

ЦИФРОВАЯ ОБРАБОТКА ТЕПЛОВИЗИОННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ¹

Н. М. Богатов², В. Н. Соколовский³, М. Г. Сыманович⁴

DIGITAL PROCESSING OF THE THERMOVISION MAPS

N.M. Bogatov, V.N. Sokolovskiy, M.G. Symanovich

The effect of noise on the quality of medical thermograms has been investigated. The Fourier-processing of thermograms has made it possible to decrease the effect of random noises. The methods of contrast study have improved the visual perception of an image, construction of boundaries of the field with the given intensity has allowed to single out the most essential information on the object under study.

Введение

Для проведения тепловизионных исследований и обработки результатов в [1] предложена информационная система, включающая тепловизор как источник информации, рабочую станцию, осуществляющую прием, обработку информации и построение изображения, сервер с системой управления базой видеоданных, рабочие станции, имеющие доступ к серверу базы данных. Такая информационная система даёт возможность выполнять тепловизионные исследования, обрабатывать их, хранить любую текстовую и графическую информацию, предоставлять ее любому пользователю в пределах локальной или глобальной сети.

Цифровая обработка и анализ изображений позволяют распознать и выделить как локальные элементы, так и целые области изображения, которые не поддаются обнаружению и описанию простыми визуальными методами. Кроме того, компьютерная обработка графической информации делает возможным количественный анализ изображения, т.е. позволяет дать численную оценку характеристикам исследуемых областей и ввести критерии их классификации. Применение такого подхода, например, в медицинских диагностических исследованиях решает проблему количественного описания степени тяжести заболевания. Однако разработка методик количественной диагностики на основе цифрового анализа изображений встречается с рядом принципиальных трудностей, обусловленных

спецификой электронной системы сбора и построения изображения. Одной из таких проблем являются помехи оцифрованного сигнала, на основе которого строится изображение, искажающие полезную информацию.

Цель работы — повысить информативность термограмм путем снижения влияния случайных помех, усиления цветовых контрастов, выделения наиболее существенной информации об исследуемом объекте.

Цифровая обработка медицинских термограмм

Инфракрасное излучение объектов регистрировалось с помощью медицинского тепловизора «Рубин-2». Ввод видеоинформации, полученной с помощью тепловизора, в компьютер типа IBM PC и построение изображения осуществлялись с помощью разработанных устройства и программы, описанных в [1]. Сигнал, поступающий в порт компьютера, модулирован с частотой 1360 Гц. Шаг дискретизации сигнала — $3,04 \cdot 10^{-5}$ с, так что в один период укладывается приблизительно 24 измерения. Амплитуда сигнала линейно зависит от разности тепловых потоков, падающих на приемник инфракрасного излучения при открывании и перекрывании потока модулятором. На величину сигнала накладываются шумы оптической системы, модулятора, аналого-цифрового преобразователя, эхо и др.

Приемник ИК излучения сканирует исследуемый объект. Каждая точка термограммы строится на основе 58 измерений, раз-

¹Работа выполнена при поддержке РФФИ (02-01-01124).

²Богатов Николай Маркович, д-р физ.-мат. наук, профессор, заведующий кафедрой общей физики и информационных систем физико-технического факультета КубГУ.

³Соколовский Валерий Николаевич, аспирант кафедры общей физики и информационных систем физико-технического факультета КубГУ.

⁴Сыманович Максим Григорьевич, аспирант кафедры общей физики и информационных систем физико-технического факультета КубГУ.

мер зоны наблюдения 170×150 точек. Созданы компьютерные программы обработки тепловизионных изображений, использующие методы изменения контраста [2], Фурье-преобразования пространственного распределения интенсивности цвета [3, 4], выделения границ на основе классификации точек изображения по интенсивности цвета [5].

Контрастирование заключается в расширении области изменения интенсивности цвета по всему изображению или его части до пределов, определяемых дисплеем. Формула изменения интенсивности имеет вид

$$I''(n, m) = \frac{255}{I_{Max} - I_{Min}} (I'(n, m) - I_{Min}),$$

где $I'(n, m)$, $I''(n, m)$ — исходное и конечное значения интенсивности цвета в точке с координатами (n, m) ; I_{Max} , I_{Min} — максимальное и минимальное значения величины $I'(n, m)$ в кадре. В результате контрастирования получается лучше воспринимаемое изображение.

Переход к спектральному представлению $X(k, l)$ изображения размером $N_1 \times N_2$ точек выполняется на основе дискретного преобразования Фурье:

$$X(k, l) = \sum_{n_1=0}^{N_1-1} \sum_{n_2=0}^{N_2-1} I(n_1, n_2) \times e^{-i(2\pi/N_1)n_1k - i(2\pi/N_2)n_2l}.$$

Разбиение точек на классы производится по следующему решающему правилу d : точка с координатами n и m принадлежит классу X_i , если ее интенсивность $I(n, m)$ принадлежит (I_i, I_{i+1}) , т.е.

$$d = \begin{cases} l(n, m) \in X_i, & \text{при } I_i < I(n, m) < I_{i+1} \\ (n, m) \notin X_i, & \text{при } I(n, m) < I_i \\ & \text{или } I(n, m) > I_{i+1} \end{cases},$$

где (I_i, I_{i+1}) — интервал изменения интенсивностей точек, принадлежащих классу X_i , $i = 1, \dots, M$; M — число классов. Граница строится между классами, полученными данным разбиением.

Исследовались картины тепловых полей, полученные в результате медицинских диагностических исследований в Краснодарской краевой клинической больнице им. профессора С. В. Очаловского с помощью разработанной системы цифровой обработки тепловизионных изображений (СЦОТИ).

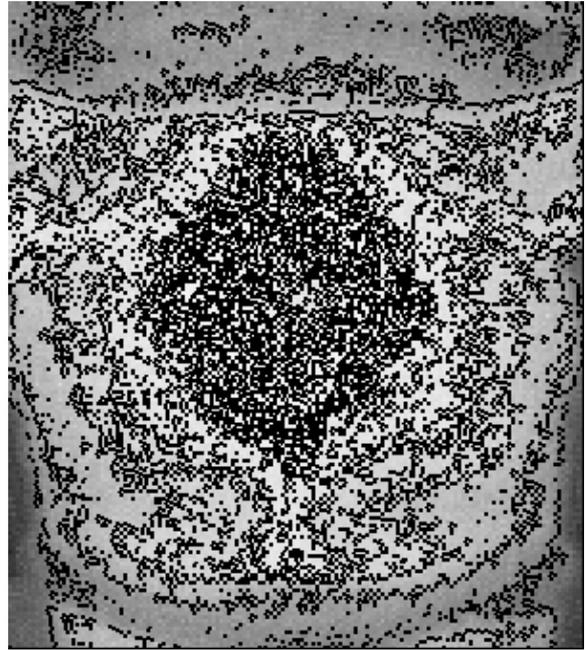


Рис. 1. Исходная термограмма с построенными границами заданных интервалов интенсивности серого цвета

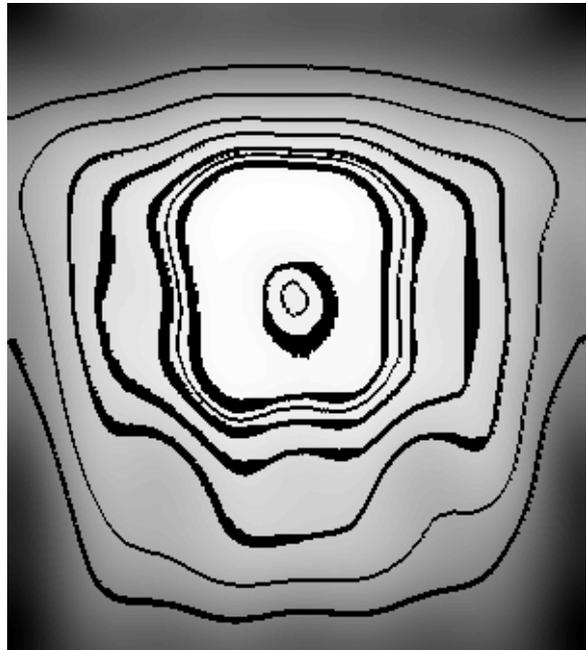


Рис. 2. Термограмма после фильтрации и контрастирования с построенными границами заданных интервалов интенсивности серого цвета

Тепловые изображения содержат мелко-масштабные флуктуации интенсивности цве-

та, обусловленные шумами. С помощью Фурье-преобразования из распределения интенсивности цвета в каждой точке двумерного изображения получим двумерную амплитудно-частотную зависимость. Высокие частоты спектрального представления картины в значительной степени обусловлены случайными помехами. Для подавления этих помех выполняется высокочастотная фильтрация, оставляющая только частоты, соответствующие плавному изменению интенсивности. Восстановление изображения осуществляется обратным преобразованием Фурье. В результате этих операций получаем более гладкое изображение.

Мелкомасштабные изменения интенсивности цвета, типичные для исходных термограмм, сильно затрудняют классификацию областей изображения. Высокочастотная фильтрация термограммы приводит к снижению влияния шумов. При этом сохраняется наиболее существенная информация, необходимая для медицинского заключения. Классификация точек изображения на области заданной интенсивности цвета позволяет выделить эту информацию.

Для повышения информативности тепловизионных изображений предлагается классифицировать точки по значению интенсивности цвета. Зашумленность исходного изображения препятствует проведению классификации. Мелкомасштабные шумы практически не воспринимаются глазом, но от них необходимо избавиться при переходе от визуальной к количественной диагностике. В качестве примера рассмотрим исходную нефигурную термограмму (рис. 1), точки которой разделены на 8 классов, характеризующихся следующими интервалами интенсивности: (0, 130), (130, 170), (170, 203), (203, 220), (220, 235), (235, 240), (240, 245), (245, 255). Из рис. 1 видно, что построение границ классов практически невозможно.

Термограмма на рис. 2 получена фильтрацией, оставляющей первые пять пространственных частот каждого из двух направлений, и дальнейшим разбиением на классы с теми же интервалами интенсивности цвета. В результате классы оказываются пространственно разделены. Классификация точек термограммы дает дополнительную информацию, так как каждому диапазону изменения интенсивности цвета можно поставить в соответствие определенный интервал температуры. Таким образом, строя границы областей заданной интенсивности, мы разбиваем термограмму изотемпературными линиями.

На рис. 3 представлено контрастированное тепловизионное изображение рук человека с тепловым эталоном между ними. Термограмма демонстрирует недостаточность кровообращения в пальцах левой руки. Кроме того, по данному изображению можно судить и о распределении теплового поля вокруг исследуемого объекта, которое может нести важную информацию при постановке диагноза. На неконтрастированной термограмме тепловое поле вокруг тела незаметно.

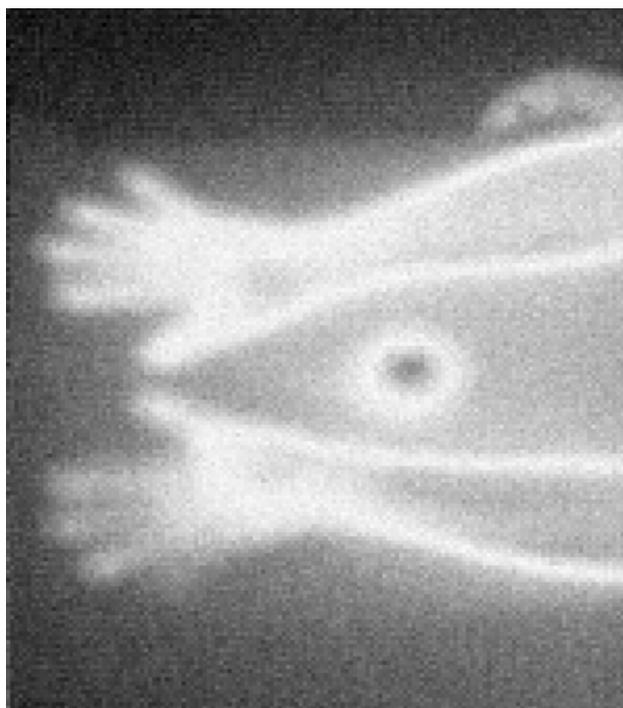


Рис. 3. Термограмма рук человека с тепловым эталоном

Заключение

Исследованы термограммы медико-биологических объектов, полученные с помощью разработанной системы цифровой обработки тепловизионных изображений. Для цифрового анализа и обработки термограмм использовались методы изменения контраста, Фурье-преобразования пространственного распределения интенсивности цвета, фильтрации частотного представления, выделения границ на основе классификации точек изображения по интенсивности цвета.

Показана возможность выделения даже слабых изменений теплового поля, включая тепловое излучение вокруг тела человека.

Тепловизионный сигнал несет информацию не только об исследуемом объекте, но и о состоянии принимающего устройства. Методы обработки изображений помогают снизить влияние случайных погрешностей и выделить нужную для медицинского заключения информацию.

Литература

1. *Абрамов Д. Е., Богатов Н. М., Бриж М. Г., Игнатъев Б. В., Коваленко М. С., Костенко С. В., Матвеекин М. П., Супрунов В. В.* Научно-техническая информационная система цифровой обработки видеоизображений и моделирования физических и медико-биологических процессов // Наука Кубани. 1999. № 7. С. 94–100.
2. *Прэтт У.* Цифровая обработка изображений М., 1982. Кн. 2. 480 с.
3. *Блейхут Р.* Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов. М., 1989. 448 с.
4. *Прэтт У.* Цифровая обработка изображений. М., 1982. Кн. 1. 312 с.
5. *Фор А.* Восприятие и распознавание образов. М., 1989. 271 с.

Статья поступила 20 марта 2003 г.

Кубанский государственный университет

© 2003 Богатов Н. М., Соколовский В. Н., Сыманович М. Г.