази для параметричних полів сигналів та перетворюючих операторів.

**Аннотация.** Рассмотрены характерные этапы механизма взаимодействия оптического излучения с биотканью в зависимости от целевого назначения. Приведены математические выражения для параметрических полей сигналов и преобразующих операторов.

**Abstract.** The characteristic stages of the radiation-tissue interaction according to their goal function have been considered. The mathematical expressions of parametric fields of signals and converting functionals were represented.

**Ключові слова:** математичне моделювання, біотканина, параметричне поле сигналів, перетворюючий оператор.

## ВСТУП

Переважна більшість біотканин організма людини, за виключенням біотканин ока, є середовищами, розповсюдження оптичного випромінювання в яких визначається виключно їх поглинально-розсіюючими властивостями. Зважаючи на це переважна більшість оптичних та оптико-електронних систем біомедичного призначення є незображуючими системами.

В загальному вигляді незображуючі медичні оптико-електронні системи (ОЕС) організаційно включають енергетичний та інформаційний канали [1]. Наявність та відсутність кожного з каналів визначається цільовим призначенням прилада та методами його досягнення. Прилади хірургічного та терапевтичного призначення характеризуються одноканальною схемою з лише енергетичним каналом. Двоканальна схема знайшла застосування в діагностичних та дослідницьких системах. Моніторінгові системи характеризуються наявністю лише інформаційного канала. При цьому біотканина може виступати або в якості кінцевого об'єкту дії оптичного випромінювання (хірургія, терапія), або в якості середовища, що формує інформаційний оптичний сигнал (діагностика, моніторінг, дослідження).

Результат взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною може бути оцінений:

- безпосередньо інтегральним значенням будь-якого вихідного оптичного сигнала, його просторовим та спектральний розподілом або часовою залежністю;
- опосередковано, через зміну фізичного стану біотканини, трансформацію її властивостей або фізико-хімічного складу.

Слід відзначити, що в ряді робіт [2 - 4] біотканина розглядається як об'єкт вимірювання, при цьому вирішення рівняння переносу випромінювання зводиться до знаходження оптичних параметрів біотканини за трансформованим нею полем випромінювання. Більш узагальненим є випадок, коли за апріорними або попередньо визначеними фізичними параметрами біотканини необхідно оцінити не тільки розподіл енергії випромінювання в середині її об'єму, але й наступні його фізичні або фізико-хімічні перетворення [5 - 7].

© М.О. ДЕНИСОВ, 2011

## ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Задачею роботи є дослідження фізичних аспектів механізму взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами як поглинально-розсіюючими середовищами та визначення особливостей математичного моделювання цієї взаємодії для випадку незображуючих волоконно-оптичних систем (НВОС) для мінімально інвазивної клінічної медицини.

## ВЗАЄМОДІЯ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОТКАНИНАМИ

В незображуючих ОЕС оптичне випромінювання, що досягло поверхні біотканини, трансформується в її глибині в об'ємний розподіл $Q(r,z,t)$ за рахунок поглинальних та розсіювальних властивостей біотканини. В подальшому механізм трансформації оптичного випромінювання в об'ємі біотканини включає декілька характерних етапів, що відрізняються за фізичною природою перетворень, а саме (Рис. 1):

- фототермічні та фотомеханічні перетворення, коли дія оптичного випромінювання призводить або до теплового розігріву біотканини з досягненням певного ступеню її термоураження, або при швидкому накопиченні тепла в об'ємі біотканини навіть до її механічної дефрагментації (хірургія, термотерапія, фотоаблація);
- фотохімічні перетворення, при яких під дією випромінювання специфічних довжин хвиль має місце активація низки хімічних реакцій в біотканинах, які накопичили речовину фотосенсибілізатор, що призводять до руйнації клітин (фотодинамічна терапія);
- оптичні перетворення, що формують на виході з біотканини трансформований оптичний сигнал, який може нести інформацію про стан біологічного об'єкту (діагностика та моніторінг).

Слід зазначити, що оптичні властивості біотканин в різних спектральних діапазонах характеризуються різним співвідношення між поглинанням та розсіянням, а саме [8]:

- для ультрафіолетового ($\lambda$<0.3 мкм) та інфрачервоного ($\lambda$> 2.5 мкм) спектральних діапазонів характерним є переважне поглинання оптичного випромінювання біотканиною (при співвідношенні коефіцієнту поглинання та редукованого коефіцієнту розсіяння $\mu_a > 10\mu_S^{'}$);
- для діапазона довжин хвиль (0.6<$\Delta\lambda$<1.2 мкм) характерним є переважне розсіяння оптичного випромінювання (при співвідношенні коефіцієнтів $\mu_S^{'} > 10\mu_a$ );
- ще два спектральні піддіапазони (0.3 < $\Delta\lambda_1$ < 0.6 мкм) та (1.2 мкм < $\Delta\lambda_2$ < 2.5 мкм) характеризуються рівним внеском поглинання та розсіяння ( $\mu_a \approx \mu_S^{'}$ ) в результуюче ослаблення оптичного випромінювання в біотканині.

Зважаючи на це, в системах клінічної медицини для ефективної реалізації їх цільового призначення використовуються різні спектральні діапазони, а саме:

- хірургічні системи (ультрафіолетовий, середній та дальній інфрачервоні діапазони);
- терапевтичні системи (видимий та ближній інфрачервоний діапазони);
- діагностичні системи (видимий діапазон);
- моніторінгові системи (видимий та ближній інфрачервоний діапазони).

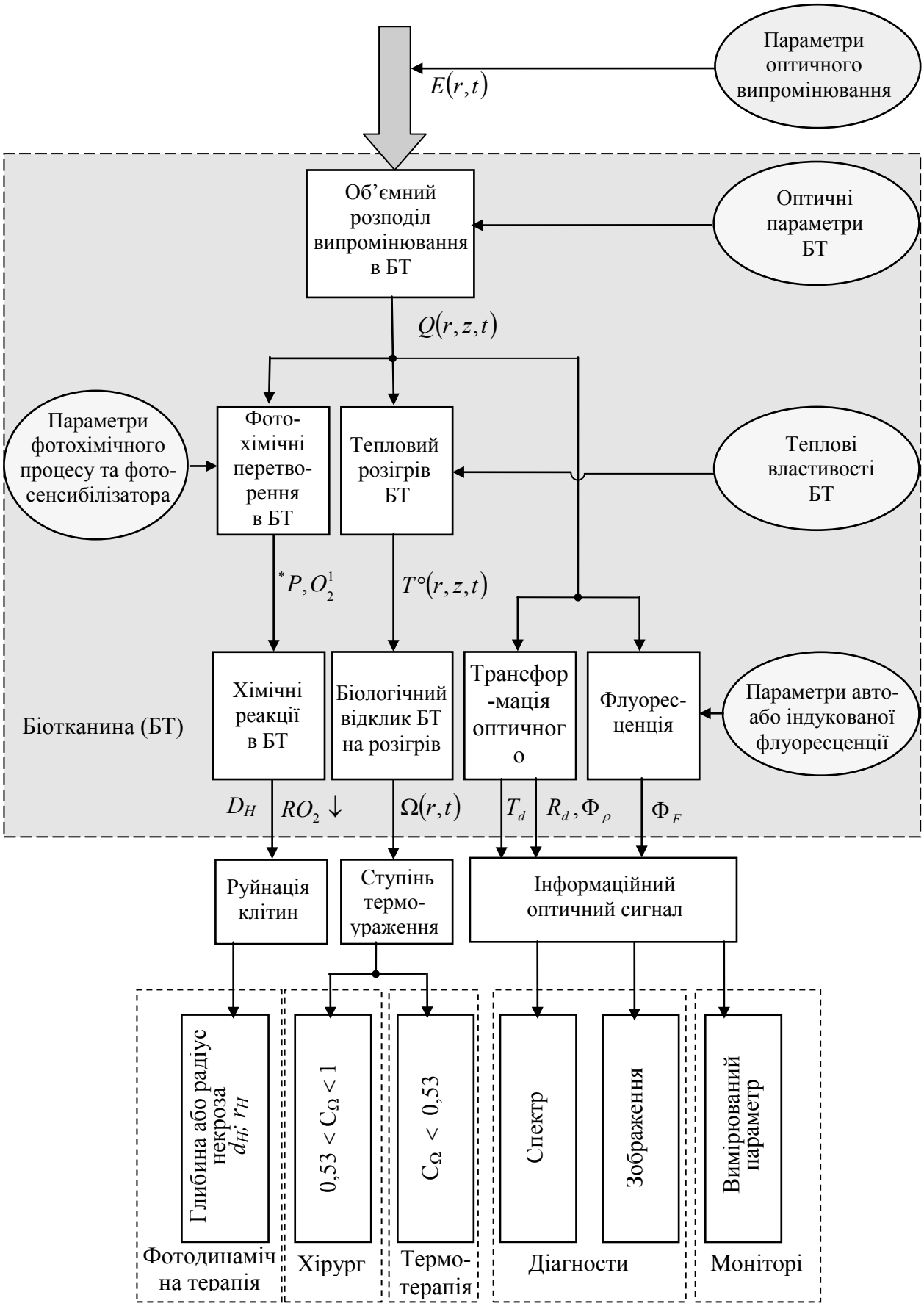


Рис. 1. Механізм взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною

## МОДЕЛЮВАННЯ НЕЗОБРАЖУЮЧИХ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМ

Для математичного моделювання незображуючих оптико-електронних систем можна скористатися базовими принципами, прийнятими для моделювання традиційних ОЕС, згідно яких перетворення вхідного параметричного поля сигналів (ППС) $S_{вх}(p)$ в вихідне ППС $S_{вих}(p)$ повністю описується перетворюючим оператором (ПО) системи $P_{OEC}$ [9]:

$$S_{вих}(p) = P_{OEC}\{S_{вх}(p)\}. \quad (1)$$

Аналогічно, кожний *i*-тий перетворюючий елемент (ПЕ) системи характеризується відповідним перетворюючим оператором $P_i$ , що трансформує параметричне поле сигналів на вході ПЕ в відповідне ППС на його виході.

При цьому вхідне ППС системи $S_{вх}(p)$, яке в загальному вигляді визначене в п’ятивимірному просторі, трансформується енергетичним каналом незображуючої оптичної системи в ППС на поверхні біотканини $S'(p)$:

$$S'(p) = P_E\{S_{вх}(p)\},$$

$$S_{вх}(p) = s(x, y, z, \lambda, t), \quad (2)$$

$$S'(p') = s'(x', y', z', \lambda, t),$$

де $x, y, z$ - вхідні; $x', y', z'$ - вихідні просторові координати, $\lambda$ - довжина хвилі; $t$ - час. Перетворюючий оператор енергетичного каналу $P_E$ в загальному вигляді є композицією ПО оптичних елементів [10], що входять до енергетичного каналу, а саме: оптичної системи спряження джерела випромінювання з опромінюючою волоконно-оптичною транспортуючою системою (ВОТС) $P_E^C$ , самої опромінюючої ВОТС $P_E^F$ та опромінюючого каналу оптичного дистального інструменту (ОДІ) $P_E^T$ , спряженого з нею:

$$P_E = P_E^C \cdot P_E^F \cdot P_E^T .$$

З урахуванням різних механізмів взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною узагальнена внутрішня структурна модель незображуючої волоконно-оптичної системи біомедичного застосування може бути представленою у вигляді (Рис. 2):

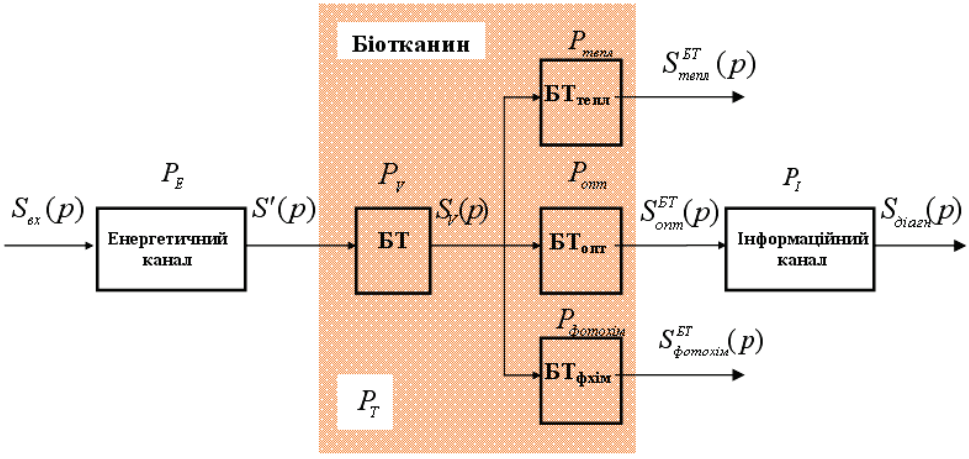


Рис. 2. Узагальнена внутрішня структурна модель незображуючої волоконно-оптичної системи біомедичного застосування

## МОДЕЛЮВАННЯ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОТКАНИНАМИ

Моделювання взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами як поглинально-розсіюючими середовищами може розглядатися як відповідний процес перетворення оптичного сигналу.

Оптичне випромінювання, що досягло поверхні біотканини, трансформується в її глибині в об'ємний розподіл за рахунок її поглинальних та розсіювальних властивостей, що описуються відповідним перетворюючим оператором $P_V$:

$$S_V(p) = P_V\{S'(p)\} \tag{3}$$

При цьому, перетворюючий оператор біотканини $P_{БТ}$ у загальному вигляді може бути представлений як композиція:

$$P_{БТ} = P_V \cdot P_j \ , \tag{4}$$

де $P_j$ - перетворюючий оператор, що характеризує певний механізм взаємодії (теплової $P_{тепл}$, оптичної $P_{опт}$ або фотохімічної $P_{фотохім}$) оптичного випромінювання з біотканиною.

Вихідні параметричні поля сигналів зважаючи на різну фізичну природу кожного з механізмів трансформації оптичного випромінювання біотканиною $S_j^{БТ}(p)$ можуть бути представлені у вигляді:

- просторово-часового розподілу температури в біотканині $T^\circ(r,z,t)$, що призводить до певного ступеню її термоураження, яке оцінюється функцією $\Omega(r,t)$ та коефіцієнтом термоураження $C_\Omega$ [5, 11];

- розподілу фотодинамічної дози в середині біотканини $D_H(r,z,t)$, що призводить до фотохімічної руйнації клітин [6];

- спектрально-часового розподілу трансформованого біотканиною потоку випромінювання $\Phi_I(\lambda,t)$ [7], тобто:

$$S_{тепл}^{БТ}(p) = T^\circ(r,z,t)\ ,$$

$$S_{фотохім}^{БТ}(p) = D_H(r,z,t)\ , \tag{5}$$

$$S_{опт}^{БТ}(p) = \Phi_I(\lambda,t)\ .$$

Для діагностичних та моніторінгових систем, що характеризуються наявністю інформаційного канала, параметричне поле сигналів, що реєструється на його виході, визначається як:

$$S_{діагн}(p) = P_I\{S_{опт}(p)\}\ , \tag{6}$$

$$P_I = P_I^C \cdot P_I^F \cdot P_I^T\ ,$$

де $P_I$ - перетворюючий оператор інформаційного каналу, що є композицією перетворюючих операторів приймального каналу оптичного дистального інструменту - $P_I^T$, приймальної ВОТС - $P_I^F$ та оптичної системи спряження приймальної ВОТС з модулем аналізу інформаційного сигналу - $P_I^C$.

## ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА ВИСНОВКИ

В роботі розглянуті специфічні механізми взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною в залежності від цільового призначення біомедичних приладів та спектральних діапазонів їх роботи. З

використанням запропонованої узагальненої внутрішньої структурної моделі незображуючої волоконно-оптичної системи біомедичного призначення та принципів побудови моделей поведінки зображуючих ОЕС отримані узагальнені вирази для вихідних параметричних полів сигналів систем різного цільового призначення, а також перетворюючих операторів біотканини, енергетичного та інформаційного каналів НВОС.

Подальші дослідження слід спрямувати на вирішення наступних основних завдань моделювання:

- отримання аналітичних виразів для просторового розподілу випромінювання, що досягло границі біотканини, в середині її об'єму з урахуванням спектральних характеристик джерел випромінювання;
- опис процесів перетворення оптичного сигналу в середині біотканини в залежності від специфічних механізмів взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною;
- виявлення впливу характеристик та параметрів окремих елементів енергетичного та інформаційного каналів НВОС на параметричне поле сигналів на поверхні біотканини та результуюче вихідне параметричне поле сигналів, відповідно;
- визначення напрямків цілеспрямованого покращення характеристик та параметрів окремих елементів НВОС з метою структурно-параметричної оптимізації всієї системи.

Для вирішення зазначених задач математичного моделювання необхідним є аналітичне визначення перетворюючих операторів $P_V$ та $P_j$, що характеризують специфічні особливості взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами, а також перетворюючих операторів оптичних елементів енергетичного $P_E$ та інформаційного каналів $P_I$ незображуючих волоконно-оптичних систем.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ


1. Денисов М.О. Класифікація волоконно-оптичних систем для мінімально інвазивної клінічної медицини // Вісник НТУУ "КПІ", Приладобудування. – 32. – 2006. – С. 146-152.
2. Prahl S.A., van Gemert M.J.C., Welch A.J. Determining the optical properties of turbid media by using the adding-doubling method // Applied optics. – 1993. – Vol. 32. – No.4. – P. 559 – 568.
3. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи. Монографія – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.
4. Yaqin Chen, ling Lin, Gang Li, Wenyu Ye, Qilian Yu. Determination of tissue optical properties from spatially resolved relative diffuse reflectance // SPIE Proceedings. – 2004. – Vol. 5486. – P. 85 – 92.
5. McKenzie A.L. Physics of thermal processes in laser-tissue interaction // Phys. Med. Biol. – 1990. – Vol. 35. - №9. – P. 1175 – 1209.
6. Svaasand L.O., Gomer C.J., Morinelli E. On the physical rationale of photodynamic therapy // SPIE Proceedings. – 1990. – Vol. IS6. – P. 233 – 248.
7. Biomedical Photonics Handbook / Ed. Tuan Vo-Dinh. – 2003. – 1864 p.
8. Patterson M.S., Wilson B.C., Wyman D.R. The propagation of optical radiation in tissue I. Models of radiation transport and their application // Laser in Medical Science/ - 1991. – Vol. 6 – P. 155 – 168.
9. Мосягин Г.М., Немтинов В.Б.. Преобразование сигналов в оптико-электронных приборах систем управления летательными аппаратами. – М.: Машиностроение. – 1980. – 175 С.
10. Мосягин Г.М., Немтинов В.Б., Лебедев Е.Н. Теория оптико-электронных систем: Учебник для студентов вузов по оптическим специальностям. – М.: Машиностроение. – 1990. – 432 С.
11. Rastegar S., Kim B.M., Jacques S.L. Role of temperature dependence of optical properties in laser irradiation of biological tissue // SPIE Proceedings. – 1992. – Vol. 1646. – P. 228 – 235.


Надійшла до редакції 24.03.2011р.

**ДЕНИСОВ МИКОЛА ОЛЕКСАНДРОВИЧ – к.т.н., старш. наук. співр. кафедри оптичних та оптично-електронних приладів, приладобудівний факультет, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут".**