

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии

«Анализ связанности отведений электроэнцефалограммы пациентов в
коме»

наименование темы выпускной квалификационной работы

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

Студентки 4 курса 4081 группы
направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
профиль подготовки «Методы и устройства обработки биосигналов»

институт физики

Лямина Елизавета Аркадьевна

фамилия, имя, отчество

Научный руководитель:
Доцент, к.ф.-м.н.

Е.В. Навроцкая


подпись, дата

18.06.2025

Зав. кафедрой
динамического
моделирования и
биомедицинской инженерии,
д.ф.-м.н., профессор


подпись, дата

А.С. Караваяев

18.06.2025

Саратов 2026

Введение. В работе проводился анализ связанности между отведениями ЭЭГ пациентов в коме и здоровых добровольцев.

Кома (от греч. «глубокий сон») [1] – это состояние глубокого угнетения центральной нервной системы, характеризующееся полной потерей сознания, отсутствием реакций на внешние раздражители и расстройством жизненно важных функций организма. Для того, чтобы мониторить состояние пациента в коме, используют разные показатели. В том числе важным показателем является электрическая активность групп нейронов. Регистрируется она с помощью электроэнцефалограммы (ЭЭГ), и позволяет увидеть признаки различных нарушений работы головного мозга и оценить их характер. Данный метод широко применяется на практике, является неинвазивным и относительно прост в использовании, что важно для получения данных о состоянии пациентов, особенно в коме.

По данным литературы [1-2], у здоровых пациентов в состоянии бодрствования большинство отведений коррелированы между собой. У пациентов в состоянии комы корреляция между многими отведениями пропадает или резко меняется из-за глубокого угнетения деятельности коры головного мозга.

Цель данной выпускной квалификационной работы проверить эту гипотезу, провести сравнительный анализ связанности отведений ЭЭГ пациентов во время комы и здоровых добровольцев.

Актуальность данной работы обусловлена необходимостью объективизации и повышения точности прогностической оценки состояния пациентов, находящихся в коме.

Основное содержание работы. В данной работе проводился анализ связанности отведений ЭЭГ здоровых добровольцев и пациентов в коме, развившейся на фоне острого нарушения мозгового кровообращения.

Сигналы здоровых были записаны на кафедре динамического моделирования и биомедицинской инженерии СГУ. Регистрировались по 9

отведений ЭЭГ у испытуемых, без заявленных патологий (мужчины в возрасте 19-20 лет), в состоянии покоя, в положении лежа. Запись сигналов производилась в течение 30 минут.

Для пациентов в коме также производилась запись 9 отведений ЭЭГ, длительность записи составляла от часа до полутора часов. Данные были получены на базе клинических больниц г. Саратова (Городская больница №1 им. Гордеева) и г. Энгельса (Городская больница №2).

Запись сигналов больных и здоровых испытуемых производилась с помощью электроэнцефалографа-регистратора «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» с частотой дискретизации 250 Гц.

На рисунке 1а приведен фрагмент сигнала отведения С4 для одного здорового испытуемого. На рисунке 1б приведен пример участка сигнала отведения С3 ЭЭГ одного пациента в коме на рисунке 2а показан спектр мощности данного сигнала. Спектр рассчитан с усреднением по методу Уэлча, ширина окна 20 секунд, смещение окна 4 секунды. Видно, что наблюдается пик в диапазоне от 8 до 13 Гц, это соответствует классическому альфа-ритму, характерному для состояния покоя у здоровых людей. На рисунке 2б приведен соответствующий ему амплитудный спектр с усреднением.

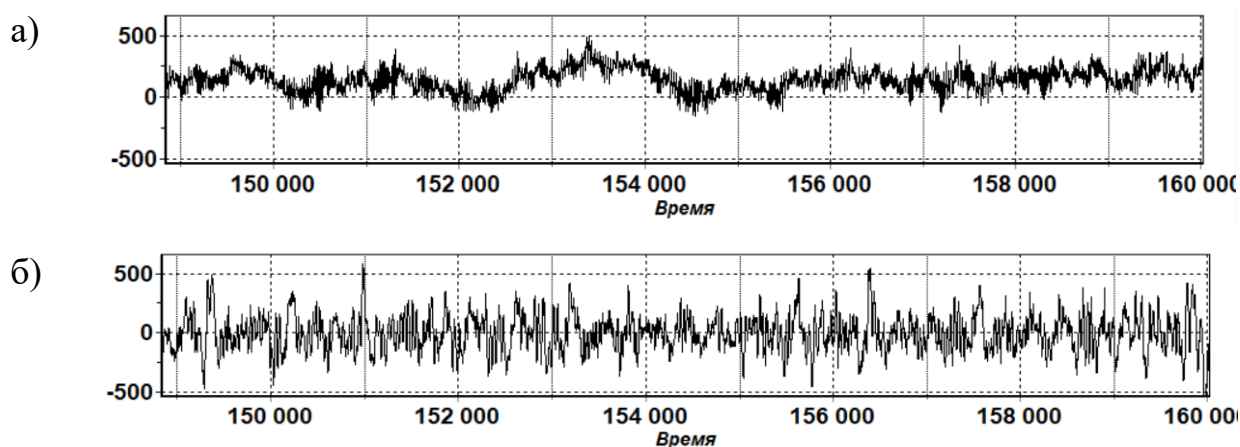


Рисунок 1 – Фрагменты сигналов отведений, а) С4 ЭЭГ здорового испытуемого, б) С3 ЭЭГ пациента в коме с ОНМК

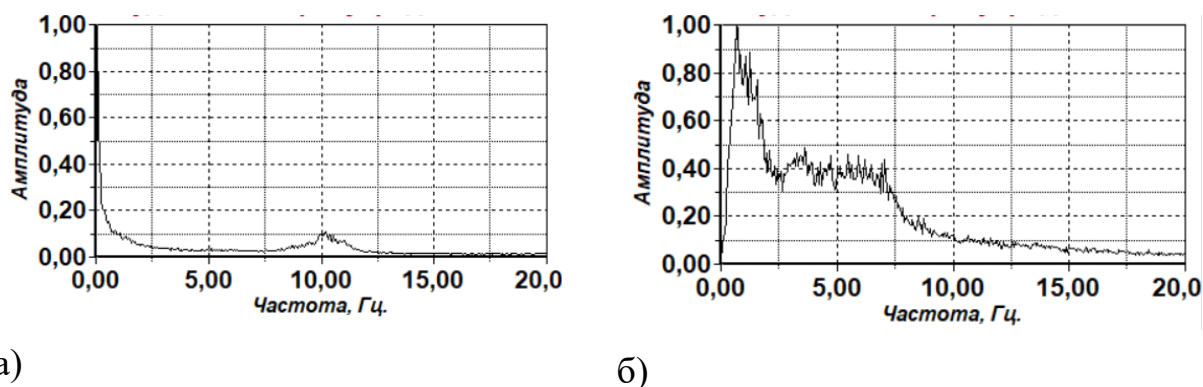


Рисунок 2 – Амплитудные спектры сигнала, а) С4 ЭЭГ для здорового испытуемого, б) С3 ЭЭГ пациента в коме с ОНМК

У больного пациента доминирующая активность сдвинута в низкочастотный диапазон от 4 до 8 Гц (тета-ритм), который в норме более характерен для сна или патологии. Также наблюдается пик в области частот <5 Гц, что соответствует состоянию угнетенного сознания.

Различие в спектральных характеристиках спектров здорового и больного пациента может указывать на дисфункцию коры, нарушение регуляции ритмов или органическое поражение мозга. Для анализа использовались три меры: функция взаимной корреляции, коэффициент фазовой когерентности и коэффициент синхронизации. Функция взаимной корреляции [3] – это классическая мера, используемая для оценки связи (корреляции) одного сигнала с другим. Пусть имеется два временных ряда от двух систем (в данной работе это два отведения ЭЭГ): $\{x(t_1), \dots, x(t_N)\}$ и $\{y(t_1), \dots, y(t_N)\}$, где $t_i = i\Delta t$, Δt – интервал выборки. В случае если временные ряды имеют ненулевое среднее, используют корреляцию, оперирующую с сигналами, приведенными к нулевому среднему. Тогда функция взаимной корреляции определяется выражением (1):

$$\hat{C}_{xy}(\tau) = \frac{1}{N - \tau} \sum_{i=0}^{N-\tau-1} (x_i - \bar{x})(y_{i+\tau} - \bar{y}), \quad (1)$$

где τ – пробное время запаздывания; N – количество точек/отсчетов во

временном ряду, \bar{x} , \bar{y} – эмпирические средние сигналов $x(t)$ и $y(t)$.

Взаимная корреляционная функция позволяет оценить линейную временную связь двух сигналов. Если сигналы не зависимы друг от друга, их корреляционная функция близка к нулю. Чем выше значение корреляционной функции, тем большая степень связи двух сигналов друг с другом. Для нормировки значения \hat{C}_{xy} используют оценки дисперсий сигналов $x(t)$ и $y(t)$. Тогда нормированное значение функции взаимной корреляции имеет вид:

$$\hat{c}_{xy}(\tau) = \frac{\hat{c}_{xy}(\tau)}{\sqrt{\hat{\sigma}_x^2 \hat{\sigma}_y^2}}, \quad (2)$$

где $\hat{\sigma}_x^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2$, аналогично для сигнала $y(t)$.

Нормированная функция взаимной корреляции \hat{c}_{xy} принимает значения от -1 до 1. Тожественное равенство коэффициента (2) единице указывает на полное совпадение рассматриваемых процессов. Отрицательные значения коэффициента корреляции указывают на противоположность знаков процессов. Коэффициент взаимной корреляции принимает одно из граничных значений (± 1) только при наличии идеальной линейной связи между процессами. Нелинейная связь и (или) разброс данных, вызванный ошибками измерения или неполной коррелированностью процессов, приводит к уменьшению значения \hat{c}_{xy} .

Задача обнаружения синхронизации [4] между колебательными системами важна в различных приложениях. Это явление играет существенную роль в нейрофизиологии, где определенная степень синхронизации между различными группами нейронов обеспечивает нормальное функционирование мозга. Для количественной характеристики синхронизации между двумя осцилляторами используется ряд показателей. В частности, популярны различные коэффициенты фазовой синхронизации, отражающие стабильность разности фаз колебаний. Наиболее часто используется коэффициент фазовой когерентности (3):

$$\rho = |M \exp^{j(\varphi_1(t) - \varphi_2(t - \tau))}|, \quad (3)$$

где M означает математическое ожидание, φ_1 и φ_2 – одновременные значения фаз колебаний двух осцилляторов, τ - пробное время запаздывания. Величина ρ принимает значения от нуля до единицы. При этом $\rho = 1$ соответствует строго синхронному режиму, когда разность фаз $\varphi_1 - \varphi_2$ постоянна. Для несвязанных осцилляторов $\rho = 0$ (при некотором дополнительном условии). Значение ρ можно называть характеристикой степени синхронизации, если под синхронизацией понимать наличие любой, хотя бы и слабой, взаимосвязи между одновременными значениями фаз φ_1 и φ_2 . Если синхронизацией называть только режим с постоянной разностью фаз, то ρ лучше трактовать как количественную характеристику связи между осцилляторами. Величина ρ имеет много различных названий, например, средняя фазовая когерентность. Еще одна мера, используемая в работе – коэффициент синхронизации, определяемый по формуле (4):

$$\left\{ \begin{array}{l} F = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \\ R = \frac{\langle F^2 \rangle - \langle F \rangle^2}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\langle x_i^2 \rangle - \langle x_i \rangle^2)} \end{array} \right. \quad (4)$$

Данная мера принимает значение от 0 до 1. Эта мера использовалась в работе [5] для оценки степени синхронизованности нейроподобных осцилляторов в спайковой нейронной сети.

Были получены оценки коэффициента корреляции между всеми парами отведений для трех здоровых людей и трех пациентов в коме. Сигналы не фильтровались, для анализа использовались участки сигналов без артефактов, которые находились вручную. Диапазон запаздываний τ был равен $[-250; 250]$ шагов дискретизации. Находилось максимальное значение коэффициента взаимной корреляции для всего диапазона запаздываний τ . Далее приведены карты максимальных значений взаимной корреляции для здоровых испытуемых на рисунках 5а, 5б, 5в и для пациентов в коме на рисунках 5г, 5д,

5е.

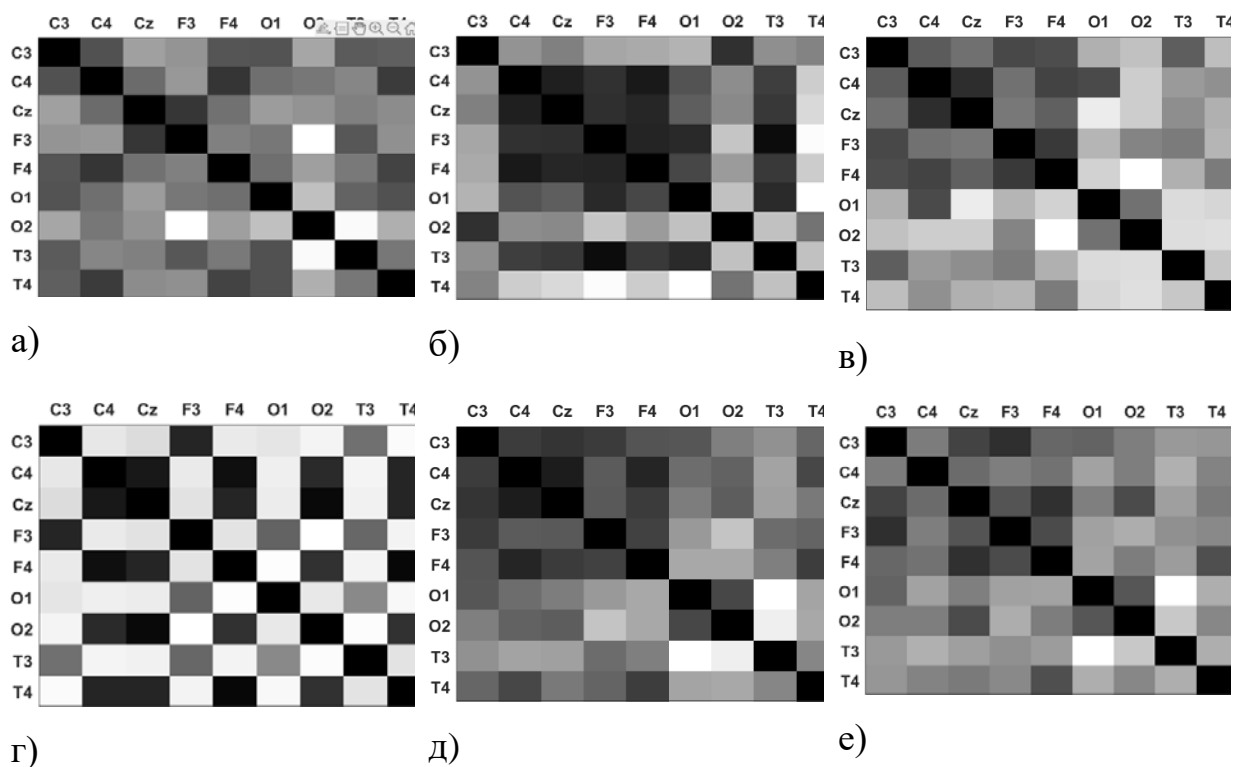


Рисунок 5 – Карта значений взаимной корреляции для здоровых испытуемых (а, б, в) и пациентов в коме (г, д, е)

Результаты оценки коэффициента взаимной корреляции между отведениями ЭЭГ для здоровых испытуемых и пациентов в коме показали, что только для одного пациента видно сильное отличие в архитектура связей между отведениями ЭЭГ. Архитектура связей для здоровых испытуемых и двух других пациентов в коме оказались слабо различимы. Были получены оценки коэффициента фазовой когерентности между всеми парами отведений для трех пациентов в коме и для трех здоровых людей. Для анализа использовались очищенные от артефактов участки сигналов. Фаза вводилась с помощью преобразования Гильберта, сигналы предварительно фильтровались полосовым фильтром в диапазоне частот для пациентов в коме в двух диапазонах от 0.5 до 4 Гц и от 4 до 8 Гц и для здоровых от 8 до 13 Гц. Коэффициент фазовой когерентности рассчитывался в диапазоне

когерентности для здоровых испытуемых в диапазоне частот от 8 до 13 Гц и больных в диапазоне частот от 0,5 до 4 Гц и диапазоне частот от 4 до 8 Гц наблюдается отличие в архитектуре связей. Для больных большое значение $\hat{\rho}$ наблюдается только между центральными отведениями (C3, C4, Cz). Фазовая синхронизованность между теменными и затылочными отведениями слабая. Для здоровых добровольцев наблюдается высокая степень синхронизованности как для центральных, так и для теменных отведений.

Были получены оценки коэффициента синхронизации между всеми парами отведений для трех пациентов в коме и для трех здоровых людей. Для анализа использовались очищенные от артефактов участки сигналов.

Для каждой пары отведений приведена карта значений коэффициента синхронизации для здоровых испытуемых на рисунках 7а, 7б, 7в и пациентов в коме рисунках 7г, 7д, 7е.

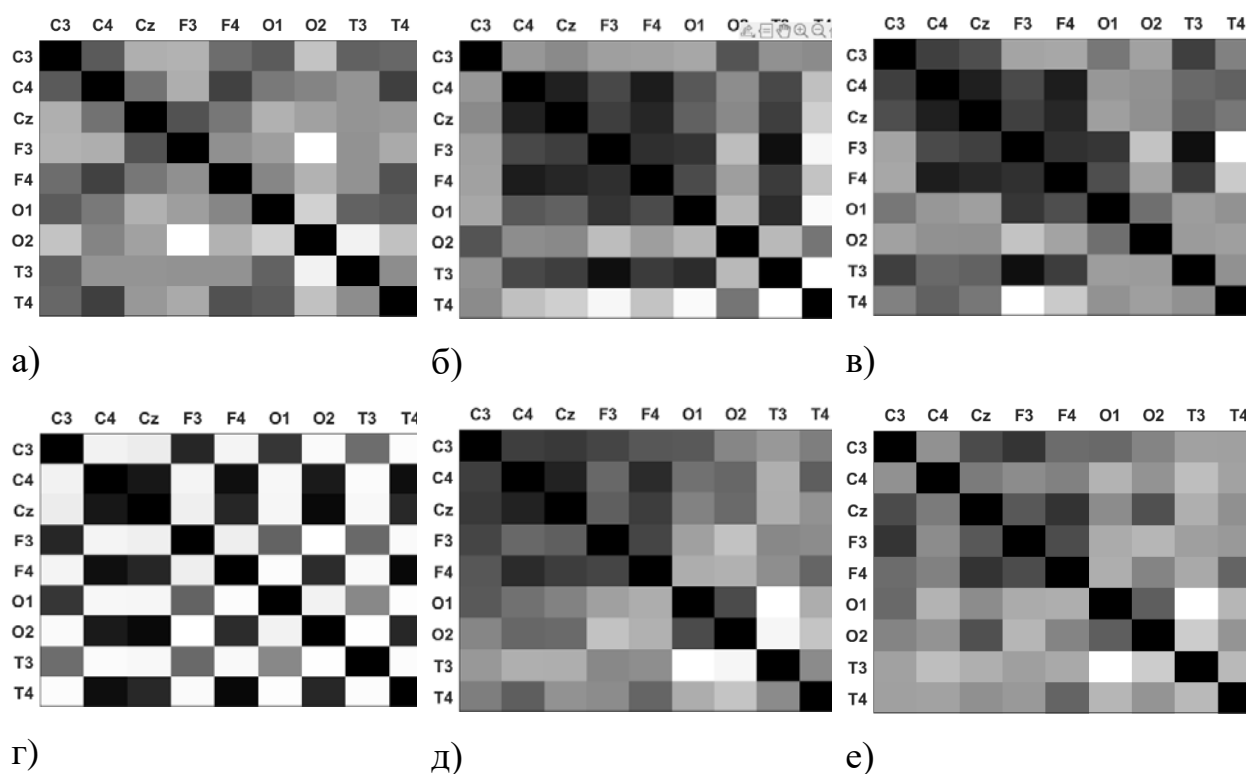


Рисунок 7 – Карта значений коэффициента синхронизации для здоровых испытуемых (а, б, в) и пациентов в коме (г, д, е)

Результаты оценки коэффициента синхронизации между отведениями ЭЭГ для здоровых испытуемых и пациентов в коме показали, что только для одного пациента видно сильное отличие в архитектуре связей между отведениями ЭЭГ. Архитектура связей для здоровых испытуемых и двух других пациентов в коме оказались слабо различимы.

Заключение. В работе проведен анализ связанности отведений ЭЭГ для двух здоровых добровольцев и трех больных в состоянии комы на фоне острого нарушения мозгового кровообращения. Получены оценки коэффициента взаимной корреляции, коэффициент синхронизации, коэффициента фазовой когерентности для всех возможных пар из 9 отведений ЭЭГ. Полученные оценки коэффициента корреляции и коэффициента синхронизации не дали значимого отличия в архитектуре связей для здоровых и больных испытуемых. Архитектура связей, полученная на основе оценки коэффициента фазовой когерентности, показала существенные отличия в структуре связей между отведениями ЭЭГ для здоровых добровольцев и пациентов в коме.

Таким образом, показано, что оценки функции взаимной корреляции и коэффициента синхронизации слабо чувствительны к отличиям в характеристиках связей между отведениями ЭЭГ для здоровых и больных пациентов в коме. Это может быть связано как с тем, что коэффициент взаимной корреляции чувствителен лишь к линейной связанности ритмов, так и с тем, что сами сигналы ЭЭГ очень зашумленные, имеют сложные свойства и применение указанных характеристик связи требует дополнительной их сложной предобработки.

Применение же оценки коэффициента фазовой когерентности, наоборот, показало перспективность данной меры для дальнейшего исследования механизмов связанности групп нейронов у пациентов со сниженным уровнем сознания, а также разработки средств диагностики и прогнозирования эффективности терапии.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Синкин, М. В. Методология регистрации и описания электроэнцефалограмм у пациентов с угнетением уровня бодрствования / М. В. Синкин, Е. А. Баранова, И. Г. Комольцев // Медицинский алфавит № 29, том № 3. Современная функциональная диагностика. -2026. – С.2.

2. Prokhorov, M. D. Synchronization between main rhythmic processes in the human cardiovascular system / M. D. Prokhorov, V. I. Ponomarenko, V. I. Gridnev // Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys. -2003. -V.68. -P.041913.

3. Караваев, А. С. Методы обработки временных рядов. Учебно-методическое пособие для студентов факультета nano- и биомедицинских технологий // 2009. - С.18-22.

4. Смирнов, Д. А. Статистические свойства оценки коэффициента фазовой синхронизации / Д. А. Смирнов, Е. В. Сидак, Б. П. Безручко // Известия вузов. Прикладная нелинейная динамика (ПНД). 2008. Т. 16. - №2. - С. 109-119.

5. Xu, Y, Y. Synchronization between neurons coupled by memristor / Y. Xu, Y. Jia, J. Ma, A. Alsaedi, B. Ahmad // Chaos, Solitons and Fractals. – 2017. – Vol. 104. – P. 435–442.

Григорьев (Лямкина Е.А) 18.06.2026