

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра Нелинейной физики

**Модификация рекуррентного анализа
для обработки физиологических сигналов**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

Студентки 2 курса 2211 группы
направления (специальности) 03.04.01 Прикладные математика и физика
код и наименование направления (специальности)
Института физики
наименование факультета, института, колледжа
Емельяновой Елизаветы Петровны
фамилия, имя, отчество

Научный руководитель
доцент кафедры физики открытых систем,
к.ф.-м.н. _____

А.О. Сельский

Заведующий кафедрой
доцент кафедры нелинейной физики,
к.ф.-м.н. _____

Е.Н. Бегинин

Саратов 2024 год

Введение

Целью настоящей работы является исследование частоты возникновения приступов мигрени у людей, страдающих хронической формой этого заболевания, используя ЭЭГ данные головного мозга во время выполнения ими когнитивных тестов. Для достижения этой цели были поставлены несколько задач.

Первым этапом исследования была модификация рекуррентного анализа с целью определения наиболее значимых каналов головного мозга у испытуемых. Этот процесс включал в себя адаптацию стандартных процедур рекуррентного анализа для анализа данных ЭЭГ с учетом специфики исследуемой проблемы.

Затем модифицированный рекуррентный анализ был применен для выявления индивидуальных особенностей испытуемых во время выполнения ими когнитивного теста. Это помогло выявить возможные связи между функциональной активностью мозга и частотой приступов мигрени. Результаты этой модификации позволили выделить ключевые области мозга, которые имели наибольшее значение для возникновения приступов мигрени.

Далее в процессе исследования была проведена корректировка результатов модифицированного рекуррентного анализа с учетом влияния частоты с наибольшим значением спектральной плотности мощности, определенной с помощью дискретного преобразования Фурье. Это важный этап, поскольку позволяет учесть частотные особенности сигналов ЭЭГ и повысить точность анализа. Спектральная плотность мощности предоставляет информацию о распределении энергии сигнала по различным частотам. Так как рекуррентный анализ сильно зависит от частоты, корректировка его результатов с учетом превалирующей частоты позволяет уточнить распределение наиболее значимых каналов у людей, страдающих мигренью, во время выполнения ими когнитивных тестов.

Далее был проведен анализ спектров ЭЭГ, полученных с помощью дискретного преобразования Фурье. Анализ полученных спектров позволяет

выявить преобладающие ритмы головного мозга в различных частотных диапазонах и их пространственное распределение по различным областям мозга.

В итоге, на основе результатов модифицированного рекуррентного анализа и анализа распределения преобладающих ритмов головного мозга был предложен метод определения частоты приступов мигрени.

Таким образом, комбинация результатов модифицированного рекуррентного анализа и анализа преобладающих ритмов головного мозга дала возможность более полно и точно определить частоту приступов мигрени у испытуемых, что является важным шагом в исследовании этого расстройства и разработке эффективных методов его диагностики и лечения.

Таким образом, данная работа направлена на выявление и понимание механизмов, лежащих в основе хронической мигрени, с целью разработки более эффективных методов ее диагностики.

Основное содержание работы

Рекуррентный анализ. Рекуррентный анализ имеет ряд преимуществ: он является простым с математической точки зрения, а также требует сравнительно небольшого времени для обработки сигналов. Реализация его проводится по следующей схеме. В первую очередь строится рекуррентная матрица, каждый элемент которой определяется по формуле:

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

Здесь Θ – функция Хевисайда, дающая в результате 0 в случае, если аргумент отрицательный и 1, если аргумент неотрицательный, x_i, x_j – значения амплитуды сигнала ЭЭГ в соответствующие времена i и j , ε – окрестность рассматриваемой точки. i и j изменяются в пределах от 1 до N , где N – количество элементов ряда.

Следующим шагом идет построение совместной рекуррентной матрицы для пар сигналов ЭЭГ. Совместная рекуррентная матрица является результатом

поэлементного умножения двух рекуррентных матриц для рассматриваемых сигналов:

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

Здесь y_i и y_j – значения амплитуды второго сигнала. Далее для численного анализа вводится количественный параметр, называемый совместным рекуррентным показателем. Он ищется путем суммирования всех элементов совместной рекуррентной матрицы и нормированием на количество элементов в матрице.

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

В данном исследовании применялся модифицированный рекуррентный анализ. Для его реализации совместные рекуррентные матрицы строятся для пар сигналов ЭЭГ и одинаковых каналов, чтобы отследить появление паттернов в некоторых каналах при реакции на одинаковые стимулы. Для этого вводится дополнительный параметр – показатель значимости канала, который представляет собой сумму совместных рекуррентных показателей для пар сигналов ЭЭГ, нормированную на количество сравниваемых пар:

$$SR_l = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M JRR_i$$

Здесь M – это количество пар событий, для которых строятся совместные рекуррентные матрицы.

Преобразование Фурье. Рекуррентный анализ ввиду методики математической обработки сигналов для его реализации сильно зависит от частоты, следовательно, полученные результаты могут быть искажены. Для идентичных по форме сигналов показатель значимости каналов будет возрастать, если сигналы имеют более высокую частоту. Одним из классических и наиболее известных частотных методов обработки сигналов является Фурье

анализ. В работе использовалось дискретное преобразование Фурье для получения спектров исследуемых сигналов:

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

Таким образом, были построены спектры для всех событий каждого канала и каждого испытуемого. Из каждого спектра была выбрана частота с наибольшей спектральной плотностью мощности, соответствующая пику на спектре. Так как подобного типа пик встречается в большинстве спектров сигналов ЭЭГ, то было принято решение делать поправку результатов рекуррентного анализа на базе значения частоты с наибольшим значением спектральной плотности мощности. Затем было вычислено отношение нормализованного показателя значимости каждого канала к соответствующей частоте с наибольшей спектральной плотностью мощности в этом канале. Далее в работе рассматривалось отношение нормализованного значения показателя значимости канала к нормализованному значению найденной частоты.

Предложенный метод позволил учитывать влияние превалирующей частоты на показатели значимости каналов, что позволяет более точно оценивать индивидуальные особенности испытуемых и уменьшить неточности в результатах рекуррентного анализа из-за повышения частоты с максимальной плотностью мощности в сигналах ЭЭГ. Соответственно это способствует получению более точных результатов.

Ритмы головного мозга. Ритмы головного мозга представляют собой периодические электрические колебания, записываемые с помощью электроэнцефалографии. Они измеряются в герцах (Гц) и характеризуются частотой и амплитудой. Различные типы ритмов соответствуют различным состояниям активности мозга, таким как бодрствование, сон, концентрация и расслабление.

Выделяют несколько основных ритмов головного мозга: альфа-ритм характеризуется частотой от 8 до 12 Гц, бета-ритм, его частота обычно составляет от 13 до 30 Гц, тета-ритм, частота составляет от 4 до 7 Гц, дельта-ритм, самый медленный из ритмов, с частотой менее 4 Гц и гамма-ритм с частотой от 30 до 100 Гц и выше.

В настоящей работе выделялись превалирующие ритмы головного мозга в каждом из каналов и по распределению превалирующих ритмов определялось наличие хронической мигрени у испытуемых. Анализ проводился по четырем ритмам, исключая гамма-ритм по причине того, что у испытуемых не наблюдалось частот с высоким показателем спектральной плотности мощности в данном диапазоне. Превалирующие ритмы головного мозга рассчитывались следующим образом. Для каждого сигнала в каждом канале по полученным с помощью Фурье преобразования спектрам были рассчитаны суммы значений спектральной плотности мощности частот, входящих в частотные диапазоны соответствующих ритмов. Далее анализировалось расположение наибольших значений суммарной спектральной плотности мощности каждого из ритмов на поверхности головного мозга.

Результаты. В дипломной работе использовалась серия экспериментов по выявлению индивидуальных особенностей испытуемых при выполнении ими когнитивного теста. Также было проведено сравнение полученных результатов с результатами, полученными в контрольной группе при проведении такого же теста.

В эксперименте приняли участие двадцать испытуемых, страдающих хронической мигренью в возрасте от 32 до 66 лет. Помимо этого, в эксперименте приняли участие девять условно здоровых испытуемых, которые составили контрольную группу. Их сажали в кресло перед экраном, где они проходили когнитивный тест, который чередовался с фазой отдыха. Для эксперимента был выбран именно когнитивный тест в связи с тем, что необходимо было отследить

изменения в активности головного мозга по электроэнцефалограммам у людей при частых приступах мигрени.

Проведение модифицированного рекуррентного анализа ЭЭГ данных у людей, страдающих мигренью, позволило выделить три различных типа мозговой активности. Эти типы включают левостороннюю активность, правостороннюю активность и симметричную активность в затылочной области головы.

Из двадцати испытуемых в выборке четверо имели активность, при которой наиболее значимые каналы сосредоточены преимущественно слева, у пяти испытуемых наиболее значимые каналы были сосредоточены преимущественно справа, а у одиннадцати испытуемых наблюдалось симметричное распределение наиболее отличных от среднего каналов в затылочной области головы.

Исследование также включало в себя анализ логарифма отношения сумм показателей значимости каналов с левой и правой стороны. Этот параметр позволяет оценить распределение испытуемых по значениям логарифма и выявить количество испытуемых, которым соответствует левосторонняя, правосторонняя или симметричная активность в затылочной области головного мозга при выполнении ими когнитивного теста.

Учет частоты с максимальным значением спектральной плотности мощности привел к изменению распределения наиболее значимых каналов головного мозга у испытуемых. У пятерых испытуемых наиболее значимые каналы были расположены преимущественно слева, у семерых – справа, а у восьми оставшихся сохранилось симметричное расположение в затылочной части головы.

Исходя из анализа превалирующих ритмов головного мозга было выявлено, что у людей с большим количеством приступов мигрени (больше одного) за последний месяц наблюдались отличия в распределении альфа- и бета-ритмов по сравнению с теми, у кого был лишь один приступ мигрени за

месяц или они отсутствовали вовсе. Предложенный критерий был проверен на контрольной группе условно здоровых испытуемых, у которых хроническая мигрень диагностирована не была. Испытуемые из контрольной группы, предполагаемые как условно здоровые, показывают частые приступы головной боли. Таким образом распределение максимальной спектральной плотности мощности в альфа- и бета-ритмах само по себе не является достаточным для определения наличия и частоты приступов мигрени. С этой целью был дополнительно произведен анализ распределения показателей значимости каналов, полученных с помощью модифицированного рекуррентного анализа.

Боковая асимметрия в показателях значимости каналов наблюдается у испытуемых с частыми приступами мигрени. Соответственно модифицированный рекуррентный анализ с учетом влияния частоты можно использовать в комбинации с анализом распределения ритмов головного мозга у испытуемых для диагностики у них частых приступов мигрени и отслеживания состояния головного мозга при выполнении ими когнитивных тестов.

Заключение. В двух группах испытуемых (испытуемые с хронической мигренью и контрольная группа), при одновременном выполнении двух критериев верно определить частоту приступов мигрени удалось в 22 из 29 случаев, что соответствует точности порядка 75%, что является достаточно хорошим результатом при сравнительном быстром действии предложенного метода. При этом отдельно в группе людей, страдающих мигренью, верно частоту приступов удалось выявить в 17 из 20 случаев, что соответствует точности порядка 85%, но в то же время в контрольной группе правильно удалось определить частоту головных болей в 5 из 9 случаев, что соответствует только 56% точности.

В то же время применение модифицированного рекуррентного анализа без учета частоты дало точность в определении мигрени 72%, то есть соответствует правильному определению количества головных болей в 21 из 29 случаев, но при этом большая часть ошибок в определении частоты головных болей

принадлежала группе людей с хронической мигренью, в то время как контрольная группа определялась более точно. Для испытуемых с диагностированной мигренью удалось верно установить частоту приступов в 13 из 20 случаев, что соответствует точности порядка 65%, при этом в контрольной группе верно удалось определить человека без мигрени в 8 случаях из 9, что соответствует точности 89%. В случае же применения модифицированного анализа с учетом влияния частоты с максимальной спектральной плотностью мощности более точно определялась частота приступов мигрени у людей с диагностированным заболеванием, в то время как ошибки в выявлении частоты головных болей преимущественно наблюдались в контрольной группе.

В связи с вышесказанным существует необходимость в совместном применении модифицированного рекуррентного анализа без учета влияния частоты и модифицированного рекуррентного анализа с учетом частоты с максимальной спектральной плотностью мощности для получения наиболее точных результатов в выявлении людей с мигренью и без. При этом для дальнейшего определения частоты приступов мигрени у людей с диагностированным заболеванием предпочтительно использовать модифицированный рекуррентный анализ с учетом влияния частоты с максимальной спектральной плотностью мощности, в то время как для определения наличия заболевания предпочтительнее использовать опрос пациента совместно с рекуррентным анализом без учета влияния частоты.

Таким образом удалось достичь в данной работе хороших результатов в определении частоты приступов мигрени у испытуемых, что позволит в дальнейшем автоматизировать отслеживание перехода частой мигрени к хроническому заболеванию, а также выбирать наиболее корректный метод лечения для каждого из пациентов.

Кроме того, автоматизация определения частоты приступов мигрени по электроэнцефалограммам людей позволит уточнить получаемую от пациентов информацию о частоте приступов.

Список литературы

1. **J. R. Wolpaw, et al.** Brain–computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*. 2002, pp. 767–791.
2. **P. G. Rodrigues, et al.** Space-time recurrences for functional connectivity evaluation and feature extraction in motor imagery brain-computer interfaces. *Medical & biological engineering & computing*. 2019, 57, pp. 1709–1725.
3. **U. R. Acharya, et al.** Application Of Recurrence Quantification Analysis For The Automated Identification Of Epileptic EEG Signals. *International Journal of Neural Systems*. 2011, Vol. 21, 3, pp. 199-211.
4. —. Automated EEG analysis of epilepsy: A review. *Knowledge-Based Systems*. 2013, pp. 147–165.
5. **T. A. Manoharan, M. Radhakrishnan.** Region-Wise Brain Response Classification of ASD Children Using EEG and BiLSTM RNN. *Clin EEG Neurosci*. 2023, Vol. 54, 5, pp. 461-471.
6. **X. Gao, et al.** Automatic Detection of Epileptic Seizure Based on Approximate Entropy, Recurrence Quantification Analysis and Convolutional Neural Networks. *Artificial Intelligence in Medicine*. 2019, 102, p. 101711.
7. **D. Vuralli, C. Ayata, H. Bolay.** Cognitive dysfunction and migraine. *J Headache Pain*. 2018, 19, p. 109.
8. **A. Hovaguimian, J. Roth.** Management of chronic migraine. *BMJ*. 2022, Vol. 379, p. 067670.
9. **Schoenen, J.** Examens électrophysiologiques dans la migraine [Electrophysiologic investigations in migraine]. *Pathol Biol (Paris)*. 1992, Vol. 40, 4, pp. 293-304.
10. **T.J. Mungoven, L.A. Henderson, N. Meylakh.** Chronic Migraine Pathophysiology and Treatment: A Review of Current Perspectives. *Frontiers in Pain Research*. 2021, 2.
11. **N. Zhang, et al.** Application of EEG in migraine. *Front Hum Neurosci*. 2023, Vol. 17, p. 1082317.
12. **Tommaso, M. de.** An update on EEG in migraine. *Expert Rev Neurother*. 2019, Vol. 19, 8, pp. 729-737.
13. **В.А. Головачева, К.А. Пожидаев, А.А. Головачева.** Когнитивные нарушения у пациентов с мигренью: причины, принципы эффективного предупреждения и лечения. *Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика*. 2018 г., 3.

14. **Buzsáki, G.** Rhythms of the Brain. *Oxford University Press*. 2006.
15. **Y. Cao, et al.** Detecting dynamical changes in time series using the permutation entropy. *Phys. Rev. E*. 2004, 70, p. 046217.
16. **Y.-X. Yang, et al.** A recurrence quantification analysis-based channel-frequency convolutional neural network for emotion recognition from EEG. *Chaos*. 2018, 28, p. 085724.
17. **S. Baillet, J. C. Mosher, R. M. Leahy.** Electromagnetic brain mapping. *IEEE Signal Processing Magazine*. 2001.
18. **О.Е. Дик, А.Д. Ноздрачев.** Динамика паттернов электрической активности мозга при нарушениях его функционального состояния. *Успехи физиологических наук*. 2020 г., Т. 51, 2, стр. 68–87.
19. **J. Pijn, et al.** Nonlinear dynamics of epileptic seizures on basis of intracranial EEG recordings. *Brain Topogr*. 1997, 9, pp. 249–270.
20. **L. T. Timothy, B. M. Krishna, U. Nair.** Classification of mild cognitive impairment EEG using combined recurrence and cross recurrence quantification analysis. *Int J Psychophysiol*. 2017, 120, pp. 86-95.
21. **M. Soleymani, et al.** Analysis of EEG signals and facial expressions for continuous emotion detection. *IEEE Transactions On Affective Computing*. 2015.
22. **Pitsik, E. N.** Recurrence quantification analysis provides the link between age-related decline. *Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedeniy. Applied Nonlinear Dynamics*. 2021, Vol. 29, 3, pp. 386-397.
23. **S. Chandrasekharan, et al.** Exploring recurrence quantification analysis and fractal dimension algorithms for diagnosis of encephalopathy. *Cogn Neurodyn*. 2024, Vol. 18, 1, pp. 133-146.
24. **N.Marwan, et al.** Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports*. 2007, pp. 237–329.
25. **J.-P. Eckmann, S.O. Kamphorst, D. Ruelle.** Recurrence plots of dynamical systems. *Europhys. Lett*. 1987, pp. 973–977.
26. **N. Marwan, J. Kurths.** Line structures in recurrence plots. *Phys. Lett. A*. 2005, pp. 349–357.
27. **M. A. Lopes, et al.** Recurrence quantification analysis of dynamic brain networks. *Eur J Neurosci*. 2021, Vol. 53, 4, pp. 1040-1059.
28. **Groth, A.** Visualization and detection of coupling in time series by order recurrence plots. *Preprint series of the DFG priority program 1114 “Mathematical Methods for Time Series Analysis and Digital Image Processing”*. 2004, 67.

29. **N., Marwan.** Untersuchung der Klimavariabilität in NW Argentinien mit Hilfe der quantitativen Analyse von Recurrence Plots, Master's Thesis. *Dresden University of Technology*. 1999.
30. **T. Prado, et al.** Maximum entropy principle in recurrence plot analysis on stochastic and chaotic systems. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*. 2020, 30, p. 043123.
31. **A. M. T. Ramos, et al.** Recurrence measure of conditional dependence and applications. *Physical Review E*. 2017.
32. **N. Marwan, J. Kurths.** Nonlinear analysis of bivariate data with cross recurrence plots. *Preprint submitted to Elsevier Science*. 2008.
33. **J.P. Zbilut, A. Giuliani, C.L. Webber Jr.** Detecting deterministic signals in exceptionally noisy environments using cross-recurrence quantification. *Phys. Lett. A*. 1998, pp. 122–128.
34. **Y. Deng, et al.** Local Temporal Joint Recurrence Common Spatial Patterns for MI-based BCI. in *2020 IEEE 4th Information Technology, Networking, Electronic and Automation Control Conference (ITNEC)*. 2020, Vol. 1, pp. 813–816.
35. **Холтыгин, А.Ф.** Преобразование Фурье: алгоритмы и статистика. 2022 г.
36. **O. Abbasi, et al.** Unilateral deep brain stimulation suppresses alpha and beta oscillations in sensorimotor cortices. *Neuroimage*. 2018, Vol. 174, pp. 201-207.
37. **Звёздочкина, Н.В.** Исследование электрической активности головного мозга человека. Казань : б.н., 2014.
38. **E. Belova, et. al.** Excessive α - β Oscillations Mark Enlarged Motor Sign Severity and Parkinson's Disease Duration. *Mov Disord*. 2023, Vol. 38, 6, pp. 1027-1035.
39. **J. H. Kang, et al.** Effects of Frontal Theta Rhythms in a Prior Resting State on the Subsequent Motor Imagery Brain-Computer Interface Performance. *Front Neurosci*. 2021, Vol. 15, p. 663101.
40. **L. Grabot, et al.** The Strength of Alpha-Beta Oscillatory Coupling Predicts Motor Timing Precision. *J Neurosci*. 2019, Vol. 39, 17, pp. 3277-3291.
41. **N. Enz, et al.** Self-regulation of the brain's right frontal Beta rhythm using a brain-computer interface. *Psychophysiology*. 2022, Vol. 59, 11, p. 14115.