

УДК 004.932.1+655.3.062.2

**ВОЗМОЖНОСТИ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЙ В ПОВЫШЕНИИ ТОЧНОСТИ ИЗМЕРЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ДИФФУЗИИ В МРТ**

А.О. Казначеева, А.В. Власюк, А.В. Кудряшов

В работе рассмотрены возможности магнитно-резонансной томографии (МРТ) для определения параметров диффузии в биологических тканях. Проанализированы экспериментальные данные, полученные при различных условиях, проведена оценка точности определения коэффициента диффузии. Результаты измерений обработаны с помощью вейвлетов Добеши с различными параметрами, рассчитаны количественные критерии эффективности шумоподавления.

**Ключевые слова:** МР-томография, коэффициент диффузии, качество изображений, вейвлеты Добеши.

**Введение**

Одной из развивающихся областей применения МРТ является изучение процессов диффузии в биологических системах, что обусловлено как совершенствованием аппаратуры, так и созданием новых алгоритмов регистрации и обработки данных. Диффузия молекул воды в живых тканях происходит как в пределах одной клетки (ограниченная диффузия), так и в межклеточных пространствах среди структур, ограничивающих его (затрудненная диффузия). Диффузионно-взвешенные МР-изображения (ДВИ) отображают не анатомическое строение структур, а броуновское движение в них и позволяют оценивать скорость движения молекул в ткани. Измерения проводятся с помощью методики эхо-планарного отображения (ЕРІ), позволяющей за 1 с получить полный набор данных фазово-частотного распределения МР-сигналов после единичного возбуждающего импульса [1]. Подобные ЕРІ-изображения характеризуются высокой чувствительностью к скорости исследуемых процессов, низким соотношением сигнал/шум ( $SNR$ ) и наличием артефактов на границе раздела двух сред. В данной работе рассматриваются возможности вейвлет-анализа для подавления шума МР-изображений и повышения точности определения коэффициента диффузии.

**Оценка параметров диффузии в МР-томографии**

В реальной биологической среде свободному движению протонов препятствуют естественные барьеры (клеточные мембраны, большие белковые молекулы). Молекулы воды легко диффундируют вдоль нервных волокон, но поперек волокон их движение ограничено миелиновой оболочкой [2]. Это приводит к затуханию МР-сигнала, поэтому измеряемый коэффициент диффузии будет меньше коэффициента диффузии чистой воды при температуре тела. Для получения ДВИ используется пара диффузионных градиентных импульсов одинаковой амплитуды  $G$  и длительности  $d$ , благодаря которым получаемые изображения не зависят от плотности спинов и времен релаксации  $T_1$  или  $T_2$ , но зависят от диффузии молекул воды в тканях изучаемого среза. Первый диффузионный градиент подается перед  $180^\circ$ -ным РЧ-импульсом и вносит добавочное изменение фазы протонов в исследуемом срезе; второй диффузионный градиент компенсирует созданный фазовый сдвиг в неподвижной ткани. Диффундирующие протоны имеют некомпенсированные фазовые сдвиги и дадут меньший МР-сигнал, чем неподвижные.

Для количественной характеристики диффузионного движения введено понятие измеряемого (или действительного) коэффициента диффузии ( $ADC$ ):

$$ADC = -\frac{\ln(S/S_0)}{\beta},$$

где  $S_0$  – интенсивность сигнала без действия диффузных градиентов,  $S$  – интенсив-

ность сигнала при действии диффузных градиентов,  $\beta$  – фактор диффузии. Зависимость  $ADC$  от направления называют анизотропией диффузии, а измеряемый диффузный коэффициент является тензорной величиной. Для исключения анизотропии диффузного коэффициента и количественной оценки  $ADC$  используют среднее значение диагональных элементов диффузного тензора:

$$ADC_c = -\frac{1}{3}(ADC_{xx} + ADC_{yy} + ADC_{zz}),$$

где  $ADC_{xx}$ ,  $ADC_{yy}$ ,  $ADC_{zz}$  – величины коэффициента диффузии, измеренные при действии диффузных градиентов в направлениях  $x, y, z$  соответственно.

Если рассматривается анизотропия коэффициента диффузии, ее оценивают по формуле

$$A = \frac{\sqrt{\frac{1}{6}[(ADC_{xx} - ADC_c)^2 + (ADC_{yy} - ADC_c)^2 + (ADC_{zz} - ADC_c)^2]}}{ADC_c}.$$

Поскольку практически все патологические процессы сопровождаются изменением скорости движения молекул, сигнал на ДВИ и значение измеряемого коэффициента диффузии обратно пропорциональны друг другу.

В работе проанализировано влияние параметров исследования на точность измерения коэффициента диффузии. Экспериментальные данные получены с помощью DW EPI импульсной последовательности со следующими базовыми параметрами: время эхо-сигнала  $TE = 28$  мс, время повторения  $TR = 8000$  мс,  $\beta = 1000$ , толщина среза 5 мм, поле сканирования  $30 \times 20$  см, матрица изображения  $128 \times 128$ , исследовалась диффузия в направлении осей  $x, y, z$ . Затем значения времени  $TR$  изменялись в диапазоне от 5000 мс до 11000 мс при размере поля сканирования от 260 до 380 мм. Оценка контраста тканей проводилась для значений  $\beta$  от 500 до 3000  $\text{с}/\text{мм}^2$  с шагом 500  $\text{с}/\text{мм}^2$  (рис. 1).

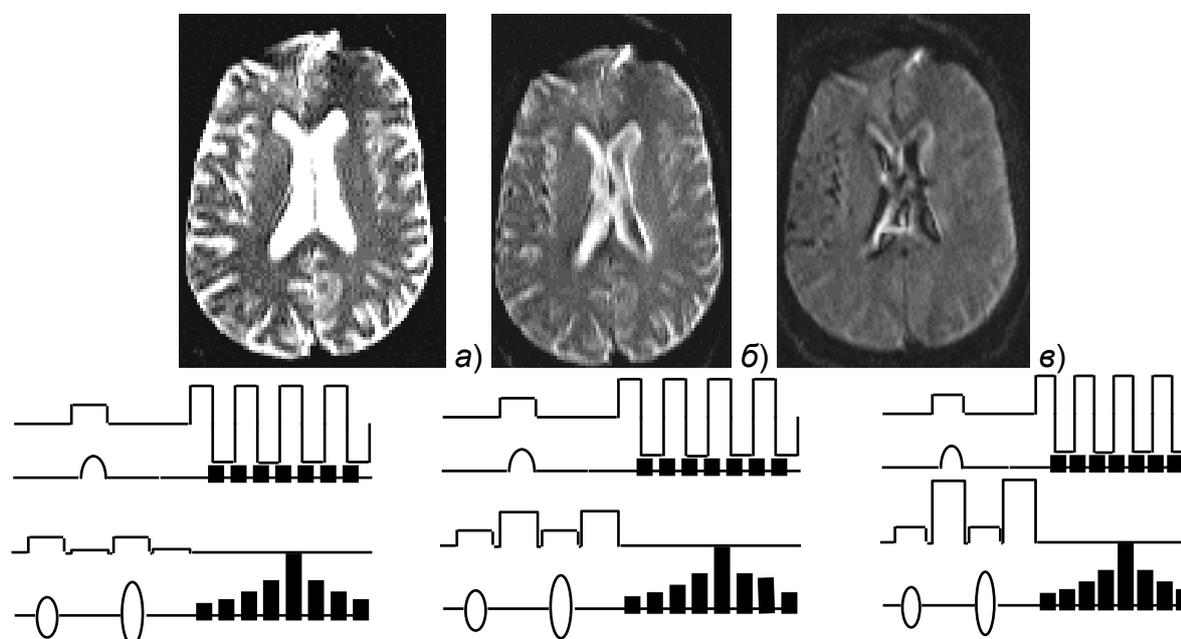


Рис. 1. Связь фактора диффузии с амплитудой градиентов и контрастом изображений: а)  $\beta = 5$ ; б)  $\beta = 500$ ; в)  $\beta = 1000$

Увеличение фактора диффузии, включающего все градиентные эффекты (градиенты считывания и диффузные градиенты), приводит к повышению контрастности изо-

бражения и чувствительности метода за счет увеличения амплитуды градиентных импульсов. Увеличение  $\beta$  вызывает снижение интенсивности сигнала от нормальных тканей на диффузионно-взвешенных изображениях, которое при изменении значения с  $\beta = 500$  до  $\beta = 1500$  составляет 50% при постоянном уровне шума. В то же время выбор  $\beta = 1000$  является достаточным для выявления изменений скорости диффузионных процессов в тканях. Увеличение пространственного разрешения приводило к увеличению продолжительности исследования и снижению чувствительности метода. Оценка точности измерений проводилась путем расчета относительной погрешности  $\delta$  измерения коэффициента диффузии белого вещества мозга, известное значение которого для здоровой ткани составляет  $D_{\text{бел}} = 65 \cdot 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$  (рис. 2).

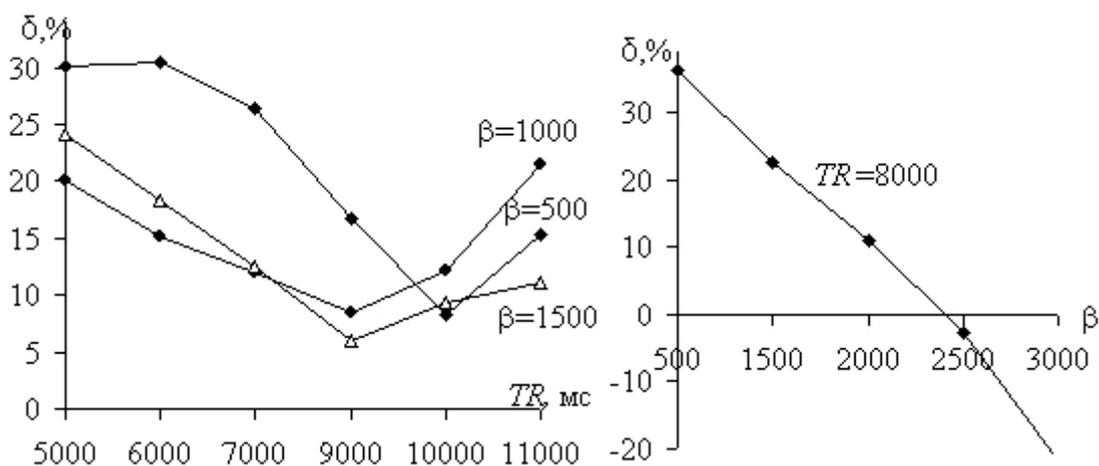


Рис. 2. Относительная погрешность расчета коэффициента диффузии белого вещества

Проведенный анализ позволил выявить параметры исследований, обеспечивающих наибольшую точность измерения коэффициента диффузии. Выбор  $TR = 9000$  мс,  $\beta = 1500$  и пространственного разрешения 1,9 мм дает относительную погрешность не более 6 % при высокой контрастности тканей. Дальнейшее повышение точности определения коэффициента диффузии связано с увеличением чувствительности метода, а также с повышением пространственного разрешения изображений, например, путем их постобработки с помощью вейвлет-фильтров.

### Вейвлет-анализ экспериментальных данных

Новые эффективные способы обработки изображений основаны на использовании вейвлет-преобразований, позволяющих выявлять все локальные особенности функций, сигналов и изображений с привязкой их ко времени или координатам пространства [4, 5]. Вейвлет-анализ заключается в разложении сигнала  $s(t)$  по базису, сконструированному из обладающей определенными свойствами функции (вейвлета)  $\psi_k(t)$  посредством масштабных изменений и переносов:

$$s(t) = \sum_k C_k \psi_k(t).$$

Каждая из функций этого базиса характеризует как определенную пространственную (временную) частоту, так и ее локализацию в физическом пространстве (времени).

В основе непрерывного вейвлет-преобразования лежит использование двух непрерывных и интегрируемых по всей оси  $t$  (или  $x$ ) функций:

- вейвлет-функции  $\psi(t)$  с нулевым значением интеграла ( $\int \psi(t)dt = 0$ ), определяющей детали сигнала и порождающей детализирующие коэффициенты;
- аппроксимирующей функции  $\phi(t)$  с единичным значением интеграла ( $\int \phi(t)dt = 1$ ), определяющей грубое приближение сигнала.

Функции  $\psi(t)$  и  $\phi(t)$  уточняются итерационным методом, каждый шаг которого соответствует определенному уровню декомпозиции и реставрации сигнала.

Для проведения вейвлет-коррекции необходимо определить двумерные масштабные функции и двумерные вейвлеты. Для любой масштабирующей функции и соответствующего ей вейвлета можно построить двумерную аппроксимирующую функцию и три двумерных вейвлета, используя тензорное произведение:

$$\begin{aligned}\phi(x, y) &= \phi(x)\phi(y), \\ \psi^H(x, y) &= \psi(x)\phi(y), \\ \psi^V(x, y) &= \phi(x)\psi(y), \\ \psi^D(x, y) &= \psi(x)\psi(y).\end{aligned}$$

Эти вейвлеты измеряют вариации значений функции (изменения яркости изображений) по разным направлениям:  $\psi^H$  измеряет вариации вдоль столбцов (связанные, например, с горизонтальными краями объектов),  $\psi^V$  – вдоль строк (вертикальные края),  $\psi^D$  – вдоль диагоналей.

Обработка изображений производилась в среде MatLab с помощью вейвлетов Добеши с различными значениями глубины разложения  $L$  и параметра настройки выбора вейвлет-коэффициентов  $\alpha$ . Глубина разложения определяет «масштаб» отсеиваемых деталей: чем больше эта величина, тем более «крупные» изменения сигнала будут отброшены. При  $L > 7$  выполняется не только подавление шума, но и сглаживание сигнала («обрезаются» пики). Значение параметра  $\alpha$  должно быть больше 1. Для эффективного сжатия сигнала  $\alpha = 1,5$ ; для удаления шумов выбирается  $\alpha = 3$ ; наиболее часто используется значение  $\alpha = 2$ . Параметр, определяющий вид пороговой обработки, может принимать значения  $s$  (мягкий порог) или  $h$  (жесткий порог).

Оценка результатов проводилась путем расчета среднего значения шума ( $I_{ш}$ ) изображения, среднеквадратического отклонения для шума ( $\sigma$ ) и пикового соотношения сигнал/шум ( $PSNR$ ), вычисляемого по формуле:

$$PSNR = 20 \cdot \lg \frac{L_{\max}}{\sqrt{\frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (x_{i,j} - \bar{x}_{i,j})^2}},$$

где  $m, n$  – количество строк и столбцов матрицы изображения;  $x_{i,j}, \bar{x}_{i,j}$  – интенсивность пиксела оцениваемого и эталонного изображения.

Анализ представленных зависимостей показывает, что наилучшее шумоподавление достигается при  $\alpha = 3$  для всех исследуемых вейвлет-функций Добеши. Другие значения  $\alpha$  оказывают незначительное влияние на снижение среднего значения шума и его среднеквадратического отклонения. В целом наилучшие результаты шумоподавления дали вейвлеты Добеши db2, db8 и db15, позволяющие наиболее эффективно подавить шум и снизить среднеквадратическое отклонение. Нецелесообразно использовать уровень разложения  $L > 5$ , так как это требует большего количества машинной памяти и приводит к затрате большего времени на обработку данных. Оценка подавления случайного шума произведена для различных уровней разложения и значений аппрокси-

мирующих и детализирующих коэффициентов. Результаты количественной оценки эффективности подавления шума МР-изображений с помощью вейвлетов Добеши представлена на рис. 3–5.

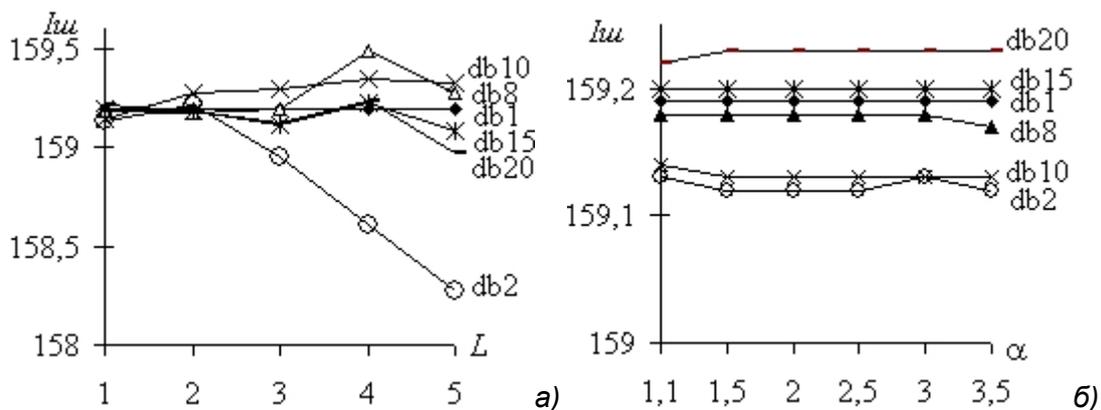


Рис. 3. Зависимость  $I_u$  обработанного изображения: а) от  $L$ ; б) от  $\alpha$

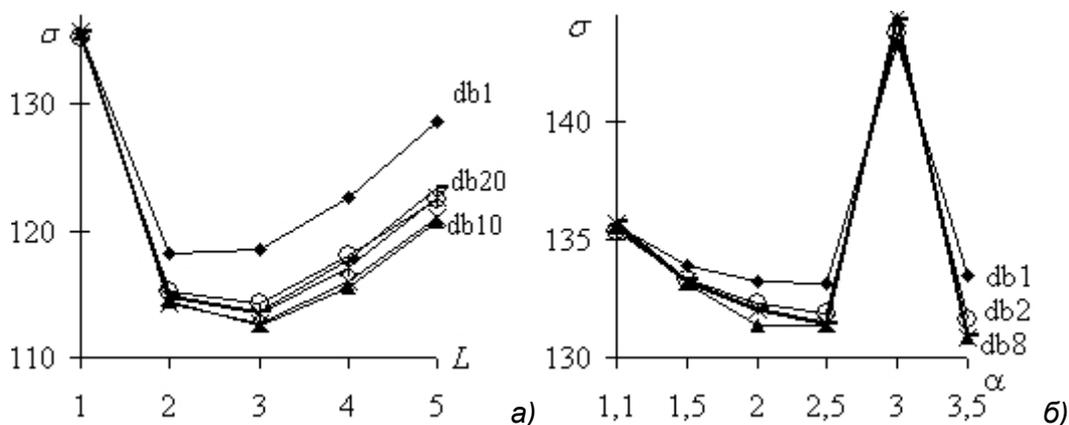


Рис. 4. Зависимость  $\sigma$  обработанного изображения: а) от  $L$ ; б) от  $\alpha$

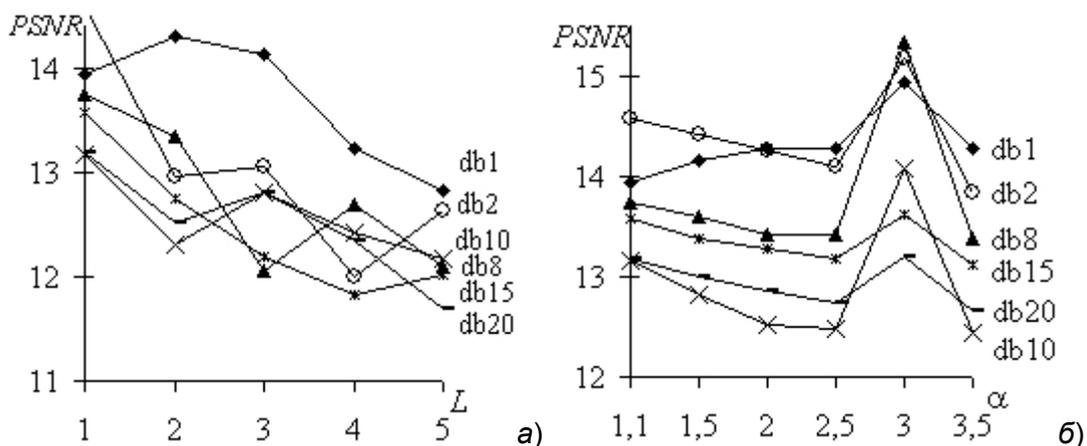


Рис. 5. Зависимость PSNR обработанного изображения: а) от  $L$ ; б) от  $\alpha$

Количественная оценка проведена для 20 вейвлетов Добеши при различных сочетаниях исследуемых параметров. Наилучшее шумоподавление достигнуто при использовании вейвлета Добеши 8 при  $L = 2$  и  $\alpha = 3$ . Для всех исследуемых вейвлетов значительное  $\sigma$  наблюдается при изменении уровня разложения сигнала от 2 до 5.

## Заключение

Вейвлет-анализ МР-изображений показал, что для обработки томограмм наиболее эффективно семейство вейвлетов Добеши, позволяющих снизить шум в 2 раза без потерь пространственного разрешения. Наилучшее шумоподавление достигнуто при использовании вейвлета Добеши 8 при  $L = 2$  и  $\alpha = 3$ . Для всех исследуемых вейвлетов значительное  $\sigma$  наблюдается при изменении уровня разложения сигнала от 2 до 5. Таким образом, аппарат вейвлет-аппроксимаций является эффективным средством подавления шума изображений, позволяющим повысить соотношение сигнал/шум без потери информации о мелких деталях изображений и увеличения времени исследования. Выбор используемого вейвлета и глубины разложения в общем случае зависит от свойств конкретного сигнала.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, грант № 08-08-00922-а.

## Литература

1. Poustchi-Amin M., Mirovitz S., Brown J. et. al. Principles and applications of echo-planar imaging: a review for the general radiologist // RadioGraphics. – 2001. – Vol. 21. – P. 767–779.
2. Корниенко В.Н., Пронин И.Н. Диагностическая нейрорадиология. – М., 2007.
3. Казначеева А.О. Молекулярная визуализация в МРТ с помощью методики EPI-отображения // Научно-технический вестник СПбГУ ИТМО. – 2009. – № 1 (59). – С. 56–60.
4. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // Успехи физических наук. – 1996. – Т. 166. – № 11. – С. 1145–1170.
5. Pizurica A., Wink A.M. et. al. A review of wavelet denoising in MRI and ultrasound brain imaging // Current medical imaging reviews. – 2006. – Vol. 2. – P. 247–260.

**Казначеева Анна Олеговна**

– Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, кандидат технических наук, доцент, a\_kazn@mail.ru

**Власюк Алёна Васильевна**

– Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, студентка, alisa190@yandex.ru

**Кудряшов Александр Владимирович**

– Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, студент, Alexandr257@mail.ru