

ИНТЕГРАЛЬНЫЕ ОПЕРАТОРЫ, ФРАКТАЛЫ И СКЕЙЛИНГ В ОБРАБОТКЕ МЕДИЦИНСКИХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

А.А. Потанов, В.А. Герман, А.А. Пахомов

ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН
pahom59@bk.ru, potapov@cplire.ru, www.potapov-fractal.com

В задаче восстановления медицинских рентгеновских изображений (увеличение контрастности изображений, выделение характерных областей) предлагается использовать современные цифровые последетекторные методы обработки многомерных сигналов от удаленных объектов, разработанные ранее авторами и использующие интегральные операторы, фракталы и скейлинг. Представлены практические результаты обработки конкретных медицинских рентгеновских изображений. Показано, что предложенные алгоритмы обработки одиночных снимков работают в режиме реального времени (время обработки $\tau \approx 0,01 \dots 0,001$ с).

1. Улучшение качества изображений внутренних структур организма человека необходимо для получения более полной диагностической информации [1]. Хорошо известно, что рентгеновские и флюорографические снимки играют большую роль при первичной диагностике таких заболеваний как многочисленные переломы, диагностика различных заболеваний и начальные стадии злокачественных опухолей. Среди многих известных методик, наиболее точной на сегодняшний день является рентгеновская маммография, позволяющая поставить диагноз на самой ранней стадии развития заболевания [1], [2]. Маммография – это, возможно, наиболее важный метод диагностики заболеваний молочной железы. В задаче восстановления медицинских рентгеновских изображений авторами доклада предлагается использовать *цифровые последетекторные методы* обработки сверхслабых многомерных радиолокационных сигналов от удаленных объектов, разработанные ими ранее [3] – [14]. При обработке использовались последовательно алгоритмы итерационного устранения неравномерного фона; алгоритмы, основанные на частотной коррекции в области Фурье-спектра и широкий спектр фрактальных методов с использованием эффектов скейлинга. Не описывая подробно применяемые методы (см., например, монографии [5] – [14] и ссылки в них), приведем краткие схемы алгоритмов и результаты обработки изображений, полученных на современных рентгеновских установках, использующих цифровую регистрацию и ввод изображений в персональный компьютер.

2. В схеме *алгоритма устранения неравномерного аддитивного фона* вычисляется среднее значение неравномерного фона \hat{n} по периметру кадра L , поскольку предполагается, что интересующее изображение расположено в центре кадра:

$$\hat{n} = L^{-1} \sum_{i=1}^L n_i, \quad (1)$$

где n_i - значение фона в i -ом элементе разрешения по периметру кадра.

Суммирование в (1) происходит только по периметру прямоугольного кадра. Далее формируется оценка отфильтрованного изображения по следующему правилу:

$$J_k = \begin{cases} J_{k-1} - \hat{n}_{k-1}, & \text{при } J_{k-1} > \hat{n}_{k-1}, \\ 0, & \text{при } J_{k-1} < \hat{n}_{k-1}. \end{cases} \quad (2)$$

При двух- или трехкратном применении данного фильтра к кадру практически весь аддитивный фон устраняется.

В схеме *алгоритма повышения резкости изображения или выделения деталей* отфильтрованное от фона описанным выше методом (1) - (2) изображение преобразуется по Фурье и осуществляется переход в область пространственных частот $F_k(\vec{\omega})$. Далее

осуществляется повышение высоких пространственных частот путем возведение полученного спектра в степень, показатель которой α лежит в диапазоне (0 ... 1). Указанную процедуру можно записать следующим образом:

$$F_{k+1}(\vec{\omega}) = [F_k(\vec{\omega})]^\alpha. \quad (3)$$

Затем осуществляется обратное Фурье-преобразование от $F_{k+1}(\vec{\omega})$ и получается оценка изображения J_{k+1} с резко выделенными деталями. Операция (3) соответствует частично *фрактальной* обработке изображений [3] – [14].

3. Рассмотрим несколько примеров. Сначала применяется алгоритм устранения неравномерного аддитивного фона, затем - алгоритм повышения резкости изображения. Подобная процедура повторяется 2 ... 3 раза, но не более. Коэффициент α лучше выбирать равным $\alpha \approx 0,7$. Исследования проводились при обработке переломов и повреждений костей, плохо заметных при обычном визуальном анализе (рис. 1 - рис. 3). Например, на рис. 1,б и рис. 2,б видно появление дополнительных деталей, но скелетных повреждений не обнаруживается. Обработка изображения черепно-лицевой структуры человека показаны на рис. 3. При визуальном анализе отчетливо видна детальная костная структура.



Рис. 1. Обработка изображения плечевой кости пациента: исходное изображение (а), обработанное изображение с помощью метода устранения фона (б).

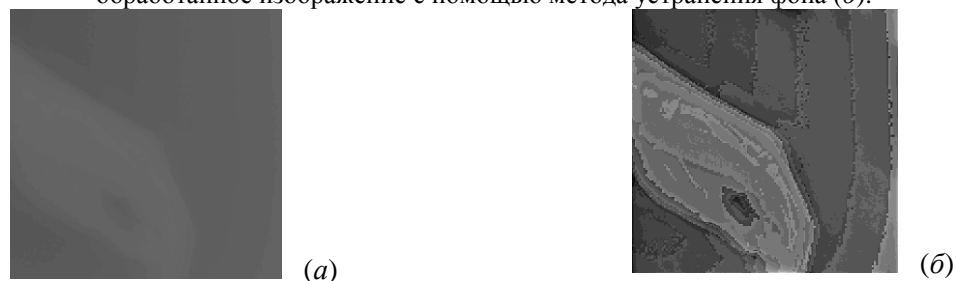


Рис. 2. Обработка изображения кисти руки пациента: исходное изображение (а), справа – обработанное изображение методом устранения фона (б).

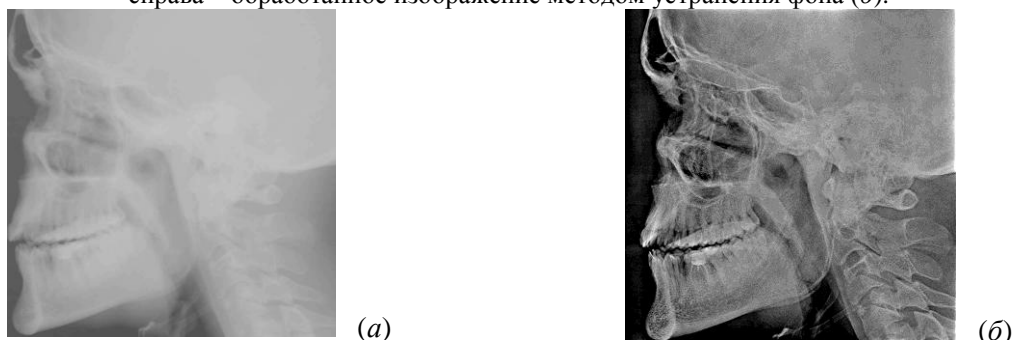


Рис. 3. Обработка изображения черепно-лицевой структуры человека: исходное размытое изображение (а) и обработанное изображение комбинированным методом устранения фона и частотной коррекции (б).

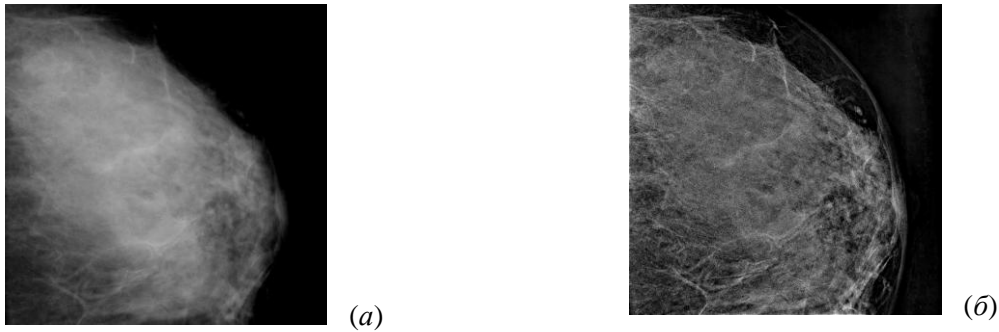


Рис. 4. Обработка изображения женской молочной железы при диагностике первичного появления метастаз: исходное изображение (а), обработанное комбинированным методом изображение (б).

На рис. 4 приведены исходное (а) и обработанное (б) изображения женской молочной железы при диагностике первичного появления метастаз. При визуальном анализе на правом снимке (б) видны мелкие многочисленные уплотнения.

4. В качестве нового перспективного признака целесообразно использовать такое понятие, как подобие или самоподобие (скейлинг), а также тесно связанное с ним понятие фрактальной размерности D . Самоподобие или виды самоподобия будут различны и для случайных – неслучайных процессов и для процессов одной природы, но с разными параметрами. Действительно, в случае детерминированного изображения или сигнала имеем вполне определенные виды самоподобия, например, простейшего – «тождества» или более сложного – прямого произведения. В любом, случае для детерминированного сигнала по части множества можно восстановить и все множество. Случайное изображение или помеха, также может иметь некое самоподобие, но вид этого самоподобия будет другим. Более подробно о предложенных методиках можно ознакомиться, например, в [3] – [14].

В случае, когда, изображение неоднородно, имеет смысл оценивать размерность малых элементов изображения или «локальную размерность». Вычисление оценки размерности D происходит следующим образом. Исходное изображение сжимается или растягивается до масштаба $1:K$ и запоминается. Полученное изображение сжимается до масштаба $1:M$ (как правило, $M > K$). Второе изображение также запоминается, а затем растягивается до масштаба $1:K$. Каждое значение точки изображения представлено цифрой, соответствующей мгновенному значению модуля квадратур радиолокационного сигнала. Разряды полученных двух изображений складываются по модулю 2. Результирующее изображение и является двухточечной оценкой поля фрактальных размерностей D .

Выбирая масштабы, в зависимости от размеров предполагаемых целей можно производить фильтрацию исходного изображения по величине оценки фрактальной размерности. Существует два способа отображения полученных данных. Самое простое – отображать результат «исключающего ИЛИ» непосредственно. Так, сравнительно быстро, можно получить «срезы» исходного изображения. Однако фильтрация и кластеризация при таком подходе затруднена. Это связано с тем, что «исключающее ИЛИ» является побитовой операцией и, в предположении о равномерном распределении значений точек на изображении, приводит к группированию значений вблизи чистых единиц. Например, в случае 8 битного кодирования, значения операции группируются в 8 групп, соответствующих единицам.

Кроме такого подхода, часто имеет смысл использовать оценки фрактальной размерности, основанные на *дисперсионном алгоритме* [3] – [14]. Такой подход более трудоемок, но оценки получаются непрерывными и все моды эмпирических распределений соответствуют реальным подмножествам исходного изображения.

5. Для решения задачи выделения подозрительных областей на рентгеновских снимках нами была выбрана серия изображений со скоплениями кальцинатов. Зная характерный размер таких образований, удалось выявить их на фоне остальных элементов изображения. При этом масштабы K и M варьировались от 2 до 10. Соответственно получались различные срезы оценки D – рис. 5. Особенно хорошо проявляется подозрительная область на рис 5,в.

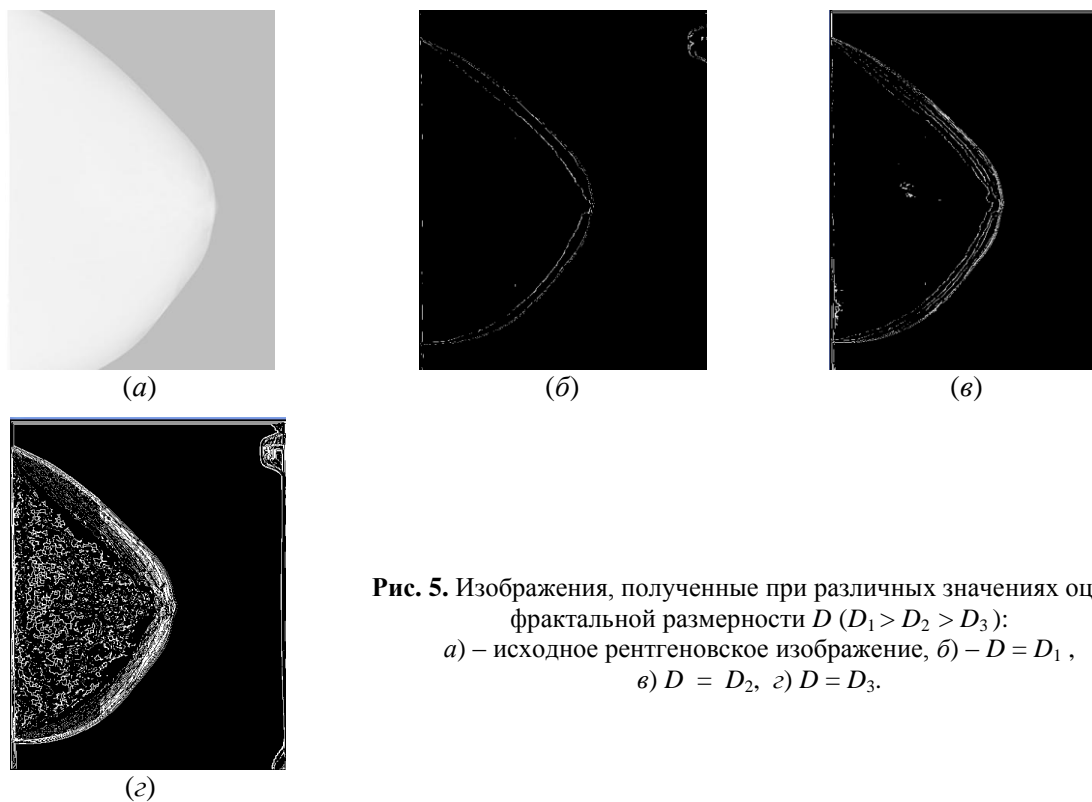


Рис. 5. Изображения, полученные при различных значениях оценки фрактальной размерности D ($D_1 > D_2 > D_3$):
a) – исходное рентгеновское изображение, *б)* – $D = D_1$,
в) $D = D_2$, *г)* $D = D_3$.

На рис. 6 представлены результаты обработки другого рентгеновского снимка. На рис. 6,*a* скопления кальциатов отмечены квадратами. На рис. 7 представлены конечные результаты решения задач кластеризации изображения по значению оценки фрактальной размерности D и выделения контуров изображения.

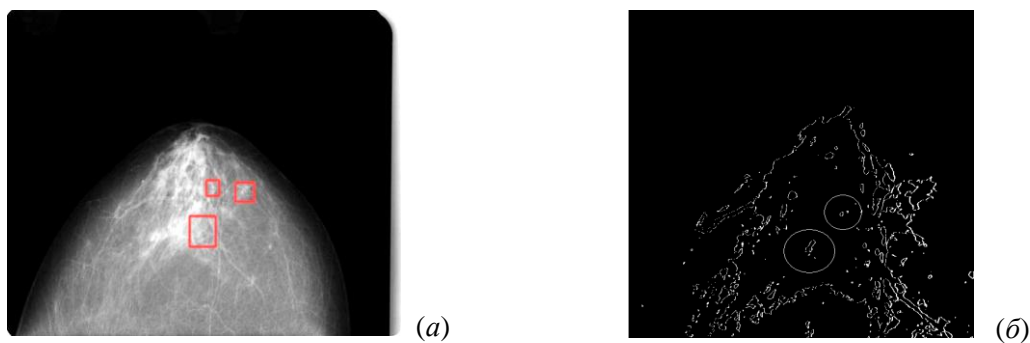


Рис. 6. Пример выделения подозрительных областей на изображении:
a) – исходный снимок, *б)* – результат фрактальной обработки.

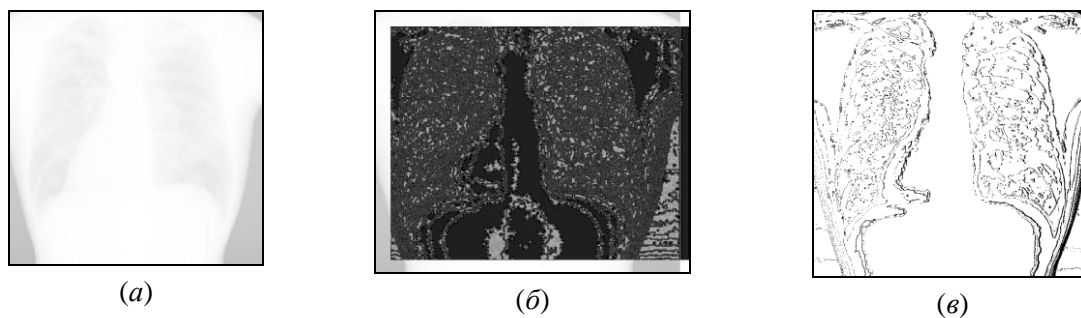


Рис. 7. Пример решения задачи кластеризации рентгеновского снимка (*a*) по значению оценки фрактальной размерности D (*б*) и выделение контуров изображения (*в*).

6. Результаты проведенной обработки показывают надежное повышение качества медицинских изображений. Примененные методы проверены на различных реальных медицинских изображениях. Следует отметить, что использованные алгоритмы отличаются скромными вычислительными требованиями и высокой устойчивостью. Разработанные авторами методы обработки одиночных кадров работают в режиме реального времени (время обработки $\tau \approx 0,01 \dots 0,001$ с), а при наличии спецпроцессора время обработки τ можно повысить примерно на порядок. Комбинированный метод их последовательного применения, а также значения коэффициентов фильтрации были получены авторами экспериментально при обработке большого числа реальных зашумленных изображений. Полученные данные могут быть полезны при построении комплексных информационных и телемедицинских систем.

ЛИТЕРАТУРА

1. Физика визуализации изображений в медицине / Под ред. С. Уэбба.- М.: Мир, 1991.
2. Фишер У., Баум Ф. Маммография. 100 клинических случаев.-М.: МЕДпресс., 2009.
3. Potapov A.A., German V.A. Detection of Artificial Objects with Fractal Signatures // Pattern Recognition and Image Analysis. 1998. V. 8, № 2. P. 226 - 229.
4. Потапов А.А., Герман В.А. О методах измерения фрактальной размерности и фрактальных сигнатур многомерных стохастических сигналов // РЭ.- 2004.- Т. 49, № 12.- С. 1468 - 1491.
5. Потапов А.А. Фракталы в радиофизике и радиолокации.- М.: Логос, 2002.- 664 с.; см., также: Потапов А.А. Фракталы в радиофизике и радиолокации: Топология выборки. Изд. 2-е, перераб. и доп.- М.: Университетская книга, 2005.- 848 с.
6. Потапов А.А. Фракталы и хаос как основа новых прорывных технологий в современных радиосистемах. - Дополнение к кн.: Кроновер Р. Фракталы и хаос в динамических системах / Пер. с англ.; Под ред. Т.Э. Кренкеля.- М.: Техносфера, 2006.- С. 374 - 479.
7. Потапов А.А., Гуляев Ю.В., Никитов С.А., Пахомов А.А., Герман В.А. Новейшие методы обработки изображений / Под ред. А.А. Потапова.- М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008.- 496 с. (монография - по гранту РФФИ № 07 - 07 - 07005).
8. Потапов А.А. Фрактальные методы исследования флуктуаций сигналов и динамических систем в пространстве дробной размерности. - Глава в кн.: “Флуктуации и шумы в сложных системах живой и неживой природы” / Под ред. Р.М. Юльметьева и др.- Казань: Министерство образования и науки Республики Татарстан, 2008.- С. 257 - 310.
9. Потапов А.А. Фрактальные модели и методы на основе скейлинга в фундаментальных и прикладных проблемах современной физики // В сб. науч. тр.: “Необратимые процессы в природе и технике” / Под ред. В.С. Горелика и А.Н. Морозова. - М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана и ФИАН, 2008. Вып. II. С. 5 - 107.
10. Потапов А.А., Гильмутдинов А.Х., Ушаков П.А. Фрактальные элементы и радиосистемы: Физические аспекты / Под ред. А.А. Потапова (Библиотека журнала «Нелинейный мир»: Научная серия «Фракталы. Хаос. Вероятность»).- М.: Радиотехника, 2009.
11. Антипов О.И., Неганов В.А., Потапов А.А. Детерминированный хаос и фракталы в дискретно-нелинейных системах / Под ред. и с предисловием акад. Ю.В. Гуляева и чл.-корр. РАН С.А. Никитова.- М.: Радиотехника, 2009.- 235 с.
12. Гильмутдинов А.Х., Потапов А.А., Ушаков П.А. Фрактальные элементы, устройства и методы обработки информации: состояние и перспективы. – Глава в кн.: Фракталы и дробные операторы (Коллективная монография) / С предисловием акад. Ю.В. Гуляева и чл.-корр. РАН С.А. Никитова / Под ред. А.Х. Гильмутдинова.- Казань: Изд-во "Фэн" Академии наук РТ, 2010.- С. 29 - 130.
13. Потапов А.А. О фрактальных радиосистемах, дробных операторах, скейлинге, и не только... - Глава в кн.: “Фракталы и дробные операторы” / С предисловием акад. Ю.В. Гуляева и чл.-корр. РАН С.А. Никитова / Под ред. А.Х. Гильмутдинова.- Казань: Изд-во "Фэн" Академии наук РТ, 2010.- С. 417 - 472.
14. Потапов А.А., Черных В.А. Дробное исчисление А.В. Летникова, теория фракталов и скейлинг / Под ред. А.А. Потапова.- М.: Физматлит, 2010.- 820 с.