



# ТОПОМЕТРИЯ ВОКСЕЛА: ФРАКТАЛЬНЫЕ И ЕВКЛИДОВЫ ДЕСКРИПТОРЫ ДИФФУЗИОННО-ВЗВЕШЕННОЙ ФОРМЫ РАЗНОНАПРАВЛЕННОГО МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО СИГНАЛА

## VOXEL BASED TOPOMETRY: FRACTAL AND EUCLIDEAN DESCRIPTORS OF DIFFUSION-WEIGHTED SHAPE OF MULTI-DIRECTIONAL MAGNETIC RESONANCE SIGNAL

О.П.Познанский<sup>1,2</sup>, (ORCID: 0000-0003-3279-0337) / opoznans@gmail.com  
O.P.Poznansky<sup>1,2</sup>

DOI: 10.22184/1993-8578.2019.12.7-8.406.414

Получено: 24.09.2019 г.

Форма поверхности внутри вокселей в разнонаправленной диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии характеризуется топологической неоднородностью. Если контур неправильной формы можно идентифицировать и сегментировать из цифрового изображения, то соответствующие геометрические дескрипторы могут применяться для его числовой характеристики. В нашей работе были введены фрактальные и евклидовы размерности объема, площади и среднего радиуса для описания поверхности. Эти показатели могут быть использованы в качестве суррогатного параметра для определения ее шероховатости. Взаимосвязь между показателями разных вокселей показывает существование отдельных групп со значительными структурными различиями, которые заданы типом биологической ткани. Новый метод представляет стандартизованную непрерывную числовую классификацию формы, которая полезна для количественного анализа изменения морфологии поверхности в зависимости от воспалительных заболеваний, процессов старения и развития биологических тканей.

Voxel-based surface shape in multi-directional diffusion-weighted magnetic resonance imaging exhibits remarkable topological heterogeneity. Once the outline of an irregular shape is identified and segmented from a digital image, geometrical descriptors can be applied to numerical characterization the irregularity of the shapes surface. In our work the fractal and Euclidean dimensions of volume, area and mean radius for each surface were determined. These indices can be used as a surrogate parameter for determining the roughness of the surface. The relationship between indices from various voxels reveals the existence of distinct groups with significant structural differences which may be caused by underlying biological tissue types. This new method allows for the standardized continuous numerical classification of shape, which is useful for the quantitative analysis of altered surface morphology, e.g. biological tissue inflammatory diseases, aging, and development.

<sup>1</sup> Кафедра биомедицинского магнитного резонанса, Институт экспериментальной физики, Отто фон Гурике университет Магдебурга, Магдебург, Германия / Department of Biomedical Magnetic Resonance, Institute for Experimental Physics, Otto-von-Guericke University Magdeburg, Magdeburg, Germany.

<sup>2</sup> Кафедра нейрофизиологии, КМН МПИ, Штефенстр. 1, 04107 Лейпциг, Германия / Department of Neurophysiology, CBS MPI, Leipzig, Germany.

## ВВЕДЕНИЕ

Измерение диффузии методом магнитно-резонансной томографии (МРТ) является одним из наиболее распространенных способов не инвазивного изучения неоднородности биологической ткани. Небольшие различия в коэффициентах диффузии в ткани, помещенной в магнитное поле, приводят к эффектам, которые можно измерить МРТ. Расчет неявного коэффициента диффузии (НКД) по различным направлениям градиента диффузии в МРТ позволяет исследовать анизотропные свойства биологической ткани в каждом вокселе (или пикселе) с использованием тензорной модели [1] или разложения сферических гармоник [2].

Усовершенствования в области цифровых изображений и компьютерного анализа, а также достижения в новых математических методах, таких как фрактальная геометрия [3], дают возможность новых подходов к геометрическому описанию формы. Фрактальный анализ все чаще применяется для анализа различных биологических проблем [4] и оказался полезным при анализе медицинских изображений [5]. С введением фрактальной геометрии в начале 1980-х годов был определен новый параметр, так называемая фрактальная размерность (ФР). Она по существу измеряет неровность или шероховатость формы поверхности и, таким образом, является количественным дескриптором фактической геометрической формы [3]. Вычисление ФР позволяет соотнести их числовые значения и специфические качественные признаки пространственных структур, таких как неравномерность,

морфологическая сложность и шероховатость, которые можно использовать для характеристики изображений различного происхождения или разных функциональных и/или патологических состояний биологической ткани.

Для того чтобы определить анизотропию и неоднородность в вокселе, мы вводим альтернативный метод компактной раздувающейся поверхности, приводящий к заданию новой группы скалярных параметров – топологических нецелых размерностей [6, 7]. Раздувающаяся сфера и эллипсоид выбраны в качестве зондирующих поверхностей. Наши результаты показывают, что негауссовское распределение диффузионного сигнала доминирует в биологической ткани и несет более подробную информацию о ее структуре.

В этой статье мы описываем автоматизированный и, следовательно, стандартизированный подход для количественной характеристики формы. Он основан на комбинации компьютерных методов для анализа изображений и распознавания образов. В нашей работе изображения были получены с использованием явления магнитного резонанса, который обеспечивает превосходный контраст для распознавания поверхностных структур НКД. Контуры форм были автоматически сегментированы из цифровых изображений с использованием разработанного нами алгоритма. Геометрические параметры формы были затем оценены, включая ФР и вычисление дескрипторов формы, таких как объем и площадь поверхности, а также средний

## INTRODUCTION

Measurement of diffusion in magnetic resonance imaging (MRI) is one of the most sensitive ways to explore the heterogeneity of biological tissue non-invasively. Small differences in diffusivity within tissue placed in a magnetic field give rise to effects which are well measurable in diffusion weighted MRI. Calculation of the apparent diffusion coefficient (ADC) over the various diffusion gradient directions in MRI allows us to investigate the anisotropic properties of biological tissue in every voxel (or pixel) using the tensor model [1]

or spherical harmonics decomposition [2].

The improvements in digital imaging and computer-based analysis, as well as advances in new mathematical methods such as fractal geometry [3], are enabling new approaches to the geometrical description of shape. Fractal analysis is being increasingly applied to a variety of biological questions [4], and has proven useful in the analysis of medical images [5]. With the introduction of fractal geometries in the early 1980s a new parameter, the so-called fractal dimension (FD), was defined.

The FD essentially measures the irregularity or roughness of a shape or surface and thus, FD is a quantitative descriptor of the actual geometrical shape [3]. The determination of the FD outlines enables the attribution of numerical values to peculiar qualitative features of spatial structures such as irregularity, morphologic complexity and roughness, which can be used to characterize images of different origins or in different functional and/or pathologic states.

With the aim of contributing to the clarification of the anisotropy and heterogeneity within

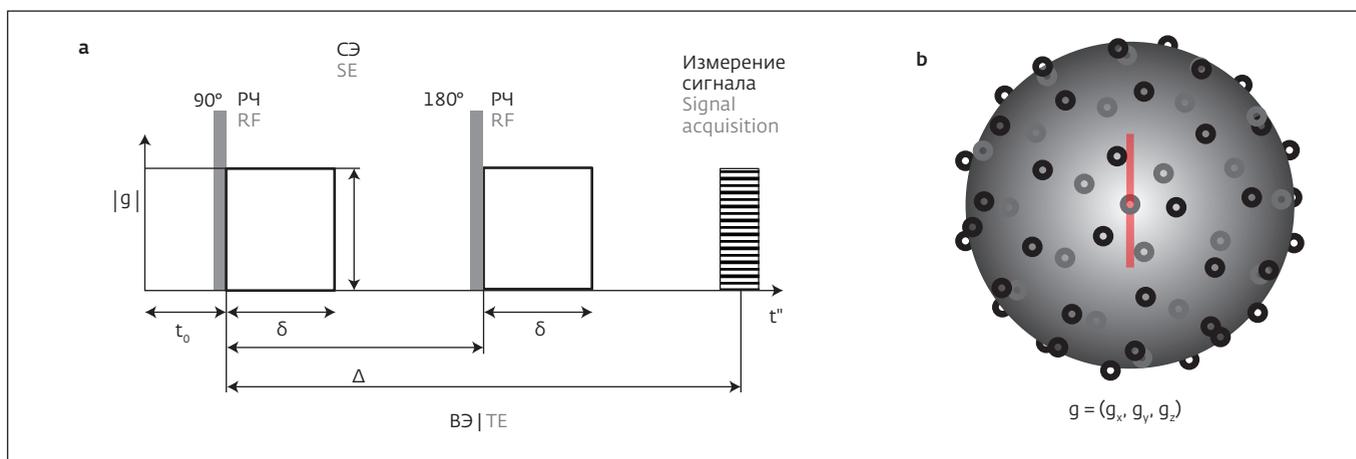


Рис.1. а – диффузионная часть схемы МРТ-последовательности. СЭ обозначает спиновое эхо, а РЧ – импульс радиочастотного магнитного поля. Максимум сигнала появляется во время эха (ВЭ); б – однородное распределение направлений диффузионного градиента по сфере. Индекс обусловленности матрицы для такого случая приближается к минимуму

Fig.1. a – diffusion preparation part of the schematic magnet resonance sequence. SE stands for spin echo, and RF is a radio-frequency magnetic field pulse. Echo appears at the echo time (TE); b – homogeneous distribution of diffusion gradient directions over the sphere. A condition number for such case approaches a minimum

радиус. Мы предоставляем подробную количественную информацию о топологических особенностях фигур, впервые описывая взаимосвязь между сложной геометрией НКД и ФР, что полезно для автоматизированного, стандартизированного и воспроизводимого описания неровных поверхностей.

### МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

65 магнитно-резонансных изображений головного мозга человека, загруженных из общедоступной базы данных [8], были получены на магнитно-резонансном сканере 3 Тесла с использованием диффузионно-взвешенной последовательности спинного эха (рис.1а). 60 диффузионно-взвешенных изображений (ДВИ),  $S_{k \in \{1, \dots, 60\}}$ , были измерены с  $b=1000$  [с/мм<sup>2</sup>], соответствующих 60 направлениям,  $g_{k \in \{1, \dots, 60\}} = (g_x g_y g_z)_{k \in \{1, \dots, 60\}}$ , градиентов диффузии, равномерно распределенных по сфере (рис.1б). Кроме того, пять изображений  $S_0$  с  $b=0$ , были случайно распределены между диффузионно-взвешенными изображениями, чтобы факторизовать  $T_2$ -взвешенный сигнал. Все изображения были скорректированы в соответствии с процедурой, представленной на рис.2 [9, 10]. На рис.3 показано сегментированное анатомическое изображение поперечного среза (правая сторона), и профили ДВИ-сигнала (левая сторона) выводятся для вокселей, расположенных в разных типах тканей головного мозга. Профили продемонстрировали очень сложную структуру, соотношенную с анатомической архитектурой. Для этих профилей можно восстановить диффузионное

тензорное изображение (ДТИ) или коэффициенты функции плотности ориентации волокна (ФПОВ), используя метод Мура – Пенроуза [1, 2]:

$$D = G^+ s', \quad (1)$$

где квадратичные псевдоинверсные матрицы,

$$G^+ = (\vec{B}_{\text{aug}}^T \vec{B}_{\text{aug}})^{-1} \vec{B}_{\text{aug}}^T, \text{ и НКД-величины,}$$

$$s'^T = (\ln(S_1/S_0) \dots \ln(S_n/S_0) \dots \ln(S_{60}/S_0)), \quad (2)$$

заданы приведенными уравнениями. Расширенная матрица,  $\vec{B}_{\text{aug}}$ , использованная для ДТИ и ФПОВ может быть найдена в табл. 1. Из ур. (1) в случае ДТИ средняя диффузия (СД),  $MD = 1/3 \text{Tr}(\vec{D})$ , и дробная анизотропия (ДА),  $FA = (2)^{-1/2} (3 - \text{Tr}^2(\vec{D}) / \text{Tr}((\vec{D})^2))^{1/2}$ , могут быть оценены. Здесь  $\text{Tr}$  является следом матрицы, то есть  $\text{Tr}(\vec{D}) = \sum_{l=\{x,y,z\}; l=m} D_{lm}$ .

Профили НКД, восстановленные по уравнению (2) [11] и впоследствии интерполированные для вокселей внутри и снаружи мозга, могут быть проанализированы с помощью недавно предложенного метода итеративного раздувания [6, 7]. В качестве зондирующей поверхности для изотропного случая была выбрана раздувающаяся сфера (рис.4а, верхний ряд). Для анизотропного случая был выбран эллипсоид, построенный на собственных векторах с сохраненным соотношением между различными собственными значениями (рис.4а, нижний ряд).

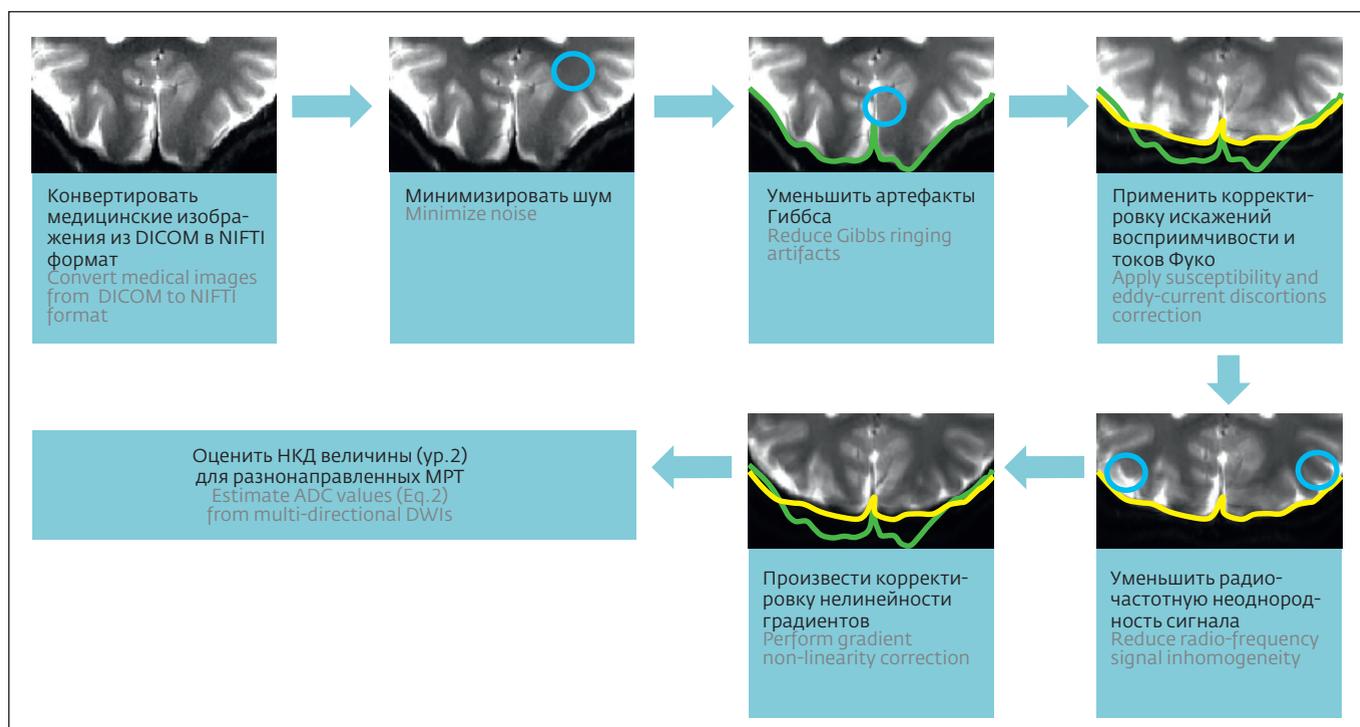


Рис.2. Стандартизированная процедура для коррекции изображений. Источник шума связан с физиологическими и тепловыми колебаниями в биологической ткани и металлических компонентах МР-сканера соответственно. Кольцевые артефакты Гиббса связаны с ограничением полосы частот. Локальные отклонения магнитного поля от номинальных вызываются изменением вихревых токов и восприимчивости. Повышенная чувствительность приемных катушек в ближнем поле создает радиочастотную неоднородность поля смещения. Градиентная нелинейность вызывает дополнительные геометрические искажения

Fig.2. A pipeline procedure for correction of images. The source of noise is related to physiological and thermal fluctuations in a biological tissue and metal components of the MR scanner respectively. Gibbs ringing artefacts are associated with frequency band limitation. Local deviations of magnetic field from nominal produce eddy-current and susceptibility distortions. Near field enhanced sensitivity of receive coils imposes a bias field radio-frequency inhomogeneity. Gradient nonlinearity produces additional geometrical distortions

the voxel, we introduce an alternative blowing compact-surface method leading to the setting the new group of scalar parameters - topological non-integer dimensions [6, 7]. The blowing sphere and ellipsoid are chosen as probing surfaces. Our findings suggest that non-Gaussian distribution of the diffusion signal dominates in the biological tissue and carries more detailed information.

This article describes an automated and thus standardized approach for the quantification of shapes. It is based on a combination of computer-based

tools for image analysis and pattern recognition. In this study, images were acquired using magnetic resonance phenomenon, which provides excellent contrast for the recognition of surface structures of ADCs. Outlines of shapes were automatically segmented from digital images using a newly developed algorithm. Geometrical parameters of shape were then prospectively evaluated; this included the determination of the FD, the calculation of shape descriptors such as volume and surface area as well as mean radius. We provide detailed quantitative

information on the topological features of shapes, describing for the first time the relationship between the complex geometry of ADCs and FD, which is useful for the automated, standardized and reproducible description of irregular surfaces.

**RESEARCH METHODS**

65 magnetic resonance images of the human brain, downloaded from public database [8], were acquired on a 3Tesla magnetic resonance scanner using diffusion-weighted spin echo sequence (Fig.1a). 60 diffusion-weighted images (DWI),

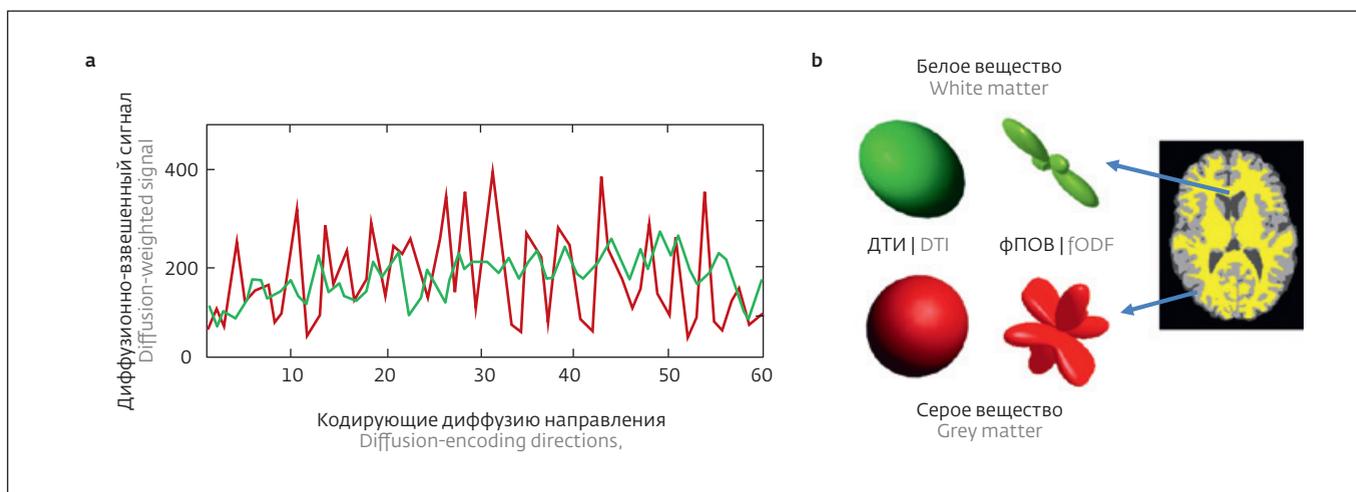


Рис. 3. а – типичное распределение сигнала в сером веществе (красный) и белом веществе (зеленый); б – сегментированное анатомическое изображение поперечного среза (справа) с типичным реконструированным тензором диффузии (ДТИ) и функцией плотности ориентации волокна (фПОВ)

Fig.3. a – typical distribution of the signal in grey matter (red) and white matter (green); b – a segmented anatomical image of a transverse slice (right) with typical reconstructed diffusion tensor (DTI) and fiber orientation density function (fODF)

Таблица 1. Основные уравнения для реконструкции ур. (1)

Table 1. Basic equations used for reconstruction in Eq. (1)

	ДТИ DTI	фПОВ fODF
$g_{k \in \{1, \dots, 60\}}$	$(g_x g_y g_z)_{k \in \{1, \dots, 60\}}$	$(g_\theta g_\varphi)_{k \in \{1, \dots, 60\}}$
$\vec{B}_{aug}$	$-b\gamma^2 [(g_1 g_m)_1 \dots (g_1 g_m)_n \dots (g_1 g_m)_{60} \dots (g_1 g_m)_{60}]^T$	$-b\gamma^2 [(Y_1(g_1) \dots (Y_j(g_1) \dots (Y_R(g_1))_1 \dots (Y_1(g_n) \dots (Y_j(g_n) \dots (Y_R(g_n))_n \dots (Y_1(g_{60}) \dots (Y_j(g_{60}) \dots (Y_R(g_{60}))_{60})^T$
	$l, m = \{x, y, z\}$	$Y_j = \begin{cases} \sqrt{2} \operatorname{Re}(Y_l^{ m }), & m < 0 \\ Y_j^m, & m = 0 \\ \sqrt{2} (-1)^{m+1} \operatorname{Im}(Y_l^m), & m > 0 \end{cases}$ $l = 0, 2, \dots, L; m = -l, \dots, 0, \dots, l;$ $j = (l^2 + l + 2) / 2 + m;$ $R = (L + 1)(L + 2) / 2$ <p>Сферические гармоники: Spherical harmonics:</p> $Y_l^m = \sqrt{\frac{2l+1}{4\pi} \frac{(l-m)!}{(l+m)!}} P_l^m(\cos(\theta)) e^{im\varphi}$
$D^T$	$(D_{xx} D_{xy} D_{xz} D_{yy} D_{yz} D_{zz})$	$(c_1 \dots c_R)$

Ключевой момент этого метода заключается в постепенном увеличении характеристического масштаба по всем направлениям градиента диффузии:

от минимального до максимального значения. При расширении поверхности в определенном направлении рост прекращался, если масштаб превышал



$S_{k \in \{1, \dots, 60\}}$ , with  $b = 1000$  [sec/mm<sup>2</sup>], corresponding to the sixty directions,  $g_{k \in \{1, \dots, 60\}} = (g_x g_y g_z)_{k \in \{1, \dots, 60\}}$ , of diffusion gradients distributed homogeneously over the sphere (Fig.1b), were used. Additionally, five images  $S_0$  with  $b = 0$ , were randomly acquired between the diffusion-weighted images to factor out the  $T_2$ -weighting of the signal. All images were corrected according the procedure presented in Fig.2 [9, 10]. In the Fig.3 the segmented anatomical image of a transverse slice (right side) is shown and the DWI profiles of signal (left side) are output for voxels located in different types of tissues of the brain. The profiles demonstrated a very complex structure, correlated with the anatomical architecture. For these profiles it is possible to reconstruct a diffusion tensor image (DTI), or coefficients of fiber orientation density function (fODF) using Moore-Penrose method [1, 2]:

$$D = G^+ s', \quad (1)$$

where quadratic pseudo-inverse matrices,

$$G^+ = (\vec{B}_{aug}^T \vec{B}_{aug}^T)^{-1} \vec{B}_{aug}^T,$$
 and ADC values,

$$s'^T = (\ln(S_1/S_0) \dots \ln(S_n/S_0) \dots \ln(S_{60}/S_0)), \quad (2)$$

are presented respectively. Augmented matrices,  $\vec{B}_{aug}$ , used for DTI and for fODF can be found in Table 1. From Eq.(1) in the case of DTI mean diffusivity (MD),  $MD = 1/3 \text{Tr}(\vec{D})$ , and fractional anisotropy (FA),  $FA = (2)^{1/2} (3 - \text{Tr}^2(\vec{D}) / \text{Tr}((\vec{D})^2))^{1/2}$ , can be estimated. Here Tr is a trace of matrices, i.e.  $\text{Tr}(\vec{D}) = \sum_{l=\{x,y,z\}; l=m} D_{lm}$ .

The ADC profiles recovered with Eq.2 [11] and afterwards interpolated for voxels within and outside the brain can be analyzed by the newly proposed iterative blowing surface method [6, 7]. As a probing surface, the blowing sphere was chosen for the isotropic case (Fig.4a, upper row). For the anisotropic case, an ellipsoid built on eigenvectors with kept ratio between different eigenvalues was selected (Fig.4a, low row). The key point of this method consists in the step-by-step increase of the characteristic scale over all diffusion gradient directions from the minimal to the maximal value. During expansion of the surface in the certain direction the growth was stopped if the scale exceeded the acquired ADC profile boundary in a given direction. In the Fig.4a, the 3D process is depicted with some intermediate steps in plane (in these figures the equatorial

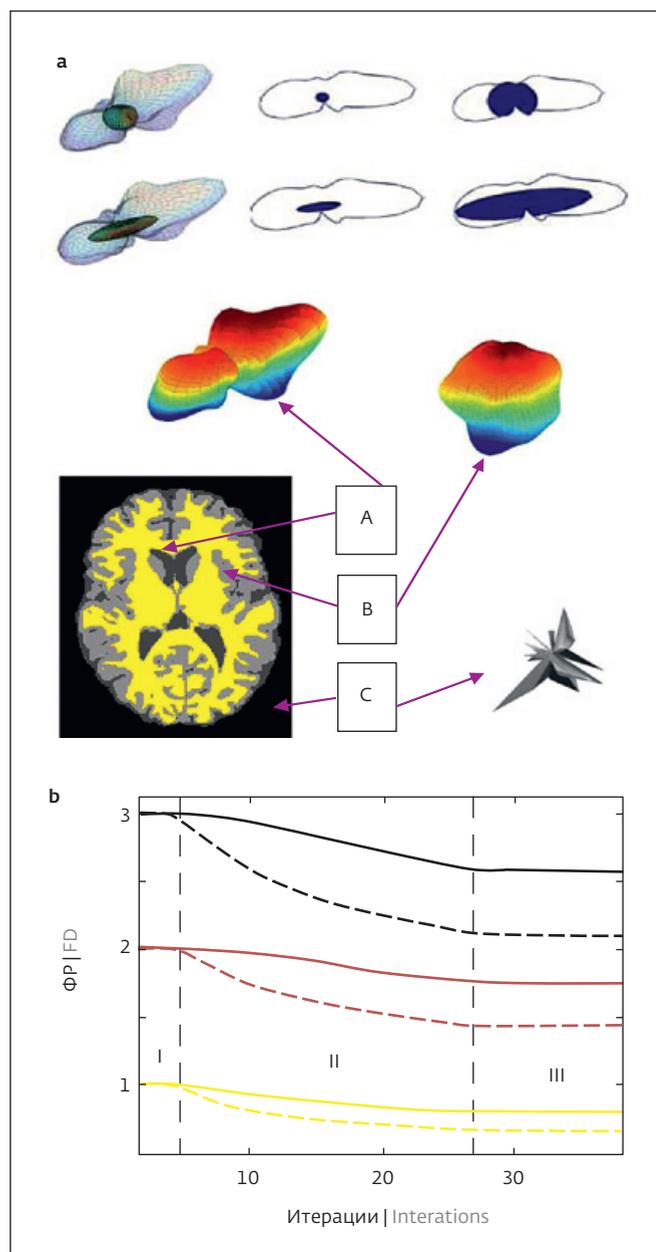


Рис.4. а – описание метода раздувающейся поверхности: верхний ряд для сферы; нижний ряд для эллипсоида. Поверхности характерны для белого (А) и серого (В) вещества. Поверхность шума (С) также визуализируется; б – кривые топологических показателей. Сплошная кривая – для сферы, пунктирная – для эллипсоида. Различия между кривыми для сферы и эллипсоида демонстрируют геометрический контраст

Fig.4. a – depiction of the blowing surface method: upper row for the sphere; low row for the ellipsoid. Surfaces are characteristic for white (A) and grey (B) matter. Noise surface (C) is also visualized; b – collapsing of topological indices curves. Solid curve is for the sphere and dashed curve is for the ellipsoid. Differences between the curves for sphere and ellipsoid demonstrate geometrical contrast



границу полученного профиля НКД в заданном направлении. На рис.4а изображен трехмерный процесс с некоторыми промежуточными шагами в плоскости (на этих рисунках представлены экваториальные сечения профилей НКД).

Фрактальная размерность использовалась в качестве меры шероховатости поверхностей НКД, то есть пространственной неоднородности их контура. Классически, ФР строго определена только для самоподобных объектов, которые имеют одинаковую структуру в разных масштабах длины,  $R_i$ . Существуют разные подходы к измерению ФР на основе определения этой величины. Нами был применен метод подстройки меры, который работает следующим образом: был реконструирован контур НКД для одного вокселя (1), были обнаружены минимальное и максимальное значения НКД (2), были вычислены собственные значения и собственные векторы (3), были построены сфера и эллипсоид, и их геометрические свойства, то есть объем (V), площадь поверхности (S) и средний радиус (R), были выражены через степенной закон масштаба (4). Затем процесс построения сферы и эллипсоида повторяли для разных масштабов длины, то есть от минимального до максимального, чтобы охватить весь профиль НКД. Для идеально самоподобных объектов график зависимости  $\log(R_i)$  от  $\log(S)$ ,  $\log(V)$ , или  $\log(R)$ , является прямой линией. В нашем случае ФР задается нецелыми и целыми значениями, что характерно для неидеального фрактального объекта. В этом случае ФР выражается как касательная к прямой.

cross sections of the ADC profiles are presented).

Fractal dimension was used as a measure for the roughness of ADC surfaces, i.e. the spatial heterogeneity of their outline. Classically, FD is strictly defined only for self-similar objects that exhibit the same structure at different length scales  $R_i$ . Different approaches to measure FD exist. Here, the adjusting power method was applied, which works as follows: The outline of ADC for a single voxel was reconstructed (1), the minimum and maximal values of ADC were detected (2), eigenvalues and

eigenvectors were calculated (3), sphere and ellipsoid were built and their geometric properties, i.e. volume (V), surface area (S), and mean radius (R), were expressed via power law of the scale  $R_i$  (4). The process of building of sphere and ellipsoid was then repeated for different length scales, i.e. from minimal to the maximal in order to cover the whole ADC profile. For perfectly self-similar objects, the plot of  $\log(R_i)$  versus  $\log(S)$ ,  $\log(V)$ , or  $\log(R)$ , is a straight line. In our case, the FD is given by the integer and non-integer values, which is a characteristic for

non-perfect fractal behavior. FD is expressed as a tangent of a line in this case.

## RESULTS

We calculated the volume V, surface area S and mean radius R during the blowing sphere and ellipsoid iterative scaling process and compared them to the unit measures by adjusting the power FD of the scaling parameter  $R_i$  of the surfaces (Eq.3, 4; i is an iteration number). For the case of ellipsoid  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ ,  $\lambda_3$  are the eigenvalues.

$$M |_{M=V, S, R} \sim R_i^{FD}, \quad (3)$$

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Мы вычислили объем (V), площадь поверхности (S) и средний радиус (R) в процессе раздувания сферы и эллипсоида методом итеративного масштабирования и сравнили их с целыми мерами, отрегулировав меру ФР для параметра  $R_i$  масштабирования поверхностей (ур. (3, 4); i – номер итерации). Для случая эллипсоида  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ ,  $\lambda_3$  есть собственные значения.

$$M |_{M=V, S, R} \sim R_i^{FD}, \quad (3)$$

$$V \sim R_i^{FD} (\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3), \quad (4a)$$

$$S \sim R_i^{FD} (\lambda_1 \lambda_2 + \lambda_1 \lambda_3 + \lambda_2 \lambda_3), \quad (4b)$$

$$R \sim R_i^{FD} (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3). \quad (4c)$$

Масштабирующая итерационная процедура изменения мощности ФР (рис.4б) демонстрирует три режима поведения: стабильный режим (плато) (I), переходный режим и режим линейного коллапса (II), и восстановленный или стабильный режим (плато) (III). Режим линейного коллапса приближается к точкам аттрактора, соответствующим случайной поверхности (профиль НКД). В стабильном режиме (I) для объема, поверхности и среднего радиуса значения ФР-меры составляли 3, 2 и 1 соответственно. Это размеры исходных, не искаженных итеративно раздуваемых поверхностей. Коллапсирующий режим (II) нецелых топологических индексов демонстрирует геометрический контраст между сферой и эллипсоидом (рис.4б). Контраст отчетливо показан на картах

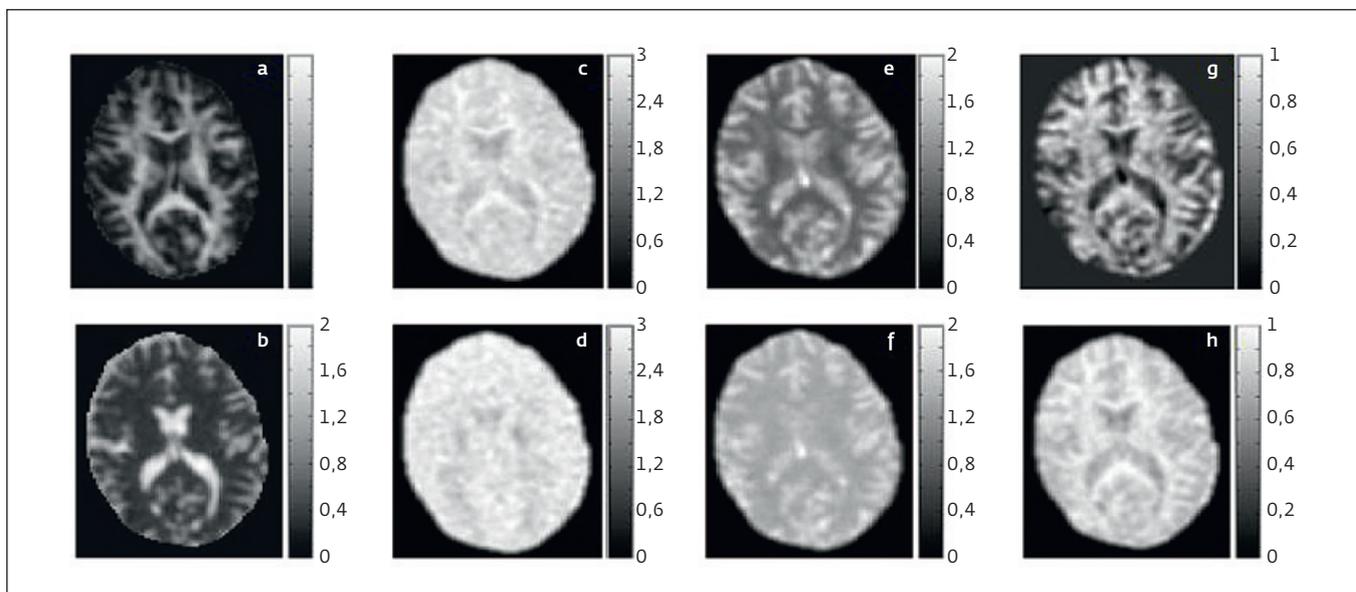


Рис.5. а – карта ФА; б – нормализованная карта СД; с – карта индекса объема для эллипсоида; d – карта индекса объема для сферы; е – карта индекса площади поверхности для эллипсоида; f – карта индекса площади поверхности для сферы; g – карта индекса среднего радиуса для эллипсоида; h – карта индекса среднего радиуса для сферы

Fig.5. a – FA map; b – normalised MD map; c – volume index map for the ellipsoid; d – volume index map for the sphere; e – surface area index map for the ellipsoid; f – surface area index map for the sphere; g – mean radius index map for the ellipsoid; h – mean radius index map for the sphere

параметров (точек аттрактора ФР-меры), которые представлены на рис.5 (с, е, g соответствуют эллипсоиду, d, f, h соответствуют сфере). Для сравнения мы также представляем карты дробной анизотропии (ДА) и нормализованной средней диффузии (СД) на рис.5а, b соответственно.

**ОБСУЖДЕНИЕ И ВЫВОДЫ**

Мы представили метод для описания сложной структуры профилей НКД. Ключевым моментом метода является итеративное масштабирование раздувающихся поверхностей: сферы и эллипсоида. С использованием предложенного

$$V \sim R_i^{FD} (\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3), \quad (4a)$$

$$S \sim R_i^{FD} (\lambda_1 \lambda_2 + \lambda_1 \lambda_3 + \lambda_2 \lambda_3), \quad (4b)$$

$$R \sim R_i^{FD} (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3). \quad (4c)$$

The scaling iterative procedure of FD-power changes (Fig.4b) exhibits three regimes of behaviour: stable regime (plateau) (I), transition and linear collapsing regime (II), and recovered stable regime (plateau) (III). The linear collapsing regime approaches the attractor points corresponding to the random surface (ADC profile). In the stable regime (I) for

the volume, surface and mean radius values FD-power was 3, 2 and 1 correspondently. These are the dimensions of the initial, non-corrupted iteratively blown surfaces. Collapsing regime (II) of non-integer topological indices demonstrates geometrical contrast between the sphere and the ellipsoid (Fig.4b). Contrast is clearly depicted in the maps of the collapsed parameters (attractor points of FD-power) which are presented in Fig.5 (c,e,g correspond to the ellipsoid and d,f,h correspond to the sphere). For comparison, we also present fractional

anisotropy (FA) and normalized mean diffusivity (MD) maps as well in Fig.5a,b respectively.

**DISCUSSION AND CONCLUSIONS**

We presented a method to characterize the complex structure of the ADC profiles. The key point of the method comprises the iterative scaling of the blowing surfaces: a sphere and an ellipsoid. With the use of the proposed method, a new set of parameters were mapped. These parameters represent the topology of the ADC profiles and correlate with the anatomical structure of the brain.



способа был представлен новый набор параметров. Эти параметры задают топологию профилей НКД и коррелируют с анатомической структурой ткани мозга. Этот метод обеспечивает новый подход, который может повысить чувствительность и специфичность диффузионно-взвешенной МРТ для уточненной оценки структурных изменений, которые происходят во время развития и прогрессирования различных нейропатологий биологической ткани.

Вычислив ФР мы показали, что профили с одинаковой площадью, одинаковым объемом или одинаковым радиусом могут демонстрировать весьма неоднородные структуры. Таким образом, структура профиля является наиболее важным параметром в качественной морфологической классификации НКД. Мы показали, что структуры форм демонстрируют значительные различия в наших автоматически измеряемых параметрах. Также мы продемонстрировали, что ФР можно использовать в качестве суррогатного параметра для определения шероховатости контура НКД.

Мы предполагаем, что с помощью разработанного нами метода анализа контуров для количественного различия их форма и динамика изменений могут быть оценены в различных физиологических и патофизиологических условиях. Это улучшит наше понимание роли явления диффузии при развитии болезни, которая сопровождается повышенной молекулярной активностью при воспалительных процессах.

The method provides a novel approach that may enhance the utility and specificity of the diffusion-weighted MRI to better assess the structural changes that occur during the development and progression of various neuro-pathologies.

To summarize, by measuring FD, we have shown that profiles with the same area, the same volume or the same radius can exhibit highly heterogeneous outline structures. Indeed, outline structure is the most important parameter in the qualitative morphological classification of ADC. We

showed that outline structures exhibited significant differences in our automatically measured parameters. We showed that FD can be used as a surrogate parameter for the determination of the roughness of the ADC outline.

We hypothesize that with this method for the sensitive quantitative analysis of outlines, potential differences in shape and the dynamics of its change can now be numerically evaluated in different physiological and pathophysiological conditions. This will improve our understanding of the role of

Точная количественная оценка формы контура представляет интерес для медицинских приложений, а также для исследования материалов. Будущие исследования должны быть направлены на то, чтобы точно оценить влияние патологических состояний на поверхность контура с акцентом на вновь описанные дескрипторы, и чтобы изучить взаимосвязь между формой контура и физиологическими и патофизиологическими условиями в биологической ткани.

#### ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. **Basser P.J.** et al., *Biophys. J.* 66(1) 1994, 259–267.
2. **Tournier J.D.** et al., *Neuroimage* 23(3) 2004, 1176–1185.
3. **Mandelbrot B.** *Fractal Geometry in Nature*, New York (Freeman), 1982.
4. **Havlin S., Buldyrev S.V., Goldberger A.L., Mantegna R.N., Ossadnik S.M., Peng C.K., Simons M., Stanley H.E.** *Fractals in biology and medicine. Chaos Solitons Fractals* 1995; 6:171–201.
5. **Goldberger A.L., West B.J.** *Fractals in physiology and medicine. J. Biol. Med.* 1987; 60:421–435.
6. **Posnansky O., Shah N.J.** *ISMRM* 2008, 1784.
7. **Posnansky O., Kupriyanova Y., Shah N.J.** *ESMRMB* 2008, 633.
8. [www.humanconnectome.org/software/connectomedb](http://www.humanconnectome.org/software/connectomedb)
9. [www.mrtrix.org](http://www.mrtrix.org)
10. [www.fmrib.ox.ac.uk](http://www.fmrib.ox.ac.uk)
11. **Posnansky O.P.** *Dynamic diffusion measured in binary composites measured by NMR, Nanoindustry*, 11, 7–8 (2018) 22–41.

diffusivity in the development of illness that is accompanied by increased molecular activity, such as inflammatory diseases.

The precise quantitative evaluation of outline shape is of interest in the medical applications, as well as in materials research. Future investigations should seek to precisely evaluate the influence of pathological states on outline surface with a focus on the newly described descriptors to explore the relationships between outline shape and its physiological and pathophysiological conditions. ■

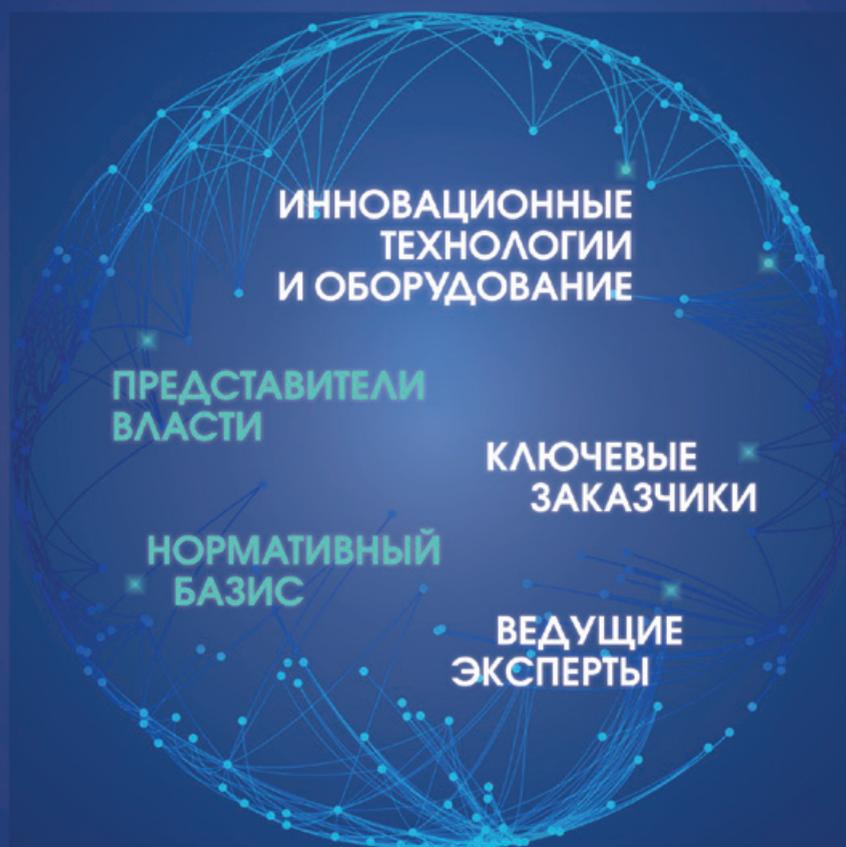
VII МЕЖДУНАРОДНЫЙ  
ПРОМЫШЛЕННЫЙ ФОРУМ

НЕРАЗРУШАЮЩИЙ КОНТРОЛЬ  
ИСПЫТАНИЯ • ДИАГНОСТИКА



03-05 МАРТА 2020 ГОДА  
МОСКВА • ЦВК ЭКСПОЦЕНТР

ПЕРВОЕ ИННОВАЦИОННОЕ  
НАУЧНО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЕ ПРОСТРАНСТВО  
В ОБЛАСТИ НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ И ДИАГНОСТИКИ



ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА В РЕШЕНИИ ЗАДАЧ НК  
РИСК-ОРИЕНТИРОВАННЫЙ ПОДХОД: ПОЧЕМУ НЕЛЬЗЯ ОСТАВИТЬ ВСЕ КАК ЕСТЬ?  
ФЗ 116. ОЧЕРЕДНОЙ ПОДХОД К ТЕХНИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ  
ФЗ «О НЕЗАВИСИМОЙ ОЦЕНКЕ КВАЛИФИКАЦИЙ» - ПЕРВЫЙ ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ

[WWW.EXPO.RONKTD.RU](http://WWW.EXPO.RONKTD.RU)



ОРГАНИЗАТОР:  
РОССИЙСКОЕ ОБЩЕСТВО  
ПО НЕРАЗРУШАЮЩЕМУ КОНТРОЛЮ  
И ТЕХНИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ  
[WWW.RONKTD.RU](http://WWW.RONKTD.RU)