

УДК 615.849.19
DOI: 10.20535/1810-0546.2018.1.118807

В.В. Шликов*

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

МЕТОД ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ВІДЕОДАНИХ ТЕРМОГРАМ ПРИ ОПЕРАЦІЯХ НА ВІДКРИТОМУ СЕРЦІ З ФІЛЬТРАЦІЄЮ ВІЗУАЛЬНИХ ФОНІВ МІОКАРДА

Проблематика. Розглядається реалізація методу цифрової обробки відеоданих термограм серця в умовах штучного кровообігу.

Мета дослідження. Метою роботи є застосування методів цифрової обробки зображень для відеопослідовності термограм серця для кількісної оцінки градієнта температури, який спостерігається на поверхні міокарда в процесі гіпотермії та гіпертермії в умовах штучного кровообігу.

Методика реалізації. Для отримання вихідних відеоданих, які відображають послідовність термограм серця, застосовуються тепловізор і пристрій захоплення та збереження відеозображення. При аналізі температурного поля застосовуються методи тепловізійної діагностики і методи цифрової обробки зображень, які дають змогу отримати бінарне зображення для кількісної оцінки градієнтів температури між кров'ю в судинах і міокардом при нагріванні або охолодженні серця.

Результати дослідження. В результаті цифрової обробки відеоданих термограм серця виділені області в міокарді та контури коронарних судин, у яких зміна температури значно випереджає або відстає від середньої температури на поверхні при нагріванні або охолодженні серця. Застосування методу цифрової обробки термограм дає можливість візуалізувати поширення температурних профілів на поверхні міокарда й оцінювати метаболізм міокарда на різних стадіях перфузії.

Висновки. Результати цифрової обробки відеоданих термограм серця дають змогу якісно доповнити інформацію про температуру й однорідності судин під час охолодження і зігрівання серця в умовах штучного кровообігу. Неінвазивний контроль температури дає можливість мінімізувати час проведення штучного кровообігу і забезпечити умови максимального захисту міокарда і мозку в умовах штучного кровообігу.

Ключові слова: термограма; міокард; обробка зображень; розподіл температури.

Вступ

Метод інфрачервоної термографії є одним із перспективних та інформативних інструментальних методів діагностики [1]. Попередні дослідження продемонстрували високу ефективність і достатню точність неінвазивних методів інфрачервоної термографії як комплексу об'єктивізації та виявлення патології і порушення кровотоку [2]. Безконтактний метод контролю температури внутрішніх органів людини, зокрема серця, є абсолютно нешкідливим для пацієнта та вирішує проблему забезпечення контролю глибинної температури тканин, у т.ч. дає змогу реалізувати безконтактний контроль температури серця і цифрову обробку відеоданих термограм при операціях в умовах штучного кровообігу. Реалізація цих методів дає можливість уточнювати локалізацію функціональних змін у тканинах [3], активність процесу і його поширення, характер змін у міокарді – процес запалення або злоякісність.

В умовах штучного кровообігу на етапах гіпотермії і гіпертермії серця, коли в контур екстра-

корпорального кровообігу відбувається повернення венозної крові, характер розподілу температури на поверхні міокарда може мати значну неоднорідність температурного поля за рахунок впливу процесів тепловіддачі та конвекції тепла на поверхні серця. Метод безконтактного контролю температури і цифрової обробки термограм допомагає виявити взаємозв'язок між електромеханічними характеристиками міокарда (за даними електрокардіограми) і коливаннями температури на поверхні міокарда в умовах штучного кровообігу.

Постановка задачі

Розробка ефективних методів аналізу розподілу температури на поверхні міокарда в умовах штучного кровообігу дасть змогу підвищити безпеку захисту серця та визначити стан коронарних судин і ділянок шунтування при операціях на відкритому серці. Це завдання можна вирішити за допомогою методу обробки термограм серця, який дасть можливість обчислювати темпе-

* corresponding author: v.shlykov@kpi.ua

ратуру на поверхні міокарда і градієнти температури між кров'ю в судинах і міокардом при нагріванні або охолодженні серця.

Аналіз існуючих методів тепловізійної діагностики

Серед найпоширеніших методів візуалізації кровотоку можна виділити метод лазерної доплерівської візуалізації, метод лазерної контрастної візуалізації, метод фотоплетизмографічної візуалізації та капіляроскопії [4, 5]. Перелічені методи використовують ефекти, які пов'язані із взаємодією оптичного випромінювання видимого і близького інфрачервоного діапазонів з біологічною тканиною. У тепловізійних методах діагностики як інформаційний сигнал використовується власне теплове випромінювання об'єкта, яке прямо не залежить від зовнішніх джерел випромінювання, що підвищує надійність вимірювання температури.

При застосуванні математичної обробки тепловізійних зображень існують два напрями досліджень. Перший пов'язаний із розв'язком задачі візуалізації для мережі венонних або артеріальних судин без урахування кількісного зв'язку зі зміною кровотоку в них. При цьому технологія візуалізації допускає реєстрацію теплової реакції на зовнішнє нагрівання [6, 7] або охолодження [8] тканин. Другий напрям робіт пов'язаний зі спробою не тільки візуалізувати анатомічні особливості судин, але й установити зв'язок температурних параметрів із показниками кровотоку [9–11].

Існують різні системи тепловізійної медичної діагностики [12–16], які мають різноманітний функціональний набір. Термограми біологічних об'єктів у двовимірному просторі подаються переважно у вигляді зображення в інфрачервоному діапазоні зі спектральним розподілом кольорів за інтенсивністю випромінювання. У більшості існуючих систем реалізовані класичні методи обробки термограм:

1) методи нормалізації [17], які використовуються для зведення всіх пікселів термограми до одного масштабу амплітуд;

2) методи фільтрації та способи обробки фонових випромінювання об'єктів [18], які дають змогу виключити вплив нерівномірності випромінювальної здатності біологічних тканин;

3) методи спектрального аналізу [19, 20], які дають змогу виявляти періодичні структури, пов'язані з відомими властивостями дефектів у тканинах;

4) методи розпізнавання образів і ущільнення даних [21, 22], які дають змогу виділяти контури динамічної послідовності для багатокольорового зображення по конкретних ознаках;

5) статистичний аналіз [23, 24], який дає змогу аналізувати більші обсяги отриманих даних і вибирати найбільш значимі характеристики.

До складу програмних засобів, що поставляються виробниками термографів, включаються прості методи фільтрації термограм: медіанна фільтрація для усунення одиночних викидів, які мають явне відхилення від реального сигналу, а також низькочастотна фільтрація для усунення шумів, що зменшує екстремальні значення даних. У модернізованих системах діагностики застосовується фільтр Гаусса, який дає змогу зменшити усереднену інтенсивність шуму, однак призводить до розмиття дрібних деталей зображення.

У спеціалізованих системах медичної візуалізації та діагностики застосовуються Фур'є- і вейвлет-перетворення. Використання Фур'є-перетворення дає змогу визначити фазові характеристики сигналу в просторі образів (імпульсна фазова термографія). Вейвлет-перетворення дає можливість визначити кореляцію сигналу з набором хвилових функцій і виконати сегментацію дефектів.

При аналізі термограм за допомогою методів спектрального аналізу як базові функції масштабування можуть застосовуватися спеціальні функції: вейвлет-функція Морле [25], хвилові функції, що задовольняють принцип невизначеності Гейзенберга [26], а також інші комплексні хвилові функції. Ці функції дають можливість досліджувати різні частоти для інтервалів часу, які визначаються фактором трансляції сигналу в середовищі.

Методи розпізнавання зображень термограм формалізують задачі обробки через побудову базисного вектора з мінімальним набором характеристик, що дає змогу для кожного колірного каналу виконати бінаризацію зображення, наприклад за допомогою методу Отса [27] або інших способів векторного перетворення і бінаризації медичних зображень.

При аналізі термограм за допомогою статистичного аналізу застосовуються фокальна статистика (Focal Statistics), метод головних компонентів (Principal Component Analysis) [28], а також інші статистичні процедури. У тепловізійних системах для дослідження конвекційної теплопередачі додатково застосовуються багатовимірні теплові моделі, що дають змогу понизити метрику задачі, наприклад виключити вплив процесів конвекції на поверхні біологічних об'єктів.

При всьому різноманітті методів обробки термограм на сьогодні в клінічній практиці підходи до аналізу термограм найчастіше залежать від досліджуваного органа, а більшість діагнозів ставляться за візуальним аналізом зображень. При цьому у зв'язку із суб'єктивністю існуючих діагностичних критеріїв, які застосовуються для аналізу карт розподілу температури, методи термографії можна класифікувати залежно від медичної практики їх застосування.

1. Термографічна діагностика онкологічних захворювань [29], застосування якої засноване на гіпотезі, що температура над злоякісною пухлиною, як правило, вища на 1,5–3 °С, а над доброякісною – на 1,4–2,5 °С нижча порівняно з навколишніми тканинами.

2. Термографічна діагностика захворювань серцево-судинної системи [30], яка заснована на гіпотезі, що температура в ділянці проекції уражених судин перевищує середні значення температур для відповідної ділянки на 1–2 °С залежно від стадії захворювання.

3. Термографічна діагностика опорно-рухової системи і хребта [31, 32], яка заснована на гіпотезі, що при порушеннях, пов'язаних із хребтом, таких як остеопороз і остеоартроз, метастази тіл хребців та інші функціональні розлади, градієнт температур у проблемних ділянках становить 0,8–3 °С залежно від індивідуальних особливостей організму і виду патології.

4. Термографічна діагностика шлунково-кишкового тракту [33], яка заснована на гіпотезі, що головною тепловізією ознакою пухлини кишечника є виявлення зони високої гіпертермії над ділянкою локалізації пухлинного вузла.

5. Термографічна діагностика щитоподібної залози [34], яка заснована на гіпотезі, що підвищення функціональної активності щитоподібної залози проявляється як гіпертермія в проекції органа, а при токсичній аденомі та раку щитоподібної залози в проекції патологічного вогнища виявляється ділянка з дуже високим підвищенням температури.

6. Термографічна діагностика мозкового кровообігу [35], яка заснована на гіпотезі, що зміна стану судин головного мозку впливає на кровопостачання ділянок передньої та задньої мозкових артерій, що своєю чергою призводить до зміни температури на поверхні скроневої та тім'янопотилічної ділянок голови.

На ринку медичного обладнання виробники медичних термографів поставляють у складі тепловізіонних діагностичних систем комплект програмного забезпечення, який зазвичай включає класичні методи обробки термограм (табл. 1).

Усі існуючі тепловізіонні системи розраховані на широкий спектр області застосування в медичній діагностиці [36], але мають спеціальні функції, які роблять використання цих систем унікальним у певній галузі:

- онкологія (різні види пухлин);
- стоматологія (стоматити, гінгівіти, періостити тощо);
- дерматологія (колагенові захворювання, дерматити, акне тощо);
- офтальмологія (внутрішньоорбітальні пухлини, кон'юнктивіт тощо);
- урологія (запальні захворювання нирок, сечового міхура, яєчок тощо);
- внутрішні хвороби (діабетична ангіопатія, атеросклероз, ендартеріїт судин кінцівок, поліміозит, порушення вегетативної регуляції тощо);
- травматологія (ортопедія, остеохондроз, сколіоз хребта, нейропатія периферичних нервів, запальні захворювання великих суглобів, остеомиєліт тощо);
- оториноларингологія (паралічі та парези лицьових нервів, алергійний риніт, запалення придаткових пазух носа, зовнішнього і середнього вуха тощо);
- акушерство та гінекологія (доброякісні та злоякісні пухлини, кісти молочної залози, мастит, рання діагностика вагітності тощо);
- кардіологія (гіпертонічна хвороба, вегето-судинні дистонії, захворювання магістральних судин голови, шиї та кінцівок, ішемічна хвороба серця, варикозні хвороби вен нижніх кінцівок, визначення адекватного способу хірургічного втручання на судинах);
- пульмонологія (гнійно-запальні захворювання бронхо-легеневої системи, бронхіальна астма, ексудативний плеврит тощо);
- фармакологія (одержання даних про вплив протизапальних і судинорозширювальних ліків тощо).

Наведені тепловізіонні системи, які застосовуються в медичній діагностиці, дають змогу одержувати об'єктивну інформацію з аналізу асиметрії статичного розподілу температур або порівнянням його з нормою. Застосування методів обробки термограм виконується в припущенні про стабільність температурного розподілу в часі, яке не є коректним унаслідок наявності терморегуляції та процесів підтримки гомеостазу в біологічній системі. Нестабільність температурного розподілу в часі особливо проявляється в процесі гіпо- та гіпертермії біологічного об'єкта.

З аналізу виконуваних функцій [36] можна зробити висновок, що ці системи не забезпечу-

Таблиця 1. Медичні тепловізійні системи за галуззю застосування

Медичні тепловізійні системи	Методи обробки зображень	Особливі функції	Галузь застосування
PULSAR HELION XP50 (Україна, Китай)	Цифрове збільшення зображення	Роздільна здатність 0,5 °С, плавне масштабування	Моніторинг об'єктів
AGEMA 550 (Швеція, Німеччина)	Класичні методи обробки зображень	Роздільна здатність 0,5 °С	Медичні дослідження
PERGAMED (Росія)	Класичні методи обробки зображень	Роздільна здатність 0,05 °С, малий час зйомки кадру – 8 мс	Діагностика внутрішніх захворювань
IRTIS-2000 (Росія)	Згладжування, збільшення різкості, контрастування, кадрування, колірна корекція	Роздільна здатність 0,05 °С, спеціальна оптика, динамічне ГЧ-картування в часі	Діагностика внутрішніх захворювань
FLIR Med-Hot MAX 307 (США)	Контрастування зображення, виділення теплових структур, що відносяться до анатомії	Роздільна здатність 0,5 °С, медична програма TotalVision	Діагностика опорно-рухового апарату
FLIR SC660 (США)	Динамічне поліпшення деталей зображення, оптимізатор контрастності	Роздільна здатність 0,04 °С, MPEG4-відеозйомка	Науково-технічні та медичні дослідження
IR235B (США)	Виділення об'єктів підвищеної температури	Підвищена цифрова роздільна здатність і знижений шум зображення	Діагностика вірусу пташиного грипу (H5N1) і атипової пневмонії (SARS)
TH9100SL (США, Японія)	Корегування зовнішньої температури, відносної вологості, відстані до об'єкта	Роздільна здатність 0,06 °С, спеціальна оптика, відображення профілів температури	Діагностика пухлин, інфекційних захворювань
NEC TH9100MR/WR (Японія)	Функції аналізу і настройки термозображень у реальному масштабі часу	Роздільна здатність 0,02 °С, спеціальна оптика, відеозйомка	Діагностика пухлин малого розміру

ють діагностики кровотоку в дрібних коронарних судинах біологічного об'єкта, який зазнає нагрівання або охолодження в реальному часі. Крім того, всі існуючі тепловізійні системи орієнтовані на конкретні цілі діагностики певних класів захворювань. Адаптація реалізованих систем для контролю температури серця і діагностики стану коронарних судин вимагає значних часових і фінансових витрат.

Таким чином, існуючі медичні тепловізійні діагностичні системи мають функціональні недоліки, які пов'язані з реалізацією спеціальних методів обробки термограм. Крім того, в клінічній практиці тепловізійна діагностика стану кровотоку реалізується за допомогою медичного персоналу, а діагностичний висновок значною мірою залежить від особистої кваліфікації. Тому проведення наукових досліджень в області комп'ютеризації діагностики стану мозку і серця при гіпота гіпертермії в умовах штучного кровообігу є актуальним завданням біомедичної інженерії.

Інструментальні засоби дослідження температури серця

Вхідними даними для методу цифрової обробки відеоданих термограм є послідовність інфрачервоних зображень серця, що отримуються в умовах штучного кровообігу із застосуванням термографа FLIR i7 з частотою 9 Гц у спектральному діапазоні 8–14 мкм на основі неохолоджуваної матриці розміром 320×240 елементів і температурною чутливістю 0,1 °С. Термограф FLIR i7 дає змогу отримати послідовність інфрачервоних зображень біологічного об'єкта, до якого застосовується алгоритм від'ємного аналізу зміни інтенсивностей колірного еквівалента температурного поля, що змінюється в часі.

Функціональна схема медичної тепловізійної діагностичної системи, в якій реалізовано запропонований авторами спосіб неінвазивного контролю температури [37, 38] і застосовується метод цифрової обробки відеоданих термограм при

гіпо- та гіпертермії серця в умовах штучного кровообігу, зображена на рис. 1.

Запропонована функціональна схема медичної тепловізійної діагностичної системи (рис. 1) дає змогу отримувати безперервний у часі відеосигнал з інфрачервоного термографа і забезпечує інструментальні можливості для цифрової обробки відеоданих термограм. Аналіз відеоряду термограм дає можливість визначити температуру на поверхні міокарда і градієнти температури між кров'ю в судинах і міокардом при нагріванні або охолодженні серця, що уможливило візуалізацію контурів коронарних судин на поверхні міокарда.

Коливання температури на поверхні міокарда в досліджуваній ділянці чітко визначаються

при гіпо- та гіпертермії в умовах штучного кровообігу, що відображено на рис. 2.

Послідовність термограм відкритого серця реєструвалася протягом 5,7 год операції з інтервалом у 4,5–5 хв. Динаміка зміни температури на поверхні міокарда показує значну неоднорідність розподілу температури (див. рис. 1) для функцій: зміни мінімальної температури $T_{\min}(t)$, максимальної температури $T_{\max}(t)$, а також для усереднених по області значень температури $T_{\text{mid}}(t)$. При охолодженні серця на апараті штучного кровообігу була встановлена температура 24 °С, а температура на поверхні міокарда, яка реєструвалася з використанням тепловізора, становила

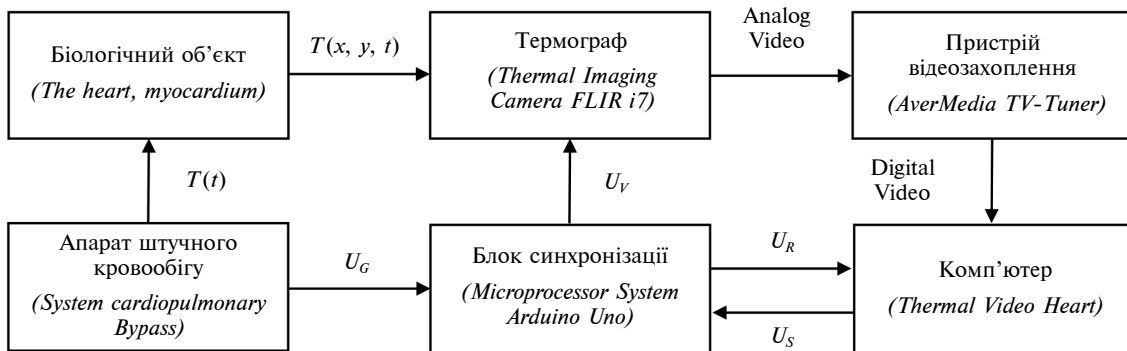


Рис. 1. Функціональна схема медичної тепловізійної діагностичної системи з переліком керуючих сигналів: $T(t)$ – температура в контурі штучного кровообігу, $T(x, y, t)$ – температурне поле біологічного об'єкта, U_G – керуючий сигнал запуску гіпо- та гіпертермії серця, U_V – керуючий сигнал вмикання і вимикання інфрачервоної камери, U_R – керуючий сигнал запису відеосигналу, U_S – керуючий сигнал завершення запису відеосигналу, Analog Video – аналоговий відеосигнал із термографічної камери, Digital Video – відеосигнал із цифрового виходу пристрою відеозахоплення

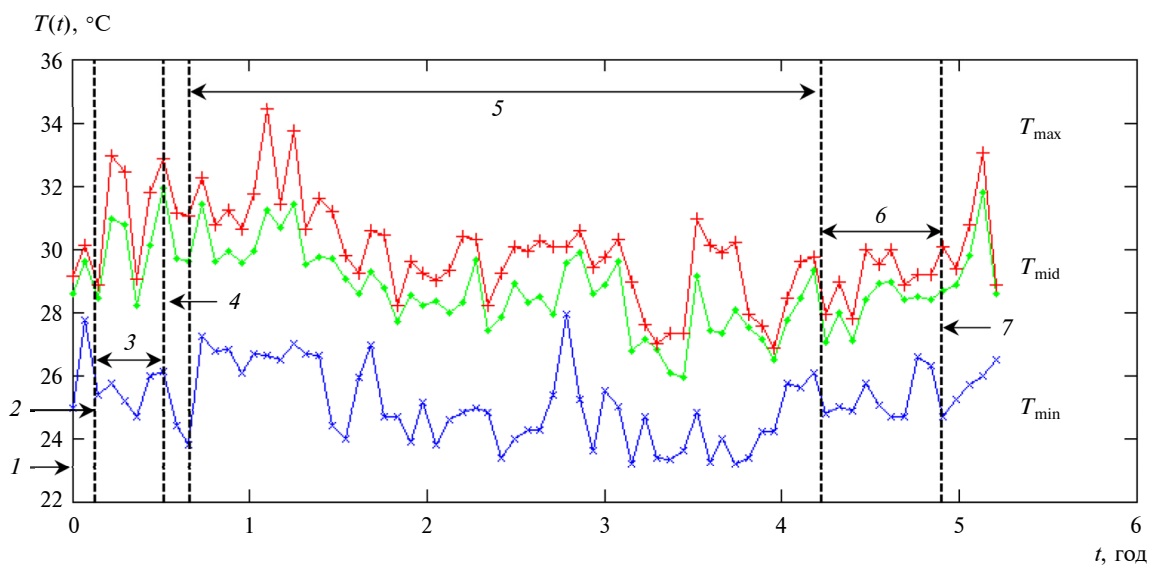


Рис. 2. Зміна максимальної $T_{\max}(t)$, мінімальної $T_{\min}(t)$ і усередненої по області $T_{\text{mid}}(t)$ температури серця в умовах штучного кровообігу (ШК): 1 – канюлізація, 2 – початок перфузії, 3 – гіпотермія в умовах ШК, 4 – кардіоплегія, 5 – операція на відкритому серці, 6 – гіпертермія в умовах ШК, 7 – запуск серця

$T_{\min} = 24,3$ °С. При зігріванні серця на апараті штучного кровообігу була встановлена температура 36 °С, а температура, яка реєструвалася тепловізором, становила $T_{\max} = 33,9$ °С.

Існування значних неоднорідностей розподілу температури на поверхні міокарда дає змогу використовувати їх для реалізації методу цифрової обробки відеоданих термограм в умовах штучного кровообігу. Динаміка прояву температурних неоднорідностей при аналізі послідовності термограм серця, які зображені у вигляді безперервного відеоряду, дає змогу виділити й оцінити кількісно градієнти температури між кров'ю в судинах і міокардом при нагріванні або охолодженні серця.

Алгоритм методу цифрової обробки відеоданих термограм

Обробка послідовності термограм відкритого серця, що реєструються тепловізором (Thermal Imaging Camera FLIR i7), здійснюється на комп'ютері за допомогою розробленого програмного забезпечення (Thermal Video Heart), у якому реалізовано програмний алгоритм цифрової обробки відеоданих термограм, особливістю якого є застосування фільтрації візуальних фонів міокарда в умовах штучного кровообігу, що забезпечуються роботою апарата штучного кровообігу (System Cardiopulmonary Bypass).

Однією з нових реалізацій цифрової обробки термограм серця є метод виявлення температурних неоднорідностей [39], у якому при числовому аналізі послідовності термограм була використана модель гауссової суміші (GMM) [40] для послідовних кадрів теплових зображень. Застосування методу показало, що визначення градієнтів температури між кров'ю в судинах і міокардом дає змогу поліпшити сегментацію частин теплових відеозображень із неоднорідним розподілом температури. Однак цей метод не дав змоги виділити контури коронарних судин і локалізувати дрібні коронарні артерії (рис. 3).

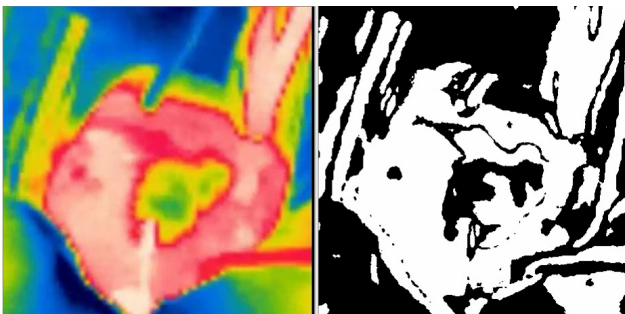


Рис. 3. Візуалізація контурів судин міокарда *in situ* на основі моделі GMM

Чорний і білий кольори на бінарному зображенні (рис. 3) відповідають градієнту температури в 0,5 °С між послідовними кадрами теплових зображень, що дає змогу для послідовності термограм серця відобразити неоднорідний розподіл температури в міокарді у поточний момент часу. Отримані градієнти температури не дають змоги виділити контури коронарних судин, проте відображають неоднорідність процесу гіпотермії та гіпертермії в умовах штучного кровообігу.

Для отримання додаткової інформації про температуру й однорідності судин під час охолодження і зігрівання серця розроблений новий метод цифрової обробки термограм серця, в якому використано спосіб поновлення моделі фону на основі відомого методу вилучення візуального фону (Visual Background Extractor, ViBe) для кадрів зображень [41, 42]. Основна ідея нового методу полягає у виділенні з часової послідовності термограм візуальної зміни кровотоку в міокарді в процесі гіпо- та гіпертермії серця

Особливістю методу є математичний алгоритм, який дає змогу візуалізувати епікардіальні коронарні артерії, які розмішені на поверхні серця, а також порівняно вузькі коронарні артерії, які зазвичай уражаються атеросклерозом і схильні до стенозу з розвитком коронарної недостатності. Крім того, визначення надлишкового кровотоку в коронарних артеріях необхідне для діагностичного прогнозу розвитку стенозу цих судин, що є єдиним джерелом кровопостачання міокарда.

Для перетворення послідовності тепловізійних зображень міокарда на бінарне зображення, яке відображає розподіл коливань кровотоку в тканинах, використовувався алгоритм, зображений на рис. 4.

Оновлений метод цифрової обробки заснований на усередненні певної кількості відеокадрів і відніманні поточного і попереднього кадру зображення термограм. У результаті формується бінарне зображення, яке будується в 4 етапи.

1. На першому кроці виконується усереднення певної кількості попередніх кадрів η для термограм, за якими обчислюється модель фону відповідно до формули

$$F_k(x, y) = \frac{1}{\eta} \sum_j^{\eta-1} I_{k-j}(x, y), \quad k = \overline{1, \eta},$$

де k – поточний відеокадр із послідовності термограм, η – число кадрів термограм, що усереднюються.

2. На другому кроці виконується попіксельне віднімання інтенсивностей поточного кадру $I_k(x, y)$ й усередненої інтенсивності для фону

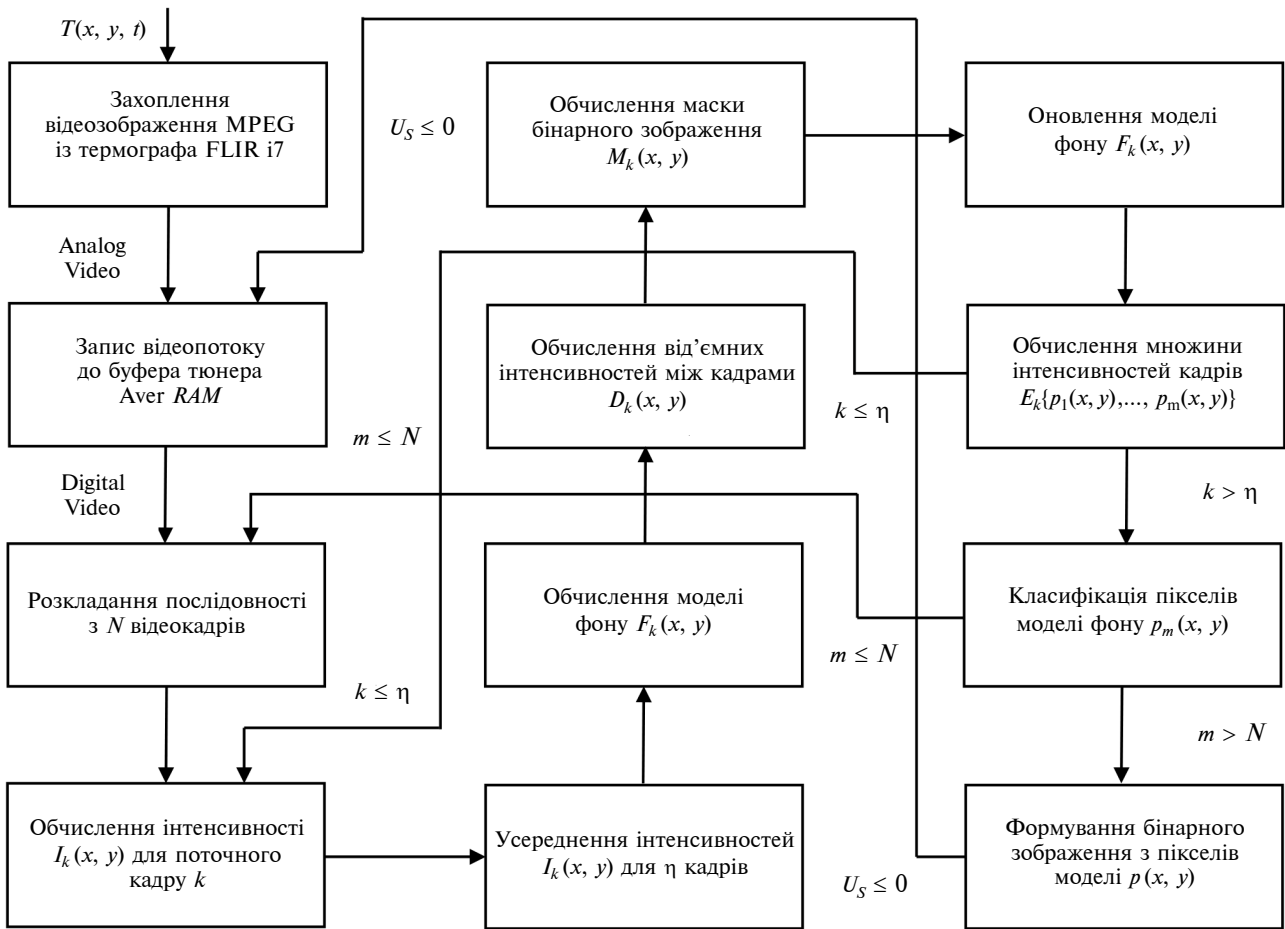


Рис. 4. Алгоритм методу цифрової обробки відеоданих термограм, що включає обчислення характеристик у координатах x, y для відеозображень: $p_m(x, y)$ – піксель бінарного зображення, $I_k(x, y)$ – інтенсивність пікселів поточного кадру зображення, $F_k(x, y)$ – інтенсивність пікселів моделі фону, $D_k(x, y)$ – від’ємна інтенсивність пікселів між кадрами, $M_k(x, y)$ – маска пікселів поточного кадру, $E_k\{p_1, \dots, p_m\}$ – множина інтенсивностей пікселів для послідовності кадрів зображення

$F_k(x, y)$ і попереднього кадру зображення $I_{k-1}(x, y)$, що підвищує чутливість методу до динамічної зміни градієнта температур для послідовності термограм:

$$D_k(x, y) = \text{abs}(I_k(x, y) - \frac{1}{2} F_k(x, y) \cdot I_{k-1}(x, y)),$$

$$k = \overline{1, N},$$

де k – поточний кадр із послідовності термограм, N – число послідовних відеокадрів термограм.

3. На третьому кроці виконується побудова бінарного зображення – маски $M_k(x, y)$ – за рахунок відбору пікселів, які належать фону та поточному кадру зі значною зміною інтенсивностей (або градієнта температур). Покладається гіпотеза, що піксель, який належить градієнту температур $D_k(x, y)$, має білий колір у масці зображення, якщо різниця інтенсивностей поточного і попе-

реднього відеокадрів для цього пікселя на термограмі перевищує деяке порогове значення. В іншому випадку покладається гіпотеза, що піксель належить фону:

$$M_k(x, y) = \begin{cases} 255, & D_k(x, y) \geq d, \\ 0, & D_k(x, y) < d, \end{cases} \quad k = \overline{1, N},$$

де d – порогове значення інтенсивності фону $D_k(x, y)$.

4. На четвертому кроці виконується оновлення моделі фону $F_k(x, y)$, для якої використовується інформація про інтенсивності пікселів поточного кадру $I_k(x, y)$ зображення:

$$F_k(x, y) = \frac{1}{2} F_k(x, y) \cdot E_k\{p_1(x, y), \dots, p_m(x, y)\},$$

$$k = \overline{1, N},$$

де $E_k\{p_1(x, y), \dots, p_m(x, y)\}$ – множина з інтенсивностей $I_k(p)$ усіх пікселів $p(x, y)$ для поточного кадру, m – число пікселів у кадрі зображення.

Множина $E_k\{p_1(x, y), \dots, p_m(x, y)\}$ формується відповідно до методу вилучення візуального фону (ViVe) [43]. На початковому етапі виконується ініціалізація множини для всіх пікселів першого кадру:

$$E_0\{p_1(x, y), \dots, p_m(x, y)\} = \{p(x, y), y \in O(p)\},$$

де $O(p)$ – околиця пікселя зображення $p(x, y)$ розміром 3×3 з урахуванням самого пікселя, $p(x, y)$ – піксель зображення, який вибирається випадковим чином.

Потім відбувається рекурсивне оновлення моделі фону $F_k(x, y)$ для поточного кадру $I_k(x, y)$ зображення:

$$E_k\{p_1(x, y), \dots, p_m(x, y)\} = \begin{cases} \{p_0(x, y), y \in p_0\}, & p(x, y) \in F_k(x, y), \\ \{p(x, y), y \in O(p)\}, & p(x, y) \notin F_k(x, y), \end{cases}$$

$$k = \overline{1, N},$$

де $p_0(x, y)$ – піксель зображення, який класифікований як піксель фону $F_k(x, y)$.

Якщо вибраний піксель $p(x, y)$ класифікується як піксель фону p_0 , то з множини $E_k\{p_1(x, y), \dots, p_m(x, y)\}$ випадково вибирається компонента, яка замінюється значенням $I_k(x, y)$, в іншому випадку – довільним чином вибирається один сусідній піксель з околиці $O(p)$, для якого знову виконується перевірка його належності до фону $F_k(x, y)$.

Цифрова обробка відеоряду під час аналізу термограм серця з використанням способу вилучення візуального фону (ViVe) дає змогу не тільки поліпшити сегментацію на частини теплових зображень міокарда, порівняно з аналізом статичних зображень, але й виділити області з температурною неоднорідністю і локалізувати контури коронарних судин. Застосування числової моделі теплового обміну в міокарді [44] спільно з розробленим методом цифрової обробки відеоданих термограм для гіпотермії та гіпертермії серця забезпечує візуалізацію поширення температурних профілів на поверхні міокарда, що дає можливість діагностувати ішемічні вогнища й оцінювати метаболізм міокарда на різних стадіях перфузії.

Клінічна апробація методу

Неінвазивний метод контролю температури серця застосовувався в 12 випадках хірургії клапанів аорти і серця [45] і показав в умовах штучного кровообігу достовірну кореляцію значень температури на початку і в кінці процесу охолодження і зігрівання. При цьому встановлена значна різниця показів між датчиками системи зчитування НЛМ і тепловим полем на поверхні міокарда.

Отримані температурні залежності (рис. 2) обумовлені унікальними біофізичними характеристиками міокарда. Так, відомо, що серце як орган має свої власні фізіологічні системи, робота яких призводить до зміни температурних параметрів міокарда. Основною причиною порушення локальної температури в серці є порушення мікроциркуляції в тканинах міокарда внаслідок запальних процесів. Регуляція температури у міокарді в основному здійснюється за рахунок зміни просвіту коронарних судин. При охолодженні серця виникає уповільнення кровотоку і звуження поверхневих судин. В іншій ситуації, при зігріванні серця, кровоток перерозподіляється в сторону поверхневих судин, що полегшує відведення тепла у зовнішнє операційне поле. При цьому виникає так званий поперечний температурний градієнт – різниця температури між поверхневим і глибинними шарами тканин міокарда.

Таким чином, патологічні процеси, що відбуваються у тканинах серця, змінюють нормальний розподіл температури. Чим ближче розміщена патологічна ділянка до поверхні міокарда, тим сильніші зміни та різниця температури між поверхневим і глибинними шарами у тканині. Кількісну оцінку градієнтів температури для розподілу температурного поля в міокарді можна виконати для декількох відеокадрів із послідовності термограм серця, які реєструються для стану гіпотермії та гіпертермії в умовах штучного кровообігу. Результати застосування методу визначення температурних неоднорідностей для ізоляваного серця зображені на рис. 5.

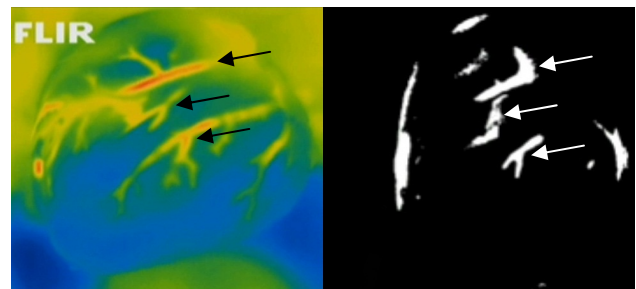


Рис. 5. Візуалізація контурів судин у міокарді при зміні температури серця

Білий і чорний кольори на бінарному зображенні (рис. 5) відповідають градієнту температури в $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ між кров'ю в судинах і міокардом для послідовних кадрів теплових зображень відповідно. Отримані бінарні зображення дають змогу для послідовності термограм серця відобразити неоднорідний розподіл температури в міокарді та виділити контури крупних коронарних судин у поточний момент часу.

Цифрова обробка відеоряду в часі при аналізі термограм із використанням способу вилучення візуального фону (ViVe) для кадрів теплових зображень показала, що застосування методу виявлення температурних неоднорідностей дає змогу поліпшити сегментацію на частини теплових відеозображень порівняно з аналізом статичних зображень, особливо в несприятливих умовах формування термограм. Швидкість поширення тепла в міокарді, що співвіднесена з часовими інтервалами, за які серце охолоджується або зігрівається на $1,0\text{ }^{\circ}\text{C}$, опосередковано дає можливість оцінювати стан дрібних коронарних судин у міокарді.

Таким чином, аналіз градієнтів температури на поверхні серця за допомогою цифрової обробки відеоданих термограм або послідовних кадрів термограм у часі дає змогу виділити області в міокарді та контури коронарних судин, у яких зміна температури значно випереджає або відстає від середньої температури на поверхні міокарда при нагріванні або охолодженні серця відповідно.

Висновки

Дистанційний контроль температури є одним із головних факторів захисту міокарда від гі-

поксичного ураження органів у разі виключення їх із кровообігу при операціях на відкритому серці. Неінвазивний контроль температури і цифрова обробка відеоданих термограм дають змогу мінімізувати час проведення штучного кровообігу і забезпечити умови максимального захисту міокарда й мозку в умовах штучного кровообігу.

Метод цифрової обробки відеоданих термограм серця є перспективним при проведенні кардіохірургічних операцій на відкритому серці в умовах штучного кровообігу для визначення стану коронарних судин і ефективності роботи дистальних відрізків судин після виконання коронарного шунтування. Застосування кількісних оцінок для градієнтів температури між кров'ю в судинах і міокардом при нагріванні або охолодженні серця дасть можливість підвищити ефективність і безпеку захисту серця та мозку за рахунок неінвазивного контролю ступеня максимального прогрівання й охолодження зовнішньої і внутрішньої стінок серця відповідно.

Подальші дослідження температури серця в умовах штучного кровообігу слід спрямувати на підвищення ефективності неінвазивних методів контролю температури для визначення локалізації, протяжності та виділення контурів дрібних коронарних судин, що дасть змогу достовірно визначити ступінь абсолютних і відносних порушень кровопостачання міокарда внаслідок ураження коронарних артерій.

References

- [1] S.A. Nayda and V.V. Burikina, "Review of non-invasive methods for measuring the body's deep temperature", in *Proc. Int. Conf. "Modern problems and the ways of their solving in science, transport, production and education 2011"*, Odesa, Ukraine, 2011 (in Russian).
- [2] A. Fitzgerald and J. Berentson-Shaw, "Thermography as a screening and diagnostic tool: A systematic review", *NZ Med. J.*, vol. 125, no. 1351, pp. 80–91, 2012.
- [3] V. Kotovskiy *et al.*, "Current status of the development and application of thermal imaging technology in medicine and industry", in *Proc. XXXI Int. Sci. Conf. "Electronics and Nanotechnology"*, Kyiv, Ukraine, 2011, p. 130.
- [4] J. Allen and K. Howell, "Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements", *Physiological Measur.*, vol. 35, no. 7, p. 91, 2014. doi: 10.1088/0967-3334/35/7/R91
- [5] A.A. Sagaydachniy *et al.*, "Method of thermal imaging of oscillations of cutaneous blood flow in extremities: Modification of spectral components", *Regionalnoe Krovoobraschenie i Mikrotsirkulyatsiya*, vol. 14, no. 1, pp. 46–52, 2015 (in Russian).
- [6] C. Boué *et al.*, "Thermal imaging of a vein of the forearm: Analysis and thermal modelling", *Infrared Phys. Technol.*, vol. 51, pp. 13–20, 2007. doi: 10.1016/j.infrared.2007.05.002
- [7] D.K. Harrison and A.I.M. Cook, "Detection of skin blood flow heterogeneity using functional parametric thermographic imaging", in *Proc. Int. Symposium Biomed. Optics*, San Jose, CA, United States, 2002, pp. 170–177, doi: 10.1117/12.491259
- [8] A.M. Gorbach *et al.*, "Functional assessment of hand vasculature using infrared and laser speckle imaging", in *Proc. SPIE 7169, Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic Systems VII*, Feb 25 2009, pp. 716919–716919. doi: 10.1117/12.809589

- [9] T.J. Love, "Thermography as an indicator of blood perfusion", *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 335, no. 1, pp. 429–437, 1980. doi: 10.1111/j.1749-6632.1980.tb50766.x
- [10] A.A. Sagaidachnyi *et al.*, "Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography – Measured blood flow in fingertips", *Physiological Measur.*, vol. 35, no. 2, pp. 153–166, 2014. doi: 10.1088/0967-3334/35/2/153
- [11] S.B. Wilson and V.A. Spence, "Dynamic thermographic imaging method for quantifying dermal perfusion: potential and limitations", *Med. Bio. Eng. Comp.*, vol. 27, no. 5, pp. 496–501, 1989. doi: 10.1007/BF02441468
- [12] K.M. Stavorovskiy, "Automatic diagnostics and analysis of thermograms in medical practice", *Biomeditsinskie Pribory i Sistemy, ElectronComm*, vol. 19, no. 1, pp. 47–55, 2014 (in Russian).
- [13] V.A. Emelyanov and N.Yu. Emelyanova, "Intelligent method of image recognition of thermograms using contour analysis", *Sistemy Obrobky Informatsii*, vol. 9, pp. 22–26, 2013 (in Russian).
- [14] E.A. Kuznetsov and M.B. Fomin, "Interactive processing of thermograms using a palette conversion", in *Proc. Information-Telecommunication Technology and Math Modeling*, Moscow, 2011, pp. 144–146 (in Russian).
- [15] V.A. Emelyanov, "Method for processing images of thermal control of lined objects", *Naukovyi Visnyk NHU. Informatsiini Tekhnolohii, Systemnyi Analiz ta Keruvannia*, no. 6, pp. 137–143, 2014 (in Ukrainian).
- [16] A.S. Zontak *et al.*, "Dynamic thermography: Analysis of hand temperature during exercise", *Annals Biomed. Eng.*, vol. 26, pp. 988–993, 1998. doi: 10.1114/1.33
- [17] V.A. Kovalev, *Analysis of the Texture of Three-Dimensional Medical Images*. Minsk, Belarus: Belorusnauka, 2008 (in Russian).
- [18] R.C. Gonzalez and R.E. Woods. (2002). *Digital Image Processing* [Online]. Available: http://users.dcc.uchile.cl/~jsaavedr/libros/dip_gw.pdf
- [19] E.A. Kirilova and V.S. Maryahina, *Methods of Spectral Analysis*. Orenburg, Russia: Orenburg State University, 2013 (in Russian).
- [20] P. Stoica. (2004). *Randolph Moses Spectral Analysis of Signals* [Online]. Available: <http://user.it.uu.se/~ps/SAS-new.pdf>
- [21] V.T. Fisenko and T.Yu. Fisenko. (2008). *Computer Processing and Image Recognition* [Online]. Available: <https://books.ifmo.ru/file/pdf/398.pdf>
- [22] T. Pavlidis, *Algorithms and Graphics and Image Processing*. New York: Springer, 1982.
- [23] A.G. Kochetov *et al.*, *Methods of Statistical Processing of Medical Data: Methodological Recommendations for Researchers*. Moscow, Russia: RKNPK, 2012 (in Russian).
- [24] J. Muthuswamy, "Biomedical signal analysis", in *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*. The McGraw-Hill Companies, 2004, pp. 18.1–18.27. Available: http://unhas.ac.id/tahir/Bahan-Kuliah/Bio-Medical/new/Hanbook/18_Biomedical_Signal_Analysis.pdf
- [25] E.B. Postnikov, "Wavelet transform with Morlet wavelet: calculation methods based on solving diffusion differential equations", *Kompyuternye Issledovaniya i Modelirovanie*, vol. 1, no. 1, pp. 5–12, 2009 (in Russian). Available: <http://crm.ics.org.ru/uploads/kim1/crm09101.pdf>
- [26] V.M. Eskova *et al.*, "Uncertainty in quantum mechanics and biophysics of complex systems", *Fizika. Astronomiya*, vol. 3, no. 5, pp. 41–46, 2014 (in Russian). Available: <http://vmu.phys.msu.ru/file/2014/5/14-5-41.pdf>
- [27] R. Gonsales and R. Vuds, *Digital Image Processing*. Moscow, Russia: Tehnosfera, 2005 (in Russian). Available: http://www.dsp.mirahost.ru/book_gonsales.htm
- [28] L.I. Smith. (2002). *A Tutorial on Principal Components Analysis* [Online]. Available: http://www.cs.otago.ac.nz/cosc453/student_tutorials/principal_components.pdf
- [29] A.V. Skripal *et al.*, *Thermal Imaging Biomedical Diagnostics: A Textbook for Students of Faculties of Nano- and Biomedical Technologies*. Saratov, Russia, 2009 (in Russian).
- [30] Bin Jing and Li Haiyun, "A novel thermal measurement for heart rate", *J. Comp.*, vol. 8, no. 9, pp. 2163–2166, 2013. doi: 10.4304/jcp.8.9.2163-2166
- [31] I.A. Kornienko, *Age Changes in Energy Metabolism and Thermoregulation*. Moscow, SU: Nauka, 1979 (in Russian).
- [32] S.N. Kolesov, *Osteochondrosis of the Spine: Neurological and Thermal Imaging Syndromes*. Nizhniy Novgorod, Russia: Povolzhe, 2006 (in Russian).
- [33] L.G. Rozenfeld *et al.*, "Thermal imaging diagnosis in assessing the health status of young people aged 16 to 25 years", *Elektronika i Svyaz*, vol. 4, pp. 131–136, 2011 (in Russian).
- [34] K. Agarwal *et al.*, "Thermal imaging in healthy humans – What is "normal" skin temperature?", *Inframation, Proceedings*, vol. 8, pp. 399–403, 2007.
- [35] A.Yu. Lagutin *et al.*, "Tools for assessing the CNS condition in cardiosurgical patients", *Mezhdunarodnyj Naučno-Issledovatel'skij Zhurnal*, no. 5, part 3, pp. 26–27, 2014 (in Russian). Available: <https://research-journal.org/wp-content/uploads/2011/10/5-3-24.pdf>
- [36] Yu.A. Tkachenko *et al.*, *Clinical Thermography: An Overview of the Main Features*. Nizhniy Novgorod, Russia: Soyuz Vostochnoy i Zapadnoy Meditsiny, 1998 (in Russian). Available: <http://www.thermview.ru/pdf/tkachenko.pdf>

- [37] V.O. Danilova and V.V. Shlykov, "Using of thermal imaging in the study of the temperature distribution of myocardial", *Naukovi Visti NTUU KPI*, no. 5, pp. 106–111, 2014 (in Ukrainian).
- [38] V.I. Kotovskiy *et al.*, "Non-invasive monitoring of temperature in the heart hypo- and hyperthermia with cardiopulmonary bypass", *Naukovi Visti NTUU KPI*, no. 2, pp. 21–28, 2017. doi: 10.20535/1810-0546.2017.2.94137
- [39] V.B. Maksymenko *et al.*, "Detection of thermal inhomogeneities for a sequence of images in video thermograms", *Visnyk NTU "KhPI". Ser. Mekhaniko-Tekhnolohichni Systemy ta Kompleksy*, no. 19, pp. 42–47, 2017 (in Russian).
- [40] C.M. Bishop, *Pattern Recognition and Machine Learning*. Springer, 2006.
- [41] M. Van Droogenbroeck and O. Barnich, "ViBe: A disruptive method for background subtraction", in *Background Modelling and Foreground Detection for Video Surveillance*, ch. 7. Chapman and Hall/CRC, June 2014. doi: 10.1201/b17223-10
- [42] O. Barnich and M. Van Droogenbroeck, "ViBe: A universal background subtraction algorithm for video sequences", *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 20, no. 6, pp. 1709–1724, 2011. doi: 10.1109/TIP.2010.2101613
- [43] M. Van Droogenbroeck and O. Paquot, "Background subtraction: Experiments and improvements for ViBe", in *Change Detection Workshop (CDW)*, Providence, Rhode Island, June 2012. doi: 10.1109/CVPRW.2012.6238924
- [44] V.V. Shlykov *et al.*, "Application of model of heat exchange for miocardium provided stationary convection laminar flow", *J. Cardiol. Current Res.*, vol. 10, pp. 5–7, 2017. doi: 10.15406/jccr.2017.10.00350
- [45] V. Shlykov *et al.*, "Heat transfer model based on thermographic imaging of the heart in open chest conditions", in *Proc. 17th European Congress on Extracorporeal Circulation Technology*, Marseille, France, June 14–17, 2017, p. 57.

В.В. Шлыков

МЕТОД ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ВИДЕОДАНЫХ ТЕРМОГРАММ ПРИ ОПЕРАЦИЯХ НА ОТКРЫТОМ СЕРДЦЕ С ФИЛЬТРАЦИЕЙ ВИЗУАЛЬНЫХ ФОНОВ МИОКАРДА

Проблематика. Рассматривается реализация метода цифровой обработки видеоданных термограмм сердца в условиях искусственного кровообращения.

Цель исследования. Целью работы является применение методов цифровой обработки изображений для видеопоследовательности термограмм сердца для количественной оценки градиента температуры, который наблюдается на поверхности миокарда в процессе гипотермии и гипертермии в условиях искусственного кровообращения.

Методика реализации. Для получения исходных видеоданных, которые представляют последовательность термограмм сердца, применяются тепловизор и устройство захвата и сохранения видеоизображения. При анализе температурного поля применяются методы тепловизионной диагностики и методы цифровой обработки изображений, которые позволяют получить бинарное изображение для количественной оценки градиентов температуры между кровью в сосудах и миокардом при нагревании или охлаждении сердца.

Результаты исследования. В результате цифровой обработки видеоданных термограмм сердца выделены области в миокарде и контуры коронарных сосудов, в которых изменение температуры значительно опережает или отстает от средней температуры на поверхности при согревании или охлаждении сердца. Применение метода цифровой обработки термограмм позволяет визуализировать распространение температурных профилей на поверхности миокарда и оценивать метаболизм миокарда на разных стадиях перфузии.

Выводы. Результаты цифровой обработки видеоданных термограмм сердца позволяют качественно дополнить информацию о температуре и однородности сосудов во время охлаждения и согревания сердца в условиях искусственного кровообращения. Неинвазивный контроль температуры позволяет минимизировать время проведения искусственного кровообращения и обеспечить условия максимальной защиты миокарда и мозга в условиях искусственного кровообращения.

Ключевые слова: термограмма; миокард; обработка изображений; распределение температуры.

V.V. Shlykov

METHOD OF DIGITAL PROCESSING OF VIDEO THERMOGRAMMS AT EXECUTION OF THE OPEN HEART OPERATIONS WITH FILTRATION OF VISUAL FIELDS OF MYOCARDIUM

Background. The implementation of the video data digital processing method of cardiac thermograms in the extracorporeal circulation is considered.

Objective. The aim of the paper is to apply digital image processing methods to the video sequence of cardiac thermograms to quantify the temperature gradient observed on the myocardium surface during hypothermia and hyperthermia in the extracorporeal circulation.

Methods. To obtain the initial video data, which represent a sequence of heart thermograms, a thermal imager, and a video capture and storage device are used. For analysing the temperature field, thermal imaging diagnostic methods, and digital image processing methods are used, which allow obtaining a binary image for quantitative evaluation of temperature gradients between blood in vessels and myocardium when the heart is heated or cooled, respectively.

Results. As a result of digital processing of the video data of the heart thermograms, the areas in the myocardium and the contours of the coronary vessels are distinguished, in which the temperature change is significantly ahead of or lagging behind the average temperature on the surface when the heart is heated or cooled. The application of the method of digital processing of thermograms allows visualizing the spread of temperature profiles on the myocardium surface and evaluating myocardial metabolism at different stages of perfusion.

Conclusions. The results of video data digital processing of heart thermograms allow supplementing the information on the temperature and homogeneity of blood vessels during cooling and warming of the heart in the extracorporeal circulation. Non-invasive temperature control makes it possible to minimize the time of cardiopulmonary bypass and to provide conditions for maximum protection of the myocardium and brain in the extracorporeal circulation.

Keywords: thermogram; myocardium; image processing; temperature distribution.

Рекомендована Радою
факультету біомедичної інженерії
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції
18 грудня 2017 року

Прийнята до публікації
08 лютого 2018 року