

ЕЛЕКТРОНІКА, РАДІОТЕХНІКА ТА ЗАСОБИ ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

УДК 57.023

В.Й. Котовський

ДОСЛІДЖЕННЯ ПОВЕРХНЕВИХ ПРОЦЕСІВ ТЕПЛОПЕРЕНОСУ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ ЗА ДОПОМОГОЮ ТЕРМОГРАФІЧНОГО МЕТОДУ

Вступ

Внаслідок екзотермічних біохімічних реакцій, що відбуваються в процесі метаболізму, у клітинах і тканинах біологічних об'єктів (БО) виробляється тепла енергія, що розподіляється всередині організму. Це дає підставу стверджувати, що при зміні швидкості протікання цих процесів в організмі буде змінюватися й кількість виділюваної теплової енергії.

Як показують дослідження й експериментальна практика [1,2], у нормальному і патологічному станах підтримання постійної температури окремих тканин БО, в яких виділяється додаткова тепла енергія, здійснюється за рахунок відводу надлишкового тепла від таких ділянок.

Зважаючи на те, що фізіологічною основою термографії є збільшення інтенсивності інфрачервоного (ІЧ) випромінювання над патологічною зоною (у зв'язку з підсиленням у ній кровопостачання і метаболічних процесів) або зменшення його інтенсивності в зонах зі зниженим регіональним кровоплином і відповідними змінами в тканинах і органах, цей метод може розглядатися як перспективний при дослідженні фізичного стану БО. Найважливішою властивістю цього методу є можливість неінвазивного визначення миттєвого розподілу теплового поля на будь-якій поверхні тіла за допомогою термографа, який таким чином стає невід'ємною складовою дослідницько-діагностичного комплексу.

Постановка задачі

З огляду на актуальну задачу наукових досліджень, яка полягає у виявленні кореляції газообмінних процесів у тканинах БО з процесами теплоутворення та терморегулювання, де показником теплопродукції є споживання O_2 і видалення CO_2 , пряме вимірювання цих параметрів та розуміння, яку інформацію про фізіологічний стан організму дає спостереження просторово-часових ІЧ-зображень поверхні ті-

ла, може істотно доповнити діагностичне трактування при аналізі ІЧ-зображень БО.

Дана стаття є продовженням досліджень [3], пов'язаних із вивченням функціонального стану БО при порушеннях кровоплину, за допомогою визначення місця його порушення неінвазивними засобами діагностики.

Наступним етапом досліджень є розробка методики визначення ефективних теплових параметрів організму (теплопровідності, теплоємності) за допомогою ІЧ-термографії.

Теоретичні передумови

Важливими термографічними критеріями діагностики патологічних змін БО є: подібність і симетричність теплового портрета БО, характер розподілу температури, відсутність ділянок аномальної гіпертермії. У нормі термографічна картина на поверхні тіла БО характеризується симетричним рисунком щодо середньої лінії [4].

Розподіл і інтенсивність теплового випромінювання в нормі визначаються особливістю фізіологічних процесів, що відбуваються в організмі. Різні патологічні стани характеризуються наявністю температурного градієнта між зоною підвищеного або зниженого випромінювання, що відображується на термограмі [5].

Всі ці загальні й місцеві механізми теплопереносу впливають на фізичні і фізіологічні фактори, що зумовлюють особливості теплового випромінювання шкірного покриву, а отже, і характер тепловізійної картини як складової діагностичної інформації, інтерпретація якої викликає певні труднощі. Крім особливостей кровопостачання, на характер термограми впливають також конституційні особливості, кількість підшкірно-жирової клітковини та ін. [6]. Виділити яку-небудь норму в кількісній оцінці термограм практично неможливо. Оцінка має проводитися індивідуально, але із врахуванням єдиних якісних ознак для окремих ділянок шкірного покриву БО [5].

Методика визначення коефіцієнта теплопровідності

У процесі досліджень вплив джерела тепла на поверхневий шар тіла БО має бути помірним, щоб не завдавати шкоди тканинам. Саме тому нами було вибрано методику, що базується на вивченні процесів теплопереносу від короткодючого точкового джерела в поверхневому шарі шкірного покриву БО.

Здійснювався контакт поверхні тіла на короткий час з тонким металевим стрижнем, розігрітим до температури $\sim 50^\circ\text{C}$. На рис. 1, *a* зображено місце поверхні шкірного покриву (ШП) – тильний бік долоні лівої руки – після дії точкового джерела тепла та проміжний результат вимірювань у вигляді відповідного термопрофілю (рис. 1, *б*).

Дослідження проводились за допомогою термографа ThermoCAM E300, який фіксував розподіл теплового поля в околі розігрітої ділянки та його часову релаксацію.

Було зроблено по п'ять вимірювань з інтервалом у 6 с для варіанта без навантаження, коли кровоплин не порушений, та з навантаженням, коли кровоплин штучно порушувався перетином верхньої лівої кінцівки в області плеча за допомогою пневмоманжети (джгута).

Таким чином, основними вхідними даними задачі були графіки розподілу температури в різні моменти часу, що наведені на рис. 2. Коефіцієнт теплопереносу визначався з розрахунку фізичної моделі теплопереносу на підставі цих графіків.

Обробка результатів досліджень виконана в програмі Office Excel.

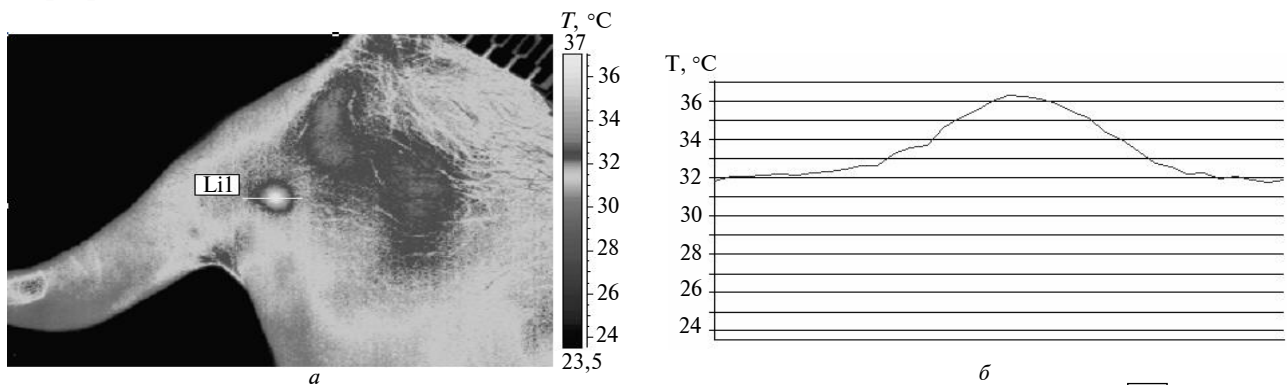


Рис. 1. Поверхня шкірного покриву після дії точкового джерела тепла (*a*) та відповідний термопрофіль (*б*); LiI – місце дотику точкового джерела тепла; $T_{\min} = 31,7^\circ\text{C}$; $T_{\max} = 36,3^\circ\text{C}$

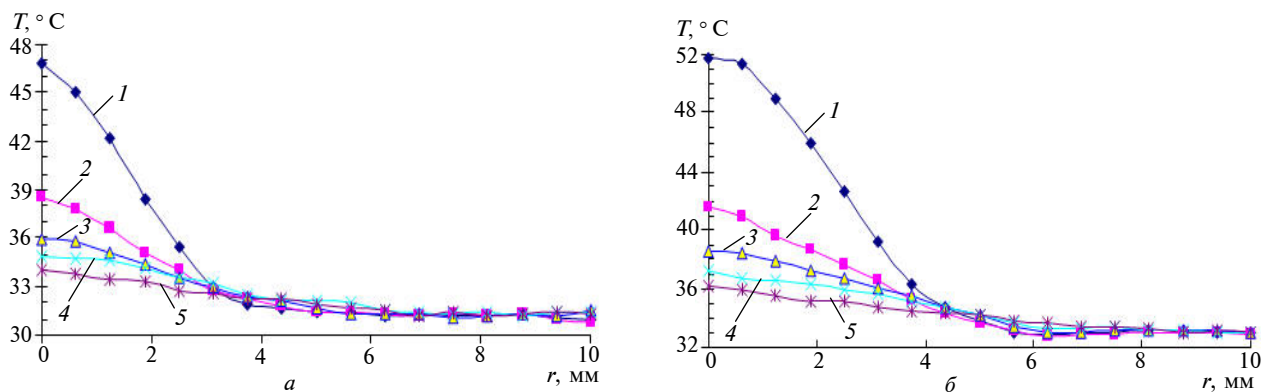


Рис. 2. Експериментальні графіки (1–5) розподілу температури на поверхні тіла в різні моменти часу: *a* – до поршення кровоплину; *б* – після порушенням кровоплину

Фізична модель процесів теплопереносу в межах експерименту

Механізм теплопереносу в БО умовно можна подати в такий спосіб: теплова енергія від джерела тепла (ДТ), яким є м'язові тканини, в процесі теплопереносу передається в навколишнє середовище (НС) через шкірний покрив, що безпосередньо перебуває з ним у контакті.

Спрощену фізичну модель механізму теплопереносу в БО можна зобразити у вигляді двошарової структури (рис. 3). При проходженні тепла через шари, що відрізняються один від одного, температурний профіль буде визначатися товщиною кожного шару і його теплопровідністю.

Введемо такі обмеження:

- шари принципово відрізняються за фізичною структурою;
- поверхневий шар безпосередньо контактує з ДТ;
- ДТ має нескінченну теплоємність c_i і високу теплопровідність;
- температура всередині ДТ постійна, за винятком зони, розташованої поблизу шарової структури;

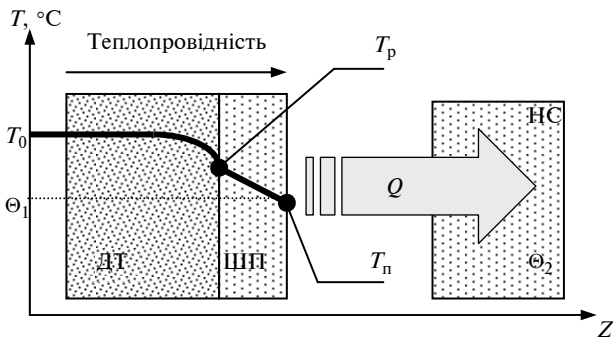


Рис. 3. Фізична модель механізму теплопереносу БО: T_p – температура на границі розділу шарів; Θ_1 – температура поверхневого шару ШП; Θ_2 – температура НС, віддалена від об’єкта дослідження; T_n – температура поверхні БО; Q – потік теплової енергії від БО при $\Theta_1 > \Theta_2$

- тепло від шару до шару передається через механізм теплопровідності;
- швидкість спаду температури всередині шару визначається його тепловими властивостями;
- поверхневий шар віддає тепло в НС за допомогою ІЧ-випромінювання та теплообміну з НС.

Таким чином, механізм теплопереносу в найтривіальнішому випадку містить у собі джерело тепла, яким може бути будь-яка тканина БО, де відбуваються екзотермічні процеси і теплоносій, у завдання якого входить перенос теплової енергії від ДТ до ШП.

Найбільш універсальним теплоносієм (ТН) є кров, оскільки вона має велику активну масу й постійно циркулює в організмі, тобто в повному обсязі проходить через серце, судини й легені.

Якщо розглядати окрему ділянку тканини БО із кровоносною судиною, то збільшення маси крові може бути пов’язане із збільшенням її об’єму на одиницю довжини судини і, звичайно, із збільшенням діаметра судини [7].

Передача теплової енергії від ДТ до ШП визначається градієнтом температури і ефективним коефіцієнтом теплопровідності, який істотно залежить від інтенсивності кровообігу.

Для визначення ефективного коефіцієнта теплопровідності було змодельовано ситуацію, коли зона дії теплового джерела становила кілька міліметрів. Вибрано модель точкового джерела тепла, що діє на межі двох напівнескінчених контактуючих середовищ (див. рис. 3) з певними тепловими параметрами, а саме: c_i – теплоємність i -го середовища; ρ_i – густина середовища; k_i – коефіцієнт теплопровідності.

Роль першого середовища відіграє ділянка поверхні тіла БО (див. рис. 1), а другим середовищем є НС (повітря навколо об’єкта дослідження).

Динаміка розподілу температури визначається розв’язанням крайової задачі теплопровідності [8], яку можна сформулювати таким чином:

$$\frac{\partial T_i}{\partial t} = a_i^2 \Delta T_i + D\tau \cdot \delta(\mathbf{r})\delta(t/\tau),$$

$$T_1 = \Theta_{1z \rightarrow -\infty},$$

$$T_2 = \Theta_{2z \rightarrow \infty},$$

(1)

$$T_1 = T_{2z=0} = T_n,$$

$$k_1 \frac{\partial T_1}{\partial z} = k_2 \frac{\partial T_2}{\partial z} \Big|_{z=0},$$

де $a_i^2 = k_i / c_i \rho_i$; $\Delta = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$ – оператор

Лапласа; $\delta(\mathbf{r})$ – дельта-функція Дірака; D – деякий коефіцієнт, що характеризує інтенсивність точкового короткодійного джерела тепла; τ – термін дії джерела тепла; $T_1(r)$ – розподіл температури всередині тіла БО; $T_2(r)$ – розподіл температури іззовні тіла БО; Θ_1 – температура поверхневого шару до початку досліджень; Θ_2 – температура навколишнього середовища.

Остання гранична умова задовольняє неперервності нормальної складової теплового потоку на межі двох середовищ.

Якщо вважати, що коефіцієнт теплопровідності повітря набагато менший за коефіцієнт теплопровідності тіла, то процесом перерозподілу тепла в повітрі можна знехтувати і вважати, що іззовні температура змінюється від T_1 до Θ_2 в дуже тонкому шарі. Тому задачу можна спростити, розглядаючи лише процеси переносу тепла в теплоізованому іззовні тілі. При цьому задача зводиться до такої:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a^2 \Delta T + D\tau \delta(\mathbf{r})\delta(t/\tau),$$

$$T = \Theta_{z \rightarrow -\infty},$$

(2)

$$\frac{\partial T}{\partial z} = 0_{z=0}.$$

Розв’язком цієї задачі в напівпросторі $z > 0$ є функція

$$T(t, r) = \Theta + \frac{D}{2\pi a^2} \frac{\exp(-r^2/4a^2t)}{t^{3/2}}. \quad (3)$$

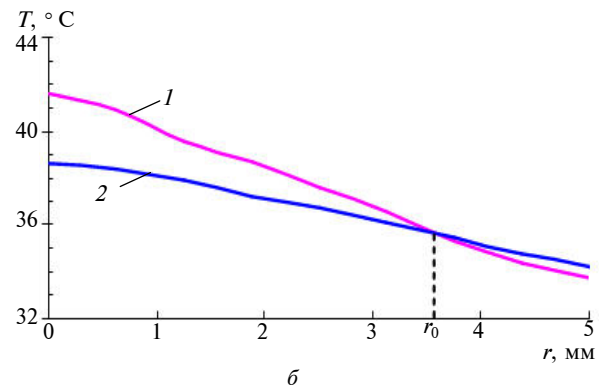
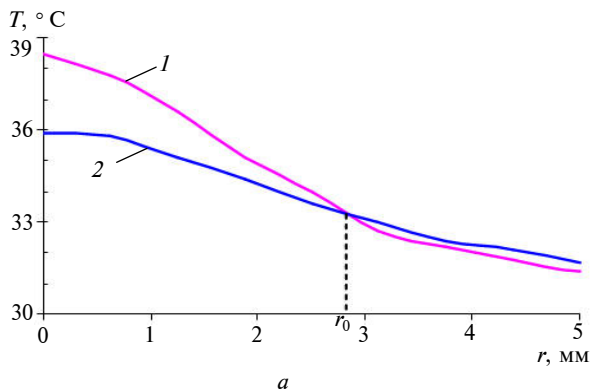


Рис. 4. Графіки (1, 2) розподілу температури: а – без навантаження (кровоплин не порушений), $r_0 = 2,8$ мм; б – з навантаженням (кровоплин порушений), $r_0 = 3,6$ мм

Для подальшого аналізу результатів досліджень достатньо проаналізувати хід двох кривих для кожного випадку (рис. 4).

Єдиним власним параметром тіла, що входить у формулу (3), є величина a . Таким чином, на підставі експериментальних кривих (див. рис. 2) необхідно визначити цю величину.

Певна складність полягає в тому, що завдяки існуючим режимам вимірювання не вдається напевне з'ясувати, в який момент часу після припинення дії точкового джерела відбувається зняття першої кривої, хоча всі наступні криві знімаються з інтервалом $\Delta t = 6$ с.

Невизначеним залишається також і параметр D . Проте спільний аналіз двох послідовних кривих (див. рис. 4) дає можливість досить легко знайти ці параметри.

Так, з рис. 4, a впливає, що перша і друга криві, зняті відповідно в моменти часу t та $t + \Delta t$, перетинаються в точці з координатою $r_0 = 0,28$ см. Тому на підставі співвідношення (3) можна записати

$$\left(\frac{t + \Delta t}{t}\right)^{3/2} = \exp\left(\frac{r_0^2}{4a^2}\left(\frac{1}{t + \Delta t} - \frac{1}{t}\right)\right). \quad (4)$$

Ліва частина співвідношення (4) легко визначається з аналізу експериментальних кривих у початку координат $r = 0$.

Дійсно, температура в центрі теплової плями в момент часу T становить

$$T(t, 0) = \Theta + \frac{D}{2\pi a^2} \frac{1}{t^{3/2}},$$

а у момент часу $t + \Delta t$

$$T(t + \Delta t, 0) = \Theta + \frac{D}{2\pi a^2} \frac{1}{(t + \Delta t)^{3/2}}.$$

З цих співвідношень і формули (3) випливає, що

$$\left(\frac{t + \Delta t}{t}\right)^{3/2} = \left(\frac{T(t, 0) - \Theta}{T(t + \Delta t, 0) - \Theta}\right). \quad (5)$$

Таким чином, співвідношення (5) повністю визначає час, що пройшов між тепловим контактом та першим виміром. Проте цей результат є лише проміжним етапом для подальших розрахунків. На його підставі, спираючись на формулу (4), знаходимо параметр a^2 :

$$a^2 = \frac{r_0^2}{4\Delta t} \left(\ln \left(\frac{T(t, 0) - \Theta}{T(t + \Delta t, 0) - \Theta} \right) \frac{t}{\Delta t} \left(\frac{t}{\Delta t} + 1 \right) \right)^{-1}, \quad (6)$$

або

$$a^2 = \frac{r_0^2}{4\Delta t} \ln \left(\frac{T(t, 0) - \Theta}{T(t + \Delta t, 0) - \Theta} \right) \times \left(\frac{T(t + \Delta t, 0) - \Theta}{T(t, 0) - \Theta} \right)^{2/3} \left(1 - \left(\frac{T(t + \Delta t, 0) - \Theta}{T(t, 0) - \Theta} \right)^{2/3} \right)^{-2}. \quad (7)$$

Результати досліджень

Співвідношення (7) разом із формулою (5) дають можливість визначати параметр процесу поширення тепла a^2 . Так, розрахунки цього параметра на підставі термографічних вимірювань розподілу тепла в тканинах досліджуваної ділянки тіла без навантаження, коли кровоплин не порушений (рис. 4, а), дають $a^2 \approx 7,4 \cdot 10^{-4} \text{ см}^2 / \text{с}$. При обмеженні кровоплину (рис. 4, б) розрахунки приводять до такого результату: $a^2 \approx 1,1 \cdot 10^{-3} \text{ см}^2 / \text{с}$.

Таким чином, при штучному обмеженні кровоплину відбувалося загальне підвищення температури майже на один градус. Цей результат виявляється досить несподіваним, адже при обмеженні кровоплину показник, що характеризує швидкість теплообмінних процесів, зростає.

Отриманий результат можна пояснити тим, що в тканинах живого організму при зменшенні постачання крові і, відповідно, кисню відбуваються певні компенсаційні процеси. Можливо також, що при перетині кровоносних судин головним чином зменшується пропускна здатність вен, у той час як артерії залишаються частково відкритими.

Зазначений ефект можна спробувати використати, наприклад, для короткочасної стимуляції обмінних процесів в організмі БО, але це потребує подальших досліджень.

Висновки

Важливим висновком, що впливає з наведеного вище, є те, що кровоплин при підви-

щенні навантаження збільшується не тільки за рахунок посилення серцевої діяльності, але й за рахунок підвищення кінетичної енергії, викиканої, у свою чергу, підвищенням теплопродукції в результаті роботи м'язів, що призводить до збільшення тиску крові в кінцівках і сприяє прискоренню теплообмінних процесів.

Перспективи подальших досліджень у цьому напрямку полягають у вивченні впливу місцевих механізмів теплопереносу на індивідуальний характер розподілу теплових полів, що надає можливість правильно інтерпретувати тепловізійну картину і отримувати діагностичну інформацію про функціональний стан об'єкта дослідження.

В.И. Котовский

ИССЛЕДОВАНИЯ ПОВЕРХНОСТНЫХ ПРОЦЕССОВ ТЕПЛОПЕРЕНОСА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ С ПОМОЩЬЮ ТЕРМОГРАФИЧЕСКОГО МЕТОДА

Разработана методика определения эффективных тепловых параметров биологических объектов. Проведено исследование теплопроводности и теплоемкости на поверхностном слое кожного покрова с помощью инфракрасной термографии в нормальных условиях и при искусственном ограничении поставок крови с целью дальнейшего определения поверхностных нарушений кровотока как признаков патологических состояний.

V.I. Kotovskyi

STUDIES INTO THE SURFACE PROCESSES OF HEAT TRANSFER OF BIOLOGICAL OBJECTS BY THERMOGRAPHIC METHOD

In this paper, we elaborate the methods of determining the efficient heat parameters of biological objects. We study heat conduction and capacity on the surface layer of the skin cover by infrared thermography. This research is done under the standard conditions as well as under artificial restriction of blood supply aimed at determining the surface malperfusion as a factor of the pathological states.

1. *Иваницкий Г.Р., Деев А.А., Маевский Е.И. и др.* Возможности термографии в современной медицине: исследование пространственных изменений температуры кожи человека при введении перфторана // Докл. РАН. – 2003. – **393**, № 3. – С. 48–60.
2. *Котовський В.Й.* Засоби і методи функціональної діагностики // Вісті Академії інж. наук України. – 2007. – № 4 (34). – С. 9–12.
3. *Котовський В.Й., Микитенко В.І., Ройтман Е.М.* Метод функціональної діагностики стану мікросудинної системи на основі обміну кисню та теплового випромінювання // XXVII Міжнарод. науч.-техн. конф. “Проблеми електроніки”. – К., 2007. – Ч. 2. – С. 83–85.
4. *Основы клинической дистанционной термодиагностики /* Под ред. Л.Г. Розенфельда. – К.: Здоровья, 1988. – 420 с.
5. *Дегтярев Ю.П., Мироненко С.А., Нечипорук В.И. и др.* Применение дистанционной инфракрасной термографии в диагностике заболеваний и последствий травм у спортсменов // Матер. XXIX Междунар. науч.-техн. конф. “Электроника и нанотехнологии”. – К., 2009. – Ч. 1, № 2-3. – С. 220–223.
6. *Pinter L.* Über die Bewertung des thermographischen Bildes der okulo-orbitalen Region // Klin. Monatsbl. Augenheilkd. – 1990. – **196**, N 5. – P. 402–404.
7. *Волькенштейн М.В.* Биофизика. – М.: Наука, 1981. – 576 с.
8. *Владимиров В.С.* Уравнения математической физики. – М.: Наука, 1988. – 512 с.

Рекомендована Радою
Фізико-технічного інституту
НТУУ “КПІ”

Надійшла до редакції
25 листопада 2009 року

