

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

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

Кафедра радиопластики и нелинейной динамики

**Анализ возрастных изменений структуры сигналов электрической
активности головного мозга**

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

студентки 2 курса 2232 группы
направления 03.04.03 Радиопластика
Института физики
Игнатъевой Валерии Федоровны

Научный руководитель

д.ф.-м.н., доцент

О.Н. Павлова

Зав. кафедрой радиопластики

и нелинейной динамики,

д.ф.-м.н., доцент

Г.И. Стрелкова

Саратов 2021

ВВЕДЕНИЕ

Анализ структуры сигналов электрической активности головного мозга на основе электроэнцефалограмм (ЭЭГ) проводится при решении широкого круга задач – от диагностики функциональных изменений динамики при патологиях, например, эпилепсии, до создания интерфейсов мозг-компьютер, интерес к которым в настоящее время является высоким. Независимо от конкретной решаемой задачи, фактически она сводится к распознаванию каких-то изменений структуры сигналов ЭЭГ с использованием методов анализа сложных сигналов. Учитывая то обстоятельство, что эти сигналы часто являются нестационарными, содержат различные помехи и могут иметь малую длительность (если, как в случае с нейроинтерфейсами, требуется распознавание каких-либо действий в режиме реального времени), для решения соответствующих задач важным является совершенствование инструментария цифровой обработки сигналов, что традиционно относится к радиофизическому направлению.

Если провести обзор тех исследований ЭЭГ, которые преимущественно проводились за последние десятилетия, то, пожалуй, самой популярной задачей было изучение ЭЭГ при эпилепсии. В этой области сделано очень много, и новые работы, как правило, ориентированы на некоторое улучшение диагностики, которая обеспечивается с применением ранее разработанных подходов. Вероятно, в этой области пока сложно ожидать каких-то прорывных и оригинальных результатов, формирующих новые направления исследования. Менее изученная область связана с диагностикой таких заболеваний, как болезни Альцгеймера или Паркинсона. В этой области также есть много важных и перспективных результатов, но они в большей степени относятся к медицинским направлениям.

Анализ структуры сигналов ЭЭГ (либо каких-то других процессов, отражающих динамику головного мозга, например, применение спектроскопии в ближней инфракрасной области) стало очень популярным подходом для создания различных вариантов нейроинтерфесов. В последние

годы к этому направлению возник высокий интерес, и появилось много удачных примеров нейроинтерфейсов для медицинской реабилитации, игровой индустрии. Направление, безусловно, актуальное и перспективное, однако достаточно очевидно, что развитие методов анализа структуры сигналов – это лишь малая часть тех исследований, которые проводятся при разработке нейроинтерфесов, в целом же проведение научных исследований в этой области в малых научных группах вряд ли сможет составить серьезную конкуренцию крупным международным компаниям-разработчикам, предлагающим прототипы нейроинтерфейсов, например, для игровой индустрии или применяющих свои наработки для создания антропоморфных роботов.

Одно из важных, но пока недостаточно изученных направлений, связанных с анализом ЭЭГ, относится к выявлению возрастных изменений динамики головного мозга у относительно здоровых людей, не имеющих явных признаков заболеваний. Способность обнаруживать такие явления с помощью электроэнцефалограмм важна для определения скрытых (ранних) стадий заболеваний. Эти изменения проявляются и в фоновой электрической активности мозга, однако выполнение когнитивных или моторных задач может выявить более выраженные признаки функциональных нарушений.

Целью выпускной квалификационной работы является изучение возможностей методов анализа структуры сигналов на основе флуктуационного анализа и вейвлетов для выявления характерных возрастных изменений в сигналах ЭЭГ в группах здоровых пожилых и молодых людей во время сжатия рук.

Материалы исследования. Исследования проводились, используя экспериментальные записи ЭЭГ двух групп испытуемых в различных состояниях.

Выпускная квалификационная работа содержит введение, две главы (1. Теоретическая часть; 2. Результаты проведенных исследований), заключение и список использованных источников. Общий объем работы 60 стр.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Теоретическая часть. В работе использовались 3 метода анализа структуры сигналов:

- Флуктуационный анализ (метод DFA),
- Многомасштабный анализ на основе ДВП
- Мультифрактальный анализ, применяющий вейвлет-преобразование.

Метод DFA. Для анализа сигналов ЭЭГ использовался метод анализа флуктуаций относительно тренда (метод DFA). Данный метод предназначен для проведения корреляционного анализа нестационарных процессов. В рамках метода сигнал $z(i)$ приводится к нулевому среднему значению

$$x(i) = z(i) - \langle z(i) \rangle. \quad (1)$$

Затем вычисляется сумма

$$y(k) = \sum_{i=1}^k x(i), \quad (2)$$

после чего последовательность $y(k)$ разбивается на участки равной длины n . Далее для каждого участка производится линейная аппроксимация данных – определяется уравнение прямой $y_n(k)$ – локальный тренд, который устраняется путем перехода к разности $y(k) - y_n(k)$. Затем вычисляется функция

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2}, \quad (3)$$

расчеты которой повторяются для разных масштабов, чтобы получить зависимость $F(n)$ в широком диапазоне значений величины n . Обычно с ростом n функция $F(n)$ также возрастает, и линейная зависимость $\lg F$ от $\lg n$, которая показывает, что функция обладает свойством

масштабной инвариантности (скейлинга), соответствует степенной зависимости

$$F(n) \sim n^a \quad (4)$$

В этом случае флуктуации характеризуются показателем скейлинга a , который представляет собой наклон соответствующего участка при представлении зависимости (4) в двойном логарифмическом масштабе.

Многомасштабный анализ на основе ДВП. Многомасштабный анализ использует пирамидальное разложение сигнала по двум наборам ортонормированных зеркальных фильтров: фильтров нижних частот $\varphi_{j,k}(t)$ и фильтров верхних частот $\psi_{j,k}(t)$, построенных из скейлинг-функции $\varphi(t)$ и вейвлет-функции $\psi(t)$ посредством растяжений с масштабным коэффициентом 2^j и целочисленных смещений k . Каждый масштаб, соотносящийся с некоторым значением j , содержит независимый набор информации в форме коэффициентов аппроксимации, оцененных путем разложения по скейлинг-функциям, и детальных коэффициентов, вычисленных путем разложения по вейвлетам.

Функция $x(t) \in L^2(R)$ на выбранном уровне разрешения j_n может быть разложена следующим образом

$$x(t) = \sum_k s_{j_n,k} \varphi_{j_n,k}(t) + \sum_{j \leq j_n} \sum_k d_{j,k} \psi_{j,k}(t). \quad (5)$$

Это разложение включает вычисление коэффициентов аппроксимации ($s_{j,k}$) и детализации ($d_{j,k}$) на каждом этапе (уровне разрешения j), перестановку вектора коэффициентов для разделения s - и d -коэффициентов и выбор только s -коэффициентов для следующего этапа. Последовательность коэффициентов варьируется между масштабами и вдоль всего сигнала в случае нестационарных наборов данных. Простая мера этой изменчивости – стандартное отклонение $d_{j,k}$ как функция масштаба j :

$$\sigma(j) = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{k=0}^{L-1} [d_{j,k} - \langle d_{j,k} \rangle]^2}. \quad (6)$$

Эту меру часто используют в физиологических исследованиях для диагностики различий между нормальной и патологической динамикой.

Мультифрактальный формализм. Мультифрактальный формализм, применяющий непрерывное вейвлет-преобразование, характеризует сигнал в терминах спектра сингулярностей $D(h)$. Этот спектр вычисляется на основе статистических сумм, вычисленных по максимумам модулей вейвлет-преобразования (WTMM). Таким образом, метод включает несколько этапов, а именно:

1) Расчет коэффициентов непрерывного вейвлет-преобразования функции распределения $f(x)$

$$W(x_0, a) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \psi\left(\frac{x - x_0}{a}\right) dx, \quad (7)$$

где ψ – вейвлет-функция, a - параметр масштаба. Если x_0 – точка сингулярного поведения, то $|W(x_0, a)|$ возрастает при $x \rightarrow x_0$, и появляется степенная зависимость

$$W(x_0, a) \sim a^{h(x_0)}, \quad (8)$$

которая количественно описывается показателем Гёльдера $h(x_0)$. Для точек, в которых нет сингулярностей (разрыва производной и т.п.) вейвлет-коэффициенты уменьшаются быстрее, и, следовательно, каждая особенность дает линию максимумов $|W(x_0, a)|$.

2) Выделение всех линий локальных максимумов $|W(x_0, a)|$ (линии скелетона).

3) Построение статистической суммы

$$Z(q, a) = \sum_{l \in L(a)} |W(x_l(a), a)|^q \sim a^{\tau(q)}, \quad (9)$$

где $L(a)$ - полный набор линий скелетона, существующих на масштабе a , $x_l(a)$ - положение максимума, связанного с линией l . Как правило,

статистическая сумма демонстрирует степенное поведение с масштабным показателем $\tau(q)$

$$Z(q, a) \sim a^{\tau(q)}. \quad (10)$$

4) Оценка показателей Гёльдера $h(q)$ и спектра сингулярностей $D(h)$ с помощью преобразования Лежандра

$$h(q) = \frac{d\tau(q)}{dq},$$
$$D(h) = dh - \tau(q). \quad (11)$$

Значение D – это размерность Хаусдорфа подмножества данных с показателем Гёльдера h . Для описания формы спектра сингулярностей можно ввести две простые величины: средний показатель Гёльдера $H=h(0)$, связанный с наиболее часто встречающейся сингулярностью, и ширину Δ кривой $D(h)$, которая определяет степень неоднородности (мультифрактальности). Величина Δ является мерой сложности функции $f(x)$.

Результаты проведенных исследований. В проведенных исследованиях анализировались данные экспериментов, выполненных в университете Иннополис. Эксперименты проводились на двух группах здоровых добровольцев: 10 молодых людей (3 женщины и 7 мужчин; возраст 19–33 лет) и 10 пожилых людей (6 женщин и 4 мужчины; возраст 55–72 лет). Все добровольцы были правшами и не имели выявленных патологий (травмы головы, инсульты). Добровольцы садились на стул, положив руки на стол перед собой ладонями вверх. Перед выполнением двигательных задач регистрировалась фоновая ЭЭГ в течение 5 мин, когда добровольцы находились в расслабленном состоянии с открытыми глазами и не сосредотачивались на каких-либо конкретных мыслях. Затем выполнялась повторяющаяся серия из 60 моторных заданий (по 30 заданий на каждую руку). Каждая задача заключалась в том, чтобы после звукового сигнала сжимать руку в кулак и удерживать ее в сжатом состоянии до повторного сигнала. Порядок заданий выбирался случайным образом, чтобы избежать

эффектов привыкания. Каждая индивидуальная двигательная задача (вырезанный фрагмент из общей записи) включала базовые измерения ЭЭГ (2 с), затем активную часть задачи (сжатие руки и удержание ее в сжатом состоянии, 4–5 с) и разжимание руки с последующей паузой (6–8 с).

Рассмотрим применение метода DFA. Для каждой экспериментальной записи расчеты проводились в пределах скользящего временного окна длительностью 2 секунды и строились зависимости показателя α от положения окна для каждого фрагмента ЭЭГ, относящегося к индивидуальной двигательной задаче. Затем эти зависимости усреднялись по всем фрагментам для каждого испытуемого, после чего уже проводилось усреднение в пределах группы – отдельно для молодых и пожилых людей. Результаты показаны на рисунке 1 в виде средних значений \pm стандартная ошибка (SE) для канала ЭЭГ C4.

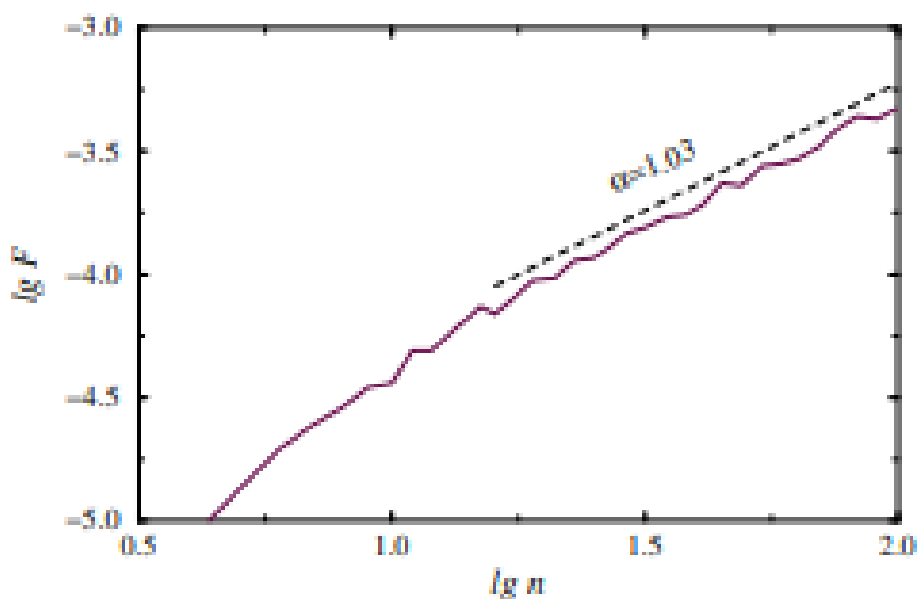


Рисунок 1 – Пример применения метода DFA к фрагменту ЭЭГ.

Визуальный анализ зависимостей, изображенных на рисунке 2, показывает, что диапазон и скорость увеличения α могут сильно различаться между группами молодых и пожилых людей. Чтобы лучше диагностировать

и количественно оценить эти различия, далее были рассмотрены нормированные зависимости $\alpha(t)$.

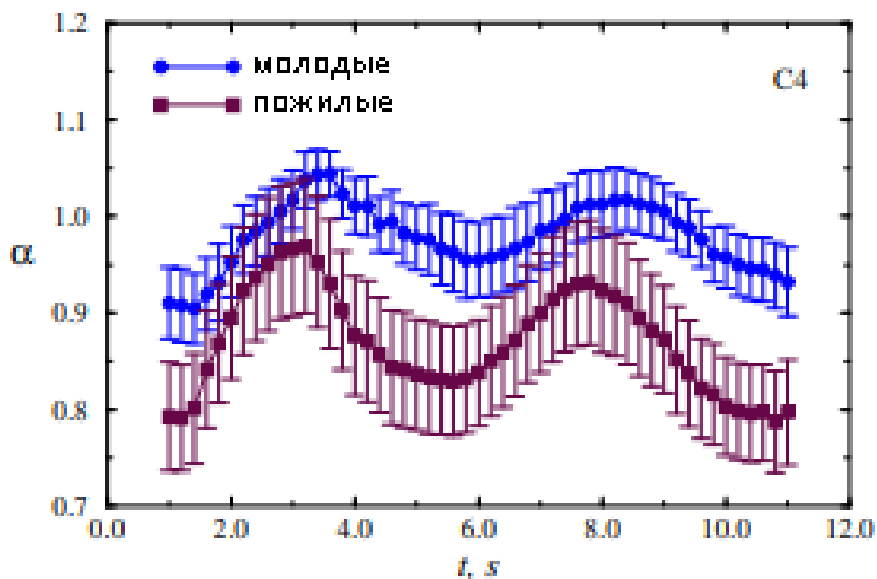


Рисунок 2 – Усредненные зависимости α от положения 2-секундного плавающего окна, которые показывают увеличение показателя скейлинга, вызванное выполнением движений. Два участка, где происходит увеличение α , связаны с сжатием руки в кулак и разжиманием кулака, соответственно.

Для этого были выбраны две части, относящиеся к наиболее выраженным изменениям: при сжатии руки в кулак и при разжимании кулака, и эти зависимости $\alpha(t)$ нормировались на значения α , соответствующие начальной точке каждой части. Поэтому для каждой отдельной двигательной задачи рассматривалось увеличение α в нормированных единицах, начиная с $\alpha = 1,0$ для обоих движений – сжимания и разжимания кулака, а затем проводилось двойное усреднение: по повторяющимся задачам для отдельного участника и для всей группы.

На рисунках 3 и 4 проиллюстрированы межгрупповые различия без разделения двигательных задач для правой и левой руки (приведены средние значения нормированного показателя скейлинга \pm SE). На этих рисунках

отчетливо видны различия в скорости увеличения α , т.е. в наклонах r этих зависимостей

$$r = \frac{d\alpha}{dt}. \quad (12)$$

В дальнейшем величина скорости изменения показателя скейлинга (12) применялась в качестве диагностического критерия для выявления возрастных изменений в реакциях на выполнение задачи на мелкую моторику. Для обеих частей двигательных задач (сжатие руки / разжимание кулака) достоверные различия были обнаружены по критерию Манна – Уитни для канала С4 ($p < 0,05$), тогда как для каналов С3 различия менее выражены. При этом пожилые люди демонстрировали более сильные реакции электрической активности мозга, что отражалось в более широком диапазоне изменений α и более быстром росте α .

В случае движений левой руки разделение между группами лучше. Это позволяет сделать вывод, что для выбранного канала ЭЭГ двигательные задачи, выполняемые левой рукой, приводят к более сильным различиям в электрической активности мозга у молодых и пожилых людей. Как и ранее, различия для канала С4 превосходят различия, которые наблюдаются для канала С3.

Абсолютные значения r различаются для разных испытуемых и каналов. Чтобы сравнить реакции для правой и левой руки, была рассмотрена разница соответствующих значениями r , а затем она усреднялась по всем каналам и по обеим группам. Установленные различия принимают следующие значения (среднее \pm стандартная ошибка): $0,0107 \pm 0,0012$ для пожилых людей и $0,0259 \pm 0,0043$ для молодых людей, подтверждая, что молодые участники демонстрируют значительно более сильные различия реакций на движения правой и левой рук, в отличие от пожилых людей. Как правило, двигательные задачи, выполняемые пожилыми людьми, вызывали сопоставимые изменения показателя скейлинга α , в то время как у молодых людей реакция на двигательные задачи левой руки была слабее.

В отличие от предыдущего метода, в рамках многомасштабного анализа не проводилось исследование в скользящем окне, а были выбраны 3 части из 12-секундных записей, относящихся к каждой задаче, которые соответствуют фоновой ЭЭГ (часть 1), сжатию руки в кулак (часть 2) и разжиманию кулака (часть 3). Чтобы исключить вариабельность для отдельных движений, статистический анализ проводился для каждого добровольца (отдельно для левой и правой руки) путем усреднения зависимостей $\sigma(j)$ по 15 повторяющимся заданиям (выбирались 15 из 30 записей с наименьшим содержанием артефактов). Многомасштабный анализ на основе ДВП с вейвлетом 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 $j \geq 4$. Полученные результаты показывают, что значения σ в целом снижаются с возрастом, и этот эффект наблюдается как в состоянии покоя, так и при двигательной активности. Изучение реакций на двигательную активность доминирующей (правой) руки может лучше различать пожилых и молодых людей.

Далее зависимости $\sigma(j)$ были вычислены для всех каналов и доступных уровней разрешений j , и было проведено сравнение возможности выявления значимых возрастных различий на основе t -критерия Стьюдента ($p < 0,05$). Было обнаружено, что межгрупповые различия улучшаются, когда уровень разрешения равен $j=4$ или $j=5$. При дальнейшем увеличении значения j явного улучшения не наблюдается: различия могут быть лучше в покое ($j=7$ по сравнению с $j=5$), но противоположный эффект наблюдается во время двигательной активности.

Метод мультифрактального анализа на основе вейвлет-преобразования (метод WTMM) также позволяет разделить группы испытуемых на основе среднего показателя Гёльдера и степени мультифрактальности. В отличие от некоторых исследований, в которых мультифрактальный формализм демонстрировал преимущества и превосходил по эффективности применения

другие инструменты, основанные на вейвлетах, в задаче, решаемой в данной ВКР, наблюдается уменьшение (по сравнению с многомасштабным анализом на основе ДВП) количества каналов ЭЭГ, обеспечивающих надежную диагностику возрастных различий. Несмотря на это обстоятельство, разделение групп испытуемых можно проводить как по фоновой электрической активности (5–9 каналов, в зависимости от используемой меры), так и при двигательной активности (5–12 каналов). Таким образом, для этих состояний результаты сопоставимы. Следует отметить несколько особенностей полученных результатов. Для движений правой руки различия сильнее при сжатии руки (9 по сравнению с 5 каналами для H и 12 по сравнению с 6 каналами для Δ), в то время как для движений левой руки количество подходящих каналов может даже уменьшиться во время выполнения двигательных задач по сравнению с фоновой ЭЭГ (5 по сравнению с 9 каналами для H). В среднем, межгрупповые различия лучше наблюдаются в покое для меры H и при сжатии рук для меры Δ . Можно предположить, что уменьшение количества подходящих каналов в рамках мультифрактального формализма на основе вейвлетов может быть связано с ограниченными наборами данных (512 выборок), что достаточно мало для покрытия широкого диапазона масштабов при анализе степенных закономерностей для статистических сумм и, следовательно, могут возникать существенные ошибки вычислений, влияющие на форму спектра сингулярностей. Многомасштабный анализ – это более простой метод, который не требует степенных аппроксимаций в изменяющемся диапазоне масштабов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе проведено исследование возможности диагностики структурных изменений сигналов ЭЭГ, вызванных возрастом испытуемого. Были выбраны три метода исследования – флуктуационный анализ (метод DFA), многомасштабный анализ на основе ДВП и метод мультифрактального

формализма. На примере задачи на сжатие / разжимание кисти руки с помощью флуктуационного анализа были обнаружены достоверные различия по критерию Манна – Уитни в группах молодых и пожилых испытуемых для канала С4 ($p < 0,05$), тогда как для каналов С3 различия оказались менее выраженными. При этом пожилые люди демонстрировали более сильные реакции электрической активности мозга, что отражалось в более широком диапазоне изменений α и более быстром росте α . С помощью методов, применяющих вейвлет-преобразование, эти выводы были подтверждены. Также было показано, что возрастные различия проявляются в разных областях мозга, и их характеристика может зависеть от меры, применяемой к записям ЭЭГ. Можно сделать вывод о том, что обработка многоканальных ЭЭГ позволяет распознавать возрастные изменения электрической активности мозга.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ

- 1) V.F. Ignatieva, A.N. Pavlov. Recognition of EEG patterns related to arm and leg movements. Сборник материалов II Международной школы-конференции молодых ученых «Динамика сложных сетей и их применение в интеллектуальной робототехнике», DCNAIR 2018 (Саратов, СГТУ, 8-10 октября 2018 г.). Саратов, «Научная книга», 2018. Стр. 112-114. ISBN: 978-5-9758-1702-0.
- 2) Д.С. Гришина, В.Ф. Игнатъева, Е.О. Степаненко, А.Е. Руннова, А.Н. Павлов. Распознавание паттернов ЭЭГ во время движений. Материалы международной конференции «Актуальные проблемы электро-радиотехники и электроники» (Саратов, СГТУ, 29 ноября 2018 г.) (2019).