

**ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕПЛОМАСОПЕРЕНОСУ В ЕПІДЕРМІСІ ПРИ ДІЇ
НИЗЬКОІНТЕНСИВНОГО ІНФРАЧЕРВОНОГО
ВИПРОМІНЮВАННЯ**

Мендела О.В., Новіков В.О.

Херсонський національний технічний університет

**RESEARCH OF THE HEAT AND MASS TRANSFER IN THE EPIDERMIS
UNDER THE ACTION OF LOW INFRARED RADIATION**

Mendela E.V., Novicov V.O.

Kherson National Technical University

Робота присвячена визначенню фотобіологічної дії світлових джерел на основі над'ярих світлодіодів на розчин дріжджів та культури грибків.

Ключові слова: світлодіод, дріжджі, грибки.

The thesis is devoted to the determination of the photobiological action of light sources based on ultra-bright LEDs on the yeast solution and the culture of fungi.

Keywords: LED, yeast solution, fungi.

1. Вступ. Актуальність теми пролягає в тому, що дія інфрачервоного опромінення на людину як в повсякденному житті, так в лікувальних цілях грає не тільки позитивний роль, але в багатьох випадках і негативну. Це пов'язано з неясністю у визначенні оптимальних параметрів ІК випромінювання впливають на організм. Зокрема, це відноситься до лазерному ІЧ випромінювання, яке широко використовується в медицині.

Застосування лазерів в медицині засноване на взаємодії світла з біологічними тканинами. Дія ІК лазерного опромінення може викликати масо

переніс молекул і іонів в тканині. Особливо це відноситься до процесу потовиділення, оскільки це може викликати порушення лікувальної процедури за рахунок зміни параметрів епідермісу. [1]

2. Мета та задачі дослідження. Метою роботи є моделювання та дослідження процесу тепломасопереносу при дії ІК лазерного випромінювання.

При цьому вирішували наступні завдання:

1. Моделювання процесу поглинання потужності низько інтенсивного лазерного опромінювання.

2. Моделювання зміни водовмісту епідермісу при дії ІЧ лазерного опромінювання.

3. Експериментальне визначення коефіцієнту поглинання біотканиною лазерної енергії при низько інтенсивній лазерній терапії.

3. Матеріали та методи дослідження. Методи дослідження. У роботі використані наступні прилади та пристрої: для опромінювання біотканини лазерний пристрій «МИЛТА –Ф-8 -01», для контролю температури термометри DS1820 и ПТМР -01. Збір і аналіз даних проведено на автоматизованій установці САДТ -1.

4. Експериментальні дані та їх обробка. При моделюванні використовувався підхід використовується іншими авторами при моделюванні процесу лазерного поглинання рослинними культурами. [2, 3] Експеримент складався в вимірюванні температури шкіряного покриву при дії ІЧ випромінювання терапевтичним пристроєм «Мілта». Параметри випромінювання, що падали на тканину площею $4,5 \text{ см}^2$ на протязі 5 хвилин, склали потужність 8,1 Вт.

Коефіцієнт відображення біотканини вимірювали за допомогою біофотометра, а максимальні температури нагрівання епідермісу в двох точках поза світлового плями датчиками температури.

З огляду на, той фактор, що шкіра неоднорідна, проведено поглинання теплової енергії ІК лазерного випромінювання уздовж і поперек борозен на відстані 3 мм від контактного нагрівача. Температура шкіри до нагрівання становила $36,2^{\circ}\text{C}$. Встановлено, що середнє значення зміни температури поверхні біотканини при вимірюванні вздовж борозен склало $1,6^{\circ}\text{C}$, а при поперечному розташуванні борозен - $1,2^{\circ}\text{C}$. Тобто, теплопровідність шкірного покриву є функцією від напрямку поширення теплової енергії. Використовуючи рівняння теплового балансу епідермісу в статичному режимі і вихідні дані, була визначена діаграма температури епідермісу в залежності від відстані від джерела випромінювання.

Температура шкіри стає нормальною (тобто вимірною до впливу) в разі поздовжнього розподілу теплової енергії щодо шкірних борозен на відстані 45 мм від джерела нагрівання, а в разі поперечного розподілу - 28 мм, що свідчить на користь гіпотези про анізотропії епідермісу по поглинанню теплової енергії.

Використовуючи часові криві нагрівання й охолодження знайдена постійна часу нагріву. Визначено, що постійна часу нагріву епідермісу 30 -40 сек., Тобто за час лазерної процедури 3-5 хв. Перехідні процеси закінчуються в перші хвилини опромінення. Різниця в постійних часу нагріву і охолодження (50 -80 сек) дозволяють вважати епідерміс нелінійною системою.

Використовуючи рівняння розрахована залежність середньої температури від частоти імпульсів випромінювання. На підставі отриманих залежностей можна зробити висновок про те, що лазерне випромінювання на клітинному рівні приводить до зміни температури в діапазоні констант біохімічних реакцій, а на рівні опромінюється ділянки епідермісу внаслідок перетворення поглинутої енергії в тепло приводить до збільшення температури зі збільшенням частоти імпульсів випромінювання. З огляду на той фактор, що теплоперенос виникає у вологих пористих матеріалах під дією ІК випромінювання викликає масоперенос нами промодельований процес

потовиділення при ІК опроміненні лазером епідермісу. Використовуючи взаємозв'язок між теплом і масопереносом і вихідними даними в програмі Maple V побудована теоретична залежність. Використовуючи експериментальні дані розрахована залежність потовиділення від тривалості процедури. Встановлено, що залежність вмісту вологи епідермісу параболічне збільшується з часом тривалості дії ІК лазерного опромінення. Експериментальні дослідження поглинання лазерного випромінювання апарату «МИЛТА» дали такі результати.

5. Висновки. Встановлено, що середнє значення зміни температури поверхні біотканини при вимірі уздовж борозен склало $1,6^{\circ}\text{C}$, а при поперечному розташуванні борозен - $1,2^{\circ}\text{C}$. Отже, теплопровідність шкірного покриву є функцією від напрямку поширення теплової енергії. Показано, що низькоінтенсивне лазерне випромінювання на клітинному рівні приводить до істотної зміни температури в діапазоні констант біохімічних реакцій, а на рівні випромінюваної ділянки епідермісу внаслідок перетворення поглиненої енергії в тепло приводить до збільшення температури зі збільшенням частоти імпульсів випромінювання. Експериментально визначені поглинаючи дози при дії на епідерміс випромінювання апарату «МИЛТА –Ф -8 -01», що може бути запропоновано для визначення втрат лазерної енергії на локальне нагрівання епідермісу.

Література:

1. *Хадарцев А.А.* Новые медицинские технологии на основе взаимодействия физических полей и излучений с биологическими объектами. //Вестник нов. Мед. Тех. -1999. –Т. VI. -№1 .- С. 7 -19.
2. *Яшин А.А.* Модель энергетических процессов в клетке организма при облучении.//Вестник нов. Мед. Тех. -1999. –Т. VII. -№2 .- С.18 -24.
3. *Шарафутдинова Л.Р., Новикова А.А.* ДНК В НАНОТЕХНОЛОГИЯХ // Биомедицинская инженерия и электроника. – 2012. – № 2;
URL: biofbe.esrae.ru/183-882 (дата обращения: 01.06.2017).