

XXXIV Всероссийская школа-семинар «Волновые явления: физика и применения» (Волны–2023)  
«БИО- И МЕДИЦИНСКИЕ ПРИЛОЖЕНИЯ ВОЛНОВОЙ ФИЗИКИ»

## Коррекция рекуррентного анализа с учетом частоты сигнала ЭЭГ на примере обработки когнитивных тестов пациентов с мигренью

Е. П. Емельянова<sup>1,\*</sup>, А. О. Сельский<sup>1,2,†</sup>, А. Е. Руннова<sup>1,2,‡</sup>

<sup>1</sup>Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского  
Россия, 410012, Саратов, Астраханская, д. 83

<sup>2</sup>Саратовский государственный медицинский университет имени  
В.И. Разумовского Министерства здравоохранения Российской Федерации  
Россия, 410012, Саратов, Большая Казачья, д. 112

(Поступила в редакцию 24.08.2023; подписана в печать 11.09.2023)

Рекуррентный анализ является хорошим корреляционным методом обработки ЭЭГ данных головного мозга людей. Он направлен на выявление связей между каналами. В частности модифицированный рекуррентный анализ предназначен для выявления наиболее значимых каналов при определенной активности. При этом рекуррентный анализ является методом, сильно зависящим от частоты. В работе предложен метод коррекции получаемых с помощью рекуррентного анализа результатов обработки ЭЭГ данных головного мозга испытуемых с учетом частоты на основе Фурье преобразования.

PACS: 87.19.le, 87.85.dd

УДК: 537.86:577.345

Ключевые слова: рекуррентный анализ, электроэнцефалография, Фурье-анализ, мигрень.

### ВВЕДЕНИЕ

Проблема изучения динамики головного мозга людей является одной из наиболее актуальных на сегодняшний день. В этой области проводится множество исследований и все существующие методы записи активности динамики головного мозга можно условно разделить на два класса: это инвазивные и неинвазивные методы. Среди неинвазивных методов одним из наиболее простых и недорогих в реализации является электроэнцефалография (ЭЭГ). Данные ЭЭГ нуждаются в математической обработке, в связи с чем существует проблема подбора корректных математических методов обработки и анализа полученных результатов.

Все существующие на сегодняшний день математические методы обработки и анализа временных рядов, адаптированные для анализа электроэнцефалограмм, можно условно разделить на два класса: частотные и корреляционные методы. Частотные методы служат для выделения основных частот колебаний и распределения энергии по частотам, примером может служить Фурье анализ. Корреляционные же методы направлены на выявление связей между каналами [1]. Примером корреляционного метода является рекуррентный анализ.

Известно, что при хронической мигрени угнетается когнитивная деятельность [2]. В настоящей работе

предложен метод выявления индивидуальных особенностей испытуемых, страдающих мигренью, во время когнитивной нагрузки на базе рекуррентного анализа с коррекцией его с учетом частоты ЭЭГ.

### 1. МЕТОД АНАЛИЗА ДАННЫХ

Рекуррентный анализ является нелинейным корреляционным методом анализа данных [3]. Он позволяет выявлять паттерны в различных сигналах. Метод ориентирован на выявление связей между сигналами в сложных распределенных системах и может использоваться как для стационарных, так и для хаотических или зашумленных сигналов. Наиболее частое применение он нашел в области анализа климатических и биомедицинских данных, в том числе в анализе ЭЭГ данных.

Реализация рекуррентного анализа с математической точки зрения является достаточно простой, и в этом заключается одно из его преимуществ перед многими другими математическими методами анализа данных. Первым шагом строится рекуррентная матрица [4], состоящая из нулей и единиц, где каждый элемент матрицы определяется следующим соотношением:

$$RP_{i,j} = \Theta(\varepsilon - |x_i - x_j|), \quad (1)$$

Здесь  $\Theta$  — функция Хевисайда, которая в результате дает 0, если аргумент отрицательный, и 1, если он неотрицательный,  $\varepsilon$  — эмпирически подобранное пороговое значение, задающее необходимую точность метода,  $x_i$  и  $x_j$  — значения амплитуд сигнала ЭЭГ

\* meretari@ya.ru

† selskii@yandex.ru

‡ anefila@gmail.com

в моменты времени  $i$  и  $j$  соответственно,  $i$  и  $j$  изменяются в пределах от 1 до  $N$ , где  $N$  — количество элементов ряда. Таким образом если в момент времени  $j$  сигнал вернулся в  $\varepsilon$ -окрестность значения амплитуды сигнала в момент времени  $i$ , то в рекуррентной матрице в результате получим 1. Полученную матрицу можно визуализировать, закрасив на координатной плоскости точки с координатами, соответствующими номерам ненулевых элементов матрицы, и получить рекуррентную диаграмму.

Таким образом после построения рекуррентных матриц для каналов ЭЭГ, чтобы оценить связь между каналами, необходимо построить совместную рекуррентную матрицу [5], которая представляет собой результат поэлементного умножения двух рекуррентных матриц:

$$JRP_{i,j} = \Theta(\varepsilon - |x_i - x_j|) \cdot \Theta(\varepsilon - |y_i - y_j|), \quad (2)$$

Здесь  $y_i$  и  $y_j$  — значения амплитуд второго сигнала ЭЭГ. Совместную рекуррентную диаграмму можно строить не только для пар сигналов, но и для большего количества сигналов, чтобы оценить их взаимосвязь, например, совместную рекуррентную матрицу можно построить для всех каналов ЭЭГ одновременно, но подобный анализ является малоинформативным, поэтому на практике ограничиваются изучением взаимосвязей между двумя или тремя сигналами одновременно. Аналогично с рекуррентной матрицей можно визуализировать совместную рекуррентную матрицу и получить совместную рекуррентную диаграмму. Для оценки взаимосвязи между сигналами вводится количественный параметр — совместный рекуррентный показатель, который определяется как сумма всех элементов совместной рекуррентной матрицы, нормированная на количество элементов:

$$\overline{JRR} = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N JRP_{i,j}(\varepsilon), \quad (3)$$

В классическом рекуррентном анализе совместная рекуррентная матрица строится для пар каналов одного события, чтобы отслеживать взаимосвязи между различными каналами. Совместный рекуррентный показатель возрастает, если сигналы схожи между собой или в них имеется повторяющаяся динамика. Как видно из рис. 1, в случае наличия повторяющихся в двух сигналах паттернов в рекуррентной диаграмме наблюдается увеличение количества точек в некоторых областях.

В настоящем исследовании использовался модифицированный рекуррентный анализ, подробно описанный в статье [6]. Для реализации модифицированного рекуррентного анализа совместные рекуррентные матрицы строятся не для пар каналов одного события, а для пар событий и одного и того же канала. Таким образом выявлялась взаимосвязь между сигналами с одного отведения, соответствующими реакциям

на одинаковые стимулы, чтобы отследить повторяющуюся динамику от события к событию. Это делает данный метод отдаленно похожим на метод построения вызванных потенциалов.

Таким образом в модифицированном рекуррентном анализе вводится дополнительный количественный параметр — параметр значимости канала, который позволяет выявить каналы, в которых возникают паттерны, повторяющиеся от события к событию. Анализ в данном случае производился следующим образом. Первым шагом случайным образом собираются наборы из шести фрагментов ЭЭГ, соответствующих одинаковым событиям и одному испытуемому. В пределах каждой группы из шести фрагментов вычисляются совместные рекуррентные матрицы для одного канала и всех возможных пар событий. Совместные рекуррентные показатели для каждого канала суммируются по всем парам событий, после чего полученная сумма нормируется на общее количество пар сравниваемых сигналов. Тогда показатель значимости каждого канала будет определяться следующим соотношением:

$$SR_l = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M JRR_i, \quad (4)$$

Здесь  $l$  — номер канала,  $M$  — количество пар сравниваемых сигналов. Таким образом если в каком-то канале от события к событию проявляется повторяющаяся динамика, показатель значимости этого канала будет возрастать.

Модифицированный рекуррентный анализ, так же как и классический рекуррентный анализ, сильно зависят от частоты сигналов. Для идентичных по форме сигналов показатель значимости каналов будет возрастать, если сигналы характеризуются высокой частотой, следовательно результаты могут искажаться в зависимости от частоты сигналов. Чтобы избежать этого, необходимо провести коррекцию результатов, полученных с помощью рекуррентного анализа, при помощи одного из частотных методов анализа данных. Одним из наиболее распространенных частотных методов обработки данных является Фурье-анализ. В настоящей работе использовалось дискретное преобразование для построения спектров сигналов:

$$U(k) = \sum_{n=0}^{N-1} u(n) \exp\left(-\frac{2\pi i}{N} kn\right), \quad (5)$$

Чтобы учесть влияние высоких частот на результаты рекуррентного анализа, необходимо выделить с помощью дискретного преобразования Фурье частоты с наибольшей энергией — именно они вносят наибольший вклад в результаты рекуррентного анализа. Для учета частот с максимальной энергией, был проведен следующий анализ. Первым шагом было проведено дискретное преобразование Фурье для всех событий и каждого канала. Затем из полученных спектров были выделены частоты с максимальной энергией, соответствующие

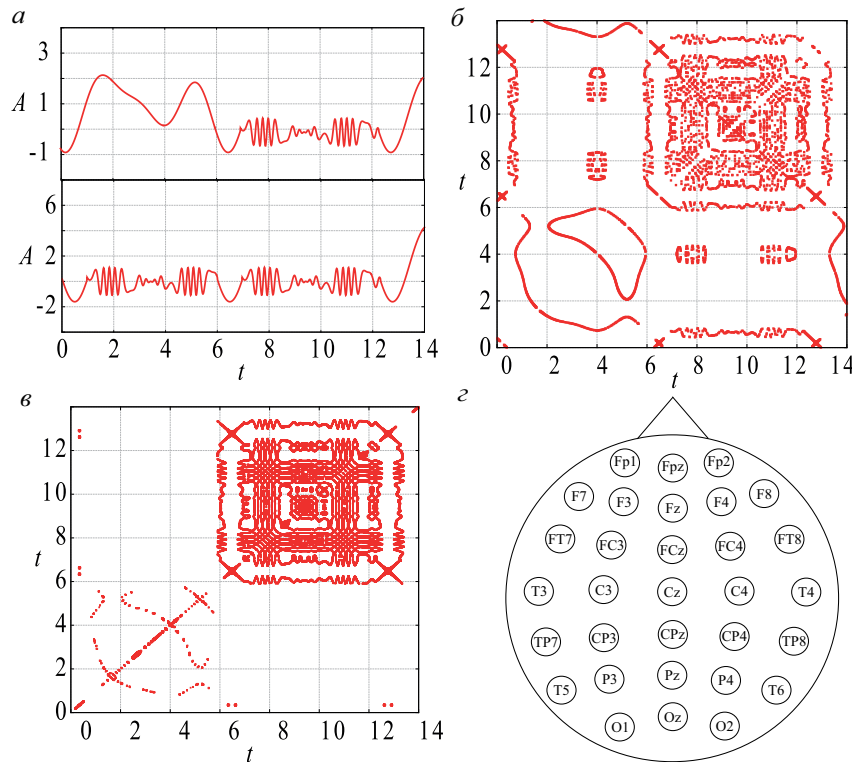


Рис. 1. Модельные сигналы с повторяющейся динамикой (а), рекуррентная диаграмма для верхнего сигнала (б), совместная рекуррентная диаграмма для двух сигналов (в), карта расположения электродов на голове при проведении экспериментов (г)

каждому отдельному событию и отдельному каналу. Дальнейший анализ проводился с ними. Следующим шагом эмпирически было установлено пороговое значение частоты такое, что все частоты, которые по своему значению были больше, чем пороговая, считались высокими, то есть вносили существенный вклад в результаты рекуррентного анализа, а все остальные частоты считались низкими, то есть не сильно влияющими на результаты. Таким образом подсчитывалось общее количество частот, превышающих пороговое значение, и частот, лежащих ниже порогового значения частоты. Следующим шагом оценивалось отношение количества высоких частот к количеству низких частот соответственно для каждого отдельного канала и каждого испытуемого по всем событиям. Если у какого-либо испытуемого в каком-либо канале превалировало количество высоких частот среди всех исследуемых событий, то есть отношение было больше единицы, то вводится нормировочный коэффициент для среднего показателя значимости соответствующего канала, который уменьшает значение показателя значимости канала в зависимости от полученного отношения. Таким образом, проводится коррекция результатов модифицированного рекуррентного анализа с учетом влияния высоких частот. Предложенный метод рекуррентного анализа с учетом влияния частоты был применен на практике к экспериментальным ЭЭГ данным людей, страдающих мигренью при выполнении ими когнитивных тестов. В качестве дополнения была исследована зависимость

результатов рекуррентного анализа не только от частоты с максимальной энергией, но и от центральной частоты сигнала. Расчет центральной частоты производился по следующей схеме: значение каждой частоты спектра было умножено на соответствующую энергию, после чего была найдена сумма данных произведений по всему спектру и нормирована на суммарную энергию спектра:

$$\omega_c = \frac{\sum_{k=1}^N U(k) \cdot \omega_k}{\sum_{k=1}^N U(k)}, \tag{6}$$

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ

В эксперименте приняли участие двадцать три испытуемых, страдающих хронической мигренью в возрасте от 32 до 66 лет. Поверхностная ЭЭГ регистрировалась на базе электроэнцефалографа (МТД «Медиком», Российская Федерация), использовалась международная система расположения электродов на голове 10–20 с 31 активным каналом. Схема размещения электродов показана на рис. 1, г. Основные настраиваемые параметры прибора имели следующие значения: диапазон частот 0.016–70 Гц, фильтрация частот 50 Гц, частота дискретизации данных 250 Гц.

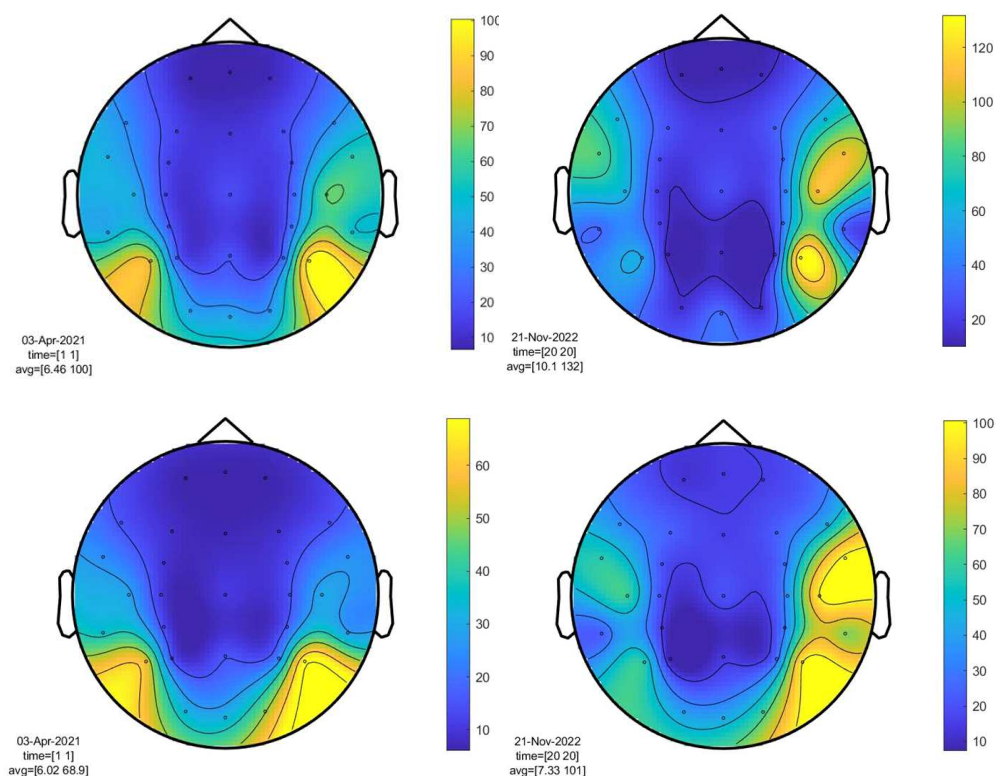


Рис. 2. Мозговая активность двух испытуемых, страдающих хронической мигренью, во время когнитивной деятельности. Слева результаты, полученные с помощью рекуррентного анализа до учета влияния частоты, справа скорректированные на базе преобразования Фурье результаты

Эксперимент включал в себя когнитивный тест, чередующийся с фазой отдыха. Когнитивный тест заключался в подсчете возникающих в центре экрана, в правой или левой его части квадратов. Количество квадратов определялось случайным образом от 3 до 8. Квадраты могли пересекаться или не пересекаться, следовательно объекты были различной сложности восприятия. Испытуемый реагировал на стимул путем нажатия на кнопку на пульте дистанционного управления, который держал в руках во время проведения эксперимента. Кнопка соответствовала четному или нечетному количеству квадратов на экране. В конце эксперимента формировались протоколы с моментами предъявления стимула и реакциями испытуемого, которые были синхронизированы с записью ЭЭГ. Помимо этого фиксировалась сложность стимулов.

Модифицированный рекуррентный анализ был применен к экспериментальным данным. При обработке ЭЭГ данных испытуемых было выявлено три типа мозговой активности: сосредоточение наиболее значимых каналов больше слева, больше справа и симметрично в затылочной части головы. Из двадцати трех испытуемых выборки шестеро обладали типом активности, когда наиболее значимые каналы были сосредоточены преимущественно с левой стороны головы, у шести испытуемых наиболее значимые каналы были сосредото-

чены больше справа и у одиннадцати испытуемых наблюдалось симметричное расположение наиболее отличных от среднего каналов в затылочной части головы. Более подробно эти результаты описаны в статье [7].

Полученные ранее результаты были уточнены с применением Фурье анализа. Выявилась следующая закономерность: хоть у большинства испытуемых визуализации поверхности головы не изменились или изменились незначительно, был выделен ряд испытуемых, у которых были выявлены явные отличия скорректированных результатов от результатов, полученных без использования частотного анализа. Примеры визуализаций поверхности головы до и после частотной корректуры представлены на рис. 2.

Хорошо видно, что распределение значимых каналов после частотной корректуры значительно поменялось. Таким образом, изменилось распределение между тремя типами активности у испытуемых, страдающих хронической мигренью. Испытуемых с симметричным распределением значимых каналов в затылочной части головы стало пятнадцать, с распределением значимых каналов больше справа незначительно изменилось — их стало пять, при этом расположением значимых каналов больше слева стали обладать только трое испытуемых выборки.

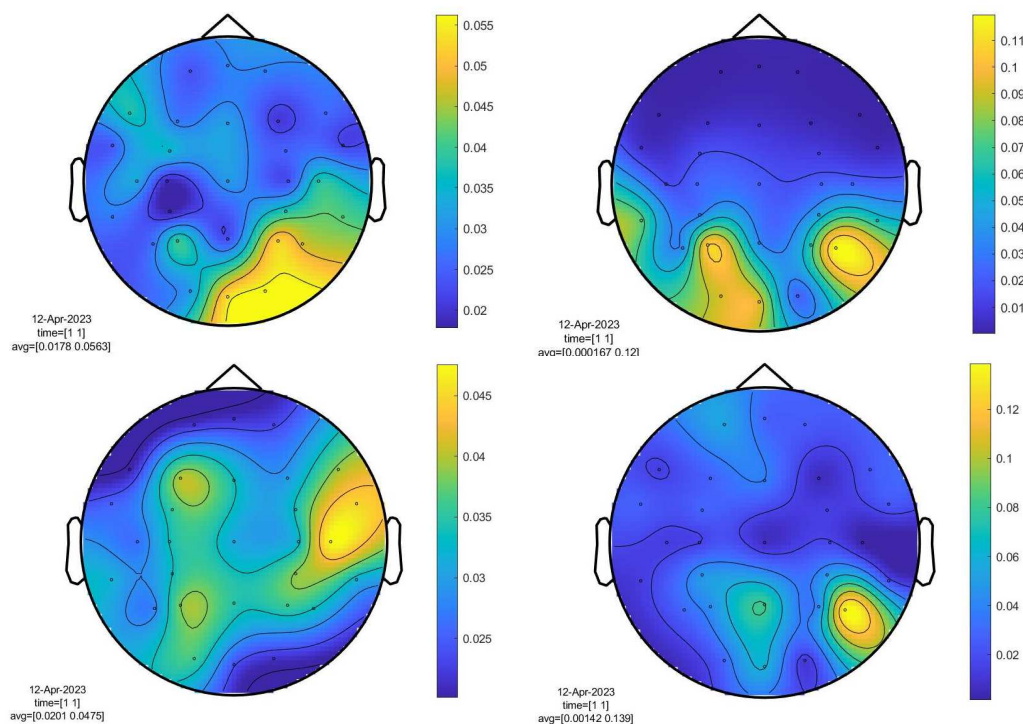


Рис. 3. Распределение центральных частот (слева) и частот с наибольшей энергией (справа) двух испытуемых с низким (верхний ряд) и высоким (нижний ряд) индексом массы тела, страдающих хронической мигренью, во время когнитивной деятельности

Имеющиеся данные были также проанализированы на предмет зависимости от центральной частоты. Было проведено сравнение распределения центральных частот и частот с максимальной энергией. Была выявлена зависимость распределения центральных и максимальных частот от индекса массы тела испытуемых (ИМТ). Визуализация поверхностей головы с распределением максимальных и центральных частот для двух испытуемых с низким и высоким индексом массы тела приведена на рис. 3.

Было замечено сильное различие между распределением центральной частоты и частоты с максимальной энергией у людей с высоким ИМТ, при этом у людей с низким ИМТ распределения имели похожую структуру. Таким образом предложенный метод позволил скорректировать результаты с учетом влияния частоты на величину показателя значимости каналов, что позволяет оценивать непосредственно индивидуальные особенности испытуемых, исключив неточности метода в связи с повышением частоты в сигналах ЭЭГ, что, в свою очередь, позволяет получать более точные результаты.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе анализа экспериментальных данных людей, страдающих хронической мигренью, при когнитивной

нагрузке были выявлены три типа мозговой активности, когда наиболее значимые каналы были сосредоточены больше с левой стороны, больше с правой стороны и симметрично в затылочной части головы. Из двадцати трех испытуемых шестеро обладали типом мозговой активности с сосредоточением наиболее значимых каналов больше слева, у шести испытуемых эти каналы были сосредоточены больше справа и у одиннадцати испытуемых они были распределены симметрично в затылочной части головы.

После корректировки по частотным составляющим испытуемых с помощью предложенного метода на базе преобразования Фурье, распределения испытуемых по группам были изменены. Испытуемых, которым соответствовал тип мозговой активностью с симметричным распределением стало пятнадцать человек из выборки, при этом у пяти испытуемых наиболее значимые каналы были расположены больше справа, и у трех – больше слева. Помимо этого были исследованы распределения центральных частот и частот с максимальной энергией. Была выявлена зависимость распределения центральных и частот с максимальной энергией в зависимости от индекса массы тела испытуемых. Было выявлено, что распределения имеют похожую структуру и наибольшие значения частот располагаются в одинаковых областях у людей с низким индексом массы тела, в то время как у испытуемых с высоким индексом массы тела распределения достаточно сильно отличаются.

Таким образом предложенный метод модифицированного рекуррентного анализа с учетом влияния частоты позволяет более точно выявлять индивидуальные особенности испытуемых.

Исследование выполнено в рамках государственного задания Минздрава России №056-00030-21-01 от 05.02.2021 г. «Теоретическое и экспериментальное ис-

следование интегративной активности различных физиологических систем человека при стрессовых воздействиях» (номер государственного учёта НИОКТР 121030900357-3).

Статья подготовлена по материалам доклада с XXXIV Всероссийской Школы-семинара «Волновые явления: физика и применения» имени профессора А.П. Сухорукова.

- 
- [1] Zbilut J.P., Giuliani A., Webber Jr C.L. // Phys. Lett. A. **246**, N 1–2. 122. (1998).  
[2] Coppola G., Di Lorenzo C., Parisi V. et al. // J. Headache Pain. **20**. 42. (2019).  
[3] Eckmann J.-P., Kamphorst S.O., Ruelle D. // Europhys. Lett. **4**, N 9. 973. (1987).  
[4] Ramos A.M.T., Builes-Jaramillo A., Poveda G. et al. // Phys. Rev. E. **95**, N 5. 052206. (2017).  
[5] Marwan N., Romano M.C., Thiel M., Kurths J. // Phys. Rep. **438**, N 5–6. 237. (2007).  
[6] Runnova A., Selskii A., Zhuravlev M. et al. // Chaos. **31**, N 9. 093116. (2021).  
[7] Емельянова Е.П., Сельский А.О., Журавлёв М.О. et al. // Изв. РАН. Серия физическая. **86**, № 1. 148. (2022).

## Correction of recurrent analysis taking into account the frequency of the EEG signal on the example of processing cognitive tests of patients with migraine

E. P. Emelyanova<sup>1,a</sup>, A. O. Selskii<sup>1,2</sup>, A. E. Runnova<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>*Institute of Physics, N.G.ĖChernyshevsky Saratov State University. Saratov 410012, Russia*

<sup>2</sup>*V.I. Razumovsky Saratov State Medical University. Saratov 410012, Russia*

*E-mail: <sup>a</sup>meretari@ya.ru*

Recurrent analysis is a good correlation method of processing EEG data of the human brain. It is aimed at identifying links between channels. In particular, the modified recurrent analysis is designed to identify the most significant channels with a certain activity. At the same time, recurrent analysis is a method that strongly depends on frequency. The paper proposes a method for correcting the results obtained by recurrent analysis of the EEG processing of the brain data of the subjects, taking into account the frequency based on the Fourier transform. PACS: 87.19.le, 87.85.dd.

*Keywords:* recurrent analysis, electroencephalography, Fourier analysis, migraine.

*Received 24 August 2023.*

### Сведения об авторах

1. Емельянова Елизавета Петровна — студент; e-mail: meretari@ya.ru.
2. Сельский Антон Олегович — канд. физ.-мат. наук, доцент; e-mail: selskii@yandex.ru.
3. Руннова Анастасия Евгеньевна — доктор физ.-мат. наук, профессор; тел.: (8452) 27-33-70, e-mail: anefila@gmail.com.