

УДК 615.849.19

DOI: 10.20535/1810-0546.2017.6.96276

В.В. Шлыков*, В.А. Данилова

КПИ им. Игора Сикорского, Киев, Украина

МЕТОД ОЦЕНКИ СКОРОСТИ ОХЛАЖДЕНИЯ И СОГРЕВАНИЯ СЕРДЦА В УСЛОВИЯХ ИСКУССТВЕННОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Background. The analysis of the heat propagation rate in the myocardium with hypothermia and hyperthermia of the heart under cardiopulmonary bypass is considered.

Objective. Development of a method for assessing the hypothermia and cardiac hyperthermia rate, which allows quantitatively describe the heat and mass transfer between the liquid medium and the heart muscle tissue.

Methods. The analysis of the heat spread rate in the myocardium during hypothermia and cardiac hyperthermia in conditions of cardiopulmonary bypass allows us to isolate from the temperature distribution on the thermogram the branches of the coronary vessels and their distal segments. The method application provides additional information for increasing the effectiveness of non-invasive heart temperature monitoring under cardiopulmonary bypass. Clinical approbation of a method for assessing the rate of hypothermia and hyperthermia was carried out, and cardiac thermograms were used in conditions of cardiopulmonary bypass, which were obtained using Flir i7 and ThermoCam E300 thermal imagers.

Results. Formulas are derived and a method for estimating the rate of hypothermia and cardiac hyperthermia is developed, it is determined that the temperature acceleration can be estimated as a derivative of the temperature change rate for the maximum and minimum temperature values in the investigated area of the myocardium, and the temperature change rate during the operation is determined by the ratio of the temperature range to the temperature change time period $\Delta T/t$ for the minimum and maximum temperature fluctuations.

Conclusions. The obtained data allow determining the coronary obstruction degree and the degree of narrowing of the coronary arteries, which reduces the probability of ischemic complications after surgery on the open heart.

Keywords: cardiopulmonary bypass; cardiac hypothermia; cardiac hyperthermia; thermal imager.

Введение

Для определения наличия или отсутствия стенозов при коронарной болезни наиболее информативным методом диагностики является коронарная ангиография. Этот метод позволяет определить локализацию, протяженность, диаметр и контуры коронарных артерий, степень сужения просвета коронарных артерий, наличие и степень коронарной обструкции.

При защите миокарда в условиях искусственного кровообращения на этапе гипотермии с помощью введения раствора кардиopleгии с температурой 4–5 °С, а также на этапе гипертермии, когда в контур искусственного кровообращения происходит возврат венозной крови, характер распределения температуры на поверхности сердца может не совпадать с температурной зависимостью, которая регистрируется системой неинвазивных датчиков.

Поэтому в процессе проведения операции на открытом сердце существует необходимость неинвазивной оценки функционального состояния коронарных сосудов миокарда [1]. Для реализации контроля температуры в условиях искус-

ственного кровообращения целесообразно применение термографического метода [2]. Этот метод позволяет оценить скорость гипотермии и гипертермии сердца, а также оценить эффективность выполнения аортокоронарного шунтирования непосредственно в процессе операции на открытом сердце.

Анализ скорости распространения тепла в миокарде при гипотермии и гипертермии сердца в условиях искусственного кровообращения позволяет выделить из распределения температур на термограмме ветви коронарных сосудов и их дистальных участков. Полученные данные дают возможность определить степень коронарной обструкции и степень сужения коронарных артерий, что позволяет уменьшить вероятность ишемических осложнений после операции на открытом сердце.

Постановка задачи

Разработка эффективных методов контроля температуры сердца позволит повысить безопасность защиты миокарда и определить вероятность ишемических осложнений после операции

* corresponding author: v.shlykov@kpi.ua

на открытом сердце. Эту задачу можно решить с помощью метода оценки скорости охлаждения и согревания сердца, который позволит вычислять температурное ускорение и получать распространения температур на поверхности миокарда.

Метод оценки скорости охлаждения и согревания сердца

В соответствии с законом охлаждения Ньютона [3], скорость охлаждения сердца за время t пропорциональна разнице температур между миокардом и температурой операционной зоны:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{\alpha \cdot S}{c} (T_s - T),$$

где c – удельная теплоемкость миокарда, Дж/(кг·°C), S – площадь поверхности сердца, м², T_s – температура операционной зоны, К, T – температура локального участка миокарда, К, α – коэффициент теплопередачи тканей сердца, Вт/(м²·К).

Процесс охлаждения и согревания сердца существенно зависит от биофизических характеристик тканей миокарда. Поэтому скорость изменения температуры во внутреннем слое и на поверхности миокарда характеризует коэффициент теплопроводности:

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

где λ – коэффициент теплопроводности миокарда, Вт/(м·К), ρ – плотность тканей миокарда, кг/м³.

Решение дифференциального уравнения имеет вид

$$T(t) = T_s + (T_0 - T_s)e^{-\lambda \cdot t},$$

где $\lambda = \alpha \cdot S/c$ – коэффициент теплопроводности миокарда, Вт/(м·К), T_0 – начальная температура сердца, К.

Если известны начальная температура согретого сердца T_0 и значение уменьшения температуры до величины T_1 при гипотермии в течение интервала времени Δt , то можно получить систему из нескольких дифференциальных уравнений:

$$\begin{cases} T_1(t) = T_s + (T_0 - T_s)e^{-\lambda \cdot t}, \\ T_i(t) = T_s + (T_0 - T_s)e^{-2\lambda \cdot t}. \end{cases}$$

Из данной системы можно найти зависимость температуры T_i на i -м шаге охлаждения:

$$e^{-\lambda \cdot t} = \frac{T_1 - T_s}{T_0 - T_s} \quad \text{или} \quad e^{-2\lambda \cdot t} = \left(\frac{T_1 - T_s}{T_0 - T_s} \right)^2.$$

Следовательно, температура T_i на i -м шаге охлаждения определяется по формуле

$$T_i = T_s + (T_0 - T_s) \cdot \left(\frac{T_1 - T_s}{T_0 - T_s} \right)^2 = T_s + \frac{(T_0 - T_s)^2}{T_0 - T_s}.$$

Если температура операционной среды является не постоянной величиной, что может быть связано с конвекцией тепла, то дифференциальное уравнение принимает вид

$$\frac{dT}{dt} = \frac{\alpha \cdot S}{c} (T_{s0} + \beta - T),$$

где T_{s0} – начальная температура операционной среды, К, β – коэффициент конвекции тепла на поверхности сердца.

Тогда решение дифференциального уравнения имеет следующий вид:

$$\begin{aligned} T(t) &= \frac{\lambda T_{s0} \int e^{\lambda \cdot t} + \lambda \beta \int t \cdot e^{\lambda \cdot t} dt + C}{e^{\lambda \cdot t}} = \\ &= T_{s0} + \beta T - \frac{\beta}{\lambda} + C e^{-\lambda \cdot t}, \end{aligned}$$

где постоянная величина C определяется из начального условия $T(t=0) = T_0$ в виде

$$C = (T_0 - T_{s0}) + \frac{\beta}{\lambda}.$$

Таким образом, процесс охлаждения сердца будет описываться следующим выражением:

$$T(t) = \left(T_{s0} + \beta T - \frac{\beta}{\lambda} \right) + \left(T_0 - T_{s0} + \frac{\beta}{\lambda} \right) e^{-\lambda \cdot t}.$$

Очевидно, что через некоторое время τ температура охлажденного сердца в условиях искусственного кровообращения может сравняться с температурой окружающей среды $T(t=\tau) = T_{s0} + \beta \cdot \tau$. Время τ определяется из следующего уравнения:

$$T_{s0} + \beta \cdot \tau = T_{s0} + \beta \cdot \tau - \frac{\beta}{\lambda} + \left(T_0 - T_{s0} + \frac{\beta}{\lambda} \right) e^{-\lambda \cdot \tau}.$$

Из этого уравнения следует, что время согревания сердца за счет конвекции тепла с операционной средой определяется формулой

$$\tau = \frac{1}{\lambda} \ln \left(\frac{\lambda}{\beta} (T_0 - T_s) + 1 \right).$$

Для оценки динамики изменения температуры в условиях искусственного кровообращения можно использовать параметр температурного ускорения.

Таким образом, скорость изменения температуры в миокарде, представленная в виде коэффициента температуропроводности, связана со временем согревания сердца τ за счет конвекции тепла выражением

$$\alpha = \frac{1}{c \cdot \rho \cdot \tau} \ln \left(\frac{\lambda}{\beta} (T_0 - T_s) + 1 \right),$$

где λ – коэффициент теплопроводности миокарда, Вт/(м·К), ρ – плотность тканей миокарда, кг/м³, c – удельная теплоемкость миокарда, Дж/(кг·К).

Температурное ускорение можно оценить в виде производной от скорости изменения температуры для максимальных и минимальных значений температуры в исследуемой области миокарда. Для операции в условиях искусственного кровообращения скорость изменения температуры в ходе операции определяется соотношением диапазона изменения температур к периоду времени изменения температуры $\Delta T/\Delta t$ для колебаний минимальной $T_{\min}(t)$ и максимальной $T_{\max}(t)$ температур.

Клиническая апробация метода оценки скорости гипотермии и гипертермии

Термограммы сердца в условиях искусственного кровообращения, которые получены с использованием тепловизоров Fliri7 и ThermoCam E300 (рис. 1), регистрировались для заданных интервалов времени Δt . В расчетах за началь-

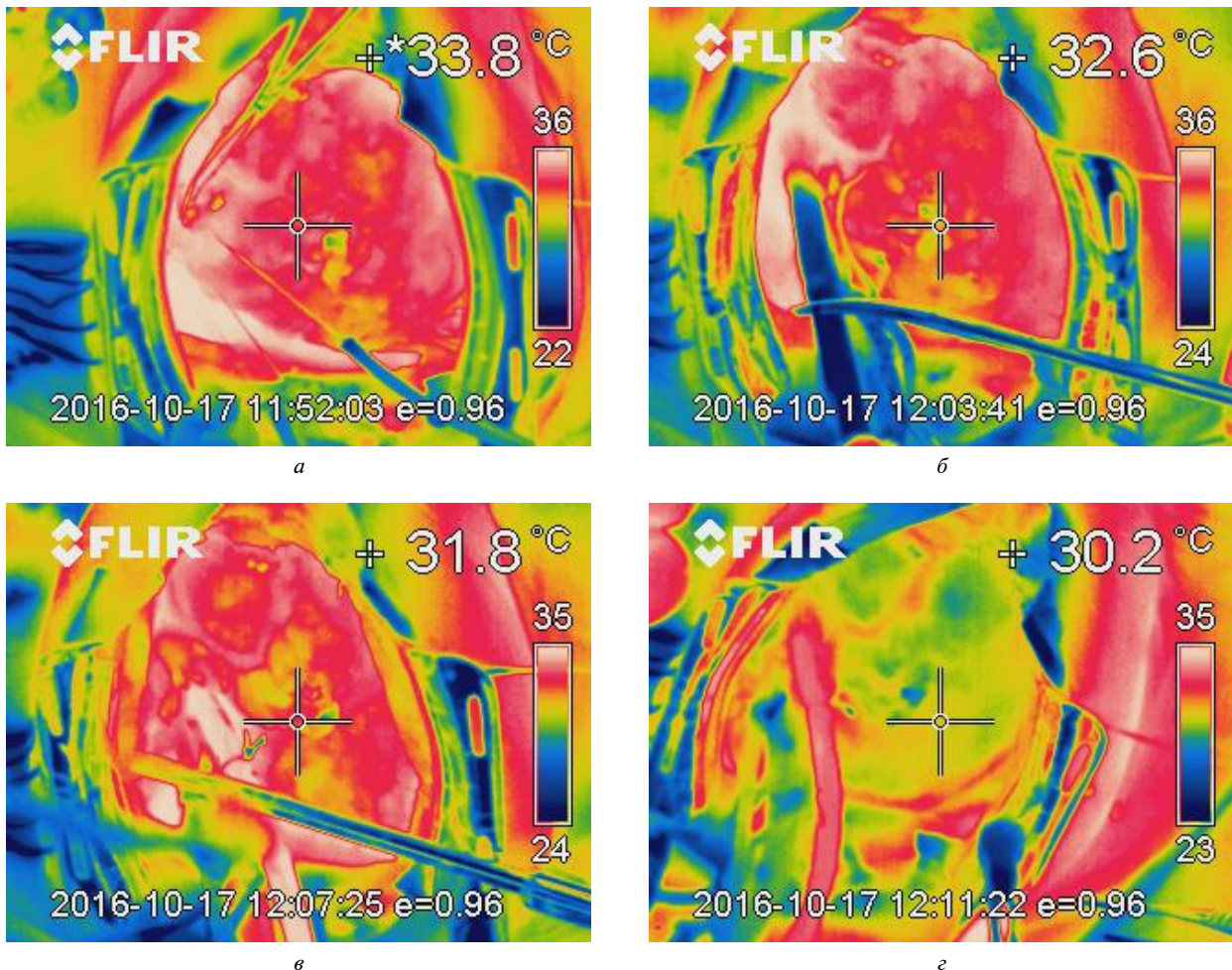


Рис. 1. Термограммы для последовательных временных отсчетов процесса гипотермии в условиях искусственного кровообращения: а – 5 мин, б – 10 мин, в – 15 мин, г – 20 мин

ную температуру T_0 принято значение температуры через 5 мин после начала процесса гипотермии (рис. 1, а).

Регистрируемая с использованием тепловизоров Flir i7 и ThermoCam E300 последовательность изображений в инфракрасном спектре позволяет оценить динамику распределения температуры в миокарде:

- минимальную и максимальную температуру для оценки неоднородности распределения температуры на поверхности сердца;
- скорость изменения температуры для контроля распространения температуры между сосудами и тканями миокарда, что необходимо при оценке состояния коронарных сосудов;
- температурное ускорение при уменьшении и повышении температуры для оценки динамики изменения температуры в процессе охлаждения и согревания сердца соответственно.

Например, если температура операционного поля $T_s = 23\text{--}24\text{ }^\circ\text{C}$, а температура сердца в течение $\Delta t = 5$ мин уменьшается от значения $T_0 = 33,8\text{ }^\circ\text{C}$ до $T_1 = 32,6\text{ }^\circ\text{C}$, то через 10 мин температура сердца должна составить величину $T_2(T_s = 23) = 31,5\text{ }^\circ\text{C}$, а через 15 мин при заданных значениях $T_0 = 32,6\text{ }^\circ\text{C}$ и $T_1 = 31,5\text{ }^\circ\text{C}$ температура должна уменьшиться до величины $T_3(T_s = 23) = 30,5\text{ }^\circ\text{C}$, что хорошо коррелирует с данными термограмм сердца. Абсолютная погрешность вычисления температуры составляет $\Delta T = \pm 0,3\text{ }^\circ\text{C}$, что значительно меньше погрешности измерения температуры $\pm 2\%$ (или $\Delta T = \pm 1\text{ }^\circ\text{C}$) с использованием тепловизора Fliri7 в рабочем диапазоне температур от 0 до $50\text{ }^\circ\text{C}$.

При охлажденном до температуры $T_0 = 29\text{ }^\circ\text{C}$ сердце и начальной температуре операционной среды $T_{s0} = 23\text{ }^\circ\text{C}$, значениях коэффициентов $\lambda = 0,5\text{ Вт}/(\text{м}\cdot^\circ\text{C})$ и $\beta = \frac{3}{5}\text{ }^\circ\text{C}/\text{мин}$ время выравнивания температур за счет конвекции тепла составляет $\tau = 3,6$ мин, что сопоставимо с длительностью процесса гипертермии $t = 10$ мин от температуры 29 до $36\text{ }^\circ\text{C}$. Продолжительность времени конвекции сопоставима с длительностью согревания сердца $t = 10\text{--}30$ мин в условиях искусственного кровообращения [4].

Для термографических изображений, полученных в процессе хирургической операции аортокоронарного шунтирования, изменение температуры (рис. 2) описывает процесс гипотермии и гипертермии сердца в условиях искусственного кровообращения. По причине влияния механиз-

мов конвекции тепла процесс характеризуется неоднородным распределением температуры на поверхности миокарда, выраженным в существенной разнице максимальной $T_{\max}(t)$ и минимальной $T_{\min}(t)$ температур во времени.

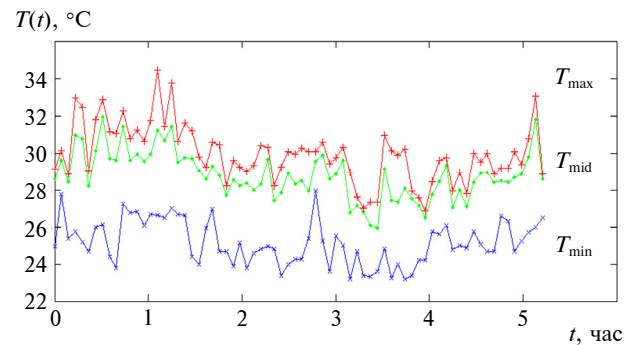


Рис. 2. Изменение максимальной $T_{\max}(t)$, минимальной $T_{\min}(t)$ и усредненной по области $T_{\text{mid}}(t)$ температуры в условиях искусственного кровообращения

Графики для производной от изменения температуры во времени для максимальных и минимальных значений температуры в исследуемой области миокарда (рис. 3) позволяют оценить влияние факторов конвекции и термического ускорения на вид профиля скорости изменения температуры.

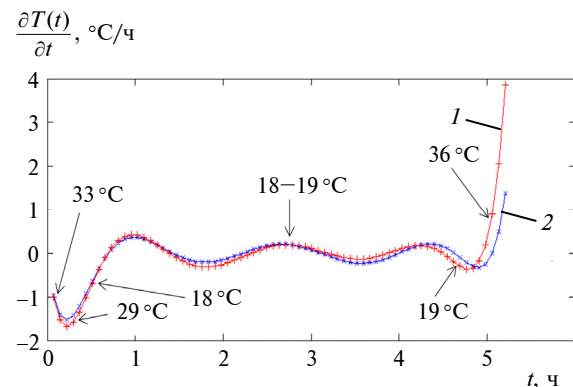


Рис. 3. Температурное ускорение в условиях искусственного кровообращения: 1 – для максимальной скорости изменения температуры $T_{\max}(t)$; 2 – для минимальной скорости изменения температуры $T_{\min}(t)$

Установка венозных канюлей на начальном этапе операции принята за начало отсчета времени на графике температурного ускорения (см. рис. 2). После канюляции через интервал $t = 7$ мин начата перфузия и запущен процесс гипотермии сердца с применением аппарата искусственного кровообращения. Длительность процесса перфузии составила $t = 10$ мин, а темпера-

тура сердца T_0 понизилась от значения 33 до 29 °С. Контрольная температура в пищеводе составила $T_p = 29,5$ °С. Затем для полного охлаждения сердца проводилась кардиоплегия, которая имела продолжительность $t = 10$ мин. В результате температура сердца T_0 понизилась от значения 29 до 18 °С. Представленные на графике температурного ускорения (рис. 2) зависимости показывают, что на этапе гипотермии максимальное ускорение наблюдается для скорости изменения температуры в первые 0,12–0,45 ч (длительностью $t = 20$ мин).

Длительность операции на открытом сердце составила 4,3 ч. Затем был запущен процесс гипертермии сердца с применением аппарата искусственного кровообращения, начало которого соответствует отсчету 4,75 ч на временной шкале графика. В течение $t = 3$ мин температура сердца T_0 повысилась от 19 до 31 °С. Длительность процесса согревания составила $t = 25$ мин, контрольная температура в пищеводе составила $T_p = 36,4$ °С, а температура сердца была повышена до $T_0 = 36$ °С. Представленные на графике температурного ускорения (см. рис. 2) зависимости показывают, что на этапе гипертермии максимальное ускорение наблюдается для скорости изменения температуры в первые 4,75–5,1 ч (длительностью $t = 20$ мин).

Динамика поведения функций температурного ускорения для максимального и минимального температурного профиля скорости изменения температуры совпадает, что свидетельствует о незначительных неоднородностях в распределении температуры на поверхности миокарда при охлаждении и согревании сердца в условиях искусственного кровообращения.

Расчет максимальной и минимальной температуры, скорости изменения температуры и температурного ускорения позволяет верифицировать математическую модель теплообмена для поверхностного слоя миокарда [5], применение которой дает дополнительную информацию для повышения эффективности неинвазивного контроля температуры сердца в условиях искусственного кровообращения.

Список литературы

1. *Сердечно-сосудистая хирургия: руководство* / Под ред. В.И. Бураковского, Л.А. Бокерия. – М.: Медицина, 1989. – 752 с.
2. *Максименко В.Б., Шлыков В.В., Данилова В.А.* Отображение тепловых неоднородностей для последовательности изображений в видео термограмм // *Вісник НТУ "ХПІ". Сер. Механіко-технологічні системи та комплекси.* – 2017. – № 19 (1241). – С. 42–47.
3. *Тепломассообмен: курс лекций* / М.С. Лобасова, К.А. Финников, Т.А. Миловидова и др. – Красноярск: ИПК СФУ, 2009. – 295 с.
4. *Moin P.* *Fundamentals of Engineering Numerical Analysis.* – 2nd ed. – Cambridge University Press, 2010.

Выводы

Результат работы соответствует экспериментальным данным, полученным с использованием тепловизоров Flir i7 и ThermoCam E300. Метод позволяет выполнять неинвазивный контроль температуры на поверхности сердца в условиях искусственного кровообращения [6], что позволяет уменьшить вероятность ишемических осложнений после операции на открытом сердце.

Полученные результаты при оценке скорости изменения температуры в условиях искусственного кровообращения позволяют количественно описать тепломассообмен между жидкой средой и мышечной тканью сердца и должны учитываться при реализации моделей теплового обмена в миокарде.

Внедрение метода оценки скорости охлаждения и согревания сердца в кардиохирургию при анализе термограмм позволит в перспективе эффективно контролировать поток крови в коронарных сосудах в условиях искусственного кровообращения. Метод также является перспективным при проведении термографических исследований в кардиологии для определения эффективности работы дистальных отрезков сосудов после выполнения коронарного шунтирования. Применение количественных оценок скорости охлаждения и согревания сердца при неинвазивном контроле температуры на поверхности миокарда позволит повысить эффективность и безопасность защиты миокарда и мозга за счет определения неоднородностей в распределении температур и температурных градиентов на внешней и внутренней стенке сердца.

Дальнейшие исследования температуры сердца в условиях искусственного кровообращения следует направить на повышение эффективности неинвазивных методов определения локализации, протяженности и контуров коронарных артерий, что позволит достоверно определять наличие и степень коронарной обструкции.

5. Shlykov V., Danilova V., Maksymenko V. The model of the myocardium in the MSC Sinda System // *Cardiology and Cardiovascular Research*. – 2017. – 1, iss. 2. – P. 18–22.
6. *Cardiopulmonary Bypass* / S. Ghosh, F. Falter, D.J. Cook, eds. – Cambridge University Press, 2009. – 207 p.

References

- [1] *Cardiovascular Surgery: A Guide*, V.Y. Burakovskiy and L.A. Bokeryia, eds. Moscow, SU: Meditsina, 1989 (in Russian).
- [2] V. Maksymenko *et al.*, “Detection of thermal inhomogeneities for a sequence of images in video thermograms”, *Visnyk NTU “KhPI”*. Ser. *Mekhaniko-Tekhnolohichni Systemy ta Kompleksy*, vol. 19, pp. 42–47, 2017 (in Russian).
- [3] M.S. Lobasova *et al.*, *Heat and Mass Transfer: Lectures*. Krasnoyarsk, Russia: IPK SFU, 2009 (in Russian).
- [4] P. Moin, *Fundamentals of Engineering Numerical Analysis*, 2nd ed. Cambridge University Press, 2010. doi: 10.1017/CBO9780511781438
- [5] V. Shlykov *et al.*, “The model of the myocardium in the MSC Sinda System”, *Cardiology and Cardiovascular Research*, vol. 1, no. 2, pp. 18–22, 2017.
- [6] *Cardiopulmonary Bypass*, S. Ghosh *et al.*, eds. Cambridge University Press, 2009. doi: 10.1017/CBO9780511635564

В.В. Шликов, В.А. Данилова

МЕТОД ОЦІНКИ ШВИДКОСТІ ОХОЛОДЖЕННЯ І ЗІГРІВАННЯ СЕРЦЯ В УМОВАХ ШТУЧНОГО КРОВООБІГУ

Проблематика. Розглядається аналіз швидкості поширення тепла в міокарді при гіпо- і гіпертермії серця в умовах штучного кровообігу.

Мета дослідження. Розробка методу оцінки швидкості охолодження і зігрівання серця, який дає змогу кількісно описати розподіл температур при тепломасообміні між рідким середовищем і м'язовою тканиною серця.

Методика реалізації. Аналіз швидкості поширення тепла в міокарді при гіпо- і гіпертермії серця в умовах штучного кровообігу дає змогу виділити з розподілу температур на термограмі гілки коронарних судин і їх дистальних ділянок. Застосування методу дає додаткову інформацію для підвищення ефективності неінвазивного контролю температури серця в умовах штучного кровообігу. Проведено клінічну апробацію методу оцінки швидкості гіпотермії та гіпертермії, використовувалися термограми серця в умовах штучного кровообігу, які отримані з використанням тепловізорів Flir i7 і ThermoCam E300.

Результати дослідження. Виведено формули і розроблено метод оцінки швидкості охолодження і зігрівання серця, визначено температурне прискорення, яке можна оцінити у вигляді похідної від швидкості зміни температури для максимальних і мінімальних значень температури в досліджуваній області міокарда, а швидкість зміни температури в ході операції визначається співвідношенням діапазону зміни температур і періоду часу зміни температури $\Delta T/t$ для коливань мінімальної та максимальної температур.

Висновки. Отримані дані дають змогу визначити ступінь коронарної обструкції та ступінь звуження коронарних артерій, що дає можливість зменшити ймовірність ішемічних ускладнень після операції на відкритому серці.

Ключові слова: штучний кровообіг; гіпотермія серця; гіпертермія серця; тепловізор.

В.В. Шлыков, В.А. Данилова

МЕТОД ОЦЕНКИ СКОРОСТИ ОХЛАЖДЕНИЯ И СОГРЕВАНИЯ СЕРДЦА В УСЛОВИЯХ ИСКУССТВЕННОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Проблематика. Рассматривается анализ скорости распространения тепла в миокарде при гипо- и гипертермии сердца в условиях искусственного кровообращения.

Цель исследования. Разработка метода оценки скорости охлаждения и согревания сердца, который позволяет количественно описать распределение температур при тепломассообмене между жидкой средой и мышечной тканью сердца.

Методика реализации. Анализ скорости распространения тепла в миокарде при гипо- и гипертермии сердца в условиях искусственного кровообращения позволяет выделить из распределения температур на термограмме ветви коронарных сосудов и их дистальных участков. Применение метода дает дополнительную информацию для повышения эффективности неинвазивного контроля температуры сердца в условиях искусственного кровообращения. Проведена клиническая апробация метода оценки скорости охлаждения и согревания сердца, использовались термограммы сердца в условиях искусственного кровообращения, которые получены с использованием тепловизоров Flir i7 и ThermoCam E300.

Результаты исследования. Выведены формулы и разработан метод оценки скорости охлаждения и согревания сердца, определено температурное ускорение, которое можно оценить в виде производной от скорости изменения температуры для максимальных и минимальных значений температуры в исследуемой области миокарда, а скорость изменения температуры в ходе операции определяется соотношением диапазона изменения температур и периода времени изменения температуры $\Delta T/t$ для колебаний минимальной и максимальной температур.

Выводы. Полученные данные позволяют определить степень коронарной обструкции и степень сужения коронарных артерий, что дает возможность уменьшить вероятность ишемических осложнений после операции на открытом сердце.

Ключевые слова: искусственное кровообращение; гипотермия сердца; гипертермия сердца; тепловизор.

Рекомендована Радою
факультету біомедичної інженерії
КПІ ім. Ігоря Сікорського

Надійшла до редакції
21 квітня 2017 року