

УДК 004.9

В.А. Ковалев, А.А. Дмитрук

## ПОИСК МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПО СОДЕРЖАНИЮ В УСЛОВИЯХ ШУМОВ

*На примере задачи поиска магнитно-резонансных томографических (МРТ) изображений мозга проводится оценка влияния различных шумовых факторов, вида дескрипторов изображений, а также значений управляющих параметров на результаты поиска медицинских изображений по образцу. Приводятся результаты экспериментальных исследований и даются рекомендации по выбору типа дескрипторов МРТ-изображений мозга.*

### Введение

В современной медицинской практике цифровые изображения широко используются при постановке диагноза и лечении. Несмотря на наличие различных методов доступа к изображениям, реализованных во многих системах архивирования и передачи медицинских изображений (Picture Archiving and Communication Systems, PACS), вопросы семантики дескрипторов, или объективной интерпретации изображений, все еще не до конца изучены. Известно, что одним из базовых методов диагностики заболеваний врачом-экспертом является сравнение текущего случая с предыдущими из личной клинической практики, практики лечебного учреждения или общедоступными случаями, описанными в специализированной литературе. Существующие системы поддержки принятия решений в медицине зачастую обеспечивают простой текстовый поиск не по содержанию, а по некоторым ассоциированным с изображением метаданным. При постановке диагноза врач часто учитывает неформализованные визуальные признаки, которые трудно представить в словесном виде, т. е. существует определенный семантический разрыв. По указанным причинам в последние десятилетия во всем мире существенно вырос интерес к проблеме поиска изображений по содержанию (Content-Based Image Retrieval, CBIR), особенно биомедицинских. В перспективе поиск по содержанию может стать хорошим дополнением к обычному текстовому поиску [1].

### 1. Особенности медицинских изображений

К настоящему времени технологии поиска для обычных цифровых фотографий хорошо отработаны и реализованы и в коммерческих системах, таких, как QVIC [2] от IBM, используемая сайтом государственного Эрмитажа, или Virage [3], и в свободно доступных системах типа imgSeek [4] или Fire [5]. Вместе с тем при работе с медицинскими изображениями следует учитывать их специфику:

1. Далеко не всегда имеются четкие визуальные признаки, по которым можно однозначно установить имеющуюся патологию и поставить диагноз. Иногда из-за незначительных внутриклассовых различий совсем небольшая, второстепенная на взгляд непрофессионала область на изображении может оказаться индикатором болезни. Более того, предполагаемый диагноз может корректироваться непосредственно в процессе изучения изображения экспертом с учетом поступающих новых признаков или данных. Для неспециалиста медицинские изображения одного и того же органа или модальности могут показаться вообще неразличимыми, или, наоборот, внешне совершенно разные изображения с точки зрения терапевта могут рассматриваться как одинаковые, являющиеся естественной вариабельностью нормы.

2. Эксперту для постановки диагноза часто недостаточно анализа только локального контекста медицинского изображения, поскольку в медицинской практике также учитываются индивидуальные особенности пациента (пол, возраст, наличие вредных привычек, генетическая предрасположенность к болезни и т. д.).

3. Медицинские изображения не всегда представлены в стандартизированной форме по размерам и ориентации. Информация в DICOM-заголовках, например, о модальности или ис-

следуемой области может оказаться ошибочной из-за невнимательности медицинского персонала. Кроме того, съемка изображений может быть сопряжена с дополнительными проблемами, связанными, например, с физической невозможностью пациента принять требуемое положение.

4. Еще одной принципиально важной проблемой является невозможность описания неструктурированных сцен типа текстуры органов с помощью текста, что приводит к необходимости разработки новых методов представления изображений. Потерю информации от изображения до его представления некоторыми признаками называют семантическим разрывом. С этой точки зрения поиск по содержанию можно рассматривать в качестве важного дополнения к текстовому поиску. Кроме того, существует еще один разрыв – сенсорный, который обозначает потерю информации между фактической структурой и ее представлением на цифровом изображении.

5. Для коллекций цветных изображений наиболее эффективной и часто используемой характеристикой является цвет. В большинстве видов медицинских изображений цвет вообще отсутствует (рентген, компьютерная томография, МРТ).

6. На медицинских изображениях присутствуют не объекты, которые в основном характеризуются их геометрией (например, кости), а изображения тканей и органов, которые могут быть охарактеризованы преимущественно в терминах их текстурных свойств.

Как показывает анализ работы [1], разработка систем поиска медицинских изображений по содержанию находится лишь в самом начале своего развития. На сегодняшний день действующих систем в мире единицы и все они являются узкоспециализированными (табл. 1) [6, 7].

Таблица 1

Список медицинских систем в зависимости от используемого ими типа изображений [1]

Название системы	Тип изображения
ASSERT	Компьютерная томография легкого высокого разрешения
FICBDS	Функциональная позитронно-эмиссионная томография
CBIR2, MIRS	Рентген позвоночника
IDEM, I-Browse, PathFinder, PathMaster	Изображения патологий
MIMS	Компьютерная томография головы
APRS	Маммография
Biolmage, BIRN	Изображения в биологии
MELDOQ, MEDS	Дерматология
BASS	Биопсия рака молочной железы
I <sup>2</sup> C, IRMA, KMed, COBRA, MedGIFT, ImageEngine	Различные изображения

В настоящее время в Беларуси ведется создание системы предварительной диагностики заболеваний внутренних органов, один из этапов которой посвящен разработке методов поиска медицинских изображений по содержанию. Ожидается, что система позволит находить изображения, содержащие важные с диагностической точки зрения признаки, либо указывать на возможные патологии и тем самым обеспечит более качественную постановку диагноза при массовом проведении рентгенологических и томографических исследований легкого.

## 2. Цель работы

В литературе упоминается, что для большинства медицинских изображений характерно наличие сильного уровня шума [8], обусловленного условиями съемки или качеством используемого оборудования, либо его проявление в процессе обработки полученных снимков [9]. Все это предъявляет дополнительные требования устойчивости систем к шуму [10, 11]. Анализ отечественной и зарубежной литературы в области систем поиска медицинских изображений показывает, что работы по оценке влияния шума на результаты поиска практически отсутствуют.

Вероятно, наиболее близкой является работа [12], где в качестве шума рассматриваются различные надписи и логотипы на медицинских изображениях, от которых авторы избавлялись с помощью простейших операций типа выбора порога яркости, медианной фильтрации и выделения краев. Однако такой подход неэффективен, если надпись находится непосредственно на изображении. Наличие на изображениях шума, безусловно, снижает качество диагностики заболеваний. Обычно в медицинских системах пытаются уменьшить влияние шума путем соответствующей предварительной обработки данных либо путем выбора устойчивых к шуму дескрипторов изображений [13].

Целью настоящей работы является исследование влияния различных шумовых факторов и управляющих параметров дескрипторов на эффективность поиска медицинских изображений. В качестве экспертной базы было решено использовать набор изображений, известный под названием Brainweb [14], который является общепринятым и широко применяется в научных исследованиях по данной тематике, а также при проведении тестирования разработанных методов и программных средств. База данных содержит МРТ-изображения мозга разных модальностей при различных смоделированных уровнях шума. Таким образом, в работе исследуется влияние параметров исходных изображений (уровень шума, неравномерность яркости и модальность), а также параметров расчета дескрипторов (количество интервалов яркости, расстояние между парами пикселей) на качество поиска МРТ-изображений мозга.

### 3. Выбор типа дескриптора

Как правило, визуальные признаки изображений принято разделять на цвет, текстуру и форму. При анализе цветных изображений обычно переходят к гистограммам или к алгоритмам, основанным на статистическом анализе. В медицинской области такие свойства изображения, как цвет или уровни серого, часто имеют очень ограниченную выразительную силу, поскольку не всегда имеется четкое соответствие яркости и, например, плотности ткани, как в компьютерной томографии. Зачастую цвет вообще отсутствует. Признаки формы описывают с помощью дескрипторов границ (цепных кодов либо дескрипторов Фурье) и дескрипторов областей (грид-методов и инвариантных моментов). При работе с несегментированными медицинскими изображениями перспективным является использование методов анализа текстур. Во многих случаях текстуру описывают с помощью вейвлетов или фильтров Габора, которые пытаются определить характеристики изображения или его части относительно изменений в определенных направлениях, а также величину самих изменений. Одним из возможных способов описания текстуры (пространственной структуры) могут служить признаки, полученные из матрицы совместной встречаемости яркостей пикселей, впервые предложенной Хараликом в 1973 г. [15]. Общий подход к решению задач поиска изображений по образцу на основе обобщенных матриц совместной встречаемости был предложен в работах [16–18] и в дальнейшем развит в [19–22]. Следует отметить, что методы и алгоритмы поиска медицинских изображений, основанные на идее много-сортовых матриц совместной встречаемости, показали себя как гибкий и универсальный инструмент детального описания пространственно-яркостной структуры медицинских изображений [23]. С учетом специфики медицинских изображений в работе предлагается модификация положительно зарекомендовавшего себя метода, исходя из следующих соображений:

1. Введение дополнительной размерности дескрипторов повышает информативность изображений с точки зрения особенностей восприятия текстуры человеком.

2. Варьируя величины указанных параметров, можно изменять их чувствительность к локальным или глобальным особенностям изображений. Таким образом можно подобрать наиболее подходящие дескрипторы для данного типа изображений.

3. Дескрипторы должны иметь низкую чувствительность к таким преобразованиям, как масштабирование, поворот и зеркальное отражение.

Для описания текстуры медицинских изображений предлагается рассматривать не пару, а тройку пикселей, расположенных в вершинах треугольника. Треугольники покрывают все изображение и занимают все возможные положения (рис. 1). В дальнейшем будем рассматривать пиксели, которые расположены на одинаковых расстояниях, т. е. элементарные структуры, описывающие конфигурации пикселей в виде равносторонних треугольников.

Таким образом, помимо яркости пикселей в вершинах треугольника ( $I$ ) вводится еще один независимый параметр – длина стороны равностороннего треугольника ( $D$ ).

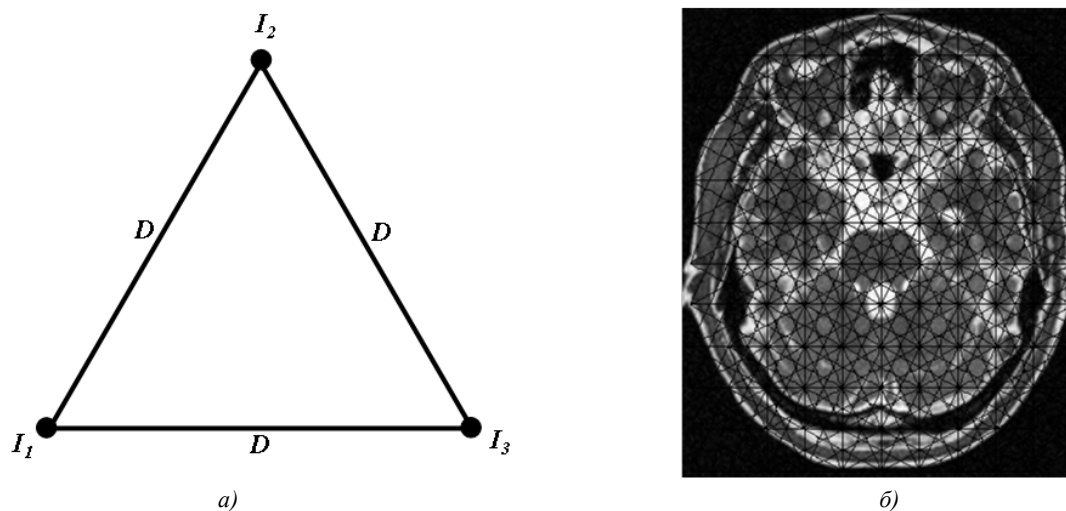


Рис. 1. Способ описания МРТ-изображения головного мозга: а) элементарная структура типа IID в виде равностороннего треугольника; б) изображение, покрытое треугольниками (показано схематически)

Множество троек пикселей, составляющих изображение, может быть представлено в виде  $N$ -мерной матрицы совместной встречаемости типа  $III$ . Такая матрица, по сути, представляет собой  $N$ -мерную гистограмму, элементами которой являются частоты встречаемости троек пикселей с заданными яркостями  $I$  на данном расстоянии  $D$ . С целью уменьшения количества элементов и упрощения работы с данными во всех экспериментах ненулевые элементы трехмерной матрицы совместной встречаемости выписывались в виде вектора, который называют вектором признаков. При этом перед подсчетом матриц производится квантование яркости изображения на заданное число интервалов. Подобное действие уменьшает размерность матрицы и позволяет представить изображения в более общем виде, тем самым снизив чувствительность к уровню шума. Следует отметить, что в данном случае размерность матрицы определяется исключительно количеством интервалов квантования яркостей пикселей при данном расстоянии  $D$ .

#### 4. Исходные данные

В качестве исходных данных использовался свободно доступный набор изображений Brainweb [14]. База содержит МРТ-изображения мозга трех модальностей (МРТ-T1, МРТ-T2 и МРТ-PD) при различных смоделированных уровнях шума (рис. 2).

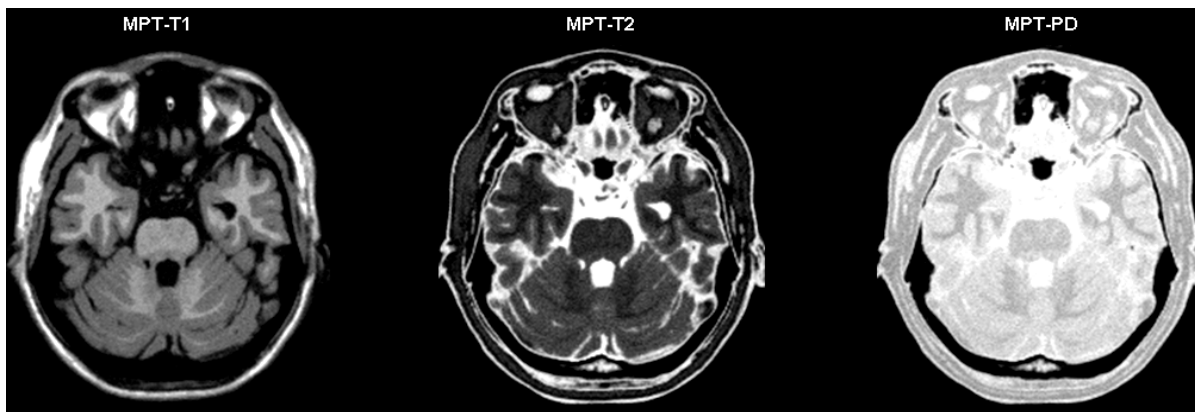


Рис. 2. Пример изображений базы Brainweb трех модальностей. Изображен 45-й слой с уровнем шума 3 % и неравномерностью яркости 20 %

Из набора были выбраны 99 изображений с межслойным расстоянием 1 мм. Обычно первые и последние слои содержат небольшую часть изображения мозга. По этой причине выбирались слои из середины. В рассматриваемом случае из 181 изображений были отобраны слои с 45-го по 143-й.

К изображениям искусственно добавлялся шум и неравномерность яркости. Кратко опишем их суть.

*Шум* на изображениях мозга имел распределение Раиса, которое зависит от исходных данных и не является аддитивным. Величина шума показывает процент стандартного отклонения белого гауссовского шума относительно сигнала, проходящего через ткань. Всего исследовалось шесть уровней шума в 0, 1, 3, 5, 7 и 9 %.

*Неравномерность яркости* изменялась от 0 до 40 %. Например, для 20 %-го уровня поле яркости изменяется от 0,9 до 1,1. Для других значений параметра поле линейно масштабируется (например, для 40 % – от 0,8 до 1,2).

Диапазон моделируемых шумов встречается на практике и соответствует характеристикам современных МРТ-устройств [24].

Для наглядности на рис. 3 приведены несколько слоев (1-й, 65-й и 181-й соответственно) поля неравномерности яркости, которое использовалось при генерации искусственных изображений головного мозга.

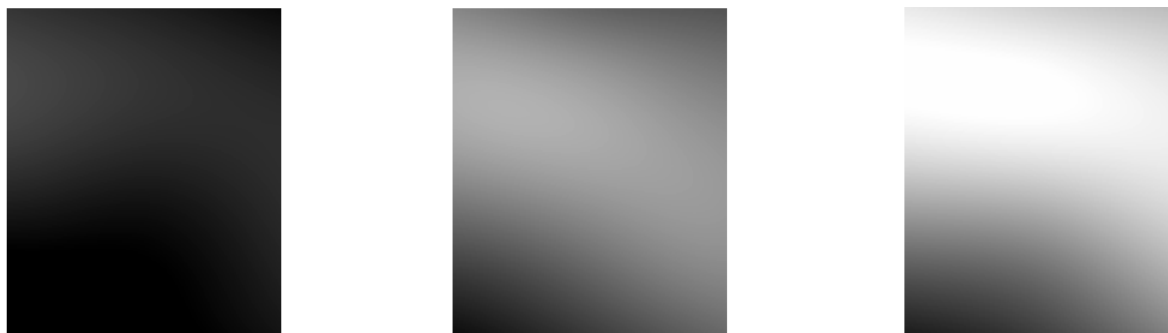


Рис. 3. Пример плавного изменения поля неравномерности яркости, равной 20 %

Первый изменяемый параметр элементарной структуры, описывающей изображения, – длина стороны равностороннего треугольника. В экспериментах она варьировалась от 1 до 6 пикселей. Дальнейшее увеличение данного параметра нецелесообразно, поскольку зависимость между яркостями троек пикселей на большом расстоянии будет иметь скорее случайный характер и уже не будет описывать текстуру. Для более точного учета текстуры в некоторых случаях производилась конкатенация векторов признаков для дескрипторов с разными длинами сторон.

Второй изменяемый параметр элементарной структуры – число интервалов яркости изображения. Обычно используют от 4 до 24 интервалов [23].

Для выделения текстуры мозга на каждое изображение накладывалась маска, исключающая фон (яркости пикселей присваивалось нулевое значение). После расчета вектора признаков первый элемент (соответствующий всем треугольникам с нулевой яркостью в вершинах) все время имел наибольшее значение для всех изображений. Чтобы исключить его влияние на поиск, он приравнивался к нулю.

Для того чтобы придать дескриптору изображения свойства инвариантности относительно поворота и зеркального отражения, матрицы приводились к диагональному виду. Таким образом, порядок следования яркостей пикселей в вершинах треугольника уже не важен.

Инвариантность относительно масштабирования достигается за счет нормализации по сумме и количеству элементов в векторе признаков. После нормализации каждый элемент вектора отображает процент от общего числа данных, поэтому векторы признаков для изображений разных размеров становятся сравнимыми.

Все исследуемые параметры исходных изображений и используемых дескрипторов представлены в табл. 2.

Таблица 2

Параметры исходных изображений и дескрипторов

Параметр	Возможные значения
Уровень шума	0, 1, 3, 5, 7, 9 %
Неравномерность яркости	0, 20, 40 %
Число слоев	99 (межслойное расстояние 1 мм)
Модальность	МРТ-T1, МРТ-T2, МРТ-PD
Количество интервалов яркости при подсчете дескрипторов	4, 8, 16, 24
Длина стороны равностороннего треугольника	1–6, комбинация

### 5. Процедура поиска

Изначально для всех изображений рассчитываются векторы признаков. Сравнение изображений заключается в подсчете расстояния между их векторами признаков. Его величина изменяется от 0 (идентичные изображения) до 1 (абсолютно разные изображения). Следует пояснить, что при поиске запросом последовательно выступают все изображения с шумом (или неравномерностью яркости в зависимости от условий эксперимента) на один уровень ниже исследуемого. Например, если уровень шума равен 3 %, то подразумевается, что запросами выступают изображения с шумом в 1 % при неизменных остальных параметрах. В вектор результатов записывается позиция найденного изображения. В экспериментах рассматриваются первые 20 результатов поиска. Изображения, оказавшиеся после 20-го места, считаются ненайденными. Два примера поиска (рис. 4) отображают первые шесть результатов, где неравномерность яркости 0 %, уровень шума 1 %. Среди результатов, отсортированных по релевантности, искомое изображение оказалось на третьей и второй позициях соответственно, но с уровнем шума 3 %.

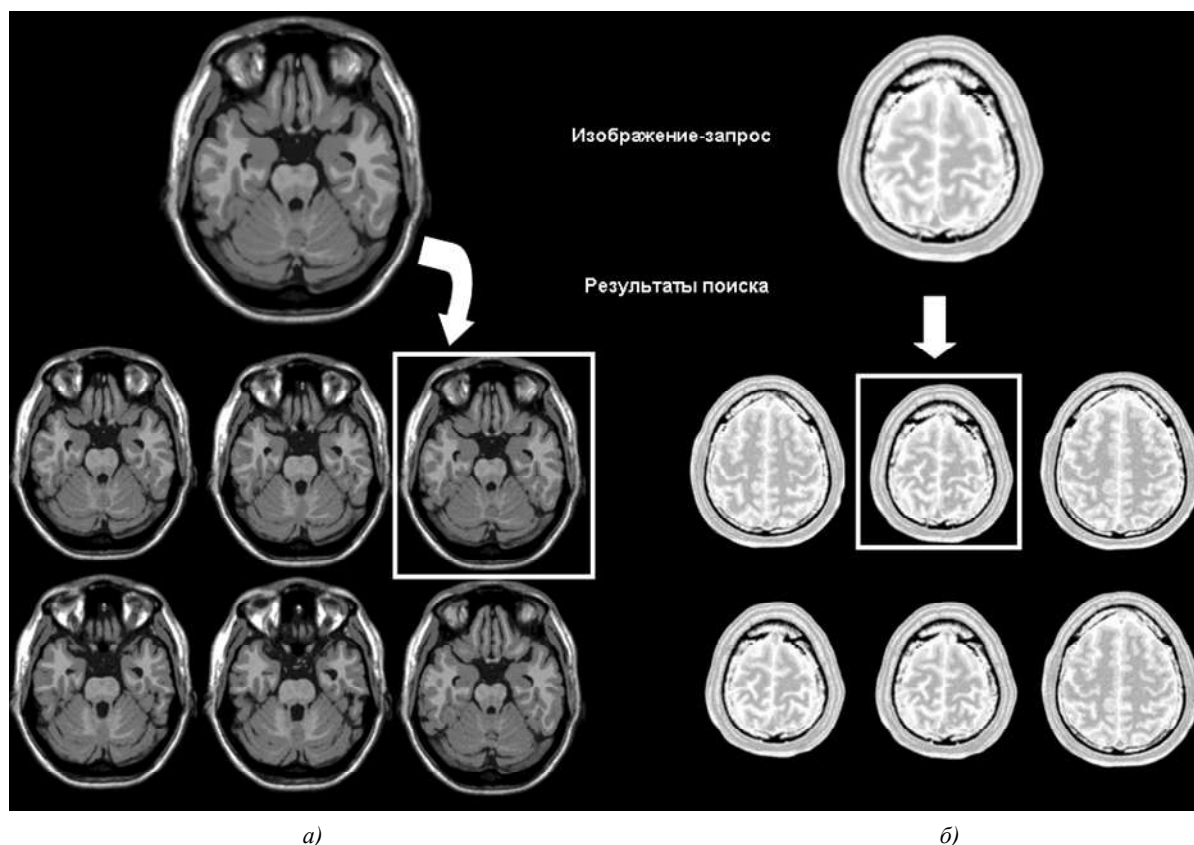


Рис. 4. Результаты поиска по содержанию, где запросом выступают:  
 а) изображение модальности МРТ-T1; б) МРТ-PD

### 6. Результаты поиска по содержанию

Было проведено четыре серии экспериментов по оценке влияния различных параметров на качество поиска изображений. В каждом эксперименте варьировался один из параметров: а) уровень шума; б) число интервалов яркости; в) неравномерность яркости; д) длина стороны дескриптора, а значения других были зафиксированы (табл. 3). Результаты поиска представлены на рис. 5.

Таблица 3

Условия экспериментов по оценке влияния различных параметров на качество поиска изображений

Исследуемый параметр	Серия экспериментов			
	а)	б)	в)	г)
Уровень шума, %	<b>1, 3, 5, 7, 9*</b>	3	3	3
Число интервалов яркости	8	<b>4, 8, 16, 24</b>	8	8
Неравномерность яркости, %	20	20	<b>0, 20, 40</b>	20
Длина стороны треугольника	5	5	5	<b>1-6, комбинации</b>
Число изображений	99	99	99	99

Примечание: полужирным шрифтом выделены изменяющиеся параметры.

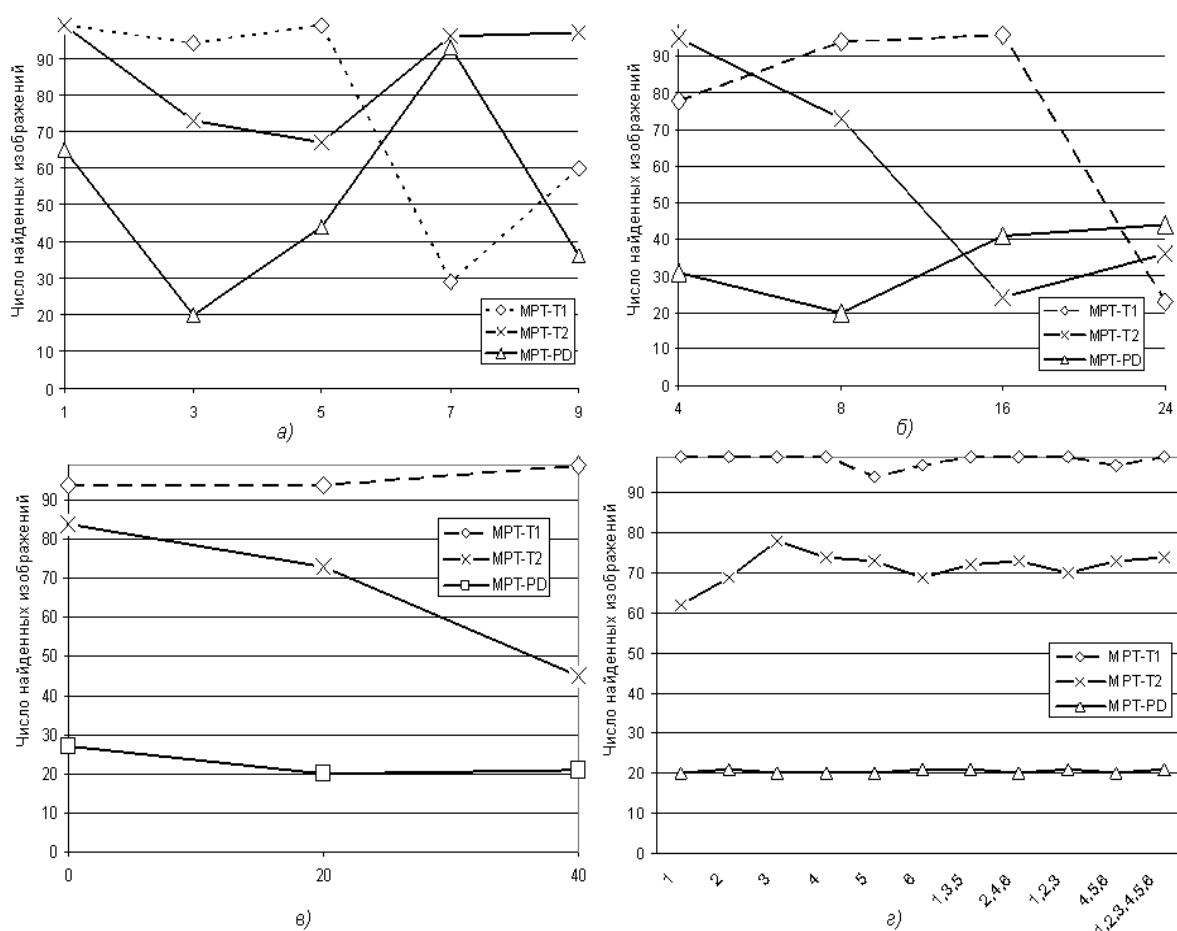


Рис. 5. Результаты экспериментов по оценке влияния на качество поиска МРТ-изображений трех модальностей. Показано влияние четырех различных параметров: а) шума; б) числа интервалов яркости; в) неравномерности яркости; д) длины стороны треугольника

### Заключение

Считается, что методы описания пространственных характеристик текстуры, в отличие от частотных характеристик, чувствительны к шуму и параметрам фона изображений [25]. По результатам экспериментов было установлено, что какой-либо общей закономерности в зависимости между уровнем шума и качеством поиска не наблюдается. На начальном этапе при нарастании шума на изображениях от 1 до 3 % качество поиска падает. Особенно сильный спад (с 65 до 20) правильно найденных изображений наблюдается для модальности МРТ-PD, которая характеризуется наименьшей внешней информативностью, отсутствием четких деталей и явным наличием свойства «текстурности» на изображениях мозга. При дальнейшем увеличении шума локальная информация о текстуре теряется и, соответственно, результаты поиска начинают носить более выраженный случайный характер. В случаях сильного зашумления предпочтительно использовать дескрипторы с большей длиной стороны, которые будут учитывать все более глобальные признаки формы.

На первый взгляд, увеличение числа интервалов квантования яркости должно приводить к более подробному описанию изображений и, соответственно, к лучшим результатам поиска. Однако на практике это не подтвердилось. Кроме того, для разных модальностей качество поиска изменяется по-разному. Основной причиной этого, по-видимому, является повышение чувствительности матриц совместной встречаемости к различного рода шумам и внешним факторам.

Четко выраженная зависимость качества поиска от неравномерности яркости, а именно уменьшение эффективности поиска почти в два раза (с 84 до 45 правильно найденных изображений), наблюдается для МРТ-изображений мозга модальности T2. Для других модальностей неравномерность яркости существенного влияния на поиск не оказывает.

Экспериментально установлено, что качество поиска не зависит существенно от выбора длины стороны дескриптора. Комбинация дескрипторов с различной длиной стороны также не улучшила результатов поиска. С точки зрения количества вычислений при генерации векторов признаков и процедуры поиска МРТ-изображений головного мозга оптимальным будет использование одного типа дескрипторов с малой длиной стороны.

Работа выполнена в рамках проекта № 4С-Г/07-225 программы Союзного государства «СКИФ-ГРИД» при частичной финансовой поддержке Международного научно-технического центра (проект № В-1489).

### Список литературы

1. A review of content-based image retrieval systems in medical applications-clinical benefits and future directions / H. Müller [et al.] // International Journal of Medical Informatics. – Vol. 73(1). – 2004. – P. 1–23.
2. The QBIC project: Querying images by content using color, texture, and shape / W. Niblack [et al.] // Proc. of the SPIE Conf. on Storage and Retrieval for Image and Video Databases, San Jose, 1993. – San Jose, 1993. – P. 173–187.
3. Virage image search engine: an open framework for imagemanagement / J. Bach [et al.] // Proc. of the SPIE, Storage and Retrieval for Image and Video Databases IV, San Jose, 1996. – San Jose, 1996. – P. 76–87.
4. Система работы с коллекциями фотографий imgSeek [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://www.imgseek.net/>. – Дата доступа : 08.12.2008.
5. Система поиска изображений FIRE [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://www-i6.informatik.rwth-aachen.de/~deselaers/fire/>. – Дата доступа : 01.11.2008.
6. Automated storage and retrieval of thin-section CT images to assist diagnosis: System description and preliminary assessment / A.M. Aisen [et al.] // Radiology. – 2003. – Vol. 228. – P. 265–270.
7. A statistical framework for model-based image retrieval in medical applications / D. Keysers [et al.] // Journal of Electronic Imaging. – 2003. – Vol. 12(1). – P. 59–68.
8. Glatard, T. Texture based medical image indexing and retrieval: application to cardiac imaging / T. Glatard, J. Montagnat, I.E. Magnin // Proc. of the 6th ACM SIGMM International Workshop on Multimedia information retrieval. – N.-Y., USA, 2004. – P. 135–142.



9. Вейп, Ю.А. К определению динамического диапазона цифровых рентгеновских приемников / Ю.А. Вейп // Мед. техника. – 2005. – № 5. – С. 8–9.
10. Semantics and CBIR: A Medical Imaging Perspective / X.S. Zhou [et al.] // Proc. of the 2008 International Conf. on Content-based image and video retrieval. – Canada, 2008. – P. 571–580.
11. Aggarwal, P. Content Based Medical Image Retrieval: Theory, Gaps and Future / P. Aggarwal, H.K. Sardana, G. Jindal // International Journal on Graphics, Vision and Image Processing. – 2009. – Vol. 09(2). – P. 27–37.
12. Automated Object Extraction for Medical Image Retrieval Using the Insight Toolkit (ITK) / H. Müller [et al.] // Information Retrieval Technology. – Berlin : Springer, 2006. – P. 476–488.
13. Hsu, C. A knowledge-based approach for retrieving images by content / C. Hsu, W.W. Chu, R.K. Taira // IEEE Transactions on Knowledge and Data Engineering. – 1996. – Vol. 8. – P. 522–532.
14. Набор свободно доступных МРТ-изображений мозга разных модальностей при различных смоделированных уровнях шума Brainweb [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/>. – Дата доступа : 18.09.2008.
15. Haralick, R.M. Textural features for image classification / R.M. Haralick, K.S. Shanmugan, I. Dinstein // IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics. – 1973. – Vol. SMC-3 (6). – P. 610–621.
16. Kovalev, V. Multidimensional co-occurrence matrices for object recognition and matching / V. Kovalev, M. Petrou // Graphical Models and Image Processing. – 1996. – Vol. 58, № 3. – P. 187–197.
17. Kovalev, V. Color co-occurrence descriptors for querying-by-example / V. Kovalev, S. Volmer // International Conf. on Multimedia Modelling, Switzerland, 1998. – Switzerland, 1998. – P. 32–38.
18. Kovalev, V.A. Using Orientation Tokens for Object Recognition / V.A. Kovalev, M. Petrou, Y.S. Bondar // Pattern Recognition Letters. – 1998. – Vol. 19, № 12. – P. 1125–1132.
19. Ковалев, В.А. Поиск изображений в базах данных по форме объектов на основе матриц совместной встречаемости / В.А. Ковалев, М.К. Петроу // Труды Пятой Междунар. конф. «Распознавание образов и обработка информации». – Минск, 1999. – Т. 2. – С. 383–387.
20. Kovalev, V.A. Retrieving 3D MRI Brain Images / V.A. Kovalev, F. Kruggel // Information Retrieval and Exploration in Large Medical Image Collections (VISIM'01/MICCAI'01). – Utrecht, The Netherlands, 2001. – P. 53–56.
21. Kovalev, V.A. Towards image retrieval for eight percent of color-blind men / V.A. Kovalev // International Conf. on Pattern Recognition. – Cambridge, United Kingdom : IEEE Comp Society Press, 2004. – Vol. 2. – P. 943–946.
22. Ковалев, В.А. Методы поиска биомедицинских изображений в базах данных по их содержанию / В.А. Ковалев // Таврический вестник информатики и математики. – 2008. – № 1. – С. 230–244.
23. Ковалев, В.А. Анализ структуры трехмерных медицинских изображений / В.А. Ковалев. – Минск : Беларуская навука, 2008. – 263 с.
24. BrainWeb: Online Interface to a 3D MRI Simulated Brain Database / C.A. Cocosco [et al.] // NeuroImage. – 1997. – Vol. 5, № 4, part 2/4. – P. S425.
25. Texture Characteristic Extraction for Dominant Directions in Content-based Medical Image Retrieval / G. Zhang [et al.] // Proc. of 2008 International Conf. on BioMedical Engineering and Informatics. – Washington, DC, USA, 2008. – P. 253–257.

Поступила 24.12.08

*Объединенный институт проблем  
информатики НАН Беларуси,  
Минск, Сурганова, 6  
e-mail: vassili.kovalev@newman.bas-net.by,  
dmitruk@newman.bas-net.by*

**V.A. Kovalev, A.A. Dmitruk**

**EFFECT OF NOISE AND CONTROL PARAMETERS ON THE RESULTS  
OF CONTENT BASED MEDICAL IMAGE RETRIEVAL**

The paper is dedicated to the study of the influence of noise and various control parameters to the results of medical image retrieval. Experiments are done based on Brainweb magnetic resonance imaging dataset which is commonly known as a benchmark database. Conclusions are drawn and recommendations are provided on the tuning of medical image retrieval algorithms utilizing generalized multi-sort co-occurrence matrices.