

УДК 615.849.19

В. В. ШЛЫКОВ, В. А. ДАНИЛОВА

КЛИНИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ ТЕРМОГРАФИЧЕСКОГО МЕТОДА КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ СЕРДЦА

Предложен метод термографического контроля температуры на поверхности миокарда при операциях на открытом сердце, основанный на вычислении плотности теплового потока через поверхность миокарда по данным градиентов температур, которые определяются из термографических изображений сердца при гипотермии и гипертермии в условиях искусственного кровообращения. Применение разработанной математической модели теплообмена для поверхностного слоя миокарда позволяет определить границы между прогретыми и охлажденными участками миокарда при проведении гипотермии или гипертермии сердца.

Ключевые слова: температура, сосуды, тепловой поток, распределение температуры, миокард, искусственное кровообращение, гипотермия, гипертермия, градиент, термограмма сердца.

Запропоновано метод термографічного контролю температури на поверхні міокарду при операціях на відкритому серці що базується на обчисленні щільності теплового потоку через поверхню міокарда за даними градієнтів температур, які визначаються із термографічних зображень серця при гіпотермії і гіпертермії в умовах штучного кровообігу. Застосування розробленої математичної моделі теплообміну для поверхневого шару міокарду дозволяє визначити межі між прогрітими і охолодженими ділянками міокарду при проведенні гіпотермії або гіпертермії серця.

Ключові слова: температура, судини, тепловий потік, розподіл температури, міокард, штучний кровообіг, гіпотермія, гіпертермія, градієнт, термограма серця.

A method is proposed for thermographic temperature monitoring on the surface of the myocardium during open heart operations based on calculating the heat flux density through the surface of the myocardium from temperature gradient data, which are determined from thermal images of the heart under hypothermia and hyperthermia under conditions of artificial circulation. Application of the developed mathematical model of heat exchange for the surface layer of the myocardium allows us to determine the boundaries between heated and cooled portions of the myocardium during hypothermia or cardiac hyperthermia. Evaluation of the rate of heat spread in the myocardium, which is performed for the time intervals for which the heart is cooled or warmed, indirectly makes it possible to assess the state of small coronary vessels in the myocardium.

Keywords: temperature, blood vessels, heat flow, temperature distribution, myocardium, artificial circulation, hypothermia, hyperthermia, gradient, heart thermogram.

Введение. В процессе проведения операции на открытом сердце существует необходимость неинвазивного контроля температуры на поверхности миокарда [1], что позволяет контролировать температуру сердца при гипотермии и гипертермии в условиях искусственного кровообращения. Для оценки неоднородности распределения температуры на поверхности сердца разработаны математические модели теплообмена в поверхностном слое миокарда [2]. Применение систем тепловизионной диагностики, в которых используется разработанная оптическая система стабилизации термограмм [3] и данные моделирования для распределения температуры в миокарде и коронарных сосудах [4], позволяет реализовать неинвазивный метод контроля температуры и теплового потока через поверхность миокарда в условиях искусственного кровообращения.

Метод определения питательного кровоснабжения сердца. Характер распределения температуры в миокарде и коронарных сосудах существенно зависит от скорости изменения температуры в тканях миокарда при гипотермии и гипертермии. Поэтому, для определения градиентов температур в условиях искусственного кровообращения необходимо контролировать перепад температур между коронарными сосудами и миокардом. Скорость изменения температуры в среде (миокарде) характеризует коэффициент температуропроводности [5]:

$$\alpha = \frac{\lambda}{c \cdot \rho},$$

где λ – коэффициент теплопроводности миокарда, $Вт/(м \cdot К)$, ρ – плотность тканей миокарда, $кг/м^3$, c – удельная теплоемкость миокарда, $Дж/(кг \cdot К)$.

Перепад температуры на расстоянии δ от стенки сосуда можно найти из уравнения для количества тепла Q_m , которое передается в миокард через поверхность сосуда площадью S за промежуток времени τ :

$$Q_m = q \cdot S \cdot \tau = \frac{\lambda}{\delta} (T_c - T_m) \cdot S_c \cdot \tau,$$

где q – плотность теплового потока через поверхность сосуда, $Вт/м$, S_c – площадь поверхности сосуда, $м^2$, δ – расстояние от стенки сосуда, $м$, T_c – температура крови в сосуде, $^{\circ}C$, T_m – температура тканей миокарда, $^{\circ}C$.

Из уравнения находим перепад температур между сосудом и миокардом:

$$\Delta T = T_c - T_m = \frac{\delta}{\lambda} q.$$

Соотношение δ/λ характеризует тепловую проводимость миокарда, а величина ΔT определяет полный температурный напор из сосудов в миокард. Для текущего температурного напора крови ΔT_i , которая охлаждается или нагревается до температуры T_i , можно записать выражение:

$$\Delta T_i = T_i - T_m = \Delta T - \frac{\Delta T}{\delta} l,$$

где l – расстояние от стенки сосуда, на которое распространяется тепло из сосуда в тело миокарда, m .

Соотношение $\Delta T/\Delta T_i$ представляет собой безразмерную избыточную температуру, которая характеризует распределение температуры из стенки сосуда с кровью в миокарде:

$$\theta = \frac{\Delta T}{\Delta T_i} = 1 - \frac{l}{\delta}.$$

Это выражение представляет собой уравнение температурного поля в предположении, что коэффициент теплопроводности λ для миокарда является постоянной величиной. Для определения питательного кровоснабжения сердца по мелким коронарным сосудам целесообразно оценивать изменение величины S_i/S_m , которая представляет отношение прогретой площади миокарда S_i к общей площади поверхности S_m за равные интервалы времени Δt в течение процесса гипертермии:

$$\theta = \frac{\Delta T}{\Delta T_i} = 1 - \frac{S_i}{S_m},$$

где S_m – общая площадь поверхности миокарда, m^2 , S_i – площадь поверхности миокарда, через которую происходит процесс теплообмена m^2 .

При толщине стенок предсердий 2–3 мм и толщине стенок левого желудочка сердца 11–14 мм, который имеет наибольшую толщину миокарда, зависимость коэффициента теплопроводности от температуры $\lambda(T)$ имеет практически линейный характер:

$$\lambda(T) = \lambda_m (1 + bT),$$

где λ_m – значение коэффициента теплопроводности миокарда для температуры $T = 0,0^\circ C$ при охлаждении сердца, $Bm/(m \cdot K)$, b – эмпирический коэффициент температурной кривой $\lambda(T)$.

Для среднеарифметического значения температуры на участке миокард – коронарные сосуды выражение для коэффициента теплопроводности принимает вид:

$$\lambda(T) = \lambda_m \left[1 + \frac{b}{2}(T_c - T_m) \right] = \lambda_m \left[1 + \frac{b}{2} \Delta T \right].$$

В этом случае выражение для плотности теплового потока q на поверхности миокарда имеет следующий вид:

$$q = \frac{\lambda(T)}{\delta} (T_c - T_m) = \frac{\lambda_m}{\delta} (T_c - T_m) \left[1 + \frac{b}{2}(T_c - T_m) \right].$$

Из этого уравнения находим, что перепад температур ΔT в слое миокарда является нелинейной функцией даже при линейной зависимости коэффициента теплопроводности миокарда $\lambda(T)$:

$$\Delta T = \sqrt{\frac{1}{b^2} - \frac{2\delta}{b} \frac{q}{\lambda_m}} - \frac{1}{b}.$$

Если тепловой поток от сосудов передается миокарду за счет теплоотдачи от крови в сосудах, то удельный тепловой поток определяется из закона Ньютона-Рихмана:

$$q = \frac{\lambda(T)}{\delta} (T_c - T_m) = \alpha_c (T_i - T_m),$$

где α_c – значение коэффициента температуропроводности крови в сосудах.

Подставляя значение теплового потока в выражение для температурного поля, получим зависимость для соотношения S_i/S_m :

$$\frac{S_i}{S_m} = 1 - \frac{\Delta T}{\Delta T_i} = 1 + \frac{1}{b\Delta T_i} - \sqrt{\left(\frac{1}{b\Delta T_i}\right)^2 - \frac{2\delta}{b} \frac{\alpha_c}{\lambda_m \Delta T_i}}.$$

Безразмерная величина $F = \frac{S_i}{S_m}$ определяется

скоростью изменения температуры крови в сосудах – температуропроводностью крови α_c , теплопроводностью миокарда λ_m , разницей температур между кровью и миокардом ΔT_i , а также знаком и численным значением коэффициента b для температурной кривой. Отклонение значений соотношения F от линейной зависимости уравнения температурного поля θ , характеризует неравномерность распределения температуры в миокарде вследствие различной скорости распространения тепла в среде (рис. 1).

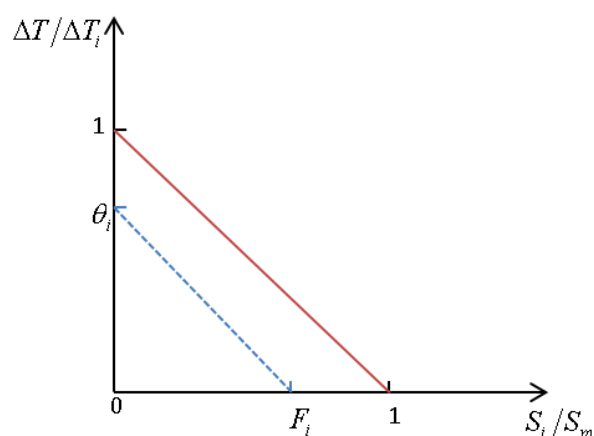


Рис. 1. Кривые распределения температуры в слое миокарда для уравнения температурного поля

Относительное отклонение Δ_F от линейной зависимости температурного поля для текущего температурного напора вычисляется как разница площадей под кривыми распределения температур [7]:

$$\Delta_F = (1 - F_i \cdot \theta_i) < 1.$$

где θ_i – текущее значение соотношения $\Delta T/\Delta T_i$, F_i – текущее значение соотношения S_i/S_m .

Очевидно, что при прочих равных условиях температура в миокарде ΔT_i меняется тем быстрее, чем выше плотность теплового потока через поверхность S_i , и следовательно величина F_i должна приближаться к значению $F_i \rightarrow 1$. Кривые распределения температуры в слое миокарда позволяют определить пло-

щадь участка миокарда S_i , через которую происходит наиболее выраженный процесс теплообмена, а также вычислить безразмерную величину $F = S_i/S_o$, которая показывает изменение площади теплообмена относительно общей площади поверхности миокарда S_o в процессе переноса тепла [8].

Апробация термографического метода контроля температуры сердца. Эффективность применения метода неинвазивного контроля температуры сердца для оценки состояния коронарных сосудов миокарда показывают экспериментальные исследования на изолированном сердце свиньи (рис. 2).

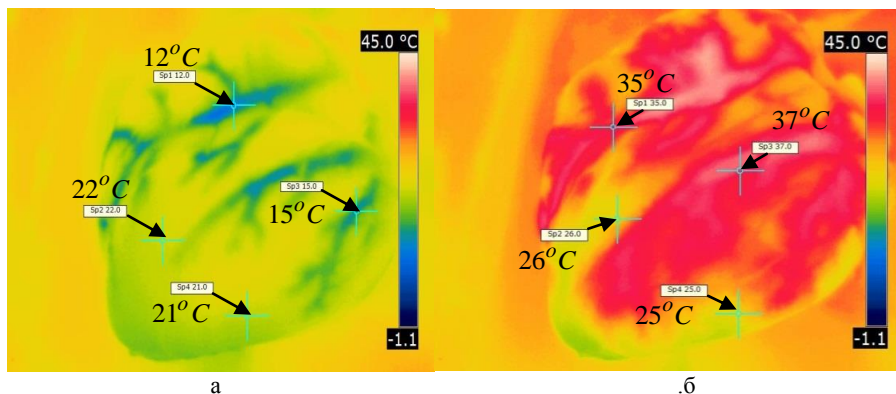


Рис. 2. Применение термографического метода контроля температуры для изолированного сердца свиньи: а – при согревании; б – при охлаждении

В экспериментальных исследованиях выполнена имитация согревания и охлаждения миокарда через канюли, которые установлены в начальный отдел аорты в области верхушки сердца [6]. Для прокачки кардиоплегического раствора по правой коронарной артерии канюли установлены в ветвь правой венечной артерии, а для прокачки раствора по левой коронарной артерии канюли установлены у поверхности лувковицы аорты. При охлаждении сердца отчетливо выделяется коронарное русло при градиенте температур между тканями миокарда и раствором 6°C и более (до температуры 10°C). Соответственно, при согревании

сердца коронарное русло выделяется при градиенте температур 9°C и более (до температуры 12°C) [9]. Исходная температура миокарда в начале процесса охлаждения была не менее $21\text{--}22^{\circ}\text{C}$ и в начале согревания – не более $25\text{--}26^{\circ}\text{C}$.

Клиническое применение термографического метода контроля температуры. Оценка скорости изменения температуры для распределения температуры в миокарде можно выполнить для последовательности термограмм сердца, которые выполнены для состояния гипотермии и гипертермии в условиях искусственного кровообращения (рис. 3).

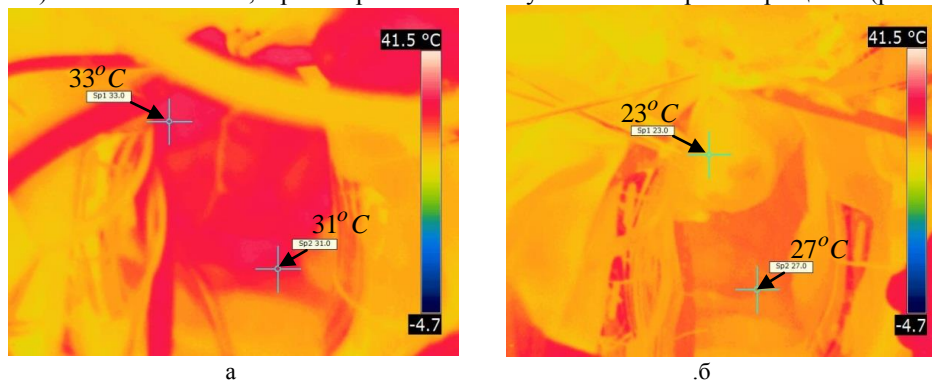


Рис. 3. Последовательность термограмм сердца человека для состояния гипотермии и гипертермии: а – начало охлаждения; б – в процессе охлаждения

Применение разработанной математической модели теплообмена для поверхностного слоя миокарда [4] позволяет определить границы между прогретыми и охлажденными участками миокарда при проведении гипотермии или гипертермии сердца. На завершающей стадии процессов гипотермии и гипертермии величина $F_{gipo} = S_{gipo}/S_o$ меньше в 1,3 раза значения $F_{giper} = S_{giper}/S_o$, соответственно, что практически выражается в более равномерном прогревании исследуемого участка сердца при гипертермии по сравнению с процессом его охлаждения при гипотермии в условиях ис-

кусственного кровообращения [10].

Выводы. Метод неинвазивного контроля температуры и последующий анализ градиентов температуры позволяет выделить области на поверхности миокарда, в которых изменение температуры значительно отстает от средней температуры на поверхности при согревании или охлаждении сердца. Оценка скорости распространения тепла в миокарде, которая выполняется для временных интервалов, за которые сердце охлаждается или согревается, косвенно позволяет оценивать состояние мелких коронарных сосудов в миокарде.

Список літератури:

1. Ghosh, S. Cardiopulmonary Bypass [Text] / S. Ghosh, F. Falter, D. J. Cook. – New York: Cambridge University Press, 2009. – 207 p. doi: [10.1017/cbo9780511635564](https://doi.org/10.1017/cbo9780511635564)
2. Shlykov, V. The Model of the Myocardium in the MSC Sinda System [Text] / V. Shlykov, V. Danilova, V. Maksymenko // Cardiology and Cardiovascular Research. – 2017. – Vol. 1, Issue 1. – P. 18–22.
3. Пат. № 118184. Світлосильний атермалізований об'єктив для інфрачервоної області спектра [Текст] / Муравіов О. В., Назарчук О. О., Шликов В. В., Максименко В. В. – № u201701404; заявл. 14.02.2017; опубл. 25.07.2017, Бюл. № 14.
4. Maksymenko, V. B. The Discrete Model for the System of the Myocardium and Coronary Vessels [Text] / V. B. Maksymenko, V. A. Danilova, V. V. Shlykov // Research Bulletin of the National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute". – 2017. – Issue 1. – P. 54–60. doi: [10.20535/1810-0546.2017.1.90044](https://doi.org/10.20535/1810-0546.2017.1.90044)
5. Лобасова, М. С. Тепломассообмен: курс лекций [Текст] / М. С. Лобасова, К. А. Финников, Т. А. Миловидова и др. – Красноярск: ИПК СФУ, 2009. – 295 с.
6. Локшин, Л. С. Искусственное и вспомогательное кровообращение в сердечно-сосудистой хирургии [Текст]: практ. пос. / Л. С. Локшин, Г. О. Лурье, И. И. Деметтьева. – М.: Научный центр хирургии, Российская академия медицинских наук, 1998. – 93 с.
7. Sonka, M. Image Processing. Analysis and Machine Vision [Text] / M. Sonka, V. Hlavac, R. Boyle. – Thomson, 2008. – 866 p.
8. Moin, P. Fundamentals of Engineering Numerical Analysis [Text] / P. Moin. – 2nd ed. – Cambridge University Press, 2010. doi: [10.1017/cbo9780511781438](https://doi.org/10.1017/cbo9780511781438)
9. Ткаченко, Ю. А. Клиническая термография (обзор основных возможностей) [Текст] / Ю. А. Ткаченко, М. В. Голованова, А. М. Овечкин. – Ростов на Дону, 1999. – 274 с.
10. Khudetsky, I. U. Use of Thermal Imaging for Control of the Process Hypothermia Cardiac [Text] / I. U. Khudetsky, V. A. Danilova, V. V. Shlykov // The Polish Journal of Applied Sciences. – 2015. – P. 93–96.

Bibliography (transliterated):

1. Ghosh, S., Falter, F., Cook, D. J. (2009). Cardiopulmonary Bypass. New York: Cambridge University Press, 207. doi: [10.1017/cbo9780511635564](https://doi.org/10.1017/cbo9780511635564)
2. Shlykov, V., Danilova, V., Maksymenko, V. (2017). The Model of the Myocardium in the MSC Sinda System. Cardiology and Cardiovascular Research, 1 (1), 18–22.
3. Muraviov, O. V., Nazarchuk, O. O., Shlykov, V. V., Maksymenko, V. B. (2017). Pat. No. 118184. Lightweight antermalized lens for the infrared spectrum. No. u201701404; declared: 14.02.2017; published: 25.07.2017, Bul. No. 14.
4. Maksymenko, V. B., Danilova, V. A., Shlykov, V. V. (2017). The Discrete Model for the System of the Myocardium and Coronary Vessels. Research Bulletin of the National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", 1, 54–60. doi: [10.20535/1810-0546.2017.1.90044](https://doi.org/10.20535/1810-0546.2017.1.90044)
5. Lobasova, M. S., Fynnykov, K. A., Mylovydova, T. A. et al. (2009). Heat and Mass Transfer: lectures. Krasnoyarsk: IPK SFU, 295.
6. Lokshin, L. S., Lur'e, G. O., Dement'eva, I. I. (1998). Artificial and auxiliary blood circulation in cardiovascular surgery. Moscow: Nauchnyy tsentr hirurgii, Rossiyskaya akademiya meditsinskih nauk, 93.
7. Sonka, M., Hlavac, V., Boyle, R. (2008). Image Processing. Analysis and Machine Vision. Thomson, 866.
8. Moin, P. (2010). Fundamentals of Engineering Numerical Analysis. Cambridge University Press. doi: [10.1017/cbo9780511781438](https://doi.org/10.1017/cbo9780511781438)
9. Tkachenko, Yu. A., Golovanova, M. V., Ovechkin, A. M. (1999). Clinical thermography (review of main features). Rostov na Donu, 274.
10. Khudetsky, I. U., Danilova, V. A., Shlykov, V. V. (2015). Use of Thermal Imaging for Control of the Process Hypothermia Cardiac. The Polish Journal of Applied Sciences, 93–96.

Поступила (received) 28.10.2017

Бібліографічні описи / Библиографические описания / Bibliographic descriptions

Клиническое применение термографического метода контроля температуры сердца/ Шлыков В. В., Данилова В. А. // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Механіко-технологічні системи та комплекси. – Харків : НТУ «ХПІ», 2017. – № 33(1255). – С.35–38. – Бібліогр.: 10 назв. – ISSN 2079-5459.

Клінічне застосування термографічного методу контролю температури серця/ Шликов В. В., Данилова В. А. // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Механіко-технологічні системи та комплекси. – Харків : НТУ «ХПІ», 2017. – № 33(1255). – С.35–38 – Бібліогр.: 10 назв. – ISSN 2079-5459.

Clinical application of the thermographic method of monitoring heart temperature/ Shlykov V., Danilova V. //Bulletin of NTU "KhPI". Series: Mechanical-technological systems and complexes. – Kharkov: NTU "KhPI", 2017. – № 33 (1255).– P. 35–38.– Bibliogr.:10. – ISSN 2079-5459

Відомості про авторів / Сведения об авторах / About the Authors

Шликов Владислав Валентинович – кандидат технічних наук, доцент кафедри біомедичної інженерії ФБМІ, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», пр. Перемоги, 37, Київ, Україна, 03056; e-mail: v.shlykov@kpi.ua.

Данилова Валентина Анатоліївна – асистент кафедри біомедичної інженерії ФБМІ, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», пр. Перемоги, 37, Київ, Україна, 03056; e-mail: valnaa@ukr.net.

Шлыков Владислав Валентинович – кандидат технических наук, доцент кафедры биомедицинской инженерии ФБМИ, Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», пр. Победы, 37, Киев, Украина, 03056, e-mail: v.shlykov@kpi.ua.

Данилова Валентина Анатольевна – ассистент кафедры биомедицинской инженерии ФБМИ, Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», проспект Победы, 37, Киев, Украина, 03056, e-mail: valnaa@ukr.net.

Shlykov Vladyslav – PhD, associate Professor of Biomedical Engineering, Department of BME, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Peremogy ave., 37, Kyiv, Ukraine, 03056,

Danilova Valentyna – assistant of Biomedical engineering, Department of BME, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Peremogy ave., 37, Kyiv, Ukraine, 03056, e-mail: valnaa@ukr.net.