ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 615.831.7

ОЦІНКА ТА КОНТРОЛЬ ЕФЕКТИВНОСТІ ВПЛИВУ НА БІОЛОГІЧНИЙ ОБ'ЄКТ ЛАЗЕРНИМ ВИПРОМІНЮВАННЯМ

Терещенко М. Ф., Якубовський С. П.
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Встановлено функціональну залежність зміни температури досліджуваного об'єкта від часу опромінення біологічних тканин, через які проходить лазерне випромінювання. Розроблено математичну модель теплової дисипації енергії клітин біологічного об'єкта в результаті дії на нього лазерним опроміненням в інфрачервоній області спектру. Отримано математичні залежності значень температури від параметрів лазерного випромінювання і біологічного об'єкта. Результати розрахунків підтверджені експериментальними дослідженнями процесу локального нагріву епідермісу шкіри кінцівок при лазерній терапії. Виведені моделі, дійсні для будь-яких довжин хвиль випромінювання, що мають використовуватись у системах зворотного зв'язку для попередження та прогнозування негативних наслідків терапії.

***Ключові слова**: теплова дисипація, температурні градієнти, лазерне опромінення, температурний контроль стану біологічної тканини.*

Вступ

Лазерна терапія наразі застосовується як самостійний метод поряд з медикаментозними, а також в поєднанні з іншими методами фізіотерапії. При малій ефективності медикаментозних методів лікування, лазерне випромінювання в терапевтичних дозах дозволяє значно знизити медикаментозне навантаження на організм та прискорити метаболізм у клітинах.

Світовий досвід свідчить про те, що нові медичні технології та їх технічні засоби з'являються і впроваджуються в клінічну практику на основі потенціалу різних областей науки і техніки, поєднаних спільними проблемами медичної спрямованості. Проведено багато досліджень явищ пропускання та відбивання лазерного випромінювання, розроблено адекватні методи визначення оптичних параметрів тканин [1]. Створено методи контролю поглиненої внутрішніми тканинами дози опромінення [2] та розвинуто аналітичний підхід до вирішення рівнянь теплопровідності для двокомпонентних біологічних тканин [3].

Проте всі показники терапевтичної дії лазерного опромінення організму, органів і тканин недостатньо вивчені і не завжди можуть бути виведені з реакцій на рівні клітин та біологічних рідин. Хоча і приділяється немало уваги дослідженню фізичних процесів лазерної терапії, все ще досить часто трапляються випадки побічних реакцій і передозування випромінюванням при тих же параметрах лазерної терапії, які надавали виключно позитивний ефект для більшості пацієнтів з аналогічним захворюванням.

Актуальність проблеми

У системах керування лікувальним процесом в фізіотерапії на перше місце виходять завдання точного дозування кількісних параметрів діючого чинника, стабільного утримання їх заданих значень в умовах мінливості оточуючого середовища і фізіологічних характеристик організму пацієнта. До одного з таких параметрів можна віднести температуру опромінюваної області біологічного об'єкту, котра може стати контрольованою величиною, за якою визначають ступінь та ефективність терапевтичної дії [4].

Дослідження цих біофізичних процесів дозволить розробити адекватну математичну модель варіацій температури, при якій терапевтичні процедури нестимуть максимальний лікувальний ефект в умовах коливання фізіологічних характеристик організму конкретного пацієнта.

Постановка задачі

При дослідженні взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною виникає необхідність керування параметрами самого випромінювання та оцінки залежності позитивних змін в біологічних тканинах від цих параметрів. Найбільш важливими параметрами опромінюваних матеріалів є температурна провідність і теплопровідність, оскільки вони описують процеси перенесення теплоти та зміни температури в середовищі.

З рівнянь теплопровідності спостерігається зв'язок температури опромінюваного об'єкту з щільністю потужності лазерного випромінювання, що дає змогу визначити максимальну температуру поверхні тіла при нагріванні його лазерним випромінюванням для випадку постійної за часом та площею опромінюваної зони щільності потужності випромінювання q [5]:

$$T = \frac{2q_0(1-R)\sqrt{a\tau}}{k}\left(\frac{1}{\sqrt{\pi}} - ierfc\frac{r_0}{2\sqrt{a\tau}}\right) + T_n, \qquad (1)$$

де T – температура об'єкту, T_n – температура тіла до впливу лазерним випромінюванням, r_0 – радіус опромінюваної зони, $\sqrt{a\tau}$ – товщина прогрітого шару, k – теплопровідність матеріалу, R – коефіцієнт відбиття поверхні, q_0 – щільність потужності падаючого випромінювання.

Тривалість дії впливу випромінювання визначає температуру нагрівання об'єкта, темп нагрівання та охолодження, величину температурних градієнтів та розміри прошарків тканини біологічного об'єкту, що прогріваються.

Формула (1) справедлива для вимірювання температури в момент закінчення дії впливу на поверхні тіла в центрі опромінюваної зони в вигляді круга радіусом r_0 та описує нагрівання тіла, при якому глибина проникнення випромінювання набагато менша величини теплопровідності, тому фактично нагрівання за такою моделлю відбувається лише в поверхневих шарах епідермісу. Для того, щоб створювати позитивний лікувальний ефект на більшій глибині біологічної тканини без шкоди поверхневим прошаркам, потрібно змінювати режими

опромінювання. За такої мети використовують режими об'ємного поглинання випромінювання.

Розрахункові формули для такого впливу також отримують з рівнянь теплопровідності, але при умові $\frac{1}{\alpha} > \sqrt{a\tau}$, де α – показник поглинання світла. Тому справедлива формула розрахунку температури опромінюваного біологічного об'єкта:

$$T = \frac{q_0(1-R)\tau}{c\rho\delta}\left[1-\exp\left(-\frac{r_0^2}{4a\tau}\right)-\frac{r_0^2}{4a\tau}E_i\left(-\frac{r_0^2}{4a\tau}\right)\right]+T_{\text{н}}, \qquad (2)$$

де T_n – температура поверхні тіла до впливу лазерним випромінюванням, τ – тривалість впливу випромінюванням, a – температуропровідність тканин, E_i – інтегральна функція, δ – глибина проникнення світла в тіло, ρ – щільність опромінюваного об'єкту, c – теплоємність опромінюваної ділянки тіла.

Формули (1) та (2) мають часткові випадки та граничні умови [5], котрі залежать від радіусу опроміненої зони біологічного об'єкту та використовувались для розробки моделі лазерного випромінювання.

Модель взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною

На основі розглянутого теоретичного матеріалу можна вивести нові конкретизовані формули, з урахуванням граничних умов для терапевтичного впливу на біологічний об'єкт лазерного випромінювання.

Детально розглянемо граничні умови при об'ємному поглинанні в момент закінчення дії впливу на поверхні тіла, тобто об'єднаємо формули (1) та (2), оскільки поглинання в тканинах завжди є об'ємним, навіть при впливі лише на поверхню тіла.

Розглянемо випадок об'ємного поглинання променів лазерного випромінювання:

$$\begin{cases} r_0 >> \sqrt{a\tau} \\ T = \dfrac{2q_0A\sqrt{a\tau}}{k\sqrt{\pi}} + T_{\text{н}}, \; A = 1-R, \\ T = \dfrac{q_0A\tau}{c\rho\delta} + T_{н} \end{cases} \qquad (3)$$

де перше рівняння – гранична умова, друге та третє – часткові випадки залежностей (1) і (2) відповідно при поверхневому та об'ємному поглинанні, A – поглинальна здатність опромінюваних тканин.

Розв'язавши систему рівнянь (3), отримуємо залежність (4) для температури біологічного об'єкта, опромінюваного лазерними променями при умові об'ємного поглинання:

$$T = \frac{q_0 A\sqrt{\tau}\left(2c\rho\delta\sqrt{a} + k\sqrt{\pi\tau}\right)}{ck\rho\delta\sqrt{\pi}} + T_{\text{н}}. \qquad (4)$$

Розглянемо такі граничні умови об'ємного поглинання лазерного випромінювання:

$$\begin{cases} r_0 << \sqrt{a\tau} \\ T = \dfrac{q_0 A r_0}{k} + T_{\text{н}} \\ T = \dfrac{q_0 A r_0^{\,2}}{4k\delta}\ln\left(19,4\dfrac{a\tau}{r_0^2}\right) + T_{\text{н}} \end{cases}, \qquad (5)$$

де перше рівняння – гранична умова, друге та третє – часткові випадки залежностей (1) і (2) відповідно.

Розв'язавши систему рівнянь (5), отримуємо залежність (6), для температури при об'ємному поглинанні, опромінюваного лазерними променями біологічного об'єкту:

$$T = \frac{q_0 A r_0\left[4\delta + r_0\ln\left(19,4\dfrac{a\tau}{r_0^2}\right)\right]}{8k\delta} + T_{\text{н}}. \qquad (6)$$

Дані для розрахунку залежностей (4) та (6) представлені в таблиці 1.

Практичні значення розрахункової реалізації виведених залежностей (4) та (6) показані на рис. 1 а), б), на рис. 3 а), б) показано результати досліджень, які проводились згідно моделей (4) та (6).

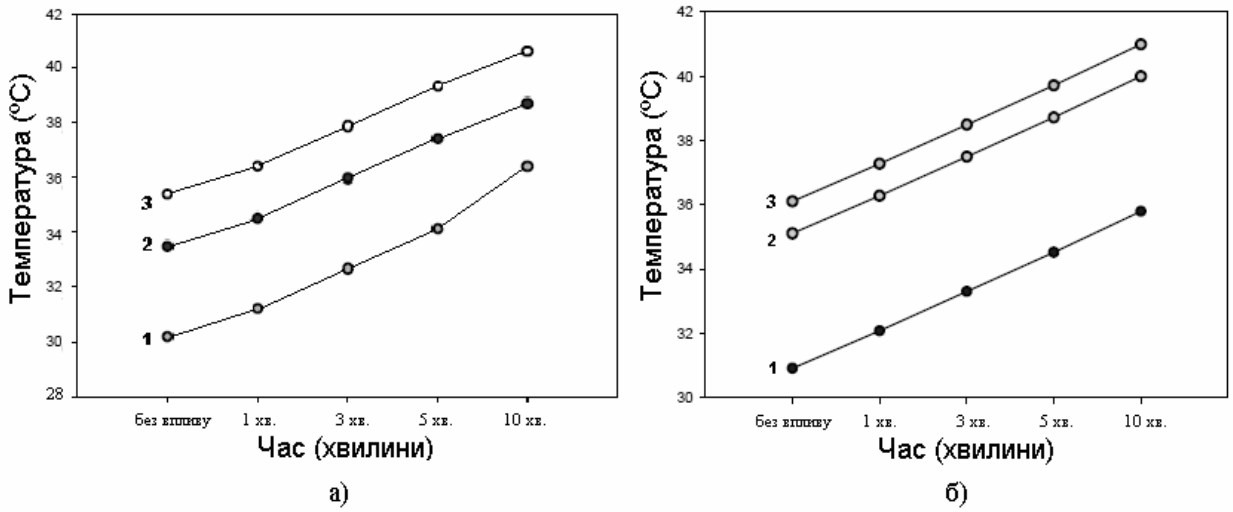

Рис. 1. Залежності температури від часу опромінення: а) за формулою (4) та б) за формулою (6), де: 1 – розрахунок першого вимірювання, 2 – розрахунок другого вимірювання, 3 – розрахунок третього вимірювання

Відштовхуючись від розглянутих теоретичних залежностей (1), (2) і отриманих математичних рівнянь моделей (4) та (6), запропоновано нові принципи побудови апарату лазерного опромінення крові зі зворотнім зв'язком та методи комп'ютерного супроводу, які забезпечують ефективний терапевтичний вплив на біологічну тканину з системою захисту від перегріву та виконують моделювання імпульсів потрібної тривалості і потужності в залежності від величини температурних змін опромінюваних клітин [6].

Таблиця 1. Параметри досліджуваного об'єкту та значення параметрів впливу

Назва параметру	Позначення	Значення параметру		Одиниці вимірювання
		модель 4	модель 6	
Щільність потужності падаючого випромінювання	q_0	$35\cdot10^{-3}$	$35\cdot10^{-3}$	Вт
Час впливу випромінюванням	τ	60, 180, 300, 600	60, 180, 300, 600	с
Теплоємність опромінюваної ділянки	c	$1{,}48\cdot10^{3}$		Дж/(кг·°С)
Щільність опромінюваної ділянки	ρ	1780		кг/м^3
Глибина проникнення світла в тіло	δ	$1{,}2\cdot10^{-3}$	$2{,}8\cdot10^{-6}$	м
Температуропровідність опромінюваної ділянки	a	1,764±0,039	1,764±0,039	м^2/с
Теплопровідність опромінюваної ділянки	k	0,25	0,25	Вт/(м·°С)
Коефіцієнт відбиття опромінюваної ділянки	R	37	37	%
Поглинальна здатність опромінюваних тканин	A	63	63	%
Число «пі»	π	3,14159		
Діаметр плями на поверхні	r_0		$4\cdot10^{-3}$	м^2

Методика дослідження

Дослідження проводились на дослідному стенді з апаратом лазерним фізіотерапевтичним «АФЛ-2» в режимах з модуляцією (частота модуляції 100 Гц) та без модуляції (безперервний режим) випромінювання (довжина хвилі – 0,8 мкм, потужність 35 мВт/см^2) та з вимірюванням температури шкіри руки за допомогою інфрачервоної камери (ІЧК) «MobiR M3», вигляд апаратури стенду показано на рис. 2.

Дослідження проводились у шість етапів по десять хвилин кожний. На кожному такому етапі спочатку вимірювалась температура біологічного об'єкту без

впливу випромінювання, через хвилину безперервної дії, через три хвилини, п’ять та десять хвилин відповідно.

Рис. 2. Вимірювання температури ІЧК «MobiR M3» під час експерименту

Після кожного такого етапу досліджуваному об’єкту надавалось десять хвилин на відпочинок, тобто в цей час опромінювання не відбувалось, що дає змогу релаксації обробленої ділянки. Після цього процедура опромінювання повторювалась.

Обговорення результатів досліджень

Результат дії модульованого режиму проявляється краще в порівнянні з немодульованим впливом постійною потужністю випромінювання, так як біосистеми реагують на похідну зміни параметра, а до постійного рівня впливу швидко адаптуються.

При модульованому режимі значення теплової дисипації енергії в клітині і температурні градієнти в ділянках поглинання лазерного випромінювання відповідних довжин хвиль значно більші [7], що можна спостерігати на рис. 3 а), б).

Аналіз отриманих залежностей та проведених досліджень показують, що лазерне випромінювання при малих значеннях доз на рівні опромінюваної ділянки внаслідок поглинання та часткового перетворення поглиненої енергії в тепло викликає його розігрів, причому залежність середньої температури ділянки від часу опромінювання у вибраному режимі носить слабо експоненціальний характер, що показано на рис. 4 а), б).

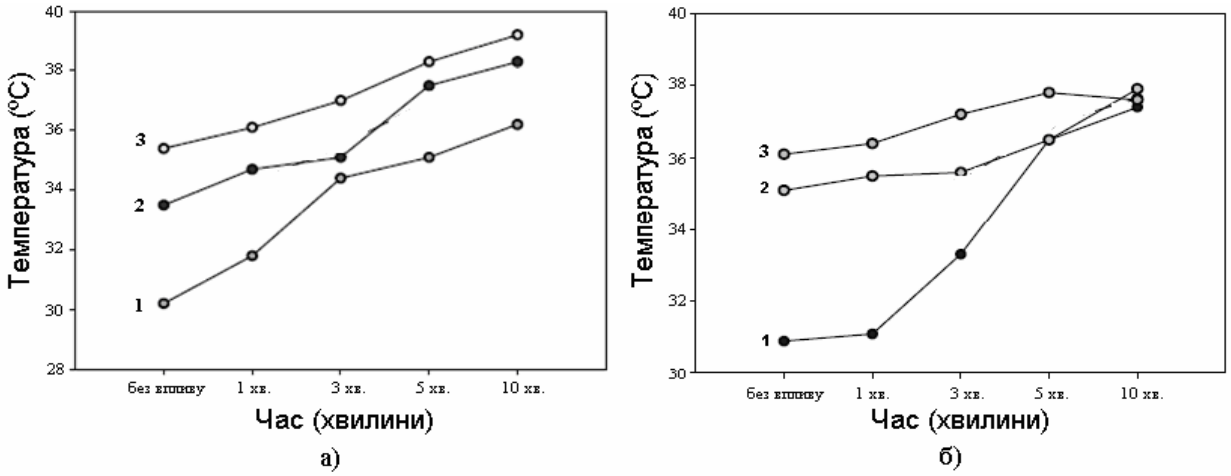

Рис. 3. Графік залежності температури, котру отримано експериментально, від часу опромінення а) модульованим та б) не модульованим випромінюванням: 1 – перше випробування, 2 – друге випробування, 3 – третє випробування

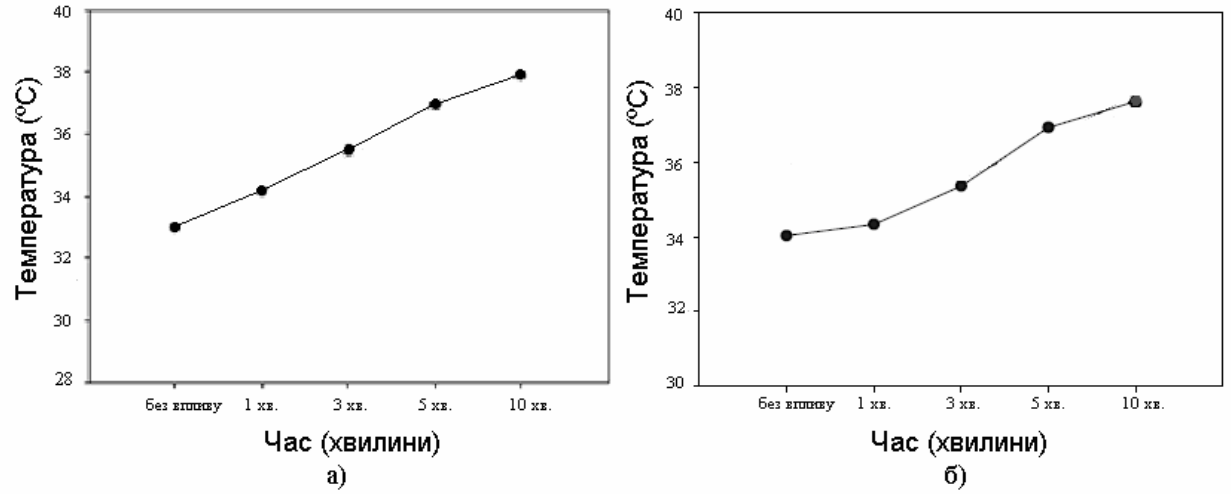

Рис. 4. Графік залежності середньої температури, отриманої експериментально, від часу опромінення модульованим а) та не модульованим б) випромінюванням

Висновки

Запропонована математична модель теплової дисипації енергії клітин біологічного об’єкта в результаті дії на нього параметрами лазерного опромінення для модульованого та немодульованого режимів впливу з різним часом опромінення, що забезпечує можливість розробки ефективного лазерного терапевтичного апарату з адаптивним контролем теплової енергії в місці опромінення, яка утворюється при взаємодії поглиненої потужності лазерного випромінювання з біологічною тканиною.

У подальших роботах будуть проведені дослідження часу та швидкості теплопередачі на межі біологічний об’єкт – навколишнє середовище, дослідження

характеру впливу показників вологості, тиску та інших параметрів середовища на теплообмін, оскільки на опромінюваній ділянці температура не встигає знизитись до початкового рівня перед наступним опроміненням.

Література

1. Гираев К. М. Оптические исследования биотканей: определение показателей поглощения и рассеяния / К. М. Гираев, Н. А. Ашурбеков, О. В. Кобзев // Письма в ЖТФ. – 2003. – том 29, вып. 21. – С. 48.
2. Дунаев А. В. Контроль поглощаемой в эпидермисе мощности лазерного излучения при при низкоинтенсивной лазерной терапии / А. В. Дунаев, С. Ф. Корндорф // Вестник новых медицинских технологий. – 2002. – Т. IX, № 4. – С. 63.
3. Барун В. В. Аналитический поход к описанию нагрева многокомпонентных биологических тканей лазерным пучком / В. В. Барун, А. П. Иванов // Квантовая электроника. – 2004. – №11 (34). – С. 1069.
4. Информатика. Книга 2. Основы медицинской информатики: учебник / В. И. Чернов, И. Э. Есауленко, М. В. Фролов и др. – М.: Дрофа, 2009. – 205 с. – С. 98 – 100.
5. Вейко В. П., Шахно Е. А. Сборник задач по лазерным технологиям. Изд. 3-е, испр. И дополн. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2007. – С. 8 – 11, 30 – 32.
6. Патент на корисну модель № 70980, Україна, МПК A61N 5/067. Апарат лазерного опромінення крові / Терещенко М. Ф., Якубовський С. П. Заявка №u 2012 00420 від 16.01. 2012. Опубл. 25.06.2012. Бюл. № 12/
7. Якубовський С. П. Апарат лазерної терапії з системою контролю / С. П. Якубовський, М. Ф. Терещенко // Зб. тез доповідей «Погляд у майбутнє приладобудування», Київ, НТУУ «КПІ». – 2012. – С. 243.

Надійшла до редакції
25 липня 2012 року

© Терещенко М. Ф., Якубовський С. П., 2012

УДК 615.471:616-07

ВИДІЛЕННЯ ІНФОРМАТИВНИХ ПАРАМЕТРІВ ФОТОПЛЕТИЗМОСИГНАЛУ ПРИ ВПЛИВІ НА БІОЛОГІЧНИЙ ОБ'ЄКТ МАГНІТОЛАЗЕРНИМ ВИПРОМІНЮВАННЯМ

Тимчик Г. С., Осадчий О. В., Єсипенко О. С.
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
м. Київ, Україна

Предметом дослідження даної статті є інформативні параметри фотоплетизмосигналу. У процесі дослідження було вибрано фізіологічні сигнали та сформовано простір інформативних ознак, за допомогою яких можна контролювати зміну адаптаційних властивостей організму людини під дією магнітолазерної терапії.

У результаті аналізу фотоплетизмографічного сигналу встановлено, що при виділенні з нього інформативних ознак доцільно використовувати структурні методи аналізу як у часовій, так і в частотній областях. Для аналізу фотоплетизмосигналу в часовій області вибрано кодування фотоплетизмограми п'ятьма точками. На основі такого кодування введений інформативний параметр S, який визначається площею під кривою фотоплетизмограми.

Ведуться подальші досліди, та планується проведення клінічних досліджень.

Ключові слова: *фотоплетизмограма, магнітолазерна терапія, аналіз Фур'є.*