

# ТЕПЛОВІЗІЙНИЙ МЕТОД КОНТРОЛЮ ТЕМПЕРАТУРИ МОЗКУ І СЕРЦЯ

*Данілова В.А.*, ст. викладач  
[valnaa@ukr.net](mailto:valnaa@ukr.net)

*Максименко В.Б.*, д.м.н., проф.  
[maksymenko.vitaliy@gmail.com](mailto:maksymenko.vitaliy@gmail.com)

*Шликов В.В.*, д.т.н., доцент  
[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

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

**Реферат** – У статті пропонується вирішення існуючої проблеми точного вимірювання температури серця і мозку пацієнта, зроблено порівняльний аналіз, який показує переваги тепловізійного методу та застосування термографії під час операцій на відкритому серці. Виконано дослідження термоаномальних зон на поверхні об'єктів, яке дає чітку картину про розподіл внутрішньої температури та рівні мікроциркуляції в міокарді та судинах.

Метою досліджень є застосування методу безконтактного контролю температури серця в умовах штучного кровообігу, що дає змогу виявити взаємозв'язок між електромеханічними характеристиками мозку і міокарда, визначити місце розташування функціональних змін у судинах мозку та міокарда.

Результати дослідження. Дистанційний контроль температури серця дає змогу контролювати рівномірність температурного захисту, визначити рівень охолодження у різних температурних зонах, значно підвищити безпеку контрольованого припинення кровообігу у життєво важливих органах. Точний контроль температури охолодження та зігрівання тканин мозку та серця дає змогу мінімізувати час проведення кровообігу і забезпечити максимальний захист міокарда під час операції.

Висновки. Запропонований метод дослідження термограм мозку та відкритого серця у пацієнтів із захворюваннями серцево-судинної системи дає змогу здійснювати безконтактний контроль температури мозку та серця. Порівняльний аналіз розподілу температури дозволив виявити значні кореляції між біоелектричною активністю головного мозку та термографічною картиною відповідних проєкцій судин головного мозку у кардіохірургічних хворих.

**Ключові слова:** термографія, температура, штучний кровообіг, серце.

## I. ВСТУП

Розробка технічних засобів безконтактного контролю температури серця і мозку людини під час кардіохірургічних операцій в умовах штучного кровообігу заснована на використанні методу теплового випромінювання, що є актуальним для науково-дослідних та діагностичних цілей через високу інформативність та безпеку його застосування. Застосування тепловізійного методу є доцільним, оскільки локальні зміни температури у багатьох випадках випереджають клінічні ознаки, які є дуже важливими для ранньої діагностики та раннього лікування [1].

Метод безконтактного контролю температури серця [2] дає змогу виявити взаємозв'язок між електромеханічними характеристиками мозку (за ЕЕГ) та міокарда (за ЕКГ), визначити місце розташування функціональних змін у

судинах мозку та міокарда, характер функціональних змін, зокрема наявність запального процесу.

## II. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Задачі, що поставлено для виконання цієї роботи, є наступними: розробити метод дослідження термограм мозку та відкритого серця у пацієнтів із захворюваннями серцево-судинної системи, що дає змогу здійснювати безконтактний контроль температури мозку та серця, а також провести порівняльний аналіз розподілу температури.

## III. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Дослідження термограм мозку проводилися з використанням термографа FLIR i7 (фірми FLIR Systems AB, Швеція) у спектральному діапазоні 8-14 мкм. Під

наглядом кардіохірургів Національного інституту ССХ ім. М. Амосова НАМНУ знаходилося 45 кардіохірургічних пацієнтів, у яких досліджувалися нейронально-судинні комплекси (НЗК) головного мозку. До складу діагностичного обладнання також входять електроенцефалограф (ЕЕГ) на основі діагностичного електроенцефалографічного телеметричного комплексу TREDEX Expert ТМ (фірми Тредекс, Україна), ультразвуковий сканер Vivid E (фірми GE, США), в режимі триплексного сканування.

Під час аналізу теплових полів органів людини з метою виключення артефактів необхідно враховувати вплив навколишнього середовища або зовнішніх факторів, які можуть суттєво змінити температурні показники тіла та, відповідно, теплову картину досліджуваних ділянок [3]. Фізичні параметри, які необхідно контролювати тепловізором під час загальної керованої гіпертермічної перфузії [4]: температурний градієнт між артеріальною кров'ю та температурою теплоносія на етапі охолодження (не повинен перевищувати 7°C); температурний градієнт вода-кров під час зігрівання (має підтримуватися в межах від 4°C до температури тіла 36°C); різниця між ректальною і фарингальною температурами (має становити не більше 7°C); температурний градієнт після досягнення температури тіла 36°C (має становити не більше 4°C).

Вигляд операційного поля в області серця представлено на рисунку 1.

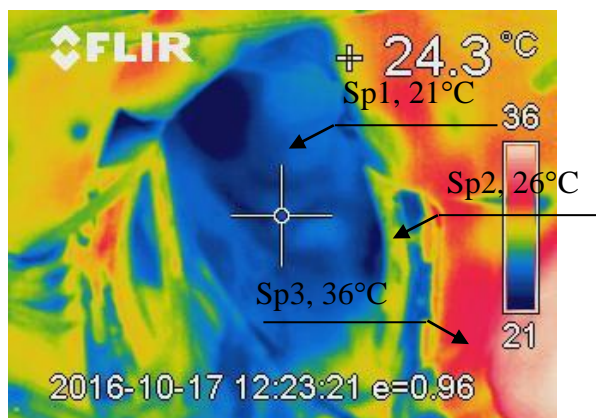


Рис. 1. Тепловий портрет операційного поля: Sp1, Sp2 – область охолодженого міокарда з температурою 21,0 – 26,0°C, Sp3 – область операційного поля з 36,0°C

Найменша температура операційного поля реєструється тепловізором у точці фокусування Sp1 і становить 21,0°C, а порівняно висока – у точці Sp2 – 26,0°C. Отже, на ділянках відкритої поверхні міокарда різниця температури може досягати 5 - 7°C, що відображає нерівномірний характер процесу охолодження та зігрівання серця в умовах штучного кровообігу.

Вимірювання температури міокарда в умовах штучного кровообігу в стравоході (резистивним датчем Medical 400) і вимірювання температури на поверхні міокарда (тепловізором FLIR i7) наведено на рис. 2.

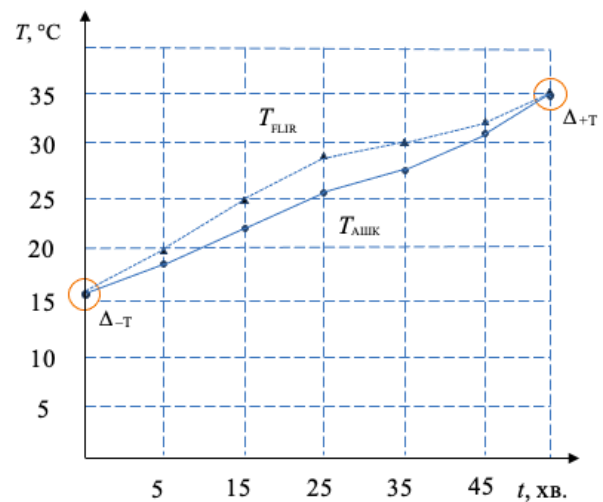


Рис. 2. Вимірювання температури на поверхні міокарда і в стравоході пацієнта в умовах штучного кровообігу:  $T_{\text{АШК}}$  – показання температури АШК в стравоході пацієнта;  $T_{\text{FLIR}}$  – показання температури FLIR на поверхні міокарда

На початку процесу гіпотермії температура міокарда становить 35,0 - 36,0°C, а температура у стравоході відрізняється від неї на величину  $\Delta_{+T}$ , що не перевищує  $\pm 1^\circ\text{C}$ . Наприкінці процесу охолодження температура на поверхні серця становить 14 - 15°C, а температура у стравоході відрізняється від неї на величину  $\Delta_{-T}$ , що також не перевищує  $\pm 1^\circ\text{C}$ .

Поширення електричного збудження та механічного скорочення м'язів серця в умовах штучного кровообігу (ШК) обумовлюють коливання температури на поверхні міокарда у визначених місцях (профілях), які мають певну періодичну закономірність зміни температури від 21,0°C у мінімумі (Sp1) до 36,0°C у

максимумі (Sp3). Графічне зображення теплового портрету міокарда для профілю Li1 представлено на рисунку 3.

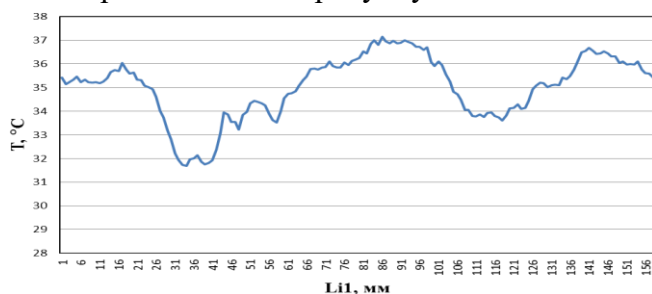


Рис.3. Графічне зображення теплового портрету міокарда для профілю Li1

В умовах штучного кровообігу під час вимірювання температури на поверхні міокарда та у стравоході пацієнта виконувався тепловізійний контроль температури передньої, середньої та задньої мозкових артерій. Контроль температури виконувався у досліджуваній групі хворих із застосуванням кардіоплегічного розчину для температур 6°C - 10°C. У контрольній групі температура операційного поля змінювалася у ширших межах (4°C - 15°C).

Після уточнення та локалізації за допомогою ультразвукового сканера Vivid E та тепловізора FLIR i7 у пацієнтів проводилося дослідження ідентифікованої зони кровопостачання передньої, середньої та задньої мозкових артерій (ПМА, СМА, ЗМА) за допомогою діагностичного обладнання (рис. 4).

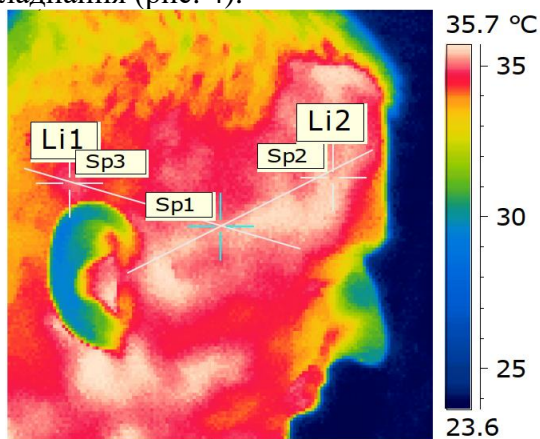


Рис. 4. Мозкові артерії праворуч: середня, передня, задня

Тепловізійний метод контролю температури дав змогу достовірно виділити на теплових зображеннях голови температурні профілі – Li1, Li2 та температурні зони – Sp1, Sp2, Sp3 (рис. 5).

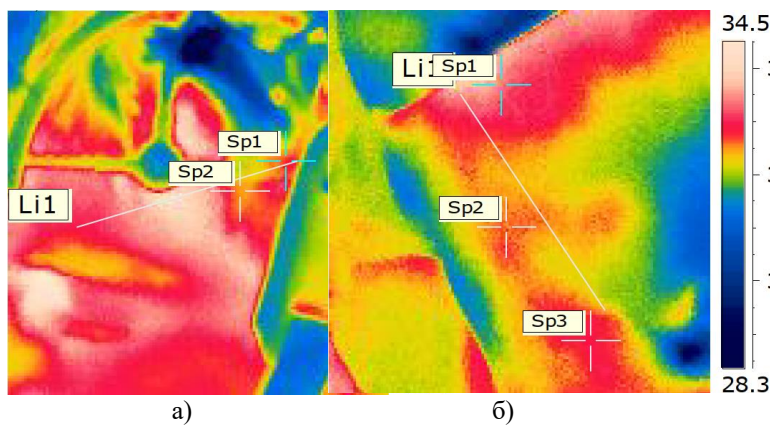


Рис. 5. Термограми мозкових артерій: а) середньої гілки СМА ліворуч; б) гілки ПМА, СМА, ЗМА праворуч

Застосування методу порівняльного аналізу термограм міокарда дає змогу інтерпретувати теплову картину відкритого серця. Крім того, термографічний метод дозволяє контролювати функціональний стан організму *in vivo* при дослідженні термоаномальних зон на поверхні шкірного покриву і дає уявлення про розподіл внутрішньої температури та рівня мікроциркуляції в міокарді та судинах.

Для контрольної групи та кардіохірургічних пацієнтів було побудовано матриці розподілу температур та визначено середні різниці температур з правого та з лівого боку голови у цих зонах для контрольної групи (таблиці 1 і 2).

Таблиця 1. Середні різниці температур у термоаномальних зонах голови для контрольної групи

Різниця температур	Передня мозкова артерія $\Delta T_{\text{ср.}}, ^\circ\text{C}$	Середня мозкова артерія $\Delta T_{\text{ср.}}, ^\circ\text{C}$	Задня мозкова артерія $\Delta T_{\text{ср.}}, ^\circ\text{C}$
Праворуч	0,8±0,002	0,6±0,003	0,7±0,001
Ліворуч	0,7±0,001	0,8±0,002	0,6±0,003

Таблиця 2. Середні різниці температур у термоаномальних зонах голови для 45 кардіохірургічних пацієнтів

Різниця температур	Передня мозкова артерія $\Delta T_{\text{ср.}}, ^\circ\text{C}$	Середня мозкова артерія $\Delta T_{\text{ср.}}, ^\circ\text{C}$	Задня мозкова артерія $\Delta T_{\text{ср.}}, ^\circ\text{C}$
Праворуч	1,2±0,001	0,9±0,002	1,1±0,002
Ліворуч	1,0±0,003	1,0±0,004	0,8±0,001

Застосування методу порівняльного аналізу термограм міокарда і мозкових артерій дає змогу інтерпретувати теплову гіпотермію. Крім того, термографічний метод

дозволяє контролювати функціональний стан організму пацієнта *in vivo* при дослідженні термоаномальних зон на поверхні шкірного покриву та дає уявлення про розподіл внутрішньої температури та рівня мікроциркуляції в міокарді та судинах.

Важливою величиною для оцінки теплового балансу ділянки міокарда, що досліджується, є коефіцієнт теплопровідності, що характеризує процес поширення тепла. Цей показник залежить від багатьох факторів, що визначають функціональний стан ділянки міокарда. Коефіцієнт теплопровідності визначався виходячи з графіків теплових портретів, наприклад з теплового портрету міокарда для профілю L11 (рис. 3) шляхом розрахунку фізичної моделі теплопереноса. Цю модель умовно можна представити таким чином: тепла енергія від ділянки, яким є міокард і м'язові тканини, в процесі теплоперенесення передається в навколишнє середовище через поверхню серця і навколишні тканини, що безпосередньо знаходяться в контакті з цією ділянкою. Отже, механізм теплоперенесення включає ділянку тканини міокарда, в якому відбуваються екзотермічні процеси, і безпосередньо теплоносій (кров), який виконує перенесення теплової енергії з глибини до поверхні міокарда.

Передача теплової енергії із глибини до поверхні міокарда визначається градієнтом температури  $\Delta T$  та ефективним коефіцієнтом теплопровідності  $\chi$ , який суттєво залежить від інтенсивності кровообігу. Для визначення ефективного коефіцієнта теплопровідності міокарда розглянемо ситуацію, коли зона дії джерела тепла становить кілька міліметрів. Під час дослідження розподілу температури можна використовувати модель точкового джерела тепла, що діє на межі розділу двох контактуючих середовищ з певними тепловими параметрами, а саме:

$c_i$  – питома теплоємність  $i$ -го середовища;

$\rho_i$  – щільність середовища;

$\chi_i$  – коефіцієнт теплопровідності.

Роль першого середовища грає операційне поле об'єкта дослідження, а

іншим середовищем розповсюдження тепла є ділянка поверхні міокарда. Динаміка розподілу температури у міокарді визначається рішеннями крайової задачі теплопровідності [1, 2], яку можна сформулювати в такий спосіб:

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

$$\begin{cases} T_1 = \Theta_1, & r \rightarrow -\infty, \\ T_2 = \Theta_2, & r \rightarrow +\infty, \\ T_1 = T_2 = T_i, & r = 0, \\ \chi_1 \frac{\partial T}{\partial r} = \chi_2 \frac{\partial T}{\partial r}, & r = 0, \end{cases} \quad (1)$$

де  $a_i^2 = \chi_i / c_i \rho_i$  – параметр процесу поширення тепла у середовищі;

індекс  $i = 1, 2$  – характеризує два значення температури  $T$  вздовж межі поділу середовищ;

$\Delta = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$  – оператор Лапласа;

$\delta(r)$ ,  $\delta(t/\tau_i)$  – дельта-функція Дірака за координатою та за часом, відповідно;

$I_s$  – деякий коефіцієнт, що характеризує інтенсивність точкового джерела тепла ділянки міокарда;

$\tau_i$  – час дії джерела тепла;

$T_1(r)$  – розподіл температури всередині тканин міокарда;

$T_2(r)$  – розподіл температури зовні в операційному полі;

$\Theta_1$  – температура у глибині міокарда;

$\Theta_2$  – зовнішня температура операційного поля;

$r$  – радіус-вектор деякої точки простору в середовищі.

Остання гранична умова в системі рівнянь (1) задовольняє безперервності нормальної складової теплового потоку на межі розділу двох середовищ – міокарда та операційного поля. Якщо коефіцієнт теплопровідності зовнішнього середовища набагато менше коефіцієнта теплопровідності міокарда, то процесом перерозподілу тепла в області операційного поля можна знехтувати, вважаючи, що температура зовні серця змінюється від  $T_1$  до  $\Theta_2$  у дуже тонкому шарі – на поверхні

міокарда. Тому в задачі теплоперенесення можна враховувати лише процеси перенесення тепла в середині міокарда. При цьому індекс можна опустити та вважати, що  $T = T_1$ ,  $\Theta = \Theta_1$ . Тоді крайова задача (1) зводиться до наступної системи рівнянь:

$$\begin{cases} \frac{\partial T_i}{\partial t} = a_i^2 \Delta T_i + Is \cdot \tau_i \cdot \delta(r) \delta(t/\tau_i), \\ T = \Theta, \quad r \rightarrow \infty, \\ \frac{\partial T}{\partial r} = 0, \quad r = 0. \end{cases} \quad (2)$$

Вирішення цієї задачі щодо змінної  $r \geq 0$  є функція виду:

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

Для подальшого аналізу результатів досліджень достатньо проаналізувати вид кількох кривих на графіку теплових портретів (рисунок 3). На цих графіках відображено проміжні результати розподілу температури всередині заданої області  $Ar1$ .

Власним параметром об'єкта дослідження, який входить до формули (3), є величина  $a^2$  (параметр швидкості процесу розповсюдження тепла). Цю величину можна визначити на підставі експериментальних кривих, представлених на рисунку 3, які вимірюються за допомогою тепловізора у відомі моменти часу  $t + \Delta t$ . Потребує визначення також параметр  $Is$ , що характеризує інтенсивність короткодіючого точкового джерела тепла. Загальний аналіз двох послідовних теплових кривих дозволяє знайти обидва ці параметри.

Перша та остання криві на графіках розподілу температури (рисунок 3) виміряні, відповідно, у моменти часу  $t$  і  $t + \Delta t$  та виходять із початку координат  $r = 0$ . Температура  $T$  у максимумі теплової плями в момент часу  $t$  дорівнює:

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

а в момент часу  $t + \Delta t$  – температура

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

З цих співвідношень і формули (3) випливає вираз:

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

Співвідношення (4) повністю визначає час, необхідний для прогрівання об'єму міокарда від температури  $T_1$  до  $\Theta_2$  у максимумі теплової плями.

Для визначення глибини релаксації температури в об'ємі міокарда можна використовувати стаціонарний термографічний профіль [3], що утворюється в результаті дії на поверхню біологічного об'єкта точкового охолоджуючого джерела, вигляд якого представлено на рисунку 6.

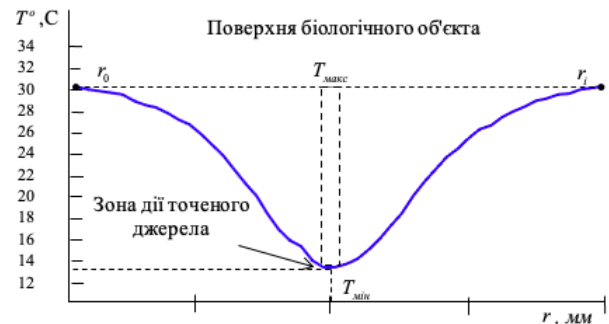


Рис. 6. Стаціонарний термографічний профіль для точкового охолоджуючого джерела.

Глибина релаксації температури в об'ємі міокарда пов'язана із швидкістю процесу поширення тепла  $a^2$  у периферійній ділянці температурного зрізу, який відповідає отриманню першого температурного профілю. На підставі цього результату, спираючись на формулу (4), можна визначити параметр процесу поширення тепла  $a^2$  у міокарді. Отже, параметр швидкості поширення тепла у міокарді дорівнює:

$$a^2 = \frac{r_0^2}{4 \cdot \Delta t} \left[ \ln \left( \frac{T(t, 0) - \Theta}{T(t + \Delta t, 0) - \Theta} \right) \cdot \frac{t}{\Delta t} \cdot \left( \frac{t}{\Delta t} + 1 \right) \right]^{-1} \quad (5)$$

де  $r_0$  – відстань від точки дії джерела тепла;  $t$  – момент часу, який відповідає отриманню першого температурного профілю;  $\Delta t$  – інтервал часу між першим та наступним вимірюванням температурного профілю.

Розрахунок швидкості поширення тепла у міокарді  $a^2$  на підставі термографічних вимірювань розподілу тепла у тканинах

$T(t, r)$  для досліджуваної ділянки об'єкта за умови не порушеного кровотоку дає значення параметра  $(7,3-7,5) \cdot 10^{-4}$ , яке значно зростає при порушеннях кровотоку в області  $A_{r1}$  досліджуваної ділянки серця.

Термографічні дослідження мозку дозволяють чітко виділити зони проєкцій передньої, середньої та задньої мозкових артерій (ПМА, СМА, ЗМА) для кардіохірургічних хворих порівняно з контрольною групою. Для коефіцієнта термовипромінювання  $\epsilon=0,96$  використання ультразвукового триплексного сканування у термографічній картині [5] дає змогу виділити гомологічні області, які достовірно відповідають артеріальному руслу головного мозку.

#### IV. ВИСНОВКИ

Запропонований метод дослідження термограм мозку та відкритого серця у пацієнтів із захворюваннями серцево-судинної системи дає змогу здійснювати безконтактний контроль температури мозку і серця в умовах штучного кровообігу:

1. Дистанційний контроль температури серця дозволяє контролювати рівномірність температурного захисту, визначити рівень охолодження у різних температурних зонах, значно підвищити безпеку контрольованого припинення штучного кровообігу у життєво важливих органах.

2. Точний контроль температури охолодження та зігрівання тканин мозку та серця дає змогу мінімізувати час проведення штучного кровообігу та забезпечити максимальний захист міокарда під час операції.

3. Виявлено значущі кореляції між біоелектричною активністю головного мозку та термографічною картиною

відповідних проєкцій судин головного мозку у кардіохірургічних хворих.

Здійснення дистанційного контролю температури є головними факторами захисту від гіпоксичного ураження серця і мозку під час виключенні їх із кровообігу при операціях на відкритому серці [6]. Насамперед, застосування тепловізійного методу контролю температури дає змогу мінімізувати час проведення штучного кровообігу та забезпечити умови максимального захисту міокарда під час операції.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Kotovskyi V. (2011) Infrachervona termografiya yak suchasnyi metod pervynnoi diagnostyky [Infrared thermography as a modern method of initial diagnosis]. Biomedical engineering, no 1, pp. 38–43.
- [2] Kotovskyi V. (2011) Termografiya yak neinvazyvnyi metod pervynnoi diagnostyky [Thermography as a non-invasive method for the initial diagnosis]. Proceedings of the Biomedical Engineering and Technology: Second International Conference, Kyiv, pp. 92–95.
- [3] Kotovskyi V., Fedorov V., Voronov S., Dunaevsky V., Soloviev E. (2011) Current status of the development and application of thermal imaging technology in medicine and industry. Proceedings of the Electronics and Nanotechnology: 31th International Scientific Conference, Kyiv, p. 130.
- [4] Knyshov G., Zakharova V., Maksymenko V. (2011) Primenenie obschei upravlyaemoi gipertermicheskoi perfuzii pri khirurgicheskom lechenii aktivnogo infektsionnogo endokardita [Application of the general controlled hyperthermic perfusion in the surgical treatment of active infective endocarditis]. Yearbook of scientific papers of the Association of Cardiovascular Surgeons of Ukraine: Cardiovascular Surgery, vol. 19, pp. 202–205.
- [5] Nayda S., Burkina V. (2011) Obzor neinvazyvnykh metodov izmereniya glubinnoi temperatury tela cheloveka [Overview of noninvasive methods measurement of deep body temperature]. Proceedings of the International scientific-practical conference: Modern problems and their solutions in science, transportation, manufacturing and education, 2011, Odessa, pp. 101–103.
- [6] Blyumin R., Naumova E., Khadartsev A. (2008) Tekhnologii bezkontaktnoi diagnostiki [Technology of contactless diagnostics]. Bulletin of new medical technologies, vol. 15, no 4, pp. 146–149.

# THERMAL METHOD FOR TEMPERATURE CONTROL OF HEART AND BRAIN

*Danilova V.A.*, senior lecturer

[valnaa@ukr.net](mailto:valnaa@ukr.net)

*Максименко В.Б.*, Doctor of Medical Sciences, Professor

[maksymenko.vitaliy@gmail.com](mailto:maksymenko.vitaliy@gmail.com)

*Shlykov V.V.*, DSc. (Engineering), Professor

[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

Department of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”  
Kiev, Ukraine

**Abstract** – The article proposes a solution to the existing problem of accurately measuring the temperature of the heart and brain for a patient, the comparative analysis is carried out, which shows the advantages of the thermal imaging method and the use of thermography during open heart surgery. The study of thermo-anomalous zones on the surface of objects was carried out, which gives a clear picture of the distribution of internal temperature and levels of microcirculation in the myocardium and blood vessels. The aim of the research is to use the method of non-contact monitoring of heart temperature in conditions of artificial circulation, which makes it possible to reveal the relationship between the electromechanical characteristics of the brain and myocardium, to determine the location of functional changes in the vessels of the brain and myocardium.

**Research results.** Remote monitoring of the heart temperature made it possible to control the uniformity of temperature protection, determine the level of cooling in different temperature zones, and significantly increase the safety of controlled cessation of blood circulation in vital organs. Precise control of the temperature of cooling and heating of brain and heart tissues allows minimizing the time of blood circulation and ensuring maximum protection of the myocardium during surgery.

**Conclusions.** The proposed method for studying thermograms of the brain and open heart in patients with diseases of the cardiovascular system allows for non-contact monitoring of the temperature of the brain and heart. The comparative analysis of the temperature distribution made it possible to reveal significant correlations between the bioelectric activity of the brain and the thermography picture of the corresponding projections of the cerebral vessels in cardiac surgery patients.

**Key words:** thermography, temperature, heart.