



УДК 536.5:536.6

Вимірювання теплофізичних параметрів штучної шкіри

М.Г. Кокодій¹, В.О. Тіманюк², А.О. Натарова³, І.М. Жовтоніжко¹, Д.М. Натаров⁴

¹ Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна, пл. Свободи, 4, 61022, Харків, Україна
kokodiyng@gmail.com

² Національний фармацевтичний університет, вул. Григорія Сковороди, 53, 61002, Харків, Україна

³ Харківський національний університет Повітряних Сил імені Івана Кожедуба, вул. Сумська, 77/79, 61023, Харків, Україна
anastasiia.natarova@gmail.com

⁴ Інститут радіофізики та електроніки ім. О.Я. Усикова НАН України, вул. Ак. Проскури, 12, 61085, Харків, Україна

Анотація

У біології та медицині зараз широко застосовуються комп'ютерні методи дослідження процесів і методи обробки результатів вимірювань параметрів цих процесів. Тому проблема автоматизації біофізичних вимірювань і комп'ютерної обробки результатів вимірювань є актуальною.

При лікуванні поранень і опіків із великою поверхнею пошкоджень тканин у медицині застосовується штучна шкіра. Розроблено методику досліджень теплових процесів у штучній шкірі та вимірювань її теплофізичних параметрів. Описано процес вимірювань. Знайдено теплофізичні параметри зразків штучної шкіри, які застосовуються в медицині при лікуванні ран і опіків.

Були використані зразки штучної шкіри, виготовлені в Україні. Виготовлено зразок із шести шарів шкіри. Для контролю розподілу температури в зразку між сусідніми шарами шкіри й на поверхні зразка розташовані термопари. Нагрівання поверхні зразка проводилося лампою розжарювання. Сигнали з термопар вводилися в аналого-цифровий перетворювач (АЦП), підсилювалися і в цифровому вигляді передавалися в комп'ютер. Обробка проводилася за допомогою математичного забезпечення АЦП і програми MATHCAD. Побудовано математичну модель. Для цього розв'язано диференціальне рівняння, яке описує теплові процеси в зразку. Знайдена функція розподілу температури і її зміни в часі добре узгоджується з експериментальними даними. Аналіз функції дозволяє знайти коефіцієнт теплопровідності штучної шкіри, її об'ємну теплоємність, коефіцієнт температуропровідності, коефіцієнт теплообміну з зовнішнім середовищем.

Запропоновано метод вимірювань і обробки експериментальних даних, який дозволяє знайти головні термофізичні параметри штучної шкіри. На основі результатів побудовано теоретичну модель, яка добре описує хід теплових процесів у штучній шкірі й дозволяє прогнозувати хід цих процесів.

Запропоновано метод вимірювання теплофізичних параметрів штучної шкіри, який базується на нагріванні шкіри оптичним випромінюванням. Виміряно теплопровідність, температуропровідність, об'ємну теплоємність, коефіцієнт теплообміну із зовнішнім середовищем. Теплопровідність та температуропровідність у штучної шкіри значно менші, ніж у шкіри людини, що треба враховувати при її застосуванні.

Ключові слова: штучна шкіра; вимірювання; теплопровідність; об'ємна теплоємність; температуропровідність; теплообмін; математичне моделювання.

Отримано: 02.07.2024

Відредаговано: 15.08.2024

Схвалено до друку: 21.08.2024

Вступ

У біології та медицині широко використовуються фізичні експериментальні методи дослідження та методи комп'ютерної математичної обробки даних. Це дає можливість автоматизувати процеси вимірювань та використати потужні математичні програми для обробки результатів і їхньої інтерпретації.

У статті описано методику вимірювань теплофізичних характеристик шкіри. Шкіра вкриває

всю поверхню людського тіла. Вона служить захисним бар'єром, який оберігає внутрішні органи від травм, випромінювань, перепадів температури, інфекцій. При пораненнях, травмах та опіках шкірний покрив нерідко серйозно пошкоджується. В таких випадках часто найкращим виходом стає застосування донорської шкіри. У разі її відсутності використовується замітник (штучна шкіра, ксеношкіра).

© ННЦ «Інститут метрології», 2024

Ксеношкіру часто роблять зі шкіри свині. При виробництві зрізують шар свинячої шкіри завтовшки 0,3–0,5 мм, його консервують в азоті, висушують і фасують у стерильні пакети по 100–300 см². Шкіра у такому пакеті може зберігатися до трьох років. Ксеношкіру перед використанням розмочують у фізіологічному розчині або антисептику, накладають на рану і фіксують спеціальними пов'язками. Через один-два тижні ксеношкіра на рані підсихає і відпадає. Замість неї утворюється звичайна шкіра. Під ксеношкірою не утворюється нагноєння. Це покращує загоєння опіків та великих ран. Застосовувати її доцільно, коли уражено понад 50% шкіри потерпілого [1–8].

Однією з важливих функцій покриву шкіри є терморегуляція організму. Тому цю роботу проведено з метою створення методики вимірювання теплофізичних параметрів штучної шкіри, яка застосовується в медицині. Описано процес вимірювання теплофізичних параметрів штучної шкіри, яка використовується при лікуванні ран і опіків, та методику математичної обробки одержаних результатів.

Вимірювання та обробка результатів

Об'єктом дослідження служив ксеноімплантант із ліофілізованої свинячої шкіри виробництва ПП “КОМБУСТИЛІОГ”, м. Тернопіль, Україна (Liophilized pig skin xenografts, SV “COMBUSTILIOG”, Ternopil, Ukraine).

Для досліджень було виготовлено зразок із шести плоских пластин штучної шкіри розмірами 50×50 мм і товщиною 0,3 мм кожна, які були щільно притиснуті одна до одної. Між ними й на зовнішній поверхні першої пластини розташовані термопари мідь-константан із тонких дротинок

для вимірювання температури. Поверхня першої пластини покрита мідною фольгою товщиною 50 мкм. Діаметр дротинки у термопарах не перевищував 0,1 мм, тому суттєвого впливу на тепловий режим зразка вони не давали.

Зразок нагрівався випромінюванням лампи розжарювання. Падаюче випромінювання поглиналося в тонкому поверхневому шарі – мідній фользі товщиною 50 мкм, далі тепло поширювалося завдяки теплопровідності ксеношкіри. Потужність випромінювання, яке потрапляло на зразок, була 3,4 Вт. Воно вимірювалося тепловим вимірювачем фірми Ophir-Spiricon TS2 з похибкою, яка не перевищувала 5%. Середня інтенсивність випромінювання, що падало на зразок, становила 1360 Вт/м². Поверхню фольги було вкрито шаром сажі з поглинанням 0,95–0,96, тому інтенсивність, яка поглиналася, становила 1300 Вт/см².

Сигнали з термопар подавалися на вхід аналого-цифрового перетворювача і в цифровому вигляді вводилися в комп'ютер. Первинна обробка сигналів проводилася за допомогою програми “PowerGraph”, для остаточної обробки використовувалася програма MATHCAD.

На рис. 1 показано, як змінюється температура на різній глибині зразка при нагріванні зовнішнього шару випромінюванням лампи.

Нагрівання починається в момент $t = 21$ с і закінчується при $t = 200$ с. Числа на графіку від 1 до 6 вказують номери термопар і відстань від поверхні, яка нагрівається випромінюванням лампи. Видно, що при проникненні тепла в шкіру нагрівання починається пізніше, а температура нагрівання менша, ніж на поверхні. Процес встановлення температури до стаціонарного значення триває приблизно 200 секунд.

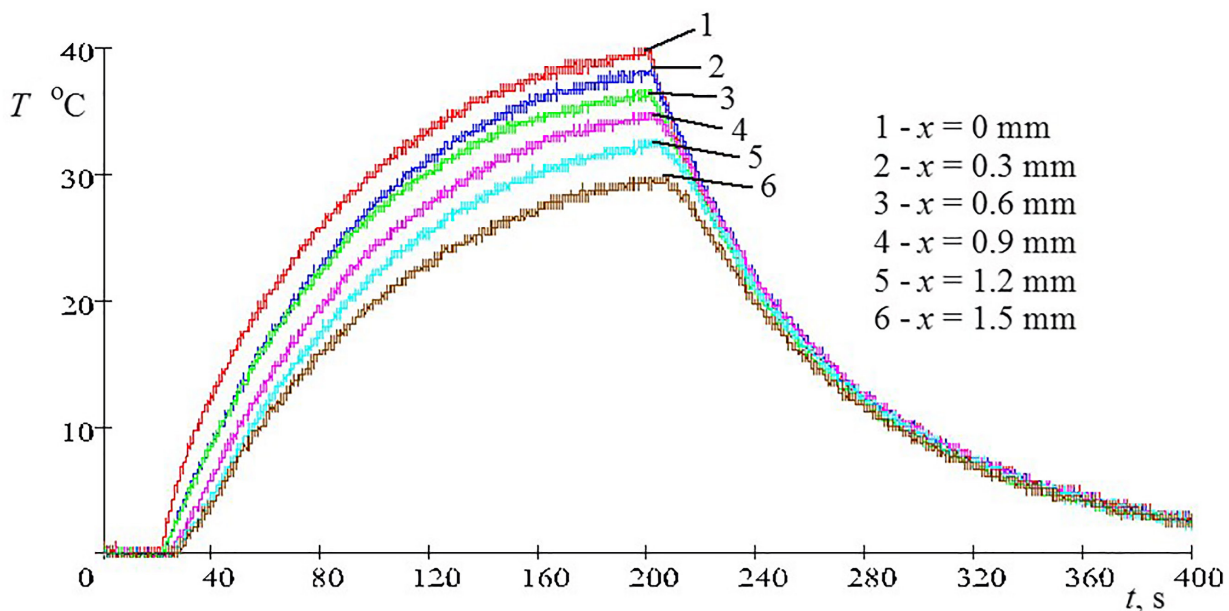


Рис. 1. Хід нагрівання й охолодження зразка випромінюванням лампи

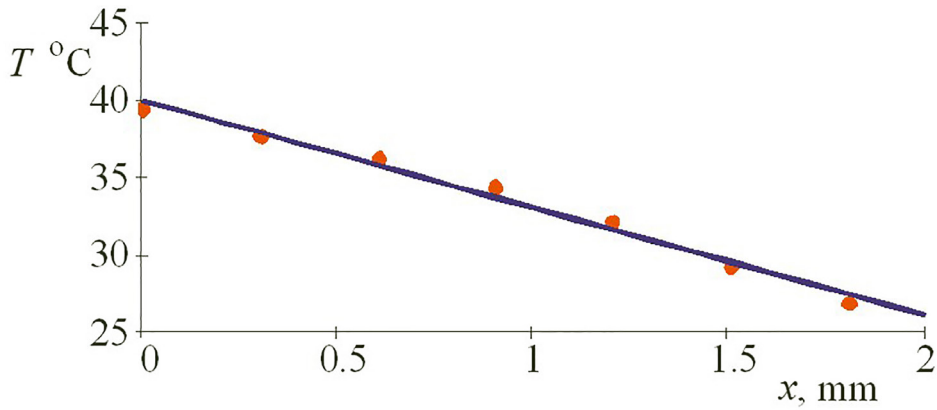


Рис. 2. Розподіл температури по товщині зразка

На основі цих даних були знайдені значення температури в місцях розташування термопар, коли процес її встановлення закінчився. Її значення показані на рис. 2 точками.

Було знайдено значення коефіцієнта теплопровідності ксеношкіри – один із її важливих теплофізичних параметрів. Метод його визначення полягає в наступному. Було розв’язано зворотну задачу теплопровідності. Рівняння, яке описує розподіл температури в стаціонарному режимі по товщині зразка, виглядає так [9, 10]:

$$\frac{d^2T(x)}{dx^2} = 0. \quad (1)$$

Граничні умови враховують нагрівання зразка випромінюванням та віддачу тепла з двох поверхонь у зовнішнє середовище:

$$k \frac{dT(0)}{dx} = -I_0 + \alpha T(0), \quad k \frac{dT(l)}{dx} = -\alpha T(l). \quad (2)$$

Тут I_0 – інтенсивність випромінювання, k – коефіцієнт теплопровідності, α – коефіцієнт теплообміну із зовнішнім середовищем, l – товщина зразка.

Розв’язання цього рівняння виглядає так:

$$T(x) = \frac{I_0 [k + \alpha(l - x)]}{\alpha(2k + \alpha l)}. \quad (3)$$

Це пряма лінія з рівнянням $T(x) = a_0 + a_1 \cdot x$. Її параметри були знайдені методом найменших квадратів:

$$a_0 = 39,36 \text{ }^\circ\text{C}, \quad a_1 = -7105 \text{ град/м.}$$

Оцінку похибки визначення цих коефіцієнтів і кількість вірних цифр було зроблено за методикою визначення похибок параметрів апроксимації результатів прямою лінією в методі найменших квадратів [11]:

$$\Delta a_1 = t(P, N-1) S \frac{1}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (X_n - X_{cp})^2}},$$

$$\Delta a_0 = t(P, N-1) S \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N X_n^2}{N \sum_{n=1}^N (X_n - X_{cp})^2}},$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [Y_n - (a_0 + a_1 X_n)]^2}{N-2}}.$$

Тут $t(P, N-1)$ – коефіцієнт Стюдента при довірчій імовірності P і числі вимірювань N .

Застосування цих формул дає такі значення параметрів прямої та їх похибок:

$$a_0 = 39 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}, \quad a_1 = -7,1 \cdot 10^3 \pm 1,2 \cdot 10^3 \text{ град/м.}$$

Тобто відносні похибки становлять 3% і 17% відповідно.

З формули (3) випливає, що

$$a_0 = \frac{I_0 (k + \alpha l)}{\alpha (2k + \alpha l)}, \quad a_1 = -\frac{I_0}{\alpha (2k + \alpha l)}. \quad (4)$$

Це система з двох рівнянь із двома невідомими k і α . Значення інтенсивності випромінювання лампи відоме – $I_0 = 1300 \text{ Вт/м}^2$. Розв’язання системи за допомогою програми MATHCAD дає:

$$k = 0,077 \text{ Вт/(м}\cdot\text{град)}, \quad \alpha = 19,10 \text{ Вт/(м}^2\cdot\text{град)}.$$

Оцінку похибок визначення цих величин проведено за правилами оцінки похибок результатів непрямих вимірювань, застосувавши їх до формул (4) [12, 13]

$$\Delta a_0 = \sqrt{\left(\frac{\partial a_0}{\partial k} \Delta k\right)^2 + \left(\frac{\partial a_0}{\partial \alpha} \Delta \alpha\right)^2}$$

$$\Delta a_1 = \sqrt{\left(\frac{\partial a_1}{\partial k} \Delta k\right)^2 + \left(\frac{\partial a_1}{\partial \alpha} \Delta \alpha\right)^2}.$$

Це система двох рівнянь із двома невідомими Δk і $\Delta \alpha$. Розв'язання її дає: $\Delta k = 0,015$, $\Delta \alpha = 0,239$, отже, результати вимірювань запишуться так:

$$k = 0,08 \pm 0,02 \text{ Вт/(м·град)},$$

$$\alpha = 19,1 \pm 0,2 \text{ Вт/(м}^2\text{·град)}.$$

Похибка вимірювання коефіцієнта теплопровідності велика – 25%. Це недолік описаного методу. Але перевага методу в тому, що він дає можливість виміряти цілий комплекс теплових параметрів шкіри.

Коефіцієнт теплопровідності штучної шкіри значно менший, ніж у шкіри людини (близько 0,5 Вт/(м·град)). Пояснюється це тим, що теплопровідність шкіри людини визначається, в основному, теплопровідністю крові в судинах, які пронизують шкіру, а досліджуваний зразок – сухий.

Вимірювання було повторено зі зразком, розмоченим у воді. Було одержано значення коефіцієнта теплопровідності $k = 0,13 \text{ Вт/(м·град)}$. Це в 2 рази більше, ніж для сухої ксеношкіри, але все-таки значно менше, ніж для шкіри людини. Це необхідно враховувати при застосуванні ксеношкіри.

Коефіцієнт теплопровідності характеризує розподіл температури в стаціонарному режимі. Інший параметр – температуропровідність $a = \frac{k}{c\rho}$ (де k – коефіцієнт теплопровідності, c – питома теплоємність, ρ – густина), описує швидкість поширення тепла. Відстань x , на яку поширюється тепло за час t , описується формулою [9, 10]:

$$x = \sqrt{at}.$$

Для визначення коефіцієнта температуропровідності було зроблено аналіз графіка нагрівання

поверхні шкіри на рис. 1. Температура там зростає за експоненціальним законом

$$T(t) = T_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right), \quad (5)$$

де T_0 – стаціонарна температура, τ – теплова стала часу.

На рис. 3 показані хід нагрівання поверхні зразка випромінюванням (крива 1, взята з рис. 1) і крива 2, яка описується рівнянням (5) при $T_0 = 47^\circ$ та $\tau = 60 \text{ с}$. З теорії теплопровідності [9, 10] відомо, що для пластини

$$\tau = \frac{c\rho l}{2\alpha}.$$

З цього співвідношення можна знайти величину об'ємної теплоємності ксеношкіри:

$$c\rho = \frac{2\alpha\tau}{l} = 1,15 \cdot 10^6 \text{ Дж/(м}^3\text{·град)}$$

і значення температуропровідності:

$$a = \frac{k}{c\rho} = 5,92 \cdot 10^{-8} \text{ м}^2\text{/с}.$$

Оцінка відносних похибок цих величин дає такі значення:

$$\frac{\Delta(c\rho)}{c\rho} = 12\%, \quad \frac{\Delta a}{a} = 20\%.$$

Значення $c\rho$ для ксеношкіри приблизно таке саме, як і для шкіри людини. Але оскільки теплопровідність ксеношкіри значно менша, то температуропровідність її у 20 разів менша, ніж у шкіри людини. Це теж необхідно враховувати при використанні ксеношкіри.

Отримані дані про теплофізичні параметри ксеношкіри дозволяють побудувати математичну модель теплових процесів у ній. Хорошою математичною моделлю в цьому разі є процес нагрівання випромінюванням плоскопаралельної пластини.

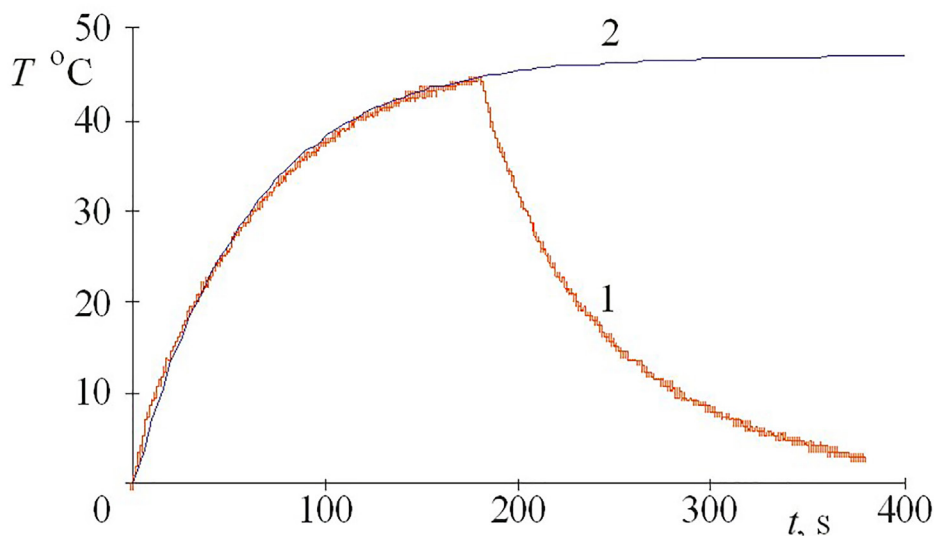


Рис. 3. Хід нагрівання поверхні зразка: 1 – експеримент, 2 – апроксимуюча крива

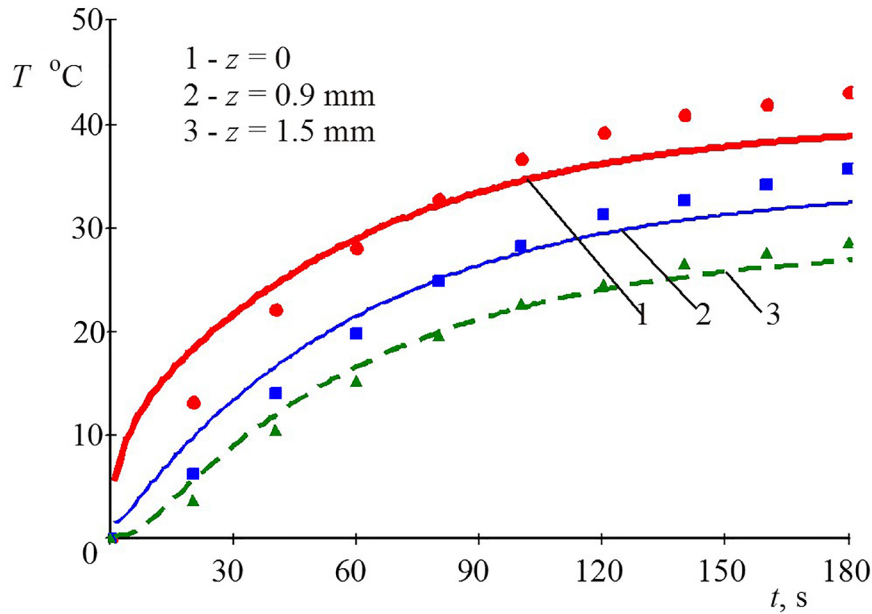


Рис. 4. Математична модель процесу нагрівання ксеношкіри випромінюванням

На плоскопаралельну пластину перпендикулярно до її поверхні падає потік випромінювання інтенсивністю I_0 і повністю поглинається в нескінченно тонкому поверхневому шарі. Виберемо систему координат, у якій вісь z збігається із напрямом поширення випромінювання. Нагріта поверхня пластини розташована при $z = 0$, тильна поверхня – при $z = l$. На поверхнях пластини відбувається теплообмін із навколишнім середовищем. Рівняння теплопровідності, початкові та граничні умови виглядають так:

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 T(x,t)}{\partial x^2} - \frac{1}{a} \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} &= 0, \\ k \frac{\partial T(0,t)}{\partial x} &= -I_0 + \alpha T(0,t), \\ k \frac{\partial T(l,t)}{\partial x} &= -\alpha T(l,t), \\ T(x,0) &= 0. \end{aligned} \quad (6)$$

Розв'язання рівняння (6) має такий вигляд [14]:

$$T(x,t) = \frac{I_0}{2\alpha} \left[\frac{1 + Bi \left(1 - \frac{x}{l}\right)}{1 + \frac{Bi}{2}} - 4Bi \sum_{n=1}^{\infty} b_n(x) e^{-\frac{t}{\tau_n}} \right], \quad (7)$$

де

$$b_n(x) = \frac{Bi \sin \frac{\mu_n x}{l} + \mu_n \cos \frac{\mu_n x}{l}}{\mu_n (\mu_n^2 + Bi^2 + 2Bi)}, \quad \tau_n = \frac{l^2}{\mu_n^2 a} - \text{стали часу,}$$

$$Bi = \frac{\alpha l}{k} - \text{критерій Біо,}$$

$$\mu_n = \begin{cases} \sqrt{Bi} & \text{при } n=1 \\ (n-1)\pi + \frac{2Bi}{(n-1)\pi} & \text{при } n=2,3,4 \dots \end{cases}$$

На рис. 4 суцільними лініями показані результати розрахунків процесу нагрівання зразка оптичним випромінюванням за формулою (7). Точками показано результати вимірювання температури. Видно, що збіг результатів задовільний. Отже, запропонованою математичною моделлю можна скористатися на практиці.

Висновки

1. Запропоновано метод вимірювання теплофізичних параметрів штучної шкіри, який базується на комп'ютерному аналізі процесу нагрівання шкіри оптичним випромінюванням.

2. Виміряні теплопровідність, температуропровідність, об'ємна теплоємність, коефіцієнт теплообміну із зовнішнім середовищем зразка штучної шкіри. Теплопровідність та температуропровідність штучної шкіри значно менші, ніж у шкіри людини, що треба враховувати при її застосуванні.

3. Запропоновано математичну модель, яка описує теплові процеси в штучній шкірі.

4. Метод може бути використано також при аналізі теплових процесів в інших біологічних процесах, наприклад, у таких, які протікають у різних живих організмах.

Measurement of thermophysical parameters of artificial skin

M. Kokodii¹, V. Timanyuk², A. Natarova³, I. Zhovtonizhko¹, D. Natarov⁴

¹ Karazin Kharkiv National University, Svobody Sq., 4, 61022, Kharkiv, Ukraine
kokodiyng@gmail.com

² National University of Pharmacy, H. Skovorody Str., 53, 61002, Kharkiv, Ukraine

³ Ivan Kozhedub Kharkiv National Air Force University, Sumska Str., 77/79, 61023, Kharkiv, Ukraine
anastasii.natarova@gmail.com

⁴ O.Ya. Usikov Institute for Radiophysics and Electronics NAS of Ukraine, Ak. Proskury Str., 12, 61085, Kharkiv, Ukraine

Abstract

Computer methods for process research and methods for processing the measurement results of the parameters of these processes are widely used in biology and medicine. Therefore, the problem of automation of biophysical measurements and computer processing of the results of such experiments is relevant.

In the treatment of wounds and burns with a large surface area of tissue damage, medicine has to resort to artificial skin. A procedure for studying thermal processes in artificial skin and measuring its thermophysical parameters was developed. The measurement process was described. The thermophysical parameters of the artificial skin samples used in medicine for the treatment of wounds and burns were determined.

The samples of the artificial skin used were made in Ukraine. Each sample was made from six layers of skin. To control the temperature distribution in the sample between the skin adjacent layers and on the surface of the sample, thermocouples were placed. The surface of the sample was heated with an incandescent lamp. The thermocouple signals were sent to an analog-to-digital converter (ADC), amplified, and digitally transmitted to a computer. Processing was carried out using the ADC software and the MATHCAD program. A mathematical model was obtained. For this purpose, a differential equation describing thermal processes in the sample was solved. The found temperature distribution function and its changes over time are in a good agreement with experimental data. The analysis of the function allows finding the thermal conductivity coefficient of artificial skin, its volume heat capacity, thermal diffusivity coefficient, and heat exchange coefficient with the external environment.

The proposed method of measuring and processing experimental data makes it possible to detect main thermophysical parameters of artificial skin. Based on these results, a theoretical model was obtained that well describes the course of thermal processes in artificial skin, which makes it possible to predict the course of these processes.

Such method is based on heating the skin with optical radiation. The thermal conductivity and thermal diffusivity of artificial skin are significantly less than such parameters of human skin, which should be considered when using it.

Keywords: artificial skin; measurement; thermal conductivity; volume heat capacity; thermal diffusivity; heat transfer; mathematical modelling.

Список літератури

1. Коваленко О.М. Сучасні ранові покриття (огляд). *Сучасні медичні технології*. 2010. № 4. С. 88–97.
2. Гуда Н.В., Цимбалюк А.В., Кирик О.О. Використання подрібненого субстрату ліофілизованого ксенодермоімплантата для місцевого лікування опікових хворих з інфікованими ранами III–IV ступенів. *Шпитальна хірургія*. 2013. № 1. С. 81–84. doi: <https://doi.org/10.11603/1681-2778.2013.1.1631>
3. Погорелов М.В., Корнієнко В.В., Ткаченко Ю.А., Олешко О.М. Матеріали для лікування дефектів шкіри: перспективи застосування похідних хітозану (огляд літератури). *Журнал клінічних та експериментальних медичних досліджень*. 2013. Т. 1. № 3. С. 275–284.
4. Бодяка В.Ю., Івашук О.І., Власов В.В., Гринчук О.П., Гнатюк М.Г. Патоморфологічне обґрунтування застосування ліофілизованого ксеноімплантата із шкіри свині для захисту країв рани черевної стінки в експерименті. *Клінічна анатомія та оперативна хірургія*. 2013. Т. 12. № 1. С. 7–11.
5. Potekaeв A., Frigo N., Petersen E. Artificial skin: types and applications. *Klinicheskaya dermatologiya i venerologiya*, 2017, vol. 16(6):7. doi: 10.17116/klinderma20171667-15
6. Kovalenko O.M. A modern approach to the treatment of burns. *INFUSION & CHEMOTHERAPY*, 2020, no. 3.2. doi: <https://doi.org/10.32902/2663-0338-2020-3.2-147-148>
7. Запорожан С.Й., Покришко О.В., Тузюк Н.В. Мікробіологічне обґрунтування використання ксенотрансплантантів, насичених

- нанокристаллами срібла, для лікування опікових ран. *Науковий вісник Ужгородського університету. Серія “Медицина”*. 2022. № 1 (63).
8. Тузюк Н.В. Оптимізація лікування опікових ран з використанням ксенодермоімплантів, насичених нанокристаллами срібла: дис. ... д-ра філософії. Тернопіль, 2022. URL: <https://repository.tdmu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/17573/%d0%94%d0%b8%d1%81%d0%b5%d1%80%d1%82%d0%b0%d1%86%d1%96%d1%8f%20%20%d0%a2%d1%83%d0%b7%d1%8e%d0%ba%20%d0%9d.%d0%92.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
 9. Carslow H.S., Jaeger J.C. Conduction of Heat in Solids. Oxford, 1962. 510 p.
 10. Гільчук А.В., Халатов А.А. Теорія теплопровідності. Частина 1 [Електронний ресурс]: навчальний посібник. Київ, 2017. 86 с. URL: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/21422>
 11. Squires G.L. Practical Physics. London, McGraw-Hill, 1968. 240 p.
 12. Сусь Б.А., Лад А.І. Фізичні вимірювання і обробка їх результатів. Київ: ВІТІ, 2017. 39 с.
 13. ДСТУ 2681-94. Державна система забезпечення єдності вимірювань. Метрологія. Терміни та визначення.
 14. Кокодій Н.Г., Свич В.А., Тиманюк В.А. и др. Прямые и обратные задачи теплопередачи в лазерной технике и метрологии: монография. Харьков: ХНУ імені В.Н. Каразіна, 2012. 240 с.
- References**
1. Kovalenko O.M. Suchasni ranovi pokryttya (ohlyad) [Modern wound dressings (overview)]. *Modern medical technology*, 2010, no. 4, pp. 88–97 (in Ukrainian).
 2. Huda N.V., Tymbalyuk A.V., Kyryk O.O. Vykorystannya podribnenoho substratu liofilizovanoho ksenodermoimplantata dlya mistsevoho likuvannya opikovykh khvorykh z infikovanyu ranamy III–IV stupeniv [Usage of the morselized substrate of liophilized xenocraft for local treatment of the III–IV stage infected burn wounds]. *Hospital Surgery*, 2013, no. 1, pp. 81–84 (in Ukrainian). doi: <https://doi.org/10.11603/1681-2778.2013.1.1631>
 3. Pohorielov M.V., Kornienko V.V., Tkachenko Yu.A., Oleshko O.M. Materialy dlya likuvannya defektiv shkiry: perspektyvy zastosuvannya pohidnyh hitozanu (ohlyad literatury) [Materials to the skin defects: chitozan derivatives and perspectives for their application (literature review)]. *Journal of Clinical and Experimental Medical Research*, 2013, vol. 1, no. 3, pp. 275–284 (in Ukrainian).
 4. Bodyaka V.Y., Ivashchuk O.I., Vlasov V.V., Hrynychuk O.P., Hnatyuk M.H. Patomorfologichne obhruntuvannya zastosuvannya liofilizovanoho ksenoimplantata iz shkiry svyni dlya zakhystu krayiv rany cherevnoyi stinky v eksperymenti [Pathomorphological justification of the use of a lyophilized xenoinplant from pig skin to protect the edges of the wound of the abdominal wall in experiment]. *Clinical Anatomy and Operative Surgery*, 2013, vol. 12, no. 1, pp. 7–11 (in Ukrainian).
 5. Potekaev A., Frigo N., Petersen E. Artificial skin: types and applications. *Klinicheskaya dermatologiya i venerologiya*, 2017, vol. 16(6):7. doi: 10.17116/kinderma20171667-15
 6. Kovalenko O.M. A modern approach to the treatment of burns. *INFUSION & CHEMOTHERAPY*, 2020, no. 3.2. doi: <https://doi.org/10.32902/2663-0338-2020-3.2-147-148>
 7. Zaporozhan S.Y., Pokryshko O.V., Tuzyuk N.V. Mikrobiologichne obgruntuvannya vykorystannya ksenotransplantativ, nasychenykh nanokrystalamy sribla, dlya likuvannya opikovykh ran [Microbiological justification of the use of xenotransplants saturated with silver nanocrystals for the treatment of burn wounds]. *Scientific Bulletin of the Uzhhorod University. Series “Medicine”*, 2022, no. 1 (63) (in Ukrainian).
 8. Tuzyuk N.V. Optymizatsiya likuvannya opikovykh ran z vykorystannyam ksenodermoimplantativ, nasychenykh nanokrystalamy sribla [Optimization of the treatment of burn wounds using xenoderm implants saturated with silver nanocrystals]: PhD diss. Ternopil, 2022 (in Ukrainian). Available at: <https://repository.tdmu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/17573/%d0%94%d0%b8%d1%81%d0%b5%d1%80%d1%82%d0%b0%d1%86%d1%96%d1%8f%20%20%d0%a2%d1%83%d0%b7%d1%8e%d0%ba%20%d0%9d.%d0%92.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
 9. Carslow H.S., Jaeger J.C. Conduction of Heat in Solids. Oxford, 1962. 510 p.
 10. Hilchuk A.V., Khalatov A.A. Teoriya teploprovodnosti. Chastyna 1: navchalnyi posibnyk [Theory of thermal conductivity. Part 1: training manual]. Kyiv, 2017. 86 p. (in Ukrainian). Available at: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/21422>
 11. Squires G.L. Practical Physics. London, McGraw-Hill, 1968. 240 p.
 12. Sus B.A., Lad A.I. Fizychni vymiryuvannya i obrobka yikh rezultativ [Physical measuring and results proceeding]. Kyiv, 2017. 39 p. (in Ukrainian).
 13. DSTU 2681-94. The state system of ensuring the unity of measurements. Metrology, Terms and definitions (in Ukrainian).
 14. Kokodiy N.G., Svich V.A., Timanyuk V.A. i dr. Pryamyie i obratnyie zadachi teploperedachi v lazernoy tehnikе i metrologii: monografiya [Direct and inverse problems of heat transfer in laser technology and metrology: monograph]. Kharkiv, 2012, 240 p.