

ТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ СОВРЕМЕННОЙ НАУЧНОЙ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ

TECHNICAL ASPECTS OF THE MODERN SCIENCE OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY

S. Zabodaev

Summary. Electroencephalographic research is one of the modern methods of functional diagnostics of the human nervous system. It is used to diagnose mental, neurotic, cognitive disorders and is one of the main methods in the diagnosis of epilepsy. Paper considers methods for recording the electroencephalographic signal and modern methods of time-frequency analysis of its phenomenological features.

Keywords: electroencephalographic study, Fourier transform, signal analysis, diagnosis, epilepsy.

Забодаев Станислав Викторович

Аспирант, Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»
szabodaev@mail.ru

Аннотация. Электроэнцефалографическое исследование является одним из современных методов функциональной диагностики нервной системы человека. Оно используется для диагностирования психических, невротических, когнитивных расстройств и является одним из главных методов при диагностике эпилепсии. В работе рассматриваются способы регистрации электроэнцефалографического сигнала, а также современные методы частотно-временного анализа его феноменологических особенностей.

Ключевые слова: электроэнцефалографическое исследование, преобразование Фурье, анализ сигнала, диагностика, эпилепсия.

Введение

Анализ ЭЭГ сигнала — это комплексный процесс. Его можно разделить на первичную обработку, поиск, локализацию, анализ и классификацию феноменов. Процесс первичной обработки включает в себя удаление шума, устранение, если это возможно, или локализацию и удаление из анализа артефактов ЭЭГ сигнала, выделение и анализ ЭЭГ ритмов, построение частотно-временно-пространственной картины сигнала. На следующих шагах производится поиск известных феноменов и уникальных особенностей сигнала. Далее полученные феномены анализируются и классифицируются согласно выбранной математической модели сигнала ЭЭГ.

Целью работы является исследование методов разделения электроэнцефалографических ритмов и выделения высокочастотных феноменов.

Электроэнцефалографическое исследование является важным этапом медицинского обследования пациентов с целым спектром психических и психологических заболеваний, поэтому быстрая постановка достоверного диагноза является необходимым условием выбора направления лечения. Анализ ЭЭГ сигналов является сложным процессом через нелинейную нестационарную природу самого сигнала и большое количество факторов, которые влияют на него во время проведения процедуры электроэнцефалографического исследования. Поэтому этот процесс разделяется на несколько этапов. Одним из таких этапов является

анализ электроэнцефалографических ритмов и феноменов.

Пусть дано S , который можно представить как множество сигналов $S=\{S_i(t)\}$, $i=1, 2, \dots, 16$, $t \in [t_0; t_{max}]$.

Обозначим через $SiE(t)$ эпоху сигнала $Si(t)$ как некоторый его временной промежуток на интервале $t \in [t_{Emin}, t_{Emax}]$. Для каждой эпохи необходимо построить частотно-временное представление на основе преобразования $X_m, k, PPWVD(k, m)$ и $PSPWVD(k, m)$. Выполнить поиск экстремумов функции спектральной плотности: $dPSPWVD(\tau, \omega)/d\tau=0$. Необходимо сопоставить полученные значения частот ω_i , $i=0, \dots, I-1$ с характерными признаками ЭЭГ ритмов и феноменов $\Omega=\{[\omega_j, \min, \omega_j, \max], j=1, \dots, N\}$. Выполнить сравнительный анализ с результатами оконного преобразования Фурье.

Литературный обзор. Анализ электроэнцефалографических сигналов состоит из нескольких этапов, одним из которых является анализ ритмов ЭЭГ сигнала. Понятие ритма было предложено в начале развития электроэнцефалографии для облегчения визуального анализа ЭЭГ сигналов. Так, один из основателей ЭЭГ исследования Ганс Бергер, который первым получил человеческую электроэнцефалограмму [1], описал альфа и бета-ритмы. В дальнейшем ЭЭГ ритмы были расширены и дополнены Г. Джаспером, В. Уолтером [2] и другими. В современной электроэнцефалографии ритмический состав сигнала применяется в качестве одного из критериев постановки диагноза

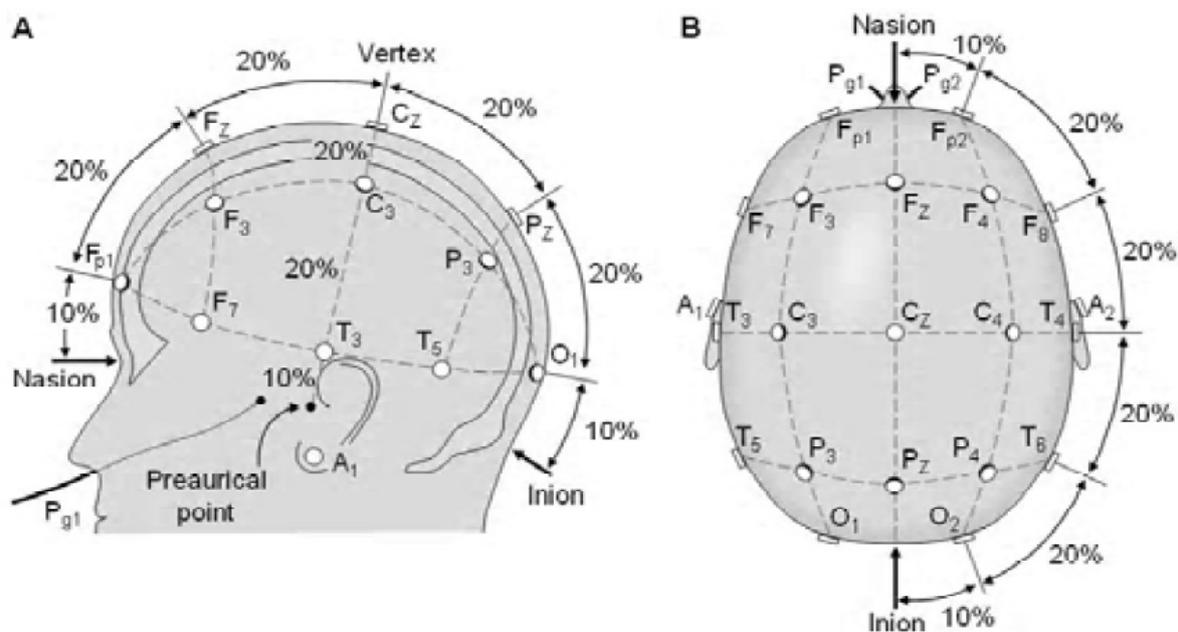


Рис. 1. Международная схема «10–20» (Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields 1995)

при различных психических, психоневрологических нарушениях.

Одним из базовых инструментов частотно-временного анализа ЭЭГ сигналов является преобразование Фурье. Оно используется для выделения электроэнцефалографических ритмов [3], во время автоматической обработки сигналов, детектировании эпилептических приступов [4], для поиска сонных веретен [5].

Другим инструментом частотно-временного анализа сигналов является преобразование Вигнера-Вилла, которое позволяет улучшить поиск локальных экстремумов энергии за счет лучшего частотно-временного разрешения [6], [7], [8]. Во время ЭЭГ анализа преобразование Вигнера-Вилла используется для детектирования эпилептических припадков [9] и поиска особенностей электроэнцефалографических сигналов [10].

Материалы и методы. Сигнал ЭЭГ фиксируется с помощью внешних или внутренних электродов, расположенных на скальпе пациента. Современные электроэнцефалографы позволяют регистрировать от 12 до 128 каналов.

Наиболее распространенной схемой расположения электродов является международная схема «10–20», впервые предложенная Г.Г. Джаспером [11]. Места расположения электродов рассчитываются в процентном отношении к количественным параметрам ориентира черепа. Замеряются два основных расстояния: от пере-

носицы до затылочного бугра, измеренное через макушку, и между слуховыми проходами, которое проходит через середину первой расстояния. Эти расстояния принимаются за 100%. Первые электроды устанавливаются на расстоянии 10% от затылочного бугра, через следующие 20% впереди затылочных и так далее, до лобных полюсных электродов, которые расположены на расстоянии 10% от переносицы. Второе расстояние распределяется аналогично первому: на 10% вверх от слуховых проходов располагают височные электроды, через 20% центральные, на средней линии черепа устанавливают центральные (рис. 1).

Во время ЭЭГ исследования фиксируется разность электрических потенциалов расположенных на черепе электродов. Сам сигнал ЭЭГ представляет собой сложный нелинейный нестационарный процесс. По этой причине анализ ЭЭГ сигнала является непростой математической проблемой.

Процесс исследования ЭЭГ сигнала усложняется наличием разнообразных артефактов. Они могут быть физическими (некачественный контакт электродов, электрические и электромагнитные помехи) или физиологическими (глазные и глотательные движения, мышечная и сердечная активность, и другие). Поэтому поиск этих артефактов является важной частью обработки сигнала ЭЭГ.

При частотно-временном анализе ЭЭГ сигнала используется понятие ритма ЭЭГ. Каждый ритм имеет

характерный амплитудно-частотный диапазон и соответствует некоторому состоянию мозга человека. Так, альфа-ритм имеет частоту 8–12 Гц и амплитуду до 100 мкВ. Он максимально выражен в затылочных отделах и регистрируется у большинства здоровых людей. Альфа-ритм достигает максимальной амплитуды в состоянии покоя, особенно при закрытых глазах. В большинстве случаев возникают модуляции, которые образуют веретена продолжительностью 2–8 сек. Амплитуда альфа-ритма уменьшается при концентрации внимания, умственной активности и беспокойстве.

Бета-ритм имеет частоту 12,5–30 Гц и амплитуду до 15 мкВ. Некоторые исследователи разделяют бета-ритм на несколько составляющих с их частотными диапазонами. Бета-ритм лучше всего регистрируется в области передних центральных извилин и связан с соматическими и сенсорными механизмами, с увеличением концентрации внимания и решении конкретных задач. Мю-ритм, который имеет частоту 8–13 Гц [12] и амплитуду до 50 мкВ, регистрируется у некоторых пациентов в центральной и центрально-височной области.

Тета-ритм имеет частоту 4–8 Гц с амплитудой, которая превышает 25 мкВ и может достигать 300 мкВ и более. Тета-ритм растет во время сна; допускается в небольшом количестве и с амплитудой не больше альфа-ритма у здорового активного человека, что указывает на снижение уровня функциональной активности мозга, а в других случаях считается патологией. Дельта-ритм возникает во время эмоциональных расстройств, в частности разочарование. Для дельта-активности характерна частота 0,5–3 Гц и амплитуда, которая может превышать 25 мкВ. Наблюдается во время пробуждения, в фазе глубокого сна и при патологических изменениях в работе мозга.

Отделение и классификация ритмов является важным шагом в анализе ЭЭГ сигнала. Кроме ритмов, большое значение имеют характерные феноменологические особенности сигнала. Одним из классов феноменов является эпилептиформная активность. К ней относятся спайки, острые волны, полиспайки, комплексы спайк-волна и острая волна-медленная волна.

Спайк — это пароксизмальный феномен, который имеет заостренную форму и поверхностно-отрицательную полярность, длительностью до 70 мс и амплитудой значительно выше, чем фоновая активность. При длительности от 70 мс до 200 мс такой феномен называют острой волной. Спайк-волна — это комплекс спайка и медленной волны. Эти феномены обычно происходят сериями. При росте длительности спайк-волна превращается в феномен острая-медленная волна.

Эпилептиформная активность отмечает наличие специфических процессов в мозгу человека и является важным критерием во время диагностики и исследования эпилепсии.

Одним из инструментов обработки ЭЭГ сигналов являются частотно-временные преобразования. Традиционной основой частотно-временных преобразований в настоящее время является преобразование Фурье, которое раскладывает сигнал на простые колебания и дает возможность получить его спектр.

Прямое дискретное преобразование Фурье задается следующим образом:

$$X_k = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} x_n e^{-\frac{i2\pi kn}{M}}, k = 0, 1, \dots, M-1$$

Оно позволяет исследовать частотные составляющие сигнала, но не частотно-временную локализацию. За это его использование для анализа сигналов ЭЭГ является весьма ограниченным.

Для получения частотно-временной локализации используется оконное преобразование Фурье:

$$X_{k,w} = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} x_n w_{n-k} e^{-\frac{i2\pi kn}{M}}, k = 0, 1, \dots, M-1$$

В качестве оконной функции могут быть использованы функции Хемминга, Гаусса, Хана и другие.

Результатом оконного преобразования является спектрограмма. При этом от размера оконной функции зависит частотная и временная разрешающие способности спектра: если уменьшать окно, временная разрешающая способность увеличивается, а частотная — уменьшается; и наоборот, если увеличивать ширину окна, временная разрешающая способность будет уменьшаться, а частотная — увеличиваться (рис. 2). В этом заключается основной недостаток оконного преобразования Фурье.

Для устранения недостатков оконного преобразования Фурье и улучшения частотно-временного разрешения рассмотрим преобразование Вигнера-Вилла, которое относится к классу квадратичных преобразований Коэна. Преобразование впервые было представлено Ю. Вигнером, которое было посвящено квантовой термодинамике, в 1932 г. и использовано Дж. Виллем при анализе сигналов в 1948 году. Непрерывное преобразование Вигнера-Вилла для исследуемого сигнала $s(t)$ имеет следующий вид:

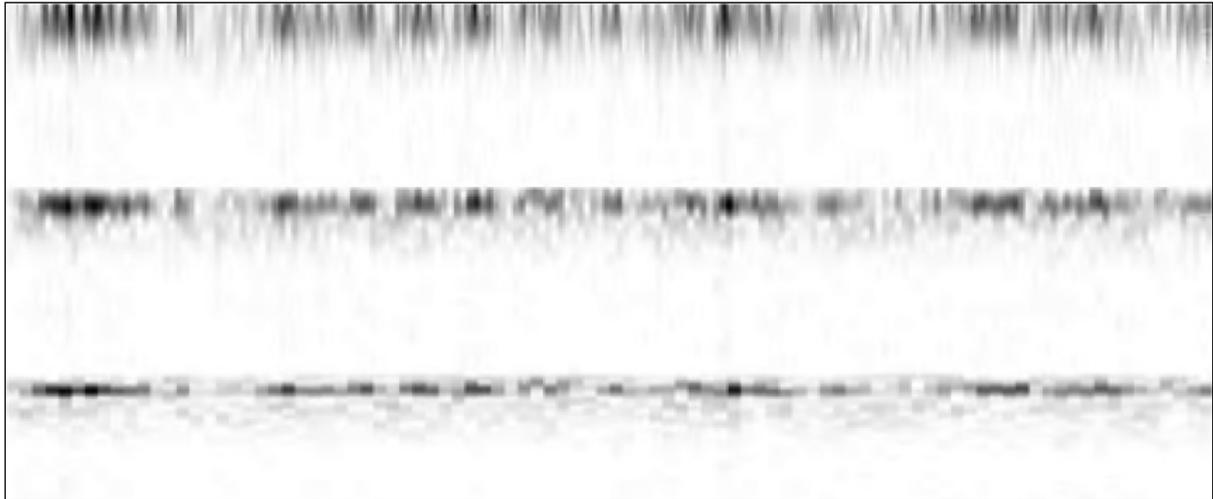


Рис. 2. Оконное преобразование Фурье фильтрованного сигнала ЭЭГ (отведение F3, 15 с, использована оконная функция Хемминга шириной 16, 32 и 64 отсчетов)

$$P(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau + \frac{t}{2}) \times s(\tau - \frac{t}{2}) \times e^{-j\omega t} dt$$

Дискретное преобразование Вигнера-Вилла задается следующим выражением:

$$P[k, m] = \sum_{n=0}^{N-1} s[k + n] \times s[k - n] \times e^{-j\frac{2\pi nm}{N}} dt,$$

$$k = 0, 1, \dots, N,$$

$$m = k = 0, 1, \dots, N$$

Результатом преобразования будет функция P[k, m], которая может иметь как положительные, так отрицательные значения, что добавляет некоторых проблем в определении ее как функции спектральной плотности [6].

Преобразование Вигнера-Вилла имеет лучшую частотно-временную разрешающую способность, чем оконное преобразование Фурье. Это является важным преимуществом при анализе нелинейных нестационарных сигналов. Основным недостатком преобразования Вигнера-Вилла во время анализа сложных многокомпонентных сигналов является появление интерференционных составляющих. Для сигнала из двух составляющих преобразование имеет следующий вид:

$$P_{S_1+S_2}(\tau, \omega) = P_{S_1}(\tau, \omega) + P_{S_2}(\tau, \omega) + 2R\{P_{S_1+S_2}(\tau, \omega)\}$$

где

$$P_{S_1+S_2}(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s_1(\tau + \frac{t}{2}) \times s_2(\tau - \frac{t}{2}) \times e^{-j\omega t} dt$$

Аналогично можно получить преобразования Вигнера-Вилла для сигнала из N компонент. Из-за появления интерференционных составляющих преобразование Вигнера-Вилла сложно использовать для анализа многокомпонентных сигналов. Одним из методов уменьшения интенсивности интерференционных составляющих является использование спектральных оконных функций. Таким преобразованием является псевдо-преобразование Вигнера-Вилла, которое задается следующим выражением:

$$P_{PWVD}(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \times s(\tau + \frac{t}{2}) \times s(\tau - \frac{t}{2}) \times e^{-j\omega t} dt$$

и сглаженное псевдо-преобразование Вигнера-Вилла:

$$P_{SPWVD}(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \int_{-\infty}^{\infty} g(x - \tau) \times s(x + \frac{t}{2}) \times s(x - \frac{t}{2}) dx \times e^{-j\omega t} dt$$

Эти преобразования имеют меньшую частотно-временную разрешающую способность, чем преобразования Вигнера-Вилла, но благодаря уменьшению интенсивности интерференционных составляющих дискретные преобразования $P_{PWVD}(k, m)$ и $P_{SPWVD}(k, m)$ можно использовать для анализа сложных нелинейных нестационарных сигналов, таких как ЭЭГ сигналы, например, для анализа эпилептической пароксизмальной активности.

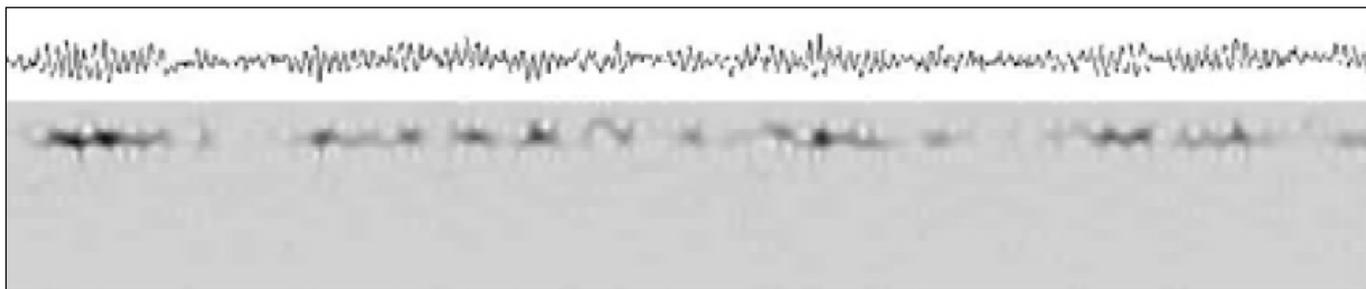


Рис. 3 ЭЭГ сигнал и частотно-временное представление фильтрованного сигнала, полученное сглаженным псевдо-преобразованием Вигнера-Вилла. Преобладание альфа-ритма в отведении F3

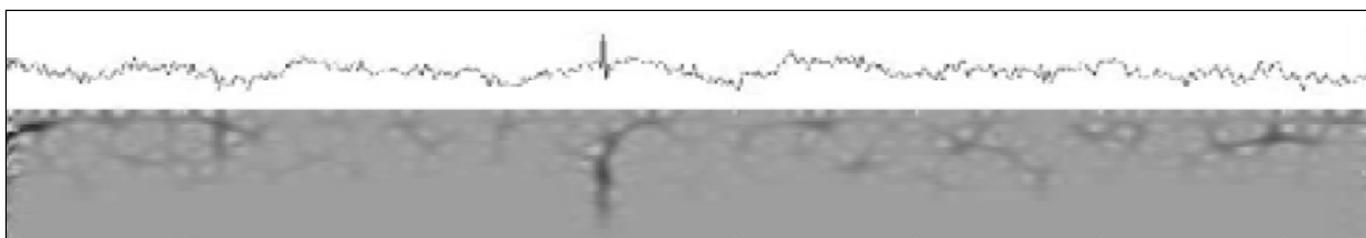


Рис. 4 ЭЭГ сигнал и частотно-временное представление фильтрованного сигнала, полученное сглаженным псевдо-преобразованием Вигнера-Вилла. Спайк во время фотостимуляции 10 Гц в отведении T3

В соответствии с принципом неопределенности, частотно-временная разрешающая способность оконного преобразования Фурье ограничена

$$\Delta t \times \Delta f \geq \frac{1}{4\pi}.$$

Для преобразования Вигнера-Вилла имеет место другая оценка:

$$\Delta_{tf} \geq \frac{1}{2\pi}.$$

Таким образом, преобразование Вигнера-Вилла имеет лучшую частотно-временную разрешающую способность, чем оконное преобразование Фурье.

В данной работе псевдо-преобразование Вигнера-Вилла и его сглаженный вариант был использован для анализа ЭЭГ ритмов и поиска спайков. Численный эксперимент был проведен на наборе тестовых сигналов — эпох ЭЭГ сигналов с различными феноменами: спайками и другими формами эллиптической формовой активности. Тестовые сигналы были получены с помощью электроэнцефалографа Tredex «Эксперт-16». К каждому тестовому сигналу было применено оконное преобразование Фурье, псевдо-преобразование Вигнера-Вилла и его сглаженный вариант. Из спектров тестовых сигналов были выделены экстремумы, которые

определили преобладающие ритмы, и проведен поиск эпилептической активности.

Численный эксперимент проводился в вычислительной среде Matlab. В качестве оконного преобразования Фурье была выбрана встроенная функция `spectrogram` из пакета `Signal Processing Toolbox` с оконной функцией Хемминга шириной 16, 32 и 64 отсчетов. Для построения функции спектральной плотности псевдо-преобразование Вигнера-Вилла и сглаженного псевдо-преобразование Вигнера-Вилла были использованы функции `tfrpwv` и `tfrsprwv` соответственно. Параметр частотной разрешающей способности N равна 256. Эти функции являются частью программного пакета `Time-Frequency Toolbox`. Поиск экстремумов функции спектральной плотности был реализован с использованием стандартных функций вычислительной среды.

Тестовые сигналы и их функции спектральной плотности сглаженного псевдо-преобразование Вигнера-Вилла представлены на рис. 3 и рис. 4. Темные участки частотно-временного представления соответствуют максимальным значениям энергии сигнала.

Тестовый сигнал (рис. 3) представляет собой эпоху длиной 15 секунд, полученную из отведения F3 в состоянии покоя. Эта эпоха характеризуется наличием

альфа-ритма, что подтверждается анализом частотно-временного представления: максимумы функции спектральной плотности находятся в диапазоне 8–12 Гц. Результатом примененных преобразований является матрица функции спектральной плотности размерностью 129x186 отсчетов для оконного преобразования Фурье и 128x3000 для сглаженного преобразования Вигнера-Вилла. Полученное частотно-временное представление имеет гораздо лучшую частотно-временную разрешающую способность, чем спектр оконного преобразования Фурье (рис. 2), что позволяет более точно локализовать ЭЭГ ритм во времени.

Тестовый сигнал (рис. 4) представляет собой эпоху длиной 7,5 секунд, полученную из отведения Т3 во время фотостимуляции 10 Гц, которая содержит спайк. За то, что преобразование Вигнера-Вилла является чувствительным к локальным особенностям сигнала, частотно-временное представление эпохи содержит характерный высокочастотный максимум функции спектральной плотности, что соответствует частотно-временной характеристике спайку. При этом частотно-временная разрешающая способность полученной функции спектральной плотности позволяет локализовать феномен во времени с точностью большей, чем у оконного преобразования Фурье: использование псевдо-преобразования Вигнера-Вилла позволяет локализовать спайк в частотной окрестности в 10 отсчетов, а при использовании оконного преобразования Фурье — только в частотной окрестности в 64 отсчета. Использование псевдо-преобразования Вигнера-Вилла предпочтительно для поиска и классификации эллиптической формовой активности.

Заключение. В работе рассмотрены преимущества и недостатки оконного преобразования Фурье и псевдо-преобразования Вигнера-Вилла как методов частотно-временного анализа ЭЭГ сигналов; описаны ЭЭГ ритмы, их частотно-временные характеристики и феномены. Был проведен вычислительный эксперимент по использованию псевдо-преобразования Вигнера-Вилла для анализа ритмов ЭЭГ сигналов и поиска эллиптической формовой активности.

В работе решена актуальная задача анализа ЭЭГ сигналов, а именно выделение электроэнцефалографических ритмов и высокочастотных феноменов.

Научная новизна работы заключается в том, что использование сглаженного псевдо-преобразование Вигнера-Вилла для анализа ЭЭГ сигналов получило дальнейшее развитие.

Преобразование Вигнера-Вилла является перспективным инструментом частотно-временного анализа таких сложных нелинейных нестационарных сигналов, как сигналы ЭЭГ. Оно имеет лучшую временную и частотную разрешающую способность, чем оконное преобразование Фурье, что позволяет проводить выделение ритмов ЭЭГ и анализ локальных особенностей сигнала, например, эллиптической формовой пароксизмальной активности.

В то же время недостатками преобразования Вигнера-Вилла является появление интерференционных составляющих и большая вычислительная сложность. Первая проблема частично решается использованием псевдо-преобразования Вигнера-Вилла, его сглаженного варианта и других схем подавления интерференций. Вторая проблема решается использованием модифицированных расчетных схем и становится менее актуальной с ростом вычислительных мощностей современных компьютерных комплексов.

Практическая ценность полученных результатов заключается в том, что разработано программное обеспечение, которое позволяет проводить анализ ритмов и феноменов, как одного из этапов исследования электроэнцефалографических сигналов.

Перспективы дальнейших исследований заключаются в анализе влияния ЭЭГ артефактов на частотно-временное представление сигнала, их детектирования и локализации, исследовании методик уменьшения вычислительной сложности сглаженного псевдо-преобразования Вигнера-Вилла и поиска оптимальных параметров оконных функций.

ЛИТЕРАТУРА

1. Urzua J, Scheller MS, Jones BR. Low perfusion pressure or interruption of blood flow suppresses electroencephalographic activity? *J Clin Monit.* 1991;7(1):68. doi:10.1007/BF01617901.
2. Tran Y, Craig A, Boord P, Craig D. Using independent component analysis to remove artifact from electroencephalographic measured during stuttered speech. *Med Biol Eng Comput.* 2004;42(5):627–633. doi:10.1007/BF02347544.
3. Zhuravlev B V, Ozhogin MA, Simakov AB, Stepanenko IP, Sudakov K V. Four-channel electroencephalographic amplifier using integrated circuits. *Biomed Eng (NY).* 1978;12(1):13–16. doi:10.1007/BF00557008.
4. Kryzhanovskii GN, Atadzhanov MA, Voronina TA, Nerobkova LN, Zagorevskii VA, Sharkova LM. Clinical and electroencephalographic changes in MMP+-induced parkinsonian syndrome in rats. *Bull Exp Biol Med.* 1989;107(2):152–155. doi:10.1007/BF00833786.

5. Bird BL, Newton FA, Sheer DE, Ford M. Behavioral and electroencephalographic correlates of 40-Hz EEG biofeedback training in humans. *Biofeedback Self Regul.* 1978;3(1):13–28. doi:10.1007/BF00998560.
6. Bauer LO. Electroencephalographic Studies of Substance Use and Abuse. In: Kaufman MJ, ed. *Brain Imaging in Substance Abuse: Research, Clinical, and Forensic Applications*. Totowa, NJ: Humana Press; 2001:77–112. doi:10.1007/978-1-59259-021-6_4.
7. Pollock VE, Volavka J, Mednick SA, Goodwin DW, Knop J, Schulsinger F. A Prospective Study of Alcoholism: Electroencephalographic Findings. In: Goodwin DW, Van Dusen KT, Mednick SA, eds. *Longitudinal Research in Alcoholism*. Dordrecht: Springer Netherlands; 1984:125–145. doi:10.1007/978-94-009-5644-5_9.
8. Peper E. Problems in heart rate and alpha electroencephalographic feedback. *Kybernetik.* 1974;14(4):217–221. doi:10.1007/BF00274807.
9. Lebedev AN, Artemenko OI. Evaluation of Learning Capacity from Electroencephalographic Parameters. *Biomed Eng (NY)*. 2000;34(6):307–309. doi:10.1023/A:1002868518668.
10. Trucchi G, Bergamasco L, Argento V. Intraoperative Electroencephalographic Monitoring: Quantitative Analysis of Bioelectrical Data Detected During Surgical Stimulation. *Vet Res Commun.* 2003;27(1):803–805. doi:10.1023/B:VERC.0000014276.56334.7e.
11. Morris CJ. Electroencephalographic and evoked potential correlates of reaction time and visual discrimination performance. *Psychon Sci.* 1971;23(3):193–195. doi:10.3758/BF03336072.
12. Wu C, Wais M, Zahid T, Wan Q, Zhang L. An improved screw-free method for electrode implantation and intracranial electroencephalographic recordings in mice. *Behav Res Methods.* 2009;41(3):736–741. doi:10.3758/BRM.41.3.736.

© Забодаев Станислав Викторович (szabodaev@mail.ru).

Журнал «Современная наука: актуальные проблемы теории и практики»

