

Какунина Анна Станиславовна

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ТОМОГРАММ ПРИ ОТСУТСТВИИ ЭТАЛОНА

В статье предложен способ оценки качества магнитно-резонансных томограмм при отсутствии эталонных изображений, показана зависимость результатов оценки от использованной методики сканирования. Проанализирована возможность оценки качества томограмм на основе параметров протокола сканирования, построенного распределения интенсивностей сигналов и фрактального анализа изображений. Предлагаемый способ апробирован на томограммах головного мозга, полученных на различном оборудовании, результаты сопоставлены с экспертной (визуальной) оценкой.

Адрес статьи: www.gramota.net/materials/1/2014/10/17.html

Статья опубликована в авторской редакции и отражает точку зрения автора(ов) по рассматриваемому вопросу.

Источник

Альманах современной науки и образования

Тамбов: Грамота, 2014. № 10 (88). С. 74-76. ISSN 1993-5552.

Адрес журнала: www.gramota.net/editions/1.html

Содержание данного номера журнала: www.gramota.net/materials/1/2014/10/

© Издательство "Грамота"

Информация о возможности публикации статей в журнале размещена на Интернет сайте издательства: www.gramota.net

Вопросы, связанные с публикациями научных материалов, редакция просит направлять на адрес: almanac@gramota.net

УДК 004.932.2

Технические науки

В статье предложен способ оценки качества магнитно-резонансных томограмм при отсутствии эталонных изображений, показана зависимость результатов оценки от использованной методики сканирования. Проанализирована возможность оценки качества томограмм на основе параметров протокола сканирования, построенного распределения интенсивностей сигналов и фрактального анализа изображений. Предлагаемый способ апробирован на томограммах головного мозга, полученных на различном оборудовании, результаты сопоставлены с экспертной (визуальной) оценкой.

Ключевые слова и фразы: томография; изображение; оценка качества; эталон; разрешение; фрактальный анализ.

Какунина Анна Станиславовна

Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики

kakuninaanna@rambler.ru

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ТОМОГРАММ ПРИ ОТСУТСТВИИ ЭТАЛОНА[©]

В медицинской диагностике качество регистрируемых изображений определяет полноту получаемой врачом информации и зависит от многих факторов: аппаратного и программного обеспечения, физических процессов, протокола исследования [6], свойств тканей, температуры окружающей среды и др. Возникающие помехи могут как снижать качество изображения, делая его непригодным для диагностики [2], так и несущественно затрагивать визуальное качество, одновременно вызывая повышение погрешности реконструкции распределения вещества и определения геометрических размеров. На практике в большинстве исследований отсутствует эталонное изображение, что затрудняет количественную оценку с использованием известных критериев [1]. Поэтому актуальной задачей является разработка способа количественной оценки визуального качества томограмм при отсутствии эталона [9].

Известные критерии оценки качества изображений можно разделить на количественные (в т.ч. соотношение сигнал/шум, среднеквадратическое отклонение, нормированные оценки) и субъективные (на основе экспертных оценок) [7; 10]. Обе группы могут включать абсолютные и сравнительные показатели. Абсолютная мера качества используется для оценки отдельного изображения по рейтинговой шкале. Сравнительные меры используются для ранжирования набора изображений по качеству от «лучшего» до «худшего» или их сравнения (например, исходного и обработанного). Универсального критерия, объективного для решения различных задач, не существует, что обусловлено сложностью реакции наблюдателя и субъективными причинами. Поэтому часто анализ качества томограмм осуществляется на основании отдельного критерия, отражающего определенную характеристику данных [3].

Таблица 1. Протокол получения T2 FSE томограмм головного мозга

	MPT 1	MPT 2	MPT 3	MPT 6	MPT 7	MPT 8	MPT 9
Время TE, мс	104	107	106	104	93-96	80-90	105
Время TR, мс	4940	6140	6440	4500	4750	3000	5000
Эхо-трейн	15	21	24	21	16-18	15-19	13
Полоса, кГц	66,6	24	62	39,1	86	82	46,8
Матрица	512×264	320×224	512×256	320×256	448×286	400×319	384×224
Число усреднений	1	1	0,5	1-2	1-2	1-3	2
Поле обзора, см	17,5×34	26×26	24×24	24×24	18×23	23×23	24×24
Срез, мм	4,9	5	5	5	5	1,5-4	5
Расстояние, мм	1	1,5	2	1,5	0,5	0,5-1	1

В магнитно-резонансной (МР) томографии параметры протокола исследования и условия его проведения позволяют предсказать качество получаемых изображений [5]. Для каждой области исследования выбранные параметры сканирования определяют пространственное разрешение, контрастность тканей, уровень шумов [7]. В работе были проанализированы протоколы МР-исследований головного мозга, позвоночника и коленного сустава, выполненные на 9-ти томографах различных производителей (Philips, Siemens, Toshiba, GE). Для исследований каждого типа выявлялись серии изображений, присутствующие в большинстве протоколов, для которых затем выполнялась оценка параметров сканирования. Так, 7 из 9-ти проанализированных исследований головного мозга содержали серию T2 FSE изображений, однако их протоколы отличались (Табл. 1) из-за необходимости их настройки для каждого томографа с учетом его характеристик (набора

радиочастотных (РЧ) катушек, коэффициента мощности РЧ-усилителя, вида градиентной системы) и требований врачей [11]. Кроме того, часто клиники используют протоколы, обеспечивающие наименьшую длительность исследования и, соответственно, большую пропускную способность.

Анализ показал, что наилучшее визуальное качество достигнуто при поле обзора 26 см, когда объект максимально заполняет область сканирования. При использовании матрицы изображения 512×384 качество изображения, необходимое в клинической практике, улучшается не пропорционально времени исследования, поэтому для головного мозга достаточно использовать матрицу 320×256 и прямоугольное поле сканирования. Увеличение длины эхо-трейна способствует снижению продолжительности исследования, но в то же время приводит к снижению соотношения сигнал/шум; оптимальным является эхо-трейн 14-20.

Второй этап анализа включал построение распределения интенсивностей МР-сигналов для исследуемой ткани в магнитных полях с различной индукцией [9]. Экспериментальные диффузионно-взвешенные (DWI) изображения были получены на МР-томографах с полем 1,5 и 3 Тл (GE) для здоровых добровольцев по стандартным протоколам. Число исследований составило 83 и 93, средний возраст пациентов – 39,8 и 37,5 лет, соответственно. Измерения выполнялись для серого вещества (в области головки хвостатого ядра) и белого вещества головного мозга в левом и правом полушариях (Рис. 1).

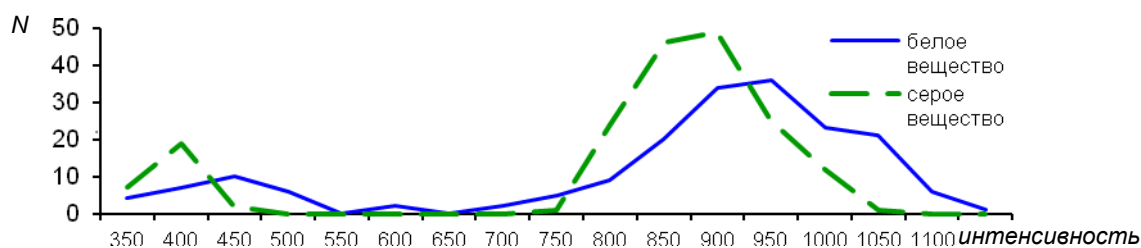


Рис. 1. Распределение интенсивностей МР-сигналов на DWI-томограммах

Полученные распределения показали, что, независимо от индукции поля и исследуемых тканей, распределение интенсивностей МР-сигналов близко к нормальному закону, а дисперсия уменьшается с увеличением магнитного поля. Среднеквадратическое отклонение (СКО) коэффициента диффузии для исследований, выполненных в поле 1,5 Тл, составило: для белого вещества – 46,8, для серого вещества – 49,4; для исследований в поле 3 Тл – 27,4 и 30,3 соответственно.

На третьем этапе выполнялся фрактальный анализ изображений, позволяющий выявить их специфические свойства, не различимые обычными средствами [8]. Одновременно необходимо учитывать, что один срез, полученный с помощью разных протоколов, будет давать разную контрастность тканей, определяемую задачами исследования. В качестве анализируемых данных использованы результаты клинических исследований 20-ти пациентов, выполненных на МР-томографе с полем 3 Тл. С целью сохранения полного объема информации данные анализировались в формате DICOM. Расчет фрактальной размерности выполнялся в пакете *FracLab 2.0.5* для среды *MatLab*. Фрактальный анализ выполнялся для *T2 FSE*, *T2 FLAIR*, *T2 Propeller* и *DWI* изображений, полученных в аксиальной плоскости и имеющих одинаковое положение срезов, что обеспечивало идентичность отображаемых структур. Все изображения имели высокое разрешение и различную контрастность между белым веществом, серым веществом, ликвором.

Отдельный интерес представляет исследование влияния фильтрации на результат количественной оценки с помощью параметра Херста. Расчет фрактальной размерности выполнялся для данных 4-х типов: 1) исходных томограмм без обработки; 2) при ограничении области анализа в соответствии с размером объекта исследования; 3) после обработки вейвлетом Добеши-8; 4) после обработки томограмм фильтром Винера (Табл. 2).

Таблица 2. Фрактальная размерность томограмм при различной обработке

Вид изображения	Исходное изображение	С ограничением области	Обработанное вейвлетом db8	Обработанное фильтром Винера
<i>DWI EPI</i>	$0,81 \pm 0,14$	$0,73 \pm 0,07$	$0,55 \pm 0,03$	$0,97 \pm 0,05$
<i>T2 EPI</i>	$0,97 \pm 0,17$	$0,82 \pm 0,14$	$0,58 \pm 0,04$	$1,12 \pm 0,10$
<i>Propeller</i>	$0,67 \pm 0,09$	$0,77 \pm 0,07$	$0,54 \pm 0,02$	$0,90 \pm 0,06$
<i>Flair</i>	$0,76 \pm 0,07$	$0,84 \pm 0,09$	$0,60 \pm 0,03$	$0,98 \pm 0,07$

Анализ результатов показал, что фрактальная размерность зависит от анатомических структур и не зависит от возраста пациентов, а исследуемые алгоритмы незначительно влияют на фрактальную размерность. Ограничение размера анализируемой области исходного изображения уменьшает фрактальную размерность по отношению к исходным данным на 9,8% для *DWI*-томограмм и на 15,1% для *T2 EPI* томограмм. Фильтрация вейвлетом Добеши db8 также уменьшает фрактальную размерность на 31,3% для *DWI*-томограмм и на 40,1% для *T2*-томограмм. Фильтрация Винера увеличивает значение размерности на

20,6% и 16,6% для *DWI*- и *T2*-томограмм соответственно. Разница фрактальной размерности при различных способах обработки связана с изменением характера интенсивности. Так, вейвлет Добеши *db8* дает более неравномерное распределение разности интенсивностей исходного и фильтрованного изображений, чем другие способы обработки [12].

На основе анализа влияния протокола исследования на визуальное качество МР-томограмм, а также количественных критериев (влияние алгоритмов обработки на характеристики изображения, оценка зависимости распределения интенсивностей МР-сигналов различных тканей) предлагается следующий алгоритм оценки качества томограмм при отсутствии эталона:

1. анализ протокола исследования или отдельной серии (определение импульсной последовательности, расчет пространственного разрешения, оценка яркостных характеристик, анализ продолжительности сканирования);
2. анализ интенсивности сигналов (расчет среднего значения и СКО сигнала анализируемой ткани, определение типа шума, измерение уровня шума фона и СКО шума фона);
3. фрактальный анализ (определение типа изображения, использованных фильтров, выбор алгоритма фрактального анализа).

Предлагаемый в работе способ оценки позволяет учитывать условия получения изображений, рассчитать ряд количественных критериев их качества (в т.ч. пространственное разрешение, соотношение сигнал/шум, контрастность), выявить их специфические характеристики. Полученные результаты сопоставимы с визуальной оценкой экспертом и могут быть использованы для случая отсутствия эталонного изображения, наиболее частого на практике.

Список литературы

1. **Абрамов Д. А.** Методы идентификации аномалий в непрерывном потоке изображений // Альманах современной науки и образования. 2011. № 5. С. 32-33.
2. **Беззубик В. В., Белашенков Н. Р., Никифоров В. О.** Анализ влияния дефокусировки и шума на качество цифрового изображения // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2011. № 6 (76). С. 59-64.
3. **Бондина Н. Н., Калмычков А. С., Козина О. А.** Сравнение алгоритмов фильтрации медицинских изображений по оценкам их качества // Вестник НТУ ХПИ. 2013. № 39 (1012). С. 15-21.
4. **Вичевская Ю. А., Мурынов А. И.** Структурный анализ изображений на основе использования функции информативности // Альманах современной науки и образования. 2010. № 4. С. 53-55.
5. **Казначеева А. О.** Возможности и ограничения высокопольной магнитно-резонансной томографии (1,5 и 3 Тесла) // Лучевая диагностика и терапия. 2010. № 4. С. 83-87.
6. **Казначеева А. О.** Молекулярная визуализация в магнитно-резонансной томографии с помощью методики ЕРІ-отображения // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2009. № 1 (59). С. 56-61.
7. **Казначеева А. О.** Разработка методов и средств шумоподавления в томографии: автореф. дисс. ... к.т.н. СПб., 2006. 19 с.
8. **Казначеева А. О.** Фрактальный анализ зашумленности магнитно-резонансных томограмм // Альманах современной науки и образования. 2013. № 2 (69). С. 73-76.
9. **Какунина А. С.** Влияние методик обработки *DWI*-изображений на точность расчета коэффициента диффузии // Российский электронный журнал лучевой диагностики. 2013. Т. 3. № 2. С. 311-312.
10. **Монич Ю. И., Старовойтов В. В.** Оценки качества для анализа цифровых изображений // Искусственный интеллект. 2008. № 4. С. 376-386.
11. **Трофимова Т. Н., Медведев Ю. А., Ананьева Н. И. и др.** Использование посмертной магнитно-резонансной томографии головного мозга при патолого-анатомическом исследовании // Архив патологии. 2008. Т. 70. № 3. С. 23-28.
12. **Федоров Д. А.** Метод интерполяции цифровых изображений на основе дискретного вейвлет-преобразования // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2012. № 3 (79). С. 37-40.

TOMOGRAMS QUALITY ASSESSMENT IN THE ABSENCE OF ETALON

Kakunina Anna Stanislavovna

*St. Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics
kakuninaanna@rambler.ru*

This article proposes a method for assessing the quality of magnetic resonance tomograms in the absence of etalon images, shows the dependence of assessment results on the methodology used in scanning. The possibility of assessing the quality of tomograms on the basis of the parameters of scanning protocol, the built distribution of signal intensities and the fractal analysis of images is analyzed. The proposed method is tested on brain tomograms obtained with different equipment, the results are compared with expert (visual) assessment.

Key words and phrases: tomography; image; quality assessment; etalon; resolution; fractal analysis.