




Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика. 2025. Т. 33, № 4
Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedeniy. Applied Nonlinear Dynamics. 2025;33(4)

Научная статья
УДК 004.92, 612.82, 517.518.36

DOI: 10.18500/0869-6632-003175
EDN: UYYJ RQ

Исследование волновых процессов и ритмической активности головного мозга человека с применением системы ортогональных функций Уолша

И. В. Степанян , М. Ю. Леднев

Институт машиноведения им. А. А. Благонравова РАН, Москва, Россия

E-mail: neurocomp.pro@gmail.com, miklesus@mail.ru

Поступила в редакцию 8.10.2024, принята к публикации 24.02.2025,

опубликована онлайн 22.04.2025, опубликована 31.07.2025

Аннотация. Цель настоящего исследования — изучение волновых процессов и ритмической активности головного мозга на основе многомасштабных параметрических отображений электроэнцефалограмм, полученных в результате алгоритмического применения системы дискретных функций. **Методы.** Для визуализации был использован разработанный ранее разномасштабный метод построения параметрических отображений молекулярно-генетической информации, при котором набор четырёх нуклеотидов рассматривается как система ортогональных функций Уолша. **Результаты.** В статье предложен новый метод визуализации данных электроэнцефалографии для исследования ритмических и волновых процессов биоэлектрической активности головного мозга. Для анализа данных электроэнцефалографии предварительно был осуществлен этап перекодирования зарегистрированных амплитуд путём взаимно-однозначного преобразования ЭЭГ-сигнала в символьную последовательность, алфавит которой состоял из четырех символов. На основе этого метода было проведено сравнение сигналов ЭЭГ испытуемого в состоянии покоя и при умственной нагрузке. В исследовании проанализированы показания электродов, регистрирующих биопотенциалы лобных долей головного мозга. **Заключение.** Новые методы позволили выявить различные конфигурации кластеров в частотном пространстве визуализации, что можно использовать для сравнительного анализа энцефалограмм и выявления особенностей регистрируемых ЭЭГ-сигналов. Разработано специализированное программное обеспечение как инструмент изучения ритмической активности головного мозга путём построения параметрических отображений электроэнцефалограмм.

Ключевые слова: алгоритмы визуализации, ЭЭГ, биопотенциалы, система ортогональных функций, программное обеспечение, кластерный анализ.

Благодарности. Работа выполнена в рамках государственного задания, шифр научной темы FFGU-2024-0019.

Для цитирования: Степанян И. В., Леднев М. Ю. Исследование волновых процессов и ритмической активности головного мозга человека с применением системы ортогональных функций Уолша // Известия вузов. ПНД. 2025. Т. 33, № 4. С. 545–556. DOI: 10.18500/0869-6632-003175. EDN: UYYJ RQ

Статья опубликована на условиях Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0).

Investigation of wave processes and rhythmic activity of the human brain using the Walsh orthogonal function system

I. V. Stepanyan[✉], M. Y. Lednev

Mechanical Engineering Research Institute of the RAS, Moscow, Russia

E-mail: [✉]neurocomp.pro@gmail.com, miklesus@mail.ru

Received 8.10.2024, accepted 24.02.2025, available online 22.04.2025, published 31.07.2025

Abstract. The purpose of this work is to study the wave processes and rhythmic activity of the brain based on multiscale parametric maps of electroencephalograms obtained as a result of algorithmic application of a system of discrete functions. **Methods.** For visualization, a previously developed multi-scale method for constructing parametric mappings of molecular genetic information was used, in which a set of four nucleotides is considered as a system of orthogonal Walsh functions. **Results.** The article proposes a new method of visualization of electroencephalography data for the study of rhythmic and wave processes of bioelectric activity of the brain. To analyze the electroencephalography data, the stage of transcoding the recorded amplitudes was previously carried out by one-to-one conversion of the EEG signal into a symbolic sequence, the alphabet of which consisted of four characters. Based on this method, the EEG signals of the subject were compared at rest and under mental stress. The study analyzed the readings of electrodes registering biopotentials of the frontal lobes of the brain. **Conclusion.** New methods have made it possible to identify various configurations of clusters in the frequency space of visualization, which can be used for comparative analysis of encephalograms and identification of features of recorded EEG signals. Specialized software has been developed as a tool for studying the rhythmic activity of the brain by constructing parametric displays of electroencephalograms.

Keywords: visualization algorithms, EEG, biopotentials, orthogonal function system, software, cluster analysis.

Acknowledgements. The work was performed within the framework of the State Assignment, code of scientific topic FFGU-2024-0019.

For citation: Stepanyan IV, Lednev MY. Investigation of wave processes and rhythmic activity of the human brain using the Walsh orthogonal function system. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2025;33(4):545–556. DOI: 10.18500/0869-6632-003175

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0).

Введение

Энцефалография — метод исследования функционального состояния коры головного мозга человека путём измерения его электрической активности [1]. Многоканальный энцефалограф регистрирует сигналы суммарной электрической активности групп нервных клеток, состоящих из миллионов нейронов и межнейронных синаптических соединений. Таким образом, энцефалография позволяет изучать волновые процессы, связанные с различными видами ритмической активности мозга. Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) содержит шумовой сигнал с характерным спектром частот, зависящим от отведения энцефалографа и состояния испытуемого. Эти частоты рассчитываются с использованием преобразования Фурье. В последнее время растёт количество публикаций, изучающих применение преобразования Уолша-Адамара, методов вейвлет-анализа и машинного обучения для анализа данных ЭЭГ [2–9]. Также известны работы по разработке новых методов и инструментальных средств визуализации данных электроэнцефалографии [10–21]. Ранее нами были разработаны молекулярно-генетические алгоритмы на основе системы ортогональных функций Уолша для многомасштабной визуализации параметров ДНК с учетом физико-химической структуры нуклеотидов. В ходе наших исследований [22, 23] было установлено, что молекулярно-генетические алгоритмы могут быть применены для анализа длинных символьных или числовых последовательностей, приведённых к тетра-представлению,

то есть перекодированных таким образом, чтобы эти последовательности состояли из четвёрки символов по аналогии с четверкой нуклеотидов ДНК. Нами было обнаружено, что разработанные алгоритмы визуализации позволяют выявить скрытые циклы в длинных последовательностях. Это, в частности, было показано в нашей работе [22], где мы анализировали различные генераторы шума. Было показано, что генераторы псевдослучайного шума (то есть содержащие скрытую периодичность) при двумерной визуализации обладают выраженной симметрией. В то же время генераторы шума, не содержащие внутренних циклов, при применении новых алгоритмов визуализации давали хаотические двумерные отображения. Также скрытые циклы хорошо видны на одномерных отображениях. Целью настоящего исследования является апробация применения системы ортогональных функций Уолша (которые применялись ранее авторами в молекулярно-генетических алгоритмах) для визуализации и анализа биопотенциалов мозга человека, полученных в результате электроэнцефалографических исследований.

1. Методика

Все рассуждения производятся в соответствии с разработанными ранее методами, описанными в [22, 23]. Для анализа данных ЭЭГ информация о наборе амплитуд перекодировалась в четверичное представление, состоящее из символов А, G, Т и С. Напомним основные идеи базового алгоритма, который состоит из трёх шагов.

1. **Масштабирование.** Последовательность символьных элементов множества $\{A, G, C, T\}$, кодирующих анализируемый сигнал, разделяется на фрагменты равной длины N с заданным шагом перекрытия. Шаг перекрытия и длина N являются свободными параметрами алгоритма и отвечают за четкость и масштаб отображений соответственно. Полученные фрагменты далее будем называть N -мерами.
2. **Параметризация.** С учетом системы функций Уолша, задающих генетические суб-алфавиты, согласно которым каждый нуклеотид имеет три бинарных представления (пурин/примидин, кето/амино, 2/3 водородные связи), последовательность азотистых оснований получает три бинарных представления. Вместе с наличием фосфатного остатка (который не является оппозиционным, так как присутствует у всех нуклеотидов) три бинарно-оппозиционных представления, которые учитываются на этапе параметризации, задают систему функций Уолша. Подробнее об этом в [1, 2].
3. **Отображение.** По трём полученным последовательностям N -меров строится итоговое отображение. Следует отметить возможность построения отображений в различных координатных системах, включая полярные, сферические, цилиндрические и другие, что требует дальнейших исследований с учетом эргономики восприятия и специфики анализируемых данных. По числу бинарных суб-алфавитов возможны одномерные, двумерные и трехмерные проекции. Для построения отображений разработаны следующие варианты:
 - (a) *пространства структурной визуализации* – отображают десятичные представления N -меров;
 - (b) *пространства частотной визуализации* – отображают относительные или абсолютные частоты N -меров;
 - (c) *пространства интегральной визуализации* – отображают количество определенных символов в каждом N -мере как численных показателей в двоичных суб-алфавитных представлениях N -меров.

Для применения алгоритмов визуализации применительно к задачам энцефалографии исходные данные для анализа были заимствованы из ресурса PhysioNet [20]. Согласно описанию эксперимента, приведенному в [21], среди прочих параметров указано: «частота дискретизации составляла 500 Гц на канал. Были использованы фильтр верхних частот с частотой среза 0.5 Гц,

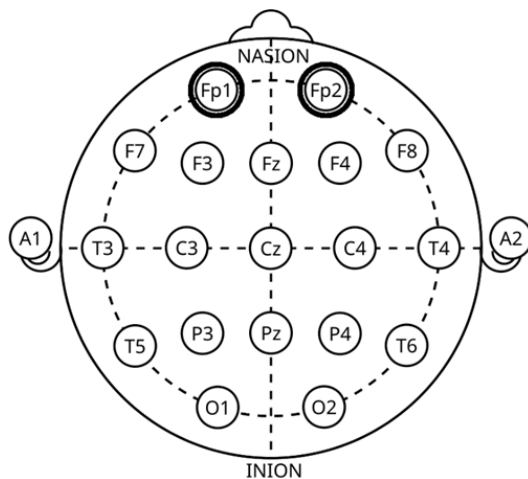


Рис. 1. Схематичное расположение электродов. Отмечены электроды, записи с которых были рассмотрены в данном исследовании

Fig. 1. Schematic arrangement of the electrodes. The electrodes are marked, the recordings from which were considered in this study

16 бит на отсчет. В данном случае потерь не возникает, так как в характеристиках обрабатываемого сигнала указано, что под вещественные значения также отведено 16 бит. Далее, каждый отсчет переводился в двоичную систему счисления и пары бит без перекрытия переводились в соответствующий символ по следующему правилу:

$$00_2 \rightarrow A, 01_2 \rightarrow C, 10_2 \rightarrow G, 11_2 \rightarrow T.$$

Например, для числа 26481 процесс кодирования выглядит следующим образом:

$$26481_{10} \rightarrow 0110011101110001_2 \rightarrow (01)(10)(01)(11)(01)(11)(00)(01) \rightarrow CGCTCTAC.$$

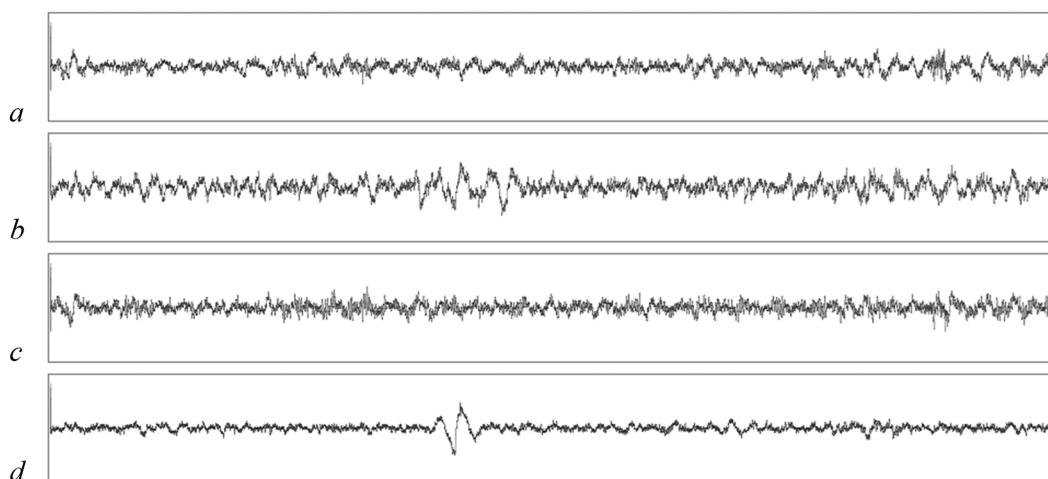


Рис. 2. Исходные сигналы ЭЭГ. *a* — электрод Fp1, состояние покоя; *b* — электрод Fp1, умственная нагрузка; *c* — электрод Fp2, состояние покоя; *d* — электрод Fp2, умственная нагрузка

Fig. 2. Initial EEG signals. *a* — Fp1 electrode, resting state; *b* — electrode Fp1, mental load; *c* — electrode Fp2, resting state; *d* — Fp2 electrode, mental load

фильтр нижних частот с частотой среза 45 Гц и полосовой фильтр (50 Гц)». Запись осуществлялась в двух состояниях испытуемого: состояние покоя и при умственной нагрузке в виде выполнения арифметических расчетов в уме. В исследовании учитывались показания с двух электродов: Fp1 и Fp2 (рис. 1, 2). Описание оборудования и метода записи ЭЭГ приведено в [21].

Гипотеза исследования состоит в том, что молекулярно-генетические алгоритмы на основе функций Уолша позволят отобразить пограничные состояния между строгими циклами и хаотической компонентной в ЭЭГ (то есть между абсолютно симметричными и хаотическими двумерными представлениями). Перекодирование отсчетов сигнала ЭЭГ производилось следующим образом. Исходные вещественные значения переводились в целочисленные в диапазон $[0; 65535]$, что составляет

Каждому отсчету после кодирования соответствует 8 символов. Поэтому масштаб визуализации также должен быть кратен 8. Для структурных отображений выбран масштаб, равный 16, для большего разнесения точек на плоскости (каждая такая точка кодирует пару отсчетов). При вычислении частотных характеристик каждого отдельно взятого отсчета и построении частотных визуализаций был выбран масштаб, равный 8. Для структурного и частотного отображений шаг равен масштабу в следствии того, что в ином случае будут получены значения, состоящие из частей символического представления смежных отчетов. Для интегральных отображений был выбран шаг, равный единице, для большей плотности точек (при единичном шаге значения визуально связываются, образуя непрерывную кривую линию). Всё это позволило повысить информативность и наглядность полученных визуализаций.

2. Результаты

Сравнительный анализ функциональных состояний человека по данным ЭЭГ-визуализации с применением системы функций Уолша. В результате проведенного исследования были построены двоично-ортогональные отображения ЭЭГ-сигналов в различных пространствах визуализации (рис. 3, 4, 5). Хаотические и волновые процессы можно наблюдать на одномерных отображениях, приведенных на рис. 3, где ряды *a–d* имеют хаотический характер,

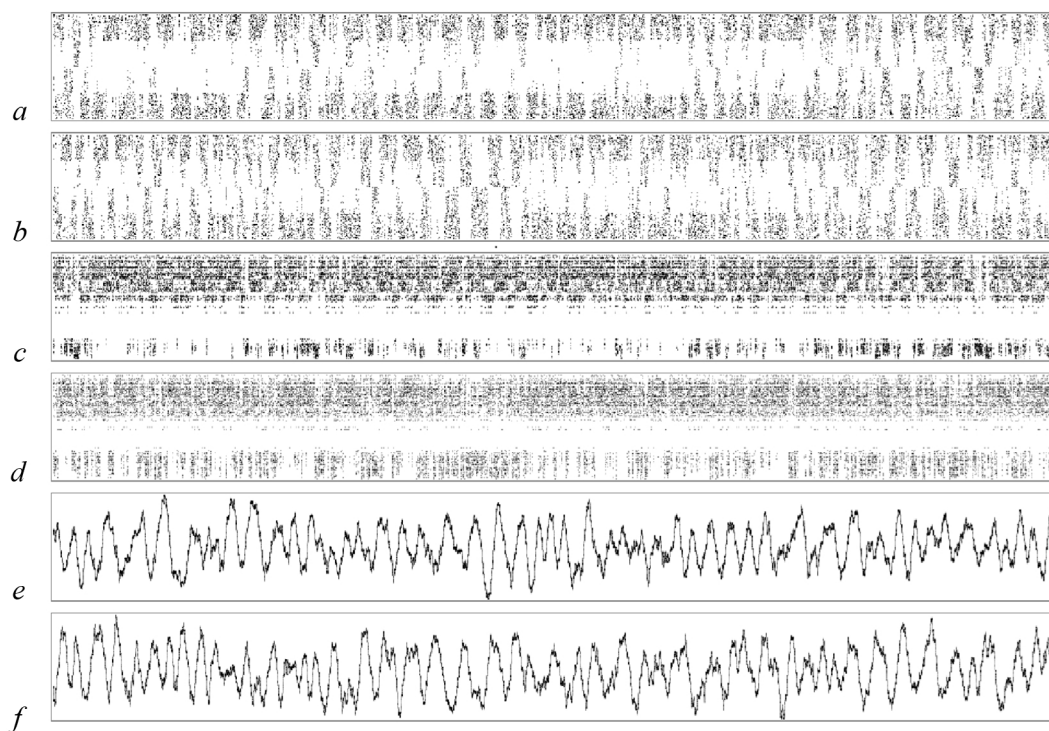


Рис. 3. Одномерные отображения по суб-алфавиту пурин-пиримидин записей с датчика Fp1. Состояние покоя представлено на рисунках *a, c, e*; тест по выполнению арифметических расчетов в уме приведен на рисунках *b, d, f*. *a, b* — структурные отображения при масштабе $N = 16$ и шаге 16; *c, d* — частотные отображения при масштабе $N = 8$ и шаге 8; *e, f* — интегральные отображения при масштабе $N=1600$ и шаге 1

Fig. 3. One-dimensional mappings according to the purine-pyrimidine sub-alphabet of records from the Fp1 sensor. The resting state is shown in Figures *a, c, e*; the test for performing arithmetic calculations in mind is shown in Figures *b, d, f*. *a, b* — structural mappings at scale $N = 16$ and step 16; *c, d* are frequency mappings at scale $N = 8$ and step 8; *e, f* are integral mappings at scale $N = 1600$ and step 1

а ряды $e-f$ — волновой. Следует отметить, что интегральные отображения в целом удобны для анализа скрытых волновых процессов. Как видно из первого столбца на рис. 4, двумерные структурные отображения при наличии четкой структуризации имеют выраженную хаотическую компоненту, что подтверждает возможность визуализации комбинации упорядоченных и шумовых компонент ЭЭГ-сигналов в едином параметрическом отображении.

В то же время в третьем столбце рис. 4 на интегральных отображениях симметрии практически отсутствуют, что говорит о наличии значимой хаотической компоненты (точные симметрии в этих отображениях можно наблюдать у повторяющихся сигналов, например, в длинных псевдослучайных последовательностях). В ходе экспериментов с различными ЭЭГ-сигналами наблюдали,

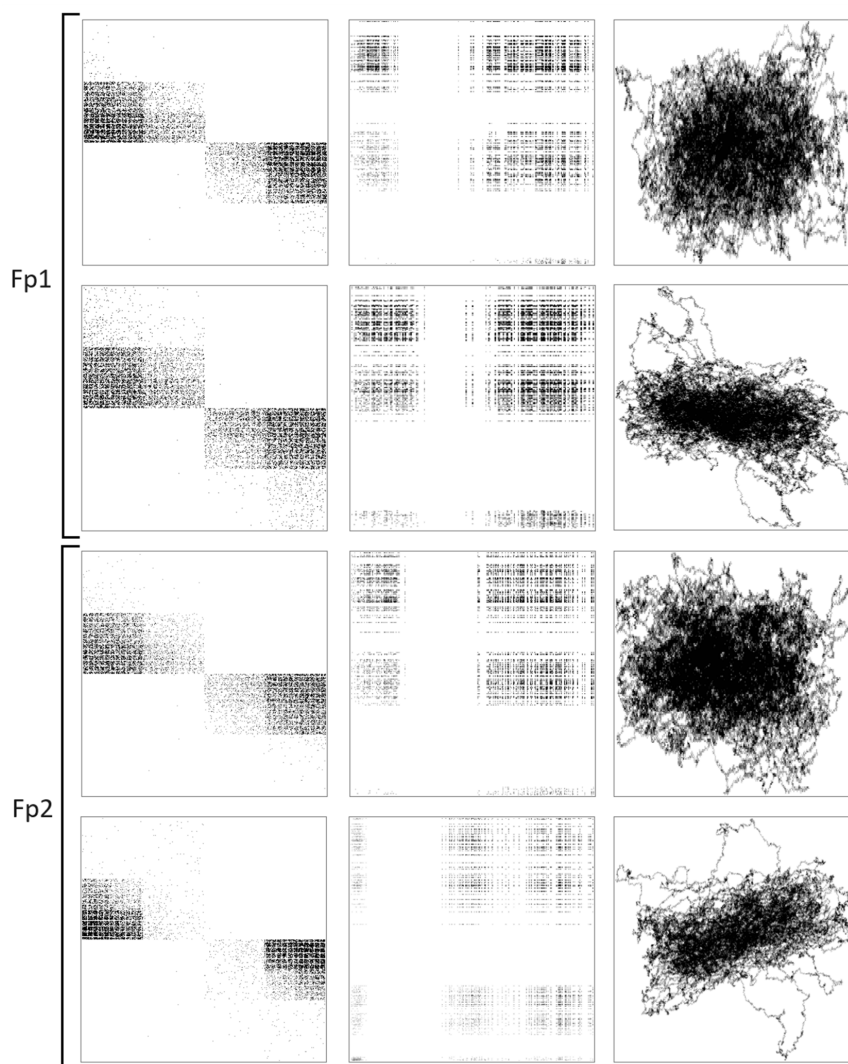


Рис. 4. Двумерные отображения по суб-алфавитам пурин-пиримидин (X) и кето-амино (Y). Первый столбец — структурные отображения при масштабе $N = 16$ и шаге 16. Второй столбец — частотные отображения при масштабе $N = 8$ и шаге 8. Третий столбец — интегральные отображения при масштабе $N = 1600$ и шаге 1. Первая и третья строка — состояние покоя, вторая и четвертая строка — умственная нагрузка

Fig. 4. Two-dimensional maps by the purine-pyrimidine (X) and keto-amino (Y) sub-alphabets. The first column is the structural maps at scale $N=16$ and step 16. The second column is the frequency mappings at scale $N = 8$ and step 8. The third column is the integral mappings at scale $N = 1600$ and step 1. The first and third rows are the state of rest, the second and fourth rows are the mental load

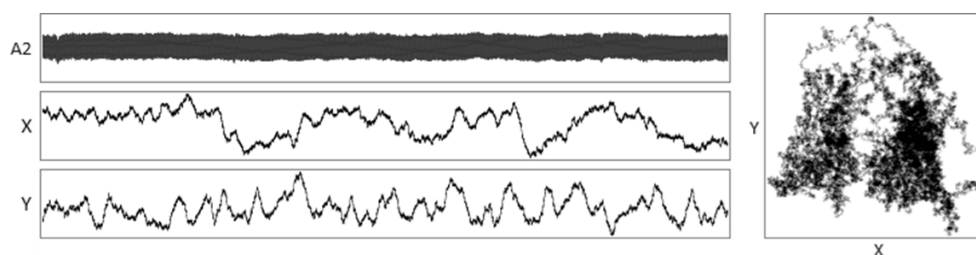


Рис. 5. Пример интегральных отображений ЭЭГ-сигнала при $N = 1600$ и шаге перекрытия 1. В первом столбце представлены кривые исходного сигнала с обозначением электрода и одномерные отображения по суб-алфавитам: кето-амино (X); 2 или 3 водородные связи (Y). Во втором столбце представлено двумерное интегральное отображение по соответствующим суб-алфавитам

Fig. 5. Example of integral EEG signal mappings at $N = 1600$ and overlap step 1. The first column shows the curves of the initial signal with the designation of the electrode and one-dimensional maps by sub-alphabets: keto-amino (X); 2 or 3 hydrogen bonds (Y). The second column shows a two-dimensional integral mapping according to the corresponding sub-alphabets

что характерные «клубочные» формы интегральных двумерных представлений сильно различались у различных ЭЭГ-сигналов и иногда приобретали вид сдвоенных образований (рис. 5).

Применение предлагаемого метода визуализации позволяет получить новые характеристики ЭЭГ-сигналов в виде структуры трёхмерных кластеров в частотном пространстве визуализации, а именно: взаимное расположение, форма и количество кластеров (на рис. 6 некоторые различающиеся кластеры выделены рамкой).

На рис. 6 хорошо видны отличия в структуре и количестве частотных кластеров энцефалографических сигналов, снятых из различных отведений энцефалограммы при наличии или отсутствии умственной нагрузки у испытуемого. Как видно из рисунка, кластерная структура

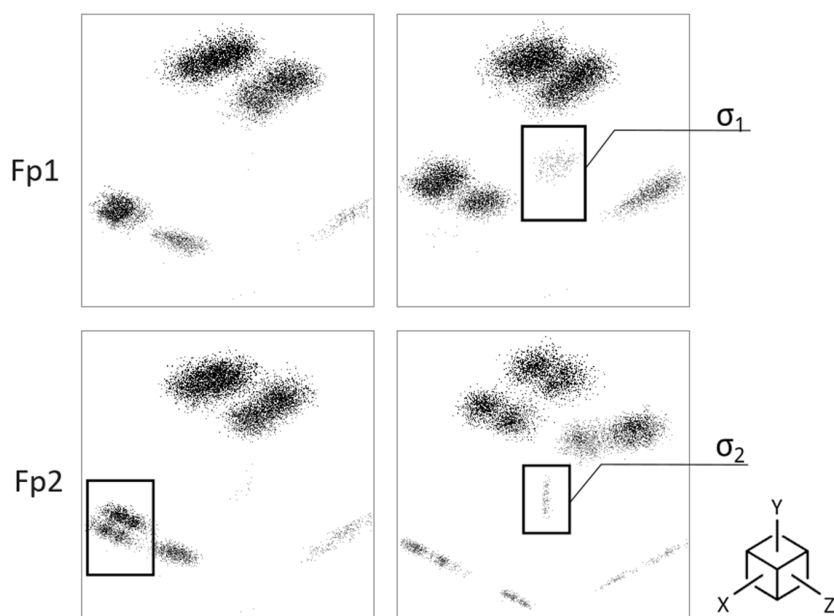


Рис. 6. Трёхмерные частотные отображения при масштабе $N = 8$ и шаге 8 по суб-алфавитам пурин-пиримидин (X), 2 или 3 водородные связи (Y) и кето-амино (Z). Первый столбец — состояние покоя, второй столбец — умственная нагрузка

Fig. 6. Three-dimensional frequency maps at scale $N = 8$ and step 8 for the purine-pyrimidine (X), 2 or 3 hydrogen bonds (Y) and keto-amino (Z) subalphabets. The first column is the resting state, the second column is the mental load

отображений значительно отличается при различных функциональных состояниях субъекта. В частности, видно, что при умственной нагрузке формируются дополнительные частотные кластеры. Эти кластеры обозначены на рисунке как σ_1 и σ_2 и требуют дальнейшего исследования.

На рис. 7 приведены некоторые примеры двоично-ортогональных отображений ЭЭГ-сигналов в различных пространствах визуализации. Показана визуализация записи ЭЭГ в одномерных (верхний ряд), двумерных (средний ряд) и трехмерных (нижний ряд) представлениях. Для удобства над каждым видом отображения (структурный, частотный и интегральный) представлен исходный сигнал.

Логично предположить, что перевод в другие системы счисления (не только в четверичную, но и пятеричную, шестеричную и прочие) позволяет применить аналогичные методы. Существуют матрицы Адамара различного порядка, кодирующие различные системы ортогональных функций Уолша. Полезное свойство матриц, которые описывают кодирование нуклеотидов и которые были применены в данном исследовании, заключается в том, что они позволяют строить визуализации в трёхмерном пространстве, что наглядно и удобно для восприятия. Матрицы большего порядка дадут больше измерений, и можно рассматривать различные двумерные и трехмерные проекции многомерных пространств визуализации. Таким образом, предлагаемый математический аппарат предполагает дальнейшие исследования.

Следует отметить, что известны методы, которые позволяют провести визуализацию динамики по одномерному набору данных (в частности, это использование теоремы Такенса). Когда мы рассматриваем визуализацию в частотном трехмерном пространстве предлагаемым методом (при $N = 8$), точки не связаны с их взаимным расположением в исходном сигнале. При этом

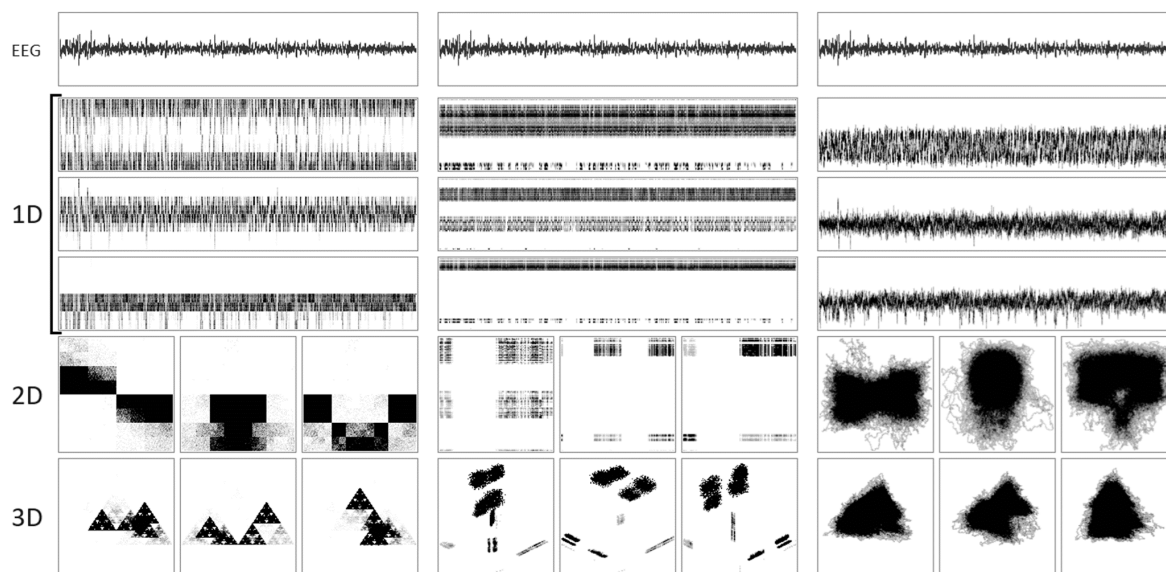


Рис. 7. Вывод программы анализа энцефалограмм. В первом столбце представлено структурное пространство визуализаций при масштабе $N=16$ и шаге перекрытия 1. Во втором столбце представлено частотное пространство визуализаций при масштабе $N = 8$ и шаге перекрытия 8. В третьем столбце представлено интегральное пространство визуализации при масштабе $N = 1600$ и шаге перекрытия 1. Одномерные проекции отображены по суб-алфавитам (сверху вниз): пури-пиримидин (X), кето-амино (Y) и 2 или 3 водородные связи (Z). Двумерные проекции представлены в следующем порядке (слева направо): XY, YZ, XZ. Трехмерные проекции: XYZ, XZY, YXZ

Fig. 7. Output of the encephalogram analysis program. The first column shows the structural visualization space at scale $N=16$ and overlap step 1. The second column shows the frequency space of visualizations at scale $N = 8$ and overlap step 8. The third column shows the integral visualization space at scale $N = 1600$ and overlap step 1. One-dimensional projections are displayed in sub-alphabets (from top to bottom): purine-pyrimidine (X), keto-amino (Y) and 2 or 3 hydrogen bonds (Z). Two-dimensional projections are presented in the following order (from left to right): XY, YZ, XZ. Three-dimensional projections: XYZ, XZY, YXZ

использование системы суб-алфавитов в матрице Адамара позволяет применить теорему Такенса для каждого из измерений в отдельности. Таким образом, предлагаемый метод дополняет методы нелинейной динамики.

Заключение

Проведённые исследования подтвердили возможность визуализации и сравнения энцефалограмм, зарегистрированных в различных функциональных состояниях испытуемых на основе разработанных молекулярно-генетических алгоритмов. Предложенный метод позволяет отображать параметрические характеристики ЭЭГ-сигналов на различных масштабах и в различных пространствах визуализации с помощью специфического применения функций Уолша. Одним из наиболее значимых результатов исследования представляется трехмерная частотная кластеризация ЭЭГ-сигналов, которая позволила обнаружить в обеих лобных долях мозга частотный кластер, предположительно ответственный за умственную нагрузку на испытуемого.

Результаты проведённого исследования коррелируют с полученными ранее данными о применении системы функций Уолша при выявлении скрытых циклических структур в произвольных сигналах [22]. Ранее в [24] нами было показано, что применение теоретико-графового подхода позволяет рассчитать количественные характеристики циклических структур в ЭЭГ-сигналах на различных масштабах, а также вычислить такие показатели характеристического графа ЭЭГ, как число Эйлера, число простых циклов и число простых путей. Проведённое исследование подтверждает наличие скрытых структур и существование особого рода упорядоченности в регистрируемых биопотенциалах мозга человека.

Результаты исследования были получены в созданной нами программе анализа энцефалограмм на основе разработанных ранее молекулярно-генетических алгоритмов. Программа написана на языке C++ и позволяет обрабатывать ЭЭГ-сигналы в реальном времени.

Список литературы

1. *Ke J., Du J., Luo X.* The effect of noise content and level on cognitive performance measured by electroencephalography (EEG) // *Automation in Construction*. 2021. Vol. 130. P. 103836. DOI: 10.1016/j.autcon.2021.103836.
2. *Prasanna J. P., Subathra M. S. P., Mohammed M. A., Maashi M. S., Garcia-Zapirain B., Sairamya N. J., George S. T.* Detection of focal and non-focal electroencephalogram signals using fast Walsh-Hadamard transform and artificial neural network // *Sensors*. 2020. Vol. 20, no. 17. P. 4952. DOI: 10.3390/s20174952.
3. *Göker H., Tosun M.* Fast Walsh–Hadamard transform and deep learning approach for diagnosing psychiatric diseases from electroencephalography (EEG) signals // *Neural Comput. Applic.* 2023. Vol. 35. P. 23617–23630. DOI: 10.1007/s00521-023-08971-6.
4. *Goshvarpour A., Goshvarpour A.* Analytic representation vs. angle modulation of Hilbert transform of fast Walsh-Hadamard coefficients (HTFWHC) in epileptic EEG classification // *Braz. J. Phys.* 2023. Vol. 53. P. 15. DOI: 10.1007/s13538-022-01231-3.
5. *Mohsen S., Ghoneim S. S. M., Alzaidi M. S., Alzahrani A., Ali Hassan A. M.* Classification of electroencephalogram signals using LSTM and SVM based on fast walsh-hadamard transform // *Comput. Mater. Contin.* 2023. Vol. 75, no. 3. P. 5271–5286. DOI: 10.32604/cmc.2023.038758.
6. *Shakya N., Dubey R., Shrivastava L.* Stress detection using EEG signal based on fast Walsh Hadamard transform and voting classifier // *Preprint Research Square*. 2021. DOI: 10.21203/rs.3.rs-782483/v1.
7. *Ergün E., Aydemir O.* A hybrid BCI using singular value decomposition values of the fast walsh-hadamard transform coefficients // *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*. 2020. Vol. 15, no. 2. P. 454–463. DOI: 10.1109/TCDS.2020.3028785.
8. *Yuan X., Cai Z.* A generalized Walsh system and its fast algorithm // *IEEE Transactions on Signal Processing*. 2021. Vol. 69. P. 5222–5233. DOI: 10.1109/TSP.2021.3099635.

9. *Widdess-Walsh P.* Resting but not idle: Insights into epilepsy network suppression from intracranial EEG // *Epilepsy Currents*. 2024. Vol. 24, no. 1. P. 25–27. DOI: 10.1177/15357597231213247.
10. *Vaithialingam B., Rudrappa S.* Intraoperative visualisation of 3 Hz spike-wave epileptic discharges in the electroencephalographic signal of bispectral index monitor in a patient with absence seizures // *Indian J. Anaesth.* 2024. Vol. 68, no. 2. P. 209–210. DOI: 10.4103/ija.ija_710_23.
11. *Salami A., Andreu-Perez J., Gillmeister H.* Finding neural correlates of depersonalisation/derealisation disorder via explainable CNN-based analysis guided by clinical assessment scores // *Artif. Intell. Med.* 2024. Vol. 149. P. 102755. DOI: 10.1016/j.artmed.2023.102755.
12. *Taylor J. A., Garrido M. I.* Porthole and Stormcloud: tools for visualisation of spatiotemporal M/EEG statistics // *Neuroinformatics*. 2020. Vol. 18, no. 3. P. 351–363. DOI: 10.1007/s12021-019-09447-6.
13. *QiHan P. W., Alipal J., Suberi A. A. M., Fuad N., Wahab M. H. A., Idrus S. Z. S.* A new perspective on visualising EEG signal of post-stroke patients // *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* 2020. Vol. 917, no. 1. P. 012047. DOI: 10.1088/1757-899X/917/1/012047.
14. *Gómez L. C., Hervás R., González I., Villarreal V.* Studying the generalisability of cognitive load measured with EEG // *Biomedical Signal Processing and Control*. 2021. Vol. 70. P. 103032. DOI: 10.1016/j.bspc.2021.103032.
15. *Caillet B., Devènes S., Maître G., Hight D., Mirra A., Levionnois O., Simalatsar A.* General Anaesthesia Matlab-based Graphical User Interface: A tool for EEG signal acquisition, processing and visualisation offline and in real-time. 2023. DOI: 10.13140/RG.2.2.33243.68647.
16. *Cao J., Zhao Y., Shan X., Wei H. L., Guo Y., Chen L., Erkoyuncu J. A., Sarrigiannis P. G.* Brain functional and effective connectivity based on electroencephalography recordings: A review // *Hum. Brain Mapp.* 2022. Vol. 43, no. 2. P. 860–879. DOI: 10.1002/hbm.25683.
17. *Cabañero L., Hervás R., González I., Fontecha J., Mondéjar T., Bravo J.* Characterisation of mobile-device tasks by their associated cognitive load through EEG data processing // *Future Generation Computer Systems*. 2020. Vol. 113. P. 380–390. DOI: 10.1016/j.future.2020.07.013.
18. *Costadopoulos N., Islam M. Z., Tien D.* A knowledge discovery and visualisation method for unearthing emotional states from physiological data // *Int. J. Mach. Learn. & Cyber.* 2021. Vol. 12, no. 3. P. 843–858. DOI: 10.1007/s13042-020-01205-4.
19. *Montazeri S., Pinchevsky E., Tse I., Marchi V., Kohonen J., Kauppila M., Airaksinen M., Tapani K., Nevalainen P., Hahn C., Tam E. W. Y., Stevenson N. J., Vanhatalo S.* Building an open source classifier for the neonatal EEG background: A systematic feature-based approach from expert scoring to clinical visualization // *Front. Hum. Neurosci.* 2021. Vol. 15. P. 675154. DOI: 10.3389/fnhum.2021.675154.
20. *Goldberger A. L., Amaral L. A., Glass L., Hausdorff J. M., Ivanov P. C., Mark R. G., Mietus J. E., Moody G. B., Peng C. K., Stanley H. E.* PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals // *Circulation*. 2000. Vol. 101, no. 23. P. E215–E220. DOI: 10.1161/01.cir.101.23.e215.
21. *Zym I., Tukaev S., Seleznev I., Kiyono K., Popov A., Chernykh M., Shpenkov O.* Electroencephalograms during Mental Arithmetic Task Performance // *Data*. 2019. Vol. 4, no. 1. P. 14. DOI: 10.3390/data4010014.
22. *Stepanyan I. V., Lednev M. Y.* Visualization of the Signals Entropy Structure Based on Walsh–Hadamard Functions // *Symmetry*. 2024. Vol. 16, no. 1. P. 59. DOI: 10.3390/sym16010059.
23. *Степанян И. В., Леднев М. Ю.* Алгоритмы визуализации молекулярно-генетических последовательностей в пространствах двоично-ортогональных функций Уолша. М.: «КДУ», «Добросвет», 2020. 193 с. DOI: 10.31453/kdu.ru.978-5-7913-1159-7-2020-193.
24. *Аристов В. В., Кубряк О. В., Степанян И. В.* Расчёт циклических характеристик электроэнцефалограммы для исследования электрической активности мозга // *Известия вузов. ПНД*. 2023. Т. 31, № 4. С. 469–483. DOI: 10.18500/0869-6632-003051.

References

1. Ke J, Du J, Luo X. The effect of noise content and level on cognitive performance measured by electroencephalography (EEG). *Automation in Construction*. 2021;130:103836. DOI: 10.1016/j.autcon.2021.103836.
2. Prasanna JP, Subathra MSP, Mohammed MA, Maashi MS, Garcia-Zapirain B, Sairamya NJ, George ST. Detection of focal and non-focal electroencephalogram signals using fast Walsh-Hadamard transform and artificial neural network. *Sensors*. 2020;20(17):4952. DOI: 10.3390/s20174952.
3. Göker H, Tosun M. Fast Walsh–Hadamard transform and deep learning approach for diagnosing psychiatric diseases from electroencephalography (EEG) signals. *Neural Comput. and Applic.* 2023;35(32):23617–23630. DOI: 10.1007/s00521-023-08971-6.
4. Goshvarpour A, Goshvarpour A. Analytic representation vs. angle modulation of Hilbert transform of fast Walsh-Hadamard coefficients (HTFWHC) in epileptic EEG classification. *Braz. J. Phys.* 2023;53:15. DOI: 10.1007/s13538-022-01231-3.
5. Mohsen S, Ghoneim SSM, Alzaidi MS, Alzahrani A, Ali Hassan AM. Classification of electroencephalogram signals using LSTM and SVM based on fast walsh-hadamard transform. *Comput. Mater. Contin.* 2023;75(3):5271–5286. DOI: 10.32604/cmc.2023.038758.
6. Shakya N, Dubey R, Shrivastava L. Stress detection using EEG signal based on fast Walsh–Hadamard transform and voting classifier. *Research Square*. 2021. DOI: 10.21203/rs.3.rs-782483/v1.
7. Ergün E, Aydemir O. A hybrid BCI using singular value decomposition values of the fast Walsh–Hadamard transform coefficients. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*. 2020;15(2):454–463. DOI: 10.1109/TCDS.2020.3028785.
8. Yuan X, Cai Z. A generalized Walsh system and its fast algorithm. *IEEE Transactions on Signal Processing*. 2021;69:5222–5233. DOI: 10.1109/TSP.2021.3099635.
9. Widdess-Walsh P. Resting But Not Idle: Insights Into Epilepsy Network Suppression From Intracranial EEG. *Epilepsy Currents*. 2024;24(1):25–27. DOI: 10.1177/15357597231213247.
10. Vaithialingam B, Rudrappa S. Intraoperative visualisation of 3 Hz spike-wave epileptic discharges in the electroencephalographic signal of bispectral index monitor in a patient with absence seizures. *Indian J. Anaesth.* 2024;68(2):209–210. DOI: 10.4103/ija.ija_710_23.
11. Salami A, Andreu-Perez J, Gillmeister H. Finding neural correlates of depersonalisation/ derealisation disorder via explainable CNN-based analysis guided by clinical assessment scores. *Artif. Intell. Med.* 2024;149:102755. DOI: 10.1016/j.artmed.2023.102755.
12. Taylor JA, Garrido MI. Porthole and Stormcloud: tools for visualisation of spatiotemporal M/EEG statistics. *Neuroinformatics*. 2020;18(3):351–363. DOI: 10.1007/s12021-019-09447-6.
13. QiHan PW, Alipal J, Suberi AAM, Fuad N, Wahab MHA, Idrus SZS. A new perspective on visualising EEG signal of post-stroke patients. *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* 2020;917(1):012047. DOI: 10.1088/1757-899X/917/1/012047.
14. Gómez LC, Hervás R, González I, Villarreal V. Studying the generalisability of cognitive load measured with EEG. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2021;70:103032. DOI: 10.1016/j.bspc.2021.103032.
15. Cailliet B, Devènes S, Maître G, Hight D, Mirra A, Levionnois O, Simalatsar A. General Anaesthesia Matlab-based Graphical User Interface: A tool for EEG signal acquisition, processing and visualisation offline and in real-time. 2023. DOI: 10.13140/RG.2.2.33243.68647.
16. Cao J, Zhao Y, Shan X, Wei HL, Guo Y, Chen L, Erkoyuncu JA, Sarrigiannis PG. Brain functional and effective connectivity based on electroencephalography recordings: A review. *Hum. Brain Mapp.* 2022;43(2):860–879. DOI: 10.1002/hbm.25683.
17. Cabañero L, Hervás R, González I, Fontecha J, Mondéjar T, Bravo J. Characterisation of mobile-device tasks by their associated cognitive load through EEG data processing. *Future Generation Computer Systems*. 2020;113:380–390. DOI: 10.1016/j.future.2020.07.013.

18. Costadopoulos N, Islam MZ, Tien D. A knowledge discovery and visualisation method for unearthing emotional states from physiological data. *Int. J. Mach. Learn. & Cyber.* 2021;12(3): 843–858. DOI: 10.1007/s13042-020-01205-4.
19. Montazeri S, Pinchevsky E, Tse I, Marchi V, Kohonen J, Kauppila M, Airaksinen M, Tapani K, Nevalainen P, Hahn C, Tam EWY, Stevenson NJ, Vanhatalo S. Building an open source classifier for the neonatal EEG background: a systematic feature-based approach from expert scoring to clinical visualization. *Front. Hum. Neurosci.* 2021;15:675154. DOI: 10.3389/fnhum.2021.675154.
20. Goldberger AL, Amaral LA, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PC, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation.* 2000;101(23):E215-220. DOI: 10.1161/01.cir.101.23.e215.
21. Zym I, Tukaev S, Seleznev I, Kiyono K, Popov A, Chernykh M, Shpenkov O. Electroencephalograms during Mental Arithmetic Task Performance. *Data.* 2019;4(1):14. DOI: 10.3390/data4010014.
22. Stepanyan IV, Lednev MY. Visualization of the Signals Entropy Structure Based on Walsh–Hadamard Functions. *Symmetry.* 2024;16(1):59.
23. Stepanyan IV, Lednev MY. Algorithms for visualization of molecular genetic sequences in spaces of binary-orthogonal Walsh functions. M.: “KDU”, “Dobrosvet”; 2020. 193 p. (in Russian). DOI: 10.31453/kdu.ru.978-5-7913-1159-7-2020-193.
24. Aristov VV, Kubryak OV, Stepanyan IV. Calculation of cyclic characteristics of an electroencephalogram for the study of electrical activity of the brain. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics.* 2023;31(4):469–483 (in Russian). DOI: 10.18500/0869-6632-003051.



Степанян Иван Викторович — доктор биологических наук, кандидат технических наук. Лауреат первой премии Министерства обороны РФ по итогам Всероссийского конкурса по поиску научных, инновационных, производственных групп или коллективов, способных к эффективной реализации перспективных проектов в интересах Вооруженных Сил Российской Федерации за научно-исследовательскую работу «Создание прототипа нейроподобной интеллектуальной системы для повышения качества управления в робототехнических комплексах». Автор более 150 научных работ, ряда монографий и патентов на изобретения, член редколлегии и постоянный автор журнала «Нейрокомпьютеры: разработка, применение». Ведущий научный сотрудник ИМАШ РАН им. А. А. Благонравова. Направления научной деятельности — биоматематика, биомеханика, психоакустика, медицина и психофизиология умственного труда, естественный и искусственный интеллект, научная визуализация, системы управления.

Россия, 119334, Москва, Ленинский проспект, 39
Институт машиноведения им. А. А. Благонравова
Российской академии наук (ИМАШ РАН)
E-mail: neurocomp.pro@gmail.com
ORCID: 0000-0003-3176-5279
AuthorID (eLibrary.Ru): 443261



Леднев Михаил Юрьевич — окончил Московский государственный технический университет радиотехники, электроники и автоматики по специальности «Программное обеспечение вычислительной техники и автоматизированных систем» (2013) и аспирантуру Института проблем управления имени В. А. Трапезникова РАН по специальности «Математическое и программное обеспечение вычислительных машин, комплексов и компьютерных сетей» (2016). Младший научный сотрудник ИМАШ РАН им. А. А. Благонравова. Автор более 20 научных работ. Область научных интересов — исследования в области нейронных сетей, адаптивного управления и искусственного интеллекта, научная визуализация, обработка сигналов.

Россия, 117624, Москва, ул. Старокрымская, 15к1
Институт машиноведения им. А. А. Благонравова
Российской академии наук (ИМАШ РАН)
E-mail: miklesus@mail.ru
ORCID: 0000-0002-5919-0190
AuthorID (eLibrary.Ru): 1090587