

29. Pelleg D., Moore A. *Rasshirenie algoritma k-srednikh zaschet effektivnoy otsenki chisla klasterov* [X-means: Extending K-means with Efficient Estimation of the Number of Clusters], Pittsburgh, School of Computer Science, Carnegie Mellon University Publ. House, 2000, pp. 1–8.
30. Perez-Aguera J. R., Arroyo J., Greenberg J., Iglesias J. P., Fresno V. *Ispolzovanie BM25F dlya semanticheskogo poiska* [Using BM25F for semantic search]. *Proceedings of the 3rd International Semantic Search Workshop*, 2010, pp. 1–8.
31. Perez-Iglesias J., Rodrigo A., Fresno V. *Ispolzovanie bm25f dlya patentnogo poiska* [Using bm25f and kld for patent retrieval]. Available at: <http://ceur-ws.org/Vol-1176/CLEF2010wn-CLEF-IP-PerezEt2010.pdf>.
32. Press W. H Teukolsky S. A., Vetterling W. T., Flannery B. P. *Chislennye metody v Si. Iskustvo nauchnykh vychisleniy* [Numerical Recipes in C. The Art of Scientific Computing], Cambridge, Cambridge University Press Publ. House, 1997. 994 p.
33. Salton G. *Avtomaticheskii informatsionnyy poisk* [Automatic Information Retrieval], Ithaca, Cornell University Publ. House, 1980, pp. 41–54.
34. Salton G., Wong A., Yang C. *Vektorno-prostranstvennaya model dlya avtomaticheskogo indeksirovaniya* [Vector Space Model for Automatic Indexing]. *Communications of the ACM*, 1975, pp. 613–620.
35. Salton G., Singhal A. *Vyborochnyy obkhod teksta* [Selective Text Traversal], Ithaca, Department of Computer Science, Cornell University Publ. House, 1995, pp. 131–144.

УДК 618.19 – 073.65:51 – 7

ПРИМЕНЕНИЕ ДВУХМЕРНОГО ФРАКТАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ДИФФЕРЕНЦИАЦИИ НОРМЫ И ПАТОЛОГИИ КОНТАКТНЫХ ТЕРМОГРАММ МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЕЗ

Статья получена в редакцию 29.09.2015 г., в окончательном варианте 06.11.2015 г.

Горшков Олег Георгиевич, преподаватель, Донецкий национальный медицинский университет, 83003, ДНР, г. Донецк, пр. Ильича, 16, e-mail: olgor22@yahoo.com

Старченко Ирина Борисовна, доктор технических наук, профессор, Южный федеральный университет, 347922, Российская Федерация, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, e-mail: star@fep.tti.sfedu.ru

Соботницкий Иван Сергеевич, аспирант, Южный федеральный университет, 347922, Российская Федерация, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, e-mail: pyogenic@mail.ru

Показано, что термограммы поверхности молочных желез имеют двухмерную фрактальную структуру. Это позволяет применить методы двухмерного фрактального анализа для оценки фрактальных свойств распределения температуры при норме и патологии (в т.ч. при онкологических заболеваниях). Для дифференциации нормы и патологии предлагается использовать метод DMA (detrending moving average) расчета показателя Херста для многомерных фракталов. Авторами были обработаны данные по термограммам 478 женщин в возрасте от 15 до 80 лет. В результате проведенных расчетов было выявлено статистически значимое различие между показателями Херста для распределений разницы температур двух симметричных точек левой и правой молочных желез термограмм для контрольной группы, группы больных раком молочной железы; группы больных фиброзно-кистозной мастопатией. Значение этих показателей Херста для контрольной группы $H = 0,14$ (0,08; 0,19 – нижняя и верхняя границы 95 % доверительного интервала) меньше значений по сравнению с группой больных раком молочной железы $H = 0,19$ (0,11; 0,26) и группой больных фиброзно-кистозной мастопатией $H = 0,17$ (0,12; 0,22). Контактные термографические методы могут быть рекомендованы для массового (скринингового) контроля состояния молочных желез как способ выявления пациентов, нуждающихся в дополнительных обследованиях.

Ключевые слова: молочные железы, выявление заболеваний, термография, фрактальный анализ изображений, фрактальная структура, показатель Херста, метод DMA, статистический анализ

**APPLICATION OF TWO-DIMENTIONAL FRACTAL ANALYSIS
FOR DIFFERENTIATION OF NORMAL AND PATHOLOGICAL CONTACT MAM-
MARY GLANDS THERMOGRAMS**

Gorshkov Oleg G., teacher, Donetsk National Medical University, 16 Ilich Ave., Donetsk, 83003, DPR, e-mail: olgor22@yahoo.com

Starchenko Irina B., D.Sc. (Engineering), Professor, Southern Federal University, 2 Shevchenko St., Taganrog, 347922, Russian Federation, e-mail: star@fep.tti.sfedu.ru

Sobotnitskiy Ivan S., post-graduate, Southern Federal University, 2 Shevchenko St., Taganrog, 347922, Russian Federation, e-mail: pyogenic@mail.ru

In this study we demonstrate that thermograms of mammary gland have two-dimensional fractal structure. It allows us to analyze thermograms with the methods of fractal analysis. Thus, the Hurst exponent can be used to reveal any possible difference between normal and pathological thermograms. To calculate the Hurst exponent we used the detrending moving average analysis (DMA) algorithm for evaluation of the high dimensionality fractals. A total of 478 women between the ages of 15 and 80 years old participated in this study. Significant differences in the Hurst exponents for the temperature difference distribution of symmetrical points on the left and right thermograms (asymmetry) of normal mammary glands $H = 0,14$ (0,08; 0,19), asymmetry of mammary glands when one of the glands (or both) is cancer-stricken $H = 0,19$ (0,11; 0,26) and asymmetry of mammary glands when one of the glands (or both) has fibrocystic mastopathy $H=0,17$ (0,12; 0,22) were observed. Thus thermography can be recommended for the screening control of mammary glands.

Keywords: mammary glands, disease detection, thermography, fractal image analysis, fractal structure, Hurst exponent, DMA algorithm, statistical analysis

Введение. Рак молочной железы (РМЖ) является одной из главных причин смертности женского населения. Ежегодно в мире регистрируется 400 тысяч смертей от этого заболевания [10, 22]. В настоящее время, наряду с совершенствованием методов лечения, большое значение имеет ранняя диагностика патологий молочной железы (МЖ), которая улучшает показатели выживаемости больных [13]. Одним из перспективных методов ранней диагностики рака и других патологий МЖ является термография [14, 15]. В медицинской практике апробированы четыре разновидности тепловой диагностики [4, 6, 7, 18]: жидкокристаллическая термография, дистанционная инфракрасная термография (тепловидение), контактная термография, радиотермометрия.

Основные преимущества современных дистанционных термографов: отсутствие оптико-механической развертки изображения и, соответственно, малые масса, габариты и энергопотребление; бесшумная работа; высокое отношение сигнал / шум и качество изображения; широкий динамический диапазон; возможность связи с современными компьютерами, видео – и ТВ-аппаратурой; цифровая обработка изображения в реальном масштабе времени [2, 8].

Контактная термография позволяет оценивать непосредственно температуру поверхности, а не интегральное излучение объекта, как в случае дистанционной термографии [1, 7]. Это связано с тем, что между источником и приемником тепла нет никакой промежуточной среды – таким образом, устраняется возможность влияния тепловых помех. Для контактной термографии, в отличие от дистанционной термографии, не нужны специально оборудованные помещения, криогенные жидкости для охлаждения приемников инфракрасного излучения, исключаются сложные процедуры настройки и калибровки оборудования. Поэтому методики контактной термографии оказываются дешевле. Кроме того, дистанционные методы позволяют получить «плоскую» картинку («ан-фас»).

В тоже время большие МЖ имеют «существенно трехмерную» форму. При контактной термографии использование блока датчиков позволяет получить термограммы для совокупности участков на поверхности объемного объекта с разных его сторон и, следовательно, большие объемы информации. Тем не менее контактная термография имеет ряд недостатков: невысокая разрешающая способность; большое время подготовки женщин к проведе-

нию исследований; необходимость тщательной дезинфекции блока с датчиками перед каждым исследованием (поэтому лучше иметь два блока – с одним работают, а второй в это время дезинфицируют); повышенная трудоемкость для медработников, связанная с точным позиционированием блоков датчиков.

Следует обратить внимание, что предлагаемый в данной работе метод может применяться для различных вариантов получения термограмм, в том числе и с использованием бесконтактных методов. В данной работе исследуются контактные термограммы МЖ, так как по ним у авторов настоящей статьи накоплен большой статистический материал.

Авторы [21] считают, что наличие аномальной термограммы МЖ является в 10 раз более существенным фактором при оценке риска возникновения в будущем РМЖ, чем наследственный фактор. Таким образом, аномальная термограмма является существенным индикатором риска развития раковой опухоли МЖ [17]. В существующих работах, посвященных обработке термограмм МЖ с целью диагностики рака и других патологий, используемые математические методы в ряде случаев не обеспечивают достаточной полноты извлечения информации. Поэтому актуальной является разработка новых методов обработки термограмм МЖ. Целью настоящей работы является исследование возможностей (информативности) применения двумерного фрактального анализа контактных термограмм МЖ с представлением результатов в виде показателя Херста для многомерных фракталов.

Общая характеристика проблематики работы. Раковые опухоли часто рассматриваются как хаотические пространственные образования, которые плохо описываются Евклидовой геометрией. Для характеристики нерегулярности раковых образований с успехом применяется фрактальная геометрия. Так, фрактальная размерность была использована при анализе структурной организации в компонентах грудной эпителиальной ткани. Tambasco M. и др. в [23] продемонстрировали, что при РМЖ происходит потеря организации в компонентах эпителиальной ткани. Чем выше фрактальная размерность компонентов эпителиальной ткани, тем хуже выживаемость пациентов. Фрактальная размерность показала *большую* связь с выживаемостью, чем стандартные клинические методы.

Tavakol M.E. и др. в [24] анализировали термограммы МЖ, полученные с помощью инфракрасной камеры, для выявления различий между доброкачественной и злокачественной опухолью. Авторы выделяют участки поверхности с наибольшей температурой МЖ, анализируют контуры выделенных участков, рассчитывают их фрактальную размерность. В работе выявлено статистически значимое различие ($p < 0,05$) между фрактальной размерностью доброкачественной опухоли ($1,04 \pm 0,07$) (среднее $\pm$ стандартное отклонение) и фрактальной размерностью злокачественной опухоли ($1,33 \pm 0,04$). Это указывает на увеличение иррегулярности в случае злокачественной опухоли. Недостатком использованного подхода является то, что авторы анализируют только части участков с наибольшей температурой – при этом не учитывается распределение температуры на всех анализируемых участках МЖ. А это, в свою очередь, может привести к потере важной информации. Таким образом, актуальной является задача двумерного фрактального анализа термограмм по всей площади МЖ для дифференциации нормы и патологии.

Однако для оценки возможностей применения математического аппарата двумерного фрактального анализа, необходимо выявить, имеет ли термограмма МЖ двумерную фрактальную структуру (ДФС). В данной работе предлагается методика оценки ДФС термограмм на основе двумерного распределения температурного поля. Предлагаемый подход основан на методе оценки одномерной фрактальной структуры R-R интервалов, описанной в [19]. Далее, для дифференциации нормы и патологии МЖ обосновывается целесообразность применения метода, предложенного A. Carbone в [11]. Данная методика позволяет оценить показатель Херста для двумерных и n -мерных фрактальных поверхностей. Это, в свою очередь, позволяет на основе учета распределения температуры по всей поверхности МЖ, по-

лучить качественную информацию о характере распределения температуры при норме и патологии МЖ, сравнить значения соответствующих показателей

Экспериментальный материал и методика получения данных. В исследовании принимало участие 478 женщин в возрасте от 15 до 80 лет. Из них 106 женщин имели РМЖ, 159 – фиброзно-кистозную мастопатию (ФКМ). В контрольную группу (КГ) было отобрано 213 женщин, которые не имели патологии МЖ. Все исследуемые женщины были осмотрены маммологом.

Для регистрации термограмм применялся термограф ТКЦ-1 (The Russian Federation patent RU2276965, IPC A 61 B 5/01, The Ukraine patent UA70110A, IPC A 61 B 5/00). Как указано в патенте, стоимость прибора меньше, чем у существующих аналогов, что делает его более доступным в рядовых медицинских учреждениях. Термограф ТКЦ-1 представляет собой прибор, измеряющий контактным способом абсолютное значение и градиенты температуры на больших площадях (от десятков до сотен квадратных сантиметров) поверхности тела. Результаты измерений могут быть представлены как в виде числовых массивов, так и в форме удобных для восприятия/анализа цветных или черно-белых (точнее серых полутоновых) термограмм – в виде карт распределения температуры по поверхности обследуемого участка тела. Термочувствительным элементом в ТКЦ-1 является матрица (сканер), состоящая из нескольких десятков датчиков – термометров, позволяющих измерять перепады температур с разрешающей способностью 0,06 °С. Датчики (фирма Dallas Semiconductor) представляют собой специализированные микропроцессоры, которые преобразуют температуру в цифровой двоичный код и передают этот код на линию связи. Каждый датчик имеет свое «кодовое имя», поэтому компьютер всегда «знает», от какого датчика он получает в данный момент информацию и где он расположен на матрице (сканере). При визуализации показания датчиков всегда отображаются в соответствующие им области экрана монитора и в совокупности дают карту распределения температуры исследуемого участка тела. Датчики передают информацию в компьютер в цифровом виде, что позволяет минимизировать электромагнитные помехи. Пространственные данные представляются в виде числовых массивов размером 24 × 24.

Рабочая поверхность термосканера представляет собой перфорированную диэлектрическую пластину, в отверстия которой вставлены датчики температуры. Чтобы уменьшить парниковый эффект, на пластине между датчиками вырезаны дополнительные отверстия, через которые отводится избыточное тепло и влага от тела, обследуемого человека.

Датчики с помощью тепловых мостов, выполненных из манганитовой проволоки, соединены с монтажной платой, на которой осуществляется электрическая разводка коммутационных линий и питания датчиков.

Анализ существующих термограмм, полученных с использованием инфракрасной термографии, показал, что повышенное тепловыделение в опухоли проецируется на поверхность МЖ в виде тепловых аномалий, линейные размеры которых превышают 1 см. По этой причине был выбран шаг квадратной сетки расположения датчиков 10 мм. Основные технические характеристики термографа: диапазон регистрируемых температур – от 20 до 38 °С; температурная разрешающая способность – 0,06 °С; пространственная разрешающая способность – 1 см. Принцип действия прибора основан на контактном измерении температуры поверхности кожи МЖ одновременно 36 полупроводниковыми цифровыми датчиками, расположенными на сетке 6 × 6.

Последовательным перемещением сканера по поверхности МЖ получается мозаичная картина распределения температуры – температурная карта поверхности кожи или термомамограмма.

Процедура получения термограммы вместе с подготовкой занимает не более 20 мин. Перед исследованием пациентка ожидает с открытым торсом в положении лежа, руки за головой, не менее 10 мин. Затем матрица датчиков (термосканер) поэтапно накладывается пу-

тем смещения на всю поверхность МЖ и снимаются соответствующие фрагменты термограммы. Общее количество «наложений» для одной МЖ составляет 16. Время измерения (контакта) для одного наложения датчика составляет 20 сек. При этом формируется мозаичная картина полной термограммы железы (рис. 1).

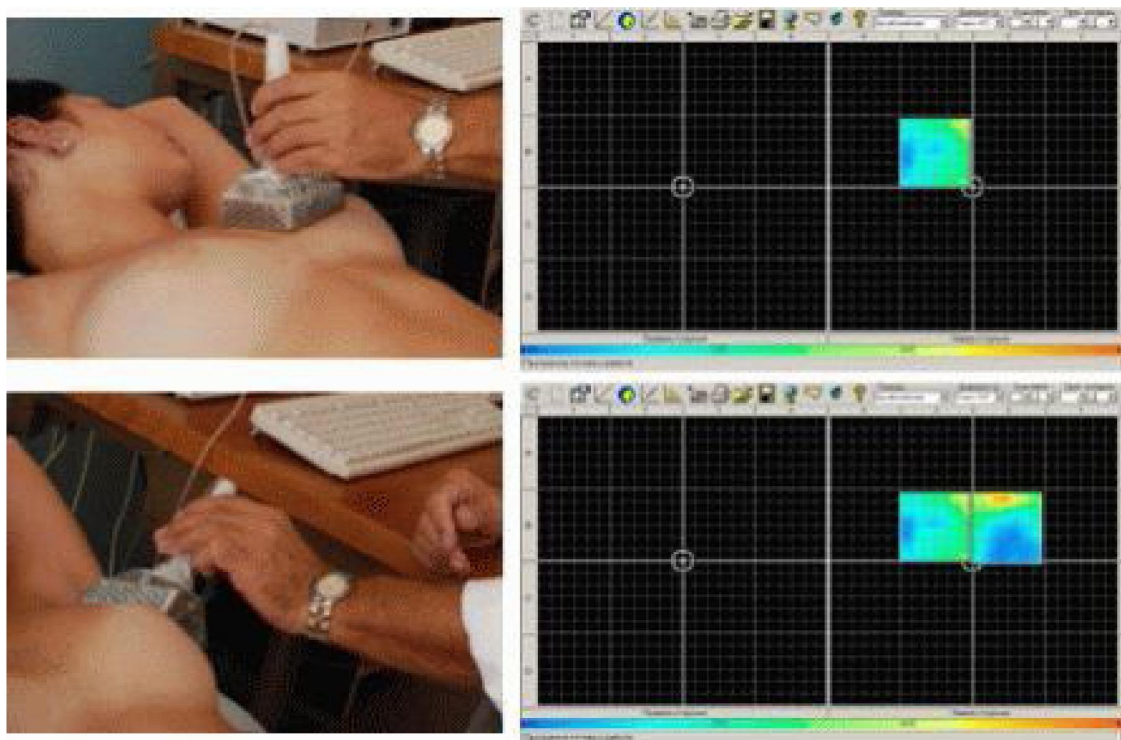
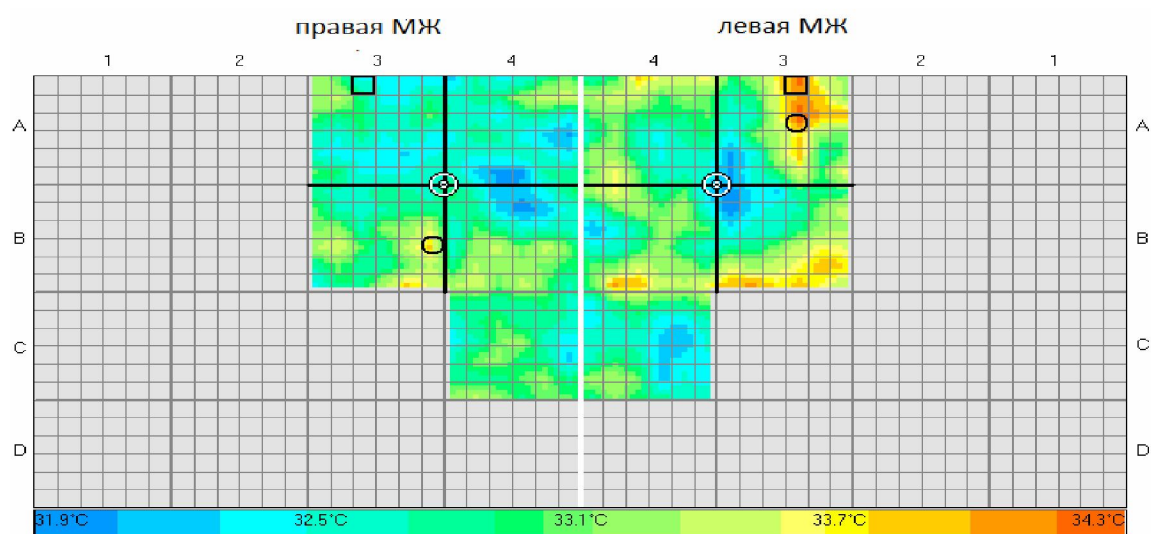
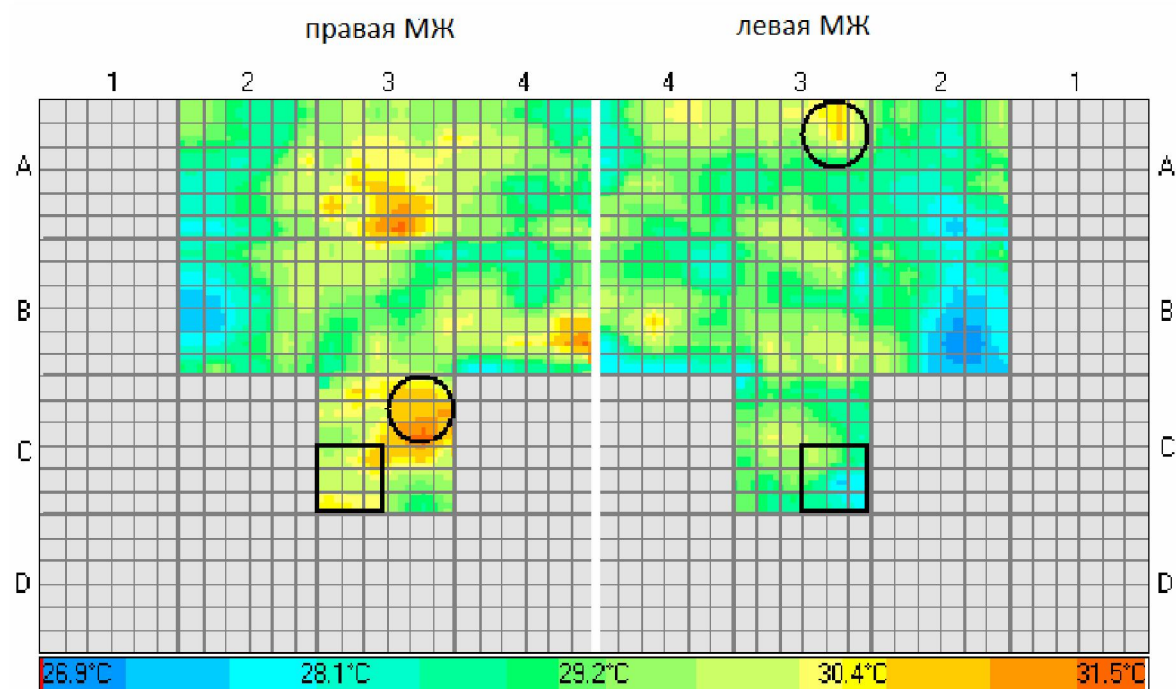


Рис. 1. Схема получения термограммы МЖ последовательным наложением блока с датчиками

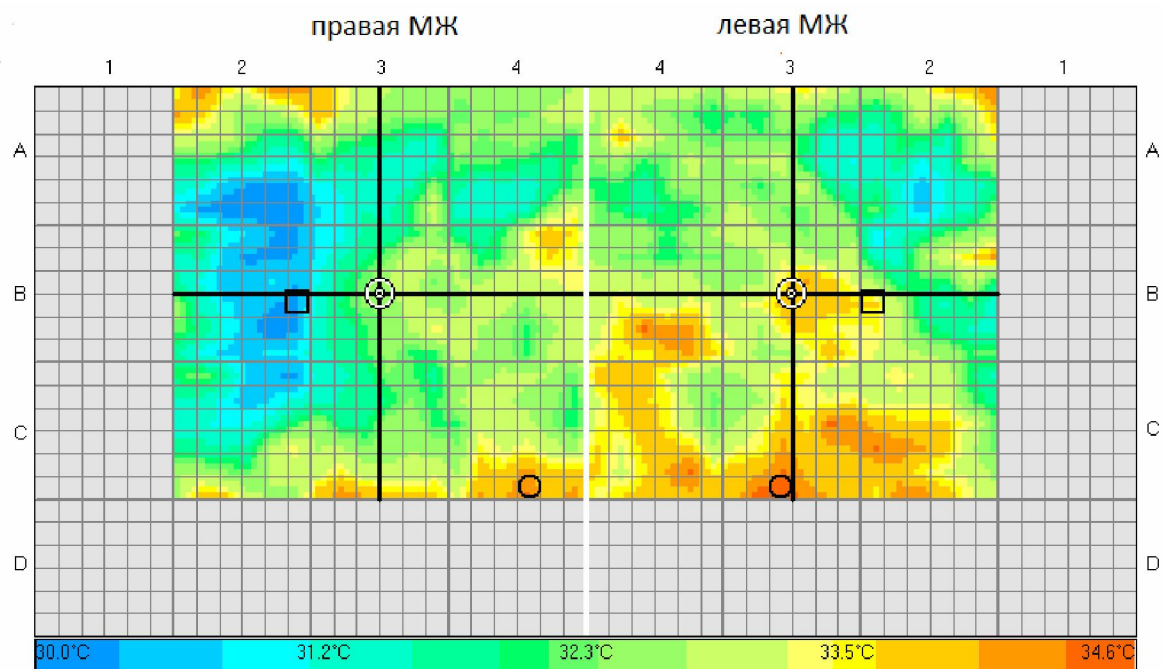
На рисунке 2 приведены примеры полученных термограмм МЖ для КГ, ФКМ и РМЖ.



а)



б)



в)

Рис. 2. Пример термограмм:

а) правая и левая МЖ пациентки в норме, б) правая и левая МЖ имеют ФКМ, в) правая МЖ пациентки в норме, левая имеет РМЖ. Как видно из рис.2, термограммы визуально трудно сравнивать. Поэтому целесообразно использование специальных методов, которые бы позволили извлечь из них необходимую информацию

Обоснование возможности использования фрактального подхода и теоретические основы анализа данных на его основе. Для оценки ДФС термограммы рассмотрим подход, основанный на идеях Peng и др. [19]. По определению [19] двухмерный домен имеет фрактальную структуру, если выполняется условие самоподобия:

$$y(x) \stackrel{d}{=} a^\alpha y(x/a), \quad (1)$$

где $\stackrel{d}{=}$ означает, что статистические свойства обеих сторон уравнения идентичны. Другими словами, самоподобный двухмерный домен $y(x)$ с параметром α имеет идентичное распределение вероятности, как правильно масштабируемый процесс $a^\alpha y(x/a)$, то есть, процесс, который масштабируется по оси «х» с помощью фактора a ($x \rightarrow x/a$) и по оси «у» с помощью фактора a^α ($y \rightarrow a^\alpha y$). Степенной показатель α называется самоподобным параметром. Этот параметр может быть вычислен по формуле:

$$\alpha = \ln M_y / \ln M_x, \quad (2)$$

где M_x и M_y – соответствующие коэффициенты увеличения по осям x и y .

Параметр M_x определяется как отношение пространственных масштабов для рассматриваемых масштабируемых процессов: n_1 и n_2 : $M_x = n_1 / n_2$.

Параметр M_y определяется как отношение стандартных отклонений, рассматриваемых масштабируемых процессов: $M_y = s_1 / s_2$, где s_1 и s_2 – стандартное отклонение одного и второго процессов. Произведя соответствующие замены в уравнении (2), получаем следующую формулу:

$$\alpha = \ln M_x / \ln M_y = (\ln s_2 - \ln s_1) / (\ln n_2 - \ln n_1). \quad (3)$$

Из уравнения (3) следует, что α является углом наклона линии, которая соединяет две точки (n_1, s_1) и (n_2, s_2) на логарифмическом графике [19].

Данный метод был использован для оценки самоподобной структуры термограмм. В качестве демонстрационного примера предложенной методики рассмотрим типичную термограмму. В таблице 1 показаны данные, соответствующие термограмме № 1.

Таблица 1

Числовые значения в точках термограммы №1 размером $N_1 \times N_1 = 12 \times 12$ ячеек

31,3	31,3	31,4	31,8	31,8	31,7	31,6	31,3	31,0	31,3	31,5	31,5
30,8	30,6	30,7	31,1	31,8	31,7	31,4	31,3	31,3	31,4	31,5	31,3
30,3	30,0	30,3	30,3	30,5	30,7	30,9	30,7	30,5	30,5	30,8	31,2
30,3	30,1	30,0	29,8	30,0	30,1	30,2	30,6	30,3	30,1	30,7	30,7
30,8	30,3	30,1	30,1	30,1	30,0	30,0	30,1	30,4	30,5	30,4	30,4
30,1	30,1	30,0	30,3	30,3	30,1	29,8	30,0	30,2	30,6	30,4	30,3
30,7	30,5	30,0	30,5	30,4	30,1	30,1	30,1	30,0	30,8	30,6	30,4
30,0	30,0	29,7	29,8	30,1	30,0	29,8	29,8	29,8	30,5	30,7	30,4
29,5	29,5	29,4	29,3	29,6	30,4	30,4	30,1	30,0	30,3	30,7	30,7
29,6	30,1	29,6	29,2	29,2	29,8	29,8	30,3	30,0	30,1	30,6	30,1
30,4	30,8	30,2	29,5	29,0	29,1	29,4	30,4	30,4	30,2	30,5	30,1
31,6	31,6	30,7	29,9	29,3	29,0	29,4	30,1	30,8	30,2	30,5	30,5

Для реализации вышеописанной методики нам необходимо рассмотреть одно и то же температурное поле, но в разных масштабах. Идентичность свойств температурного поля

на разных масштабах будет свидетельствовать об его фрактальной структуре [19]. Так как используемый термосканер не позволяет получить термограммы с различным масштабом, то предлагается искусственно создать термограмму с меньшим масштабом. Для примера рассмотрим термограмму №2, уменьшенную в два раза по сравнению с первоначальной в отношении разрешающей способности. Для получения термограммы № 2 рассчитывалась средняя температура четырех соседних ячеек. В таблице эти группы ячеек выделены с помощью соответствующих границ. В результате была получена термограмма № 2 с уменьшенным в два раза масштабом, которая представлена в таблице 2.

Таблица 2

Термограмма № 2 размером $N_2 \times N_2 = 6 \times 6$ ячеек

	31,0	31,2	31,8	31,4	31,3	31,4
	30,2	30,1	30,3	30,6	30,4	30,9
	30,3	30,1	30,2	30,0	30,4	30,4
	30,3	30,0	30,2	30,0	30,3	30,5
	29,7	29,4	29,8	30,2	30,1	30,5
	31,1	30,1	29,1	29,8	30,4	30,4

Таким образом, полученная термограмма № 2 имеет размер $N_2 \times N_2 = 6 \times 6$ ячеек. Далее необходимо выбрать произвольный фрагмент термограммы №2, который будет масштабироваться до первоначального масштаба, то есть будет увеличен в два раза для того, чтобы соответствовать масштабу первоначальной термограммы № 1, показанной в таблице 1. Для примера возьмем фрагмент термограммы размером $N_3 \times N_3 = 4 \times 4$ ячеек, выделенный жирным шрифтом в таблице 2. Далее, согласно подходу, описанному в [19], выделенный фрагмент был увеличен в два раза, путем его проекции на первоначальную термограмму № 1. Полученная термограмма № 3 размером $N_4 \times N_4 = 8 \times 8$ ячеек представлена в таблице 3.

Пространственный масштаб термограммы № 2 определим как $n_2 = 1$, а термограммы № 3 - как $n_1 = 2$. Соответственно, параметр M_x определяется как $M_x = n_1 / n_2 = 2 / 1$. Далее рассчитываем стандартные отклонения для термограмм № 2 (s_2) и № 3 (s_1) [19]. По углу наклона прямой линии (рис. 3), которая соединяет две точки (n_1, s_1) и (n_2, s_2) на логарифмическом графике, определяем самоподобный параметр α .

Таблица 3

Термограмма № 3 размером $N_4 \times N_4 = 8 \times 8$ ячеек

	N_4							
	↔							
	30,3	30,3	30,5	30,7	30,9	30,7	30,5	30,5
	30,0	29,8	30,0	30,1	30,2	30,6	30,3	30,1
	30,1	30,1	30,1	30,0	30,0	30,1	30,4	30,5
M_{yy}	30,0	30,3	30,3	30,1	29,8	30,0	30,2	30,6
	30,0	30,5	30,4	30,1	30,1	30,1	30,0	30,8
	29,7	29,8	30,1	30,0	29,8	29,8	29,8	30,5
	29,4	29,3	29,6	30,4	30,4	30,1	30,0	30,3
	29,6	29,2	29,2	29,8	29,8	30,3	30,0	30,1
	M_{xx}							

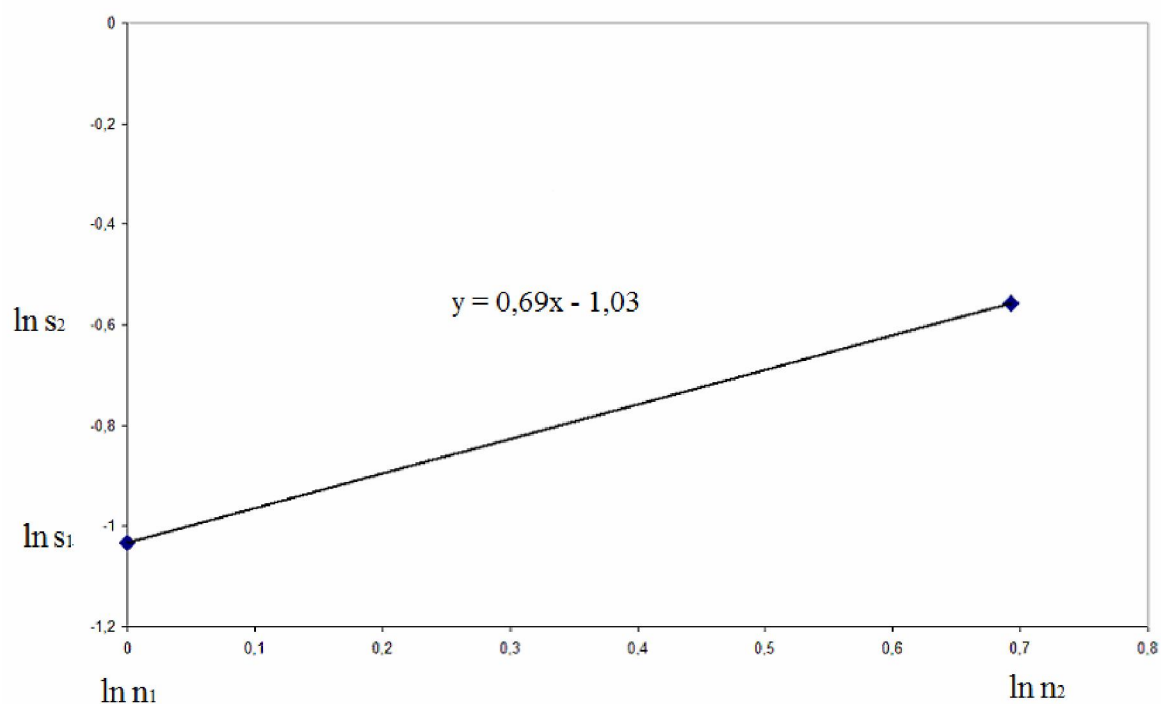


Рис. 3. График, иллюстрирующий способ определения самоподобного параметра ($\alpha = 0,69$), который численно равен коэффициенту наклона уравнения прямой

Из графика на рисунке 3 следует, что выполняется условие самоподобия, определяемое формулой (1). Соответственно, можно сделать вывод, что термограмма имеет фрактальную структуру.

Однако, такая оценка самоподобного параметра является не точной (имеет большие погрешности). Поэтому на практике для оценки самоподобного параметра α используют другой подход. Так в [19] этот параметр оценивался с помощью показателя Херста, который относительно легко интерпретируется и использует несложные методы расчета для двухмерного случая [11, 16]. Для оценки показателя Херста для фракталов высокой размерности был использован DMA метод, предложенный А. Carbone в [11]. В этом методе обобщенная дисперсия фрактального домена вычисляется по формуле:

$$\sigma_{DMA}^2 = \left(\sum_{i_1=n_1-m_1}^{N_1-m_1} \sum_{i_2=n_2-m_2}^{N_2-m_2} \dots \sum_{i_d=n_d-m_d}^{N_d-m_d} \left[f(i_1, i_2, \dots, i_d) - \tilde{f}_{n_1, n_2, \dots, n_d}(i_1, i_2, \dots, i_d) \right]^2 \right) / N, \quad (4)$$

где $f(i_1, i_2, \dots, i_d) = f(I)$ - фрактальная Броуновская функция, определенная на дискретном d -размерном домене, с максимальным размером $N_1, N_2, \dots, N_d; i_1 = 1, 2, \dots, N_1, i_2 = 1, 2, \dots, N_2, \dots, i_d = 1, 2, \dots, N_d, n = (n_1, n_2, \dots, n_d)$.

Эта функция определяет подмассив v_d фрактального домена с максимальными величинами:

$$n_{1_{\max}} = \max\{n_1\}, n_{2_{\max}} = \max\{n_2\}, \dots, n_{d_{\max}} = \max\{n_d\};$$

$$m_1 = \text{int}(n_1 \theta_1), m_2 = \text{int}(n_2 \theta_2), \dots, m_d = \text{int}(n_d \theta_d), \text{ а } \theta_1, \theta_2, \dots, \theta_d - \text{параметры ранжирования от 0 до 1; } N = (N_1 - n_{1_{\max}})(N_2 - n_{2_{\max}}) \dots (N_d - n_{d_{\max}}).$$

Функция $\tilde{f}_{n_1, n_2, \dots, n_d}(i_1, i_2, \dots, i_d) = \tilde{f}$ определяется формулой:

$$\tilde{f}_{n_1, n_2, \dots, n_d}(i_1, i_2, \dots, i_d) = \left(\sum_{k_1=-m_1}^{n_1-1-m_1} \sum_{k_2=-m_2}^{n_2-1-m_2} \dots \sum_{k_d=-m_d}^{n_d-1-m_d} f(i_1 - k_1, i_2 - k_2, \dots, i_d - k_d) \right) / (n_1 n_2 \dots n_d), \quad (5)$$

которая представляет собой среднее значение f , вычисленное для подмассива v_d . Уравнения (4) и (5) определяются для любой величины $n_1, n_2, \dots, n_d$ и любой формы подмассивов.

Обобщенная дисперсия σ_{DMA}^2 меняется, как $\left(\sqrt{n_1^2 + n_2^2 + \dots + n_d^2} \right)^{2H}$. Это следует из свойств Броуновских функций [11].

Для вычисления показателя Херста нужно выполнить следующие шаги. Вычисляется $\tilde{f}$ для различных подмассивов v_d варьированием $n_1, n_2, \dots, n_d$ от 2 до максимальных величин $n_{1_{\max}}, n_{2_{\max}}, \dots, n_{d_{\max}}$ (эти величины зависят от максимального размера фрактального домена). Для каждого подмассива v_d вычисляется соответствующая величина σ_{DMA}^2 и строится график логарифмической зависимости.

Для двухмерного случая ($d = 2$), обобщенная дисперсия вычисляется по следующей формуле:

$$\sigma_{DMA}^2 = \left(\sum_{i_1=n_1-m_1}^{N_1-m_1} \sum_{i_2=n_2-m_2}^{N_2-m_2} \left[f(i_1, i_2) - \tilde{f}_{n_1 n_2}(i_1, i_2) \right]^2 \right) / ((N_1 - n_{1_{\max}})(N_2 - n_{2_{\max}})), \quad (6)$$

где $\tilde{f}_{n_1, n_2}(i_1, i_2)$ определяются по формуле:

$$\tilde{f}_{n_1, n_2}(i_1, i_2) = \frac{1}{n_1 n_2} \sum_{k_1=-m_1}^{n_1-1-m_1} \sum_{k_2=-m_2}^{n_2-1-m_2} f(i_1 - k_1, i_2 - k_2). \quad (7)$$

Среднее f вычисляется для совокупности подмассивов с различными размерами $n_1 \times n_2$. На следующем шаге вычисляется разница $f(i_1, i_2) - \tilde{f}_{n_1 n_2}(i_1, i_2)$ для каждого подмассива $n_1 \times n_2$. Обобщенная дисперсия σ_{DMA}^2 для двухмерного пространства в данном случае оценивается по формуле:

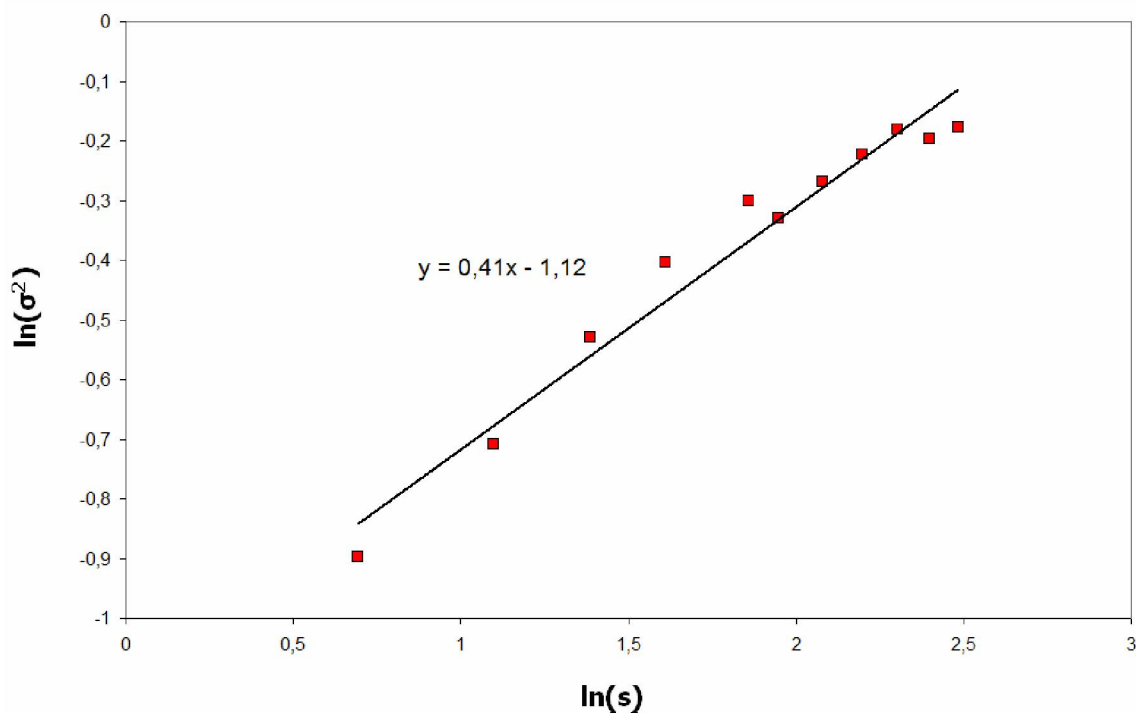
$$\sigma_{DMA}^2 \sim \left[\sqrt{n_1^2 + n_2^2} \right]^{2H} \sim s^H. \quad (8)$$

По углу наклона графика логарифмической зависимости σ_{DMA}^2 от s определяется показатель Херста « H » [11].

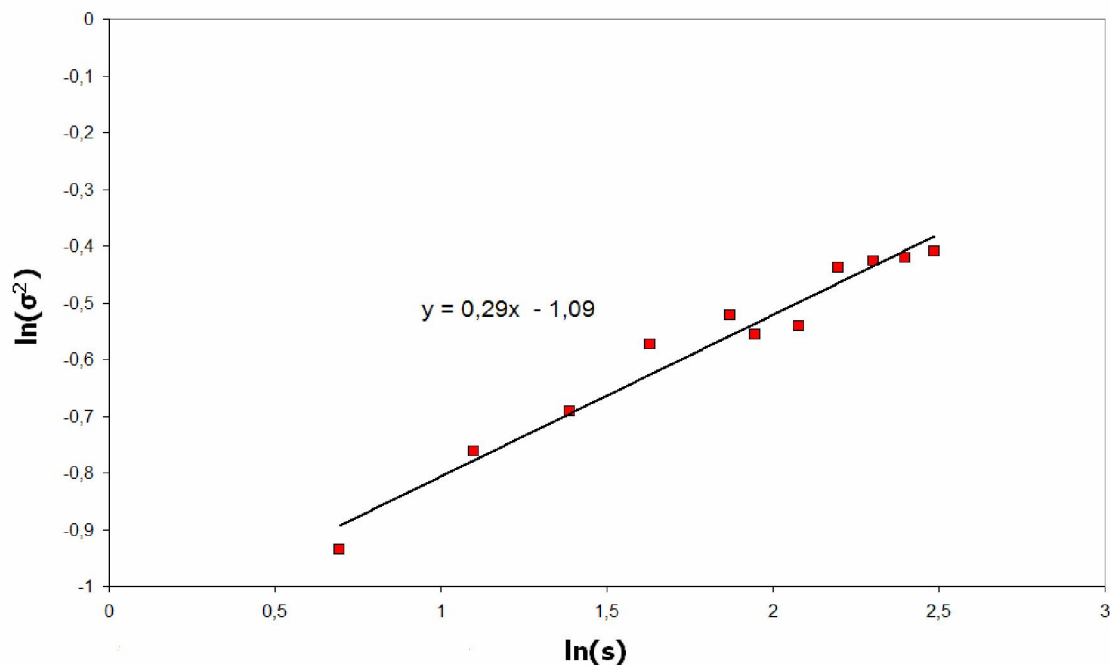
На основании описанного метода была разработана программа расчета показателя Херста для двумерной фрактальной поверхности. С целью ее проверки были использованы искусственные поверхности для частных случаев $H = 0,9$; $H = 0,5$ и $H = 0,1$ размером 256×256 . Они были смоделированы факторизированным алгоритмом Cholesky-Levinson (CLF), любезно предоставленным профессором Туринского политехнического института Анной Карбоне. При этом были получены следующие результаты: $H_{0,9} = 0,90$; $H_{0,5} = 0,53$ и $H_{0,1} = 0,08$, которые хорошо согласуются с параметрами, заданными для построения поверхностей.

Так как анализируемые термограммы представляют собой массивы, размеры которых варьируются в зависимости от формы/размера груди (МЖ) от 12×12 до 24×24 точек, то для проверки надежности и устойчивости программы из массивов для $H_{0,9} = H = 0,9$, $H_{0,5} = H = 0,5$, $H_{0,1} = H = 0,1$ размером 256×256 , случайным образом были выделены массивы размером от 12×12 до 24×24 точек. Для этих выделенных массивов были рассчитаны показатели Херста. При этом были получены такие результаты: $H_{0,9} = 0,79$ (95 % ДИ 0,71 – 0,86), $H_{0,5} = 0,49$ (95 % ДИ 0,32 – 0,56), $H_{0,1} = 0,08$ (95 % ДИ 0,05 – 0,09), которые хорошо согласуются с теорией, где 95 % ДИ – 95 % доверительный интервал.

На рисунке 4 показаны графики логарифмической зависимости σ_{DMA}^2 от s для термограмм правой МЖ (норма) и левой МЖ (РМЖ), изображенных на рисунке 2 в.



а)



б)

Рис. 4. Графики логарифмической зависимости σ_{DMA}^2 от s для термограмм, изображенных на рисунке 2 в: а) правой МЖ (норма), показатель Херста $H = 0,41$; б) левой МЖ (РМЖ), показатель Херста $H = 0,29$

Результаты расчетов и их обсуждение. В результате сравнения показателей Херста для термограмм МЖ для женщин из КГ, с РМЖ и ФКМ были получены результаты, показанные на рисунке 5.

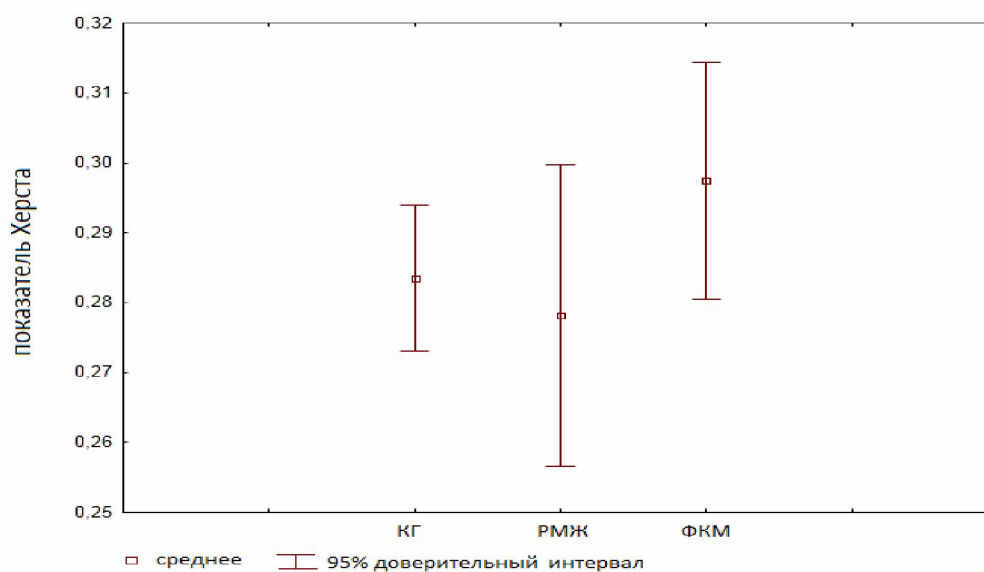


Рис. 5. Показатели Херста термограмм МЖ желез для КГ, РМЖ и ФКМ

В связи с тем, что показатели Херста в исследуемых выборках имеют распределения, которые не отличаются от нормального ($p > 0,05$), то для сравнения выборок были использованы параметрические критерии. В результате сравнения с контрольной группой по результатам дисперсионного анализа ($p = 0,397$) [9] не было выявлено статистически значимого различия между показателями Херста термограмм для КГ $H = 0,28$ (95 % ДИ $0,27 - 0,29$), РМЖ $H = 0,28$ (95 % ДИ $0,26 - 0,30$) и ФКМ $H = 0,30$ (95 % ДИ $0,28 - 0,31$).

Дополнительно были исследованы фрактальные свойства распределения разницы температур двух симметричных точек левой и правой МЖ термограмм (асимметрия) [18]. С этой целью использовалась матрица значений, полученная поэлементным вычитанием матрицы для левой МЖ из матрицы для правой. В результате сравнения показателей Херста асимметрии термограмм МЖ для КГ, РМЖ и ФКМ были получены результаты, показанные на рисунке 6.

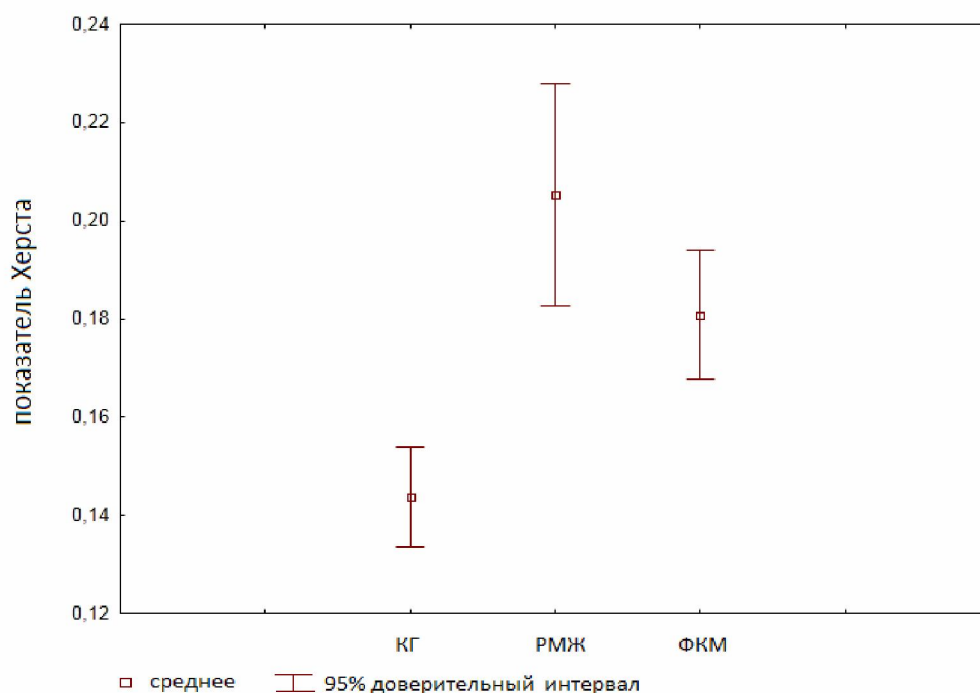


Рис. 6. Показатели Херста асимметрии термограмм МЖ для КГ, РМЖ и ФКМ

Так как показатели Херста для асимметрии в исследуемых выборках имеют распределения, которые отличаются от нормального ($p < 0,05$), то для сравнения выборок были применены непараметрические критерии. Для представления данных были использованы медиана (Me), первый квартиль (Q1) и третий квартиль (Q3).

В результате сравнения с КГ было выявлено статистически значимое различие ($p < 0,001$, ранговый однофакторный анализ Крускала-Уоллиса) [5] между показателями Херста по асимметрии для КГ, женщин с РМЖ и ФКМ. Значение показателей Херста по асимметрии для КГ $H = 0,14$ (0,08; 0,19) (Me (Q1, Q3)) меньше ($p < 0,01$, критерий Данна) [3] значений для РМЖ $H = 0,19$ (0,11; 0,26) и для ФКМ ($p < 0,01$, критерий Данна) $H = 0,17$ (0,12; 0,22).

В [12] продемонстрировано, что с уменьшением показателя Херста увеличивается энтропия рассматриваемого процесса. Так как асимметрия КГ характеризуется меньшим показателем Херста, чем для группы женщин с РМЖ и ФКМ, то соответственно, асимметрия КГ имеет большую энтропию по сравнению с группами для РМЖ и ФКМ. Полученный ре-

зультат согласуется с тем, что представлено в [18], где авторы полагают, что чем больше общая энтропия сегментов правой и левой груди (МЖ), тем они должны быть более симметричны, а вероятность существования опухоли меньше. Таким образом, показатель Херста для асимметрии термограмм МЖ позволяет оценить характер распределения температурной интенсивности асимметрии. Большая асимметрия будет характеризоваться большими показателями Херста. Так как при патологии наблюдается значительная асимметрия температурного распределения правой и левой МЖ по сравнению с нормой [18], то патология будет характеризоваться большими показателями Херста для асимметрии, чем норма.

Из вышесказанного можно сделать вывод, что применение двухмерного фрактального анализа с представлением результатов в виде показателя Херста для многомерных фракталов позволяет дифференцировать по контактные термограммы для таких патологий как РМЖ и ФКМ. Это может быть использовано при создании экспертных систем, необходимых при проведении скринингового контроля состояния МЖ с помощью контактной термографии.

Выводы.

1. Показано, что термограммы МЖ имеют двухмерную фрактальную структуру. Это позволяет анализировать их с помощью двухмерного фрактального анализа.
2. Для двухмерного фрактального анализа в данной работе использовался показатель Херста. С целью его вычисления применялся DMA метод.
3. Не выявлено статистически значимого различия между показателями Херста термограмм для КГ $H = 0,28$ (95 % ДИ 0,27 – 0,29), групп женщин с РМЖ $H = 0,28$ (95 % ДИ 0,26 – 0,30) и ФКМ $H = 0,30$ (95 % ДИ 0,28 – 0,31).
4. Выявлено статистически значимое различие между показателями Херста асимметрии термограмм правой и левой МЖ для КГ, групп женщин с РМЖ и ФКМ. Значение показателей Херста асимметрии для КГ $H = 0,14$ (0,08; 0,19) меньше значений для группы с РМЖ $H = 0,19$ (0,11; 0,26) и для группы с ФКМ $H = 0,17$ (0,12; 0,22).

Список литературы

1. Белошенко В. А. Комплекс аппаратуры для ранней диагностики онкологических заболеваний методом контактной цифровой термографии / Белошенко В. А., Дорошев В. Д., Карначев А. С., Приходченко В. В. // Наука и инновации. - 2007. Т 3. № 5. - С. 11–25.
2. Волков В.Г. Тепловизионные приборы нового поколения / Волков В.Г., Ковалев А.В., Федчишин В.Г. // Специальная Техника. - 2001. - №6. - С.19 – 23.
3. Гайдышев И. Анализ обработки данных. / Гайдышев И. // Питер. – 2001. – 752 с.
4. Гридин А.Ф. Возможности радиотермометрии в диагностике рака молочной железы / Гридин А.Ф., Фатуев О.Э., Важенин А.В.// Материалы 3-й Науч.-практ. конф. «Состояние перспективы развития маммологической службы РФ и роль общественных организаций» - Москва. – 2005 - 433с.
5. Дюк В. Информационные технологии в медико-биологических исследованиях./ Дюк В., Эммануэль В.// Питер. – 2003 – 528 с.
6. Ковальчук И.С. Возможности дистанционной инфракрасной термографии в диагностике заболеваний молочных желез (доброкачественные изменения)/ Ковальчук И.С., Дунаевский В.И., Венгер Е.Ф.// Украинский медицинский журнал. – 2013. – Т.3, № 95. – С. 165– 169.
7. Приходченко В.В. Диагностика заболеваний молочной железы с помощью цифрового контактного термомаммографа/ Приходченко В.В., Приходченко О.В // Мед.-соц. проблемы семьи – 2005. – Т.4, №10. С. 61–65.
8. Розенфельд Л. Г. Дистанционная инфракрасная термография в онкологии. / Розенфельд Л. Г., Колотилов Н. Н. // Онкология. – 2001. –Т. 3, № 2. – С. 103–106.
9. Свердан П. Л. Высшая математика. Анализ информации в фармации и медицине./ Свердан П. Л. // Учебник. – Львов.- 1998. – 332 с.
10. Andersson I. Reduced breast cancer mortality in women under age 50 : updatet results from the Malmö Mammographic Screening Program / I. Andersson, L. Janzon // J. Natl. Cancer Inst. Monogr. – 1997. – Vol. 22. – P. 63–67.

11. Carbone A. Algorithm to estimate the Hurst exponent of high-dimensional fractals / Carbone A. // Physical review. – 2007. – Vol. E 76, 056703.
12. Carbone A. Scaling properties and entropy of long range correlated series / Carbone A., Stanley H.E. // Physica A – 2007. – Vol. 384. – P. 21 – 24.
13. Curpen B. N. The comparative value of mammographic screening for women 40-49 years old versus women 50-59 years old / Curpen B. N., Sickles, E. A., Sollicito R. A // AJR. – 1995. – Vol. 164. – P. 1099–1103
14. Gautherie M. Thermopathology of breast cancer, measurement and analysis of in-vivo temperature and blood flow / Gautherie M. // Ann NY Acad Sci. – 1980. – P. 365 – 383.
15. Gautherie M. Thermobiological assessment of being and malignant breast disease / Gautherie M. // Am J Obstet Gynecol. – 1983. – Vol. 8. – P. 861–869.
16. Gorshkov O. Stabilogram diffusion analysis algorithm to estimate the Hurst exponent of high-dimensional fractals/ Gorshkov O. // J. Stat. Mech. – 2012. – Vol. P04014, P. 1-13.
17. Louis K. Long-Term Assessment of Breast Cancer Risk by Thermal Imaging./ Louis K., Walter J., Gautherie M Biomedical Thermology. // Alan R. Liss Inc. – 1982. – P. 279-301.
18. Medical infrared imaging / Edited by Nicholas A. Diakides, Joseph D. Bronzino./ CRC Press, Taylor & Francis Group. Boca Raton, U.S.A. 2008. 450 p.
19. Peng C.K. Fractal mechanisms in neural control: Human heartbeat and gait dynamics in health and disease / .K. Peng, J.M. Hausdorff, A.L. Goldberger // Self-Organized Biological Dynamics and Nonlinear Control. Cambridge: Cambridge University Press, 2000
20. Ring E. The technique of infrared imaging in medicine/ Ring E., Ammer K. // Thermology International. – 2002. – Vol.10, № 1. – P. 7–14.
21. Sterns E.E. Thermography: Its relation to pathologic characteristics, vascularity, proliferative rate and survival off patients with invasive ductal carcinoma of the breast / Sterns E.E, Zee B, Sen Gupta J. // Cancer.-1996.- Vol. 77. – P. 124-128.
22. Stewart B, Kleihues PE. World cancer report. Lyon: IARCPress, 2003.
23. Tambasco M. Morphologic complexity of epithelial architecture for predicting invasive breast cancer survival./ M. Tambasco, M. Eliasziw, M. Magliocco. // Journal of Translational Medicine - 2010. – Vol.8 – P. 140.
24. Tavakol M.E. Analysis of Breast Thermography Using Fractal Dimension to Establish Possible Difference between Malignant and Benign Patterns / Tavakol M., C. Lucas, Saeed S. // Journal of Healthcare Engineering. – 2010. – Vol. 1, № 2. – P. 27–43.

References

1. Beloshenko V.A., Doroshev V.D., Karnachev A.S., Prihodchenko V.V. Kompleks apparatury dlja ranney diagnostiki onkologicheskikh zabolevaniy metodom kontaktnoy zifrovoy termografii [A System for early detection of cancer diseases by means of contact digital thermography]. Nauka i inovazii. [Science and Innovation], 2007, vol. 3.№ 5, pp 11–25.
2. Volkov V.G., Kovalev A.V., Fedchishin V.G. Teplovizionnie pribory novogo pokoleniya [Thermal imaging devices of new generation]. Specialnaja Tehnika [Special equipment], 2001, №6, pp.19 – 23.
3. Gaydyshev I. Analiz obrabotki dannyh [Data Analysis]. Piter, 2001, 752 p.
4. Gridin A.F., Fatuev O. E., Vazhenin A.V. Vozmozhnosti radiotermometrii v diagnostike raka molochnoy zhelezi. [Features radiometry in the diagnosis of breast cancer]. Materiali 3-j Nauch –prakt. konf. "Sostojanie perspektivi razvitiya mammologicheskoy sluzhbi RF i rol obchestvennih organizacij" [Proceedings of the 3rd scientific and practical. Conf. "The state of the prospects of development of the Breast Service of Russia and the role of civil society organizations"]. Moscow, 2005, 433 p.
5. Duk V., Emmanuel V. Informazionnie tehnologii v medico-biologicheskikh issledovaniyah [Information technologies in biomedical research]. Piter, 2003, 528 p.
6. Kovalchuk I. S., Dunaevskiy V.I. Vegner E.F. Vozmozhnosti distanzionnoy infokrasnoy termografii v diagnostiki zabolevaniy molochnih zhelez (dobrokachestvennye izmeneniya) [The possibility of remote-sensing infrared thermography in the diagnosis of breast diseases (malignant changes)]. *Ukrainskiy medizinskiy jurnal* [Ukrainian Medical Journal], 2013, vol.3, № 95, pp. 165– 169.

7. Prihodchenko V.V., Prihodchenko O.V. Diagnostika zabolevanij molochnoy zhelezi s pomochyu zifrovogo kontaktного termomammografa [Diagnosis of breast disease with a digital contact thermograph]. Мед.-соц. проблемы семьи [Med.-social. family problems], 2005, vol.4, №10, pp. 61–65.
8. Rozenfeld L.G. Kolotilov N.N. Distanzionnaja infakrasnaja termografija v onkologii [Remote infrared thermography in oncology]. Onkologija [Oncology], 2001, vol. 3, № 2, pp 103–106.
9. Sverdan P.L. Vysshaja matematika. Analiz informazii v farmazii i medicine [Higher Mathematics. Analysis of information in the pharmacy and medicine]. Uchebnik [Textbook], Lvov, 1998, 332 p.
10. Andersson I., Janzon L. Reduced breast cancer mortality in women under age 50 : updaters results from the Mammographic Screening Program. J. Natl. Cancer Inst. Monogr., 1997, vol. 22, pp. 63–67.
11. Carbone A. Algorithm to estimate the Hurst exponent of high-dimensional fractals. Physical review, 2007, vol. E 76, 056703.
12. Carbone A., Stanley H.E. Scaling properties and entropy of long range correlated series. Physica A, 2007, vol. 384, pp. 21 – 24.
13. Curpen B. N., Sickles, E. A., Sollitto R. A. The comparative value of mammographic screening for women 40-49 years old versus women 50-59 years old. AJR, 1995, vol. 164, pp. 1099–1103.
14. Gautherie M. Thermopathology of breast cancer, measurement and analysis of in-vivo temperature and blood flow. Ann NY Acad Sci., 1980, pp. 365 – 383.
15. Gautherie M. Thermobiological assessment of being and malignant breast disease . Am J Obstet Gynecol., 1983, vol. 8, pp. 861–869.
16. Gorshkov O. Stabilogram diffusion analysis algorithm to estimate the Hurst exponent of high-dimensional fractals. J. Stat. Mech., 2012, vol. P04014, pp. 1-13.
17. Louis K., Walter J., Gautherie M. Long –Term Assessment of Breast Cancer Risk by Thermal Imaging. Alan R. Liss Inc., 1982, pp. 279-301.
18. Medical infrared imaging. Edited by Nicholas A. Diakides, Joseph D. Bronzino. CRC Press, Taylor & Francis Group. Boca Raton, U.S.A. 2008. 450 p.
19. Peng C.K., Hausdorff J.M., Goldberger A.L. Fractal mechanisms in neural control: Human heartbeat and gait dynamics in health and disease. Self-Organized Biological Dynamics and Nonlinear Control. Cambridge: Cambridge University Press, 2000.
20. Ring E., Ammer K. The technique of infrared imaging in medicine. Thermology International, 2002, vol.10, № 1, pp. 7–14.
21. Sterns E.E., Zee B., Sen Gupta J. Thermography: Its relation to pathologic characteristics, vascularity, proliferative rate and survival off patients with invasive ducatal canciroma of the breast. Cancer, 1996, vol. 77, pp. 124-128.
22. Stewart B, Kleihues PE. World cancer report. Lyon: IARCPress, 2003.
23. Tambasco M, Eliasziw M. Morphologic complexity of epithelial architecture for predicting invasive breast cancer survival. Journal of Translational Medicine, 2010, vol.8, pp.140.
24. Tavakol M., Lucas C., Saeed S. Analysis of Breast Thermography Using Fractal Dimension to Establish Possible Difference between Malignant and Benign Patterns. Journal of Healthcare Engineering, 2010, vol. 1, № 2, pp. 27–43.

УДК 004.89

**ИДЕНТИФИКАЦИЯ ВЗАИМОСВЯЗЕЙ
МЕЖДУ ТЕРМИНАМИ И ОБЪЕКТАМИ
ЭКОНОМИЧЕСКОЙ ТЕМАТИКИ В ТЕКСТЕ НА ЕСТЕСТВЕННОМ ЯЗЫКЕ**

Статья поступила в редакцию 05.11.2015 г., в окончательном варианте 12.11.2015 г.

Дмитриев Александр Сергеевич, старший преподаватель, Волгоградский государственный технический университет, 400005, Российская Федерация, г. Волгоград, пр. им. Ленина, 28, e-mail: golostos@yandex.ru

Соловьев Иван Сергеевич, разработчик, SurfStudio, 394018, Российская Федерация, г. Воронеж, ул. Среднемосковская, 1д, e-mail: issoloveyv@gmail.com