

УДК 615.849.19

ОБРАБОТКА ТЕРМОГРАФИЧЕСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ ОТКРЫТОГО СЕРДЦА

*д-р техн. наук, проф. В.И. КОТОВСКИЙ,
канд. техн. наук, доц. В.В. ШЛЫКОВ, В.А. ДАНИЛОВА
(Национальный технический университет Украины
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»)*

Выделения контуров изображений основано на вычислении градиента изображения, что определяется как векторная величина, которая показывает направление быстрого роста интенсивности оттенков цвета изображения – число градаций уровней яркости для полутонового изображения. Применение метода выделения контуров на термограммах осуществляется путем определения градиента от охлажденных до наиболее прогретых участков миокарда и наоборот, а также для обеспечения дистанционного контроля температуры в условиях искусственного кровообращения. Благодаря этому можно оценить неравномерность распределения температуры на поверхности миокарда при гипо- и гипертермии сердца. Метод дает возможность во время операции на открытом сердце определить контуры локальных участков миокарда с экстремальным значением температур. Анализ тепловых изображений поверхности открытого сердца показывает наличие взаимосвязи между состоянием миокарда и гетерогенностью (неоднородностью) термограмм. На качественном уровне анализ термограмм позволяет в процессе общего обзора изображения изучить температурный рельеф и распределение горячих и холодных зон. Количественный анализ дает возможность уточнить результаты визуального анализа термограммы и количественно оценить разницу температур исследуемого участка и окружающих тканей на поверхности.

Ключевые слова: термограмма, контур, градиент температур, изображение открытого сердца, искусственное кровообращение.

Введение. Инфракрасная термография сердца привлекала к себе внимание тем, что реализация методов неинвазивной диагностики на основе анализа термографических изображений позволяет рассчитать скорость охлаждения миокарда и определить наличие ишемических поражений на поверхности миокарда. А современные приборы и информационные технологии дают новые решения, которые могут быть полезны во время искусственного кровообращения. Разработка эффективных методов анализа термограмм сердца позволит повысить безопасность защиты миокарда.

Целью исследования является применение метода выделения контуров на термограммах и анализ тепловых изображений поверхности открытого сердца.

Реализация метода неинвазивного контроля температуры сердца даст возможность получить дополнительную важную информацию относительно температуры и сосудистой однородности во времени при охлаждении и нагреве миокарда.

Методика эксперимента. Для регистрации распределения температуры на поверхности сердца применялся тепловизор Flir ThermoCam E300, позволяющий измерить температуру в диапазоне от -20 до $+130^{\circ}\text{C}$ с точностью до $0,1^{\circ}\text{C}$.

В экспериментах использовалось сердце свиньи, в которое для выполнения гипо- и гипертермии были канюлированы коронарные сосуды в области артериального клапана. Расстояние между объектом исследования (сердцем) и прибором для измерения температуры (тепловизором) составляло $L = 20\text{--}25$ см, вес сердца $M = 500$ г.

Для контроля температуры перфузионного раствора и окружающей среды (операционного поля) использовался пирометр Optris MS Plus, который позволяет измерить температуру в диапазоне от -32 до 230°C с точностью до $0,5^{\circ}\text{C}$.

При подготовке сердца свиньи к проведению термографических измерений оно было обложено льдом и равномерно охлаждено до температуры 6°C . Температура охлажденного сердца $T_{heart1} = 6^{\circ}\text{C}$, а температура окружающей среды $T_{ext} = 19^{\circ}\text{C}$. Температура охлаждения поверхности миокарда контролировалась инфракрасным пирометром Optris MS Plus.

Сначала перфузионный раствор вводился в коронарные артерии при температуре $T_{liq1} = 36^{\circ}\text{C}$ с помощью шприца и канюлей. При этом последовательно регистрировались тепловизионные изображения миокарда с помощью тепловизора Flir ThermoCam E300. Градиент температур между перфузионным веществом и средой в эксперименте составил $T_{liq1} - T_{ext} = 36 - 19 = 17^{\circ}\text{C}$.

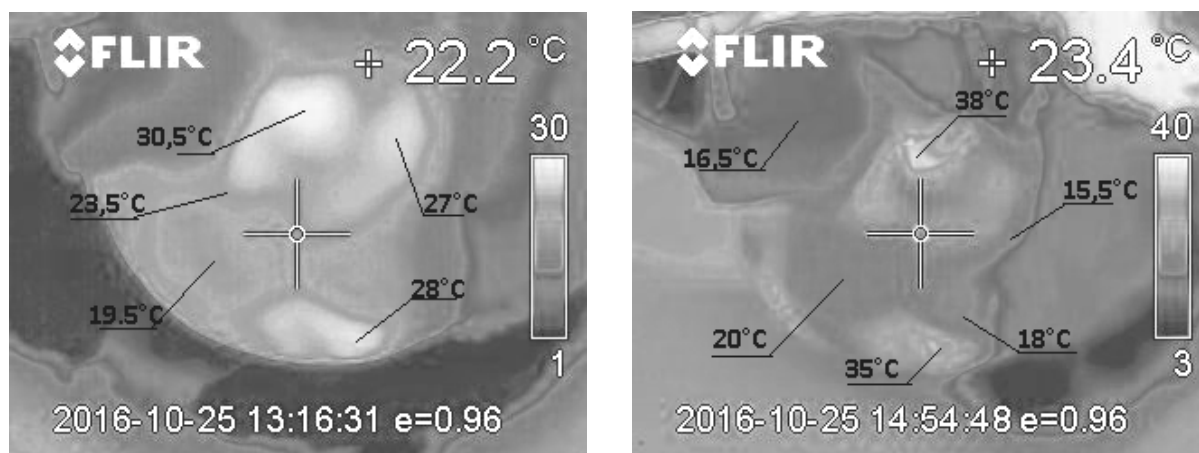
Градиент температур между сердцем и окружающей средой при максимально охлажденном сердце составлял $T_{heart1} - T_{ext} = 6 - 19 = 13^{\circ}\text{C}$, после согревания сердца до температуры $T_{heart2} = 22^{\circ}\text{C}$ составлял соответственно $T_{heart2} - T_{ext} = 22 - 19 = 3^{\circ}\text{C}$.

Затем сердце было вновь охлаждено до температуры $T_{heart1} = 6^{\circ}\text{C}$, перфузионный раствор нагрет до $T_{liq2} = 42^{\circ}\text{C}$. Таким образом, градиент температур между охлажденным сердцем и средой составил $T_{heart1} - T_{ext} = 6 - 19 = 13^{\circ}\text{C}$ и между перфузионной жидкостью и средой $T_{liq2} - T_{ext} = 42 - 19 = 23^{\circ}\text{C}$.

После согревания сердца с помощью прокачки перфузионного раствора через канюли в коронарные артерии миокард нагрелся до температуры $T_{heart3} = 23^{\circ}\text{C}$. Следовательно, градиент температур между сердцем и окружающей средой после согревания составил $T_{heart3} - T_{ext} = 32 - 19 = 4^{\circ}\text{C}$.

Распределение температуры на поверхности сердца при температуре среды 22,2 и 23,4 $^{\circ}\text{C}$ представлено на рисунке 1, а и б соответственно.

Далее исследовалось распределение температур на поверхности миокарда при его охлаждении от температуры сердца $T_{heart4} = 18^{\circ}\text{C}$ до температуры $T_{heart5} = 13^{\circ}\text{C}$ с помощью прокачки перфузионной жидкости, которая была охлаждена до температуры $T_{liq3} = 5^{\circ}\text{C}$. Градиент температуры между миокардом и окружающей средой для согретого сердца составил $T_{heart4} - T_{ext} = 18 - 19 = 1^{\circ}\text{C}$, а после охлаждения его до температуры $T_{heart5} = 13^{\circ}\text{C}$ соответственно $T_{heart5} - T_{ext} = 13 - 19 = 6^{\circ}\text{C}$. При этом градиент температур между перфузионной жидкостью и средой составил $T_{liq3} - T_{ext} = 5 - 19 = 14^{\circ}\text{C}$.



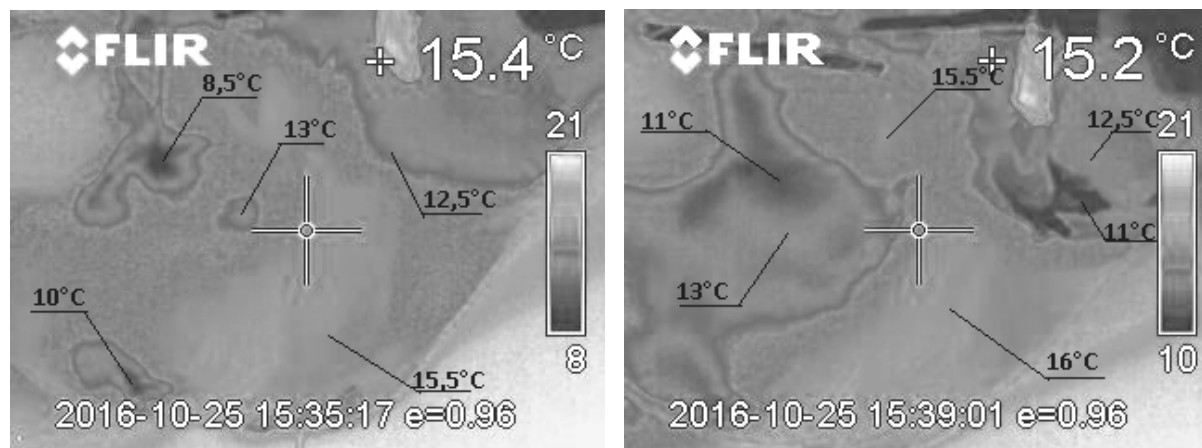
а

б

а – при температуре 22,2 $^{\circ}\text{C}$; б – при температуре 23,4 $^{\circ}\text{C}$

Рисунок 1. – Распределение температуры на поверхности сердца

Распределение температур на поверхности сердца при температуре 15,4 и 15,2 $^{\circ}\text{C}$ представлены соответственно на рисунке 2, а и б.



а

б

а – при температуре 15,4 $^{\circ}\text{C}$; б – при температуре 15,2 $^{\circ}\text{C}$

Рисунок 2. – Распределение температур на поверхности сердца

Контурирование участков термограмм. Выделения контуров изображений основано на вычислении градиента изображения, что определяется, как векторная величина, показывающая направление быстрого роста интенсивности цвета изображения. В данном случае такой величиной является двумерная функция яркости изображения:

$$\vec{g} = \text{grad } I = \left(\frac{dI}{dx}, \frac{dI}{dy} \right),$$

где I – начальная интенсивность (яркость) изображения.

Использование метода для контурирования участков термограмм с неравномерным распределением температур основано на определении контура изображения, что имеет нулевой уровень наибольшей одномерной функции LSF (LineSpreadFunction) и реализация изменений размера контура при эволюции (росте) нулевого уровня функции LSF [1].

Наиболее общим способом поиска разрывов функции яркости является обработка изображения с помощью скользящей маски – фильтра или окна (шаблона), что представляет собой некоторую квадратную матрицу, соответствующую указанной группе пикселей исходного изображения. Элементы матрицы формируют коэффициенты цифрового фильтра. Оперирование такой матрицей в любых локальных преобразованиях представляет пространственную фильтрацию изображения.

Общая схема пространственной фильтрации на основе одномерной функции LSF имеет вид, изображенный на рисунке 3 [4].

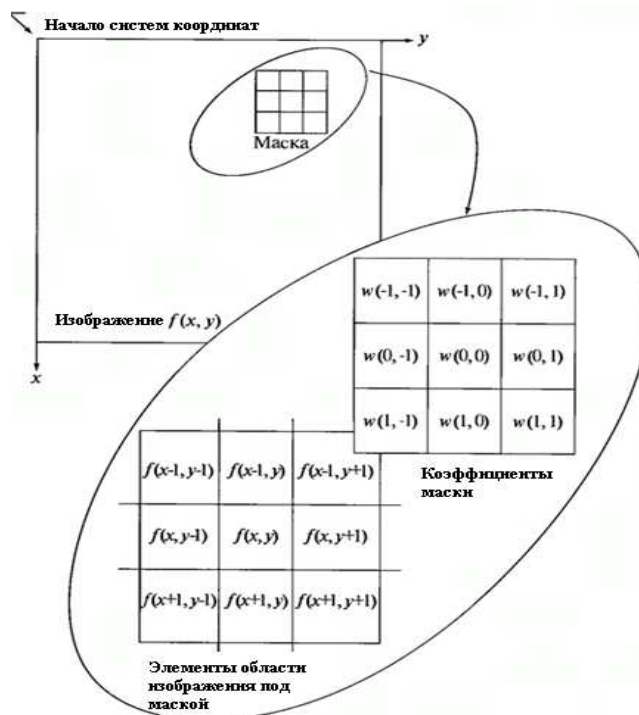


Рисунок 3. – Пространственная фильтрация на основе одномерной функции LSF

Процесс пространственной фильтрации основан на простом перемещении маски (окна) от одной точки к другой точки изображения, а отклик фильтра в каждой точке (x, y) вычисляется с использованием предварительно заданных связей. В случае линейной пространственной фильтрации на основе одномерной функции LSF отклик задается суммой произведения коэффициентов фильтра на соответствующие значения пикселей в области, которая покрыта маской фильтра [4].

$$R = w(-1, -1)f(x - 1, y - 1) + w(-1, 0)f(x - 1, y) + \dots \\ \dots + w(0, 0)f(x, y) + \dots + w(1, 0)f(x + 1, y) + w(1, 1)f(x + 1, y + 1).$$

где $w(0, 0)$ – коэффициент, соответствующий значению функции $f(x, y)$, которая указывает на центровку маски относительно точки (x, y) .

По определению, градиент изображения $f(x, y)$ в точке (x, y) является вектор:

$$\nabla f = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} = \begin{bmatrix} \frac{df}{dx} \\ \frac{df}{dy} \end{bmatrix},$$

Эта величина равна значению максимальной скорости изменения функции $f(x, y)$ в точке (x, y) , где максимум достигается в направлении вектора ∇f . Направление вектора градиента является важной характеристикой при определении направления быстрого роста интенсивности. Если обозначить $\alpha(x, y)$ как угол между направлением вектора ∇f в точке (x, y) и осью x , то можно определить направление контура в точке (x, y) , которое является перпендикулярным направлению вектора градиента в этой точке [4]:

$$\alpha(x, y) = \arctg\left(\frac{G_x}{G_y}\right).$$

Ряд методов определения контуров изображений реализовано в среде Matlab. Распознавания объектов с помощью определения контуров выполняется функцией *edge*. Суть метода заключается в поиске локальных участков с перепадами яркости. Перепады яркости определяются с помощью фильтрации по каждой из осей координат одномерным фильтром лапласиана-гаусиана. В методе Канни для классификации перепадов на «слабые» и «сильные» используется два порога – нижний и верхний. «Слабые» границы отмечаются в результирующем изображении, только если они соединены с «сильными». Для изображений, искаженных шумом, данный метод обеспечивает наилучшее обнаружение границ по сравнению с другими методами функции *edge* и методом сегментации, но требует существенно большего времени.

В идеальном случае, результатом выделения контуров является набор связанных кривых, обозначающих границы объектов, граней и отпечатков на поверхности, а также кривые отражающие изменения положения поверхностей [5].

Применение метода выделения контуров на термограммах осуществляется путем определения градиента от охлажденных до наиболее прогретых участков миокарда и наоборот, а также для обеспечения дистанционного контроля температуры в условиях искусственного кровообращения. Благодаря этому можно оценить неравномерность распределения температуры на поверхности миокарда при гипо- и гипертермии сердца [2]. Метод дает возможность во время операции на открытом сердце определить контуры локальных участков миокарда с экстремальным значением температур.

Общий подход выявления перепадов яркости на изображении можно сформулировать следующим образом. Исходное изображение представляется цифровой матрицей F с элементами $f[i], f[j]$ и подвергается линейной или нелинейной обработке для того, чтобы усилить перепады яркости. В результате образуется массив чисел G с элементами $g[i], g[j]$, описывающими изображение с подчеркнутыми изменениями величин яркости. Потом выполняется операция сравнения с порогом $T[i]$ и порогами $L[j], U[j]$ и определяется положение элементов изображения с ярко выраженными перепадами. Если $g[i] < T[i]$ и $G[j] < L[j]$, то имеет место нисходящий перепад, а при $g[i] > T[i]$ и $G[j] > U[j]$ – восходящий перепад. Величины $T[i], L[j], U[j]$ представляют собой нижнее и верхнее пороговые значения [6].

Выбор порога является одним из ключевых вопросов выделения перепадов. При слишком высоком уровне порога не будут обнаружены структурные элементы с низким контрастом. И наоборот, слишком низкий уровень порога является причиной того, что шум будет ошибочно принят за перепад. Для обозначения положения перепадов на изображении необходимо сформировать контурный перепад – массив элементов [6]. Таким образом, перепады величин яркости на изображениях термограмм являются характеристиками контуров областей объектов.

Из-за неравномерности перепадов яркости, которыми характеризуются инфракрасные изображения, невозможно применить прямую функцию контурирования без предварительной обработки изображения. При подготовке термографического изображения формируется матрица свертки, которая представляет матрицу коэффициентов, «умножается» на значение пикселей изображения для получения перепадов яркости.

Наиболее часто используемым фильтром, основанным на матрице свертки, который можно применить для обработки термографических изображений, является фильтр размытия. Матрица коэффициентов для такого фильтра заполняется по нормальному закону (закону Гаусса). Коэффициенты для матрицы Гаусса уже являются нормируемыми [7], а при обработке термографических изображений нужна еще их нормализация – необходимо исключить случай выхода значения более 255.

Начальным этапом обработки термографического изображения является представление термограммы в восьмибитовом формате градации оттенков серого, кодируемой 256 уровнями (от 0 до 255).

Информативность тепловидения и термографических исследований возможно повысить за счет линейного контрастирования изображения. Задача контрастности связана с улучшением согласования динамического диапазона изображения и фона, на котором выполняется визуализация (например, термограмма). В рассматриваемом случае, формат градаций оттенков серого на кодирование каждого отсчета термографического изображения отводится 1 байт (8 бит), поэтому уровни могут принимать одно из 256 значений.

Вторым этапом обработки является сглаживание изображения фильтром Гаусса третьего порядка, чтобы избежать неравномерного распределения яркости, это позволяет не допустить ошибок в определении нулевых перепадов. Параметры фильтра (коэффициенты маски) значительно влияют на решение задачи контурирования и регулируют влияние интенсивности на формирование контура. Контур для термографического изображения может быть плавным, малочувствительным к изменениям границ на изображении, но устойчивым к различному шуму. С другой стороны, увеличение влияния интенсивности позволит фильтру быть более чувствительным к изменениям контура изображения, при этом возрастет чувствительность к шумам.

Если первоначальное значение вектора независимых переменных равно $\vec{u}^{(0)}$, что соответствует наличию априорной информации о положении точки экстремума, на каждой итерации можно вычислить значения вектора изменений для следующей итерации по формуле

$$\vec{u}^{(k+1)} = \vec{u}^{(k)} + \Delta \vec{u}^{(k)}.$$

Таким образом, алгоритм градиентного поиска можно применить в следующем виде:

$$\vec{u}^{(k+1)} = \vec{u}^{(k)} - h \nabla f(\vec{u}^{(k)})$$

или в скалярном виде:

$$u_i^{(k+1)} = u_i^{(k)} - h \frac{\partial f(\vec{u}^{(k)})}{\partial u_i} = u_i^{(k)} - h \cdot \text{grad}_{u_i} f(\vec{u}^{(k)}),$$

где ∇f – градиент функции интенсивности цвета изображения $f(x, y)$;

$h \nabla f(\vec{u}^{(k)})$ – значение шага, которое меняется автоматически в соответствии с изменением величины градиента;

h – параметр шага, который остается постоянной величиной.

Алгоритм имеет преимущество, что при приближении к точке минимума длина шага автоматически уменьшается. После каждой серии с заданным количеством шагов s_1 запоминается значение целевой функции для LSF.

Далее была реализована эволюция функции нулевого уровня с регуляцией разрастания функции LSF по средством выделения участков изображения от охлажденных областей к более прогретым и наоборот.

На рисунке 4 можно наблюдать за инициализацией разрастания каждого контура, к прогретому от более охлажденного (белая линия) и к охлажденному от более прогретого (черная линия) соответственно, а также их наложения на изображении.

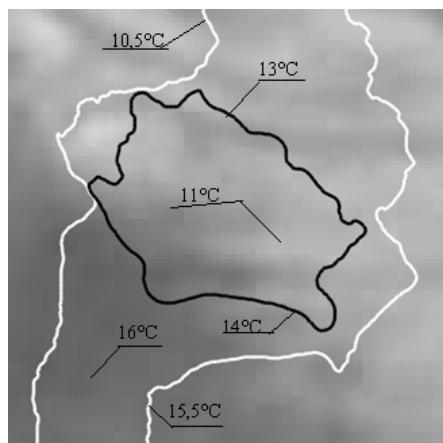


Рисунок 4. – Инициализация разрастания контуров на термографическом изображении

Выбор величины шага является весьма важным и в конечном итоге определяет работоспособность и скорость сходимости алгоритма. Если размер шага выбран слишком малым, то движение к оптимуму будет долгим из-за необходимости вычисления частных производных во многих точках. При большом шаге в районе оптимума могут возникнуть незатухающие колебания независимых переменных и снизится точность нахождения экстремума.

Анализ тепловых изображений поверхности открытого сердца показывает наличие взаимосвязи между состоянием миокарда и гетерогенностью (неоднородностью) термограмм, которые проявляются при ишемии миокарда. На качественном уровне анализ термограмм позволяет в процессе общего обзора изображения, изучить температурный рельеф и распределение горячих и холодных зон. Количественный анализ дает возможность уточнить результаты визуального анализа термограммы и количественно оценить разницу температур исследуемого участка и окружающих тканей на поверхности.

При реализации метода контурирования для изолированного сердца свиньи лучший результат выделения контура был получен уже при 200 итерации эволюции ноль-уровня.

Предложенный метод термографического дистанционного контроля температуры позволяет оценить неравномерность распределения температуры на поверхности миокарда при охлаждении и нагревании сердца, уменьшает вероятность осложнений в послеоперационный период [3].

Клиническая апробация методики.

При клинической апробации методики выделения русла коронарных сосудов с помощью термографии проводилась регистрация термограммы сердца в условиях искусственного кровообращения.

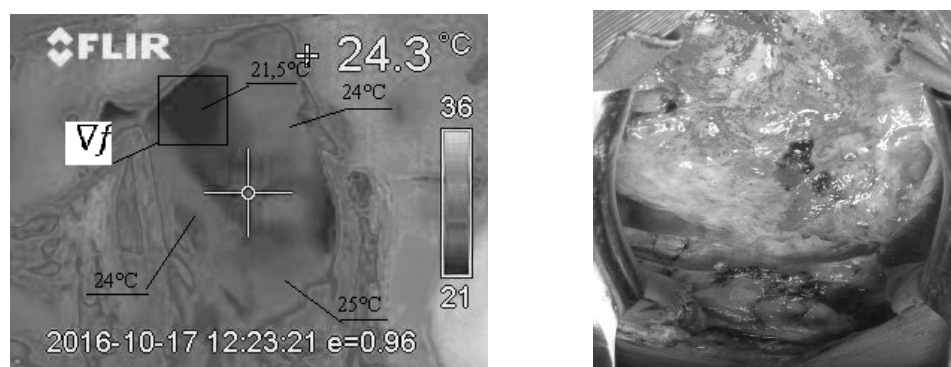
Последовательно регистрировались термографические изображения миокарда при гипотермии при температуре от 34 до 13 °С. Температура окружающей среды в операционной составляла $T_{ext} = 23$ °С и оставалась неизменной благодаря системе кондиционирования.

Через 18 мин по показаниям аппарата искусственного кровообращения температура составила $T_{ext} = 22$ °С, а по данным тепловизора температура на поверхности сердца снизилась от $T_{int1} = 34$ °С до $T_{int2} = 24$ °С.

Таким образом, градиент температуры между сердцем и окружающей средой в начале эксперимента составлял $T_{int1} - T_{ext} = 34 - 23 = 11$ °С, а через 18 мин охлаждения градиент составил $T_{int1} - T_{ext} = 24 - 23 = 1$ °С. При этом градиент температур между перфузионным раствором и окружающей средой при гипотермии равен $T_{dac} - T_{ext} = 22 - 23 = 1$ °С.

Учитывая, что точность измерения температур тепловизором составляет $\pm 0,1$ °С, величина градиента температуры больше 1 °С позволяет достоверно определить участки миокарда с неоднородным распределением температуры.

Распределение температуры на поверхности сердца при температуре 24,3°С представлено на рисунке 5 (а, б).



а

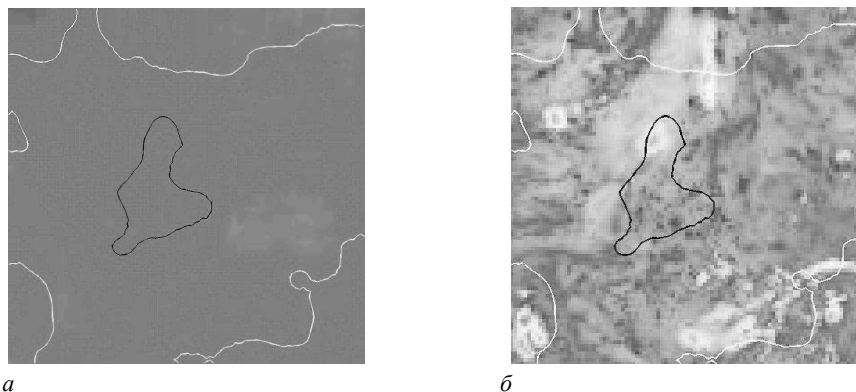
б

а – термограмма поверхности открытого сердца;
 б – поверхность открытого сердца в условиях искусственного кровообращения

Рисунок 5. – Распределение температуры на поверхности сердца при температуре окружающей среды 24,3 °С

На рисунке б (а, б) можно наблюдать эволюцию контура: к прогретому от более охлажденного (белая линия) и к охлажденному от более прогретого (черная линия) на поверхности открытого сердца.

Выделение контуров сосудов на термографическом изображении открытого сердца в условиях искусственного кровообращения показывает достоверные изменения функции нулевого уровня с регулирующей разрастания функции LSF, что дает возможность выделить участки от охлажденных областей к более прогретым областям на поверхности миокарда.



а

б

а – контур после применения фильтров; б – контур на исходном изображении

Рисунок 6. – Инициализация разрастания контуров на термографическом изображении открытого сердца в условиях искусственного кровообращения

Выводы. Распределение температуры на поверхности сердца при гипо- и гипертермии позволяет с помощью термографии определить русло коронарных сосудов только при достаточном градиенте температуры между температурой сердца и окружающей средой. При точности измерения тепловизора, равной $\pm 0,1$ °С, для достоверного определения главного русла коронарной артерии необходимо обеспечить градиент температур не менее 10 °С. При этом для четкого определения контуров коронарных сосудов на тепловизионном изображении необходимо обеспечить градиент температур между перфузионным раствором и окружающей средой не менее 10 °С при гипотермии и не менее 20 °С при гипертермии.

Для выделения контуров сосудов на термографическом изображении наиболее оптимальным является момент операции, временной интервал которого соответствует начальному этапу процесса передачи тепла от перфузионного раствора в миокард.

ЛИТЕРАТУРА

1. Данилова, В.А. Метод безконтактного контроля температуры / В.А. Данилова, В.В. Шликов // Наукові Вісті НТУУ «КПІ», Сер. Приладобудування. – 2015. – Вип. 49(1). – С. 88–94.
2. Danilova, V.A. Use of Thermal Imaging for Diagnosis of Vascular Pathologies / V.A. Danilova, V.V. Shlykov // Биомедицинская инженерия и электроника : электронный науч. журн. – 2014. – № 1.
3. Khudetsky, I.U. Use of Thermal Imaging for Control of the Process Hypothermia Cardiac / I.U. Khudetsky, V.A. Danilova, V.V. Shlykov // The Polish Journal of Applied Sciences, Lomza State University of Applied Sciences. – 2015. – P. 93–96.
4. Гонсалес, Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М. : Техносфера, 2005. – 1007 с.
5. Википедия: свободная электронная энциклопедия: на русском языке [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%92%D1%8B%D0%B4%D0%B5%D0%BB%D0%B5%D0%BD%D0%B8%D0%B5_%D0%B3%D1%80%D0%B0%D0%BD%D0%B8%D1%86.
6. Прэтт, Э. Цифровая обработка изображений [Электронный ресурс] / Э. Прэтт. – Режим доступа: <http://dsp-book.narod.ru/pratt/pratt.htm>.
7. Матричные фильтры обработки изображений на русском языке [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://habrahabr.ru/post/142818>.

Поступила 20.03.2017

PROCESSING OF THE THERMOGRAPHIC IMAGE OF THE OPEN HEART

V. KOTOVSKIY, V. SHLYKOV, V. DANILOVA

Allocation of contours image based on the calculation of the gradient image, which is defined as a vector quantity, which indicates the direction of rapid growth of intensity the image colors. Application the method of selection in the thermograms circuits is carried out by determining the gradient of the most chilled to the heated areas of the myocardium, and vice versa, as well as for remote control of the temperature in the cardiopulmonary bypass. The method makes it possible during open-heart surgery to determine the contours of the local areas of the myocardium with temperature extremes. The analysis of thermal images open surface of the heart shows an association between the state of the myocardium and heterogeneity thermograms. On the qualitative level analysis of thermal images allows explore the terrain and the temperature distribution of the hot and cold zones. Quantitative analysis makes it possible to refine the results of visual analysis of thermal images and quantify the difference between the temperature of the investigated area and surrounding tissues on the surface.

Keywords: thermogram; contour, temperature gradient; myocardium; temperature distribution; vascular pathology.