



УДК 616.892

EDN JFOTLJ

<https://www.doi.org/10.33910/2687-1270-2022-3-4-463-473>

Анализ степени мультифрактальности различных компонент электроэнцефалограмм при сердечно-сосудистой патологии

О. Е. Дик^{✉1}

¹ Институт физиологии им. И. П. Павлова РАН, 199034, Россия, г. Санкт-Петербург, наб. Макарова, д. 6

Сведения об авторах

Ольга Евгеньевна Дик, ORCID: [0000-0001-5056-1779](https://orcid.org/0000-0001-5056-1779), e-mail: dickviola@gmail.com

Для цитирования: Дик, О. Е. (2022) Анализ степени мультифрактальности различных компонент электроэнцефалограмм при сердечно-сосудистой патологии. *Интегративная физиология*, т. 3, № 4, с. 463–473. <https://doi.org/10.33910/2687-1270-2022-3-4-463-473> EDN JFOTLJ

Получена 30 сентября 2022; прошла рецензирование 17 ноября 2022; принята 18 ноября 2022.

Финансирование: Исследование выполнено при финансовой поддержке Программы «Фундаментальные научные исследования для долгосрочного развития и обеспечения конкурентоспособности общества и государства» (47_110_ДРиОК, раздел 64.1).

Права: © О. Е. Дик (2022). Опубликовано Российским государственным педагогическим университетом им. А. И. Герцена. Открытый доступ на условиях [лицензии CC BY-NC 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

Аннотация. Статья посвящена применению метода автоспектрального анализа с нерегулярной передискретизацией и метода мультифрактального анализа на основании поиска максимумов модулей вейвлет-коэффициентов к выявлению изменений в структуре паттернов электрической активности мозга человека при сердечно-сосудистой патологии, связанной с фибрилляцией предсердий постоянной формы по сравнению с паттернами здорового человека. Показаны возможность применения этих методов для определения количественной оценки различий в динамике последовательных значений в анализируемых паттернах, что может быть полезно для диагностики патологических изменений функционального состояния нервной системы при нарушениях ритма сердца. Анализируемые паттерны электроэнцефалограмм разложены на три составляющих, соответствующих тета-, альфа- и бета-диапазонам. Оба метода подтверждают мультифрактальность всех трех исследуемых компонент. Основные отличия в мультифрактальных свойствах здорового мозга и мозга при нарушениях сердечного ритма содержатся в альфа- и тета-компонентах электроэнцефалограммы (ЭЭГ), которые характеризуются исключительно долговременными корреляциями для контрольной группы для альфа-компоненты, коррелированной и антикоррелированной динамикой для группы с фибрилляцией предсердий для этой же компоненты и антикоррелированной динамикой для тета-компоненты.

Ключевые слова: сердечно-сосудистая патология, фибрилляция предсердий, частотные компоненты ЭЭГ, фрактальный и колебательный компоненты спектра, степень мультифрактальности

Analysis of the degree of multifractality of various components of electroencephalograms in cardiovascular pathology

O. E. Dick✉¹

¹ Pavlov Institute of Physiology, Russian Academy of Sciences, 6 Makarova Emb., Saint Petersburg 199034, Russia

Author

Olga E. Dick, ORCID: 0000-0001-5056-1779, e-mail: dickviola@gmail.com

For citation: Dick, O. E. (2022) Analysis of the degree of multifractality of various components of electroencephalograms in cardiovascular pathology. *Integrative Physiology*, vol. 3, no. 4, pp. 463–473. <https://doi.org/10.33910/2687-1270-2022-3-4-463-473> EDN JFOTLJ

Received 30 September 2022; reviewed 17 November 2022; accepted 18 November 2022.

Funding: The study was supported by the Program “Basic Scientific Research for Long-Term Development and Competitiveness of State and Society” (47_110_DRiOK, section 64.1).

Copyright: © O. E. Dick (2022). Published by Herzen State Pedagogical University of Russia. Open access under [CC BY-NC License 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).

Abstract. The article discusses the application of autospectral analysis with irregular resampling and multifractal analysis based on the search for the maxima of wavelet coefficient modules for detecting changes in the patterns of electrical activity of the human brain in cardiovascular pathology associated with permanent atrial fibrillation compared with the patterns of a healthy person. The article describes possible applications of these methods in quantitative assessment of differences in the dynamics of successive values in the analyzed patterns. This may be useful in diagnosing pathological changes in the functional state of the nervous system under heart rhythm disturbances. The analyzed patterns of electroencephalograms are decomposed into three components corresponding to theta, alpha and beta ranges. Both methods confirm the multifractality of all three studied components. The main differences in the multifractal properties of the healthy brain and the brain with heart rhythm disturbances are found in the alpha and theta components of the EEG. These components are characterized by exceptionally long correlations for the control group for the alpha component, the correlated and anticorrelated dynamics for the group with atrial fibrillation for the same component, and the anticorrelated dynamics for theta components.

Keywords: cardiovascular pathology, atrial fibrillation, EEG frequency components, fractal and oscillatory spectrum components, degree of multifractality

Введение

В настоящее время множество экспериментальных работ посвящено изучению нелинейной динамики биоэлектрической активности головного мозга при различных патологиях. Как правило, это касается заболеваний, связанных с психическими нарушениями, например, болезнь Альцгеймера, шизофрения, депрессия и эпилепсия (Alamian et al. 2022; Lee et al. 2021; Mukli et al. 2018; Racz et al. 2020; 2021; Slezin et al. 2007; Suckling et al. 2008). При этом изменения в биоэлектрической активности головного мозга при таких нарушениях могут быть связаны как с колебательными, так и с фрактальными составляющими колебаний, т. е. не только с изменениями частотных диапазонов (Harris et al. 2006; John et al. 2009), но и с изменениями фрактальных свойств колебаний (Dick, Svyatogor 2012; Dick et al. 2022; Eke et al. 2002; Racz et al. 2021).

Наличие фрактальности означает сохранение самоподобия после усреднения по статистически

независимым выборкам сигнала (Pavlov, Anishchenko 2007; Scafetta et al. 2007). Оценка фрактальности физиологических сигналов является весьма актуальной в связи с тем, что изменения в этих сигналах могут быть связаны не только с колебательными, но и с фрактальными составляющими этих сигналов, и часто даже более с широкополосным фрактальным компонентом, чем с ритмическим колебательным компонентом (Dick 2017; Lee et al. 2021; Mukli et al. 2018; Racz et al. 2020; 2021; Sassi et al. 2009). Это еще одно подтверждение важности фрактального анализа сигналов. Под изменениями колебательных составляющих подразумевают изменения частотного диапазона сигналов, однако колебательные процессы с характерными частотами могут проявлять также фрактальное (безмаштабное) поведение. При этом на спектр колебательной мощности, содержащий эти характерные частоты, накладывается фрактальный спектр, в котором мощность обратно пропор-

циональна частоте, а связь устанавливается через степенную функцию с масштабным коэффициентом β (Racz et al. 2021; Wen, Liu 2016). Используя автоспектральный анализ с нерегулярной передискретизацией (IRASA) (Wen, Liu 2016), можно разделить спектр мощности на две его составляющие, т. е. выделить спектр колебательной активности без смешивающих эффектов широкополосной активности и спектр фрактальной компоненты сигнала с последующей оценкой его коэффициента спектрального масштабирования β . При выделении нескольких масштабных коэффициентов β , связанных с различающимися наклонами в анализируемых спектрах можно судить не о фрактальности, а уже о мультифрактальности исследуемого сигнала.

Анализ фрактальных свойств перспективен для клинической диагностики в связи с тем, что, как показано в многочисленных работах (Eke et al. 2002; Lee et al. 2021; Mukli et al. 2018; Racz et al. 2020; 2021), эти свойства существенно зависят от функционального состояния центральной нервной системы (Dick 2017; Dick, Svyatogor 2012; Ihlen, Vereijken, 2010; Suckling et al. 2008). Так, в работах Дик с соавторами (Dick, Mochovikova, 2011; Dick, Svyatogor 2012) показано, что при возникновении эпилептического разряда в случае приступа фокальной эпилепсии происходит изменение фрактальных свойств паттернов электроэнцефалограмм (ЭЭГ) и возврат к исходным значениям после прекращения приступа. Нервные расстройства, связанные с тревожной фобией в сочетании с головной болью, тахикардией или нарушением ритма дыхания, также приводят к изменению фрактальных свойств паттернов ЭЭГ (Dick, Svyatogor 2015). В работах Ван с соавторами и Рагхавендра с соавторами (Raghavendra et al. 2009; Wang et al. 2004) выявлены различия во фрактальных свойствах ЭЭГ больных с положительными симптомами шизофрении (бред и галлюцинации) по сравнению с ЭЭГ больных с негативными симптомами шизофрении (апатия, безволие) и с паттернами ЭЭГ контрольной группы здоровых лиц (Dick et al. 2022).

Нарушения гемодинамики, связанные с сердечно-сосудистой патологией по типу мерцательной аритмии (фибрилляции предсердий), повышают риск возникновения нарушений когнитивных функций мозга (Kwok et al. 2011; Mielke et al. 2007; Santangeli et al. 2012). В связи с этим для пациентов с сердечно-сосудистой патологией важной является оценка функционального состояния не только сердечно-сосудистой системы, но и нервной системы.

Одним из вариантов такой оценки может служить фрактальный анализ паттернов ЭЭГ.

Целью настоящей работы является сравнительный анализ мультифрактальных свойств различных компонент ЭЭГ в норме и при постоянной форме фибрилляции предсердий.

Материалы и методы

Экспериментальные данные

Были проанализированы записи ЭЭГ в теменных отведениях P3, P4, височных отведениях T3, T4, T5, T6 и в затылочных отведениях O1 и O2, полученные от 16 пациентов (мужчин) в возрасте от 50 до 67 лет с основным диагнозом: ишемическая болезнь сердца. Нарушение сердечного ритма по типу фибрилляции предсердий не превышало первой стадии (по классификации сердечной недостаточности, предложенной Нью-Йоркской Ассоциацией кардиологов), т. е. без ограничений физической активности и влияния на качество жизни пациента. Данные предоставлены клиникой военно-морской терапии Военно-медицинской академии им. С. М. Кирова. В качестве контроля рассмотрены ЭЭГ 16 здоровых человек в возрасте от 56 до 62 лет.

Данные были зарегистрированы на 21-канальном электроэнцефалографе фирмы «Мицар-ЭЭГ» (Россия, Санкт-Петербург). Активные электроды располагали по стандартной схеме 10/20. В качестве индифферентного электрода использовали усредненный электрод Av. Частота дискретизации составляла 500 Гц. Длительность анализируемых паттернов — 180 секунд. Анализируемые сегменты ЭЭГ содержали 92160 отсчетов и были разложены на колебания тета (3–7 Гц), альфа (8–12 Гц) и бета (14–25 Гц) диапазонов с использованием оптимального фильтра Чебышева с конечной импульсной характеристикой, рассчитанной с помощью алгоритма Паркса — Макклеллана. Частоты среза полосы заграждения составляли $[f_1 - 0.5, f_2 + 0.5]$ Гц по отношению к частотам среза полосы пропускания $[f_1, f_2]$ Гц. Полученные три диапазона были использованы в мультифрактальном анализе.

Для оценки различий в степени мультифрактальности колебаний в этих диапазонах применяли метод поиска максимумов модулей вейвлет-коэффициентов (WTMM — wavelet transform modulus maxima) (Arneodo et al. 1995).

Разделение спектра мощности на две составляющие

На входе в процедуру разделения спектра использовали выделенные компоненты ЭЭГ, т. е. колебания тета (3–7 Гц), альфа (8–12 Гц) и бета (14–25 Гц) диапазонов.

Алгоритм метода автоспектрального анализа с нерегулярной передискретизацией (IRASA) (Wen, Liu 2016) состоит из следующей последовательности процедур.

- 1) Анализируемый временной ряд делится на 10 перекрывающихся сегментов, каждый из которых составляет 90% общей длины исходного ряда. Для каждого сегмента рассчитывается спектр мощности с использованием быстрого преобразования Фурье, при этом количество точек выбирается равным удвоенной наименьшей степени двойки, превышающей количество точек в каждом сегменте. В результате получается исходный (смешанный) спектр мощности.
- 2) Затем для каждого сегмента сигнал передискретизируется с использованием диапазона коэффициентов повторной выборки (k) и их обратных значений ($1/k$), где k варьирует от 1,1 до 1,9 с шагом 0,05. Для неравномерного повышения дискретизации сигнала на коэффициент k , сигнал интерполируется методом кубического сплайна. Для нерегулярного понижения дискретизации сигнала сначала применяется сглаживающий фильтр нижних частот, а затем интерполяция сплайном. После этого вычисляются спектры мощности передискретизированных сигналов и рассчитывается среднее этих спектров; в результате чего получается фрактальная составляющая исходного (смешанного) спектра.
- 3) Колебательный компонент спектра вычисляется как разность среднего смешанного спектра и фрактального компонента спектра.

Мультифрактальный анализ паттернов ЭЭГ

Метод мультифрактального анализа основан на поиске локальных максимумов вейвлетного спектра и определения скорости уменьшения вейвлет-коэффициентов при уменьшении частоты f (Arneodo et al. 1995).

Анализируемый сигнал может быть представлен суммой двух компонент: полинома $P_n(t)$, описывающего регулярное поведение анализируемого сигнала, и слагаемого, описывающего его нерегулярное поведение (Pavlov, Anishchenko 2007):

$$x(t) = P_n(t) + c|t - b|^{h(b)}$$

Алгоритм метода нахождения экспонент Гельдера, $h(b)$, состоит из следующей последовательности процедур:

1) для анализируемого сигнала $x(t)$ применяется непрерывное вейвлет-преобразование:

$$W(a, b) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t - b}{a} \right) dt,$$

где a — параметр масштаба, b — параметр временного сдвига, $\psi((t - b)/a)$ — вейвлетная функция, полученная из базисного вейвлета $\psi(t)$ путем растяжения или сжатия и сдвига по времени, символ ψ^* означает комплексное сопряжение;

2) для каждого значения a находится множество $L(a)$ линий локальных максимумов модулей вейвлет-коэффициентов, т. е. линий, для которых выполняется условие

$$\frac{\partial |W(a, b)|}{\partial t} = 0;$$

3) вдоль каждой линии для значений масштабов, меньших заданного значения a , вычисляются частичные функции $Z(q, a)$ как сумма q степеней максимумов модулей вейвлет-коэффициентов:

$$Z(q, a) = \sum_{l \in L(a)} \left(\sup_{a^* \leq a} |W(a^*, t_l(a^*))| \right)^q,$$

где $t_l(a^*)$ определяет положение максимума, соответствующего линии l на этом масштабе;

4) в силу того, что при $a \rightarrow 0$ частичная функция $Z(q, a) \sim a^{\tau(q)}$ (Vacry et al. 1993), показатель $\tau(q)$ вычисляется по формуле:

$$\tau(q) \sim \log_{10} Z(q, a) / \log_{10} a$$

5) при этом в случае линейной зависимости $\tau(q)$ значение экспоненты Гельдера h единственно и сигнал монофрактален, в случае нелинейной зависимости $\tau(q)$ сигнал мультифрактален, и распределение экспонент Гельдера (спектр сингулярности) вычисляется по формуле:

$$D(h) = qh(q) - \tau(q)$$

В качестве базисного вейвлета $\psi(t)$ использовался вейвлет Морле

$$\psi(t) = \pi^{-1/4} e^{i\omega_0 t} e^{-t^2/2}$$

при значении параметра $\omega_0 = 2\pi$, обеспечивающего простое соотношение $f = 1/a$ между масштабом a и частотой f .

Ширина этого спектра сингулярности $\Delta h = h_{\max} - h_{\min}$, где $h_{\max} = h|_{q=q_{\min}}$ и $h_{\min} = h|_{q=q_{\max}}$ — максимальное и минимальное значения показателя Гёльдера, соответствующие минимальной и максимальной флуктуации сигнала, соответственно. Эта величина Δh характеризует степень мультифрактальности анализируемого сигнала в связи с тем, что чем больше Δh , тем выше степень мультифрактальности.

Положение спектра сингулярности $D(h)$ дает информацию о степени коррелированности последовательных значений сигнала, поскольку значения экспонент Гёльдера $h < 0,5$ соответствуют антикоррелированной динамике, в то время как $h > 0,5$ — коррелированной (Васгу et al. 1993). Коррелированность последовательных значений сигнала означает, что с большей вероятностью за большим значением сигнала следует большее, и наоборот. В случае, если динамика является одновременно коррелированной и антикоррелированной, спектр сингулярности будет находиться в интервале $0 < h < 1$.

Для сравнения средних значений ширины спектров сингулярности, полученных для разных групп, применяли однофакторный дисперсион-

ный анализ. Если статистика, полученная по F -критерию Фишера, превышала критическое значение $F_{\text{crit}} = F_{1,31} = 4,2$, то нулевая гипотеза о равенстве средних отвергалась. Значения 1 и 31 выбраны исходя из того, что количество групп $k = 2$, количество усредненных значений в каждой группе равно 16, общее количество наблюдений $N = 16 \times 2 = 32$, поэтому $k - 1 = 1$, $N - k = 31$. Статистически значимые различия между группами определяли на основании значений $p < 0,049$ в связи с тем, что $n = k(k - 1)/2 = 1$ и $1 - 0,951/n = 0,049$.

Результаты и их обсуждение

На рис. 1 представлены примеры спектров мощности, полученных для здорового человека и человека из группы с фибрилляцией предсердий с использованием метода IRASA. Исходные (смешанные) спектры мощности показаны на рис. 1a, d. Усредненные смешанные и фрактальные спектры представлены на рис. 1b, e, при этом усредненные смешанные спектры отмечены синим цветом, а фрактальные составляющие этих спектров — красным цветом. На рис. 1c, f изображены усредненные колебательные спектры.

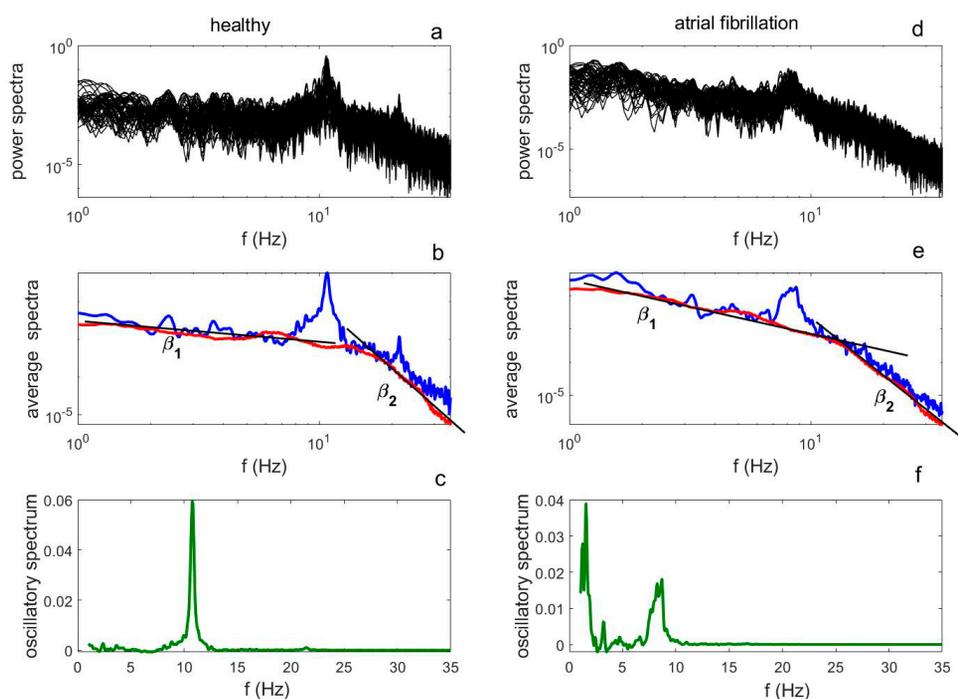


Рис. 1. Примеры спектров для здорового человека (a–c) и пациента с фибрилляцией предсердий (d–f). Исходные (смешанные) спектры мощности (a, d), усредненные смешанные спектры отмечены синим цветом, фрактальные составляющие спектров — красным цветом (b, e), усредненные колебательные спектры (c, f)

Fig. 1. The examples of power spectra for the healthy subject (a–c) and the patient with atrial fibrillation (O1 site). The original (mixed) power spectra (a, d). Averaged mixed power spectra are marked blue and fractal power spectra are marked red (b, e), averaged oscillatory spectra (c, f)

Для здорового испытуемого колебательный спектр имеет частотный пик в альфа-диапазоне (рис. 1с), а для человека из группы с фибрилляцией предсердий частотные пики находятся в тета- и альфа-диапазонах (рис. 1ф). Фрактальные спектры для обоих испытуемых имеют как минимум два разных наклона в частотных диапазонах 1–13 Гц и 13–30 Гц, соответственно (рис. 1б, 1е), что дает возможность вычислять значения их скейлинговых показателей β_1 и β_2 , характеризующих эти наклоны. Это свидетельствует о том, что анализируемые паттерны ЭЭГ мультифрактальны.

На рис. 2 представлены усредненные спектры сингулярности $D(h)$, построенные по различным отведениям одного испытуемого из контрольной группы (рис. 2а–с) и по различным отведениям одного пациента из группы с фибрилляцией предсердий (рис. 2д–ф). Форма зависимости $D(h)$ отфильтрованных составляющих в тета-, альфа- и бета-диапазонах свидетельствует о мультифрактальности этих компонент. Эта форма в теменных отведениях Р3, Р4, височных отве-

дениях Т3, Т4, Т5, Т6 и в затылочных отведениях О1 и О2 практически не менялась для конкретного испытуемого. Мультифрактальность паттернов ЭЭГ для всех групп испытуемых объясняется множественностью экспонент Гельдера h , т. е. наличием распределения экспонент Гельдера (спектра сингулярности), а не единственной экспоненты.

Отсутствие зависимости мультифрактальных свойств от расположения электродов в различных областях мозга у этих испытуемых подтверждается данными таблицы 1, в которой приведены усредненные (по испытуемым) ширины спектра сингулярности для разных отведений.

Для контрольной группы в паттернах ЭЭГ составляющих в тета-диапазоне и в бета-диапазоне колебания являются как коррелированными, так и антикоррелированными, так как спектры сингулярности находятся в области значений экспонент Гельдера $0 < h < 0,84$ (рис. 2а) и в области $(-0,1 < h < 0,96)$ (рис. 2с), соответственно. В отличие от этого, для альфа-компоненты

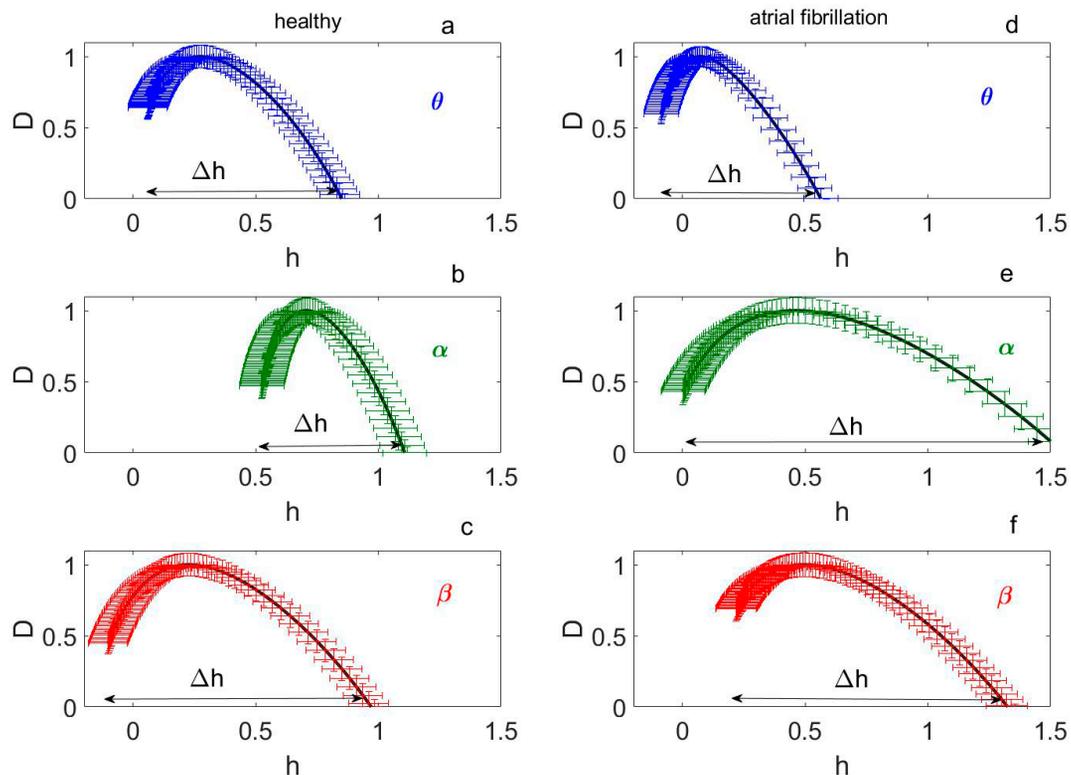


Рис. 2. Усредненные спектры сингулярности $D(h)$ для испытуемого из контрольной группы для различных отведений (а–с) и для пациента из группы с фибрилляцией предсердий (д–ф). Вертикальные и горизонтальные отрезки отражают доверительные интервалы с уровнем доверия 0,95

Fig. 2. Averaged spectra of singularity $D(h)$ for the subject from the control group for various leads (a–c) and for the patient from the group with atrial fibrillation (d–f). The vertical and horizontal bars are confidence intervals with a confidence level of 0.95

Табл. 1. Сравнение усредненных (по испытуемым) величин Δh для разных отведений

отведения	тета	альфа	бета
<i>контрольная группа</i>			
P3	0,81 ± 0,07	0,53 ± 0,05	0,91 ± 0,09
P4	0,87 ± 0,08	0,56 ± 0,05	0,97 ± 0,09
T3	0,92 ± 0,09	0,52 ± 0,05	0,89 ± 0,09
T4	0,79 ± 0,07	0,49 ± 0,05	0,92 ± 0,09
T5	0,83 ± 0,08	0,47 ± 0,05	0,90 ± 0,09
T6	0,91±0,09	0,51±0,05	0,93 ± 0,09
O1	0,87 ± 0,07	0,48 ± 0,05	0,95±0,09
O2	0,91 ± 0,09	0,57 ± 0,05	0,88 ± 0,09
<i>группа с фибрилляцией предсердий</i>			
P3	0,57 ± 0,06	1.42 ± 0,11	1.21 ± 0,11
P4	0,51 ± 0,05	1.49 ± 0,13	1.19 ± 0,09
T3	0,52 ± 0,05	1.37 ± 0,11	1.26 ± 0,11
T4	0,58 ± 0,06	1.48 ± 0,13	1.24 ± 0,11
T5	0,49 ± 0,05	1.52 ± 0,14	1.20 ± 0,11
T6	0,53 ± 0,05	1.45 ± 0,12	1.18 ± 0,09
O1	0,50 ± 0,05	1.41 ± 0,12	1.27 ± 0,12
O2	0,48 ± 0,05	1.39 ± 0,11	1.22 ± 0,11

Table 1. Comparison of averaged (across the subjects) values of Δh for different leads

abductions	theta	alpha	beta
<i>control group</i>			
P3	0.81 ± 0.07	0.53 ± 0.05	0.91 ± 0.09
P4	0.87 ± 0.08	0.56 ± 0.05	0.97 ± 0.09
T3	0.92 ± 0.09	0.52 ± 0.05	0.89 ± 0.09
T4	0.79 ± 0.07	0.49 ± 0.05	0.92 ± 0.09
T5	0.83 ± 0.08	0.47 ± 0.05	0.90 ± 0.09
T6	0.91 ± 0.09	0.51 ± 0.05	0.93 ± 0.09
O1	0.87 ± 0.07	0.48 ± 0.05	0.95 ± 0.09
O2	0.91 ± 0.09	0.57 ± 0.05	0.88 ± 0.09
<i>atrial fibrillation group</i>			
P3	0.57 ± 0.06	1.42 ± 0.11	1.21 ± 0.11
P4	0.51 ± 0.05	1.49 ± 0.13	1.19 ± 0.09
T3	0.52 ± 0.05	1.37 ± 0.11	1.26 ± 0.11
T4	0.58 ± 0.06	1.48 ± 0.13	1.24 ± 0.11
T5	0.49 ± 0.05	1.52 ± 0.14	1.20 ± 0.11
T6	0.53 ± 0.05	1.45 ± 0.12	1.18 ± 0.09
O1	0.50 ± 0.05	1.41 ± 0.12	1.27 ± 0.12
O2	0.48 ± 0.05	1.39 ± 0.11	1.22 ± 0.11

колебания характеризуются исключительно долговременными корреляциями, и спектр сингулярности находится в области значений экспонент Гёльдера $0,52 < h < 1,09$ (рис. 2b).

Для пациента из группы с фибрилляцией предсердий в паттернах ЭЭГ составляющих в альфа- и бета-диапазонах колебания являются как коррелированными, так и антикоррелированными, так как спектры сингулярности находятся в области значений экспонент Гёльдера $0,01 < h < 1,51$ (рис. 2e) и $0,23 < h < 1,32$ (рис. 2f). При этом ширина спектра сингулярности для колебаний в альфа-диапазоне превышает ширину спектра сингулярности в бета-диапазоне. Колебания в тета-диапазоне являются антикоррелированными в связи с тем, что спектр сингулярности находится в области значений экспонент Гёльдера $0,08 < h < 0,56$ (рис. 2d).

В таблице 2 представлены данные о средних значениях ширины спектра сингулярности разных компонент ЭЭГ в анализируемых группах.

Однофакторный дисперсионный анализ выявил статистически значимые различия усредненных ширины спектра сингулярности Δh

в исследованных группах для всех трех компонент ЭЭГ. Статистика, полученная по F -критерию Фишера, превышала критическое значение $F_{crit} = 4,2$. Уровень значимости критерия Фишера (p), т. е. максимальная вероятность ложного отклонения нулевой гипотезы о равных средних, когда она верна, составила порядка 3×10^{-5} , т. е. была близка к нулю.

Для контрольной группы наименьшая степень мультифрактальности характерна для альфа-компоненты ЭЭГ, так как ширина усредненного спектра сингулярности Δh для этой компоненты меньше, чем для тета- и бета-компонент (табл. 2).

Для группы пациентов с фибрилляцией предсердий степень мультифрактальности минимальна для тета-компоненты (ширина усредненного спектра сингулярности составляет $\Delta h \approx 0,5$, а для альфа- и бета-компонент эта величина значительно выше ($\Delta h > 0,8$) (табл. 2). При этом снижение степени мультифрактальности для тета-компоненты связано с преимущественным смещением спектра сингулярности в область антикоррелированных значений ($0 < h < 0,5$) (табл. 2).

Табл. 2. Сравнение усредненных (по испытуемым) интервалов максимального и минимального значений показателя Гёльдера $[h_{min}; h_{max}]$ и ширины спектра сингулярности Δh для разных групп

	тета	альфа	бета
<i>контрольная группа</i>			
$[h_{min}; h_{max}]$	[0,03–0,89]	[0,51–1,04]	[0,01–0,92]
Δh	$0,82 \pm 0,07$	$0,53 \pm 0,05$	$0,91 \pm 0,09$
<i>группа с постоянной формой фибрилляции предсердий</i>			
$[h_{min}; h_{max}]$	[0,01–0,53]	[0,06–1,48]	[0,11–1,32]
Δh	$0,52 \pm 0,06$	$1,42 \pm 0,12$	$1,21 \pm 0,11$

Table 2. Comparison of averaged (across the subjects) intervals of the maximum and minimum values of the Hölder exponent $[h_{min}; h_{max}]$ and the width of the singularity spectrum Δh for different groups

	theta	alpha	beta
<i>control group</i>			
$[h_{min}; h_{max}]$	[0.03–0.89]	[0.51–1.04]	[0.01–0.92]
Δh	0.82 ± 0.07	0.53 ± 0.05	0.91 ± 0.09
<i>group with permanent atrial fibrillation</i>			
$[h_{min}; h_{max}]$	[0.01–0.53]	[0.06–1.48]	[0.11–1.32]
Δh	0.52 ± 0.06	1.42 ± 0.12	1.21 ± 0.11

Таким образом, основные отличия в мультифрактальных свойствах здорового мозга и мозга при нарушениях сердечного ритма содержатся в альфа- и тета-компонентах ЭЭГ, которые характеризуются исключительно долгосрочными корреляциями для контрольной группы ($0,5 < h < 1$) для альфа-компоненты, коррелированной и антикоррелированной динамикой для группы с фибрилляцией предсердий ($0 < h < 1,5$) для этой же компоненты и антикоррелированной динамикой ($0 < h < 0,5$) для тета-компоненты.

Высокая степень мультифрактальности обуславливается значительными флуктуациями в паттернах компонент ЭЭГ с преобладанием как однонаправленных, так и разнонаправленных изменений в последовательных значениях сигнала, что связано с уменьшением влияния определенных ритмов и повышением их зашумленности (Mukli et al. 2018; Racz et al. 2020). В анализируемых отведениях спектры мощности контрольной группы содержали преимущественно колебания альфа-диапазона, а для группы пациентов с фибрилляцией предсердий преобладали колебания тета-диапазона. Полученные данные о том, что наименьшая степень мультифрактальности для контрольной группы характерна именно для альфа-компоненты, а для группы с фибрилляцией предсердий — для тета-компоненты, косвенно подтверждают предположение о том, что преобладание определенного ритма в паттернах ЭЭГ может влиять на фрактальные характеристики из-за наибольшего вклада этих составляющих.

Увеличение ширины спектра и, соответственно, степени мультифрактальности отражает более случайные связи между активациями нейронов, что может приводить к когнитивным нарушениям (Nikulina et al. 2012; Takahashi et al. 2009), а риск таких нарушений как раз и увеличивается при постоянной форме мерцательной аритмии (Kwok et al. 2011; Mielke et al. 2007; Santangeli et al. 2012). В связи с этим изменение мультифрактальных свойств в паттернах биоэлектрической активности мозга у лиц с сердечно-сосудистой патологией, по сравнению со здоровыми лицами, может служить прогностическим показателем возможных когнитивных нарушений.

Таким образом, полученные в настоящей работе результаты свидетельствуют, во-первых, о высокой степени устойчивости мультифрактальности различных компонент ЭЭГ для определенной тестируемой группы, и, во-вторых, говорят о преимущественно коррелированной динамике последовательных значений альфа-компонент здоровых лиц и об антикоррелиро-

ванной динамике, т. е. о полном исчезновении долгосрочных корреляций в тета-компонентах ЭЭГ для группы с постоянной формой фибрилляции предсердий.

Наши данные согласуются с работой (Popivanov et al. 2006), в которой показано, что при различных условиях выполнения задачи зрительно-моторного слежения здоровыми испытуемыми (как воображаемого, так и реального зрительно-моторного слежения), мультифрактальные свойства отфильтрованных компонентов ЭЭГ очень стабильны для разных мест расположения электродов. При этом внешние события (условия задачи) оказывают слабое влияние на результаты анализа мультифрактальных свойств. Таким образом, мультифрактальная динамика является эндогенным свойством такой самоорганизующейся системы как мозг, обеспечивающим его целенаправленное поведение (Popivanov et al. 2006).

Ранее в работе (Dick et al. 2022) мы показали стабильность мультифрактальных свойств широкополосных (нефильтрованных, т. е. не разделенных на компоненты определенных диапазонов) ЭЭГ, демонстрируя отсутствие значимых различий в спектрах сингулярности внутри каждой группы для разных электродных отведений у пациентов с психическими расстройствами и выявили наличие исключительно долгосрочных корреляций последовательных значений паттернов ЭЭГ для контрольной группы, антикоррелированную динамику для больных депрессией и сочетание коррелированной и антикоррелированной динамики для больных шизофренией. Таким образом, в работе (Dick et al. 2022) было выявлено, что мультифрактальные характеристики действительно могут служить информативными показателями нейрональных нарушений.

Заключение

В настоящей работе с помощью метода максимума модуля вейвлет-преобразования вычислены распределения экспонент Гельдера (спектры сингулярности) для тета-, альфа- и бета-компонент ЭЭГ здоровых людей и лиц с постоянной формой фибрилляции предсердий. Основные различия в мультифрактальных характеристиках биоэлектрической активности мозга в норме и при сердечно-сосудистой патологии найдены в альфа- и тета-компонентах ЭЭГ и это связано с изменениями в корреляционных свойствах этих компонент. Выявленные различия могут служить информативными показателями когнитивных нарушений при сердечно-сосудистой патологии.

Конфликт интересов

Автор заявляет об отсутствии потенциального или явного конфликта интересов.

Conflict of Interest

The author declares that there is no conflict of interest, either existing or potential.

Соответствие принципам этики

Регистрация электроэнцефаллограмм соответствовала этическим стандартам, утвержденным правовыми актами РФ.

Ethics Approval

The EEG procedure complied with ethical standards approved by Russian legislation.

References

- Alamian, G., Lajnef, T., Pascarella, A. et al. (2022) Altered brain criticality in schizophrenia: New insights from magnetoencephalography. *Frontiers in Neural Circuits*, vol. 16, article 630621. <https://doi.org/10.3389/fncir.2022.630621> (In English)
- Arneodo, A., Bacry, E., Muzy, J. F. (1995) The thermodynamics of fractals revisited with wavelets. *Physica A*, vol. 213, no. 1–2, pp. 232–275. [https://doi.org/10.1016/0378-4371\(94\)00163-N](https://doi.org/10.1016/0378-4371(94)00163-N) (In English)
- Bacry, E., Muzy, J. F., Arnéodo, A. (1993) Singularity spectrum of fractal signals: Exact results. *Journal of Statistical Physics*, vol. 70, no. 3–4, pp. 635–674. <https://doi.org/10.1007/BF01053588> (In English)
- Dick, O. E. (2017) From healthy to pathology through a fall in dynamical complexity of involuntary oscillations of the human hand. *Neurocomputing*, vol. 243, pp. 142–154. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2017.03.008> (In English)
- Dick, O. E., Mochovikova, I. A. (2011) Multifractal and wavelet analysis of epileptic seizures. In: C. H. Skiadas, I. Dimotikalis, C. Skiadas (eds.). *Chaos theory: Modeling, simulation and applications*. Singapore: World Scientific Publ., pp. 159–166. (In English)
- Dick, O. E., Murav'eva, S. V., Lebedev, V. S., Shelepin, Yu. E. (2022) Fractal structure of brain electrical activity of patients with mental disorders. *Frontiers in Physiology*, vol. 13, article 905318. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.905318> (In English)
- Dick, O. E., Svyatogor, I. A. (2012) Potentialities of the wavelet and multifractal techniques to evaluate changes in the functional state of the human brain. *Neurocomputing*, vol. 82, pp. 207–215. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2011.11.013> (In English)
- Dick, O. E., Svyatogor, I. A. (2015) Wavelet and multifractal estimation of the intermittent photic stimulation response in the electroencephalogram of patients with dyscirculatory encephalopathy. *Neurocomputing*, vol. 165, pp. 361–374. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2015.03.025> (In English)
- Eke, A., Hermann, P., Kocsis, L., Kozak, L. R. (2002) Fractal characterization of complexity in temporal physiological signals. *Physiological Measurement*, vol. 23, no. 1, pp. R1–R38. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/23/1/201> (In English)
- Harris, A., Melkonian, D., Williams, L., Gordon, E. (2006) Dynamic spectral analysis findings in first episode and chronic schizophrenia. *International Journal of Neuroscience*, vol. 116, no. 3, pp. 223–246. <https://doi.org/10.1080/00207450500402977> (In English)
- Ihlen, E. A. F., Vereijken, B. (2010) Interaction dominant dynamics in human cognition: Beyond $1/f\alpha$ fluctuations. *Journal of Experimental Psychology: General*, vol. 139, no. 3, pp. 436–463. <https://doi.org/10.1037/a0019098> (In English)
- John, J. P., Rangaswamy, M., Thennarasu, K. et al. (2009) EEG power spectra differentiate positive and negative subgroups in neuroleptic-naive schizophrenia patients. *The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences*, vol. 21, no. 2, pp. 160–172. <https://doi.org/10.1176/jnp.2009.21.2.160> (In English)
- Kwok, C. S., Loke, Y. K., Hale, R. et al. (2011) Atrial fibrillation and incidence of dementia: A systematic review and meta-analysis. *Neurology*, vol. 76, no. 10, pp. 914–922. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31820f2e38> (In English)
- Lee, Y.-J., Huang, S.-Y., Lin, C.-P. et al. (2021) Alteration of power law scaling of spontaneous brain activity in schizophrenia. *Schizophrenia Research*, vol. 238, pp. 10–19. <https://doi.org/10.1016/j.schres.2021.08.026> (In English)
- Mielke, M. M., Rosenberg, P. B., Tschanz, J. et al. (2007) Vascular factors predict rate of progression in Alzheimer disease. *Neurology*, vol. 69, no. 19, pp. 1850–1858. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000279520.59792.fe> (In English)
- Mukli, P., Nagy, Z., Racz, F. S. et al. (2018) Impact of healthy aging on multifractal hemodynamic fluctuations in the human prefrontal cortex. *Frontiers in Physiology*, vol. 9, article 1072. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01072> (In English)

- Nikulin, V. V., Jönsson, E. G., Brismar, T. (2012). Attenuation of long-range temporal correlations in the amplitude dynamics of alpha and beta neuronal oscillations in patients with schizophrenia. *NeuroImage*, vol. 61, no. 1, pp. 162–169. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.03.008> (In English)
- Pavlov, A. N., Anishchenko, V. S. (2007) Mul'tifraktnyj analiz kopleksnykh signalov [Multifractal analysis of complex signals]. *Uspekhi fizicheskikh nauk*, vol. 50, no. 8, pp. 819–834. <https://doi.org/10.3367/UFNr.0177.200708d.0859> (In Russian)
- Popivanov, D., Stomonyakov, V., Minchev, Z. et al. (2006) Multifractality of decomposed EEG during imaginary and real visual-motor tracking. *Biological Cybernetics*, vol. 94, no. 2, pp. 149–156. <https://doi.org/10.1007/s00422-005-0037-5> (In English)
- Racz, F. S., Stylianou, O., Mukli, P., Eke, A. (2020) Multifractal and entropy-based analysis of delta band neural activity reveals altered functional connectivity dynamics in schizophrenia. *Frontiers in Systems Neuroscience*, vol. 14, article 49. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2020.00049> (In English)
- Racz, F. S., Farkas, K., Stylianou, O. et al. (2021) Separating scale-free and oscillatory components of neural activity in schizophrenia. *Brain and Behavior*, vol. 11, no. 5, article e02047. <https://doi.org/10.1002/brb3.2047> (In English)
- Raghavendra, B. S., Dutt, D. N., Halahalli, H. N., John, J. P. (2009) Complexity analysis of EEG in patients with schizophrenia using fractal dimension. *Physiological Measurement*, vol. 30, no. 8, pp. 795–808. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/30/8/005> (In English)
- Santangeli, P., Di Biase, L., Bai, R. et al. (2012) Atrial fibrillation and the risk of incident dementia: A meta-analysis. *Heart Rhythm*, vol. 9, no. 11, pp. 1761–1768. <https://doi.org/10.1016/j.hrthm.2012.07.026> (In English)
- Sassi, R., Signorini, M. G., Cerutti, S. (2009) Multifractality and heart rate variability. *Chaos*, vol. 19, no. 2, article 028507. <https://doi.org/10.1063/1.3152223> (In English)
- Scafetta, N., Moon, R. E., West, B. J. (2007) Fractal response of physiological signals to stress conditions, environmental changes, and neurodegenerative diseases. *Complexity*, vol. 12, no. 5, pp. 12–17. <https://doi.org/10.1002/cplx.20183> (In English)
- Slezin, V., Korsakova, E. A., Dytjatkovsky, M. A. et al. (2007) Multifractal analysis as an aid in the diagnostics of mental disorders. *Nordic Journal of Psychiatry*, vol. 61, no. 5, pp. 339–342. <https://doi.org/10.1080/08039480701643175> (In English)
- Suckling, J., Wink, A. M., Bernard, F. A. et al. (2008) Endogenous multifractal brain dynamics are modulated by age, cholinergic blockade and cognitive performance. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 174, no. 2, pp. 292–300. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2008.06.037> (In English)
- Takahashi, T., Kosaka, H., Murata, T. et al. (2009) Application of a multifractal analysis to study brain white matter abnormalities of schizophrenia on T2-weighted magnetic resonance imaging. *Psychiatry Research: Neuroimaging*, vol. 171, no. 3, pp. 177–188. <https://doi.org/10.1016/j.pscychresns.2008.03.009> (In English)
- Wang, W., Zhang, S., Ning, X. (2004) A significant increase of multifractal behavior of schizophrenia's EEG. *Chinese Biomedical Engineering Transaction*, vol. 23, pp. 511–515. (In English)
- Wen, H. G., Liu, Z. M. (2016) Separating fractal and oscillatory components in the power spectrum of neurophysiological signal. *Brain Topography*, vol. 29, no. 1, pp. 13–26. <https://doi.org/10.1007/s10548-015-0448-0> (In English)