

ОБ ОДНОМ МЕТОДЕ АВТОМАТИЧЕСКОГО ДЕТЕКТИРОВАНИЯ РАЗРЯДОВ АБСАНСНОЙ ЭПИЛЕПСИИ В СИГНАЛАХ ЭЭГ

Ю. В. Обухов¹, И. А. Кершнер¹, В. В. Гнездицкий²

¹ Институт радиотехники и электроники им. В.А.Котельникова РАН

² Научный центр неврологии

Статья поступила в редакцию 18 ноября 2016 г.

Аннотация. В статье описан метод автоматического ЭЭГ детектирования эпилептических разрядов абсансной эпилепсии, основанный на анализе хребтов вейвлет преобразований сигналов ЭЭГ. Неинформативные точки хребта удаляются адаптивно на основании анализа гистограмм спектральной плотности мощности в точках хребта. Описаны алгоритмы обработки и анализа сигналов ЭЭГ, направленные на автоматическое детектирование эпилептических разрядов и сонных веретен. Рассмотрена задача автоматического детектирования интервалов времени приступов на примере абсансной эпилепсии у людей.

Ключевые слова: ЭЭГ, хребты вейвлет спектрограммы, сегментация эпилептических разрядов, абсансная эпилепсия, детектирование припадков.

Abstract. The method for automatically detection of absence epilepsy is described. The method is based on EEG signals wavelet spectra ridges analysis. To remove signal trend, the discrete eight-order Butterworth filter with 2-124 Hz bandwidth was used for the processing of data. The detection method of Epileptic discharges is based on the analysis of Morlet wavelet spectrogram ridges. Actually, the wavelet spectrogram consists of the background as well as the ridges. Epileptic discharges have high PSD in comparison to the background. Ridges with maximal PSD are considered. To filter the background from the spectrogram it was proposed to analyze the ridges PSD histograms. The histogram shows steep decrease in a particular PSD values, and these values are selected as adaptive thresholds for the detection of epilepsy seizures. The algorithm of automatic epileptic seizures detection can be realized as EEG time windows analysis by proposed approach. Designed method is illustrated by absence epilepsy seizures detection.

Key words: EEG, ridges of wavelet spectrogram, absence epilepsy, seizures detection.

1. Введение

Вопросам автоматического детектирования эпилептических разрядов в последние годы уделяется большое внимание по нескольким причинам: необходимости предсказания разрядов (припадков) с целью превентивного

лечения, сегментации длинных записей ЭЭГ на временные интервалы с эпилептическими разрядами, классификации форм эпилепсии и ряда других причин [1, 2]. Есть еще одна проблема ЭЭГ мониторинга больных в клинике - подача сигнала тревоги медицинскому персоналу о начале приступа у больного.

Для детектирования конвульсивных форм эпилепсии в последние годы применяются методы видео мониторинга, которые, однако, не применимы для детектирования неконвульсивных форм припадка, одной из которых является абсансная эпилепсия.

Обзор работ по автоматическому детектированию эпилептического припадка можно найти в работах [3, 4].

В настоящей работе описан разработанный нами метод автоматического детектирования эпилептических разрядов по хребтам вейвлет преобразования ЭЭГ сигналов.

2. Методика детектирования эпилептических разрядов и сонных веретен

Для построения вейвлет-спектрограмм вычислялись значения спектральной плотности мощности S_x на всем временном интервале для всего диапазона частот:

$$S_x = |W(\tau, f)|^2, \quad (1)$$

где непрерывное вейвлет преобразование. $W(\tau, f)$ задается формулой

$$W(\tau, f) = \frac{1}{\sqrt{f}} \int x(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{f} \right) dt, \quad (2)$$

$x(t)$ — исходный сигнал,

$$\psi(\eta) = \frac{1}{\sqrt{\pi F_b}} e^{2i\pi F_c \eta} e^{-\frac{\eta^2}{F_b}}, \quad (3)$$

$\psi(\eta)$ - материнская функция Морле, коэффициенты $F_b = F_c = 1$.

В работе [5-8] был предложен и использован дифференцирующий вариант вейвлета Морле (3), вейвлет преобразование по которому зануляет точки хребтов вейвлет спектрограмм Морле. Эта модификация была разработана авторами специально для сравнения частотно-временной структуры разрядов пик-волна неконвульсивной абсансной эпилепсии у человека и у животных. Предложенный вариант модифицированного вейвлета позволил строить графики изменения частоты во время разряда.

$$\psi'(\eta) = \eta\psi(\eta) \quad (4)$$

Однако в этом методе начало и конец разряда необходимо было задавать вручную.

Из работ [9-11] видно, что частота эпилептических разрядов не превышает 7 Гц у людей. Было отмечено, что у крыс пик-волновые эпилептические разряды находятся в диапазоне частот от 7 до 12 Гц.

При обработке фрагментов суточной записи ЭЭГ использовался дискретный фильтр Баттерворта 16-го порядка в полосе пропускания от 2 Гц до 124 Гц, так как его амплитудно-частотная характеристика гладкая в полосе пропускания, а высокий порядок обеспечивает более крутой спад характеристик на частотах полосы подавления.

Для этого на языке программирования Matlab был произведён синтез двухпроходного дискретного полосового фильтра 8-го порядка с полосой пропускания от 2 Гц до 124 Гц функцией `butter`. Вследствие чего была получена передаточная функция в порядке убывания степеней переменной z :

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{\sum_{i=1}^{n+1} b(i) * z^{1-i}}{1 + \sum_{i=2}^{n+1} a(i) * z^{1-i}} \quad (9)$$

где n – порядок фильтра.

Параметры B и A функции передачи вместе с исходным сигналом подаются на вход функции `filtfilt`. Эта функция компенсирует фазовый сдвиг, который вносится обычной фильтрацией. Осуществляется компенсация с помощью двунаправленной обработки сигнала. Первый проход фильтрации осуществляется обычным образом, а затем полученный выходной сигнал фильтруется второй раз - от конца к началу. За счет этого происходит компенсация фазовых сдвигов, а результирующий порядок фильтра увеличивается в два раза. Перед использованием фильтра Баттерворта были установлены режекторные фильтры на 50 и 100 Гц для удаления сетевой наводки из записанных сигналов.

На рисунке 1 приведён пример отфильтрованных сигналов эпилептического разряда и сонного веретена соответственно на следующий день после черепно-мозговой травмы.

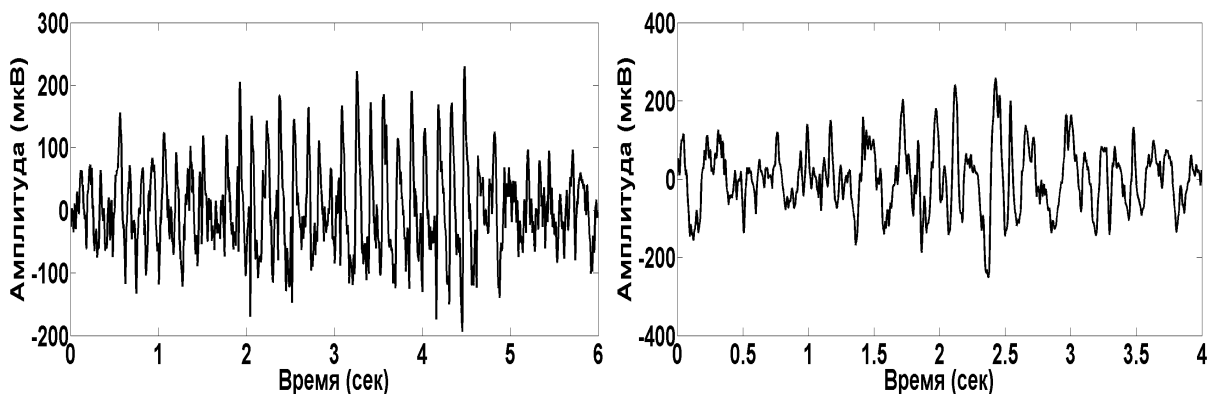


Рис. 1. Виды сигналов после процесса фильтрации: слева – эпилептический разряд, справа – сонное веретёно.

Из этого рисунка можно сделать следующий вывод: в данном случае эпилептический разряд не всегда будет иметь пик-волновую форму, которая наблюдается при абсансной эпилепсии.

После процесса фильтрации используется комплексный вейвлет Морле.

Разработанный нами подход автоматического детектирования сонных веретён и эпилептических разрядов базируется на анализе хребтов вейвлет-спектрограмм [12].

В каждый момент времени точкой хребта x является максимальное значение спектральной плотности мощности на заданном частотном диапазоне.

Примеры вейвлет-спектрограмм и их хребтов для эпилептического разряда и сонного веретена приведены на рисунке 2.

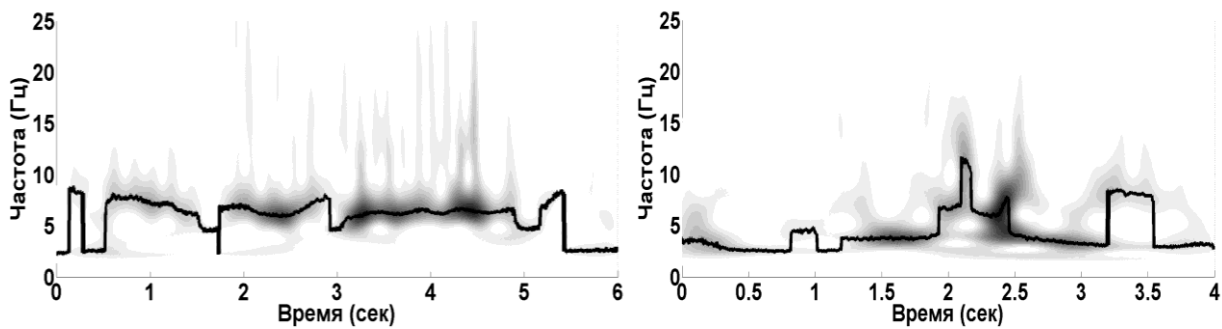


Рис. 2. Хребты (жирные линии) на вейвлет-спектрограммах эпилептического разряда (слева) и сонного веретёна (справа). Уровень серого показывает значения спектральной плотности мощности.

Протяжённостью хребта вейвлет-спектрограммы является весь временной интервал (могут быть сутки). Известно, что на всем интервале есть как интересующие нас события (веретена и разряды), так и фоновая активность. Поэтому необходимо обнаружить нужные нам участки хребта.

Сонные веретёна и эпилептические разряды характеризуются повышенным значением спектральной плотности мощности по сравнению с фоном. Для детектирования веретён и разрядов из фоновой активности целесообразно проанализировать гистограммы спектральной плотности мощности в точках хребта (см. рисунок 3). В этих гистограммах спектральная

плотность мощности точек хребта квантуется, для примера, на 20 равных интервалов значений.

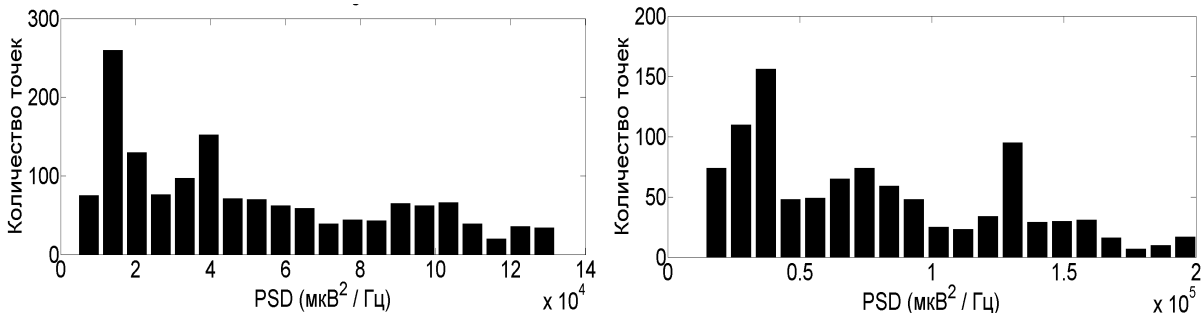


Рис. 3. Гистограммы спектральной плотности мощности (PSD) для эпилептического разряда (слева) и сонного веретёна (справа).

Из рисунка 3 видно, что гистограммы имеют резкий спад в области малых значений спектральной плотности мощности (при $2 \cdot 10^4$ на левом графике и $0.4 \cdot 10^5$ – на правом). Это означает, что эти значения спектральной плотности мощности можно выбрать в качестве адаптивных порогов для сегментации разрядов и веретен.

Алгоритм автоматического выбора порога:

Обозначим значение каждого i -го интервала на гистограмме как $H(i)$.

Тогда пороговое значение P_{tr} будет выбираться следующим образом:

$$P_{tr} = H(i), \text{ если } H(i-1) > H(i) \quad i = 2, 3 \dots 20 \quad (10)$$

Отсчёт останавливается на том шаге цикла i_{tr} , когда происходит первое присваивание значения P_{tr} . На рисунке 3 слева i_{tr} будет равно 3, а справа – 4.

В качестве эпилептического разряда или сонного веретена выбираются участки хребта, спектральная плотность мощности которых выше порогового значения. Таким образом, определяются временные интервалы сонных веретён и эпилептических разрядов. Так же, если есть участок с резким изменением частоты на одном из выбранных интервалах, то в этом месте временной

интервал делится на два интервала (чтобы на рисунке были видны фрагменты хребта, не скрепленные между собой).

Помимо частотно-временного выделения проводится удаление коротких участков хребта длительностью меньше 0.06 секунд как неинформативных.

Далее из матрицы хребта нужно выделить фрагментированные точки матрицы хребта, иначе говоря, собрать кластеры событий (веретен и разрядов).

Отбор в кластеры точек осуществляется в цикле по временному и частотному критериям. Между двумя соседними точками кластера разница значения по времени не должна превышать шаг по времени вейвлет спектрограммы, в нашем случае это обратная величина частоты дискретизации.

На рисунке 4 представлен результат работы алгоритма, в результате которого был получен промежуточный вариант кластеров.

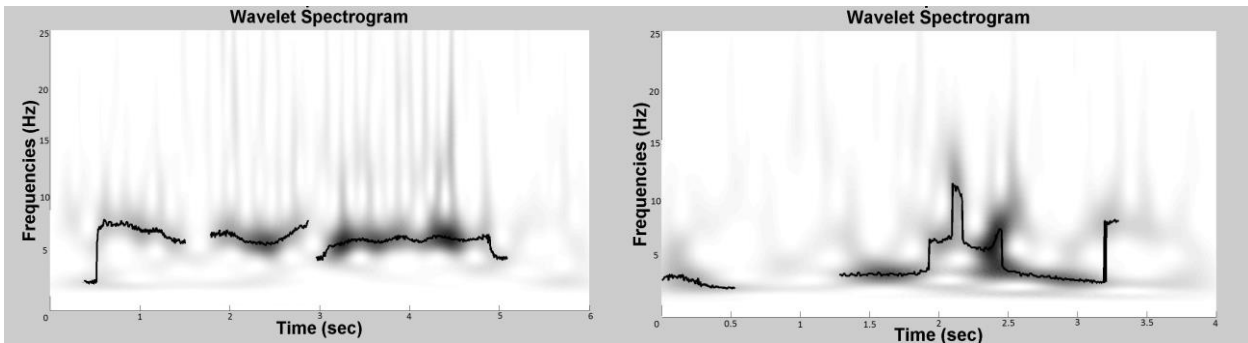


Рис. 4. Вейвлет-спектрограмма с сегментированными хребтами эпилептических разрядов (слева) и сонных веретён (справа) по времени. Уровень серого показывает значения спектральной плотности мощности.

Остаётся рассмотреть соседние точки этих промежуточных кластеров, в которых происходит резкое изменение частоты. На рисунке 5 на них указывают красные стрелочки.

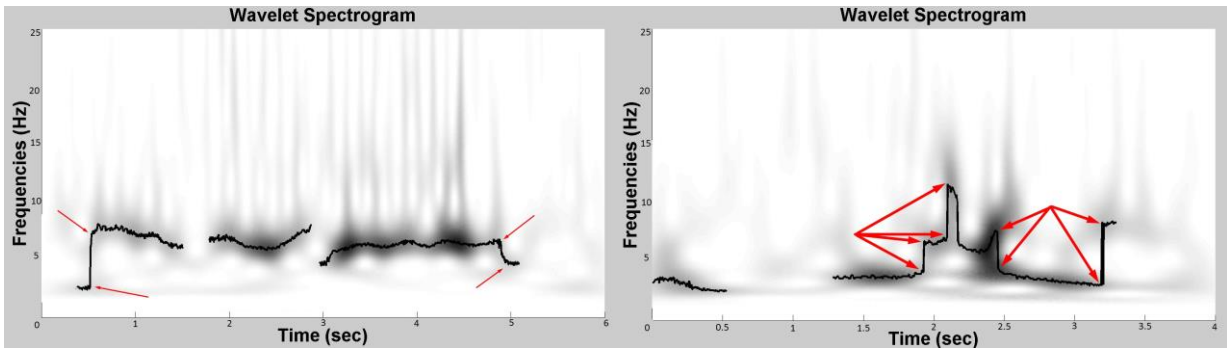


Рис. 5. Вейвлет-спектрограмма с сегментированными хребтами эпилептических разрядов (слева) и сонных веретён (справа) по времени, с указанием «интересных» точек промежуточного кластера. Уровень серого показывает значения спектральной плотности мощности.

На рисунке 6 изображены результаты работы алгоритма сегментации хребтов.

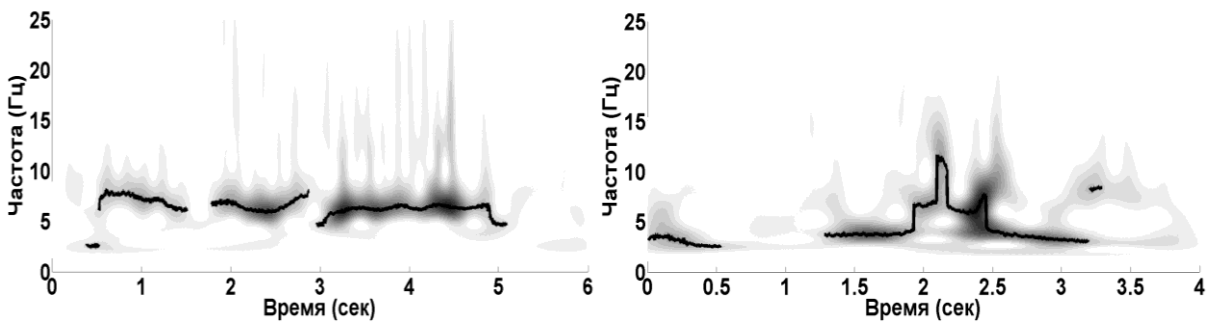


Рис. 6. Вейвлет-спектрограмма с сегментированными хребтами эпилептических разрядов (слева) и сонных веретён (справа). Уровень серого показывает значения спектральной плотности мощности.

На рисунках 7 и 8 приведён пример распознанных алгоритмом 10 сегментированных хребтов вейвлет-спектрограмм сонных веретён (сверху) и 10 сегментированных хребтов эпилептических разрядов (снизу). Причём временной интервал каждого сдвинут на начало отсчёта с сохранением длительности. Из рисунка 7 видно, что они отличаются по форме и расположению в частотном диапазоне. При рассмотрении этих графиков в двумерной проекции на плоскость спектральной плотности мощности – время (рис. 8) так же видно, что по длительности они так же различны.

В совокупности эти данные можно использовать для классификации

сонных веретён и эпилептических разрядов на длительных многосуточных записях ЭЭГ.

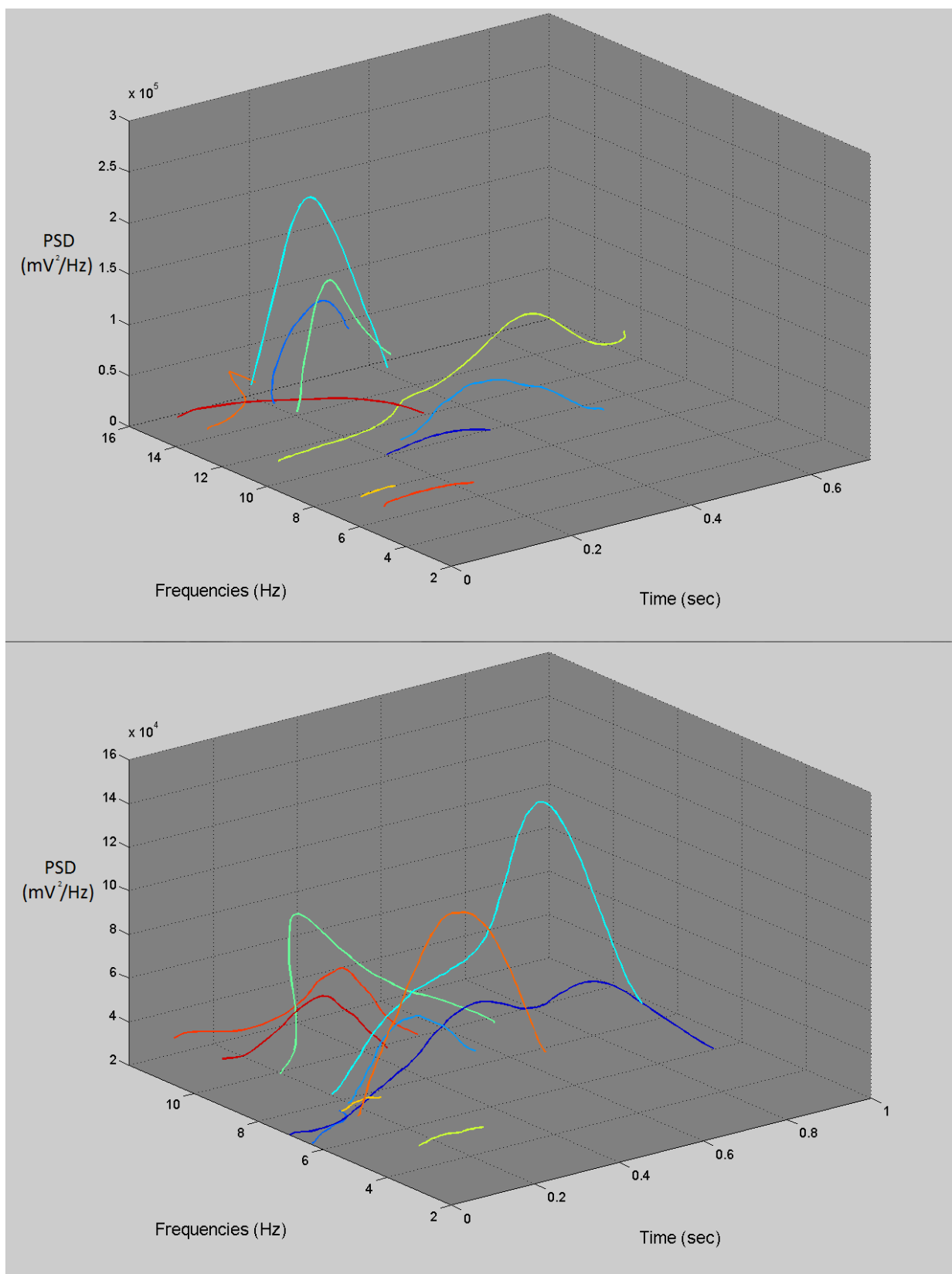


Рис. 7. Трёхмерный график с иллюстрацией 10 участков сегментированных хребтов. Сверху – для сонных веретён, снизу - для эпилептических разрядов.

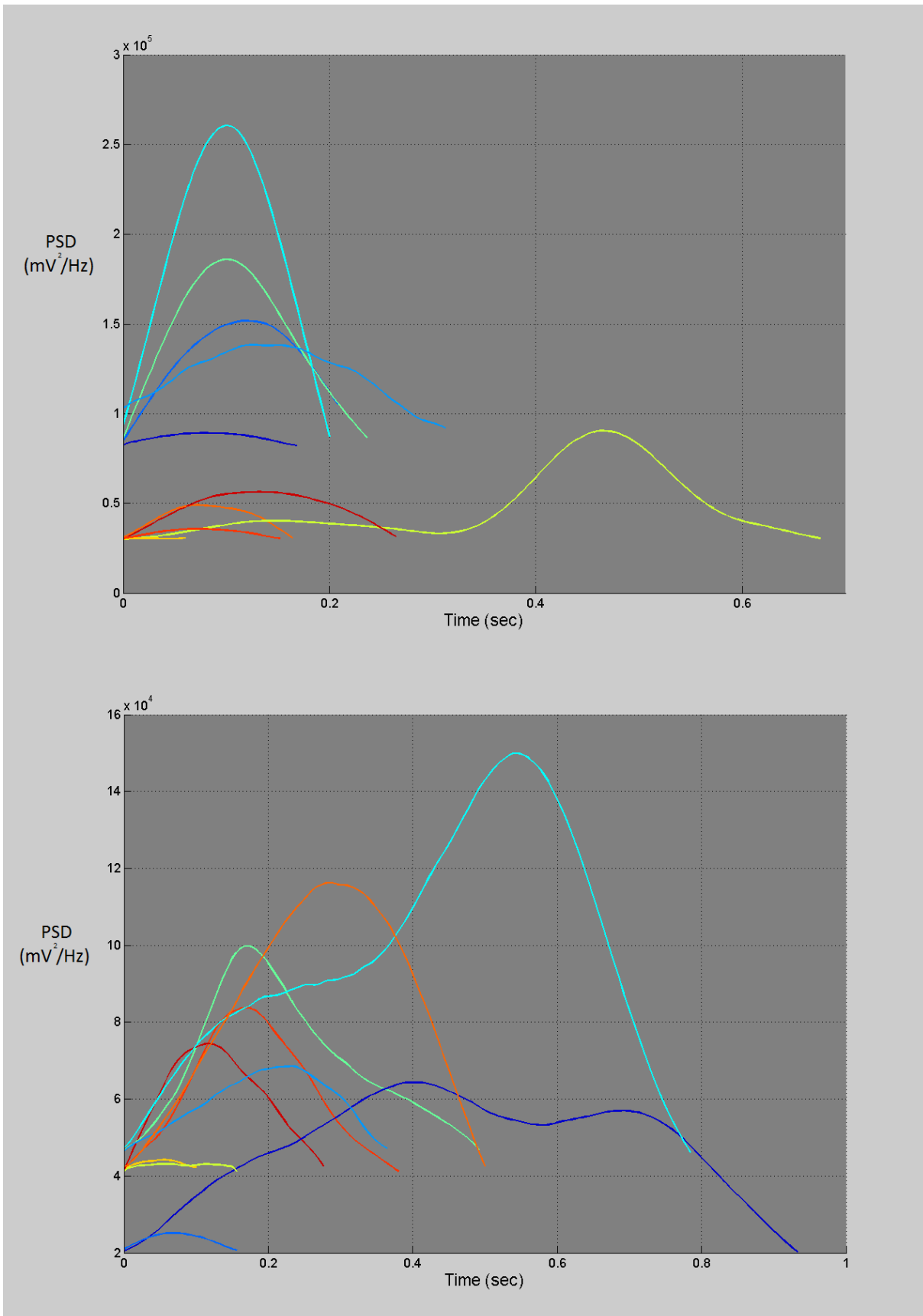


Рис. 8. Проекция на плоскость PSD-время с иллюстрацией 10 участков сегментированных хребтов. Сверху – для сонных веретён, снизу - для эпилептических разрядов.

Таким образом, разработанные алгоритмы, реализованные в программах в среде Matlab, позволяют автоматически детектировать веретена и разряды в длительных (сутки) записях ЭЭГ.

3 Автоматическое детектирование разрядов абсансной эпилепсии

На рис. 9 приведен исходный сигнал ЭЭГ в отведении F3 пациента с абсансной эпилепсией. Видно, что в некоторых интервалах времени существуют всплески высокоамплитудной активности.

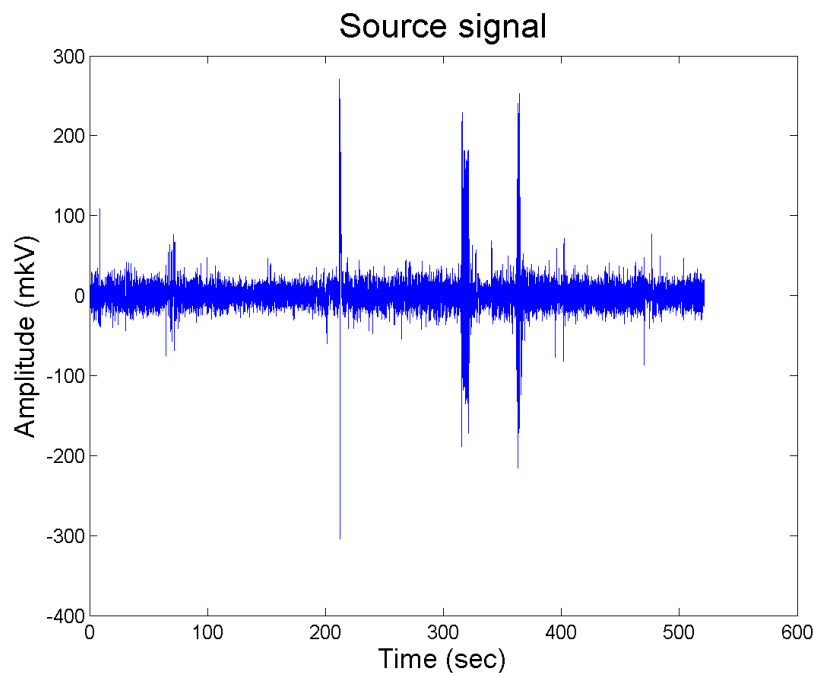


Рис. 9. Сигнал ЭЭГ в отведении F3 пациента с приступами абсансной эпилепсии.

Рассмотрим хребты вейвлет спектрограмм (рис. 10). Видно, что в 3-х интервалах времени происходит изменение частотно-временной структуры хребтов вейвлет спектрограмм, заключающееся в регуляризации структуры.

На рис. 11 представлена гистограмма спектральной плотности мощности точек хребта. Понятно, что она отражает тот факт, что в хребте содержится много точек с малой спектральной плотностью мощностью. Удалив их из хребта, мы получим только те, точки, которые обладают большой спектральной плотностью мощности (рис. 12).

На рис. 13. приведены 3D изображения хребта вейвлет спектрограмм в участках эпилептического припадка.

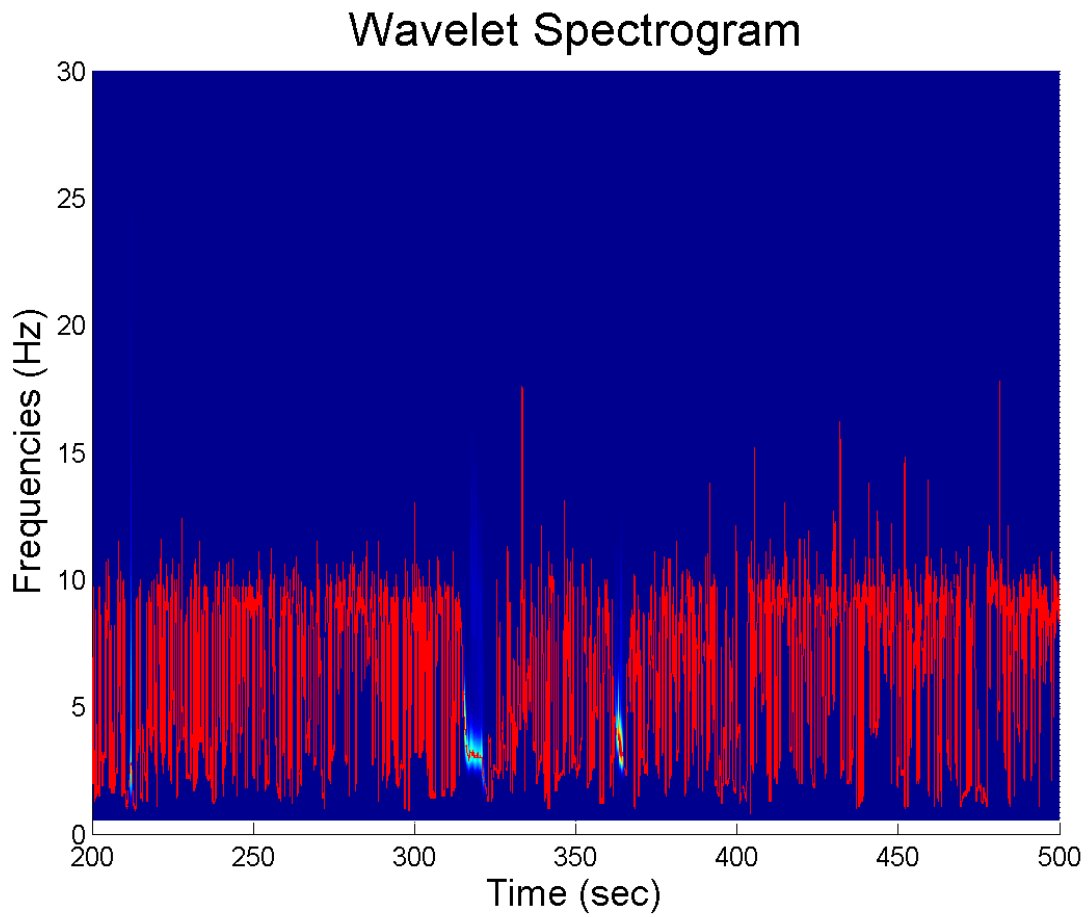


Рис. 10. Частотно-временная зависимость хребта вейвлет спектрограмм (красная кривая) сигнала ЭЭГ, представленного на рис. 16.

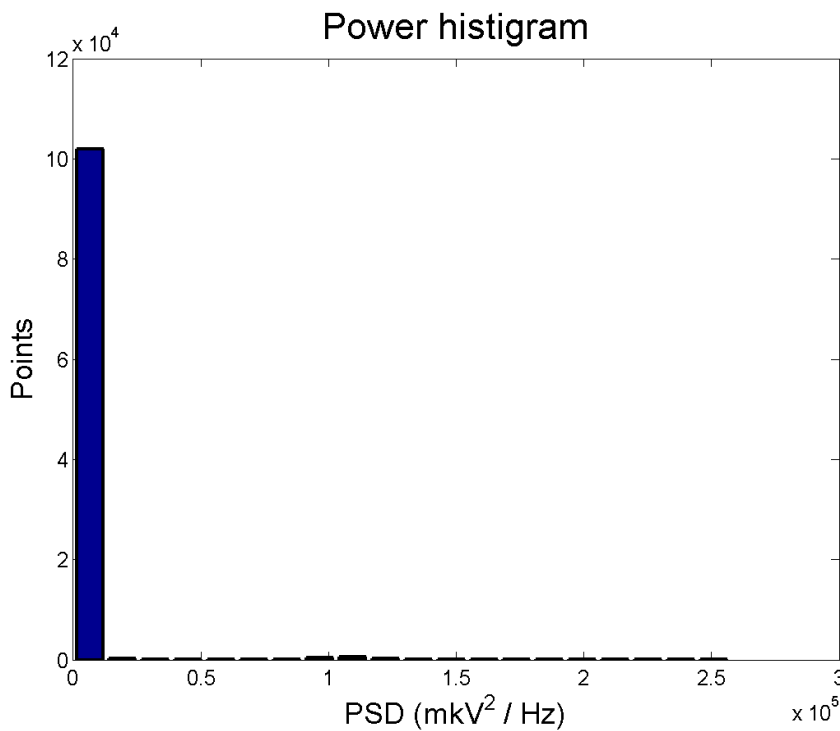


Рис. 11. Гистограмма спектральной плотности мощности точек хребта.

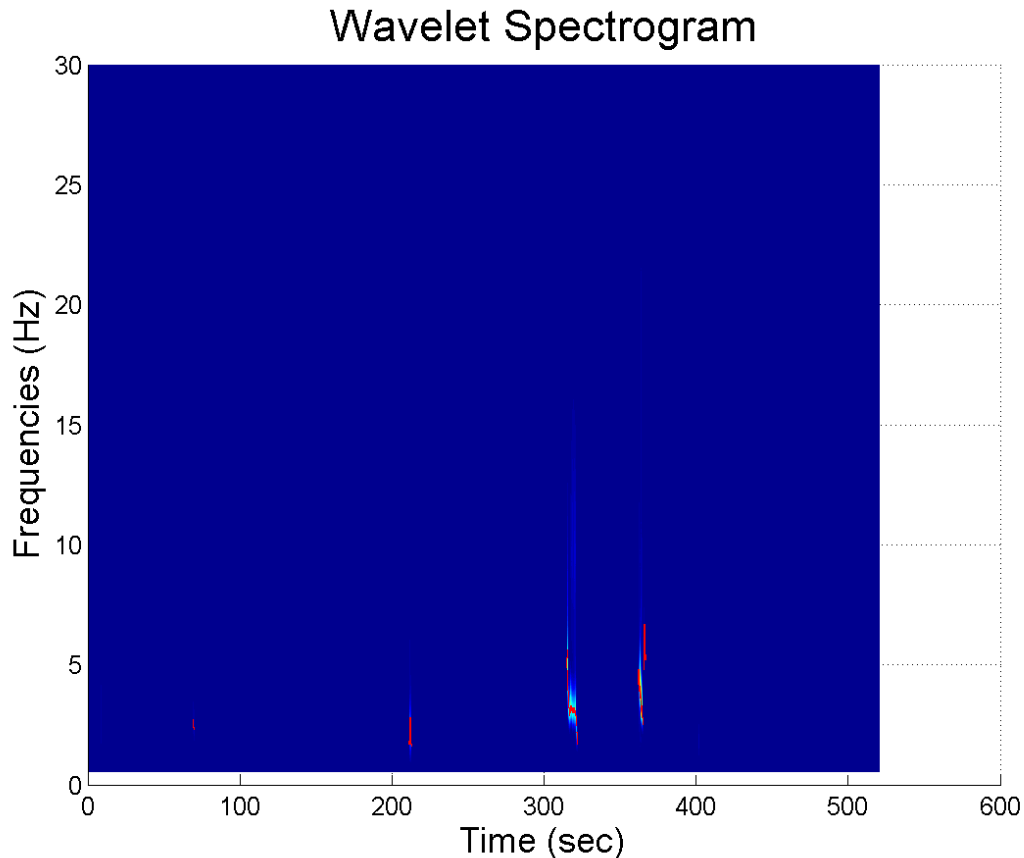


Рис. 12. Участки хребта вейвлет спектрограмм с высокой по сравнению с другими точками спектральной плотностью мощности.

Анализируя рисунки 12 и 13, легко установить 2 порога по частоте и по спектральной плотности мощности для автоматического детектирования эпилептического припадка.

4. Заключение

В работе представлен метод автоматического детектирования начала эпилептического припадка, базирующийся на анализе хребтов вейвлет спектрограмм сигналов ЭЭГ. Учитывая идентичность анализа ЭЭГ сигналов в разных отведениях ЭЭГ параллельная обработка сигналов может быть реализована на сигнальных процессорах. Вейвлет анализ и адаптивный выбор порогов может быть реализован во временных окнах ЭЭГ сигнала.

Wavelet Spectrogram

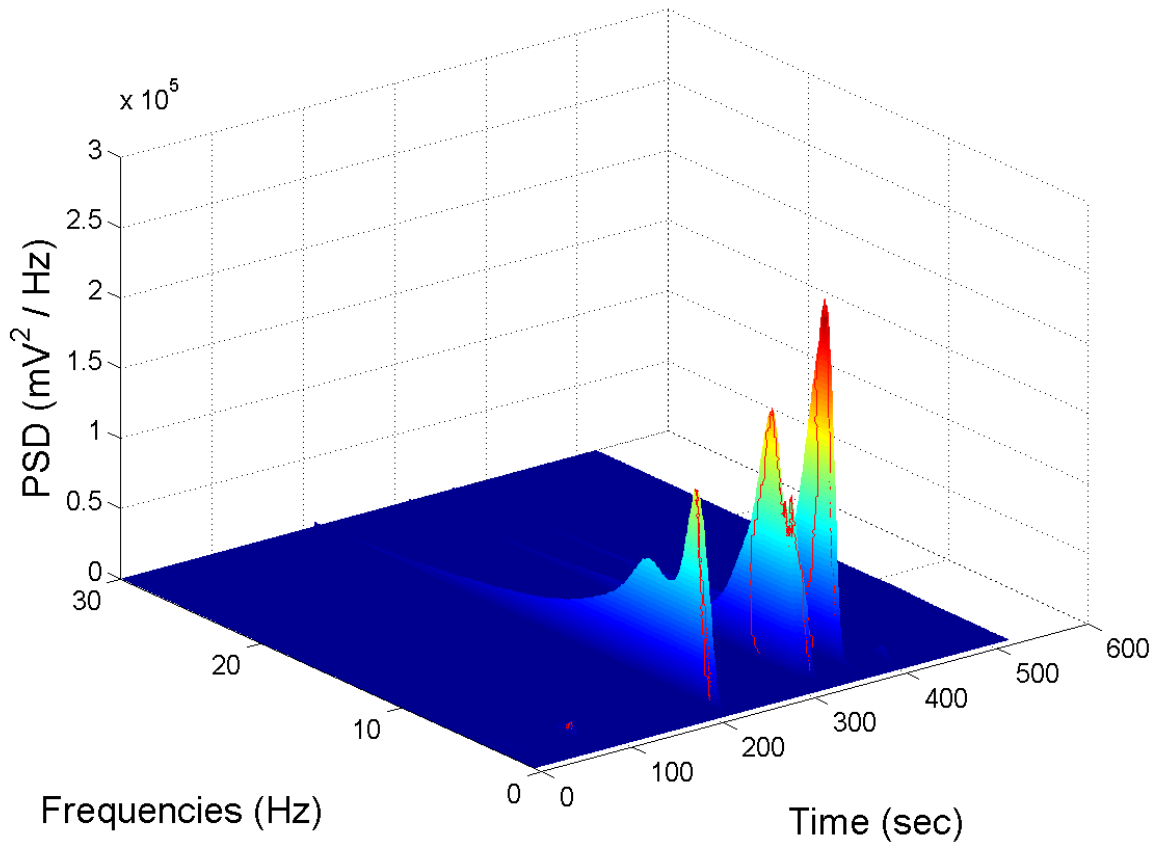


Рис. 13. Вейвлет спектрограмма с точками хребта во время припадков.

5. Благодарности

В разделе 2 представлены результаты исследования, выполненного за счет гранта Российского научного фонда (проект №16-11-10258).

В разделе 3 представлены результаты исследования, выполненного за счет средств Программы № I.33П фундаментальных исследований Президиума РАН по стратегическим направлениям развития науки.

Литература

1. *World Health Organization*. [Электронный ресурс] URL: <http://www.who.int/topics/epilepsy/en/>
2. Hopfengärtner R., Kasper B. S., Graf W., et al. Automatic seizure detection in long-term scalp EEG using an adaptive thresholding technique: a validation

- study for clinical routine. *Clinical Neurophysiology*. 2014;125(7):1346–1352. doi: 10.1016/j.clinph.2013.12.104.
3. Paul Fergus, et. al. Automatic Epileptic Seizure Detection Using Scalp EEG and Advanced Artificial Intelligence Techniques. // *Biomed Res Int*. 2015; 2015: 986736. Published online 2015 Jan 29. doi: 10.1155/2015/986736 PMID: PMC4325968.
 4. S. Divya, S. Suja Priyadharsini. Classification of EEG Signal for Epileptic Seizure Detection using EMD and ELM. // *INTERNATIONAL JOURNAL FOR TRENDS IN ENGINEERING & TECHNOLOGY VOLUME 3 ISSUE 2 – FEBRUARY 2015 – ISSN: 2349 – 9303 68*
 5. Bosnyakova D., Obukhov Yu. Extraction of dominant features in biomedical signals. // *Pattern Recogn. Image Anal.* 2005. 15. P. 513-515.
 6. Габова А.В., Боснякова Д.Ю., Босняков М.С. и др. Частотно-временная структура разрядов пик-волна генерализованной абсансной эпилепсии. // Доклады РАН. 2004. 396. С. 557-560.
 7. Bosnyakova D., Gabova A., Kuznetsova G. et al. Time-frequency analysis of spike-wave discharges using the modified wavelet transform. // *J. Neurosci. Methods*. 2006. 165. P. 80-85.
 8. Bosnyakova D., Gabova A., Zharikova A. et al. Some peculiarities of time-frequency dynamics of spike-wave discharges in human and rats. // *Clin. Neurophysiol.* 2007. 118. P. 1736-1743.
 9. D. Y Ko. Epileptiform Discharges. [электронный ресурс] // *Medscape Apr* 2. 2014. URL: <http://emedicine.medscape.com/article/1138880-overview#showall> .
 10. В. Е. Анциперов и др. Анализ гиперсинхронизации структур головного мозга во время эпилептических разрядов на основе специальных конических представлений ЭЭГ сигнала [электронный ресурс] // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. -2014. - №11. – Режим доступа: URL: <http://jre.cplire.ru/koi/nov14/18/text.pdf>.

11. Kim L. Powell et al. Seizure expression, behavior, and brain morphology differences in colonies of Genetic Absence Epilepsy Rats from Strasbourg // *Epilepsia*. – 2014. - Vol. 55. – 12. – P. 1959-1968.
12. Малла С. *Вейвлеты в обработке сигналов*. М.: Мир, 2005. - 671 с.