

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

Кафедра физики открытых систем
наименование кафедры

**«Разработка программных алгоритмов для стадирования
полисомнографических записей»**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 4041 группы

направления 09.03.02 Информационные системы и технологии

код и наименование направления

Института Физики

наименование факультета

Любимова Кирилла Михайловича

фамилия, имя, отчество

Научный руководитель

доцент кафедры физики

открытых систем, к.ф.-м.н

должность, ученая степень, уч. звание

подпись, дата

Журавлёв М.О.

Инициалы Фамилия

Зав. кафедрой физики открытых систем

полное наименование кафедры

д.ф.-м.н., профессор

должность, ученая степень, уч. звание

подпись, дата

Короновский А.А.

Инициалы Фамилия

Саратов 2024 г.

Введение

Исследование головного мозга является одним из наиболее важных и актуальных направлений в современной науке, представляя собой сложный и трудоемкий процесс. Качество и структура сна существенно влияют на здоровье и общее благополучие человека, а расстройства сна могут вызывать серьезные психологические и физиологические проблемы. Существует множество методов для изучения головного мозга, включая:

- краниографию [1],
- электроэнцефалографию (ЭЭГ) [2],
- эхоэнцефалографию [3],
- электронейромиографию [4],
- магнитно-резонансную томографию (МРТ) [5],
- компьютерная томография (КТ) [6],
- позитронно-эмиссионную томографию [7].

Например, краниография используется для получения изображения черепа и выявления аномалий его костей. Электроэнцефалография (ЭЭГ), в свою очередь, предоставляет информацию о работоспособности головного мозга путем анализа его электрической активности.

Именно метод ЭЭГ был выбран в данной работе, поскольку он позволяет получить графическое представление активности мозга и с лёгкостью определять его состояние, включая стадии сна. ЭЭГ активно используется для изучения мозга, включая выявление патологий и аномалий в его функционировании, что делает ее неотъемлемой частью медицинских исследований [2].

История электроэнцефалографии уходит корнями в начало XX века, когда психолог В.В. Правдич-Неминский впервые записал электроэнцефалограмму с мозга собаки. Сейчас этот метод активно применяется при лечении и диагностике различных заболеваний, например таких как эпилепсия, травмы черепа и развитие речи у детей. Также электроэнцефалография позволяет изучать работу мозга в реальном времени,

отслеживая его биоэлектрическую активность. Это важный инструмент как для научных исследований, так и для практического применения в медицине, открывая новые возможности в понимании функционирования человеческого мозга. Системы мониторинга сна, которые могут точно и эффективно идентифицировать различные стадии сна, крайне важны для диагностики и лечения сопутствующих заболеваний.

Основное содержание работы

Вейвлет-преобразование представляет собой мощный математический инструмент, который используется для анализа данных на различных частотах с переменной разрешающей способностью. Вейвлеты идеально подходят для работы с нестационарными временными рядами, таких как ЭЭГ, поскольку они могут точно обнаруживать и локализовать переходные характеристики и аномалии в данных [8].

Непрерывное вейвлет-преобразование (НВП) представляет собой метод, который использует вейвлеты с постоянно изменяющимся масштабом для всестороннего анализа сигнала, обеспечивая детальное представление временных и частотных характеристик сигнала. Это преобразование позволяет уловить мельчайшие нюансы временной и частотной характеристики сигнала в динамично изменяющихся условиях.

Непрерывное вейвлет преобразование осуществляется путём свёртки анализируемой функции $f(t)$ [9]:

$$W(s, t_0) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi_{s,t_0}^*(t) dt \quad (1)$$

где s – масштаб вейвлетного преобразования, отвечающий за ширину вейвлета, t_0 – параметр сдвига, определяющий положение вейвлета на оси t , ψ_{s,t_0}^* – функция, получаемая из материнского вейвлета $\psi_0(t)$, выглядящая следующим образом:

$$\psi_{s,t_0}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi_0\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (2)$$

где s – временной масштаб, а τ – временной сдвиг вейвлетного преобразования, $\psi_{s,t_0}(t)$ – материнский вейвлет [22].

Частотно-временной анализ обычно основан на вейвлете Морле:

$$\psi_0(\eta) = \pi^{-\frac{1}{4}} \exp(j\omega_0\eta) \exp\left(-\frac{\eta^2}{2}\right) \quad (3)$$

который обладает дополнительным параметром ω_0 , называемый центральной частотой. Этот параметр обеспечивает компромисс между разрешениями функции ψ_0 во времени и в частотной области. Здесь используется значение

$\omega_0 = 2\pi$. Благодаря хорошему частотно-временному разрешению вейвлет Морле широко используется при изучении данных ЭЭГ.

Чтобы избежать влияния помех на конечный результат и подготовить данные к детектированию стадий, мы перейдём к отношению энергии в интересующем нас частотном диапазоне, например [1, 4] Гц, к общей нормированной энергии сигнала во всём частотном диапазоне.

$$W(t) = \int_F |W(f_s, t)|^2 df_s, \quad (4)$$

В нашем случае расчёт НВП будет проводиться в диапазоне частот [1, 40] Гц.

Программный продукт, разработанный на языке Python, работает непосредственно с данными ЭЭГ человека, которые представляют собой набор каналов с данными о сигнале, продолжительностью 8 часов (~28 800с) и эффективно детектирует стадии NREM сна, включая в себя стадии N1, N2, N3. Данные представлены в виде текстового файла с одним столбцом численных значений. Для каждого пациента будет рассматриваться 6 каналов ЭЭГ, которые мы объединим в один файл для более удобной работы и сортировки данных.

Набор данных для исследования включает в себя 3 пациента, и две ночных записи длительностью по 8 часов, для каждого с частотой дискретизации 200 Гц. Также имеется разметка стадий сна врача, которую мы будем использовать для настройки системы детектирования и в последствии выявления точности работы самой системы.

Первый этап включает в себя комбинирование 6 файлов с каналами в один, и добавление столбца времени из расчёта, что частота дискретизации 200 Гц.

Расчёт энергии НВП сначала производится в интересующих нас частотных диапазонах. В нашем случае будут использоваться два частотных диапазона: [1,4] Гц, [4,6] Гц. Далее производится расчёт нормализованной энергии в диапазоне [1,40] Гц, а также отношений энергии в интересующих нас частотных диапазонах к общей нормированной энергии. Данная процедура позволяет исключить влияние скачков амплитуды или же «артефактов»,

которые могут быть вызваны произвольными движениями, как пациента, так и электродов.

Для того, чтобы ввести пороги и учесть особенности электрической активности мозга конкретного пациента нам необходимо произвести визуальное исследование полученных графиков. На основании введённых порогов, система детектирует стадии сна, а также интервалы, в которых фиксировалась та или иная стадия.

Промежуточным результатом работы системы детектирования является набор графических представлений отношений энергии в интересующих нас частотных диапазонах, в нашем случае [1,4] Гц, [4,6] Гц, к общей нормированной энергии в диапазоне [1,40] Гц, по которым мы будем определять индивидуальные пороги. Конечным результатом являются интервалы времени с указанием стадии сна, которая была зафиксирована.

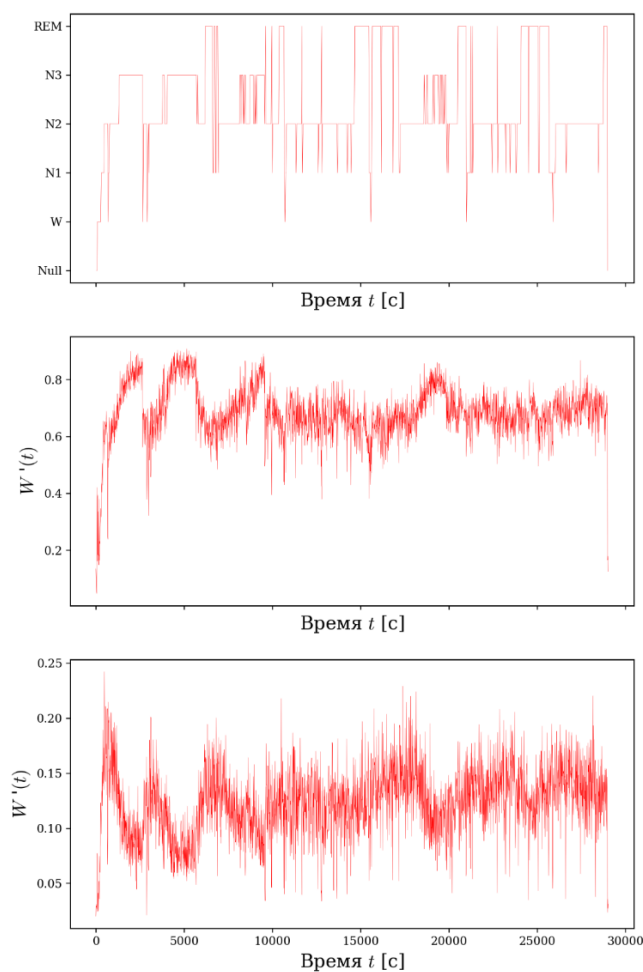


Рисунок 1 –Промежуточный результат работы системы детектирования стадий сна на основе НВП.

На Рисунке 1 представлен промежуточный результат работы системы детектирования для первого пациента, где первый график представляет собой гипнограмму разметки эксперта. Второй график представляет собой отношение частотного диапазона [1, 4] Гц к общему частотному диапазону в каждый момент времени. Третий график представляет собой отношение частотного диапазона [4, 6] Гц к общему частотному диапазону в каждый момент времени.

С помощью данной информации подбираются индивидуальные пороги для детектирования стадий. Например, видно, что в момент начала стадии N3 происходит увеличение амплитуды в диапазоне [1,4] Гц и уменьшение амплитуды в диапазоне [4,6] Гц.

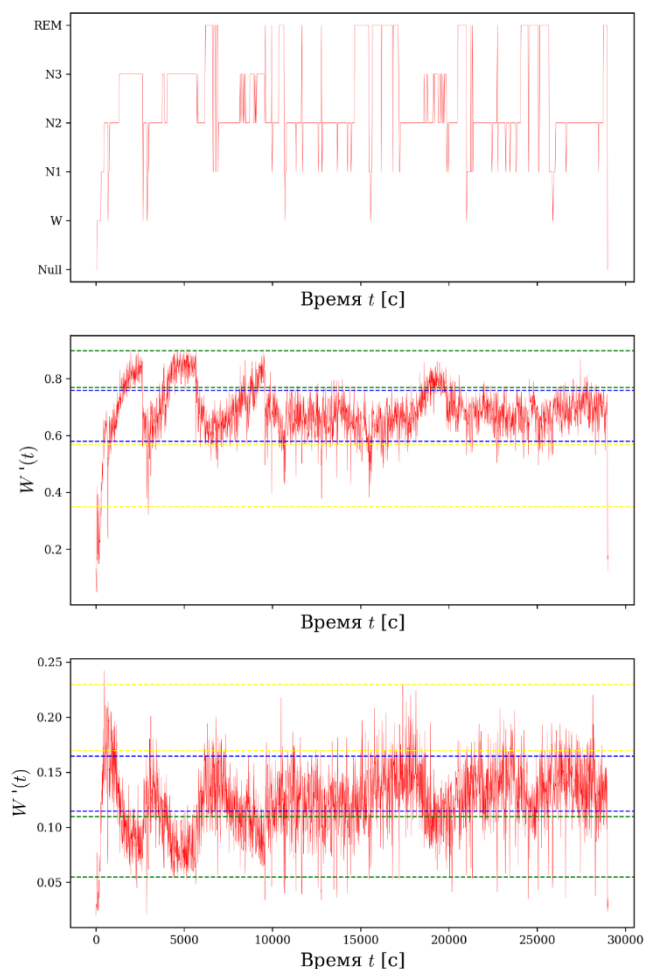


Рисунок 2 –Промежуточный результат работы системы детектирования стадий сна на основе НВП с введёнными порогами.

На Рисунке 2 представлены все те же значения, что и на Рисунке 1, за исключением порогов, которые были добавлены по принципу соответствия изменения амплитуды в разных частотных диапазонах и стадии сна в разметке эксперта. Зелёным цветом отмечен диапазон для стадии N3, синим цветом отмечен диапазон для стадии N2, а жёлтым цветом диапазон для стадии N1.

Таблица 1 – Пороги для детектирования стадий N1, N2, N3 у первого пациента.

	$T \uparrow[1, 4] \text{ Гц}$	$T \downarrow[1, 4] \text{ Гц}$	$T \uparrow[4, 6] \text{ Гц}$	$T \downarrow[4, 6] \text{ Гц}$
N1	0.35	0.57	0.17	0.23
N2	0.58	0.76	0.115	0.165
N3	0.77	0.9	0.055	0.11

Таблица 2 – Пороги для детектирования стадий N1, N2, N3 у второго пациента.

	$T \uparrow[1, 4] \text{ Гц}$	$T \downarrow[1, 4] \text{ Гц}$	$T \uparrow[4, 6] \text{ Гц}$	$T \downarrow[4, 6] \text{ Гц}$
N1	0.375	0.58	0.14	0.21
N2	0.585	0.775	0.105	0.135
N3	0.78	0.95	0.025	0.1

Таблица 3 – Пороги для детектирования стадий N1, N2, N3 у третьего пациента.

	$T \uparrow[1, 4] \text{ Гц}$	$T \downarrow[1, 4] \text{ Гц}$	$T \uparrow[4, 6] \text{ Гц}$	$T \downarrow[4, 6] \text{ Гц}$
N1	0.35	0.59	0.15	0.21
N2	0.6	0.77	0.125	0.145
N3	0.78	0.85	0.045	0.12

Данные наборы порогов позволили с высокой точностью детектировать стадии сна N1, N2, N3. Важным замечанием будет, что при подборе порогов важно охватить максимум полезной информации на графике, чтобы корректно детектировать не только стадию сна, но и временной интервал, в котором фиксируется стадия.

Процедура подбора порогов проводилась для каждого пациента индивидуально, однако для каждой ночи одного пациента из выборки данных в дальнейшем будет применяться один и тот же набор порогов. Это связано с тем, что особенности электрической активности меняются от человека к человеку, но не зависят от времени проведения исследования.

Далее реализуется метод сравнения интервалов, полученных в ходе работы системы детектирования и интервалов из разметки эксперта. Так как разметка эксперта фиксируется с интервалом в 30 секунд, небольшие смещения по времени в результатах работы системы допускаются. В связи с этим предполагается, что система может давать более достоверные результаты. При сравнении результатов и дальнейшем вычислении точности работы будем учитывать данный фактор.

По результатам исследования трёх пациентов совпадение разметок составило 82.7%. Оно вычислялось как отношение интервалов, в которых стадия сна совпала с данными эксперта, к общему количеству интервалов. Данный показатель является достойным результатом в рамках нашего исследования.

Заключение

В рамках дипломной работы была разработана система на Python для автоматического детектирования стадий сна из данных ЭЭГ. Система оптимизирована для быстрой обработки данных, обладает гибкостью в настройке и понятной структурой, что упрощает интеграцию и дальнейшую модификацию. Она демонстрирует высокую точность в определении стадий NREM сна и соответствующих временных интервалов. Проверка показала, что точность системы составила 82.7%, что делает её надежным инструментом для научных и медицинских применений. Разработанная система детектирования стадий сна является эффективным инструментом, поддающимся улучшению для расширения её применения в исследованиях.

Список использованных источников

- [1] Билялов М. Г. и др. Краниография в диагностике нервно-мышечной дисфункции мочевого пузыря у детей //Практическая медицина. – 2012. – №. 7-1 (63). – С. 16.
- [2] Евтушенко С. К., Омельченко А. А. Клиническая электроэнцефалография у детей //Сибирское медицинское обозрение. – 2007. – Т. 42. – №. 1. – С. 103-104.
- [3] Озерова О. Е., Буркова А. С., Бубнова Н. И. Возможности эхоэнцефалографии в диагностике гипоксически-ишемических повреждений головного мозга у новорожденных //Педиатрия. Журнал им. ГН Сперанского. – 1998. – Т. 77. – №. 5. – С. 5.
- [4] Морозов А. М. и др. Электронейромиография: современный взгляд на возможности применения (обзор литературы) //Вестник медицинского института «Реавиз»: реабилитация, врач и здоровье. – 2022. – №. 3 (57). – С. 107-116.
- [5] Захарова Н. Е. и др. Современные стандарты МРТ-диагностики опухолевых поражений головного мозга //Вопросы нейрохирургии им. НН Бурденко. – 2020. – Т. 84. – №. 3. – С. 102-112.
- [6] Гужов В. И., Винокуров А. А. Методы исследования структуры и функционального состояния головного мозга //Автоматика и программная инженерия. – 2014. – №. 3 (9). – С. 80-88.
- [7] Беленький В. В. и др. Позитронно-эмиссионная томография при дистонии и эссенциальном треморе //Медицинская визуализация. – 2010. – Т. 5. – С. 77-82.
- [8] Храмов А. Е., Короновский А. А. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения. – 2003.
- [9] Runnova A. et al. Automatic wavelet-based assessment of behavioral sleep using multichannel electrocorticography in rats //Sleep and Breathing. – 2021. – С. 1-8.