

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 615.831.7

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА ТЕМПЕРАТУРНІ ПРОЦЕСИ У БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИНАХ

Тимчик Г. С., Терещенко М. Ф., Ляшенко О. Г., Гнатейко О. С.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна

В більшості країн світу спостерігається інтенсивне впровадження лазерного випромінювання в біологічних дослідженнях та у практичній медицині. Вплив низькоінтенсивних лазерів призводить до швидкого затухання гострих запалювальних явищ, стимулює репаративні (відновлювальні) процеси та оптимізує мікроциркуляцію тканин. Доведено, що низькоінтенсивне лазерне випромінювання (НІЛВ) має виражену терапевтичну дію. Досліджено зміни температури шкіри людини в залежності від типу шкіри та оптичних і теплофізичних параметрів шкіри до та після впливу НІЛВ. Приведено результати математичного моделювання впливу НІЛВ та отримано фактичні дані впливу НІЛВ на епідерміс людини вікової групи 20-25 років, з різними відтінками шкіри, що отримані за допомогою інфрачервоної термографії. Встановлено залежності зміни температури шкіри двох типів від часу впливу НІЛВ та від температури оточуючого середовища.

Ключові слова: низькоінтенсивне лазерне випромінювання, регенерація, оптичні властивості, теплофізичні властивості, біологічні тканини.

Вступ

Проблема регенерації шкіри людини при опіках, розробка методів оптимізуючого впливу лазерного випромінювання на неї – актуальні питання сучасної медицини. Лазеротерапія – один з ефективних методів вирішення проблеми регенерації. НІЛВ по енергетичним параметрам має вплив, який не пошкоджує біосистему, але в той же час цієї енергії достатньо для активації процесів життєдіяльності організму. Поглинання світла тканиною призводить до збільшення активності кровоносних судин, відновленню природнього кровотоку та обміну речовин.

Аналіз сучасного стану проблеми

Найбільш ефективним для терапії в більшості випадків являється низькоінтенсивне лазерне випромінювання (НІЛВ) ближньої інфрачервоної області, що забезпечує максимальний лікувальний ефект при мінімальній інтенсивності впливу на опромінювані тканини. Це можна пояснити тим, що електромагнітне випромінювання в діапазоні довжин хвиль 0,8 – 1,4 мкм легше всього проникають через шкіряні покриви, а також тим, що частоти такого випромінювання є резонансними для самих високочастотних біоритмів живого організму, так як співпадають з власними частотами коливань молекул ферментів [1]. Крім того, хвилі цього діапазону краще всього поглинаються електромагнітами, що забезпечує додатковий системний вплив лазерного випромінювання [2].

Постановка задачі

На ефективність НІЛВ суттєвий вплив мають оптичні та теплофізичні властивості біологічних тканин (біотканин), що залежать від типу шкіри людини [3].

Оптичні параметри шкіри різні залежно від падаючого випромінювання, топографічно-анатомічної ділянки, статі, віку та кольору. Це необхідно враховувати при розробці методів контролю поглинутої дози лазерного випромінювання та лазерних терапевтичних пристроїв на їх основі [4, 5].

Відомо, що термічні властивості живої тканини визначаються в основному трьома явищами: теплопровідністю, накопиченням та відведенням тепла судинними системами [6]. В даному дослідженні розглядається верхній шар шкіри – епідерміс, тому показники відведення тепла судинними системами не враховується. Перетворена в тепло енергія лазерного випромінювання викликає в опромінену об'ємі тканини локальне підвищення температури.

Для проведення дослідження різниці зміни показників теплофізичних параметрів шкіри людини за класифікацією Томаса Фіцпатріка (складається з 6 типів) було обрано 2 типи – середньоземноморський (III) та не білий (V) [6].

Для об'єктивної оцінки результатів досліджень впливу НІЛВ відомі математичні моделі взаємодії параметрів лазерного променя та параметрів епідермісу [8].

1. Розрахунок залежності зміни температури шкіри під впливом ЛВ від часу впливу.

За допомогою формули потужності P лазерного випромінювання, що має вигляд [8]:

$$P = (E \cdot S) / t \quad (1)$$

та формули для розрахунку температури :

$$T = (\varepsilon \cdot P) / \alpha. \quad (2)$$

Отримуємо залежність температури шкіри від тривалості експозиції, підставивши формулу потужності (1) у формулу виміру температури (2):

$$T = \frac{\varepsilon \cdot E \cdot S}{t \cdot \alpha}, \quad (3)$$

де E – доза опромінювання, S – площа опромінювання, t – експозиція (час впливу), ε – коефіцієнт поглинання навантаження, α – коефіцієнт теплообміну з зовнішнім середовищем.

Отже, промодельовавши згідно залежності (3) значення параметрів НІЛВ з параметрами біологічної тканини та порівнявши з отриманими фактичними значеннями, ми можемо прогнозувати ефективність лазерної терапії для різних типів шкіри.

2. За допомогою вимірювання коефіцієнту відбиття лазерного випромінювання від біотканини і виділення частини потужності, що затрачена на локальне нагрівання епідермісу, враховуються не тільки оптичні, але й теплофізичні властивості епідермісу, отже, підвищується точність контролю дози, що поглинена шкірою при низькоінтенсивній лазерній терапії [9].

$$D_{\text{погл}} = D_{\text{пад}} \cdot k = \frac{P_{\text{пад}}}{S} \cdot t \cdot [1 - (\rho(\lambda) + \xi + C)], \quad (4)$$

де $D_{\text{пад}}$ – доза падаючого НІЛВ, $P_{\text{пад}}$ – падаюча середня потужність НІЛВ, що задається при впливі, S – площа досліджуваного об’єкту, t – експозиція (час впливу), k – коефіцієнт поглинання НІЛВ, $\rho(\lambda)$ – коефіцієнт відбиття епідермісу, ξ – коефіцієнт теплового поглинання епідермісу, C – корегуючий коефіцієнт.

Так як дослідження проводились при різниці температури оточуючого середовища та кімнатної температури, тому для правильних результатів досліджень введено корегуючий температурний коефіцієнт:

$$C = T - T_{\text{н.с.}} ; \quad (5)$$

де $T_{\text{н.с.}}$ – температура навколишнього середовища, T – температура зони досліджень.

На рівняннях (3) та (4) базується запропонована математична модель. Дані для розрахунку математичних моделей (3) та (4) представлені в табл. 1.

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

Назва параметру	Позначення	Значення параметру		Одиниці вимірювання
		Модель 1 (3)	Модель 2 (4)	
1	2	3	4	5
Доза опромінювання	E	0,4	0,4	Дж/см ²
Показник заломлення епідермісу	n	1,36	1,36	—
Площа опромінюваного об’єкту	S	0,5	0,5	см ²
Коефіцієнт поглинання випромінювання	ε	0,35	0,35	Вт/(м·°C)
Коефіцієнт теплообміну з зовнішнім середовищем	α	0,25	0,25	Вт/м°C
Доза падаючого лазерного випромінювання	$D_{\text{пад}}$	252	252	кДж
Падаюча середня потужність лазерного випромінювання	$P_{\text{пад}}$	35	35	мВт/см ²
Експозиція (час впливу)	t	3	6	хв
Коефіцієнт поглинання лазерного випромінювання	k	4,3	4,3	см ⁻¹
Коефіцієнт відбиття епідермісу	$\rho(\lambda)$	0,69	0,69	Вт/(м·°C)
1	2	3	4	5
Коефіцієнт теплового поглинання епідермісу	ξ	0,266	0,266	Вт/(м·°C)
Корегуючий коефіцієнт	C	0,5	0,5	°C

Результати дослідження

Дослідження проводились на дослідному стенді з лазерним фізіотерапевтичним апаратом АФЛ-2 в режимі без модуляції (безперервний режим) випромінювання (довжина хвилі – 800 нм, потужність 35 мВт/см²) та з вимірюванням температури шкіри руки за допомогою інфрачервоної камери «MobiRM3».

Було проведено два етапи досліджень для двох типів шкіри. В результаті досліджень ми отримали різницю між $t^{\circ}\text{C}$ шкіри до взаємодії лазерним променем та $t^{\circ}\text{C}$ після впливу НІЛВ на протязі релаксаційних 3 – 6 хв, що складає 0,1 – 0,7 $^{\circ}\text{C}$, як для III типу шкіру, так і для V [6]. На першому етапі дослідження спочатку вимірювалась температура біологічного об'єкту (ліва рука) до впливу лазерним випромінюванням, а потім через 3 хвилини безперервної дії. На другому етапі дослідження вимірювалась температура біологічного об'єкту (права рука) до впливу лазерним випромінюванням, а потім через 6 хвилин безперервної дії. На протязі 4 днів було проведено дослідження кожного етапу (одне дослідження кожного етапу на день). Це давало змогу релаксації обробленої ділянки до наступного дня досліджень.

На рис. 1 наведений графік порівняння зміни температури шкіри III та V типу від часу впливу НІЛВ на протязі 3 хвилин.

Порівняння зміни температури шкіри III та V під впливом НІЛВ від 0 до 3 хв

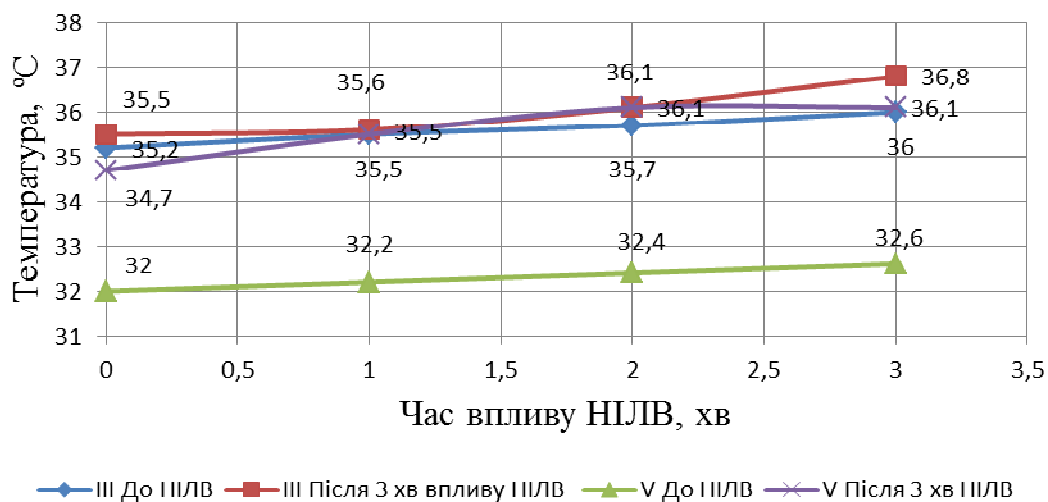


Рис. 1. Залежність зміни температури від часу впливу НІЛВ

На рис. 2 наведений графік порівняння зміни температури шкіри III та V типу від часу впливу НІЛВ на протязі 6 хвилин.

Як видно з побудованих залежностей – чим більший час впливу на біологічну тканину лазерним випромінюванням, тим вищою стає отримана температура (рис. 1 та рис. 2). Тобто є можливість контролювати вплив, щоб не відбулося надлишкового нагрівання і відповідно не було ймовірностей опіків під час лікування. Також по отриманим результатам на графіках можна побачити, що у людини V типу шкіри нагрівання більше ніж у III типу, що пояснюється кількістю меланіну в базальному шарі.

Висновки

За отриманими результатами дослідів можна зробити висновки, що досить важливим аспектом в лазеротерапії є правильне визначення дози опромінення

та експозиції, так як при перевищенні допустимої дози будуть негативні результати терапії. Температура шкіри і характер її неоднорідності є інтегральним показником стану живого організму.

Порівняння зміни температури шкіри III та V під впливом НІЛВ від 0 до 6 хв

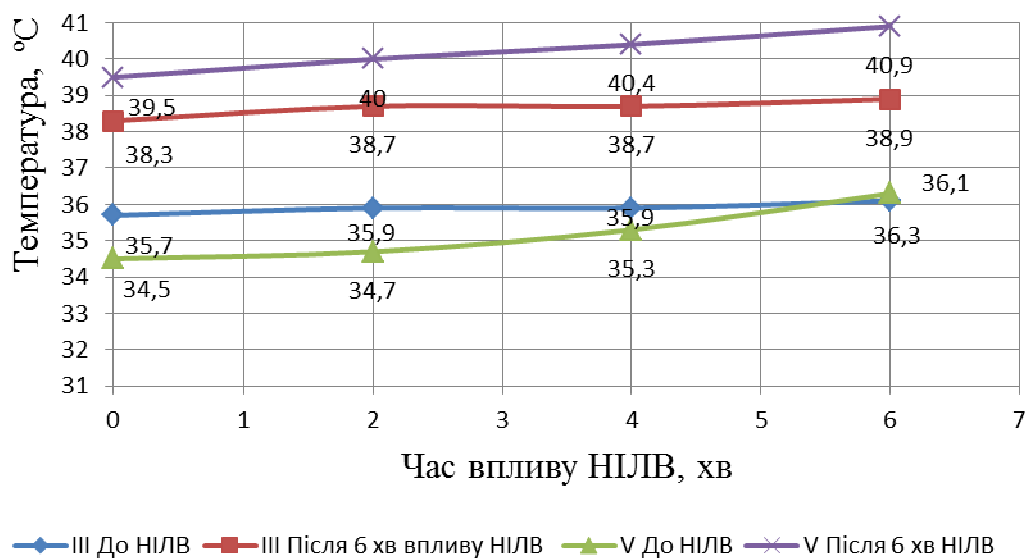


Рис. 2. Залежність зміни температури від часу впливу НІЛВ

Завдяки запропонованим математичним моделям з врахуванням корегуючого температурного коефіцієнту з'явилась можливість проводити вимірювання незалежно від температури оточуючого середовища та контролювати дозу опромінення шкіри при лазеротерапії. На основі проведених досліджень запропонований новий принцип побудови лазерного терапевтичного апарату, що дає можливість для більш зручного та точного проведення терапії.

Література

1. Дастжерди, А. Х. Физиотерапевтический метод комплексного воздействия на рубцовые ткани / А. Х. Дастжерди, Т.Р. Ключко, В.Ф. Рассохин // Вісник НТУУ "КПІ". Серія «Приладобудування». – 2006. – Вип. 32. – С. 139 – 146.
2. Системный анализ эффективности управления биологическими системами низкоэнергетическим лазерным излучением. Москвин Сергей Владимирович. Тула, спец. ВАК 05.13.01, д-р биол. наук, 2008.
3. Чехлов, В. И. Некоторые вопросы дозиметрии лазерного излучения при его взаимодействии с биологическими объектами: автореф. канд. дис. на соискание науч. степени канд. техн. наук. / В. И. Чехлов. – М.: МЭИ, 1976. – 22 с.
4. Тимчик Г. С. Система температурного контролю в магнітотерапії / Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, В. Ю. Рудик // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2013. – № 1. – С. 111 – 117.
5. Терещенко М. Ф. Безконтактний тепловий контроль роботи магнітотерапевтичної апаратури / М. Ф. Терещенко, В. Ю. Рудик // XI Міжнар. науково-техн. конф. "Приладобудування 2012: стан і перспективи", 24–25 квітня 2012 р. – К.: НТУУ "КПІ". – 2012. – 193 – 194 с.
6. Пушкарева, А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани: Учебное пособие. – Санкт-Петербург: ИТМО, 2008. – 103 с.

7. Соколов, М. В. Прикладная биофотометрия.– М.: Наука, 1982. – 130 с.
8. Яненко, О. П. Метрологія медичної та біологічної апаратури: Навч. посібник – Житомир: ЖГГІ. – 1998. – 158 с.
9. Корндорф, С. Ф. Метод контроля поглощенной внутренними тканями дозы с учетом поглощаемой в эпидермисе мощности излучения при низкоинтенсивной лазерной терапии / С. Ф. Корндорф, К. В. Подмастерьев, А. В. Дунаев // Лазерная медицина. – 2003. – т.7. – № 2. – С. 7 – 11.
10. Тимчик Г. С. Моніторинг зміни температур при лазерній терапії / Г. С. Тимчик, М. Р. Печена, М. Ф. Терещенко // Вісник НТУУ “КПР”. Серія «Приладобудування». – 2014. – Вип. 47(1). – С. 156 – 162.

Надійшла до редакції
27 лютого 2015 року

© Тимчик Г. С., Терещенко М. Ф., Ляшенко О. Г., Гнатейко О. С., 2015

УДК 616.61-006

СИНХРОНИЗАЦІЯ АНСАМБЛЕЙ НЕФРОНОВ ПО ДАННИМ РЕНОСЦИНТИГРАФІЇ

^{1, 2)}Николов Н.А., ¹⁾Коваленко Н.Н., ¹⁾Супрунук Д.А., ³⁾Каминская А.Л., ⁴⁾Кундин В.Ю.

¹⁾ *Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», кафедра физической и биомедицинской электроники, г. Киев, Украина;*

²⁾ *Государственный университет телекоммуникаций, кафедра космических систем и комплексов и спутниковой телекоммуникации, г. Киев, Украина;*

³⁾ *Киевская городская клиническая больница № 14, отделение радионуклидной диагностики;*

⁴⁾ *Институт сердца, отделение радионуклидной диагностики, г. Киев, Украина*

В работе делается попытка обоснования классификации функционального напряжения паренхимы почек с точки зрения самоорганизации функциональной активности нефронов на основе анализа флуктуаций радиоактивного счета в почках при проведении реносцинтиграфии. Предполагается, что флуктуации гамма-счета на скинтиграфических изображениях почек связаны с синхронизацией колебательных процессов ансамблей нефронов. На основе флуктуационного анализа изображений непрямо́й ренангиографии показано существование счетного количества точек/областей синхронизации функциональной активности нефронов. Данные активные точки являются водителями ритма.

Ключевые слова: *почки, реносцинтиграфия, синхронизация нефронов, удельная функция.*

Введение

Одним из информативных критериев функционального состояния почек по данным скинтиграфических исследований является функциональное напряжение паренхимы. При предварительных исследованиях [1] в качестве такого критерия было предложено использовать удельные значения функциональной активности паренхимы. Под удельной функцией паренхимы понимается количество радиофармпрепарата (РФП), поглощенное одним элементарным объемом почки за единицу времени. В качестве элементарного объема почки при планарных исследованиях используют геометрический размер пикселя изображения в см².