

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 615.831.7: 615.47

ДИНАМІКА ЗМІН ПАРАМЕТРІВ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИНАХ

Швидкий В. В., Терещенко М. Ф.

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

E-mail: agfarkpi@i.ua, shvidkiy.vas@gmail.com

Проведено дослідження впливу лазерного випромінювання (ЛВ) на біологічні тканини при змінних потужностях та режимах генерації ЛВ. Встановлено залежності зміни потужності ЛВ, що пройшло крізь досліджуваний об'єкт, від потужності ЛВ на виході світловода. Встановлено відмінності проходження ЛВ крізь досліджувані біологічні тканини при модульованому та немодульованому режимах впливу. Перевірено залежності зміни температури біологічного об'єкта при немодульованому режимі впливу при низьких потужностях ЛВ. Досліджено декілька можливих способів контролю змін параметрів ЛВ при проходженні крізь біологічні тканини.

Ключові слова: лазерна терапія, потужність лазерного випромінювання.

Вступ

У сучасному медичному приладобудуванні досить велику нішу займають апарати, дія яких заснована на впливі лазерним випромінюванням, зокрема апарати для лазерної терапії. Застосування лазерної терапії окремо або в комбінації з іншими методами фізіотерапії надає результати, зіставні з результатами медикаментозного лікування, а іноді навіть кращі за нього. Доцільність застосування цих методів обумовлена тим, що біологічна система організму не розпізнає медикаменти при їх введенні як природний біологічний компонент, а тому їх вплив є штучним, внаслідок якого можуть виникати алергічні реакції [1].

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. Вплив електромагнітного випромінювання на живі біологічні об'єкти супроводжується зміною структурного складу біологічної тканини, зміною енергетичних параметрів і метаболічних реакцій організму в цілому [2]. Хоча і приділяється достатньо уваги дослідженню фізичних процесів лазерної терапії, 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 [3].

Постановка задачі

У зв'язку з індивідуальним характером чутливості до фізіотерапевтичного впливу, для того, щоб гарантувати позитивний лікувальний ефект, необхідно контролювати потужність лазерного випромінювання безпосередньо на поверхні впли-

ву. Такий спосіб отримання інформації спростить програмне забезпечення апаратів через відсутність необхідності вираховувати значення потужності з інших параметрів, що також підвищить ефективність роботи зворотного зв'язку [3].

Використання систем комп'ютерного забезпечення із системою зворотного зв'язку для автоматичної індивідуальної оптимізації режиму лазерної терапії дозволило б гарантувати і передбачити лікувальний ефект. Запобігання негативних реакцій передозування при лазерній та інших видах фізіотерапії суттєво збільшить їх перевагу порівняно з медикаментозною терапією [4].

Важливим параметром при проведенні впливу ЛВ є потужність та інтенсивність випромінювання, оскільки вони пов'язані з глибиною проникнення ЛВ та зміною температури на ділянці впливу [4, 5].

Приведена в роботі [4] залежність температури шкіри T від тривалості експозиції t та потужності доза опромінювання E не повною мірою враховує зміну температури:

$$T = \frac{\varepsilon \cdot E \cdot S}{t \cdot \alpha}, \quad (1)$$

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

Виконавши розрахунки згідно залежності (1) від значення характеристик ЛВ з параметрами біологічної тканини та порівнявши з отриманими фактичними значеннями, ми можемо прогнозувати ефективність лазерної терапії для різних біологічних тканинах.

Оскільки ослаблення лазерного променя в біологічній тканині проходить за експоненціальним законом, інтенсивність колімованого випромінювання оцінюється за законом Бугера-Бера, який буде використовуватись у математичній моделі для проведення обчислень [6, 7]:

$$I(z) = (1-r) \cdot I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z), \quad (2)$$

де $R = \left(\frac{n-1}{n+1}\right)^2$ – коефіцієнт відбиття при нормальному падінні пучка, n – показник заломлення біологічної тканини, I_0 – інтенсивність падаючого світла, $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – повний коефіцієнт загасання, μ_a – коефіцієнт поглинання, μ_s – коефіцієнт розсіювання, z – товщина зразка.

Порівняємо формули (1) і (2), враховуючи, що $I=P/S$, де P – потужність випромінювання, а S – площа ділянки на яку падає промінь. Враховуючи товщину біологічної тканини, отримуємо наступну залежність потужності випромінювання від товщини біологічної тканини, через яку проходить лазерний промінь:

$$P(z) = (1-r) \cdot \frac{T \cdot \alpha}{\varepsilon} \cdot \exp(-\mu_t \cdot z). \quad (3)$$

Також варто врахувати, що закон Бугера-Бера не виконується при товщині зразка, більшій за середню довжину пробігу одноразово розсіяного фотона. Для зразків з більшою товщиною необхідно вводити корегуючу складову, таким чином формула (3) набуває наступного вигляду:

$$P(z) = (1-r) \cdot \frac{T \cdot \alpha}{\varepsilon} \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \times \exp[a \cdot \exp(b \cdot z)], \quad (4)$$

де a та b – корегуючі коефіцієнти, значення яких залежать від матеріалу зразка.

Також можливо визначати параметри ЛВ опосередковано вимірюванням температури в зоні впливу. При розрахунку температури на поверхні впливу використовується уточнена залежність температури поверхні впливу T від теплоємності об'єкта впливу c та енергії імпульсу E з додатковим врахуванням теплоємності оточуючого середовища c_2 та модуляції ЛВ k [8]:

$$T = \frac{E}{mc} = \frac{k \cdot P \cdot t_p}{c_1 \cdot c_2 \cdot \delta \cdot \rho \cdot S}, \quad (5)$$

де E – енергія імпульсу, P – потужність імпульсу, t_p – тривалість імпульсу, S – площа поперечного перетину променя, c_1 – питома теплоємність об'єкта впливу, c_2 – питома теплоємність оточуючого середовища, k – коефіцієнт модуляції ЛВ.

Методика дослідження

Для оцінки параметрів проведення лазерної терапії було використано показники зміни потужності ЛВ при проходженні через сало свине, м'ясо та шкіру курки при змінних потужностях і режимах генерації ЛВ.

Зазначені біологічні тканини піддавалися впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм і потужністю 1 – 1100 мкВт без модуляції (безперервний режим) випромінювання. У якості джерела впливу було обрано апарат фізіотерапевтичний лазерний АФЛ-2. Вимірювальним засобом було обрано оптичний ватметр поглиненої потужності ОМЗ-65, основна похибка вимірювання - не більше 15%.

Дослідження зміни потужності ЛВ проводилось на п'яти зразках кожної з названих тканин товщиною 1 – 5 мм. Вимірювання проводилось для десяти значень потужності на виході світловода 1, 10, 25, 50, 75, 100, 250, 500, 750, 1100 мкВт. Блок-схема установки, що використовувалась для проведення досліджень наведена на рис. 1.

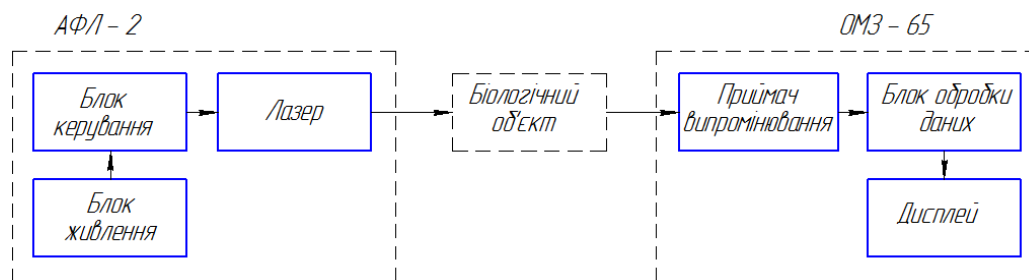


Рис. 1. Блок-схема установки, що використовувалась для проведення дослідів

При проведенні другого експерименту всі вище перераховані біологічні тканини піддавалися впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм і потужністю 30 – 900 мкВт в модульованому режимі з частотою 90 Гц У якості джерела впливу було обрано апарат МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології. Вимірювальним засобом залишився оптичний ва-

тметр поглиненої потужності ОМЗ-65, вигляд апаратури показано на рис. 2.

Також було проведено вимір зміни температури при проходженні ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм і потужністю 1640 мкВт в безперервному режимі через кожну з названих тканин. У якості джерела впливу було обрано апарат МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології. Для вимірювання

температури використовувалась інфрачервона камера (ІЧК) «MobiR M3».

Дослідження зміни температури проводилось на одному зразку кожної з названих тканин тов-

щиною: сало свине – 5 мм, м'ясо курятини – 5 мм, шкіра курятини – 1 мм. Кожен зразок піддавався впливу ЛВ протягом 30 хвилин, вимірювання температури проводилось кожні 10 хвилин.



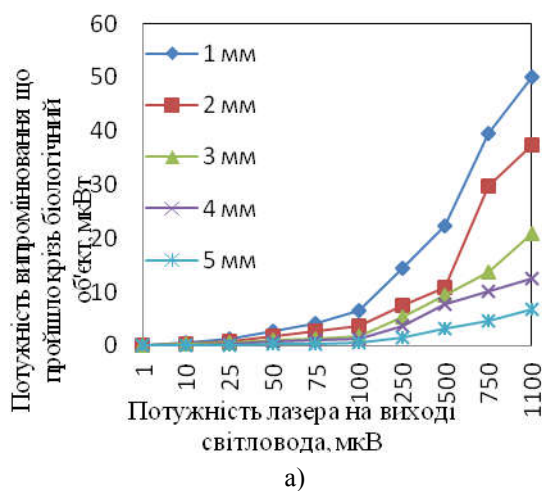
Рис. 2. Апаратурна установка, де: 1) МІТ-МТ, 2) випромінювач для гінекології, 3) біологічний зразок, 4) приймач оптичного ватметра, 5) оптичний ватметр ОМЗ – 65, 6) ІЧК «MobiR M3»

Результати дослідження та обговорення

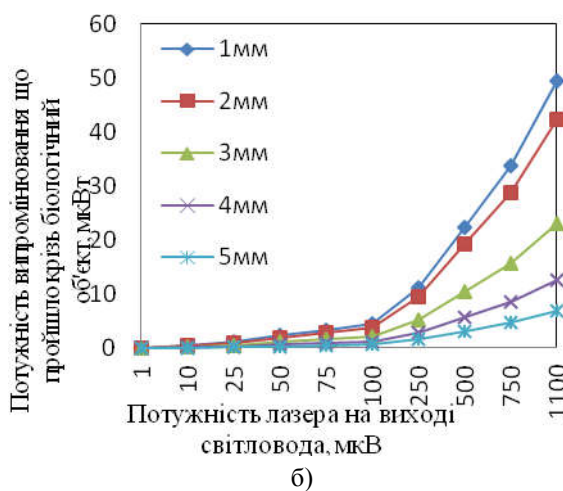
Отримані результати представлені на рис. 3 в вигляді графіків залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для сала свиней під час впливу немодульованим випромінюванням з довжиною хвилі 0,63 мкм: експериментальна та отримана з розрахунків.

Аналіз отриманих залежностей та проведених досліджень показують, що збільшення потужності лазерного випромінювання, що проходить крізь

біологічний об'єкт, при збільшенні потужності падаючого випромінювання з довжиною хвилі 0,63 мкм має яскраво виражений експонентний характер. При порівнянні розрахованих значень потужності з експериментальними, для даного типу біологічної тканини, можна дійти до висновку, що запропонована модель дозволяє з достатньою точністю визначити потужність випромінювання, що пройшло крізь біологічний об'єкт, відхилення розрахованих значень від експериментальних складає діапазон ± 5 мкВт.



а)



б)

Рис. 3. Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт, від потужності лазера на виході світловода для сала свиней товщиною 1 мм – 5 мм, де: а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм

На рис.4 представлені залежності зміни потужності ЛВ при проходженні через сало свине для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм.

Аналізуючи залежності для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм експонентний характер не помітний, проте, виходячи з розрахунків, зміна потужності проходить у відповідності з формулою (4),

експонентний характер присутній. Відхилення розрахованих значень від експериментальних, як і в випадку з довжиною хвилі 0,63 мкм, досить незначні. Однак досить помітною є розбіжність для

товщини 2 мм, це може бути пов'язано з неточністю при визначенні товщини зразка, проте необхідна перевірка моделі в більш широкому діапазоні потужностей.

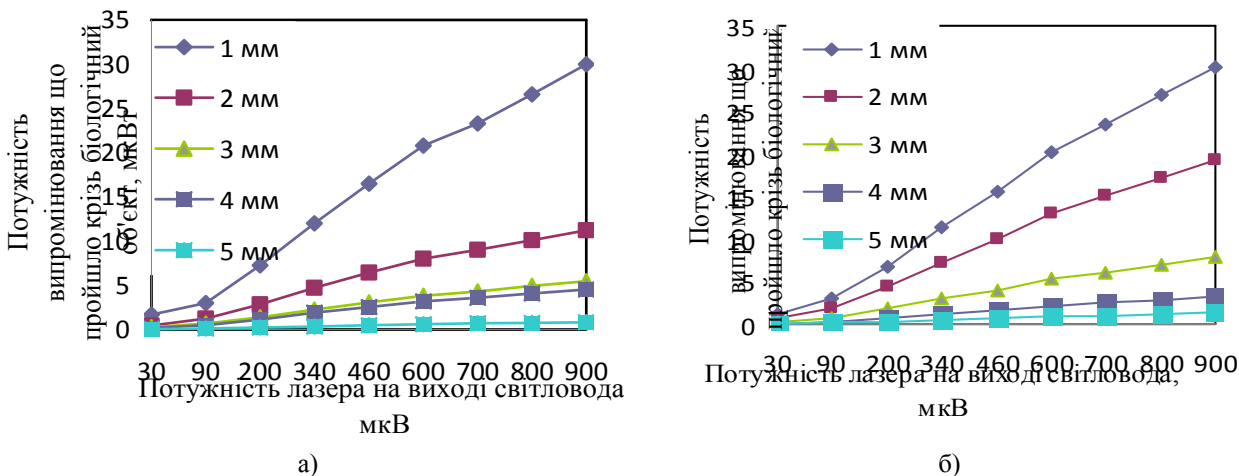


Рис. 4. Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт, від потужності лазера на виході світловода для сала свиней товщиною 1мм – 5мм, де: а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм

На рис. 5 представлені графіки залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для м'яса курки під час впливу немодульованим випромінюванням з довжиною хвилі 0,63 мкм: експериментальна та отримана з розрахунків.

довжиною хвилі 0,63 мкм за запропонованою моделлю помітні більші розбіжності в значеннях порівняно з салом свиней. Розбіжність знаходиться в межах 20 мкВт. Найбільша розбіжність спостерігається при товщині зразка в 2мм, однак це зв'язано тільки з промахом під час проведення експерименту. В експериментальних даних, як і в випадку з салом свиней, простежується експонентний характер.

При порівнянні експериментальних значень потужності з отриманими розрахунками для ЛВ з

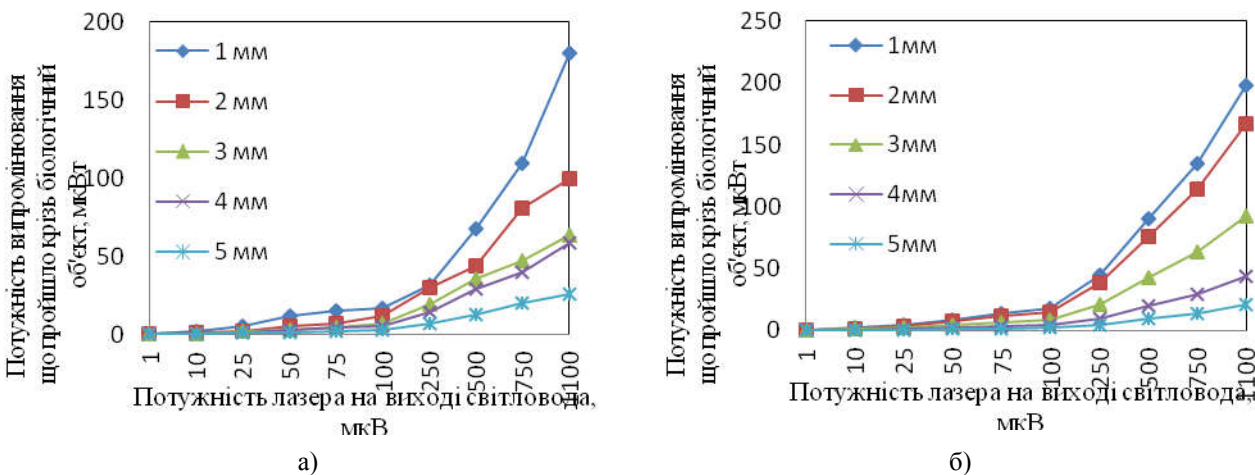


Рис. 5. Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт, від інтенсивності лазера на виході світловода для м'яса курки товщиною 1мм – 5мм, де: а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм

На рис. 6 представлені залежності зміни потужності ЛВ при проходженні через м'ясо курки для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм.

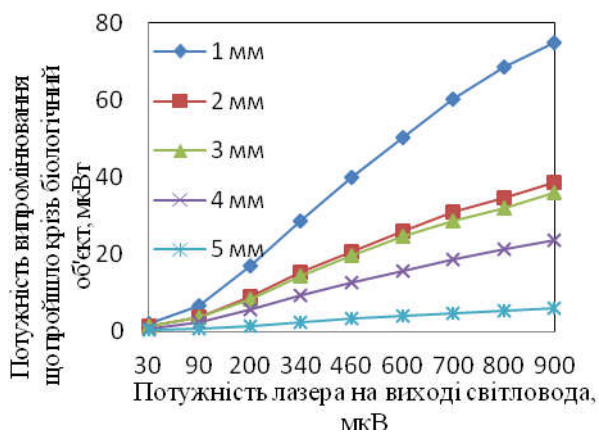
Аналізуючи залежності для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм, можна помітити значні розбіжності для зразків товщиною 2 та 3 мм, можна припустити, що точність розрахункових значень знижу-

ється зі збільшенням товщини зразка, однак неможна виключати неточності при вимірах товщини зразків, оскільки при порівнянні графіків зміни потужності для ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм з розрахунковими графіками для довжини хвилі 0,46 мкм можна помітити схожість в розсіянні значень.

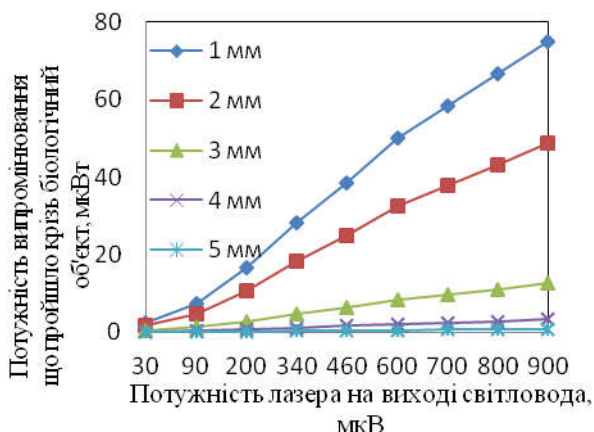
На рис. 7 представлені графіки залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт, від потужності ла-

зера на виході світловода для шкіри курки під час впливу немодульованим випромінюванням з довжиною хвилі 0,63 мкм: експериментальна та отримана з розрахунків.

Для шкіри курки розбіжність експериментальних та розрахованих даних знаходиться в межах 5 мкВт. Експонентний характер простежується и для даної біологічної тканини.

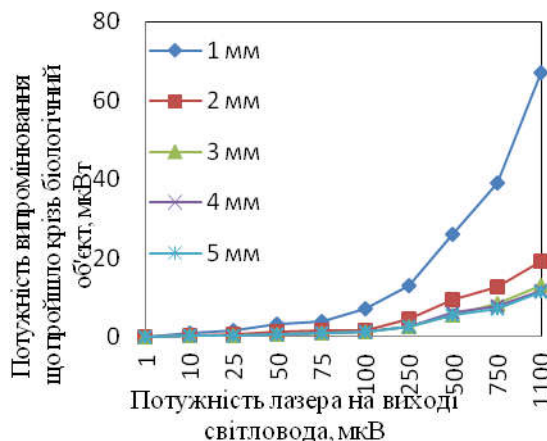


а)

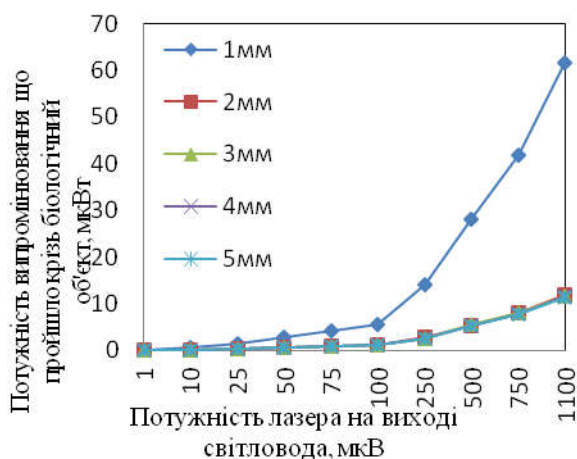


б)

Рис. 6. Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт, від інтенсивності лазера на виході світловода для м'яса курки товщиною 1 мм – 5 мм, де: а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм



а)



б)

Рис. 7. Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт, від інтенсивності лазера на виході світловода для шкіри курки товщиною 1 мм – 5 мм, де: а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм

Аналізуючи отримані значення зміни потужності для ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм можна помітити практично повний збіг графіків за формою і майже повний збіг за значеннями, помітна розбіжність спостерігається лише для зразка товщиною 2 мм, розбіжність експериментальних та розрахованих даних знаходиться в межах 5 мкВт.

Експонентний характер простежується и для даної біологічної тканини.

На рис. 8 представлені залежності зміни потужності ЛВ при проходженні через шкіру курки для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм.

Розрахунки за запропонованою моделлю для даного біологічного зразка під впливом ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм показали досить високу

точність, як і випадку з довжиною хвилі 0,63 мкм, практично повний збіг графіків за формою, а розбіжність експериментальних та розрахованих даних знаходиться в межах 2 мкВт. Як і для всіх дослідів з довжиною хвилі 0,46 мкм, на графіках не помітний експонентний характер, однак мала розбіжність експериментальних та розрахованих значень говорить про те, що зміна потужності для

даного зразка проходить згідно формули (4), а отже експонентний характер присутній.

Результати виміру зміни температури при проходженні ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм і потужністю 1640 мкВт в безперервному режимі через сало свині, м'ясо та шкіру курки представлені на рис. 9.

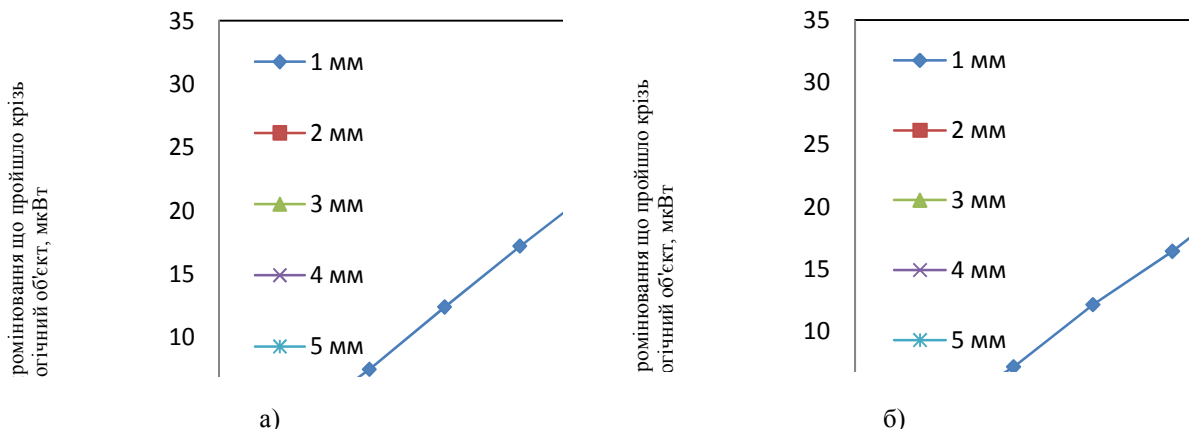


Рис. 8. Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт (сало свиней) від інтенсивності лазера на виході світловода для шкіри курки товщиною 1мм – 5мм, де: а) експериментальна та б) розрахована; підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм

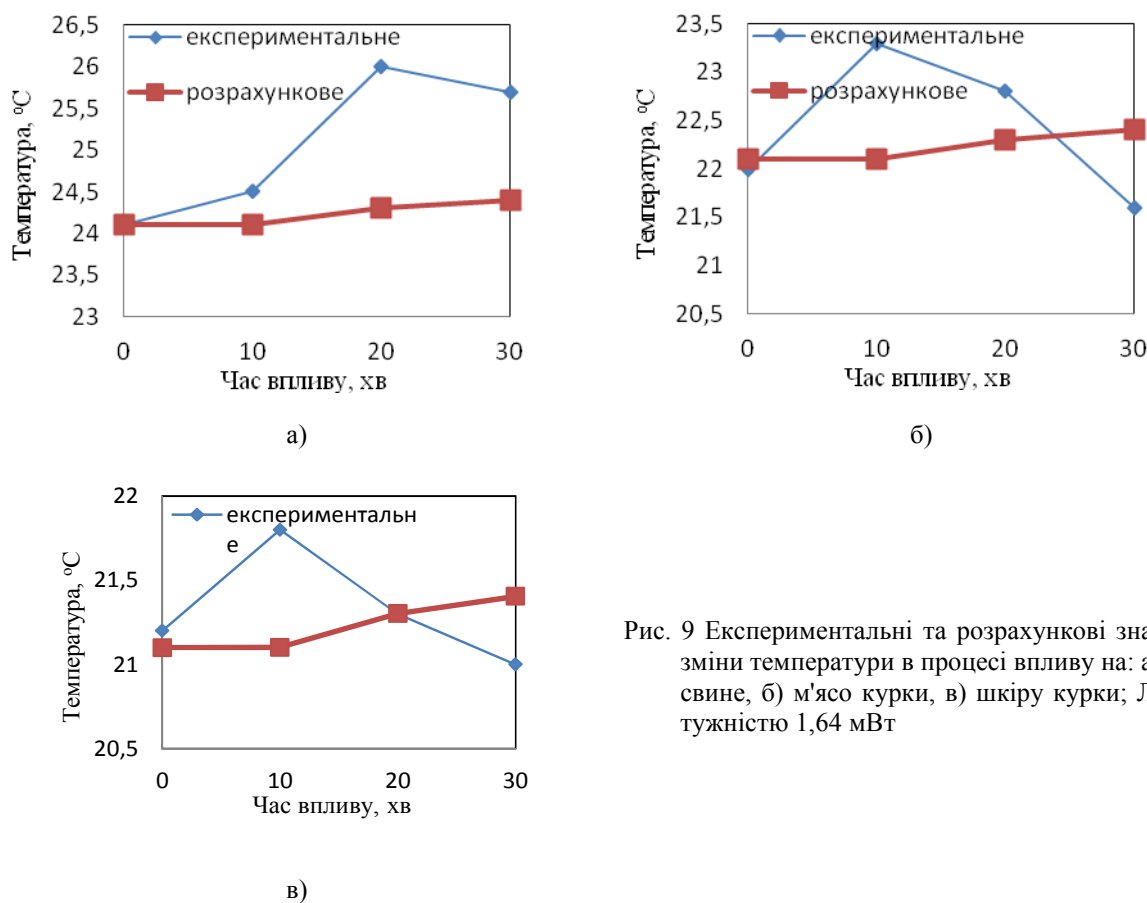


Рис. 9 Експериментальні та розрахункові значення зміни температури в процесі впливу на: а) сало свині, б) м'ясо курки, в) шкіру курки; ЛВ потужністю 1,64 мВт

Виходячи з отриманих залежностей, можна дійти висновку, що через низьку потужність ви-

промінювання тепловий ефект ЛВ повністю пере-кривається впливом зовнішнього середовища, не-

обхідне проведення дослідження з більш високими потужностями ЛВ.

Висновки

Досліджено характер зміни потужності ЛВ при проходженні через сало свині, м'ясо курки, шкіру курки при змінних потужностях, в режимі з модуляцією і без модуляції випромінювання, а також при двох довжинах хвиль. Показані особливості притаманні біологічним тканинам, які були виявлені в ході проведення дослідження. Проведення дослідження зміни температури під впливом ЛВ показали низьку ефективність даного методу контролю параметрів при низьких потужностях ЛВ.

Отримані дані використані для вдосконалення математичної моделі, яка в подальшому може бути використана для створення фізіотерапевтичного апарату із системою зворотного зв'язку, що в реальному часі дозволить автоматично внести зміни в параметри проведення фізіотерапевтичної процедури поліпшити лікувальний ефект.

Література

1. Ключко Т. Р. Взаимодействие когерентного светового излучения с биологическими структурами / Т. Р. Ключко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2009. – №38. – С. 111–117.
2. Ключко Т. Р. Вплив режимів світлового електромагнетного випромінювання на еритроцити барана / Т. Р. Ключко, А. М. Дасжерді, Є. О. Коваленко та ін. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2008. – № 36. – С. 143–150.
3. Терещенко М. Ф. Оцінка та контроль ефективності впливу на біологічний об'єкт лазерним випромінюванням / М. Ф. Терещенко, С. П. Якубовський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2012. – №44. – С. 90 – 97.
4. Тимчик Г. С. Моніторинг зміни температур при лазерній терапії / Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, М. Р. Печена // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2014. – №47. – С. 156 – 162.
5. Терещенко М. Ф. Дослідження впливу лазерного випромінювання на температурні процеси в біологічних тканинах / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, О. Г. Ляшенко, О. С. Гнатейко. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2015. – №49. – С. 153 – 158.
6. Безугла Н. В. Структурно-алгоритмічна реалізація визначення оптичних характеристик біологічних тканин у методі комплексного спостереження за станом БТО / Н. В. Безугла, Т. Р. Ключко, М. О. Безуглий, Г. С. Тимчик // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2006. – Вип. 32. – С. 152 – 157.
7. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биотканей / А. Е. Пушкарева. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
8. Кокодий Н. Г. Тепловые процессы в коже человека при облучении лазерными импульсами / Н. Г. Кокодий, В. А. Тиманюк, А. М. Коробова // Матеріали XLVII Міжнародної науково-практичної конференції «Застосування лазерів у медицині та біології». – 2017. – С. 137–139.
9. Терещенко Н. Ф. Использование программно-аппаратного комплекса CARDIOMOOD в оценке действия лазерного излучения на состояние вегетативной нервной системы человека / Н. Ф. Терещенко, К. А. Апыхтин, О. С. Прендюк, Н. В. Махиня // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2015. – Вип.50(2). – С. 160–169.
10. 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 // Лазерна медицина. – 2003. – том 7. – С. 7 – 11.

УДК 615.831.7: 615.47

В. В. Швидкий, Н. Ф. Терещенко

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», г. Киев, Украина

ДИНАМИКА ИЗМЕНЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

Проведено исследование влияния лазерного излучения (ЛИ) на биологические ткани при переменной мощности и режимах генерации ЛИ. Установлены зависимости изменения мощности ЛИ, что прошло сквозь исследуемый объект, от мощности ЛИ на выходе световода. Установлены различия прохождения ЛВ через исследуемые биологические ткани при модулированном и немодулированном режимах излучения. Проверено зависимости изменения температуры биологического объекта при режиме излучения без модуляции при низких мощностях ЛИ. Исследовано несколько возможных способов контроля изменений параметров ЛИ при прохождении через биологические ткани.

Ключевые слова: лазерная терапия, мощность лазерного излучения.

N. F. Tereshchenko, V. V. Shvidkiy

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

DYNAMICS OF CHANGES IN PARAMETERS OF LASER RADIATION IN BIOLOGICAL FABRICS

In modern medical instrumentation, a rather large niche is occupied by devices whose action is based on the influence of laser radiation. However, all the indicators of the therapeutic action of laser radiation of the body, organs and tissues are not sufficiently studied. Due to the individual nature of the sensitivity to the physiotherapeutic effect, in order to guarantee a positive therapeutic effect, it is necessary to control the parameters of LV in passing through the biological tissue. This article presents the results of experiments aimed at solving this problem.

A study of the effect of laser radiation (LR) on biological tissues at variable power and LR generation regimes was made. The dependences of the change in the LR power that passed through the object under study from the LR power at the fiber output are determined. Differences in the passage of LR through the studied biological tissues under modulated and unmodulated modes of influence were established. Parameters LR that passed through the investigated object under the influence of LR of different wavelengths have been studied. The dependence of the change in the temperature of a biological object with an unmodulated mode of influence at low power LR was verified. Several possible ways of controlling changes in LR parameters during passage through biological tissues have been studied: control of the power of the LR directly on the surface of the impact and the measurement of the temperature of the biological object.

Key words: laser therapy, laser radiation power.

*Надійшла до редакції
18 жовтня 2017 року*

*Рецензовано
30 жовтня 2017 року*

© Швидкий В. В., Терещенко М. Ф., 2017

УДК 616.71-616.13-616.14

АНАЛІЗ ІНФОРМАТИВНОСТІ ДІАГНОСТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ РЕОГРАФІЇ

Поляченко О. С., Коваленко М. М., Куцяк О. А., Хруник Ю. П.

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

Email: olexandr.polyachenko@gmail.com, KovalenkoMykolaM@gmail.com, spiro-tech85@ukr.net, Y.Khrunyk@gmail.com

Метою цієї роботи є аналіз інформативності параметрів реографії нижніх кінцівок людини при різних захворюваннях. Об'єктом дослідження є стан кровонаповнення судин нижніх кінцівок людини. Предмет роботи – параметри реографії нижніх кінцівок людини. Хвороби системи кровообігу є найбільш розповсюджені серед населення України. Реографія є швидким, простим у застосуванні, не інвазійним методом діагностики кровонаповнення судин. Існує велика кількість параметрів реографії, але інформативність їх описана мало. У роботі визначено інформативність і проранговано за нею параметри реографії нижніх кінцівок людини. Для цього нами було використано методи математичної статистики та енергетичний підхід визначення інформативності.

Ключові слова: реографія, кровообіг, інформативність параметрів.

Вступ. Постановка проблеми

Хвороби системи кровообігу є найбільш розповсюдженою патологією в структурі захворюваності населення України, а смертність від них найвища (≈63%) серед інших. Атеросклероз і гіпертонічна хвороба є основними, які призводять до таких серйозних ускладнень, як пору-

шення мозкового кровообігу, інфаркту міокарду, а також ураження периферійних артерій і судин. Крім того, артеріальну гіпертензію розглядають як самостійний і значущий фактор розвитку та прогресування атеросклерозу. На сучасному етапі в Україні щорічно фіксується 5088 нових випадків