

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

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

Кафедра радиофизики и нелинейной динамики

**Анализ характерных особенностей сигналов
электроэнцефалограмм с применением вейвлетов**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 4032 группы

направления 03.03.03 Радиофизика

Института физики

Кана Вадима Константиновича

Научный руководитель

доцент, к.ф.-м.н., доцент

О.Н. Павлова

Зав. кафедрой радиофизики

и нелинейной динамики,

д.ф.-м.н., доцент

Г.И. Стрелкова

Саратов 2022 г.

ВВЕДЕНИЕ

Анализ структуры сигналов электроэнцефалограмм является важным при проведении различных исследований, начиная от решения задач диагностики изменений динамики электрической активности головного мозга, вызванных сменой функционального состояния, заболеваниями и т.п. до решения задач разработки и практического использования интерфейсов мозг-компьютер, которые сейчас широко применяются в медицине и технике. С точки зрения радиофизики задача состоит в применении известных и разработке более эффективных методов диагностики, учитывающих структуру анализируемых данных, наличие артефактов, шумов, нестационарности и т.д.

В частности, недавний прогресс в создании интерфейсов «мозг-компьютер» (ИМК) привел к появлению новой области междисциплинарных исследований, в которой объединены усилия физиков, нейробиологов и инженеров, позволившие предложить ряд оригинальных разработок. Несмотря на относительно долгую историю этого направления, включая первоначальные подходы, предложенные почти пятьдесят лет назад, переход от теоретических исследований к разработке неинвазивных устройств для людей с ограниченными возможностями потребовал как лучшего понимания динамики мозга, так и более обширных возможностей распознавания мысленных намерений по сигналам ЭЭГ. Например, ИМК может осуществлять распознавание различных особенностей электрических сигналов в режиме реального времени с последующим преобразованием некоторых выявленных паттернов в управляющие команды для механической части, чтобы обеспечить специальные действия в окружающем мире без использования мышц. Вместо электрических процессов также могут использоваться другие источники информации, такие как магнитные или оптические сигналы, полученные с помощью функциональной спектроскопии ближнего инфракрасного диапазона. В настоящее время предложенные неинвазивные ИМК позволяют парализованным людям

общаться, контролировать положение курсора на экране монитора, обеспечивать частичный синтез голосовых сообщений, регулировать движения тела и т.д. Они нашли применение в медицине и робототехнике.

Программное обеспечение, которое позволяет обнаруживать характерные паттерны ЭЭГ и распознавать мысленные намерения, играет ключевую роль в каждом ИМК. Чтобы обеспечить стабильное распознавание, программное обеспечение должно основываться на подходящих методах анализа сигналов, которые могут выполнять обработку данных, используя только короткие фрагменты многоканальных нестационарных записей ЭЭГ, и выявлять достоверные различия в фрагментах данных, связанных с различными мысленными действиями.

Целью выпускной квалификационной работы является ознакомление с методом многомасштабного вейвлет-анализа, изучение его возможностей применительно к решению задач распознавания характерных паттернов ЭЭГ и практическое использование этого подхода для диагностики возрастных изменений структуры сигналов электрической активности головного мозга.

Материалы исследования. Исследования проводились, используя сигналы ЭЭГ испытуемых двух возрастных групп.

Выпускная квалификационная работа содержит введение, две главы (1. Методы исследования и обзор результатов в области применения многомасштабного вейвлет-анализа для распознавания паттернов ЭЭГ; 2. Результаты проведенных исследований возрастных различий), заключение и список использованных источников. Общий объем работы 37 стр.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Методы исследования и обзор результатов в области применения многомасштабного вейвлет-анализа для распознавания паттернов ЭЭГ. Многомасштабный вейвлет-анализ (МВА) [1, 2] является одним из наиболее часто используемых методов анализа структуры сложных сигналов,

применяющих дискретное вейвлет-преобразование. Этот метод предусматривает процедуру пирамидального разложения сигнала с помощью набора сопряженных зеркальных фильтров: ФНЧ и ФВЧ, которые формируются с помощью двух математических операций, а именно: растяжения и смещения скейлинг-функции $\varphi(t)$ и вейвлет-функции $\psi(t)$

$$\varphi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \varphi(2^j t - k) \quad (1)$$

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k)$$

Алгоритм быстрого разложения [3, 4] предусматривает целые значения j и k , а также число отсчетов, составляющее $N=2^n$.

Разложение сигнала $x(t) \in L^2(R)$ по набору скейлинг функций и вейвлетов можно представить в виде следующего ряда

$$x(t) = \sum_k s_{j_n,k} \varphi_{j_n,k}(t) + \sum_{j \geq j_n} \sum_k d_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (2)$$

На некотором уровне разрешений j_n коэффициенты аппроксимации $s_{j,k}$ связаны со скейлинг-функциями и отражают низкочастотную информацию о сигнале, а коэффициенты детализации $d_{j,k}$ связаны с вейвлетами и отражают информацию о более высокочастотных процессах.

Многомасштабный вейвлет-анализ реализуется в несколько этапов, чтобы учесть все доступные временные масштабы (или уровни разрешения j). В результате будут получены наборы коэффициентов детализации $d_{j,k}$, относящихся к каждому уровню разрешения j . Учитывая изменения сигнала во времени, похожие изменения проявляются и в поведении вейвлет-коэффициентов $d_{j,k}$, которые также показывают вариации на каждом уровне разрешения. Простой статистической мерой этой вариабельности является стандартное отклонение, рассматриваемое как функция масштаба.

В качестве примера применения многомасштабного вейвлет-анализа рассмотрена задача о распознавании характерных паттернов ЭЭГ [5, 6], связанных с реальными и воображаемыми движениями рук и ног испытуемых. Эксперименты проводились на здоровых добровольцах,

включая мужчин и женщин ($n=9$) в возрасте от 20 до 44 лет. Многоканальные ЭЭГ регистрировались в специально оборудованной лаборатории с помощью электроэнцефалографа “BE Plus LTM”. Помимо стандартной международной схемы расположения электродов 10-20, использовались дополнительные электроды в соответствии с международной схемой 10-10, размещенные в промежуточных положениях, чтобы получить в общей сложности 32 канала записи. Частота дискретизации была равна 1000 Гц. На этапе предварительной обработки данных сигналы фильтровались с использованием полосового фильтра с частотами среза 1 Гц и 100 Гц и режекторного фильтра 50 Гц.

Результаты проведенных исследований возрастных различий. Эксперименты проводились в университете Иннополис с двадцатью здоровыми добровольцами (все они были правшами), разделенными на две группы: 10 молодых людей в возрасте $26,1 \pm 5,15$ года (среднее значение \pm стандартное отклонение) и 10 пожилых людей в возрасте $65,0 \pm 5,69$ года. Все испытуемые не имели неврологических патологий (опухоли головного мозга, травмы, инсульты). Всех добровольцев просили сесть на стул, удобно положив руки на стол перед собой ладонями вверх. Фоновую ЭЭГ регистрировали в расслабленном состоянии (5 минут, глаза открыты). Активная фаза эксперимента состояла из 60 повторений заданий на мелкую моторику. Каждое задание включало сжатие руки в кулак после звукового сигнала и разжимание кулака после повторного звукового сигнала. Такая мелкая моторика выполнялась недоминирующей рукой (левой рукой, LH, 30 испытаний), если раздавался короткий звуковой сигнал (0,3 с) и доминирующей рукой (правая рука, RH, 30 испытаний), если звучал более длительный звуковой сигнал (0,75 с). Порядок движений (LH или RH) выбирался случайным образом. Общая продолжительность экспериментальной процедуры составляла около 15 минут на одного участника. Для дальнейшего анализа данных извлекались 12-секундные записи, связанные с каждым отдельным испытанием, которые включали

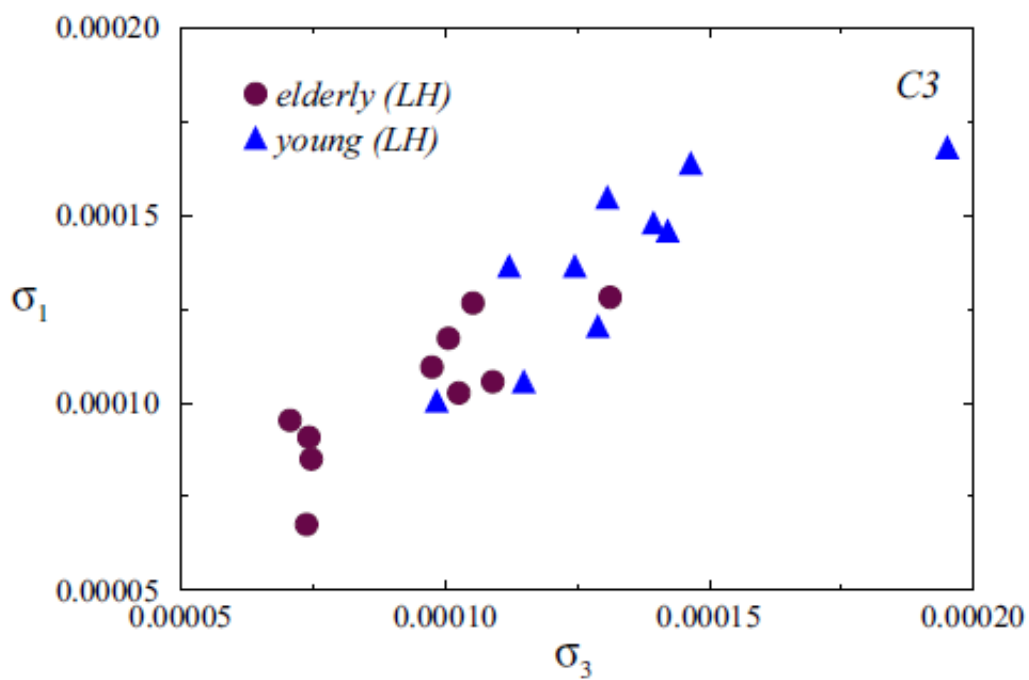
базовую ЭЭГ (2 секунды), сжатие руки и удержание ее до повторного звукового сигнала (4-5 секунд), разжимание руки и паузу перед следующим заданием (6-8 секунд).

Проводились записи многоканальной ЭЭГ по схеме регистрации “10-10” с выбором 31 канала (O2, O1, P4, P3, C4, C3, F4, F3, Fp2, Fp1, P8, P7, T8, T7, F8, F7, Oz, Pz, Cz, Fz, Fpz, FT7, FC3, FCz, FC4, FT8, TP7, CP3, CPz, CP4, TP8), двух опорных электродов A1 и A2, прикрепляемых на мочках ушей, и заземляющего электрода N над лбом. Для выполнения экспериментов использовались адгезивные электроды. Чтобы улучшить проводимость кожи и снизить ее сопротивление, применялся абразивный гель. Применялся электроэнцефалограф компании Medicom MTD, г. Таганрог. ЭЭГ регистрировалась с частотой дискретизации 250 Гц, фильтровалась с использованием режекторного фильтра 50 Гц и полосового фильтра Баттерворта с частотами среза 1 Гц и 100 Гц. Артефакты, вызванные сердцебиениями и морганием глаз, были удалены с помощью метода анализа независимых компонент. В ходе визуального осмотра были удалены некоторые сегменты, в которых последний подход не обеспечивал адекватного подавления артефактов. Для дальнейшего анализа была отобрана половина наиболее «чистых» сегментов (по 15 двигательных задач на каждую руку). Предварительная обработка данных осуществлялась с использованием пакета MNE для Python 3.7 в университете Иннополис.

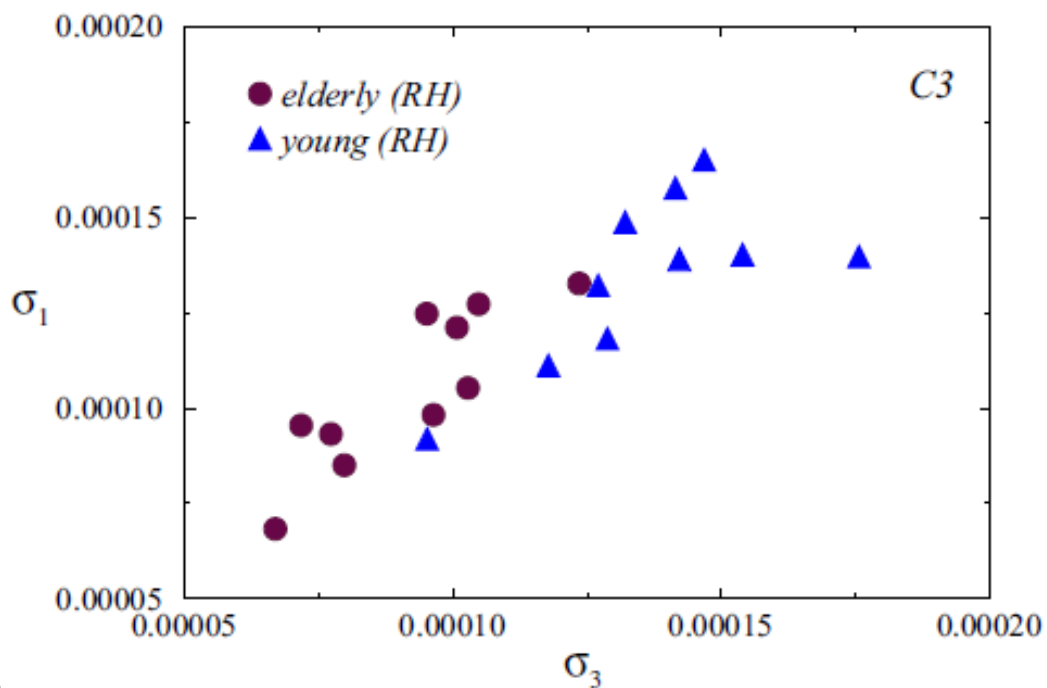
Для обработки данных были выбраны 3 части из 12-секундных записей, относящихся к каждой задаче ($N = 2^9$ отсчетов в каждой части), которые соответствовали базовой ЭЭГ (часть 1), сжатию руки в кулак (часть 2) и разжатию кулака (часть 3). Чтобы исключить влияние отдельных (нетипичных) реакций на выполнение двигательных задач, был проведен статистический анализ для каждого добровольца (отдельно для LH и RH) путем усреднения зависимостей $\sigma(j)$ по 15 повторяющимся задачам. Многомасштабный вейвлет-анализ на основе ДВП с

использованием вейвлета Добеши D^8 показывает увеличение $\sigma(j)$ с ростом масштаба j для каждой части, что согласуется с результатами других исследований физиологических временных рядов. Межгрупповые различия проявляются при $j \geq 4$. Рисунок 1 иллюстрирует пример результатов, полученных для меры σ для $j=5$ на плоскости (σ_3, σ_1) , где индекс обозначает анализируемую часть (в данном примере 3 и 1). Здесь выбран канал СЗ, который обеспечивал надежное разделение групп. Полученные результаты показывают, что значения σ обычно уменьшаются с возрастом, и этот эффект наблюдается как в состоянии покоя, так и во время двигательной активности. Рассмотрение части 2 обеспечивает качественно похожее поведение, что указывает на то, что возрастные различия могут быть выявлены в разных частях экспериментальных записей. Визуальный анализ рисунка 1 позволяет предположить, что двигательная активность доминирующей руки (в данном случае, правой) может лучше различать пожилых и молодых людей.

Далее были проведены вычисления $\sigma(j)$ для всех каналов и доступных уровней разрешения, чтобы сравнить возможности выявления значимых возрастных различий на основе t -критерия Стьюдента ($p < 0,05$). В таблице 1 обобщены оценки и показано, что межгрупповые различия улучшаются при изменении уровня разрешения с $j=4$ на $j=5$. При дальнейшем увеличении уровня разрешения j очевидного улучшения не наблюдается: различия могут быть сильнее в состоянии покоя ($j=7$ по сравнению с $j=5$), но противоположный эффект наблюдается во время выполнения движений. Некоторые изменения в количестве каналов вызваны тем, что значения t близки к критическому уровню (t_c), соответствующему уровню достоверности $p=0,05$, и изменения вблизи t_c могут повлиять на вычисленное количество каналов. Уровни разрешения $j=5$ и $j=6$ представляются наиболее предпочтительными.



(a)



(б)

Рисунок 1 – Многомасштабный вейвлет-анализ сигналов ЭЭГ пожилых и молодых людей во время отдыха (σ_1) и разжатия рук (σ_3) для уровня разрешения $j=5$: (а) канал С3, левая рука, (б) канал С3, правая рука

Таблица 1: Количество каналов ЭЭГ со значимыми возрастными различиями, определенное с использованием многомасштабного вейвлет анализа на основе ДВП в соответствии с t -критерием Стьюдента ($p < 0,05$)

Масштаб	Движение	Часть 1 (отдых)	Часть 2 (сжатие кулака)	Часть 3 (разжимание кулака)
j=4	LH	10	9	13
	RH	12	13	10
j=5	LH	22	21	19
	RH	24	21	23
j=6	LH	21	20	15
	RH	25	22	20
j=7	LH	24	13	15
	RH	25	24	18

Распределение значений t в зависимости от положения электродов позволяет выявить области мозга, в которых хорошо выражены возрастные различия в электрической активности.

Таким образом, в работе была рассмотрена задача выявления возрастных изменений в электрической активности головного мозга. Знание таких изменений важно для выявления ранних стадий функциональных расстройств (заболеваний), физиологические признаки которых сходны со здоровым старением. В проведенном исследовании также был применен метод многомасштабного вейвлет-анализа на основе ДВП с базисом вейвлетов Добеши, чтобы выявить возрастные различия в группах здоровых пожилых и молодых людей. Применяемый метод выявляет различия между

группами на основе стандартных отклонений коэффициентов детализации в неперекрывающихся диапазонах масштабов, и эти различия могут быть идентифицированы как в состоянии покоя, так и во время выполнения задач мелкой моторики. Различия часто сильнее проявляются во время выполнения движений, выполняемых доминирующей рукой.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- [1] Дремин, И.М. Вейвлеты и их использование / И.М. Дремин, О.В. Иванов, В.А. Нечитайло // Успехи физических наук. – 2001. – Т. 171, №5. С. 465–501.
- [2] Addison, P. S. The illustrated wavelet transform handbook: applications in science, engineering, medicine and finance / P. S. Addison. – Bristol ; Philadelphia: IOP Publishing, 2002.
- [3] Meyer Y. Wavelets: Algorithms and applications / Y. Meyer. – Philadelphia: S.I.A.M., 1993. – 518 p.
- [4] Астафьева, Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения / Н.М. Астафьева // Успехи физических наук. – 1996. – Т. 166, № 11. – С. 1145–1170.
- [5] Sitnikova, E. Age-dependent increase of absence seizures and intrinsic frequency dynamics of sleep spindles in rats / E. Sitnikova, A. E. Hramov, V.V. Grubov, A. A. Koronovsky // Neuroscience Journal. – 2014. – P. 370764.
- [6] Грубов, В. В. Частотно-временной анализ характерных паттернов активности нейронных ансамблей головного мозга при помощи непрерывного вейвлетного преобразования / В.В. Грубов, А.А. Короновский, Е.Ю. Ситникова, А.Е. Храмов // Изв. РАН. Сер. физическая. – 2014. – Т. 78, № 12. – С. 1525–1529.
- [7] Короновский, А.А. Вейвлеты в нейродинамике и нейрофизиологии / А.А. Короновский, В.В. Макаров, А.Н. Павлов, Е.Ю. Ситникова, А.Е. Храмов. – М.: Физматлит, 2013. – 272 с.