

УДК 615.849.19

DOI: 10.20535/ibb.2017.1.1.112869

В.И. Котовский, В.В. Шлыков\*, В.А. Данилова

КПИ им. Игоря Сикорского, Киев, Украина

## НЕИНВАЗИВНЫЙ КОНТРОЛЬ ТЕМПЕРАТУРЫ СЕРДЦА ПРИ ГИПО- И ГИПЕРТЕРМИИ В УСЛОВИЯХ ИСКУССТВЕННОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

**Проблематика.** Рассматривается реализация метода неинвазивного контроля температуры сердца на основе модели теплообмена в миокарде при искусственном кровообращении.

**Цель исследования.** Целью исследования является применение методов численного моделирования в системе MSC Sinda для оценки градиента температуры, который наблюдается на поверхности миокарда в процессе гипо- и гипертермии в условиях искусственного кровообращения.

**Методика реализации.** Для получения исходных данных в контуре искусственного кровообращения применяется система температурных датчиков в артериальной, венозной и кардиоплегической линиях. При оценке градиента температур применяются методы тепловизионной диагностики и анализа термограмм в инфракрасном спектре, которые позволяют получить исходные данные для моделирования процесса теплообмена между миокардом и коронарными сосудами в системе MSC Sinda.

**Результаты исследования.** В результате численного моделирования предложена 2D-модель теплообмена в миокарде и выполнен сравнительный анализ термограмм открытого сердца при гипо- и гипертермии в условиях искусственного кровообращения. Проведение неинвазивного измерения температуры и результаты моделирования процесса теплообмена на поверхности миокарда позволяют с большей точностью регулировать скорость согревания (гипертермии) венозной крови в теплообменнике.

**Выводы.** Результаты моделирования позволяют качественно дополнить показания системы датчиков аппарата искусственного кровообращения. Применение методов тепловизионной диагностики и анализа термограмм для контроля температуры венозного возврата в контуре искусственного кровообращения позволяет регулировать приток крови к полым венам с помощью изменения окклюзии венозной линии зажимом или специальным устройством.

**Ключевые слова:** термограмма; миокард; модель; распределение температуры; MSC Sinda.

### Введение

Термография как метод неинвазивного контроля температуры позволяет выявлять ишемизированные и пограничные зоны миокарда желудочков, дает возможность точно оценить функциональное состояние миокарда [1]. Реализация методов неинвазивной диагностики на основе анализа термографических изображений позволяет не только определить наличие ишемических поражений на поверхности миокарда, но и рассчитать скорость охлаждения миокарда [2, 3]. Метод инфракрасной термографии применим для выявления ишемического повреждения миокарда непосредственно во время операции на открытом сердце.

Кроме того, современные приборы и информационные технологии дают новые решения, которые могут быть полезны во время искусственного кровообращения. Проведенные исследования [1] показывают, что на границе перехода от ишемизированного миокарда к здоровому формируется пограничная зона, ширина которой достигает нескольких сантиметров, а температура на 1 °С выше температуры здо-

рового миокарда. При этом температура миокарда и электрические характеристики тканей миокарда в ишемизированной и пограничной зонах взаимосвязаны.

Целью исследования является применение методов численного моделирования для оценки градиента температуры, который наблюдается на поверхности миокарда в процессе гипо- и гипертермии в условиях искусственного кровообращения. При оценке градиента температур эффективными являются методы тепловизионной диагностики и анализа термограмм в инфракрасном спектре, которые позволяют получить исходные данные для моделирования процесса теплообмена между миокардом и коронарными сосудами.

Проведение неинвазивного измерения температуры и результаты моделирования процесса теплообмена на поверхности миокарда позволяют с большей точностью регулировать скорость согревания (гипертермии) венозной крови в теплообменнике. Для контроля температуры венозного возврата в контуре искусственного кровообращения целесообразно исследовать применение методов инфракрасной ди-

\*corresponding author: v.shlykov@kpi.ua

агностики и теплового обмена, что позволяет регулировать приток крови к полым венам при искусственном кровообращении.

Реализация метода неинвазивного контроля температуры сердца при гипо- и гипертермии позволит обеспечить дополнительную важную информацию относительно температуры и сосудистой однородности во времени при охлаждении и нагреве миокарда. В свою очередь построение численной модели для описания процессов переноса тепла между коронарными сосудами и миокардом позволит также рассчитать скорость охлаждения миокарда и определить наличие ишемических повреждений на поверхности миокарда.

### Постановка задачи

Разработка эффективных методов анализа термограмм сердца позволит повысить безопасность защиты миокарда и ассистивность при реализации искусственного кровообращения. Эту задачу можно решить с помощью модели теплообмена в миокарде, которая позволит реализовать контроль распространения температур и температурных градиентов на поверхности миокарда.

### Модель теплообмена между миокардом и коронарными сосудами

Для контроля температуры тела в аппаратах искусственного кровообращения (АИК) применяется теплообменник, с помощью которого кровь пациента охлаждается и нагревается. За счет изменения температуры воды от 5 до 42 °С, которая циркулирует через теплообменник, кровь может согреваться с градиентом 0,2–0,5 °С или охлаждаться с большим градиентом 0,5–17 °С. Соответственно, при изменении температуры крови в контуре искусственного кровообращения также изменяется температура тела пациента. Причем температура перфузата (крови в контуре искусственного кровообращения) и температура тела пациента не должны отличаться более чем на 15 °С.

В условиях искусственного кровообращения во время гипотермии температура крови в контуре искусственного кровообращения составляет 28–32 °С. Для защиты миокарда в корень аорты вводится 1000 мл раствора, охлажденного до температуры 3 °С в течение 3 мин. Затем введение раствора прекращается, и опе-

рация проводится на “сухом” сердце. Поскольку сердце выключено из контура искусственного кровообращения, его температура не соответствует температуре тела, которая измеряется специальными термометрами. Соответственно, распределение температуры на поверхности сердца может не совпадать с температурой, которая регистрируется системой неинвазивных датчиков. Неинвазивный контроль температуры миокарда в условиях искусственного кровообращения [4, 5] позволяет оценить градиент температуры между тканями тела и сердца пациента, а также контролировать температуру вводимого раствора фармакохладовой кардиоплегии (перфузата).

Для оценки градиента температуры в процессе гипо- и гипертермии реализована 2D-модель теплообмена между миокардом и коронарными сосудами [6], через которые осуществляется дренирование крови в сердце. Решение задачи теплопроводности для участка миокарда с использованием 2D-модели в системе MSC Sinda [7] для процесса охлаждения и согревания сердца выполнено при условии равномерного распределения коронарных сосудов в миокарде и наличия в миокарде зоны ишемии (обедненной коронарными сосудами). Результаты 2D-моделирования для распределения температуры на поверхности миокарда в условиях искусственного кровообращения представлены на рис. 1.

Сравнительный анализ распространения температуры в 2D-моделях на поверхности миокарда для процессов гипо- и гипертермии показывает, что в зонах ишемии наблюдается существенное увеличение градиента температур между локальными областями с более высокой температурой при охлаждении сердца и более низкой температурой при его согревании. Наименьший градиент температур на поверхности миокарда наблюдается в областях, насыщенных коронарными сосудами, через которые осуществляется дренирование крови.

Для процесса охлаждения (гипотермии) миокарда градиент температур на границе раздела миокард-коронарные сосуды составляет не более 0,5 °С, при этом максимальный градиент температур на поверхности сердца составил 1,5 °С при условии равномерного распределения коронарных сосудов в миокарде (рис. 1, а) и более 9 °С при условии наличия в миокарде зоны ишемии (рис. 1, в).

Для процесса согревания (гипертермии) миокарда градиент температур на границе раздела миокард-коронарные сосуды составляет

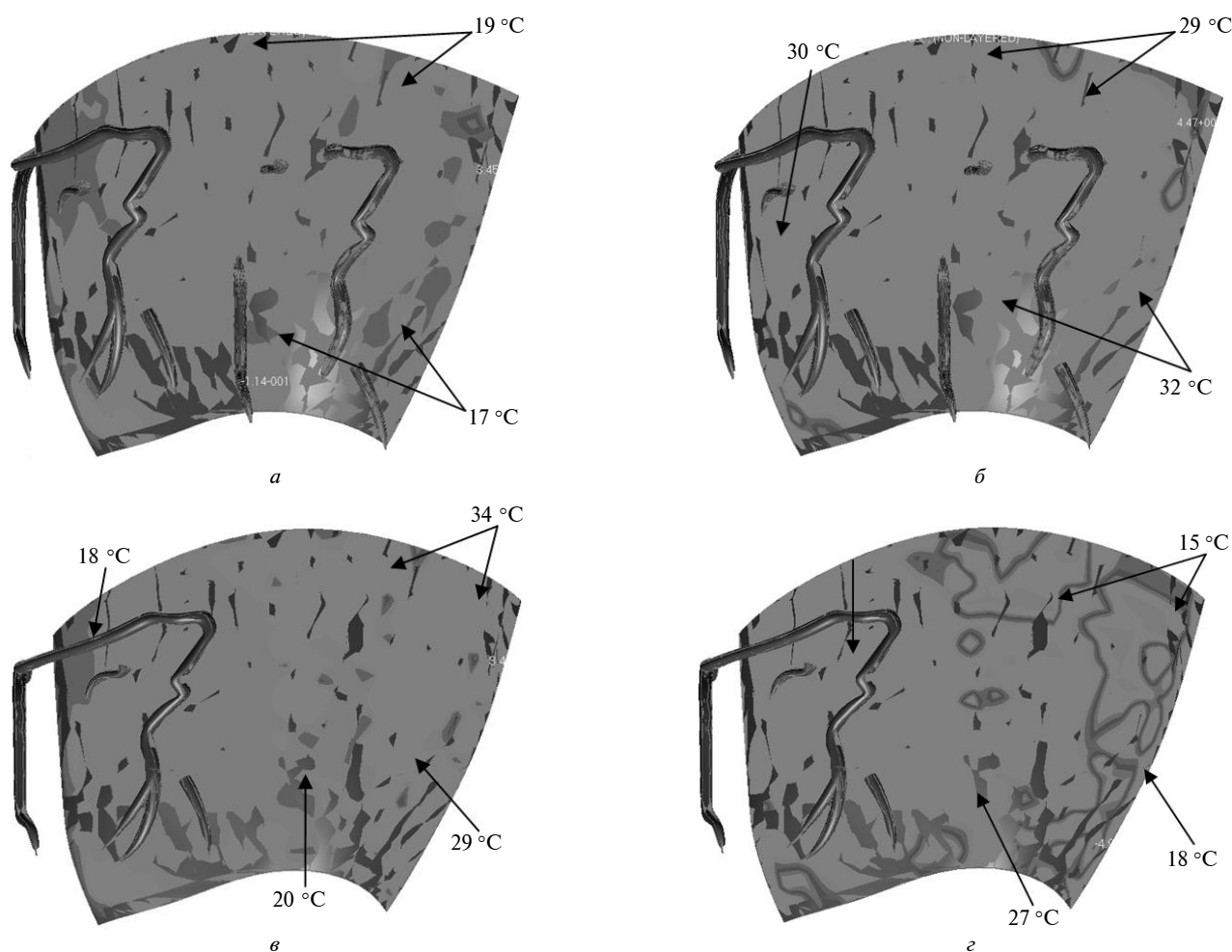


Рис. 1. Решение задачи теплопроводности в системе MSC Sinda: *a* – для процесса охлаждения (гипотермии) сердца при условии равномерного распределения коронарных сосудов в миокарде; *б* – для процесса согревания (гипертермии) сердца при условии равномерного распределения коронарных сосудов в миокарде; *в* – для процесса охлаждения (гипотермии) сердца при условии наличия в миокарде зоны ишемии; *г* – для процесса согревания (гипертермии) сердца при условии наличия в миокарде зоны ишемии

более  $1^{\circ}\text{C}$ , при этом максимальный градиент температур на поверхности сердца достигает  $3^{\circ}\text{C}$  при условии равномерного распределения коронарных сосудов в миокарде (рис. 1, *в*) и не более  $7^{\circ}\text{C}$  при условии наличия в миокарде зоны ишемии (рис. 1, *г*).

#### Применение модели теплообмена для анализа термограмм сердца

Метод сравнительного анализа для термограмм миокарда позволяет получить тепловую картину для открытого сердца в диапазоне от  $+4$  до  $+37^{\circ}\text{C}$  в условиях искусственного кровообращения в диапазоне температур от  $+28$  до  $+37^{\circ}\text{C}$ . Исходные данные для сравнительного анализа термограмм получены с использованием термографа FLIR i7 в спектральном диапа-

зоне  $8\text{--}14\text{ мкм}$  с неохлаждаемой матрицей размером  $320\times 240$  элементов и с температурной чувствительностью  $0,1^{\circ}\text{C}$ .

Процесс согревания сердца в условиях искусственного кровообращения с использованием АИК происходит за счет возврата согреваемой в теплообменнике венозной крови в контур искусственного кровообращения. Термограммы для охлажденного до  $16^{\circ}\text{C}$  и согретого до  $36^{\circ}\text{C}$  сердца представлены на рис. 2, *a, б* соответственно.

В процессе гипертермии проводился контроль температуры тела с помощью датчика температуры в пищеводе и температуры венозной крови, которая проходит через теплообменник. Для обеспечения градиента температур между перфузатом (кровью в контуре искусственного

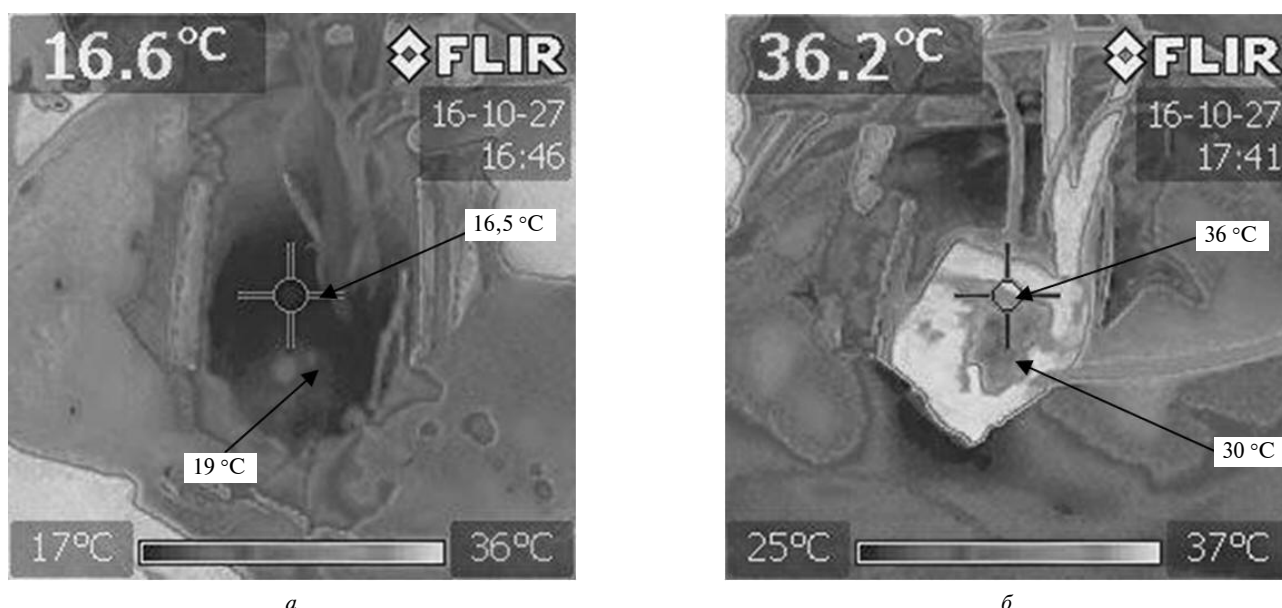


Рис. 2. Термограммы для охлажденного и согретого сердца: *a* – при температуре гипотермии 16 °С; *b* – при температуре гипертермии 36 °С

кровообращения) и телом пациента не более 7 °С венозная кровь согревалась с минимальной скоростью 0,2 °С/мин, что обусловило длительность процесса гипертермии более 55 мин.

Неинвазивный контроль температуры сердца в условиях искусственного кровообращения с помощью тепловизоров Flir i7 и TermoCAM E300 показал корреляцию значений температур в начале и конце процесса гипертермии [8], а также существенное отличие показаний системы датчиков АИК и теплового поля на поверхности миокарда, измеренного тепловизорами.

Измерения температуры в контуре искусственного кровообращения (датчик температуры в пищеводе) и измерения на поверхности миокарда (регистрируемое тепловизором тепловое излучение в инфракрасном спектре 7–13 мкм) приведены на рис. 3.

Максимальный градиент температур между значениями, которые регистрируются тепловизором на миокарде, и датчиком в пищеводе пациента составил 6 °С на 25-й минуте процесса согревания сердца.

Причем на заключительной стадии процесса гипертермии в условиях искусственного кровообращения происходит выравнивание температуры тела и сердца и, как следствие, уменьшение градиента температуры до значения 0,5 °С, которое соответствует точности неинвазивного измерения температуры с помощью тепловизора Flir i7.

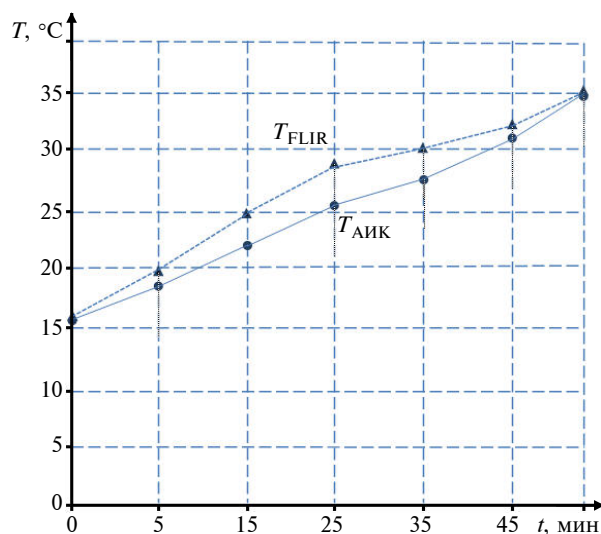


Рис. 3. Измерения температуры на поверхности миокарда и в пищеводе пациента в условиях искусственного кровообращения:  $T_{\text{АИК}}$  – показания температуры АИК в пищеводе пациента;  $T_{\text{FLIR}}$  – показания температуры FLIR на поверхности миокарда

### Эффективность теплообменника для аппарата искусственного кровообращения

Если теплообменник аппарата искусственного кровообращения хорошо изолирован таким образом, что потери тепла в окружающую среду являются незначительным, то передача тепла от теплой жидкости равна теплоотдаче к согреваемой крови (рис. 4).

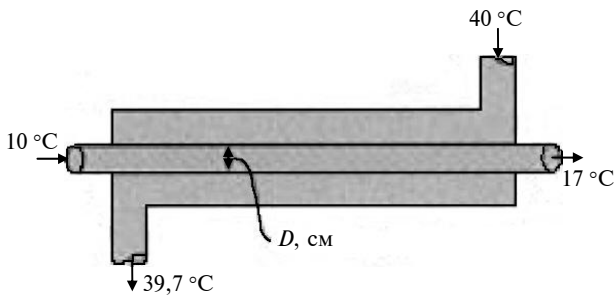


Рис. 4. Фрагмент теплообменника аппарата искусственного кровообращения

При этом изменения в кинетической и потенциальной энергии для потока крови незначительны. С учетом того что градиент температур между перфузатом (кровью в контуре искусственного кровообращения) и телом пациента не должен превышать  $7\text{ }^{\circ}\text{C}$ , количество отдаваемого крови в единицу времени тепла в теплообменнике может быть определено из выражения

$$Q_{\text{heart}} = m_{\text{liq}} \cdot c_{\text{liq}} \cdot \Delta T_{\text{liq}} = 1,06 \text{ кВт},$$

где  $m_{\text{liq}} = 0,04 \text{ кг/с}$  — масса крови, которая при согревании проходит через теплообменник,  $c_{\text{liq}} = 3,64\text{--}3,77 \frac{\text{кДж}}{\text{кг} \cdot ^{\circ}\text{C}}$  — удельная теплоемкость крови,  $\Delta T_{\text{liq}} = 7,0\text{ }^{\circ}\text{C}$  — градиент температур для крови на входе и выходе из теплообменника.

Принимая во внимание, что все это тепло передается от нагретой до  $40\text{ }^{\circ}\text{C}$  воды, температура воды на выходе из теплообменника аппарата искусственного кровообращения определяется по формуле

$$T_{\text{water,out}} = T_{\text{water,in}} - \frac{Q_{\text{heart}}}{m_{\text{water}} \cdot c_{\text{water}}} = 39,7\text{ }^{\circ}\text{C},$$

где  $m_{\text{water}} = 1,20 \text{ кг/с}$  — масса воды, проходящая через теплообменник;  $c_{\text{water}} = 4,18 \frac{\text{кДж}}{\text{кг} \cdot ^{\circ}\text{C}}$  — удельная теплоемкость нагретой воды;  $T_{\text{water,in}} = 40\text{ }^{\circ}\text{C}$  — температура воды на входе в теплообменник при согревании крови.

Зная входную и выходную температуры обеих жидкостей, можно определить эффективность теплообмена  $\varepsilon$  между водой и кровью:

$$\varepsilon = \frac{m_{\text{liq}} c_{\text{liq}} \Delta T_{\text{liq}}}{(mc)_{\text{min}} (\Delta T_{\text{water-liq}})} = 0,304, \text{ или } 30,4\%,$$

где  $\Delta T_{\text{water-liq}} = T_{\text{water,in}} - T_{\text{liq,out}} = 23,0\text{ }^{\circ}\text{C}$ ;  $T_{\text{liq,out}} = 17,0\text{ }^{\circ}\text{C}$  — начальная температура крови на выходе из теплообменника;  $(mc)_{\text{min}}$  — наименьшее значение из произведений  $(m_{\text{liq}} c_{\text{liq}})$  и  $(m_{\text{water}} c_{\text{water}})$ .

Коэффициент мощности для данного теплообменника будет варьироваться в зависимости от геометрии и конфигурации потока (параллельный поток, противоток, перекрестный поток и т.д.) в теплообменнике. При условии, что поток жидкостей будет неизменным, значение коэффициента является довольно постоянной величиной:

$$C_r = \frac{m_{\text{liq}} c_{\text{liq}}}{m_{\text{water}} c_{\text{water}}} = 0,029.$$

Значение эффективности  $\varepsilon$  всегда меньше или близко  $\leq 1$ . Для любого значения  $C_r$  всегда можно определить максимально допустимое значение  $Q_{\text{heart}}$ , при котором максимальный градиент температур между перфузатом (кровью) и температурой на поверхности сердца не будет превышать  $7\text{ }^{\circ}\text{C}$ . При изменении температуры крови в контуре теплообменника соответственно изменится температура на поверхности сердца.

Этот принцип положен в основу метода контроля температуры нагретой жидкости  $T_{\text{water,in}}$  на входе теплообменника, при котором температура крови на выходе контура искусственного кровообращения  $T_{\text{liq,out}}$  измеряется с помощью тепловизора, а градиент температур  $\Delta T_{\text{liq}}$  определяется из 2D-модели теплообмена между миокардом и коронарными сосудами.

### Экспериментальная апробация метода

Проведение неинвазивного измерения температуры на поверхности миокарда дает возможность не только контролировать градиент температур между перфузатом и телом пациента, но и определить градиент температур непосредственно между перфузатом и миокардом [9, 10], что позволяет с большей точностью регулировать скорость согревания (гипертермии) крови в теплообменнике АИК. Допустимая скорость согревания тела пациента составляет  $1\text{ }^{\circ}\text{C/мин}$ . Термограммы, полученные с помощью тепловизора Flir i7 для временных отсчетов процесса гипотермии 5, 15, 25, 35, 45, 55 мин, представлены на рис. 5.

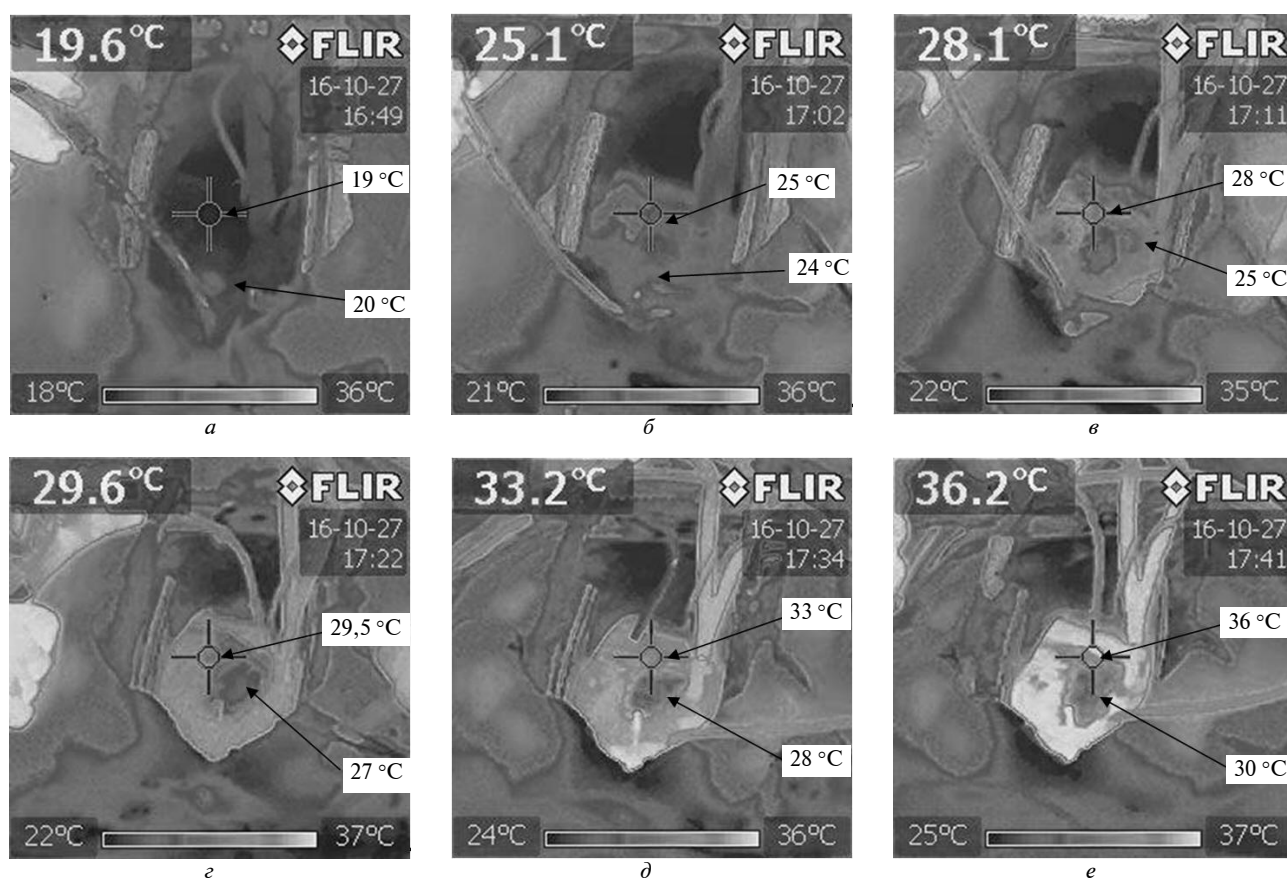


Рис. 5. Термограммы для последовательных временных отсчетов процесса гипотермии: *a* – через 5 мин после начала гипотермии; *b* – через 15 мин; *в* – через 25 мин; *г* – через 35 мин; *д* – через 45 мин; *е* – через 55 мин

На приведенных термограммах в области указателя прицеливания тепловизора фиксировалась максимальная температура на поверхности миокарда в заданные моменты времени, которые соответствуют постепенному нагреванию сердца в условиях искусственного кровообращения. Регистрируемое тепловизором тепловое излучение от поверхности сердца в инфракрасном спектре 7–13 мкм позволяет неинвазивно и достоверно определять градиент температур непосредственно между перфузатом и миокардом в любой момент времени в условиях искусственного кровообращения с точностью от 0,1 до 0,5 °C в зависимости от чувствительности и разрешения сенсорной матрицы тепловизора.

### Выводы

Выполненная в системе MSC Sinda 2D-модель теплообмена в миокарде и представленные результаты проведенных измерений температуры на открытом сердце показывают,

что неинвазивный контроль температуры сердца с помощью тепловизора в условиях искусственного кровообращения позволяет достоверно измерять температуру миокарда в процессе гипо- и гипертермии и качественно дополнить показания системы датчиков аппарата искусственного кровообращения.

Применение методов термографического измерения температуры на поверхности миокарда в условиях искусственного кровообращения позволяет контролировать градиент температуры между тканями тела и сердца в пределах 7 °C, а также уменьшить вероятность ишемических осложнений после операции на открытом сердце. Внедрение методов тепловизионной диагностики и анализа термограмм в кардиохирургию позволит в перспективе эффективно регулировать приток крови к полым венам за счет контроля температуры венозного возврата в контуре искусственного кровообращения.

Перспективой проведения дальнейших термографических исследований в кардиологии

является разработка неинвазивной методики контроля температуры сердца и мозга в условиях искусственного кровообращения, которая позволит повысить эффективность и безопасность защиты миокарда и мозга за счет неин-

вазивного контроля распространения температур и температурных градиентов на внутренней стенке сердца (эндокарде) и передней височной артериях.

### Список литературы

1. Возможности метода термографии для определения ишемического повреждения миокарда / Р. Лякас, А. Кришюкайтис, П. Якушка [и др.] // Кардиология. – 2010. – № 3. – С. 71–73.
2. 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. – № 1. – С. 54–60.
3. Tusscher K.H. Modelling of the ventricular conduction system / K.H. Tusscher, A.V. Panfilov // Prog. Biophys. Mol. Biol. – 2008. – № 96. – P. 152–170.
4. Данілова В.А. Метод безконтактного контролю температури / В.А. Данілова, В.В. Шликов // Вісник НТУУ “КПІ”. Сер. Приладобудування. – 2015. – № 49. – С. 88–94.
5. Мирошников В.В. Обзор существующих методов и средств измерения температуры / В.В. Мирошников, А.И. Котуза // Вісник НТУ “ХПІ”: Автоматика та приладобудування. – 2008. – № 31. – С. 118–127.
6. Oppenheim A.K. Radiation analysis by the network method / A.K. Oppenheim // Trans. ASME, J. Heat Transfer. – 1956. – Vol. 78. – P. 725–736.
7. Astrium, SINDA User Manual, ver. 3.2, 2003.
8. Danilova V.A. Use of thermal imaging for diagnosis of vascular pathologies / V.A. Danilova, V.V. Shlykov // Биомедицинская инженерия и электроника. – 2014. – № 1. – Режим доступа до журн.: [biofpe.esrae.ru/pdf/2014/1/939.pdf](http://biofpe.esrae.ru/pdf/2014/1/939.pdf)
9. Khudetsky I.U. Use of thermal imaging for control of the process hypothermia cardiac / I.U. Khudetsky, V.A. Danilova, V.V. Shlykov // Polish J. Appl. Sci. – 2015. – Vol. 1, № 3. – P. 93–96.
10. Иваницкий Г.Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине / Г.Р. Иваницкий // Успехи физических наук: Приборы и методы исследований. – 2006. – Vol. 176, № 12. – С. 1293–1320.

### References

- [1] Lyakas R, Krishchiukaitis A, Iakushka P, Tsivinskene G, Veikutis V, Antushevas A, et al. Possibilities of thermography method for determination of ischemic myocardial damage. *Kardiologiya*. 2010;3:71-73.
- [2] Maksymenko VB, Danilova VA, Shlykov VV. The discrete model for the system of the myocardium and coronary vessels. *Naukovi Visti NTUU KPI*. 2017 Feb;1:54-60. DOI 10.20535/1810-0546.2017.1.90044
- [3] Tusscher KH, Panfilov AV. Modelling of the ventricular conduction system. *Prog Biophys Mol Biol*. 2008 Jan-Apr;96(1-3):152-70. DOI 10.1016/j.pbiomolbio.2007.07.026
- [4] Danilova VA, Shlykov VV. The method of non-contact temperature control. *Visnyk NTUU KPI. Ser. Pryladobuduvannia*. 2015;49(1):88-94.
- [5] Miroshnikov VV, Kotuza AI. Review of existing methods and means for measuring temperature. *Visnyk NTU KhPI: Avtomatika ta Priladobuduvannia*. 2008;31:118-27.
- [6] Oppenheim AK. Radiation analysis by the network method, *Trans ASME, J Heat Transfer*. 1956 May;78:725-36.
- [7] Astrium, SINDA User Manual, ver. 3.2, 2003.
- [8] Danilova VA, Shlykov VV. Use of thermal imaging for diagnosis of vascular pathologies. *Biomeditsynskaya Inzheneriya i Elektronika*, 2014;1. Available from: <http://biofpe.esrae.ru/pdf/2014/1/939.pdf>
- [9] Khudetsky IU, Danilova VA, Shlykov VV. Use of thermal imaging for control of the process hypothermia cardiac. *The Polish J Appl Sci*. 2015;1(3):93-6.
- [10] Ivanitsky GR. Modern matrix thermovision in biomedicine. *Uspehi Fizicheskikh Nauk: Pribory i Metody Issledovaniy*. 2006;176(12):1293-1320.

В.Й. Котовський, В.В. Шликов, В.А. Данілова

НЕІНВАЗИВНИЙ КОНТРОЛЬ ТЕМПЕРАТУРИ СЕРЦЯ ПРИ ГІПО- І ГІПЕРТЕРМІЇ В УМОВАХ ШТУЧНОГО КРОВООБИГУ

**Проблематика.** Розглядається реалізація методу неінвазивного контролю температури серця на основі моделі теплообміну в міокарді при штучному кровообігу.

**Мета дослідження.** Метою дослідження є застосування методів числового моделювання в системі MSC Sinda для оцінки градієнта температури, який спостерігається на поверхні міокарда в процесі гіпо- та гіпертермії в умовах штучного кровообігу.

**Методика реалізації.** Для отримання вихідних даних у контурі штучного кровообігу застосовується система температурних датчиків в артеріальній, венозній і кардіоплегічній лініях. При оцінці градієнта температур застосовуються методи тепловізійної діагностики й аналізу термограм в інфрачервоному спектрі, які дають змогу одержати вихідні дані для моделювання процесу теплообміну між міокардом і коронарними судинами в системі MSC Sinda.

**Результати дослідження.** В результаті числового моделювання запропоновано 2D-модель теплообміну в міокарді і виконано порівняльний аналіз термограм відкритого серця при гіпо- та гіпертермії в умовах штучного кровообігу. Проведення неінвазивного вимірювання температури і результати моделювання процесу теплообміну на поверхні міокарда дають можливість більш точно регулювати швидкість зігрівання (гіпертермії) венозної крові в теплообміннику.

**Висновки.** Результати моделювання дають змогу якісно доповнити показання системи датчиків апарата штучного кровообігу. Застосування методів тепловізійної діагностики й аналізу термограм для контролю температури венозного повернення в контурі штучного кровообігу дає можливість регулювати приплив крові до порожнистих вен за допомогою зміни оклюзії венозної лінії затискачем або спеціальним пристроєм.

**Ключові слова:** термограма; міокард; модель; розподіл температури; MSC Sinda.

V.J. Kotovskyi, V.V. Shlykov, V.A. Danilova

#### NON-INVASIVE MONITORING OF TEMPERATURE IN THE HEART HYPO- AND HYPERTHERMIA WITH CARDIOPULMONARY BYPASS

**Background.** The implementation of the method of non-invasive control of heart temperature based on the model of heat exchange in the myocardium during extracorporeal circulation is considered.

**Objective.** The purpose of the research is the use of numerical simulation methods in the MSC Sinda system to estimate the temperature gradient that is observed on the surface of the myocardium during hypo- and hyperthermia in the conditions of artificial circulation.

**Methods.** To obtain the original data in the cardiopulmonary bypass loop temperature sensor system in arterial, venous, and cardioplegic lines is used. When assessing the temperature gradient applied of thermal diagnostics methods and analysis of thermogram in the infrared spectrum that allow getting data for the simulation of heat transfer process between the myocardium and coronary vessels in the MSC Sinda system.

**Results.** As a result of numerical modeling 2D-model of heat exchange in the myocardium was proposed and the comparative analysis of thermal images of open heart with hypo- and hyperthermia with cardiopulmonary bypass was carried out. Carrying out non-invasive temperature measurement and simulation results of heat transfer on the surface of the myocardium allow more accurately adjust the speed of warming (hyperthermia) of venous blood in the heat exchanger.

**Conclusions.** The simulation results allow supplementing the qualitative indications of system sensors for cardiopulmonary bypass. Application of thermal diagnostics methods and imaging analysis of thermograms for the monitoring of venous return temperature cardiopulmonary bypass circuit that allows you to adjust the flow of blood to the hollow veins with using venous occlusion line change with the clamp or a special device.

**Keywords:** thermogram; myocardium; model; temperature distribution; MSC Sinda.

Reprinted from: *Naukovi Visti NTUU KPI*. 2017;2:21-8

Received 6 November 2017

Accepted 4 December 2017