

Дослідження температуропровідності міокарда в умовах штучного кровообігу

Запропоновано метод визначення температуропровідності міокарда в процесі гіпотермії та гіпертермії серця на основі неінвазивного контролю температури, що дозволяє визначити в кожній ділянці міокарда неоднорідність розподілу температури в умовах штучного кровообігу.

Обчислено значення мінімумів і максимумів температурного поля на поверхні міокарда, які визначають екстремальну різницю температур на поверхні міокарда для оцінки неоднорідності розподілу температури на поверхні серця.

Проведено аналіз розподілу температурного поля на поверхні серця і в глибині шару міокарда, який показує суттєві зміни значення коефіцієнта температуропровідності міокарда в умовах охолодження та зігрівання серця.

Отримано дані температуропровідності міокарда, які дають додаткову інформацію про характер процесів і явищ у тканинах серця, що відбуваються при його охолодженні та зігріванні в умовах штучного кровообігу.

Ключові слова: температура серця; температуропровідність; гіпотермія; гіпертермія; штучний кровообіг.

Постановка проблеми. Одним із неінвазивних методів дослідження мікроциркуляції в міокарді є вимірювання температурного поля на поверхні серця та в глибині тканин в умовах штучного кровообігу, що дозволяє визначити показники гемодинаміки в міокарді та зони ішемії з порушенням кровообігу в коронарних судинах.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. За даними ВОЗ від стану серцево-судинної системи і органів кровообігу на 50 % залежить тривалість життя людини [1]. Завдяки функції кровообігу коронарні судини серця безпосередньо приймають участь в тепло- і газообміні між організмом і навколишнім середовищем, в регуляції фізіологічних процесів всього організму. Дослідження мікроциркуляції в кардіології свідчить про існування великої кількості інвазивних і неінвазивних методів оцінки стану мікроциркуляторного русла міокарда [2–4]. Крім того, дослідження температури серця в умовах штучного кровообігу показує наявність ефектів нерівномірного розподілу температури в тканинах організму людини під час керованого охолодження і зігрівання серця і мозку [5].

У кардіохірургії основою системно-синергетичного підходу у біомедичних дослідженнях є дослідження стану міокарда, зокрема, його медико-біологічних параметрів (теплоємність, теплопровідність, теплопередача, тепловіддача, температуропровідність), що характеризують ступінь абсолютних і відносних порушень кровопостачання міокарда. За показниками гемодинаміки, які характеризують роботу серця і мікроциркуляцію крові в серцево-судинній системі, можна говорити про стан організму і про ефективність призначених лікувальних заходів. Порушення функції мікроциркуляції мають важливу роль у розвитку багатьох патологічних станів [3, 4]. Крім системної гемодинаміки та органного кровообігу коронарні судини серця забезпечують транскапілярний обмін у органі та поживні функції міросудин, що складають основу мікроциркуляції (мікрогемодинаміки) у міокарді [6].

Засоби контролю температури біологічних об'єктів і тіла людини складають важливу частину діагностичної апаратури для ідентифікації та моніторингу різноманітних патологій [7–11]. Ключовим метрологічним елементом у діагностичних програмно-апаратних системах, що пов'язаний з підвищенням достовірності діагностики, є використання засобів неінвазивного контролю температури на основі методів визначення медико-біологічних параметрів біологічних тканин і органів.

Методи дослідження мікроциркуляції поділяються на прямі і непрямі. Одним з неінвазивних методів, що дозволяє побічно оцінити тяжкість міросудинних розладів та різні стадії порушення тону вен і артерій, є офтальмоскопія [12, 13]. Недоліком офтальмоскопії є суб'єктивність оцінки міросудинних розладів [14]. Неінвазивними методами, що дозволяють побічно оцінити показники мікрокровоплину в коронарних судинах, є сцинтиграфія і емісійна комп'ютерна томографія [15], різні модифікації методу магнітно-резонансної томографії [16]. Достоїнствами цих методів є висока точність і відтворюваність результатів, а недоліками неінвазивного методу є використання радіоактивних ізотопів, контрастних речовин і висока вартість обстеження [17].

Прямим інвазивним методом мікрокровоплину в коронарних судинах є біопсія [14], що застосовується для вивчення стану міросудинного русла підшкірно-жирової або м'язової тканини. Цей метод внаслідок інвазивності процедур має обмежене застосування в клінічній практиці. Особливе значення в діагностиці мікрокровоплину має рентгеноконтрастне дослідження кровоносних судин –

ангіографія [18], що надає можливість визначити стан кровообігу, виявити пухлини, аневризми, аномалії розвитку і атеросклеротичні ураження судин. Проте метод ангіографії не застосовують при важкому стані пацієнта, важких хворобах серця і нирок, психічних захворюваннях, алергічних реакціях на контрастну речовину [13, 14].

Методом, що дозволяє оцінити перфузію окремих ділянок міокарда є ехокардіографія. До недоліків ехокардіографії належать велика тривалість дослідження, об'єктивні труднощі в оцінці обсягу потоку крові, залежність результатів від розміру об'єкта досліджень [2, 19]. Для дослідження порушення мікроциркуляторного руслу, що зумовлені трофічними розладами, хронічною артеріальною і венозною недостатністю, застосовують метод капілярної відеомікроскопії [19]. Проте методи капіляроскопії мають недостатню точність, що зумовлено візуальним визначенням і підрахунком відносної кількості функціонуючих капілярів, який не враховує асиметрії в нормі та патології [20].

Метод фотоплетізографії є одним із фотометричних методів визначення тканинного мікрокровоплину за кількістю циркулюючого гемоглобіну і оксигемоглобіну, що дозволяє виміряти показник об'ємної швидкості кровоплину. Однак цей метод, у зв'язку зі складністю оцінки реакції мікросудинного руслу на різні стимули, не знайшов широкого застосування в клінічній практиці [21]. Для дослідження процесів мікроциркуляції широке застосування знаходять методи, засновані на ефекті Доплера [22, 23], принцип якого полягає у виникаючих змінах частоти відбитого сигналу від крові, що рухається у судинному руслі.

У розвитку засобів неінвазивного контролю температури біологічних об'єктів актуальною залишається задача розробки та створення ефективних методів отримання достовірної діагностичної інформації про плин мікроциркуляторних процесів в організмі [24–27]. У тому числі, актуальною є задача дослідження медико-біологічних параметрів серця, зокрема, зміни температуропровідності міокарда в процесі гіпотермії та гіпертермії в умовах штучного кровообігу.

Мета дослідження. Дослідження температуропровідності міокарда дозволить розробити методи неінвазивного контролю температури серця для підвищення ефективності захисту міокарда в умовах штучного кровообігу. Це завдання можна вирішити за допомогою засобів неінвазивного контролю температури та методу визначення коефіцієнта температуропровідності міокарда у процесі гіпотермії та гіпертермії серця. Залежність температуропровідності від температури на поверхні міокарда дозволить визначити неоднорідність розподілу температури у шарі міокарда, а також зони ішемії з порушенням кровообігу в коронарних судинах. Для визначення коефіцієнта температуропровідності необхідно розв'язати рівняння теплопровідності з урахуванням функції зміни температури міокарда у часі в процесі гіпотермії та гіпертермії серця.

Матеріали і методи досліджень. Метод визначення коефіцієнта температуропровідності міокарда реалізовано на основі тепловізійних засобів контролю температури на поверхні серця в умовах штучного кровообігу. У якості тепловізійних засобів контролю температури застосовується інфрачервоний термограф FLIR i7 зі спектральним діапазоном 7,5–13 мкм на основі неохолоджувальної цифрової матриці розміром 320×240 елементів, мінімальною фокусною відстанню 0,6 м і температурною чутливістю <math><0,1^{\circ}\text{C}</math>. Тепловізор FLIR i7 дозволяє отримати послідовність інфрачервоних зображень серця з частотою 9 Гц. Отриманий розподіл температур на поверхні серця є вхідними даними для розв'язку рівняння теплопровідності та визначення залежності температуропровідності міокарда від температури на поверхні міокарда та відстані від зони з екстремальною температурою.

Розв'язання рівняння теплопровідності для ділянки міокарда. Узагальнене диференціальне рівняння теплопровідності, з урахуванням конвекційного потоку в міокарді, приймає вигляд [28]:

$$\begin{cases} \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{u} \frac{\partial T}{\partial t}) = -\text{div}(\vec{q}_c) - \text{div}(\vec{q}_R), \\ \frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{u}) = 0, \end{cases} \quad (1)$$

де C_p – питома теплоємність міокарда, $\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}$, ρ – щільність міокарда, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$, $\vec{q} = \vec{q}_c + \vec{q}_R$ – зміна теплового потоку в одиниці об'єму міокарда, q_c – щільність теплового потоку за рахунок теплопередачі, $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$, q_R – щільність теплового потоку за рахунок тепловіддачі, $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$, q_v – щільність розподілу в міокарді структур коронарних судин, \vec{u} – вектор швидкості теплового потоку, м/с .

У одномірному випадку розповсюдження теплового потоку вздовж осі X у часі рівняння теплопровідності для нескінченно малої ділянки міокарда має вигляд [29]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = - \frac{\partial q(x,t)}{\partial x}, \quad (2)$$

Потік теплоти має місце лише тоді, коли температура середовища змінюється від одного місця до іншого. В одновірному випадку теплопровідність буде залежати лише від однієї просторової координати x : $\gamma_\rho = \gamma(x)$.

У загальному випадку процес розповсюдження температури в тканинах серця відбувається у часі в трьох напрямках – на поверхні міокарда (x, y, t) та у глибину шару міокарда (z, t) . Для двох просторових координат (x, z) розповсюдження температури на поверхні серця вздовж осі X та у шарі тканин уздовж осі Z представлено на рисунку 1.

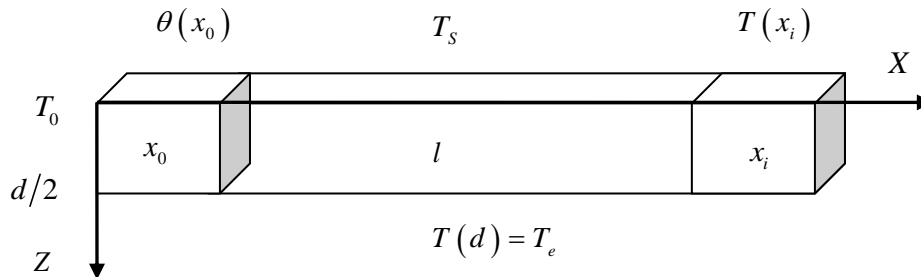


Рис. 1. Розповсюдження температури на поверхні серця вздовж осі X та у шарі міокарда вздовж осі Z : d – товщина шару міокарда, l – характерна відстань релаксації неоднорідності теплового поля, T_0 – початкова температура в області реєстрації $\psi(x_0)$, T_s – температура на поверхні міокарда вздовж осі X , T_e – температура нагрівача на границі міокард – коронарні судини уздовж осі Z , $\theta(x_0)$ – температура міокарда в точці реєстрації x_0 .

Розв'язок одновірної задачі теплопровідності для нескінченно малої ділянки міокарда від однієї просторової координати має вигляд:

$$\rho C_\rho \frac{\partial T}{\partial t} = -\frac{\partial}{\partial x} \left(\gamma_\rho \frac{\partial T}{\partial x} \right), \quad \frac{\partial T}{\partial t} = -\alpha \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}; \quad (3)$$

де $\alpha = \frac{\gamma_\rho}{\rho C_\rho}$ – температуропровідність міокарда.

Якщо потік теплоти поширюється вздовж осі X , то в будь-якій точці однорідного шару міокарда його можна описати таким виразом:

$$-\gamma_\rho \frac{\partial T}{\partial x} = h \cdot (T_s - T_e); \quad (4)$$

де $h = C_\rho d T$ – коефіцієнт теплопередачі в міокарді, T_s – температура на поверхні міокарда вздовж осі X , T_e – температура джерел тепла на границі міокард – коронарні судини.

З урахуванням потоку теплоти у шарі міокарда розподіл теплового поля на поверхні серця вздовж осі X описується виразом:

$$T(x) = T_0 + (T_0 - T_s) \left(1 - e^{-\frac{x}{l}} \right), \quad (5)$$

де T_0 – температура в області реєстрації $\psi(x_0)$, l – коефіцієнт релаксації неоднорідності теплового поля.

Область реєстрації температури характеризується визначеністю температури θ в точці реєстрації x_0 і заданим коефіцієнтом l релаксації неоднорідності температурного поля [33]:

$$\begin{cases} \frac{T_0 - T_s}{\theta(x_0)} = \frac{l}{\sqrt{x^2 - x_0^2}}, \\ \theta(x) = \frac{\rho x_0^3}{2\lambda x}, \end{cases} \quad (6)$$

де $\theta(x_0)$ – температура міокарда в точці реєстрації $x_0, ^\circ C$, λ – коефіцієнт теплопровідності міокарда, $\frac{Вт}{м \cdot ^\circ C}$.

З представленої системи визначається коефіцієнт релаксації неоднорідності теплового поля, що характеризує відстань, на якій амплітуда температурного поля зменшується в $e = 3,14159$ раз за рахунок фізичних процесів теплоутворення і теплопровідності у міокарді:

$$l = \sqrt{\frac{\lambda}{\beta}} = \frac{\lambda}{\rho} (T_0 - T_s) \left(\frac{2}{x_0} \right)^{\frac{3}{2}}, \quad (7)$$

де β – коефіцієнт теплоутворення на границі міокард – коронарні судини.

Коефіцієнт температуропровідності можна визначити через значення коефіцієнта теплопровідності λ , а також через значення коефіцієнта релаксації неоднорідності температурного поля l :

$$\alpha = \frac{\lambda}{\rho C_\rho} = \frac{l}{C_\rho (T_0 - T_s)} \left(\frac{2}{x_0} \right)^{\frac{3}{2}}; \quad (8)$$

Коефіцієнт температуропровідності $\alpha, \text{м}^2/\text{с}^2$ характеризує теплові інерційні властивості міокарда – чим більше значення α , тим швидше відбувається зміна температурного поля в шарі тканин.

Таким чином, значення коефіцієнта температуропровідності залежить від процесу релаксації температурного поля l уздовж осі x , який можна визначити з такого співвідношення [33]:

$$\frac{x_i - x_0}{l} = \ln \left(\frac{x}{x_0} \cdot \frac{T_s - T_0}{T_s - T(x_i)} \right); \quad (9)$$

де $T(x_i)$ – значення температури в декількох точках x_i на поверхні міокарда при розповсюдженні теплового потоку від області $\psi(x_0)$ вздовж осі X .

Для нестационарного процесу теплопровідності в плоскому шарі міокарда, товщина якого вздовж осі Z дорівнює d , а розміри поверхні по осях x і y необмежені, можна визначити такі початкові та граничні умови:

$$T(z, 0) = T_0, \quad T(0, t) = T_0, \quad T(d, t) = T_e; \quad (10)$$

де T_0 – температура в момент часу $t = 0$, що вважається однаковою в усіх точках області реєстрації $\psi(x_0)$, T_e – температура на границі міокард – коронарні судини $z = d$, що є температурою нагрівача – потоку крові.

При заданих початкових і граничних умовах рішення теплопровідності має вигляд нескінченного ряду:

$$T(z) = T_0 + (T_0 - T_e) \left[\frac{z}{d} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(-1)^n}{n} \exp \left(- \left(\frac{\pi n}{d} \right)^2 \alpha t \right) \cdot \sin \left(\frac{\pi n z}{d} \right) \right]; \quad (11)$$

Відносна зміна температурного поля вздовж осі Z на глибину шару міокарда $z = d$ буде описуватися виразом виду:

$$\frac{T - T_0}{T_e - T_0} = \frac{z}{d} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(-1)^n}{n} \exp \left(- (\pi n)^2 \frac{\alpha t}{d^2} \right) \cdot \sin \left(\frac{\pi n z}{d} \right); \quad (12)$$

Значення експоненційних доданків ряду швидко зменшуються з ростом n , тому в рішенні можна обмежитися першим членом ряду, за винятком початкової стадії, поки справедливе співвідношення $\alpha t / d^2 \ll 1$.

Величина $\tau = \alpha / d^2$ має розмірність часу та визначає характерний час встановлення температури в системі. Якщо прийняти, що у глибині шару міокарда $z = d/2$, у системі встановлюється стала температура, вираз для відносної зміни температури спрощується:

$$\frac{T - T_0}{T_e - T_0} = \frac{1}{2} - \frac{2}{\pi} \exp \left(- \pi^2 \frac{\alpha t}{d^2} \right); \quad (13)$$

Після перетворення виразу відносно температуропровідності α отримаємо вираз виду:

$$\pi^2 \frac{\alpha t}{d^2} = \ln \left(\frac{\pi}{4} \right) - \ln \left(1 - 2 \frac{T(z_i) - T_0}{T_e - T_0} \right); \quad (14)$$

де $T(z_i)$ – значення температури в декількох точках z_i у шарі міокарда при розповсюдженні теплового потоку від області $\psi(x_0)$ вздовж осі Z .

Значення $\pi^2 \alpha / d^2$ представляє тангенс кута нахилу температурних залежностей $T(z)$ відносно осі Z , що дозволяє визначити теплопровідність міокарда за експериментальними даними – значеннями температур T_0, T_e та зміни температури і часу в поверхневому шарі міокарда $T_s = T(d/2, t)$.

Коефіцієнт неоднорідності розподілу температури на поверхні міокарда можна оцінити із співвідношення різниці температур у вибраній області $\psi(x_i)$ і температури θ , що визначається в точці реєстрації x_0 :

$$k(x) = \frac{|T(x_i) - T(x_0)|}{\theta(x_0)}; \quad (15)$$

де $T(x_i)$ – значення температури точках x_i вздовж осі X .

Коефіцієнт неоднорідності розподілу температури в часі можна визначити для послідовності термографічних зображень за відомий проміжок часу t :

$$\tau(n) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (T(t_i, x) - T(t_i, x_0)); \quad (16)$$

де n – кількість отриманих термографічних зображень серця за час t_n .

Розмір елемента $\psi(x_0)$, що реєструється тепловізором FLIR i7, можна визначити із технологічної таблиці [34] та за формулою:

$$L = 2H \cdot \operatorname{tg}\left(\frac{\varphi}{2}\right), \quad \psi(x_0) = \sqrt{\frac{L^2}{R^2}} = \frac{4H^2}{R^2} \operatorname{tg}\left(\frac{\varphi}{2}\right)^2; \quad (17)$$

де φ – кут огляду, град., L – вертикальний розмір об'єкта, м, H – відстань до об'єкта, м, R – розмір цифрової матриці тепловізора, пікселів.

Для тепловізора FLIR i7 кут огляду $\varphi = 25^\circ$ і розмір $R = 120 \times 120 = 14400$ пікселів, тому при відстані до об'єкта $H = 0,5$ м отримуємо значення характерних розмірів об'єкта: $L = 0,22$ м – вертикальний розмір об'єкта, $\psi(x_0) = 0,0018$ м – розмір елемента, що реєструється.

Визначення теплопровідності міокарда. Розподіл температурного поля на поверхні міокарда можна спостерігати в процесі гіпотермії (рис. 2 а, б) та гіпертермії серця (рис. 3 а, б) на термографічних зображеннях, що послідовно реєструються в умовах штучного кровообігу [30, 31].

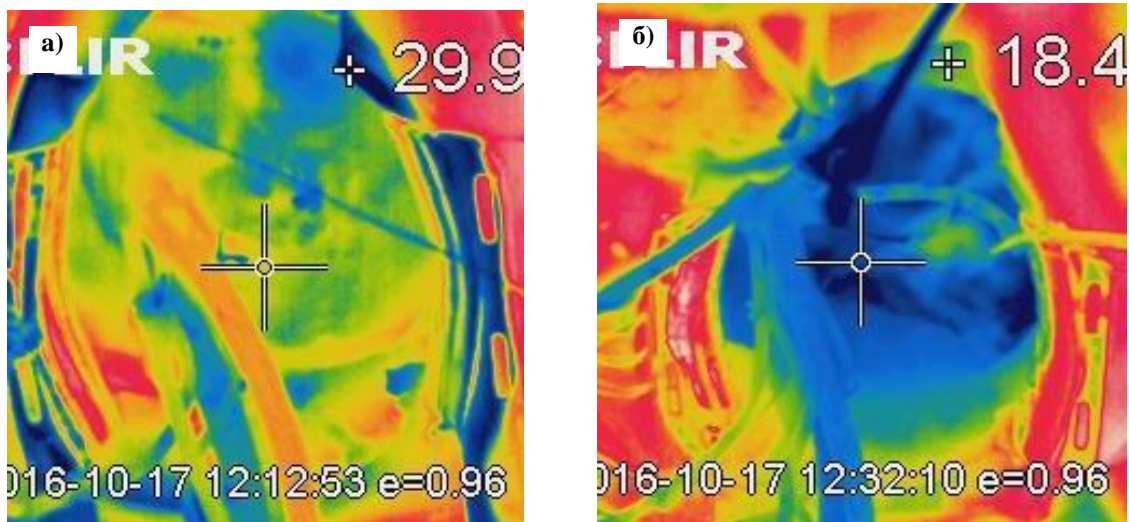


Рис. 2. Розподіл температурного поля у процесі гіпотермії на поверхні міокарда для ізолюваного серця: а) при 29,9 °С; б) при 18,4 °С

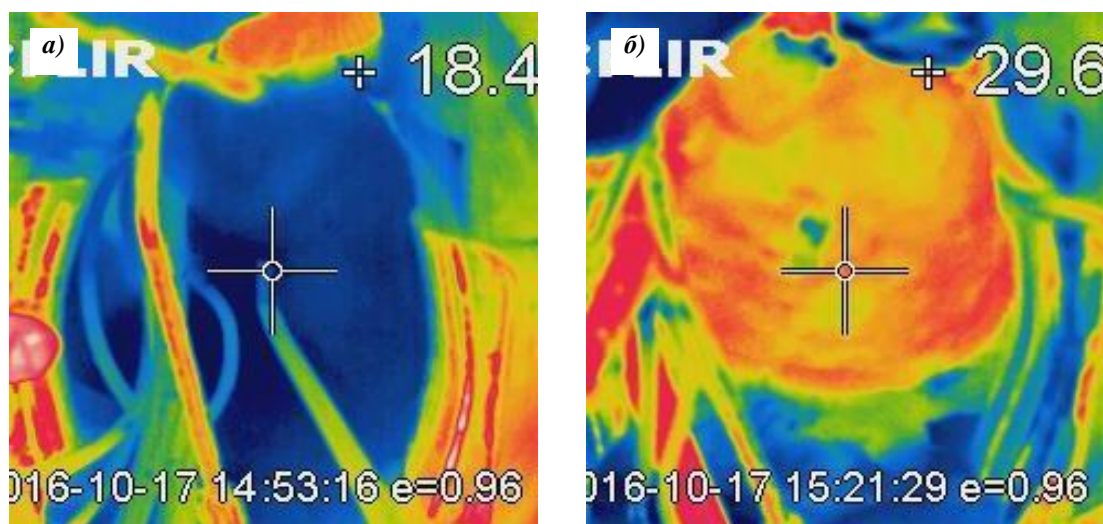


Рис. 3. Розподіл температурного поля у процесі гіпертермії на поверхні міокарда для ізолюваного серця: а) при 18,4 °С; б) при 29,9 °С

У процесі гіпотермії та гіпертермії серця неінвазивно реєструвалася температура на поверхні міокарда за допомогою тепловізора [32]. У якості початкових умов гіпотермії температура міокарда, що реєструється на початку процесу охолодження серця, становила 36 °С, а процес охолодження серця відбувався у два етапи – до 29,9 °С і потім з додатковим охолодженням серця льодом до 18 °С. На початку процесу гіпертермії температура на поверхні становила 18,4 °С, а градієнт температур між розчином у коронарному руслі та міокардом 6–10 °С. У процесі зігрівання серця градієнт температур між розчином у коронарному руслі та міокардом становив 9–12 °С при значенні температури на поверхні серця 29,9 °С.

Послідовність із 70 інфрачервоних зображень, що виміряні тепловізором протягом 3 годин кардіохірургічної операції, стиснуто у часі до 3 хв.: проміжок часу 1–1,4 хв. відповідає тривалості процесу гіпотермії, час 1,5–2,2 хв. відповідає охолодженню до 18 °С серцю, проміжок часу 2,2–3 хв. відповідає тривалості процесу гіпертермії серця. Зміна максимумів і мінімумів температурного поля на поверхні серця у часі, що реєструються тепловізором у процесі гіпотермії та гіпертермії серця, представлена на рисунку 4 (а, б).

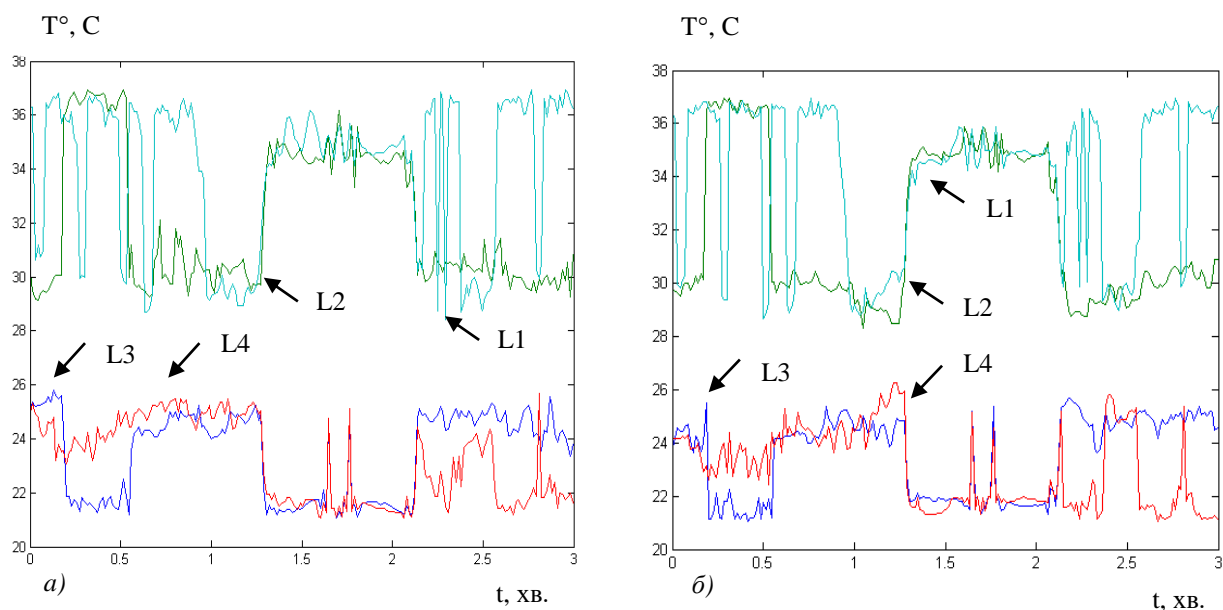


Рис. 4. Зміна мінімумів (L1, L3) і максимумів (L2, L4) температурного поля на поверхні серця у часі вздовж осі X і Y, відповідно: а) при гіпотермії 29,9 °С; б) при гіпертермії 29,9 °С

Визначені значення мінімумів і максимумів температурного поля показують, що екстремальна різниця температур на поверхні міокарда становить $10\text{--}12^\circ\text{C}$ та може свідчити про суттєву неоднорідність розподілу температури на поверхні міокарда. Проте температурне поле у глибині шару міокарда може мати значно менший градієнт температур, що описується і розраховується за допомогою моделі розповсюдження тепла $T(x, z)$ у тканинах серця.

Розрахована різниця між даними для змін температурного поля на поверхні серця у часі та моделлю, що описується функцією зміни температури $T(x)$ уздовж осі X , представлено на рисунку 5 (а, б).

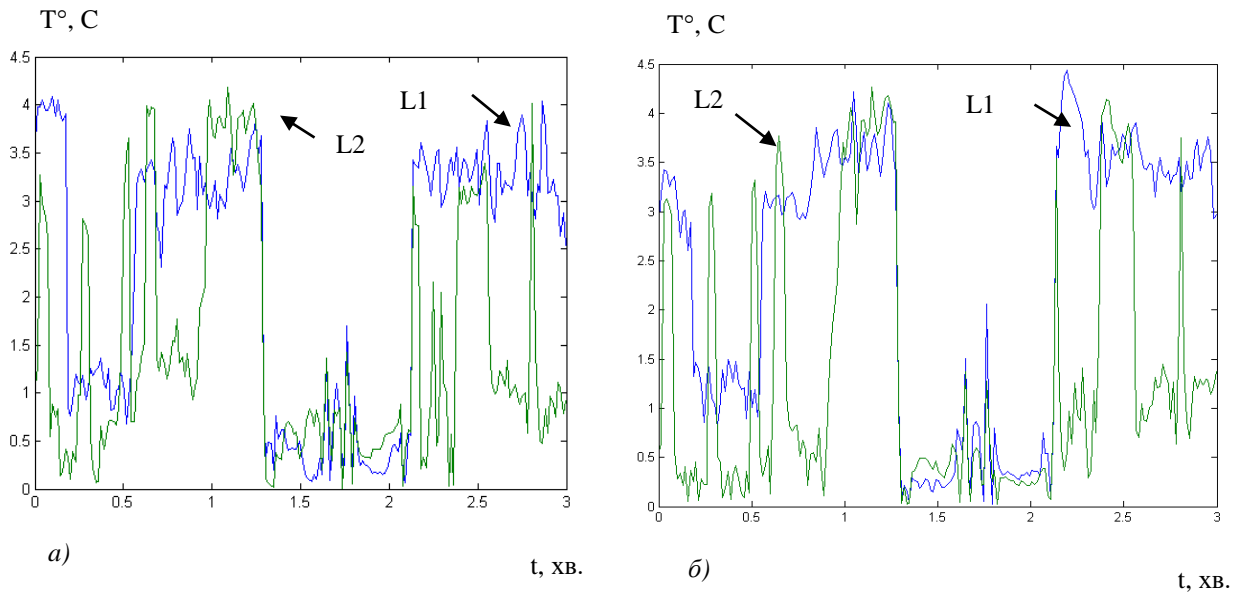


Рис. 5. Різниця між моделлю та даними для змін температурного поля (L1, L2) на поверхні серця у часі уздовж осі X і Y , відповідно: а) при гіпотермії $29,9^\circ\text{C}$; б) при гіпертермії $29,9^\circ\text{C}$

Розрахована різниця між температурою на поверхні серця і моделлю на початку гіпотермії становить не більше $1\text{--}1,5^\circ\text{C}$ і на початку гіпертермії – не більше $0,5\text{--}1^\circ\text{C}$, а також впродовж процесів – не більше $4\text{--}4,5^\circ\text{C}$, що дозволяє достовірно описати початок процесів гіпотермії та гіпертермії серця.

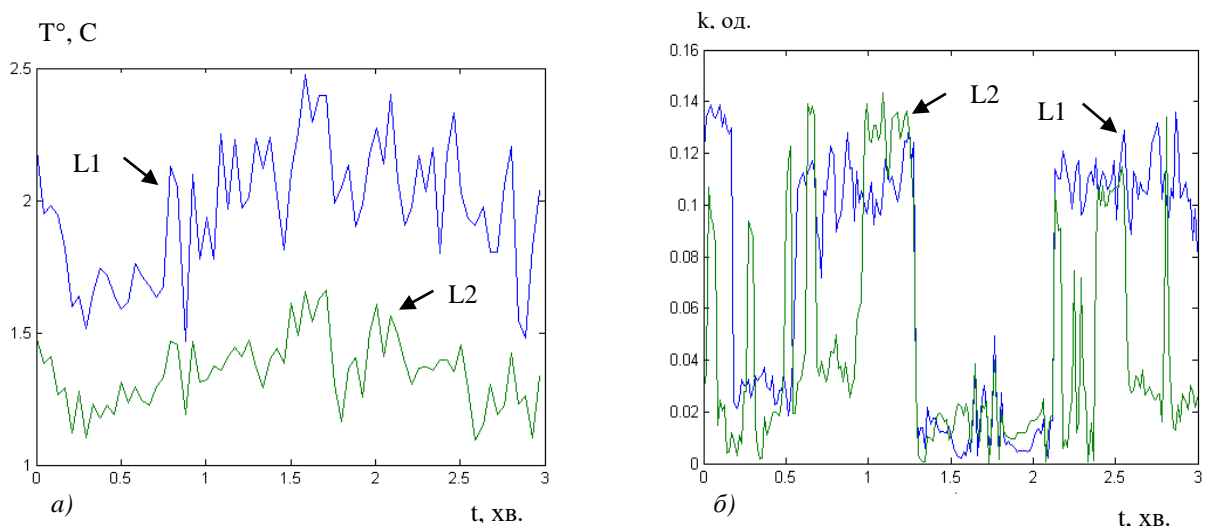


Рис. 6. а) середнє між моделлю та даними для змін температурного поля на поверхні серця у часі: L1 – для мінімальних значень температури, L2 – для максимальних значень температури; б) Залежність коефіцієнта неоднорідності температурного поля у часі: L1 – для мінімальних значень температури, L2 – для максимальних значень температури.

Для загальної оцінки температурних процесів у серці обчислюються середні значення температури вздовж осі X і Z . Середнє між моделлю та даними для змін температурного поля на поверхні серця у часі представлено на рисунку 6 (а). Для оцінки неоднорідності розподілу температури вздовж осі X використовується коефіцієнт, що являє собою співвідношення різниці температур у вибраній області $\psi(x_i)$ і температури в точці реєстрації $\theta(x_0)$. Обчислена залежність коефіцієнта неоднорідності температурного поля у часі вздовж осі X представлена на рисунку 6 (б).

Середнє значення між температурою на поверхні серця і моделлю впродовж процесів гіпотермії та гіпертермії не більше $1,5 - 2,5^\circ\text{C}$, що дозволяє достовірно описати температурні процеси вздовж осі X і Z . Обчислений коефіцієнт неоднорідності температурного поля змінюється в межах $k = 0,01 - 0,14$, що становить на початку гіпотермії та гіпертермії 5% і впродовж цих процесів – 85% від максимального значення коефіцієнта $k_{\max} = 0,16$. Значення коефіцієнта неоднорідності температурного поля $k(x)$ є інтегральним параметром, що акумулює просторові співвідношення мінімумів і максимумів температурного поля вздовж осі X .

Розрахунок коефіцієнта температуропровідності міокарда виконувався при таких значеннях постійних коефіцієнтів і фізичних параметрів міокарда [35]:

$h = 0,23 - 0,504$ – коефіцієнт теплопередачі в міокарді,

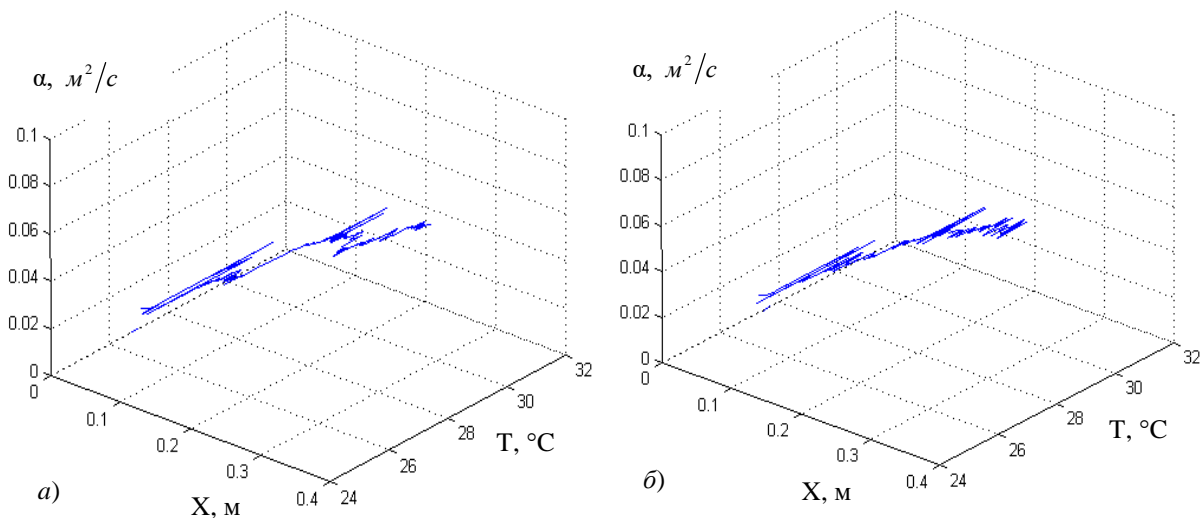
$\gamma_p = 0,543 - 0,605$ – коефіцієнт теплопровідності міокарда, $\frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{К}}$,

$C_p = 3,2 \cdot 10^3$ – питома теплоємність міокарда, $\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}$,

$\rho = 1100 - 1700$ – щільність середовища (міокарда), $\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$,

$T_s = 29,9$ – температура зовнішньої стінки міокарда, $^\circ\text{C}$,

$T_e = 18,4$ – температура внутрішньої стінки міокарда, $^\circ\text{C}$.



Коефіцієнт температуропровідності, залежно від температури на поверхні міокарда, вздовж осі X представлено на рисунку 7 (а, б).

Рис. 7. Коефіцієнт температуропровідності, залежно від температури на поверхні міокарда вздовж осі X : а) при гіпотермії $29,9^\circ\text{C}$; б) при гіпертермії $29,9^\circ\text{C}$

Коефіцієнт температуропровідності, залежно від температури на поверхні міокарда, вздовж осі Y представлено на рисунку 8 (а, б).

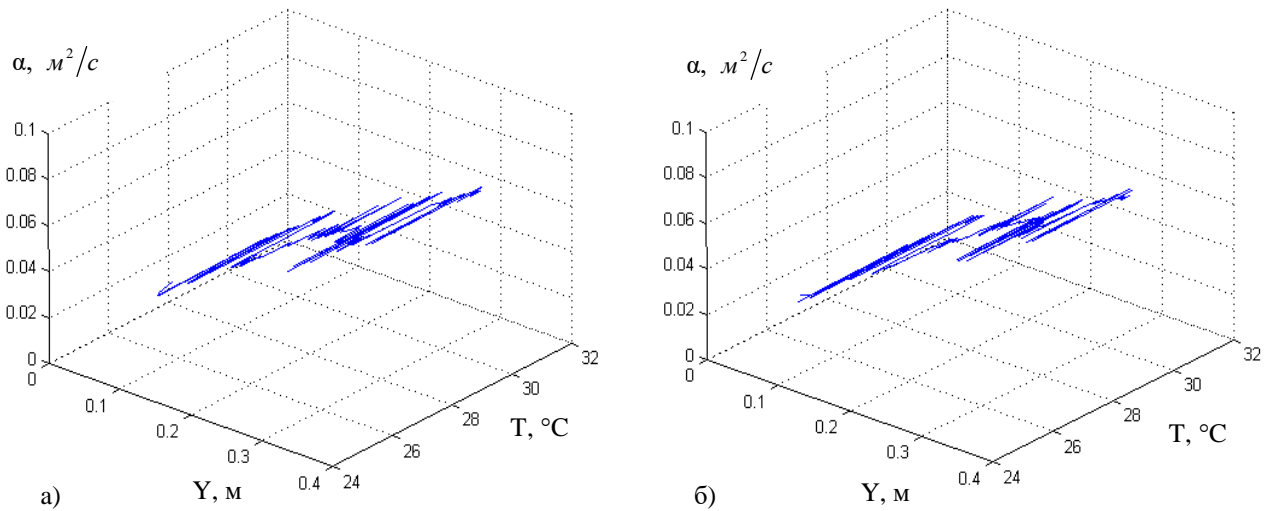


Рис. 8. Коефіцієнт температуропровідності, залежно від температури на поверхні міокарда вздовж осі Y : а) при гіпотермії $29,9^{\circ}\text{C}$; б) при гіпертермії $29,9^{\circ}\text{C}$

Залежності коефіцієнта температуропровідності від температури показують, що вздовж осі X і Z міокард проявляє властивості теплової інерційності, які пов'язані зі зв'язком температурного відгуку від величини градієнта температур на поверхні та у глибині шару міокарда. Коефіцієнт температуропровідності змінюється в широких межах $\alpha = 0,01 - 0,08$. Чим більше значення градієнта температури вздовж осі X і Z , тим швидше відбувається зміна температурного поля в тканинах міокарда і тим більше значення коефіцієнта α .

Зміна температуропровідності у часі для гіпотермії та гіпертермії представлена на рисунку 9 (а, б).

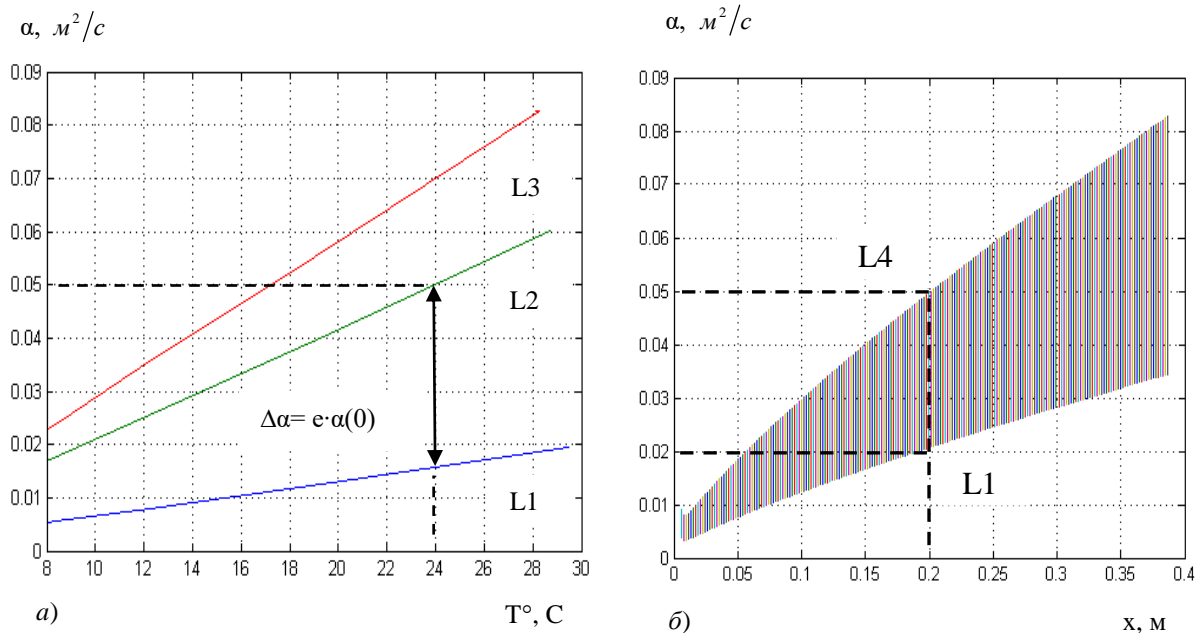


Рис. 9. Зміна температуропровідності міокарда у часі:

а) при гіпотермії (L1) $18,4^{\circ}\text{C}$, (L2) $24,0^{\circ}\text{C}$, (L3) $29,6^{\circ}\text{C}$ %; б) при гіпертермії від (L1) $18,4^{\circ}\text{C}$ до (L4) $34,0^{\circ}\text{C}$

Залежності температуропровідності у часі для гіпотермії та гіпертермії показують, що температуропровідність міокарда зростає у $e = 3,14159$ раз при температурі $24,0^{\circ}\text{C}$ від значення $\alpha = 0,016$ у області реєстрації температури $\psi(x_0) = 0,0018\text{ м}$ до значення $\alpha = 0,05$ на границі області розповсюдження теплового потоку $\psi(x_i) = 0,2\text{ м}$. Відтак, температуропровідність в

області $\psi(x_i) = 0,2$ м у граничному шарі розміром $\delta = 0,0018$ м змінюється від значення $\alpha = 0,02$ до $\alpha = 0,05$ при умові, що $\psi(x_0) \ll x_i$. Відповідно до динаміки для зміни теплопровідності у часі при гіпотермії та гіпертермії серця, температуру $T_i = 24^\circ\text{C}$ можна вважати точкою зміни температурних властивостей міокарда, у якій відбувається пришвидшена зміна температурного поля в тканинах серця.

Трьохвимірною функцією залежності коефіцієнта теплопровідності від температури і відстані від області реєстрації температури представлена на рисунку 10.

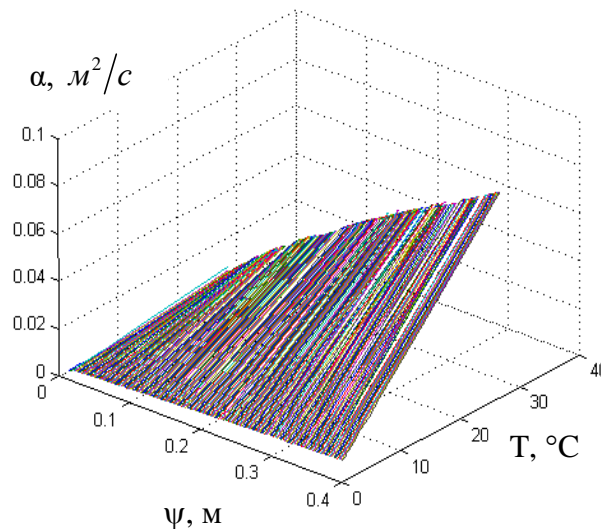


Рис. 10. Залежність коефіцієнта теплопровідності від температури і відстані від області реєстрації температури.

Обчислена трьохвимірною функцією $\alpha(x, T)$ для залежності коефіцієнта теплопровідності від температури T та відстані від області реєстрації x показує, що у діапазоні температур $10\text{--}36^\circ\text{C}$ функція має лінійну залежність від температури $\alpha(T)$, а максимальне значення коефіцієнта залежить від відстані до області реєстрації $\alpha(x)$ уздовж осі x .

Визначений діапазон зміни коефіцієнта теплопровідності знаходиться в межах $0,01\text{--}0,08$ m^2/c , що підтверджує залежність фізичних властивостей міокарда від температури. Причому, зміна температурного поля в тканинах серця пришвидшується з ростом коефіцієнта теплопровідності міокарда α .

Висновки. Таким чином, в умовах охолодження і зігрівання серця відбувається суттєва зміна значення коефіцієнта теплопровідності міокарда. Аналіз розподілу температурного поля на поверхні серця і у глибині шару міокарда показує, що коефіцієнт теплопровідності змінюється в широких межах $\alpha = 0,01\text{--}0,08$ m^2/c . Відповідно до динаміки зміни теплопровідності у часі можна визначити характерну температуру $T_i = 24^\circ\text{C}$, яку можна вважати фізичною точкою зміни температурних властивостей міокарда, що відбуваються у процесі гіпотермії та гіпертермії серця. Обчислені значення мінімумів і максимумів температурного поля на поверхні міокарда показують, що екстремальна різниця температур досягає значення $10\text{--}12^\circ\text{C}$, що може свідчити про суттєву неоднорідність розподілу температури на поверхні серця. Причому, чим більше значення градієнта температури вздовж розповсюдження теплового потоку, тим значно швидше відбувається зміна температурного поля в тканинах міокарда і тим більше значення коефіцієнта теплопровідності міокарда.

Запропонований метод визначення теплопровідності міокарда у процесі гіпотермії та гіпертермії серця на основі неінвазивного контролю температури серця дозволяє визначити в кожній ділянці міокарда неоднорідність розподілу температури. Дані теплопровідності міокарда дають додаткову інформацію про характер процесів і явищ у тканинах серця, що відбуваються при його охолодженні та зігріванні.

Подальші дослідження розподілу температури на поверхні серця в умовах штучного кровообігу варто спрямувати на підвищення ефективності неінвазивних методів контролю температури міокарда для локалізації зони ішемії з порушенням кровообігу в коронарних судинах.

Список використаної літератури:

1. Антонов А.А. Гемодинамика для клинициста / А.А. Антонов. – Москва, 2004. – С. 7.
2. Маколкин В.И. Микроциркуляция в кардиологии / В.И. Маколкин. – М. : Визарт, 2004. – 135 с.
3. Александров О.В. Диагностика и лечение микроциркуляторных нарушений : метод. рекомендации / О.В. Александров, Т.А. Федорова, Ю.Б. Белоусов. – М., 1981. – 12 с.
4. Дынник О.Б. Биофизические методы оценки состояния микроциркуляторного русла кожи / О.Б. Дынник, С.Е. Мостовой, В.А. Березовский // Физиологический журнал. – 2008. – Т. 54, № 2. – С. 100–108.
5. Danilova V.A. Use Of Thermal Imaging For Diagnosis Of Vascular Pathologies / V.A. Danilova, V.V. Shlykov // Электронный научный журнал. Серия : Биомедицинская инженерия и электроника. – Херсонский национальный технический университет. – 2014. – № 1. URL : <http://biofbs.esrae.ru/pdf/2014/1/939.pdf>.
6. Ройтберг Г.Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов / Г.Е. Ройтберг, А.В. Струтинский. – М. : Медицина, 2001. – 337 с.
7. Березко Л.О. Возможности застосування біоелектроімпедансометрії для дослідження стану мікроциркуляції / Л.О. Березко, А.А. Смердова, С.Є. Соколов // Электроника и связь. Тематический выпуск : Электроника и нанотехнологии. – 2011. – № 2. – С. 101–105.
8. Мовчан Б.А. Электронно-лучевая нанотехнология и новые материалы в медицине – первые шаги / Б.А. Мовчан // Вісник фармакології і фармації. – 2007. – № 2. – С. 5–23.
9. Amstad E. Ultrastable iron oxide nanoparticle colloidal suspensions using dispersants with catechol-derived anchor groups / E.Amstad, T.Gillich, I.Bileka // Nano Lett. – 2009. – V. 9, № 12. – Pp. 4042–4048.
10. Верещака В.В. Інтегральна оцінка стану мікроциркуляції нігтьового ложа за даними капіляроскопії / В.В. Верещака, Н.М. Сидорова // Серце і судини. – 2008. – № 1. – С. 86–93.
11. Коваленко М.М. Медико-технічні аспекти застосування моніторингу дихання пацієнтів у клінічній практиці // М.М. Коваленко, О.А. Кутяк, В.О. Лоната // Физиологический журнал. – 2010. – Т. 50, № 3. – С. 84–88.
12. Stefanovsca A. Os-dilations in the human cutaneous blood perfusion signal modified by endothelium-independent vasodilators / A.Stefanovsca, H.D. Klemmno, K.A. Kirkeboen // Microvascular Res. – 1999 (May). – № 57 (3). – Pp. 19–24.
13. Bellmann C. Fundus autofluorescence imaging compared with different confocal scanning laser ophthalmoscopes / C.Bellmann, G.S. Rubin // Br. J. Ophthalmol. – 2003. – Vol. 87 (11). – Pp. 1381–1386.
14. Agabiti-Rossei E. Treatment alternatives in hypertensive subgroup and the role of the microcirculation / E.Agabiti-Rossei, D.Rizzoni // Microcirculation and cardiovascular disease. – Lippincot Williams & Wilkins. – 2000. – Pp. 153–165.
15. Chilian W. Prologue: new insights into the regulation of the coronary microcirculation / W.Chilian, D.Gutterman // Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. – 2000. – Pp. 2585–2586.
16. Sambuceti G. Should we study the coronary microcirculation? / G.Sambuceti, A.L'Abbate, M.Marzilli // Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. – 2000. – Pp. 2581–2584.
17. Camici P. What is the most reliable technique for exploring microcirculation? / P.Camici, S.Kaul // New frontiers in hypertension. – 2003. – Pp. 6–7.
18. Крупаткин А.И. Клиническая нейроангиофизиология конечностей / А.И. Крупаткин. – М. : Научный мир, 2003. – 322 с.
19. Куприянов В.В. Микроциркуляторное русло / В.В. Куприянов, Я.Л. Караганов, В.И. Козлов. – М. : Медицина, 1975. – 213 с.
20. Алекперов Р.Т. Широкопольная капилляроскопия в диагностике ревматических заболеваний / Р.Т. Алекперов, А.В. Волков // Терапевтический Архив. – 1998. – № 5. – С. 80–83.
21. Фотоплетизмография в оценке эластических свойств и реактивности периферических артерий / П.А. Лебедев, Л.И. Калакутский, С.П. Власова, А.П. Горлов // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. – 2004. – № 1 (9). – С. 44.
22. Крупаткин А.И. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови / А.И. Крупаткин, В.В. Сидоров. – М. : Медицина, 2005. – 254 с.
23. Козлов В.И. Лазерная доплеровская флоуметрия и анализ коллективных процессов в системе микроциркуляции / В.И. Козлов, Л.В. Корси, В.Г. Соколов // Физиология человека. – 1998. – Т. 24, № 6. – С. 112.
24. Розенфельд Л.Г. Основы клинической дистанционной термодиагностики / Л.Г. Розенфельд. – К. : Здоровье, 1988. – 222 с.
25. Medical Infrared imaging / A.Nicholas, B.Diakides, D.Joseph, A.Bronzino. – London : CRC Press Taylor Group LLC, 2008. – 451 p.
26. Ткаченко Ю.А. Клиническая термография (обзор основных возможностей) / Ю.А. Ткаченко, М.В. Голованова, А.М. Овечкин. – Р-н-Д., 1999. – 274 с.
27. Зеновко Г.И. Термография в хирургии / Г.И. Зеновко. – М. : Медицина, 1998. – 139 с.
28. Сивухин Д.В. Общий курс физики : учеб. пособие. Т. 2 : Термодинамика и молекулярная физика / Д.В. Сивухин ; МФТИ. – М. : Физматлит, 2005. – 544 с.
29. Теплообмен : курс лекций / М.С. Лобасова, К.А. Финников, Т.А. Миловидова и др. – Красноярск : ИПК СФУ, 2009. – 295 с. [Электронный ресурс]. – Режим доступа : http://files.lib.sfu-kras.ru/ebibl/umkd/1536/u_lecture.pdf.
30. Ghosh S. Cardiopulmonary Bypass / Edited by S.Ghosh, F.Falter and D.J. Cook. – New York : Cambridge University Press, 2009. – Pp. 207. URL : <https://suny-perfusion-knowledge.wikispaces.com/file/view/Cardiopulmonary+bypass+book+-+Ghosh.pdf>.

31. Локишин Л.С. Искусственное и вспомогательное кровообращение в сердечно-сосудистой хирургии : практ. Пособие / Л.С. Локишин, Г.О. Лурье, И.И. Деметьева ; Российская академия медицинских наук. – М. : Научный центр хирургии, 1998. – 93 с.
32. Application of Model of Heat Exchange for Myocardium Provided Stationary Convection Laminar Flow / V.Shlykov, V.Danilova, V.Maksymenko, S.Maryna // Journal of Cardiology & Current Research. – 2017. – Vol. 10, Issue 1. URL : <http://medcraveonline.com/JCCR/JCCR-10-00350.pdf>.
33. Котовський В.Й. Комплексна технологія неінвазивних досліджень стану організму людини на основі інтеграції інфрачервоної термографії та транскутанної киснеметрії : дис. ... д-ра техн. наук / В.Й. Котовський. – К. : НТУУ «КПІ», 2012. – 258 с.
34. User's Manual : FLIR i3, FLIR i5, FLIR i7, Extech IRC30 / Publ. No. T559580. – Rev. a506. – English (EN). – February 4, 2011. – 167 p. URL : <https://www.omega.com/manuals/manualpdf/M5150.pdf>.
35. Maksymenko V.B. The Discrete Model for the System of the Myocardium and Coronary Vessels / V.B. Maksymenko, V.A. Danilova, V.V. Shlykov // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2017. – No 1. – С. 54–60. URL : http://bulletin.kpi.ua/article/download/90044/pdf_185/90044-200680-1-PB.pdf.

References:

1. Antonov, A.A. (2004), *Gemodinamika dlja klinicista*, Moskva, P. 7.
2. Makolkina, V.I. (2004), *Mikrocirkuljacija v kardiologii*, Vizart, Moskva, 135 p.
3. Aleksandrov, O.V., Fedorova, T.A. and Belousov, Ju.B. (1981), *Diagnostika i lechenie mikrocirkuljatornyh narushenij*, metod. Rekomendacii, Moskva, 12 p.
4. Dynnik, O.B., Mostovoj, S.E. and Berezovskij, V.A. (2008), «Biofizicheskie metody ocenki sostojanija mikrocirkuljatornogo rusla kozhi», *Fiziologichnij zhurnal*, Vol. 54, No. 2, pp. 100–108.
5. Danilova, V.A. and Shlykov, V.V. (2014), «Use Of Thermal Imaging For Diagnosis Of Vascular Pathologies», *Jeletronnyj nauchnyj zhurnal, Serija Biomedicinskaja inzhenerija i jeletronika*, Hersonskij nacional'nyj tehničeskij universitet, No. 1, available at: <http://biofbe.esrae.ru/pdf/2014/1/939.pdf>
6. Rojtemberg, G.E. and Strutinskij, A.V. (2001), *Laboratornaja i instrumental'naja diagnostika zabolevanij vnutrennih organov*, Medicina, Moskva, 337 p.
7. Berezko, L.O., Smerdova, A.A. and Sokolov, S.Je. (2011), «Mozhlyvosti zastosuvannja bioelektroimpedansometrii' dlja doslidzhenja stanu mikrocirkuljaciji'», *Jeletronika i svjaz'*, Tematicheskij vypusk *Jeletronika i nanotehnologii*, No. 2, pp. 101–105.
8. Movchan, B.A. (2007), «Jeletronno-luchevaja nanotehnologija i novye materialy v medicine – pervye shagi», *Visnik farmakologii i farmacii*, No. 2, pp. 5–23.
9. Amstad, E., Gillich, T. and Bileka, I. (2009), «Ultrastable iron oxide nanoparticle colloidal suspensions using dispersants with catechol-derived anchor groups», *Nano Lett.*, Vol. 9, No. 12, pp. 4042–4048.
10. Vereshhaka, V.V. and Sydorova, N.M. (2008), «Integral'na ocinka stanu mikrocyrkuljaciji' nig'ovogo lozha za danymy kapiljaroskopii'», *Serce i sudyny*, No. 1, pp. 86–93.
11. Kovalenko, M.M., Kutjak, O.A. and Lopata, V.O. (2010), «Medyko-tehnični aspekty zastosuvannja monitoryngu dyhannja pacientiv u kliničnij praktycii'», *Fiziologichnij zhurnal*, Vol. 50, No. 3, pp. 84–88.
12. Stefanovska, A., Klermnno, H.D. and Kirkeboen, K.A. (1999), «Os-dilations in the human cutaneous blood perfusion signal modified by endothelium-independent vasodilators», *Microvascular Res.*, from May, No. 57 (3), pp. 19–24.
13. Bellmann, C. and Rubin, G.S. (2003), «Fundus autofluorescence imaging compared with different confocal scanning laser ophthalmoscopes», *Br. J. Ophthalmol.*, Vol. 87 (11), pp. 1381–1386.
14. Agabiti-Rossei, E. and Rizzoni, D. (2000), «Treatment alternatives in hypertensive subgroup and the role of the microcirculation», *Microcirculation and cardiovascular disease*, Lippincot Williams & Wilkins, pp. 153–165.
15. Chilian, W. and Gutterman, D. (2000), «Prologue: new insights into the regulation of the coronary microcirculation», *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, pp. 2585–2586.
16. Sambuceti, G., L'Abbate, A. and Marzilli, M. (2000), «Should we study the coronary microcirculation?», *Am. J. Physiol., Heart Circ. Physiol.*, pp. 2581–2584.
17. Camici, P. and Kaul, S. (2003), «What is the most reliable technique for exploring microcirculation?», *New frontiers in hypertension*, pp. 6–7.
18. Krupatkin, A.I. (2003), *Kliničeskaja nevroangiofiziologija konechnostej*, Nauchnyj mir, Moskva, 322 p.
19. Kuprijanov, V.V., Karaganov, Ja.L. and Kozlov, V.I. (1975), *Mikrocirkuljatornoe ruslo*, Medicina, Moskva, 213 p.
20. Alekperov, R.T. and Volkov, A.V. (1998), «Shirokopol'naja kapiljaroskopija v diagnostike revmaticheskij zabolevanij», *Terapevticheskij Arhiv*, No. 5, pp. 80–83.
21. Lebedev, P.A., Kalakutskij, L.I., Vlasova, S.P. and Gorlov, A.P. (2004), «Fotopletizmografija v ocenke jelasticheskij svojstv i reaktivnosti perifericheskij arterij», *Regionarnoe krovoobrashhenie i mikrocirkuljacija*, No. 1 (9), P. 44.
22. Krupatkin, A.I. and Sidorov, V.V. (2005), *Lazernaja dopplerovskaja floumetrija mikrocirkuljaciji' krovi*, Medicina, Moskva, 254 p.
23. Kozlov, V.I., Korsi, L.V. and Sokolov, V.G. (1998), «Lazernaja dopplerovskaja floumetrija i analiz kollektivnyh processov v sisteme mikrocirkuljaciji'», *Fiziologija čeloveka*, Vol. 24, No. 6, pp. 112.
24. Rozenfel'd, L.G. (1988), *Osnovy kliničeskij distancionnoj termodiagnostiki*, Zdorov'e, Kiev, 222 p.
25. Nicholas, A., Diakides, B., Joseph, D. and Bronzino, A. (2008), *Medical Infrared imaging*, CRC Press Taylor Group LLC, London, 451 p.
26. Tkachenko, Ju.A., Golovanova, M.V. and Ovechkin, A.M. (1999), *Kliničeskaja termografija: obzor osnovnyh vozmozhnostej*, Rostov-na-Donu, 274 p.
27. Zenovko, G.I. (1998), *Termografija v hirurgii*, Medicina, Moskva, 139 p.

28. Sivuhin, D.V. (2005), *Obshhij kurs fiziki*, in parts, Part 2 «Termodinamika i molekularnaja fizika», MFTI, Fizmatlit, Moskva, 544 p.
29. Lobasova, M.S., Finnikov, K.A., Milovidova, T.A. and others (2009), *Teplomassoobmen*, kurs lekcij, IPK SFU, Krasnojarsk, 295 p., available at: http://files.lib.sfu-kras.ru/ebibl/umkd/1536/u_lecture.pdf
30. Ghosh, S., Falter, F. and Cook, D.J. (ed.) (2009), *Cardiopulmonary Bypass*, Cambridge University Press, New York, pp. 207, available at: <https://suny-perfusion-knowledge.wikispaces.com/file/view/Cardiopulmonary+bypass+book+-+Ghosh.pdf>
31. Lokshin, L.S., Lur'e, G.O. and Dement'eva, I.I. (1998), *Iskusstvennoe i vspomogatel'noe krovoobrashhenie v serdechno-sosudistoj hirurgii*, prakt. posobie, Rossijskaja akademija medicinskih nauk, Nauchnyj centr hirurgii, Moskva, 93 p.
32. Shlykov, V., Danilova, V., Maksymenko, V. and Maryna, S. (2017), «Application of Model of Heat Exchange for Myocardium Provided Stationary Convection Laminar Flow», *Journal of Cardiology & Current Research*, Vol. 10, Issue 1, available at: <http://medcraveonline.com/JCCR/JCCR-10-00350.pdf>
33. Kotovs'kyj, V.J. (2012), *Kompleksna tehnologija neinvazyvnyh doslidzen' stanu organizmu ljudy ny na osnovi integracii' infrachervonoj' termografii' ta transkutannoj' kysnometrii'*, Dyss. of d-ra tehn. nauk, NTUU «KPI», Kyi'v, 258 p.
34. «FLIR i3, FLIR i5, FLIR i7, Extech IRC30» (2011), *User's Manual*, Publ. from Ferruary 4, N T559580, Rev. a506, in English, 167 p., available at: <https://www.omega.com/manuals/manualpdf/M5150.pdf>
35. Maksymenko, V.B., Danilova, V.A. and Shlykov, V.V. (2017), «The Discrete Model for the System of the Myocardium and Coronary Vessels», *Naukovi visti NTUU «KPI»*, No 1, pp. 54–60, available at: http://bulletin.kpi.ua/article/download/90044/pdf_185/90044-200680-1-PB.pdf

Шликів Владислав Валентинович – доцент, кандидат технічних наук, доцент кафедри біомедичної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Наукові інтереси:

- біомедична інженерія;
- моделювання теплових процесів.

Тел.: (067) 758–47–02.

E-mail: v.shlykov@kpi.ua.

Номер ORCID: <http://orcid.org/0000-0001-8836-4658>

Стаття надійшла до редакції 24.03.2018.