

ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ

УДК 004.383.9

ФРАКТАЛЬНОЕ СЖАТИЕ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

С.В. Илюшин, аспирант МТУСИ; sergei_il@pisem.net

С.Д. Свет, профессор МТУСИ, к.т.н.

Ключевые слова: телемедицина, фрактальное сжатие изображений, ускорение.

Передача изображений в телемедицине. Телемедицина возникла на стыке медицины, информатики, связи и объединяет их новейшие достижения.

При создании телемедицинских сетей в российских регионах остро встает проблема передачи больших объемов информации, и, в первую очередь, медицинских изображений по каналам связи, которые в настоящее время в большинстве регионов Российской Федерации являются узкополосными (телефонными) каналами.

Низкая пропускная способность телефонных каналов — один из основных сдерживающих факторов на пути полномасштабного внедрения телемедицинских услуг. Так, передача полутонового изображения размером 640×480 пикселей в зависимости от качества канала может занимать 2—8 мин. При передаче большого количества изображений временные затраты уже становятся существенными и в некоторых случаях критичными.

Известно, что в стандарте факсимильной передачи G3 время, затрачиваемое на пересылку одной страницы, не должно превышать 1 мин. Это же время разумно использовать в качестве стандарта реального времени передачи одного типичного медицинского изображения. Если пациенту не требуется срочного медицинского вмешательства, то обмен информацией в реальном времени не нужен. Необходимость обмена в реальном времени возникает в ситуациях, когда требуется оперативная медицинская помощь.

В отсутствие широкополосного доступа, единственным способом осуществить передачу в режиме реального времени является эффективное кодирование изображений. Сжатие без потерь, обычно применяемое в медицине, не позволяет радикально сократить время передачи изображений по узкополосным каналам. Сильное сжатие медицинских изображений может быть достигнуто только при использовании способов сжатия с потерями — и это единственный путь, способный обеспечить приемлемое время передачи изображений по узкополосным каналам связи.

Сжатие с потерями предусмотрено в медицине в стандарте DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) на основе алгоритмов сжатия JPEG [1]. Этот стандарт поддерживается основными производителями медицинской аппаратуры и соответствующего программного обеспечения.

Однако в алгоритме JPEG большие коэффициенты сжатия достигаются за счет отбрасывания коэффициентов преобразования, отвечающих за мелкие детали, что приводит к их потере и размытию контуров. При использовании сжатия с потерями по алгоритму JPEG медицинское оборудование обеспечивает достаточно высокий уровень качества — более 38 дБ по метрике PSNR. При снижении качества у изображений с плавными переходами тонов (типа ангиографического), сжатых по алгоритму JPEG, начинает проявляться блочный эффект.

Высокий уровень качества алгоритм JPEG способен обеспечить при коэффициентах компрессии не больше 8—10 раз. Увеличение коэффициента сжатия до 15—20 раз, необходимое для

обеспечения приемлемого времени передачи, приводит к заметному ухудшению качества восстановленных изображений.

По сравнению с алгоритмом сжатия изображений JPEG фрактальный алгоритм позволяет достигать больших коэффициентов компрессии при лучшем качестве восстановленного изображения. Известно, что из всех способов сжатия изображений с потерями фрактальное сжатие (ФС) наиболее точно передает контуры исходного изображения [2], что очень важно для медицинских изображений.

Однако, несмотря на очевидные преимущества перед JPEG, ФС не лишено недостатков. По сравнению с JPEG процесс сжатия изображения требует значительных временных затрат.

В данной работе рассматриваются методы существенного увеличения скорости кодирования фрактальным алгоритмом.

Алгоритм ФС изображений. Подробное изложение математической теории, лежащей в основе ФС, можно найти в [3—6], а обзор различных способов ФС — в [7]. Кратко рассмотрим, как ФС осуществляется на практике.

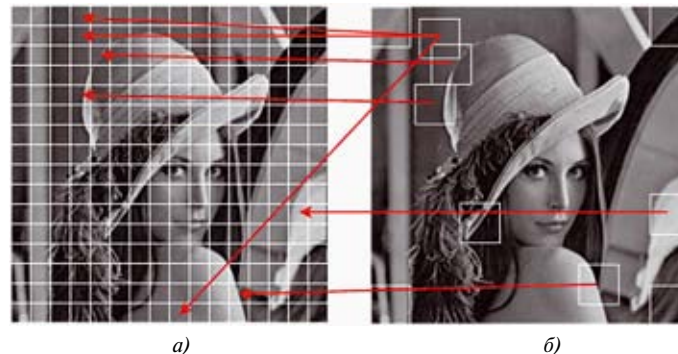


Рис. 1

1. Изображение разбивается на блоки двух типов. Большие блоки принято называть доменами (рис. 1, б), а маленькие — рангами (а). Ранговые области должны покрывать все изображение целиком. Сторона домена в два раза больше стороны ранговой области. Домены могут располагаться произвольным образом и не покрывать всего изображения.

2. Домены уменьшаются до размеров ранга путем усреднения яркости соседних пикселей.

3. Для каждого ранга осуществляется подбор наиболее похожего на него домена после преобразования, минимизирующего разницу между рангом и доменом, путем перебора всех доменов или какой-либо их части. Преобразование включает изменение контраста и яркости домена. Для домена, уменьшенного до размеров ранга, преобразование имеет вид:

$$T(\mathbf{D}) = s\mathbf{D} + o\mathbf{I}, \quad (1)$$

где $|s| < 1$ — коэффициент контраста; $o \in [-255, 255]$ — коэффициент яркости; \mathbf{I} — единичная матрица. Налагаемые ограничения необходимы для того, чтобы гарантировать сходимость при восстановлении изображения.

4. Вычисляются коэффициенты преобразования контраста s и яркости o для каждого домена по формулам:

$$s = \frac{n^2 \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j} \mathbf{R}_{i,j} - \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{R}_{i,j}}{n^2 \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j}^2 - \left(\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j} \right)^2},$$

если $n^2 \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j}^2 - \left(\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j} \right)^2 = 0$, то $s = 0$; (2)

$$o = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{R}_{i,j} - s \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j}}{n^2}, \quad (3)$$

где \mathbf{D} и \mathbf{R} — матрицы, представляющие собой соответственно домен, уменьшенный до размера ранга, и ранг; n — размер стороны рангового блока.

5. На основе рассчитанных коэффициентов преобразования оценивается соответствие домена и ранга по формуле:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{R}_{i,j}^2 + s \left(s \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j}^2 - 2 \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j} \mathbf{R}_{i,j} + 2o \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{D}_{i,j} \right)}{n^4} + \frac{o \left(on^2 - 2 \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \mathbf{R}_{i,j} \right)}{n^4} \quad (4)$$

Путем перебора всех доменных областей определяется наиболее оптимальный домен для данного ранга. Такая процедура выполняется для всех ранговых областей.

В результате для каждого ранга определяются координаты наиболее похожего на него домена вместе с коэффициентами преобразования доменного блока в ранговый, минимизирующими разницу между ними. Необходимость проведения большого количества сравнений ранг-домен приводит к значительным временным затратам на сжатие.

Восстановление изображения происходит итеративно. Берется произвольное изображение, назовем его стартовым, размер которого равен размеру оригинала. Это изображение разбивается на домены, и их размер уменьшается до размеров ранга подобно тому, как это делалось на этапе сжатия. Затем домены в соответствии с сохраненными координатами и коэффициентами, подобранными при сжатии, преобразуются в ранги по формуле:

$$\mathbf{R} = s\mathbf{D} + o\mathbf{I}, \quad (5)$$

и из них формируется промежуточное изображение восстановления. Затем процедура повторяется для полученного промежуточного изображения. На последующих итерациях в качестве стартового изображения используется картинка, полученная на предыдущей итерации. На практике достаточно 5–10 итераций. Процесс восстановления фрактального изображения в отличие от сжатия происходит очень быстро.

Необходимо добавить, что размер стартового изображения может быть любым и необязательно должен равняться размеру оригинала. В этом случае размер доменов меняется пропорционально размеру стартового изображения, и восстановленное изображение будет равно по размеру стартовому. Это интересное свойство используется для высококачественного фрактального масштабирования изображений,

при котором не проявляется неприятного для глаз «ступенчатого эффекта».

Ускорение ФС путем изменения алгоритма сравнения ранга с доменами. Как уже отмечалось, каждый ранг сравнивается с множеством доменов. Упростив процедуру этого сравнения, можно получить значительный выигрыш в скорости сжатия.

Для ускорения процесса предлагается в качестве критерия оптимальности вместо (4) использовать коэффициент корреляции Пирсона:

$$r' = \rho(\mathbf{R}, \mathbf{D}). \quad (6)$$

Чем лучше реальная зависимость \mathbf{R} от \mathbf{D} аппроксимируется линейной (1), тем ближе по модулю к 1 будет их коэффициент корреляции. Использование этого коэффициента позволяет, в отличие от (4), сразу оценить оптимальность текущего домена для данного ранга, без расчета коэффициента преобразования контраста (2) и яркости (3). Таким образом, коэффициенты преобразования контраста и яркости для каждого ранга будут рассчитываться только один раз, а не для каждого сравнения ранг-домен, как это необходимо в случае (4). Формулу (2) для коэффициента преобразования контраста так же перепишем через коэффициент корреляции:

$$s = r' \frac{\sigma_{\mathbf{R}}}{\sigma_{\mathbf{D}}}, \quad (7)$$

где σ — среднеквадратическое отклонение (СКО). СКО яркостей пикселей рангов и доменов можно подсчитать заранее, а не вычислять при каждом сравнении, что позволит увеличить скорость обработки на компьютере. Для коэффициента преобразования контраста должно выполняться условие $|s| < 1$. Коэффициент корреляции, являющийся первым сомножителем в (7), не может быть больше единицы по абсолютному значению. Таким образом, если второй сомножитель $\sigma_{\mathbf{R}}/\sigma_{\mathbf{D}} < 1$, то $|s| < 1$ для любых \mathbf{R} и \mathbf{D} . Чтобы обеспечить выполнение этого условия, в качестве кандидатов в ранговую область для данного ранга мы должны рассматривать только те домены, которые удовлетворяют неравенству:

$$\sigma_{\mathbf{D}} > \sigma_{\mathbf{R}}. \quad (8)$$

Практически условие (8) означает, что контрастность домена должна быть выше контрастности ранга.

В [8] предлагается подсчитывать среднее значение яркости пикселей для каждого ранга, а не коэффициент преобразования яркости o для каждого домена, как в формуле (3), что поможет увеличить скорость сжатия:

$$o' = \bar{\mathbf{R}}. \quad (9)$$

Очевидно, что $o' \in [0, 255]$ для любого \mathbf{R} в отличие от $o \in [-255, 255]$, что позволяет сэкономить 1 бит на знаке и, следовательно, увеличить сжатие по сравнению с (3).

Формулу (3) можно переписать в виде:

$$o = \bar{\mathbf{R}} - s\bar{\mathbf{D}}. \quad (10)$$

Подставляя (10) в (1), получим:

$$T(\mathbf{D}) = s\mathbf{D} + o\mathbf{I} = s(\mathbf{D} - \bar{\mathbf{D}}\mathbf{I}) + \bar{\mathbf{R}}\mathbf{I}. \quad (11)$$

Восстановление ранговой области происходит аналогично методу, описанному выше, только вместо формулы (5) с учетом (11) и (9) будет использоваться формула:

$$\mathbf{R} = s(\mathbf{D} - \bar{\mathbf{D}}\mathbf{I}) + o'\mathbf{I}. \quad (12)$$

Ускорение ФС путем классификации блоков. С точки зрения качества получаемого изображения желательно увели-

чить количество доменов, чтобы иметь большую выборку для сравнения с рангом. В свою очередь это приводит к неприемлемо большим затратам машинного времени. Следовательно, в интересах ускорения ФС, число доменов, используемых для сравнения с данным рангом, необходимо сократить. В большом числе работ для сокращения доменного пула предлагается использовать различные способы классификации блоков [7].

Классификационные методы используют те числовые характеристики рангов и доменов, которые можно считать приблизительно инвариантными относительно преобразований, применяемых к доменам. Домены и ранги подразделяются на определенное количество классов в соответствие со своими характеристиками, и поиск кандидата ведется в том же классе, к которому относится ранг, или ограничивается несколькими классами, характеристики которых близки к характеристикам ранга.

Яркостная конфигурация блока определяется распределением значений (или масс) пикселей внутри блока, т. е. схожие распределения должны соответствовать похожим конфигурациям. Поскольку координаты центров масс схожих распределений располагаются близко друг к другу, то их можно использовать в качестве критерия для исключения непохожих блоков. Координаты центра масс для блока \mathbf{B} размером $N \times N$ пикселей вычисляются по формулам:

$$\begin{aligned} x &= \frac{1}{M} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N i \mathbf{B}_{i,j} - \frac{N+1}{2}; \\ y &= \frac{1}{M} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N j \mathbf{B}_{i,j} - \frac{N+1}{2}, \end{aligned} \quad (13)$$

где M — масса блока. Желательно, чтобы критерий классификации блоков был инвариантен относительно преобразований (1). Если блок \mathbf{B} умножить на коэффициент контраста s , то координаты центра масс не изменятся. При добавлении коэффициента яркости o центр масс будет перемещаться вдоль прямой, проходящей через начало координат. Поэтому для представления центра масс блока удобней координаты, полученные по формуле (13), перевести в полярные. Это позволит отделить инвариантную составляющую координат центра масс блока (полярный угол) от меняющегося полярного радиуса.

Если рассмотреть координаты центров масс доменных блоков с точки зрения корреляции этих доменов с одним из рангов, то видно, что центры масс доменов, хорошо коррелированных с рангом, группируются вдоль прямой, соединяющей центр масс рангового блока с началом координат, образуя два диаметрально противоположных сектора. С увеличением модуля коэффициента корреляции с рангом, имеет место тенденция к уменьшению центрального угла секторов. Для сокращения времен поиска это свойство можно использовать для классификации доменов.

Каждый класс формируется из доменов, чьи центры масс оказались в паре секторов, угол между биссектрисами центральных углов которых равен π . Для того чтобы охватить все домены изображения, надо разбить интервал $[0, \pi]$ на m классов. На этапе сжатия, рассчитав полярный угол центра масс ранга, можно определить, к какому классу он относится, и поиск домена вести в том же классе.

Классификацию можно проводить двумя способами: с фиксированными центральными углами и различным количеством доменов в классах; с фиксированным количеством доменов в классах и «плавающими» углами. Эксперименты показали, что второй способ дает несколько лучшее качество восстановленного изображения.

Предлагаемые способы классификации по полярному углу центров масс блоков позволят проводить сравнение с доменами, которые были отобраны по всему изображению и при этом хорошо коррелированы с рангом. При этом можно гибко регулировать объем доменного пула, управляя тем самым, качеством и скоростью сжатия.

Повышение эффективности ФС путем изменения схемы разбиения изображения на ранговые блоки. Теоретически, в схеме разбиения изображения на ранги геометрическая форма, размер и количество областей могут быть любыми. Создание простой схемы разбиения с точки зрения разумного сокращения числа ранговых блоков позволит повысить коэффициент сжатия.

Известно, что реальные изображения состоят из относительно больших площадей с мало изменяющейся яркостью и из контрастных контуров, имеющих значительно меньшую пространственную поддержку. Для того чтобы использовать это свойство, были разработаны схемы разбиения изображения на блоки разных размеров таким образом, чтобы области с плавными переходами яркости покрывались рангами большего размера, а на контрастных участках размер ранговых областей уменьшался.

Наибольшую популярность приобрел алгоритм квадродерева (Quadtree, рис. 2, а) из-за своей простоты и высокой эффективности. При разбиении квадродеревом используется широко известный в обработке изображений способ, основанный на последовательном разбиении квадратных блоков. Он позволяет представить всю схему разбиения в виде древовидной структуры, в которой каждый узел, если он не является последним в ветви, может иметь четыре потомка.

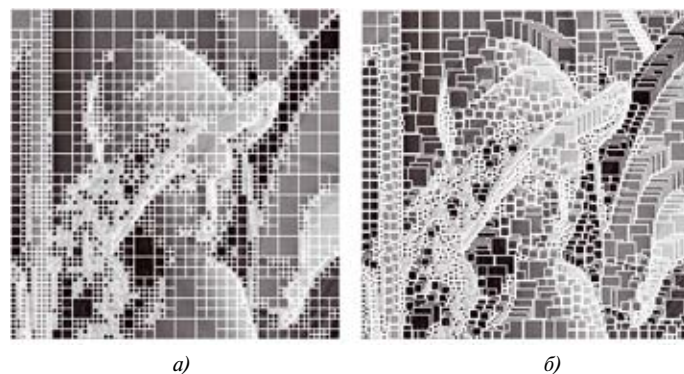


Рис. 2

К достоинствам этого метода разбиения можно отнести простоту реализации и удобную для кодирования древовидную структуру. Но, с другой стороны, метод квадродерева является «жестким»: на рис. 2, а хорошо заметно, что вся схема разбиения привязана к сетке, образованной блоками наибольшего размера, так как, по сути, мы вынуждены покрывать изображение не отдельными блоками, а группами из четырех блоков. Если учесть, что во ФС для сохранения блоков требуется одинаковое количество коэффициентов в независимости от их размера, то с точки зрения степени сжатия выгодно минимизировать количество блоков в схеме разбиения.

Для повышения гибкости схемы разбиения изображения предлагается использовать перекрывающиеся ранговые блоки (рис. 2, б). Это обеспечит более гибкое и рациональное покрытие изображения блоками по сравнению с алгоритмом квадродерева (рис. 2, а). В результате общее количество блоков, на которые разбивается изображение, уменьшится за счет увеличения количества блоков большего размера. Критерием для выбора размера блока служит дисперсия яркости пикселей.

Экспериментальные результаты. Проведенные эксперименты подтвердили правильность применения коэффициента корреляции в качестве критерия оптимальности при сравнении ранга с доменами. В среднем ускорение составило 9,35 раза по сравнению с алгоритмом, использующим формулы (2) — (4). Кроме этого, переход на формулы (6), (7) и (9) повысил качество восстановленного изображения и коэффициент сжатия. Блочный эффект, заметный при использовании алгоритма-прототипа, практически исчез. Скорость восстановления также увеличилась в два раза из-за лучшей сходимости (12) по сравнению с (5).

Классификация по полярному углу центров масс блоков позволила сократить время сжатия в зависимости от типа изображения и количества используемых классов в 2—9 раз по сравнению с полным перебором доменов при незначительной деградации качества восстановленного изображения.

В схеме с перекрывающимися рангами можно использовать блоки любого размера, и, следовательно, легко покрыть изображение любого размера в отличие от метода квадродерева, где размеры стороны рангового блока являются степенями двойки. Разбиение на перекрывающиеся блоки сложнее квадродерева и требует больше вычислений. Однако уменьшение числа рангов позволяет повысить коэффициент сжатия,

Таблица 1






| | Ангиографическое изображение | Ультразвуковое изображение |
|--------------------|---|--|
| ВМР |  |  |
| JPEG |  |  |
| Фрактальное сжатие |  |  |

Таблица 2

| Формат | Тестовое изображение | PSNR, дБ | Размер, байт | Время передачи тестовых изображений, с при уровне шума на приеме | | |
|--------------------|----------------------|----------|--------------|--|---------|---------|
| | | | | -36 дБм | -26 дБм | -19 дБм |
| BMP | Ультразвуковое | — | 308 278* | 105 | 136 | 240 |
| | Ангиографическое | — | 263 222 | 139 | 168 | 325 |
| JPEG | Ультразвуковое | 38,995 | 42 427 | 64 | 114 | 193 |
| | Ангиографическое | 39,238 | 34 309 | 55 | 96 | 155 |
| Фрактальное сжатие | Ультразвуковое | 38,762 | 26 258 | 38 | 57 | 94 |
| | Ангиографическое | 39,355 | 16 918 | 24 | 35 | 59 |

* Поскольку для передачи изображений использовался протокол Z-модем, в котором применяется сжатие по алгоритму LZW, большее по объему ультразвуковое тестовое изображение в формате BMP передается быстрее ангиографического.

а наличие перекрывающихся рангов способствует снижению блочного эффекта.

Сравнение предлагаемой авторами схемы разбиения изображения на ранги с алгоритмом квадродерева показало, что на изображениях, которым свойственны монотонные области (рентгеновские типа ангиографического тестового изображения), использование схемы разбиения с перекрывающимися блоками предпочтительнее, чем квадродерева. На детализованных изображениях алгоритмы показали практически равные результаты.

Были проведены эксперименты по сравнению фрактального алгоритма с JPEG. Тестовые медицинские изображения были переведены в формат JPEG, а также подвергнуты ФС с помощью созданной авторами программы. Степень сжатия выбиралась исходя из того, чтобы все изображения имели приблизительно одинаковый уровень качества по PSNR, при этом качество должно быть высоким. Полученные файлы были переданы по каналам связи с различными уровнями шума. Сами изображения, участвовавшие в эксперименте, приведены в табл. 1, а полученные результаты — в табл. 2.

Применение фрактального алгоритма к медицинским изображениям показало его превосходство над стандартом JPEG. Поскольку для медицинских изображений свойственны монотонные области, сильный блочный эффект, присущий JPEG, не позволил ему достичь высокого качества при сильном сжатии. Сохранение оригинала с высоким качеством коэффициента сжатия недостаточно для обеспечения быстрой передачи изображений по зашумленным каналам связи. Приемлемое время передачи изображений в формате JPEG было продемонстрировано только в отсутствии помех. Фрактальный алгоритм не смог обеспечить передачу ультразвукового тестового изображения менее, чем за минуту только при наличии очень сильных помех. При превышении уровня шума в -19 дБм информационный обмен между модемами становился невозможным. Ангиографическое изображение, сжатое фрактальным способом, было во всех трех экспериментах передано быстрее 1 мин.

Таким образом, можно сделать вывод, что ФС позволяет вести обмен медицинскими изображениями в реальном времени по узкополосным и зашумленным каналам при сохранении высокого уровня качества восстановленного изображения. Используемый в настоящее время стандарт JPEG не позволяет достигать высоких коэффициентов сжатия, необходимых для такого быстрого действия, без появления видимых искажений, таких как блочный эффект и размытие контуров.

Более того, фрактальная обработка изображений из-за своей природы приводит к снижению шумов, наличие которых характерно для медицинских изображений. Это особенно заметно на ультразвуковых изображениях, удаление шума с которых является отдельной научной задачей.

Заключение. Предлагаемые в статье способы ускорения фрактального сжатия могут использоваться как в комплексе, так и отдельно друг от друга для усовершенствования уже существующих алгоритмов.

Использование предлагаемых модификаций позволяет значительно ускорить фрактальное сжатие изображений и дает возможность применять его в качестве алгоритма сжатия медицинских изображений в реальном времени.

Уникальные свойства фрактального сжатия изображений, такие как четкая передача контуров и возможность качественного масштабирования изображений без использования дополнительных алгоритмов, делают его применение предпочтительным для передачи и хранения медицинских изображений. Достижимые с его помощью высокие коэффициенты сжатия позволяют осуществлять быструю передачу изображений по зашумленным и узкополосным каналам связи.

ЛИТЕРАТУРА

1. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Part 5: Data Structures and Encoding.
2. Egger O., Fleury P., Ebrahimi T., et al. High-performance compression of visual information — a tutorial review — part I: still pictures // Proceedings of the IEEE. — 1999. — Vol. 87, №6. — P. 973–1011.
3. Бондаренко В.А., Дольников В.Л. Фрактальное сжатие изображений по Барнсли — Слоану // Автоматика и телемеханика. — 1994. — №5. — С. 12–20.
4. Уэлстид С. Фракталы и вейвлеты для сжатия изображений в действии: Учебное пособие. Пер. с англ. — М.: ООО «Издательство Триумф», 2003. — 320 с.
5. Jacquin A.E. Image coding based on a fractal theory of iterated contractive image transform // IEEE Transactions on Image Processing. — 1992. — V. 1, №1. — P. 18–30.
6. Дворкович А.В., Дворкович В.П., Зубарев Ю.Б. и др. Цифровая обработка телевизионных и компьютерных изображений. — М.: Радио и связь, 1997. — 212 с.
7. Wohlberg B., De Jager G. A review of the fractal image coding literature // IEEE Transactions on Image Processing. — 1999. — Vol. 8, №12. — P. 1716–1729.
8. Tong C.S., Pi M. Fast fractal image encoding based on adaptive search // IEEE Transactions on Image Processing. — 2001. — Vol. 10, №9. — P. 1269–1277.