

УДК 004.93'11

## МЕТОД АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СЕГМЕНТАЦИИ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ РАЗРЯДОВ В ЭЭГ КРЫС

В. Е. Анциперов, Ю. В. Обухов

Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН

Статья поступила в редакцию 8 ноября 2016 г.

**Аннотация.** В центре внимания работы - актуальная для диагностики эпилепсии задача поиска эффективных автоматизированных методов сегментации эпилептических разрядов в записях ЭЭГ. В качестве решения задачи предложен основанный на анализе нестационарных, содержащих квазипериодические участки сигналов метод оценивания локального периода с последующей, основанной на характере динамики периода, сегментацией данных. Метод объединяет основные идеи двух исторически сложившихся подходов – многомасштабного (вейвлетного) анализа и синтеза квадратичных частотно–временных представлений. Подобное объединение удалось осуществить в рамках предложенной ранее методологии многомасштабного корреляционного анализа (МКА) и техники аналитических спектров.

Особенностью анализа и синтеза основных инструментов метода – специализированных МКА представлений, является то, что они, в отличие от классических подходов, ориентированы на временные масштабы сигналов, а не на их частотный состав. В работе подробно обсуждаются последовательные шаги синтеза таких представлений во временной области, начиная с МКА оценки автокорреляционной функции до линейных процедур ее оконного взвешивания и согласованной фильтрации со специальным скользящим окном. То обстоятельство, что для эффективной реализации синтезированных представлений целесообразно использовать введенные в работе сдвинутые аналитические спектры, следует расценивать не более, чем технический прием. Все шаги синтеза МКА представлений и основанные на них процедуры сегментации проиллюстрированы в работе на примере размеченной экспертом–нейрофизиологом реальной записи ЭЭГ крысы. Полученные на реальной записи результаты позволяют предположить, что синтезированные в работе инструменты станут одними из наиболее перспективных для автоматической сегментации эпилептических разрядов.

**Ключевые слова:** частотно–временной анализ ЭЭГ, автоматизированные методы сегментации эпилептических разрядов, многомасштабный корреляционный анализ, аналитические спектры.

**Abstract.** The focus of the paper is the problem of developing effective methods for automated segmentation of epileptic seizures in EEG recordings intended for the diagnosis of epilepsy. As a solution to the problem the new method is proposed. This method is based on the analysis of non-stationary, containing quasi-periodic

fragments signal, comprising local period estimation procedure followed by identification of period dynamics characteristics in order to segment fragments with repeating oscillations. The method proposed combines two basic ideas of existing approaches – multiscale (wavelet) analysis and synthesis of the quadratic time–frequency representations. The union of these approaches could be carried out in the framework of the previously proposed methodology of multiscale correlation analysis (MCA) and the analytical spectra technique.

A hallmark of the main tools of the method – special MCA representations – is that they, in contrast to classical approaches, are focused on the time domain, rather than on frequency domain. The paper discusses in detail the successive steps of synthesis of such representations in the time domain, from MCA estimation of the autocorrelation function to linear procedures such as window weighting and matched filtering with a special sliding window. The fact that the effective realization of the synthesized representations is based on shifted analytical spectra, should be considered nothing more than a convenient technique.

All MCA synthesis steps and segmentation procedure characteristics are illustrated by real rat EEG recording marked by a neurophysiologist–expert. Taking into account the results obtained by a real recording, we conclude that the synthesized method will be one of the most promising tools for the automatic segmentation of epileptic seizures.

**Key words:** time–frequency EEG analysis, automated epileptic seizure detection methods, multiscale correlational analysis, analytic spectra.

## Введение

Эпилепсия характеризуется внезапно возникающими нарушениями в поведении животных (человека) в результате чрезмерной синхронизации корковых нейронных сетей. Такого рода гиперсинхронизация проявляется в виде хронических аномальных вспышек разрядов нейронов – *эпилептических разрядов* (ЭР) в мозгу. Традиционно считается, что наличие ЭР является одним из характеристических признаков эпилепсии.

Наиболее показателен мониторинг аномальной активности мозга – ЭР с помощью электроэнцефалограмм (ЭЭГ). В ЭЭГ активность, связанная с ЭР, характеризуется последовательностью повторяющихся полиморфных колебаний (эпилептиформ) сигнала (пики, волны или комплексы пик-волна) с хорошо выраженным ритмом повторения (см. Рис.1). Часто ЭР сопровождается также повышением амплитуды сигнала. По этим признакам отдельные разряды (после минимальной предобработки ЭЭГ – аппаратной фильтрации,

предусиления и пр.) обычно обнаруживаются визуально (в сложных случаях – экспертами).

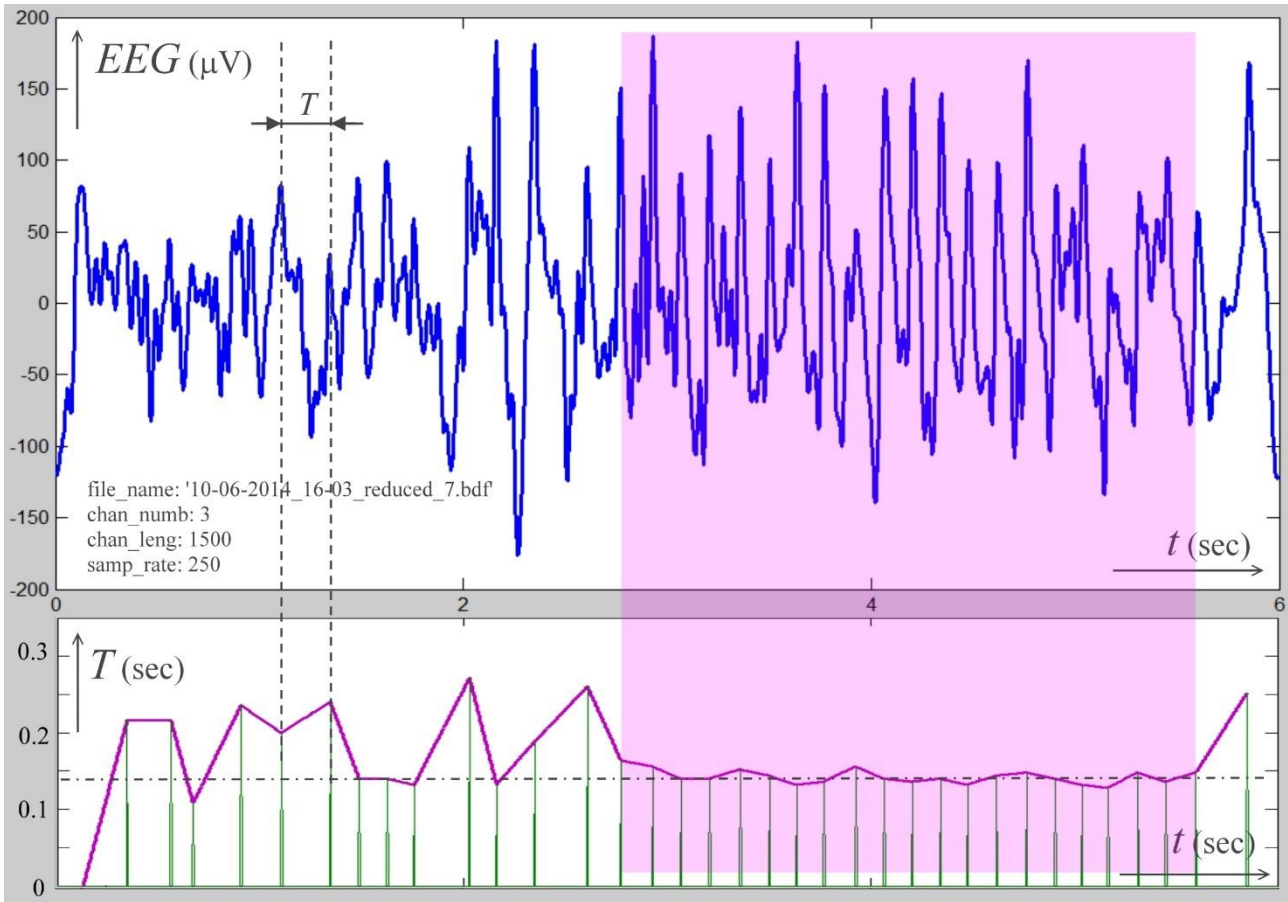


Рис.1. Квазипериодичность ЭЭГ сигнала в пределах фрагмента ЭР.

Верхний график – отрезок реальной записи ЭЭГ крысы длительностью 6 с (с предварительной фильтрацией в полосе 1.5 – 30 Гц), содержащей фрагмент ЭР длительностью  $\Delta \sim 2.8$  с. Границы ЭР (цветовой фон) размечены экспертом–нейрофизиологом. Число колебаний на фрагменте  $n \sim 20$ . Нижний график – линейно интерполированная последовательность выделенных на ЭЭГ вручную длительностей  $T$  интервалов пик-пик. В пределах ЭР имеет место квазипериодичность сигнала – высокая стабильность периода повторений  $T \sim 0.14$  с =  $\Delta / n$  (частоты повторений  $F = 1/T \sim 7.1$  Гц).

Проблема, однако, заключается в том, что ЭР являются редкими событиями: в течение стандартного времени записи амбулаторной ЭЭГ (20 мин) вероятность появления ЭР относительно низка. Поэтому для обнаружения и анализа ЭР приходится обращаться к специализированным процедурам длительной регистрации и анализа ЭЭГ. Современная электроника позволяет преодолеть технические проблемы длительной регистрации ЭЭГ. Однако, проблема анализа остается актуальной по сей день, поскольку по-прежнему зависит от “человеческого фактора”: визуальный обзор большого количества

данных ЭЭГ (например, суточные записи) требует много времени и может оказаться необъективным ввиду усталости эксперта или по иным причинам. В частности, повторяющиеся колебания в ЭЭГ записи могут быть связаны не только с ЭР, они могут присутствовать при случайной периодической наводке или, например, в случае артефактов, связанных с движением глаз, мышечной активностью и даже с электрокардиограммой [1]. Поэтому поиск эффективных автоматизированных, не зависящего от человека методов обнаружения/сегментации ЭР представляет собой исключительно важную и актуальную задачу как для диагностики эпилепсии, так и для анализа собственно ЭЭГ сигналов.

Отправляясь от характерной квазипериодичности ЭР, первое, что приходит в голову при выборе основы для автоматизированного обнаружения и сегментации разрядов – это адаптация известных методов классического спектрального анализа. Исторически именно в этом направлении были предприняты первые попытки синтеза методов автоматизированного обнаружения ЭР [1,2]. Однако довольно быстро было обнаружено, что традиционный спектральный анализ (на основе оконной Фурье-обработки сигналов) малоэффективен для перечисленных выше задач. Основная причина этого, помимо имеющихся помех и артефактов, состоит в относительно малой длительности  $\Delta$  фрагментов ЭР. На практике считается, что для нахождения надежных частотных характеристик методами (непараметрического) спектрального анализа требуются значения параметра *числа полных колебаний*  $n \geq 10$  на длине  $w$  окна анализа. Если  $F$  – средняя частота и  $T$  – средний период следования колебаний в пределах фрагмента ЭР, то  $w$  можно оценить как  $w \approx n \cdot T = n / F$ . Учитывая, что для типичных ЭР  $\Delta \sim 10^1 \cdot T$ , получаем  $w \geq \Delta$ . Вместе с требованием сохранения отношения сигнал/шум  $w \leq \Delta$  это ведет тому, что ширина окна  $w$  для вычисления текущего (мгновенного) спектра ЭР и длительность самого ЭР  $\Delta$  оказываются сопоставимыми величинами  $w \sim \Delta$ . Последнее приводит к размыванию границ спектра на величину порядка длительности самого спектра. В результате оказывается, что, хотя задача

обнаружения ЭР классическими спектральными методами принципиально разрешима, задача определения границ ЭР – задача сегментации из-за неизбежного большого размытия границ не имеет удовлетворительного решения.

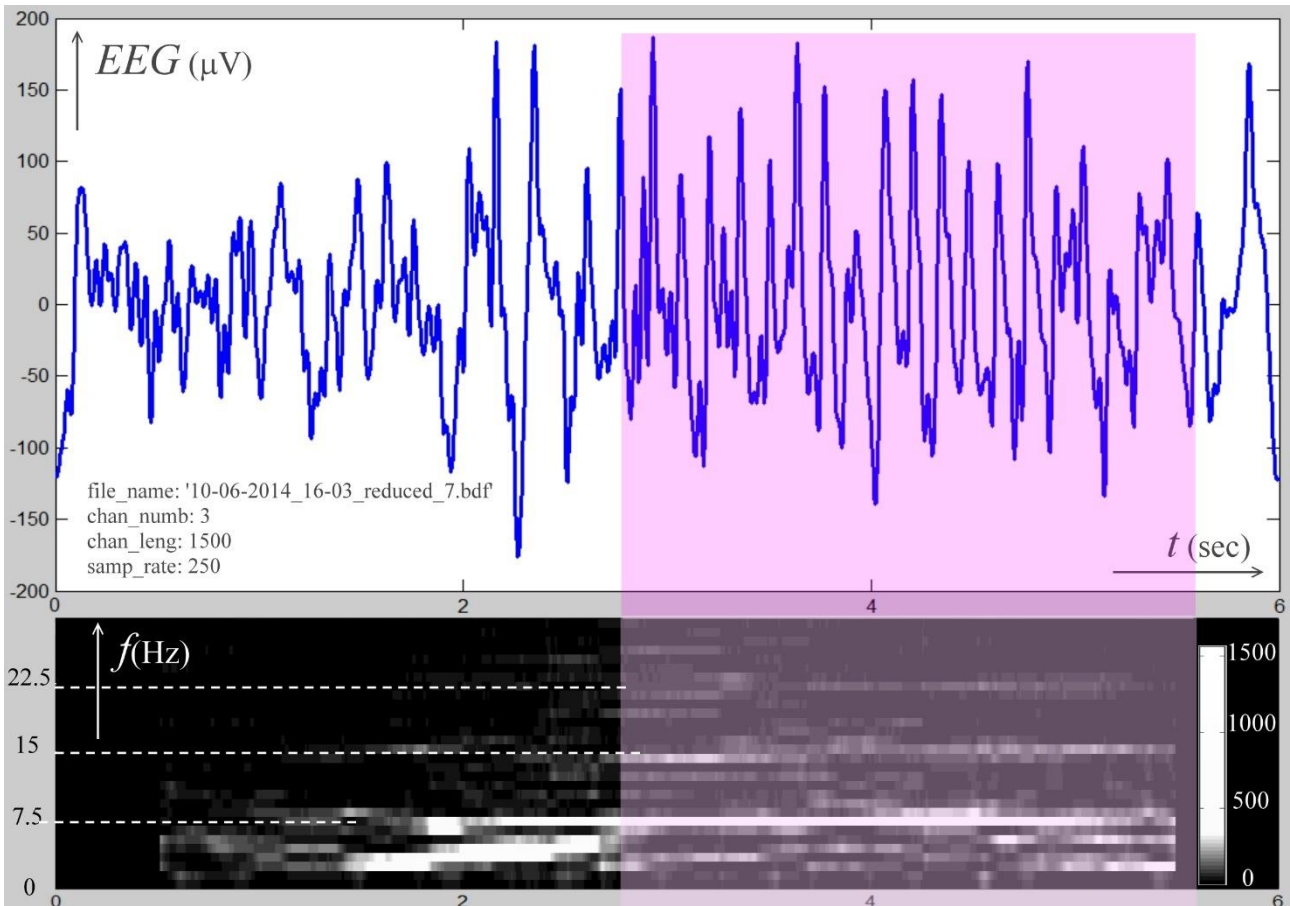


Рис.2. Спектрограмма ЭЭГ сигнала, содержащего фрагмент ЭР.

Верхний график – отрезок реальной записи ЭЭГ крысы, представленной на Рис.1. Нижний график – его спектрограмма  $|S_t^w(f)|^2$  (максимумы светлые, минимумы темные, в соответствии со шкалой справа), выполненная с окном длительности  $w \sim 1$  с. На спектрограмме в области фрагмента ЭР (цветовой фон) хорошо выражена спектральная компонента с  $F \sim 7$  Гц и ее гармоники, хотя их границы плохо соответствуют границам ЭР.

На Рис.2 представлена классическая, с окном длительности  $w \sim 1$  с, спектрограмма  $|S_t^w(f)|^2$  (см. (15)) приведенной на Рис.1 записи ЭЭГ. Поскольку число полных колебаний на интервале выбранного окна  $n \sim 10$ , спектрограмма позволяет вполне надежно обнаружить наличие области квазипериодичности на частоте  $F \sim 7$  Гц в области ЭР. Однако, границы (в данном случае – левая граница) фрагмента ЭР оказываются значительно размыты – на величину  $w \sim 1$  с (при длительности ЭР  $\Delta \sim 2.8$  с). Более того, наличие низкочастотной повторяемости непосредственно перед началом

фрагмента ЭР приводит к просачиванию соответствующих частотных гармоник  $\sim 3$  и  $6$  Гц внутрь границы ЭР, сильно ее размывая. Другими словами, классическая спектрограмма, обнаружив ЭР, оценивает его длительность только с точностью порядка самой длительности, а это во многих случаях неприемлемо. Например, это не годится для задач, где суммарная длительность всех ЭР за длительный интервал наблюдений является диагностическим параметром.

Начиная с 90-х годов прошлого века, отталкиваясь от методов классического спектрального анализа, были предприняты активные усилия по решению проблемы сегментации ЭР сразу по нескольким направлениям [1]. Исследователи первого направления предложили дополнить спектральные параметры (результат линейной обработки) рядом нелинейных характеристик, связанных со степенью хаотичности динамики сигнала. Помимо спектральных признаков – средней частоты, полосы частот, пиковых частот было предложено использовать такие, отражающие меру детерминированности / хаотичности ЭЭГ параметры, как корреляционная размерность, экспоненты Ляпунова, К-энтропию (энтропию Колмогорова) и другие виды энтропией [3]. Второе направление исследований было связано с быстроразвивающейся на тот момент времени теорией квадратичных частотно-временных представлений, обобщающих классические спектрограммы. В частности, Уильямс и др. [4] предложили для обнаружения ЭР использовать так называемые RID-представления – представления с подавлением паразитной интерференции компонент. Исследователи третьего направления вместо традиционного Фурье-анализа стали активно использовать вейвлет-анализ вместе с элементами нелинейных преобразований (нейронные сети, нечеткие классификаторы и т.д.) [5]. Переход от частотного диапазона к пространству масштабов (коэффициентов вейвлет-преобразования) оправдан тем, что для анализа нестационарных сигналов (ЭЭГ) многомасштабность имеет ряд преимуществ перед оконной обработкой с фиксированным, заданным длительностью окна  $w$  масштабом. Многомасштабность позволяет контролировать локализацию во

времени частотных компонент, эффективно оценивать временные масштабы интересующих событий, делает обработку нечувствительной к гладкости сигнала и т.д.

В каждом из перечисленных выше направлений удалось достичь определенного прогресса для определенных классов задач. Однако, до сих пор так и не был выработан общий универсальный подход, пригодный для решения большинства задач в области анализа ЭЭГ и, в частности, анализа ЭР [6]. Впрочем, ввиду сложной природы ЭЭГ сигнала, создание такого всеобъемлющего подхода в полном объеме вряд ли осуществимо.

Поэтому, начиная с работы [7], нами для решения возможно большего числа задач анализа нестационарных ЭЭГ была предпринята попытка объединения основных идей двух из перечисленных выше подходов – многомасштабного (вейвлетного) анализа и элементов синтеза квадратичных частотно–временных представлений. Такое объединение удалось реализовать на основе предложенной ранее методологии анализа нестационарных, содержащих квазипериодические участки сигналов, названной нами Многомасштабным Корреляционным Анализом (МКА) [8]. Уже на первом этапе применения МКА к задачам анализа ЭЭГ удалось получить ряд значимых результатов [9,10]. Дальнейшему развитию этого подхода применительно к задачам сегментации ЭР и полученным в этом направлении результатам посвящена основная часть предлагаемой работы.

### **Частотно–временные представления ЭЭГ коэновского класса**

Для того, чтобы наметить логику синтеза основных инструментов МКА, напомним вкратце, следуя, например, работе [11], основную идею синтеза квадратичных частотно–временных представлений (ЧВП). Наиболее популярным и достаточно широким классом ЧВП является так называемый коэновский класс, элементы которого  $C_z(t, f; \Phi)$  имеют вид:

$$\begin{aligned} C_z(t, f; \Phi) &= \int \int \Phi(t - u, f - \xi) W_z(u, \xi) du d\xi, \\ W_z(u, \xi) &= \int z(u + \tau/2) z^*(u - \tau/2) \exp(-2\pi i \tau \xi) d\tau \end{aligned} \quad (1)$$

где  $z(u)$  – вообще говоря, комплексный сигнал,  $z^*(u)$  – его комплексное сопряжение,  $W_z(u, \xi)$  – распределение Вигнера  $z(u)$ ,  $\Phi(u, \xi)$  – двумерное сглаживающее окно представления, придающее элементам Коэновского класса  $C_z(t, f; \Phi)$  заданные свойства,  $\hat{i}$  – мнимая единица. Как следует из (1), для формирования распределение Вигнера необходимо предварительно по исходному сигналу, как правило, действительному, сформировать некоторое его комплексное (квадратурное) представление  $z(u)$ . Обычно это делается для упрощения последующего анализа, например, чтобы избавиться в  $C_z(t, f; \Phi)$  от отрицательных частот. Поскольку в данной работе акценты смещены на анализ преимущественно во временной области, комплексная форма сигнала ни к каким упрощениям в дальнейших рассмотрениях не ведет. В связи с этим будем далее считать, что сигнал  $z(u)$  является действительным, в точности совпадающим с анализируемым исходным.

Формально, из первого соотношения (1) следует, что  $C_z(t, f; \Phi)$  является некоторой сглаженной версией распределения Вигнера  $W_z(u, \xi)$ , которое, в свою очередь, можно представить в виде:

$$\begin{aligned} W_z(u, \xi) &= \int R_i(u, \tau) \exp(-2\pi \hat{i} \tau \xi) d\tau, \\ R_i(u, \tau) &= z(u + \tau/2)z(u - \tau/2) \end{aligned} \quad (2)$$

Величину  $R_i(u, \tau)$  в (2) обычно называют функцией “мгновенной автокорреляции” (мгновенной АКФ) [11]. В этой связи заметим, что более точным для  $R_i(u, \tau)$  было бы название *мгновенная несмещенная оценка АКФ*. Действительно, если усреднить  $R_i(u, \tau)$  (2) по ансамблю реализаций, то в стационарном случае, когда результат зависит только от разности аргументов, получится в точности “теоретическая” АКФ, определяемая соотношением  $R_z(\tau) = \langle z(u + \tau/2)z(u - \tau/2) \rangle$ .

В контексте соотношений (2) распределение Вигнера  $W_z(u, \xi)$  является преобразованием Фурье от мгновенной АКФ  $R_i(u, \tau)$ . Это позволяет интерпретировать распределение  $W_z(u, \xi)$  как оценку спектральной плотности  $N_z(\xi)$  средней мощности сигнала  $\langle z^2(u) \rangle$ . В самом деле, если в стационарном случае усреднить первое соотношение в (2) по ансамблю реализаций и



воспользоваться теоремой Винера–Хинчина, связывающей преобразование Фурье АКФ  $R_z(\tau)$  с  $N_z(\xi)$ , то получим  $\langle W_z(u, \xi) \rangle = N_z(\xi)$ . Проблема такой интерпретации, как известно, состоит в том, что оцениваемая величина  $N_z(\xi)$  принципиально положительна, а ее оценка  $W_z(u, \xi)$  (2) может принимать отрицательные значения. С тем, чтобы нивелировать этот недостаток, осуществляется скользящее сглаживание  $W_z(u, \xi)$  с некоторым окном  $\Phi(u, \xi)$ . Аналогично, в общем, нестационарном случае “сглаженная” (локально усредненная) оценка  $C_z(t, f; \Phi)$  (1) оказывается более оценкой, “зависящей от времени спектральной плотности средней мощности”  $N_z(t, f) = \langle W_z(t, f) \rangle$ . Отметим, что за счет выбора специальной формы окна  $\Phi(u, \xi)$  можно, помимо прочего, значительно подавить паразитные межкомпонентные интерференционные члены, неизбежные для всех квадратичных ЧВП (см. [11] по поводу RID–представлений) и добиться ряда других полезных свойств.

Резюмируя приведенное выше обсуждение, можно сформулировать основную цель синтеза квадратичных ЧВП (1) как желание построить такие зависящие от времени оценки спектральной плотности средней мощности сигнала  $N_z(t, f)$ , которые удовлетворяли бы еще и некоторым дополнительным требованиям (положительности, действительности, ковариантности к частотным или / и временным сдвигам и т.д., см. [11]). При этом, явно или неявно предполагается, что  $N_z(t, f)$  имеет выраженные, узкие максимумы для некоторых характерных частот. Последнее подразумевает узкополосность исходного сигнала  $z(t)$  в отношении каждой из соответствующих этим частотам компонент. Для таких сигналов острые максимумы ЧВП  $C_z(t, f; \Phi)$  (1), соответствующие компонентам сигнала, имеют хорошо выраженные временные траектории, их параметры могут контролироваться подбором соответствующих окон  $\Phi(u, \xi)$ .

Из предшествующего обсуждения следует, что вопрос о том, насколько эффективно ЧВП вида (1) могут быть использованы для анализа ЭР, сводится к вопросу о том, насколько правомерно рассматривать ЭР как совокупность узкополосных компонент. На Рис.3 приведена частотная зависимость

мгновенного спектра (спектрограммы)  $|S_t^w(f)|^2$ , вычисленного точно посередине фрагмента ЭР представленной на Рис.1 ЭЭГ. Известно [11], что  $|S_t^w(f)|^2$  является ЧВП Коэновского класса (1) при выборе сглаживающего окна в виде  $\Phi(u, \xi) = W_w(u, \xi)$ , где  $W_w(u, \xi)$  – распределение Вигнера (2) для окна спектрограммы  $w(u)$ . Из рисунка видно, что  $|S_t^w(f)|^2$  действительно содержит хорошо выраженные спектральные максимумы на частотах  $F \sim 7, 14.5, 22$  Гц. Но соответствующие им компоненты не являются полностью независимыми – кратность частот говорит о том, что они являются скорее гармониками одной периодической, но не гармонической компоненты, нежели произвольной совокупностью спектральных компонент.

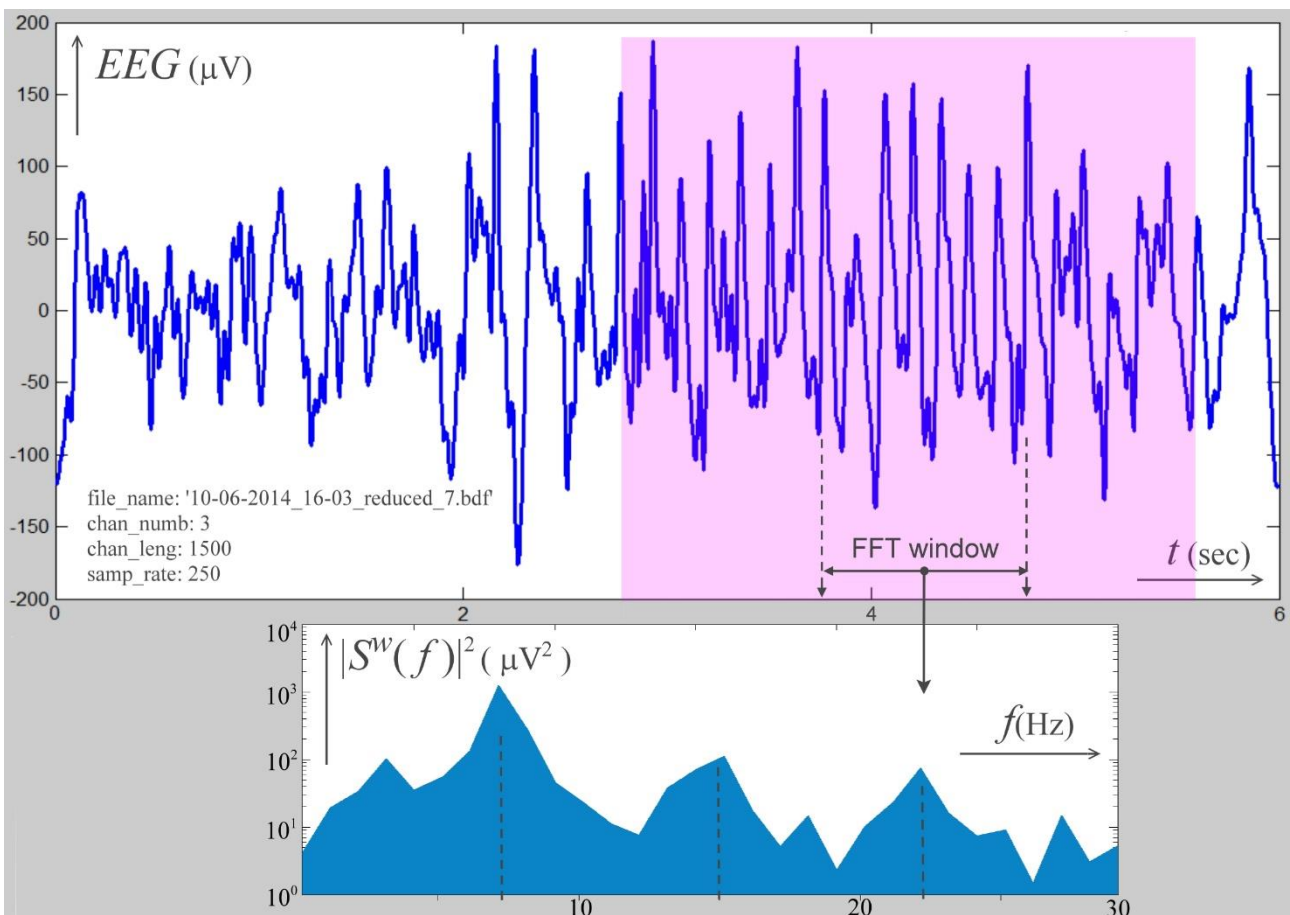


Рис.3. Профиль спектрограммы ЭЭГ сигнала в центре фрагмента ЭР. Верхний график – фрагмент реальной записи ЭЭГ, представленной на Рис.1. Нижний график – сечение по времени спектрограммы  $|S_t^w(f)|^2$  с окном длительности  $w \sim 1$  с (Рис. 2) (в логарифмическом масштабе) в момент времени, соответствующий середине размеченного экспертом–нейрофизиологом ЭР. Видно, что на спектрограмме хорошо выражены спектральные максимумы на частотах  $F \sim 7, 14.5, 22$  Гц.

Последнее замечание детально обсуждалось в работе [10]. В этой работе на основе анализа природы ЭР был обоснован тезис о том, что наилучшей моделью, к которой можно было бы отнести эпилептические разряды, является класс широкополосных импульсных сигналов с заданным ритмом следования импульсов. Известно [12], что спектр таких сигналов имеет форму, подобную представленной на Рис.3, а анализ таких сигналов более эффективен во временной области (варианты корреляционной обработки, в частности, согласованная фильтрация). Поэтому для анализа ЭР нами был предложен синтез сигнальных представлений, ориентированных на временные масштабы (лаги АКФ), а не на частотный состав. Данный синтез осуществлен на основе предложенной ранее методологии анализа нестационарных, содержащих квазипериодические фрагменты сигналов – методологии Многомасштабного Корреляционного Анализа (МКА) [8].

### **Синтез специализированных МКА представлений для задач сегментации ЭР ЭЭГ**

Отправной точкой синтеза масштабно-временных сигнальных представлений в рамках МКА, так же, как и синтеза частотно-временных сигнальных представлений (1,2), является некоторая оценка АКФ. Однако в МКА используется не “мгновенная автокорреляция”  $R_i(u, \tau)$  (2), вычисленная в момент времени  $u$ , а интегральная, для нахождения которой используется некоторая система окрестностей  $u$ . Отметим, что при использовании корреляционной техники в прикладных задачах цифровой обработки сигналов специалисты также, как правило, ориентируются преимущественно на интегральные оценки АКФ. Существует много разных видов интегральных оценок АКФ [13]. В рамках МКА, где переменная  $\tau$  является в первую очередь длительностью смежных коррелируемых интервалов сигнала (масштабом), оценка АКФ выбирается в следующем виде [14]:

$$R_{MCA}(u, \tau) = \frac{1}{|\tau|} \int_{u-|\tau|/2}^{u+|\tau|/2} z(u' + \tau/2)z(u' - \tau/2)du'. \quad (3)$$

Несложно показать, что усреднение  $R_{MCA}(u, \tau)$  (3) по ансамблю реализаций в стационарном случае дает в точности “теоретическую” АКФ  $R_z(\tau) = \langle z(u + \tau/2)z(u - \tau/2) \rangle$ , т.е. (3) является ее несмещенной оценкой. Оценка (3) так же, как и  $R_i(u, \tau)$  (2) обладает симметрией по параметру  $\tau$ :  $R_{MCA}(u, -\tau) = R_{MCA}(u, \tau)$ . Ряд других свойств (3) обсуждался в работах [7-10, 13-15]. В контексте задач сегментации квазипериодических фрагментов сигнала следует отдельно отметить свойство *сохранения носителя* сигнала – свойство обращения  $R_{MCA}(u, \tau)$  в ноль за пределами интервала времени отличных от нуля значений  $z(u)$ . Для обоснования этого свойства, а также для последующих целей, удобно для рассматриваемого сигнала  $z(u)$  ввести сигналы локального (относительно момента времени  $u$ ) прошлого  $z_{Pu}(u')$  и локального будущего  $z_{Fu}(u')$ :

$$\begin{cases} z_{Fu}(u') = \theta(u')z(u + u') \\ z_{Pu}(u') = \theta(u')z(u - u') \end{cases}, \quad \theta(u') = \begin{cases} 1, & u' > 0 \\ 0.5, & u' = 0 \\ 0, & u' < 0 \end{cases}, \quad (4)$$

где  $\theta(u)$  – индикаторная функция положительной полуоси времени  $u$ , ступенька Хэвисайда. Из определений (4) следует, что если носителем  $z(u)$  является интервал  $(a, b)$ , то носителем  $z_{Pu}(u')$  будет интервал  $(0, u - a)$ , а  $z_{Fu}(u')$  – интервал  $(0, b - u)$ . Отсюда, в частности, следует, что за пределами носителя  $(a, b)$  один из определяемых (4) сигналов обращается тождественно в ноль:  $z_{Fu}(u') \equiv 0$  при  $u > b$  и  $z_{Pu}(u') \equiv 0$  при  $u < a$ .

Используя обозначения (4), можно в (3) избавиться от зависимости пределов интегрирования от масштаба  $\tau$ . Соответствующее выражение  $R_{MCA}(u, \tau)$  для случая  $\tau > 0$  принимает следующий вид (для  $\tau < 0$  следует сделать замену  $\tau \rightarrow -\tau$ ):

$$R_{MCA}(u, \tau) = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{\infty} z_{Fu}(u')z_{Pu}(\tau - u')du' = \frac{1}{\tau} \int_{-\infty}^{\infty} z_{Fu}(\tau - u')z_{Pu}(u')du' . \quad (5)$$

Из (5) и отмеченных свойств носителей сигналов локального прошлого  $z_{Pu}(u')$  и будущего  $z_{Fu}(u')$  сразу вытекает, что  $R_{MCA}(u, \tau)$  обращается в ноль вне интервала  $(a, b)$  носителя сигнала. Заметим, что этот же вывод можно

сделать и из анализа полного носителя представления (5) в плоскости переменных  $(u, \tau)$ . Именно, представление (5) может быть не нулевым, только если непустые носители подинтегральных сомножителей  $z_{Fu}(u') - (0, b - u)$  и  $z_{Pu}(\tau - u') - (a - u + \tau, \tau)$  имеют непустое же пересечение. Для этого помимо условия  $u \in (a, b)$ , необходимо выполнение ограничения  $\tau < (b - a)$ . С учетом отрицательных  $\tau$  последнее ограничение принимает вид  $|\tau| < (b - a)$ . Следовательно, носителем  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) по обоим переменным является прямоугольник высоты  $2(b - a)$  и ширины  $(b - a)$ , пересекающий ось времени  $u$  по интервалу носителя сигнала. Отсюда, в частности, также следует исходное утверждение о носителях.

Для определения наличия квазипериодичности фрагментов сигнала обычно используются следующие свойства теоретической АКФ  $R_z(\tau)$ , оценкой которой является  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5). Известно, что глобальный максимум любой АКФ расположен в нуле  $\tau = 0$ . Если сигнал  $z(u)$  имеет период  $T$ , то  $R_z(\tau)$  будет иметь, по определению, тот же период и, в частности,  $R_z(kT) = R_z(0)$  для  $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ . Таким образом, в точках, кратных  $kT$ , у АКФ периодического сигнала также будут располагаться (боковые) максимумы. Если оценка  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) хотя бы приближенно повторяет поведение АКФ, то ее боковые максимумы также будут индикаторами периода  $T$  и его кратных. На этом свойстве и основано большинство оценок временных масштабов повторений импульсов в сигналах. Именно, так же, как в случае частотного анализа, где по максимумам ЧВП  $C_z(t, f; \Phi)$  (1) можно оценивать частоты компонент сигнала, в случае масштабнo-временных сигнальных представлений  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) по их максимумам можно оценивать временные масштабы повторяемости колебаний / импульсов сигнала – периоды локальной квазипериодичности.

На Рис.4 в градациях серого приведена карта представления  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) для записи ЭЭГ Рис.1. В пределах фрагмента ЭР хорошо выражены траектории первого, второго и третьего боковых максимумов (светлые полосы вдоль оси  $t$ ), соответствующих периоду  $T \sim 0.14$  с, удвоенному  $0.28$  с и утроенному  $0.42$  с периодом повторений, попавших в интервал масштабов  $\tau \in$

(0, 0.5) с. Поскольку с ростом номера бокового максимума  $k = 1, 2, \dots$  для формирования  $R_{MCA}(u, \tau)$  вычисляется, согласно (5), аналог взвешенной суммы корреляторов  $k$  пар, отстоящих друг от друга на  $\tau = kT$  эпипептиформ, то траектории максимумов с ростом  $k$  выглядят на представлении  $R_{MCA}(u, \tau)$  за счет такого “усреднения” и более сглаженными. При этом, очевидно, что за счет отмеченного усреднения для больших  $k$  утрачиваются некоторые детали локальной динамики периода повторений  $T$ .

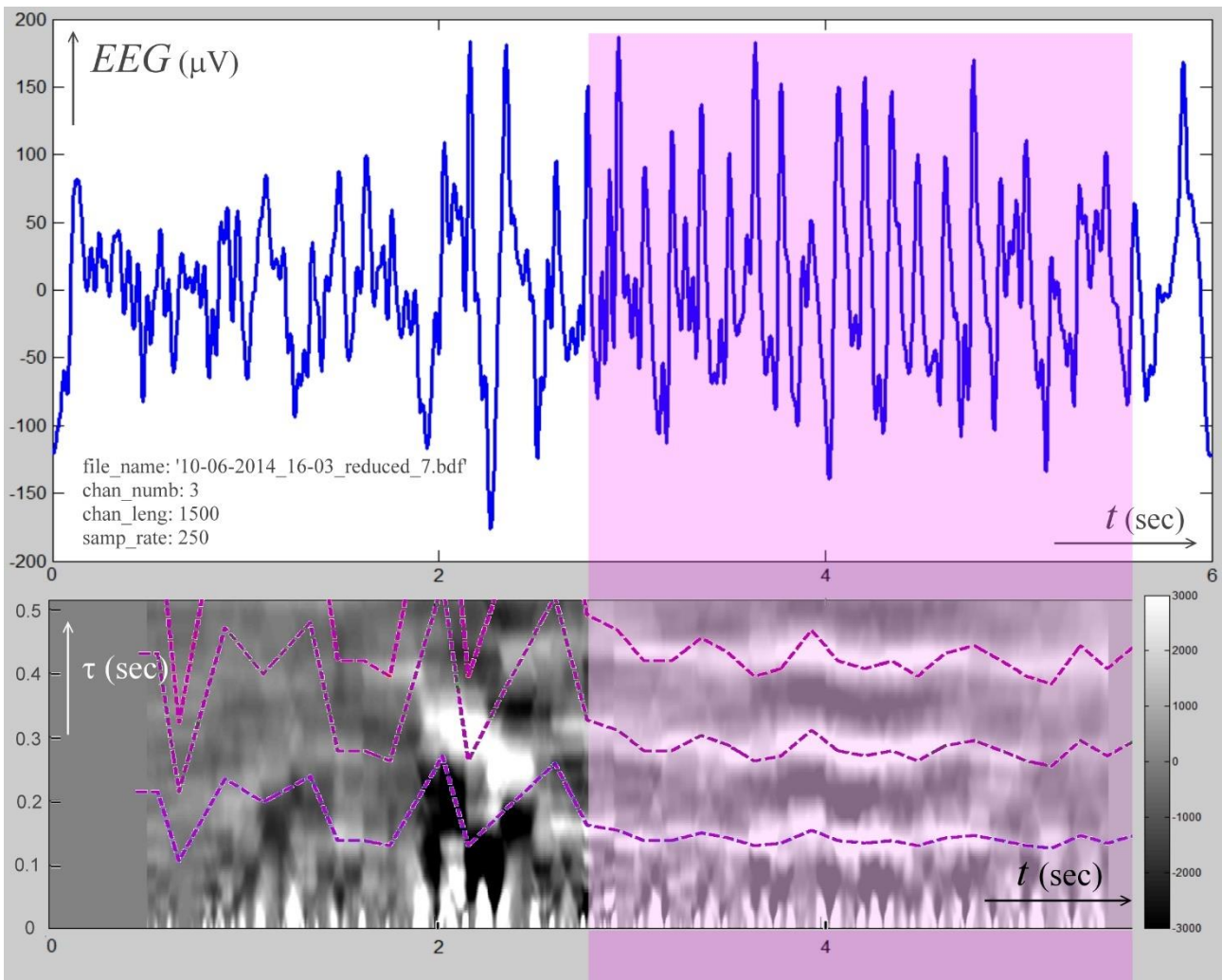


Рис.4. Представление  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) ЭЭГ сигнала, содержащего фрагмент ЭР. Верхний график – фрагмент реальной записи ЭЭГ, представленной на Рис.1. Нижний график – представление  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) (максимумы светлые, минимумы темные, в соответствии со шкалой справа). На представлении в районе ЭР хорошо выражены траектории трех боковых максимумов, поверх которых нанесены последовательность длительностей  $T$  интервалов пик-пик Рис.1 и её удвоенная и утроенная версии (пунктиром).

Для оценки соответствия траекторий разных максимумов представления

реально имеющим место периодам повторений, поверх карты представления нанесена линейно интерполированная последовательность длительностей  $T$  интервалов пик-пик (Рис.1) и ее двукратная  $2T$  и трехкратная  $3T$  версии. Нетрудно заметить, что на фрагменте ЭР все три последовательности хорошо вписываются в полосы траекторий боковых максимумов  $R_{MCA}(u, \tau)$ .

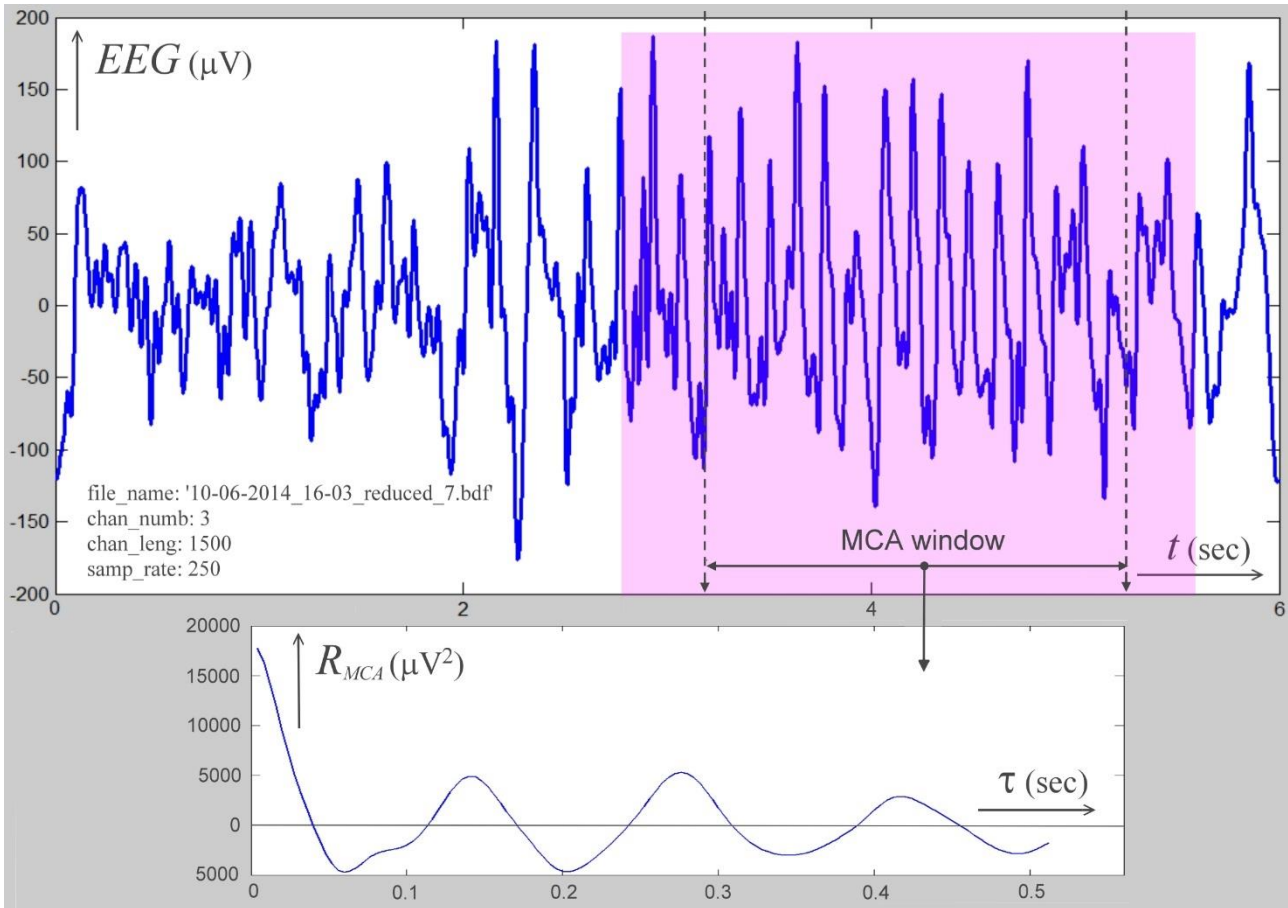


Рис.5. Профиль представления  $R_{MCA}(u, \tau)$  ЭЭГ сигнала в центре фрагмента ЭР. Верхний график – фрагмент реальной записи ЭЭГ, представленной на Рис.1. Нижний график – сечение по времени представления  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) (Рис. 4), вычисленное в момент времени  $u$  точно посередине ЭР (в тот же момент времени внутри ЭР, что и частотная зависимость спектрограммы  $|S_t^w(f)|^2$  на Рис. 3).

За счет того, что последовательность повторяющихся колебаний (эпилептиформ) ЭР представляет собой, хотя приблизительно периодическую, но не гармоническую по форме компоненту, боковые максимумы  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) имеет характерный заостренный вид, отличающий их от косинусо-подобной кривой, характерной для чисто гармонических колебаний. Это подтверждает тот факт, что в спектре  $R_{MCA}(u, \tau)$ , который, как отмечалось выше, является

оценкой, зависящей от времени спектральной плотности средней мощности  $N_z(t, f)$ , помимо основной частоты  $F = 1/T$ , будут наблюдаться также и ее гармоники. На Рис. 5 представлена форма зависимости от  $\tau$  сечения по  $u$  (профиля)  $R_{MCA}(u, \tau)$  в тот же момент времени  $u = t$  внутри ЭР, что и частотная зависимость мгновенного спектра мощности (спектрограммы)  $|S_t^w(f)|^2$  на Рис. 3.

Исходя из вышеизложенного, в отношении рассматриваемого класса задач можно заключить следующее. При анализе характера (локального) квазипериодического поведения сигнала, имея в наличии представление  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5), можно вместо рассмотрения динамики самого сигнала ограничиться рассмотрением временной динамикой какого-либо из его боковых максимумов – пиков. Характер этой динамики – степень ее хаотичности/детерминированности, могут служить критерием квазипериодического поведения.

Практически, однако, ввиду наличия многих максимумов, часть из которых может быть обусловлена квазипериодичностью, а часть – побочными эффектами, а также из-за медленных трендов сигнала и мощных аддитивных некоррелированных помех и пр. оценка положения определенного бокового пика АКФ непосредственно по  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) оказывается недостаточно устойчивой процедурой. Для того, чтобы в какой-то мере повысить устойчивость, можно предварительно применить к (5) некоторые из хорошо известных в цифровой обработке сигналов методов повышения стабильности формируемых по реализациям сигнала оценок.

Первый, очевидный шаг в этом направлении – умножение  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5) на некоторое весовое окно  $w_{box}(\tau)$  :

$$H(u, \tau) = w_{box}(\tau)R_{MCA}(u, \tau) . \quad (6)$$

Если максимум окна  $w_{box}(\tau)$  расположен в точке  $T$ , а его полуширина слева/справа есть  $\delta_{1,2}$ , то это окно выделяет на полуоси  $\tau > 0$  “область интересов”  $(T - \delta_1, T + \delta_2)$ , режектируя все, что в эту область не попало. Ясно,



что центр окна  $T$  должен находиться в наиболее вероятном положении отслеживаемого пика, а  $\delta_{1,2}$  должны превосходить разброс в его положении (но не сверх меры). Для рассматриваемых в данной работе задач удачным оказалось окно, имеющее форму гамма-распределения первого порядка  $w_{box}(\tau) = \tau \cdot \exp(-\tau/\theta)/\theta^2$ . Геометрия выбранного окна определяется параметром  $\theta$  следующими соотношениями:  $T = \theta$  и  $\delta_1 \approx \theta$ ,  $\delta_2 \approx 3\theta$  (по уровню  $e^{-1}$ ). Подставляя выражение для  $w_{box}(\tau)$  в формулу (6) и используя явный вид  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5), получим явное выражение для представления  $H(u, \tau)$ ,  $\tau > 0$ :

$$H(u, \tau) = \frac{1}{\theta^2} \exp\left(-\frac{\tau}{\theta}\right) \int_{-\infty}^{\infty} z_{Fu}(\tau - u') z_{Pu}(u') du' . \quad (7)$$

Следующий шаг связан с подчеркиванием формы определенных пиков. В работе [15] для этой цели бала предложена идея своеобразной “согласованной фильтрации” – процедура, аналогичная сглаживанию распределения Вигнера для (1), но предназначенная для сглаживания взвешенного представления  $H(u, \tau)$  (7). Если, основываясь на принципах согласованной фильтрации, выбрать форму окна  $w_{pic}(\tau)$ , в некотором смысле моделирующую форму боковых пиков, то соответствующее представление будет иметь вид:

$$\begin{aligned} G(\tau; u) &= \int_0^{\infty} w_{pic}(\tau' - \tau) H(u, \tau') d\tau' = \\ &= \frac{1}{\theta^2} \int_{-\infty}^{\infty} w_{pic}(\tau' - \tau) \int_{-\infty}^{\infty} z_{Fu}(\tau' - u') z_{Pu}(u') du' \exp\left(-\frac{\tau'}{\theta}\right) d\tau' , \end{aligned} \quad (8)$$

где использовано то, что внутренний интеграл тождественно обращается в ноль при  $\tau' < 0$ .

Ввиду того, что данное представление рассматривается как основной инструмент для сегментации ЭР, подчеркнем еще раз, во избежание путаницы, что  $G(\tau; u)$  (8) хоть и представляет собой продукт согласованной фильтрации, но не исходного сигнала  $z(u)$ , а полученной на его основе оценки АКФ  $H(u, \tau)$  (7).

Главным свойством окна  $w_{pic}(\tau)$ , как отмечено выше, предполагается его способность моделировать форму боковых пиков  $R_{MCA}(u, \tau)$  (5). Учитывая, что форма пиков несколько меняется как с номером пика  $k$ , так и с течением времени  $u$  (для данного  $k$ ), необходимо точно определить, в каком смысле должно пониматься подобное моделирование. В качестве модели формы боковых пиков можно было бы взять форму усредненного по многим реализациям пика, либо, задавшись параметрическим семейством форм, найти оптимальные параметры модели и т.д. Нами ранее, в работе [9] был предложен (несколько для иных целей) другой способ выбора формы окна  $w_{pic}(\tau)$ . Этот способ основывается на подборе формы не самого окна, а его Фурье-образа (спектра)  $W_{pic}(f)$ .

С тем, чтобы обосновать предлагаемый способ выбора формы окна, перепишем представление  $G(\tau; u)$  (8) через  $W_{pic}(f)$  и преобразование Фурье  $P(u, f)$  от  $H(u, \tau)$  (7):

$$G(\tau; u) = \int_{-\infty}^{\infty} W_{pic}^*(f) P(u, f) \exp(2\pi i \tau f) df, \quad (9)$$

где, ввиду действительности  $w_{pic}(\tau)$ , учтена симметрия  $W_{pic}(-f) = W_{pic}^*(f)$ . Из (9) следует, что  $W_{pic}^*(f)$ , так же, как  $w_{box}(\tau)$ , имеет смысл весового окна, но только в частотной области. Отсюда, следует альтернативная интерпретация его назначения – подчеркнуть в  $P(u, f)$  те особенности поведения, которые могут быть связаны с квазипериодичностью (при ее наличии).

В свою очередь,  $P(u, f)$ , как преобразование Фурье произведения экспоненты и свертки  $z_{Pu}(u')$  и  $z_{Fu}(u')$ , можно записать в следующем виде:

$$P(u, f) = \frac{1}{\theta} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{S_{Fu}(f') S_{Pu}(f')}{1 + 2\pi i \theta (f - f')} df'. \quad (10)$$

где посредством  $S_{Fu}(f)$  и  $S_{Pu}(f)$  обозначены преобразования Фурье для сигналов локального прошлого  $z_{Pu}(u')$  и локального будущего  $z_{Fu}(u')$  (4):

$$\begin{aligned} S_{Fu}(f) &= \int_{-\infty}^{\infty} z_{Fu}(u') \exp(-2\pi i u' f) du' = \int_0^{\infty} z(u + u') \exp(-2\pi i u' f) du' \\ S_{Pu}(f) &= \int_{-\infty}^{\infty} z_{Pu}(u') \exp(-2\pi i u' f) du' = \int_0^{\infty} z(u - u') \exp(-2\pi i u' f) du' \end{aligned} \quad (11)$$

Фурье-образы  $S_{Fu}(f)$  и  $S_{Pu}(f)$  (11) обладают той особенностью, что, как и образы преобразования Лапласа, определяются интегралами только по положительной полуоси времени. Это приводит, как и в случае преобразования Лапласа, к возможности их аналитического продолжения в комплексную плоскость, а именно в нижнюю полуплоскость комплексных частот. По этой причине в работах [9,10] они были названы *аналитическими спектрами* локального прошлого и локального будущего сигнала  $z(u)$ .

Используя свойство аналитичности произведения  $S_{Fu}(f')S_{Pu}(f')$ , можно на основе теории вычетов найти интеграл (10) в конечном виде. Именно, замкнув действительную ось расположенной в нижней полуплоскости бесконечной дугой и учитывая наличие в знаменателе нуля на комплексной частоте  $f' = f - i/2\pi\theta$ , получим:

$$P(u, f) = \frac{1}{\theta^2} S_{Fu}(f - i/2\pi\theta) S_{Pu}(f - i/2\pi\theta) = S_{Fu}^{\theta}(f) S_{Pu}^{\theta}(f), \quad (12)$$

где введены сдвинутые аналитические спектры  $S_{Fu}^{\theta}(f)$  и  $S_{Pu}^{\theta}(f)$ , вычисление которых, в соответствии с (11), осуществляется по формулам:

$$\begin{aligned} S_{Fu}^{\theta}(f) &= \frac{1}{\theta} \int_0^{\infty} z(u + u') \exp(-u'/\theta) \exp(-2\pi i u' f) du' \\ S_{Pu}^{\theta}(f) &= \frac{1}{\theta} \int_0^{\infty} z(u - u') \exp(-u'/\theta) \exp(-2\pi i u' f) du' \end{aligned} \quad (13)$$

Подставляя (12) в (9), окончательно получим:

$$G(\tau; u) = \int_{-\infty}^{\infty} W_{pic}^*(f) S_{Fu}^{\theta}(f) S_{Pu}^{\theta}(f) \exp(2\pi i \tau f) df, \quad (14)$$

Сдвинутые аналитические спектры  $S_{Fu}^{\theta}(f)$  и  $S_{Pu}^{\theta}(f)$  (13) можно приближенно аппроксимировать конечными интегралами с верхним пределом  $w$ , которые, в свою очередь, будут обычными оконными преобразованиями Фурье на интервалах  $(u, u + w)$  и  $(u - w, u)$ :

$$\begin{cases} S_{Fu}^\theta(f) \approx \frac{1}{w} \int_0^w z(u+u') \exp(-2\pi i u' f) du' = \exp(2\pi i f u) S_{u+w/2}^w(f) \\ S_{Pu}^\theta(f) \approx \frac{1}{w} \int_0^w z(u-u') \exp(-2\pi i u' f) du' = \exp(-2\pi i f u) S_{u-w/2}^{w*}(f) \end{cases} \quad (15)$$

$$S_u^w(f) = \frac{1}{w} \int_{u-w/2}^{u+w/2} z(u') \exp(-2\pi i u' f) du'$$

Отсюда для произведения аналитических спектров получаем простое соотношение  $S_{Fu}^\theta(f) S_{Pu}^\theta(f) \approx S_{u+w/2}^w(f) S_{u-w/2}^{w*}(f)$ . Если учесть, что на фрагментах квазипериодичности сигнала модуль спектра изменяется медленно  $|S_{u-w/2}^w(f)| \approx |S_u^w(f)| \approx |S_{u+w/2}^w(f)|$ , то в их пределах будет выполняться приближенное соотношение  $|S_{Fu}^\theta(f) S_{Pu}^\theta(f)| \approx |S_u^w(f)|^2$ . Из последнего соотношения следует, что на фрагментах квазипериодичности абсолютная величина произведения аналитических спектров под интегралом в (14) будет иметь приблизительно такое же частотное поведение, что и спектрограмма  $|S_u^w(f)|^2$ .

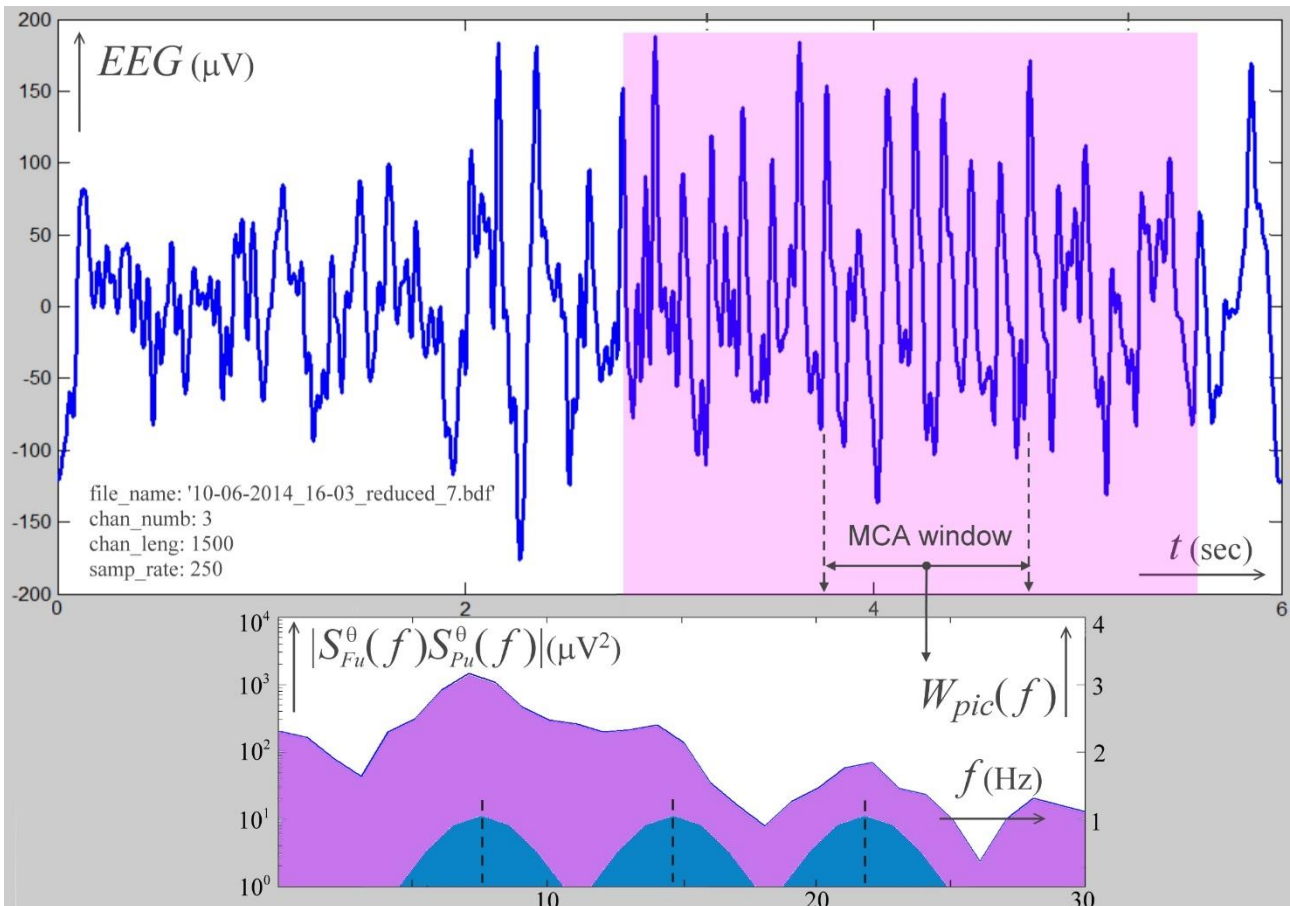


Рис.6. Вид зависимости произведения аналитических спектров ЭЭГ сигнала в центре ЭР. Верхний график – фрагмент реальной записи ЭЭГ, представленной на Рис.1. Нижний график – вычисленное в момент времени  $u$  точно посередине ЭР абсолютной величины

произведения сдвинутых аналитических спектров  $|S_{Fu}^\theta(f)S_{Pu}^\theta(f)|$  (в тот же момент времени, что и  $|S_t^w(f)|^2$  на Рис.3). Вертикальные засечки соответствуют максимумам спектрограммы Рис.3 на частотах  $F = 7, 14.5, 22$  Гц. Поверх произведения приведена форма спектрального весового окна  $W_{pic}(f)$ .

На Рис. 6 представлена форма зависимости от  $f$  модуля произведения аналитических спектров  $|S_{Fu}^\theta(f)S_{Pu}^\theta(f)|$  в тот же момент времени  $u = t$  внутри ЭР, что и частотная зависимость мгновенного спектра мощности (спектрограммы)  $|S_t^w(f)|^2$  на Рис.3. Для сравнения с частотной зависимостью спектрограммы на оси  $f$  выставлены вертикальные засечки, соответствующие максимумам  $|S_t^w(f)|^2$  на частотах  $F = 7, 14.5, 22$  Гц .

Из приведенного анализа вытекает предлагаемый способ выбора формы  $W_{pic}(f)$ . Именно, сформируем окно  $W_{pic}(f)$  так, чтобы оно моделировало бы по форме вид типичной для фрагментов квазипериодичности спектрограммы  $|S_u^\sigma(f)|^2$  (см. Рис.3). В частности, ее можно задать несколькими максимумами, расположенными на некоторой оценочной основной частоте  $F$  первого максимума  $|S_u^\sigma(f)|^2$  и на последующих ее гармониках  $2F, 3F, \dots$  и т.д. Геометрические параметры каждого из максимумов – их ширина и высота, могут оставаться либо инструментальными параметрами процедуры, либо подбираться опытным путем в зависимости от задачи. Для основной задачи данной работы – сегментации эпилептических разрядов ЭЭГ форма  $W_{pic}(f)$  была выбрана следующего вида:

$$W_{pic}(f) = M\left(\frac{f-F}{\Delta F}\right) + M\left(\frac{f-2F}{\Delta F}\right) + M\left(\frac{f-3F}{\Delta F}\right)$$

$$M(\xi) = \begin{cases} \cos(\pi\xi), & -1/2 < \xi < 1/2, \\ 0, & \xi \leq -1/2, \xi \geq 1/2 \end{cases}, \quad (16)$$

где основная частота  $F$  выбиралась равной  $\sim 7$  Hz, ширина  $\Delta F \sim 6$  Hz. Вид окна  $W_{pic}(f)$  (16) представлен на Рис.6 на фоне произведения сдвинутых аналитических спектров  $|S_{Fu}^\theta(f)S_{Pu}^\theta(f)|$ . Форма окна подчеркивает обусловленные квазипериодичностью максимумы этого произведения.

Сформировав спектральное весовое окно  $W_{pic}(f)$  (16), и по мере формирования для последовательных моментов времени  $u$  и сдвинутых аналитических спектров  $S_{Fu}^{\theta}(f)$  и  $S_{Pu}^{\theta}(f)$  (13) с помощью стандартной процедуры обратного преобразования Фурье от произведения всех трех функций, находится основной инструмент для сегментации ЭР – представление  $G(\tau; u)$  (14). Не вдаваясь в детали построения численного алгоритма формирования  $G(\tau; u)$  (в этой связи см. [14]), отметим лишь, что, поскольку аналитические спектры также формируются с помощью стандартной процедуры (прямого) преобразования Фурье, алгоритм допускает быструю реализацию на основе известных алгоритмов БПФ. Положения максимумов сформированного представления выбираются в качестве оценок периодов локальной на текущий момент времени  $u$  повторяемости, квазипериодичности сигнала. Поскольку  $G(\tau; u)$  обычно имеет несколько максимумов, то и периодов повторяемости также оказывается несколько. Поэтому возникает проблема выбора того из них, который потенциально, в предположении, что  $u$  лежит в пределах фрагмента квазипериодичности, соответствует основному периоду.

### **Сегментация ЭР ЭЭГ на основе синтезированного МКА представления**

Возможны, в зависимости от априорной информации об основном периоде, разные решения проблемы выбора бокового пика для оценки периода локальной квазипериодичности. Для задач данной работы было использовано простейшее решение – из набора максимумов  $G(\tau; u)$  (14) выбирался ближайший к наиболее вероятному положению основного периода  $T = 1/F$ . Его положение  $\tau_{peak}(u)$  и полагалось оценкой (основного) локального периода.

На Рис.7 приведен результат вычисления описанным выше методом временной динамики оценки локального периода  $\tau_{peak}(u)$  записи ЭЭГ Рис.1. Для сравнения траектории оценки с реально имеющим место периодом повторений поверх графика  $\tau_{peak}(u)$  нанесена (пунктиром) найденная непосредственно по ЭЭГ линейно интерполированная последовательность длительностей интервалов пик-пик Рис.1. Из сопоставления динамики обеих

зависимостей следует, что в пределах фрагмента ЭР они с высокой точностью совпадают, демонстрируя, в частности, высокую стабильность периода на протяжении всего разряда. Вне границ ЭР динамика  $\tau_{peak}(u)$  иногда совпадает, а чаще не совпадает с динамикой длительностей интервалов пик-пик. Тем не менее, вне фрагмента ЭР обе траектории имеют выраженный хаотический характер и на основе этого в обоих случаях можно сделать вывод об отсутствии квазипериодичности – об отсутствии характерной для ЭР активности.

С тем, чтобы придать наблюдаемой степени хаотичности/детерминированности динамики оценки локального периода  $\tau_{peak}(u)$  количественный характер, следует выбрать какую-либо из мер разброса значений периода в течение некоторого отрезка времени (по поводу энтропийных мер см. [3]). Для рассматриваемых в данной работе задач автоматизированного обнаружения/сегментации ЭР в ЭЭГ оказалась достаточно простейшей меры  $\nu_w(u)$  – величины вариабельности локального периода  $\tau_{peak}(u)$  на интервалах заданной длительности  $w$ :

$$\nu_w(u) = \frac{\max_{t' \in \Theta_u} \{\tau_{peak}(t')\} - \min_{t' \in \Theta_u} \{\tau_{peak}(t')\}}{T}, \quad (17)$$

$$\Theta_u = (u - w/2, u + w/2)$$

где  $T = 1/F$  – параметр наиболее вероятного значения основного периода ЭР, используемый при формировании оценки периода  $\tau_{peak}(u)$ , в качестве  $w$  можно выбрать длительность минимального интервала стабильности периода в пределах ЭР. Однако, проще ее задавать соотношением  $w = n \cdot T$ , где  $n$  – минимальное число полных колебаний на интервале стабильности периода. Отметим, что параметры вариабельности периода/ритма недетерминированных процессов вида (17) довольно часто используются в медицинских исследованиях, они популярны, в частности, при анализе сердечного ритма.

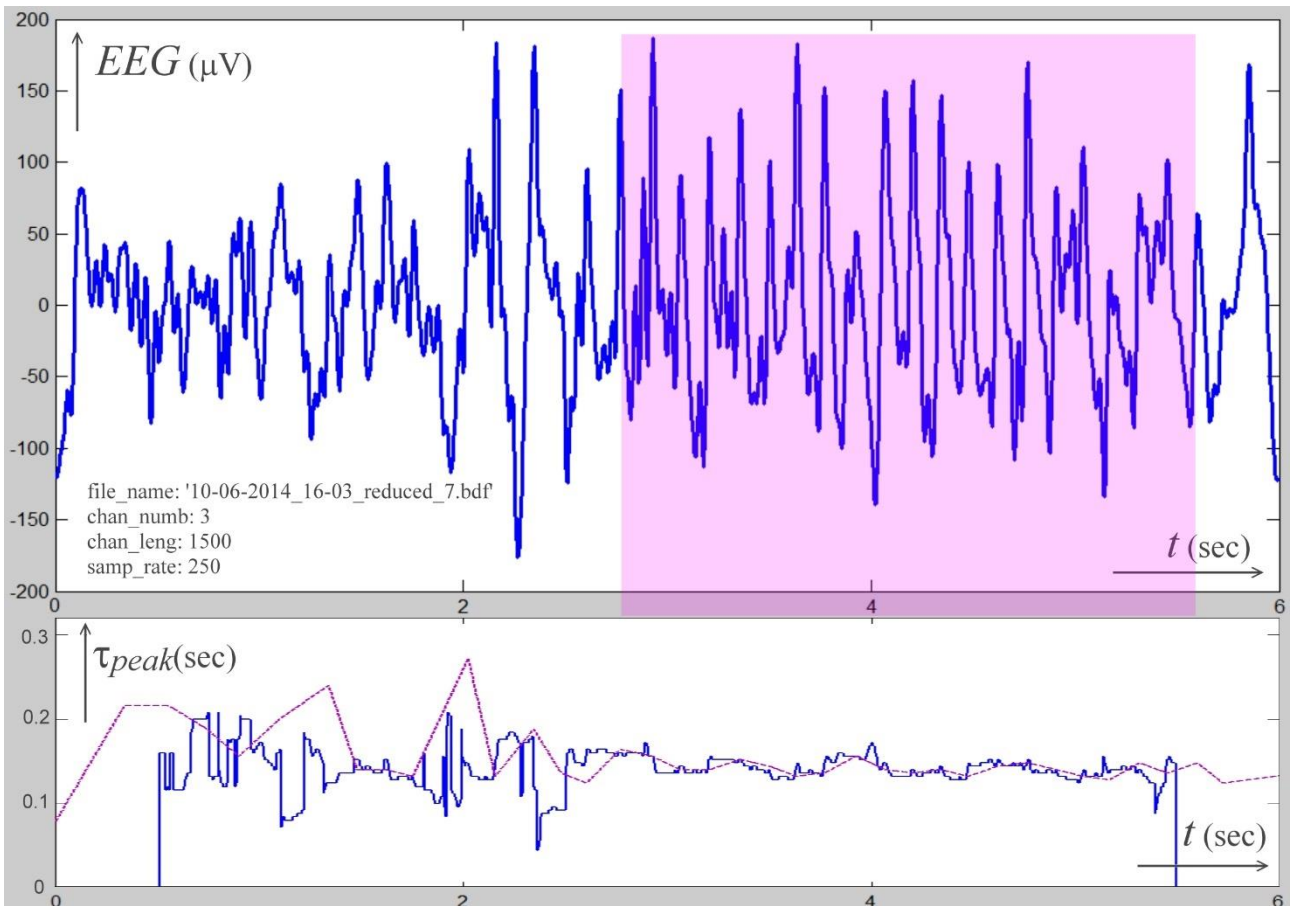


Рис.7. Временная динамика оценки локального периода ЭЭГ.

Верхний график – фрагмент реальной записи ЭЭГ, представленной на Рис.1. Нижний график – вычисленная на основе представления  $G(u, \tau)$  (14) временная динамика  $\tau_{peak}(t)$  положения, ближайшего к основному периоду  $T \sim 0.14$  с бокового пика. Поверх зависимости  $\tau_{peak}(t)$  нанесена последовательность длительностей  $T$  интервалов пик-пик Рис.1 (пунктиром).

На Рис.8 приведена динамика величины варибельности локального периода  $\nu_w(u)$  (17) для записи ЭЭГ Рис.1 (локального периода  $\tau_{peak}(u)$  Рис.7). Значения параметров  $T$  и  $w$  были выбраны равными, соответственно, по 0.14 с и 1.0 с. Внутри выделенного экспертом фрагмента ЭР (зауженного слева / справа на полуширину окна  $w/2$ ) график  $\nu_w(u)$  демонстрирует низкие значения  $\sim 0.3 \pm 0.1$  с, что следует интерпретировать как относительно высокую стабильность периода. Вне фрагмента ЭР (расширенного слева / справа на полуширину окна  $w/2$ ) значения  $\nu_w(u)$  меняются от  $\sim 1.0$  с до величин  $\sim 1.5$  с, что следует интерпретировать как хаотическое поведение. Таким образом, диапазоны значений  $\nu_w(u)$ , соответствующие фрагментам хаотического / детерминированного поведения вполне разделяются, в качестве их разделителя можно, например, выбрать критическую величину варибельности  $\nu_w^c = 0.5$



(см. Рис.8).

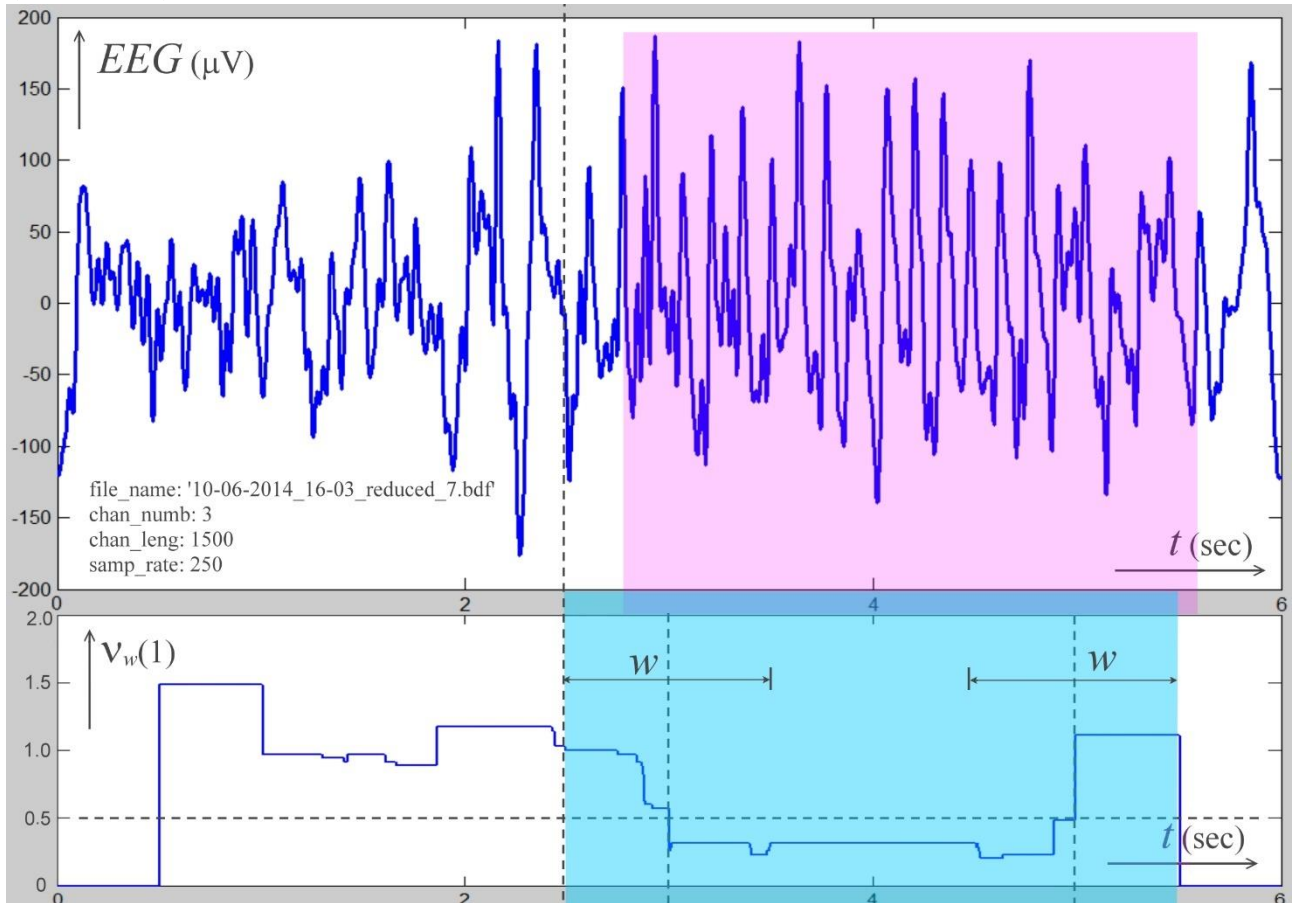


Рис.8. Сегментация ЭР на основе величины вариабельности локального периода ЭЭГ. Верхний график – фрагмент реальной записи ЭЭГ, представленной на Рис.1. Нижний график – вычисленная на основе оценки локального периода (Рис.7) временная динамика величины ее вариабельности  $v_w(t)$  (17), вычисленная на скользящем окне длительности  $w = 1$  с. Вертикальными засечками (пунктир) выделен интервал  $v_w(t) < 0.5$ , цветом выделена соответствующая этому интервалу и расширенная на  $w/2$  слева / справа область – фрагмент ЭР. Левая граница области уточняет размеченный экспертом–нейрофизиологом фрагмент разряда.

Приведенные выше теоретические рассмотрения и анализ экспериментальных данных позволяют синтезировать следующую полуэмпирическую процедуру сегментации. Сначала, на основе сравнения вариабельности локального периода  $v_w(u)$  (17) с порогом  $v_w^c$ , выделяются интервалы моментов времени  $u$ , для которых  $v_w(u) \leq v_w^c$ . Затем границы каждого из таких интервалов раздвигаются на полуширину окна  $w/2$ . Последняя операция выполняется по той причине, что низкие значения  $v_w(u)$  в каждой из точек найденных интервалов обусловлены не только стабильностью периода в данной точке, но стабильностью на всем промежутке времени длительностью  $w$  с центром в  $u$ . Рис.8 иллюстрирует сформулированную процедуру. На рисунке

вертикальные засечки (пунктир) и соответствующее им цветовое выделение отражают результат автоматической сегментации фрагмента ЭР. Здесь интересно отметить, что автоматически сегментированный фрагмент ЭР хоть и имеет значительное пересечение с размеченным экспертом–нейрофизиологом фрагментом разряда, но в точности с ним не совпадает.

Резюмируя приведенные выше построения, приведем в качестве их краткого формализованного описания схему соответствующего алгоритма сегментации ЭР. Заметим, что приведенная ниже схема алгоритма была реализована средствами пакета MATLAB (версия 8.2.0.701 (R2013b)) и, в частности, все графические иллюстрации в данной работе являются скриншотами соответствующих средств графического отображения данных этого пакета.

### *Инициализация*

- Выбор параметров процедуры:
  - $T$  – наиболее вероятное значение величины основного периода ЭР (либо обратная величина  $F = 1/T$  – ожидаемая частота ЭР);
  - $n$  – минимальное число полных колебаний на фрагменте ЭР (либо  $w = n \cdot T$  – минимальная длительность ЭР);
  - $\nu_w^c$  – порог для сегментации ЭЭГ (инструментальный параметр, значение по умолчанию 0.5);
- Формирование спектрального весового окна  $W_{pic}(f)$  (16). Здесь вполне можно положить  $\Delta F = F$ .

*Основной цикл (для всех равноотстоящих моментов времени ЭЭГ записи, исключая отрезки длины  $w$  в ее начале и в конце, моменты времени могут выбираться с шагом большим, чем шаг сэмплирования, но шаг не должен превосходить параметр  $T$ ).*

- Формирование сдвинутых аналитических спектров  $S_{Fu}^\theta(f)$  и  $S_{Pu}^\theta(f)$  (13) с  $\theta = T$ . Для их вычисления используется (прямое) Фурье–преобразование

на основе быстрого алгоритма БПФ, базу БПФ можно взять равной  $\sim 8 \cdot T$ .

- Перемножение сдвинутых аналитических спектров  $P(u, f) = S_{Fu}^\theta(f)S_{Pu}^\theta(f)$  (12).
- Формирование МКА представления  $G(\tau; u)$  (9) как обратного Фурье–преобразования от взвешенного (с окном  $W_{pic}(f)$ ) произведения сдвинутых аналитических спектров  $P(u, f)$ . Для вычисления используется (обратное) Фурье–преобразование на основе БПФ с базой  $\sim 8 \cdot T$ .
- Вычисление оценки текущего локального периода  $\tau_{peak}(u)$  как положения ближайшего к  $T$  максимума по  $\tau$  представления  $G(\tau; u)$ .
- Формирование на основе вычисленной оценки параметра вариабельности локального периода  $\nu_w(u)$  (17). Сформированный параметр характеризует вариабельность на интервале длительности  $w$  – минимальной длительности ЭР.
- Сегментация ЭЭГ записи по критерию  $\nu_w(u) \leq \nu_w^c$  с последующим расширением сегментов на полуширину минимального интервала  $w/2$ .

## Заключение

Результаты тестирования описанного в работе подхода применительно к задачам сегментации ЭР дали хорошие результаты. На массиве из 20 образцов ЭР, выбранных экспертами на реальных ЭЭГ крыс, результаты оказались не хуже, чем достигнутые лучшими из известных методов [1]. Если учесть, что вычислительная процедура предложенного подхода допускает быструю алгоритмическую реализацию, то вполне можно ожидать, что синтезированные в работе инструменты станут одними из наиболее перспективных для автоматической сегментации ЭР.

Отметим, что заметного улучшения результатов в сравнении с ранее представленным в [15] методом, удалось достичь как за счет ряда технических усовершенствований в рамках методологии МКА, направленных на улучшение оценки текущего локального периода  $\tau_{peak}(u)$ , так и за счет изменения

критерия сегментации. Именно, оказалось, что выбор в качестве характеристики выраженной квазипериодичности ЭР низких значений параметра вариабельности локального периода  $\nu_w(u)$  делает процедуру сегментации гораздо более точной и устойчивой, нежели сегментация по величине соответствующего  $\tau_{peak}(u)$  максимума  $G(\tau; u)$ . Возможно, данный результат имеет универсальное, не связанное с какой-либо конкретной методологией, значение.

### Благодарности

Авторы выражают искреннюю благодарность коллективу лаборатории функциональной биохимии нервной системы Института Высшей Нервной Деятельности и Нейрофизиологии РАН за предоставленные данные ЭЭГ эпилептических разрядов и содержательное обсуждение результатов работы.

Раздел “Синтез специализированных МКА представлений” выполнен в рамках проекта “Разработка частотно-временных моделей судорожной электрической активности мозга” программы Президиума РАН № I.33П.

Раздел “Сегментация ЭР ЭЭГ” выполнен в рамках проекта РФФ “Разработка методов и алгоритмов анализа многоканальных ЭЭГ и видео мониторинга моделей патологий мозга после черепно-мозговой травмы”, грант № 16-11-10258.

### Литература

1. Tzallas A.T. et al. Automated Epileptic Seizure Detection Methods: A Review Study. // *Epilepsy - Histological, Electroencephalographic and Psychological Aspects*, Ed. by Dr. Dejan Stevanovic, InTech, 2012.
2. Guerrero-Mosquera C., et al. Time-Frequency EEG analysis in epilepsy: What is more suitable? // *Proceedings of the 5-th IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT)*, Athens, Greece, 2005, pp. 202-207.
3. Kannathal N., et al. Entropies for detection of epilepsy in EEG. // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 80, no. 3, 2005, pp. 187–194.
4. Williams W.J. et al. Time-frequency analysis of electrophysiology signals in epilepsy. // *IEEE Eng. Med. Biol.*, v. 14, no. 2, Mar./Apr. 1995, pp. 133–143.

5. Adeli H., Ghosh-Dastidar S., Dadmehr, N. A wavelet-chaos methodology for analysis of EEGs and EEG subbands to detect seizure and epilepsy. // IEEE Trans Biomed Eng, V.54, N 2, 2007, pp. 205-211.
6. Orosco L., Garces A., Laciari E. Review: A Survey of Performance and Techniques for Automatic Epilepsy Detection. // Journal of Medical and Biological Engineering V.33, N 6, 2013, pp. 526-537.
7. Анциперов В.Е., Обухов Ю.В. Обнаружение и сегментация эпилептических разрядов в записях ЭЭГ на основе многомасштабного корреляционного анализа // "Сборник материалов III-го Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика – 2010»", 21-25 июня 2010 г., т.3, стр.188-190.
8. Анциперов В.Е. Многомасштабный корреляционный анализ нестационарных, содержащих квазипериодические участки сигналов. // "Радиотехника и электроника", т. 53, № 1, 2008 г. стр.73-85.
9. Анциперов В.Е. Обнаружение ритмов головного мозга человека на основе корреляции аналитических спектров ЭЭГ в основных диапазонах частот. // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2014. N 5. URL: <http://jre.cplire.ru/jre/may14/13/text.pdf>, дата обращения: 11.04.2016).
10. Анциперов В.Е., Обухов Ю.В., Кузнецова Г.Д., Гнездицкий В.В. Анализ гиперсинхронизации структур головного мозга во время эпилептических разрядов на основе специальных конических представлений ЭЭГ сигнала. // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2014. N 11. URL: <http://jre.cplire.ru/jre/nov14/18/text.pdf>, дата обращения: 11.04.2016).
11. Jeong J., Williams W. J. Kernel design for reduced interference distributions. // IEEE Transactions on Signal Processing, V.40, N 2, 1992, pp. 402 - 412.
12. Sachs J. Handbook of Ultra-Wideband Short-Range Sensing: Theory, Sensors, Applications.// Wiley-VCH, Berlin, 2012.
13. Анциперов В.Е. Новый метод оценки корреляционных функций в задачах обнаружения и обработки радиолокационных и связанных сигналов // Доклады III Всероссийской конференции "Радиолокация и радиосвязь", Москва, 26-30 октября 2009 г, стр. 887-881.
14. Анциперов В.Е. Масштабно-частотные представления сигналов и их вычисление с помощью дискретных аналитических спектров. // Доклады 18-й Международной конференции «Цифровая обработка сигналов и её применение - DSPA-2016», Москва, 2016, стр. 135-140.
15. Анциперов В.Е. Сегментация эпилептических разрядов ЭЭГ крыс. // Труды XII Международной научной конференции «ФИЗИКА И РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ» ФРЭМЭ2016, Владимир-Суздаль 5-7 июля 2016, Книга 1, стр. 255-258.