

## АЛГОРИТМ УМЕНЬШЕНИЯ РАЗМЕРНОСТИ ДАННЫХ (REDUCING-АЛГОРИТМЫ) ПРИ АНАЛИЗЕ ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА



**М.В. Давыдов<sup>1</sup>**  
Доцент кафедры  
электронной техники и  
технологии БГУИР,  
кандидат технических наук,  
доцент



**А.Н. Осипов<sup>1</sup>**  
Первый проректор  
БГУИР, академик  
Белорусской инженерной  
академии, кандидат  
технических наук, доцент



**А.А. Борискевич<sup>1</sup>**  
Профессор кафедры  
сетей и устройств  
телекоммуникаций.  
БГУИР, доктор  
технических наук,  
профессор



**Г.И. Овсянкина<sup>3</sup>**  
Заведующий отделением  
функциональной  
диагностики РНПЦ  
неврологии и нейрохирургии,  
кандидат медицинских наук



**Э.С. Кашицкий<sup>2</sup>**  
Ведущий научный  
сотрудник лабораторию  
физиологии  
питания и спорта  
Института физиологии  
НАНБ, кандидат меди-  
цинских наук, доцент



**Г.Д. Ситник<sup>3</sup>**  
Заместитель директора  
по организационно-  
методической работе  
РНПЦ неврологии и  
нейрохирургии  
кандидат медицинских  
наук, доцент

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Институт физиологии Национальной академии наук Беларуси, Республика Беларусь

<sup>3</sup>Республиканский научно-практический центр неврологии и нейрохирургии, Республика Беларусь

*Abstract.* An algorithm for the analysis of multi-channel electroencephalogram in frequency - time domain has been developed. The algorithm includes a wavelet analysis and a bump modeling. The statistical parameters of abnormal activity patterns: spike complex and sharp - slow wavecomplex have been determined.

Электронцефалография (ЭЭГ) является одним из основных методов исследования нормальной и патологической активности мозга человека. Данный

метод может с успехом использоваться как составной элемент системы анализа состояния организма человека на основе технологии BigData. Одним из эффективных средств при обработке данных по технологии BigData является процедура уменьшения размерности данных (признакового пространства). При обработке многоканальных электроэнцефалограмм высокую эффективность показал алгоритм на основе частотно-временного представления данных для выделения паттернов нормальной и патологической активности.

Для синтеза пространственных паттернов в частотно-временной области использован метод вейвлет-анализа с bump-моделированием. Синтез осуществлялся по следующему алгоритму:

1 Вычисление вейвлетграммы ЭЭГ сигналов пациента до и после подачи провоцирующих факторов.

2 Нормализация вейвлетграмм после стимуляции провоцирующим фактором.

3 Анализ нормализованных вейвлетграмм на основе процедуры bump-моделирования для выделения и компактного описания паттернов нормальной и патологической активности ЭЭГ сигнала.

Вычисление частотно-временного вейвлет-представления ЭЭГ-сигнала  $X$  длительностью  $T$  с использованием комплексной вейвлет-функции Morlet осуществляется с помощью соотношения [1-3].

$$C_x^w(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_T X(t) \psi^* \left( \frac{t-\tau}{s} \right) dt = \int_T X(t) \psi_{\tau, s}^*(t) dt \quad (1)$$

где  $\psi_{\tau, s} = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi \left( \frac{t-\tau}{s} \right)$  – генерируемые версии вейвлет-функции Morlet  $\psi(t) = A \cdot \exp(-t^2 / 2\sigma_t^2) \cdot \exp(2j\pi ft)$ ;  $s$  и  $\tau$  – коэффициенты масштаба и сдвига вейвлет-функции,  $t$ ,  $f$ ,  $\sigma_t^2$ ,  $A$  – время, частота, стандартное отклонение и амплитуда вейвлет-функции Morlet соответственно.

Выбор вейвлет функция Morlet для анализа ЭЭГ-сигнала обусловлен ее симметричной и сглаживающей гауссовой формой как во временной так и в частотной области. Непрерывное вейвлет преобразование позволяет уменьшить влияние принципа неопределённости Гейзенберга на формирование частотно-временного представления ЭЭГ сигнала.

Последующая нормализация коэффициентов  $C_x^w(\tau, s)$  частотно-временного отображения  $C_x = (C_x^w(\tau, s))$  размером  $T \times F$ , где  $F$  – диапазон масштабов вейвлет-функции, необходима, поскольку частотно-временной карты энергия для низких частот во много раз больше, чем для высоких частот.

Частотно-временная спектрограмма  $C_x$  нормализуется с помощью опорного сигнала, в качестве которого используется ЭЭГ-сигнал, регистрируемый в течении периода покоя перед подачей провоцирующих факторов.

Опорный ЭЭГ-сигнал  $R$  длительностью  $U$  преобразуется в вейвлетграмму  $C_r$  размером  $U \times F$ . Среднее значения  $M_f(C_r) = [\mu_1(C_r), \mu_2(C_r), \dots, \mu_F(C_r)]$  и значения среднеквадратического отклонения  $S_f(C_r) = [\sigma_1(C_r), \sigma_2(C_r), \dots, \sigma_F(C_r)]$  вычисляются для каждой частоты  $F$  матрицы  $C_r$ .

$$\mu_i(C_r) = \frac{\sum_{t=1}^U C_r(t, i)}{U} \quad (2)$$

$$\sigma_i(C_r) = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^U (C_r(t, i) - \mu_i(C_r))^2}{U}} \quad (3)$$

Вычисление нормализованного отображения  $Z_X = (Z_x(f, \tau))$  осуществляется посредством нормализации вейвлет-отображения  $C_X = (C_x(f, \tau))$

$$Z_x(f, \tau) = \frac{C_x(f, \tau) - \mu_f(C_r)}{\sigma_f(C_r)} \quad (4)$$

Нормализованное отображение  $Z_x$  анализируется в частотно-временной области интереса, определяемой пользователем, с минимальной  $f_{min}$  и максимальной  $f_{max}$  частотами. Отображение  $Z_x$  описывается с помощью множества окон  $w(f, \tau)$  с  $f \in [f_{min}, f_{min} + 1, \dots, f_{max}]$   $\tau \in [b_\tau, b_\tau + 1, \dots, T - b_\tau]$  позициями на частотно-временном отображении  $Z_x$  по частота и времени. Каждое окно  $w(f, \tau)$  характеризуется размером  $H \times W$  (высота и ширина), определяемым в зависимости от частотно-временного разрешения относительно центральной частоты окна.

Размер  $W$  определяется с помощью фиксированного (обычно 4) числа циклов. Например,  $W = 1$  с для активности на частоте 4 Гц и  $W = 100$  мс для активности на частоте 40 Гц. Размер  $H$  находится как отношение  $W$  к частотно-временному разрешению. Пределы  $b_\tau$  определяется так, что  $b_\tau = W/2$  для окна с частотой  $f_{min}$ . Заметим, низкочастотные окна являются больше, чем высокочастотные окна.

Для моделирования нормализованного частотно-временного отображения  $Z_x$  используется  $\text{bump}$ -функция  $B$  в виде половины эллиптической функции, границы которой определяются с помощью соотношения

$$b(h, w, f, \tau, y, x) = 1 - \frac{(y - f)^2}{h^2} + \frac{(x - \tau)^2}{w^2} \quad (5)$$

где  $y$  и  $x$  – позиции времени и частоты окна адаптации  $w_{y,x}(\tau, s)$  на частотно-временном отображении  $Z_x$  (фиксированные параметры),  $f$  и  $\tau$  – позиции времени и частоты  $\text{bump}$ -функции  $B$  на частотно-временном отображении  $Z_x$ ,  $h$  и  $w$  – ширина и высота  $\text{bump}$ -функции  $B$ . Все точки лежащие в границах  $\text{bump}$ -функции  $B$  являются ненулевыми, а внешние точки имеют нулевые значения:

$$B(A, h, w, f, \tau, y, x) = \begin{cases} 0 & \text{при } b < \lambda \\ A\sqrt{b} & \text{при } b \geq \lambda \end{cases} \quad (6)$$

где  $\lambda$  – малое положительное значение;  $A$  – амплитуда  $\text{bump}$ -функции  $B$   
Минимизация ошибки, обусловленное  $\text{bump}$ -моделированием нормализованного частотно-временного отображения  $Z_x$ , осуществляется с помощью соотношения

$$E(A, h, w, f, \tau, y, x) = \sum_{y=1}^W \sum_{x=1}^H \|w_{y,x}(s, \tau) - B(A, h, w, f, \tau, y, x)\|^2 \quad (7)$$

Из анализа соотношений (5) и (6) следует, что для выделения паттернов ЭЭГ сигнала на основе  $\text{bump}$ -функции требуется ограниченное число параметров (не более 7 признаков) [4], что открывает новые возможности в автоматической обработке сигналов ЭЭГ-сигналов.

В качестве исследуемых сигналов использованы электроэнцефалограммы шести больных эпилепсией. Анализ ЭЭГ-сигнала производился в разные временные интервалы, что позволяет оценить воздействие возбуждающих факторов на самочувствие пациента. В качестве возбуждающего фактора использовались светостимуляция различной частоты и длины волны, а также открывание и закрывание глаз, гипервентиляция.

Выделены акустически-значимые области в частотно-временных паттернах нейрограмм при следующей патологической активности:

– Нормальная активность ЭЭГ-сигнала (веретенообразные всплески активности).

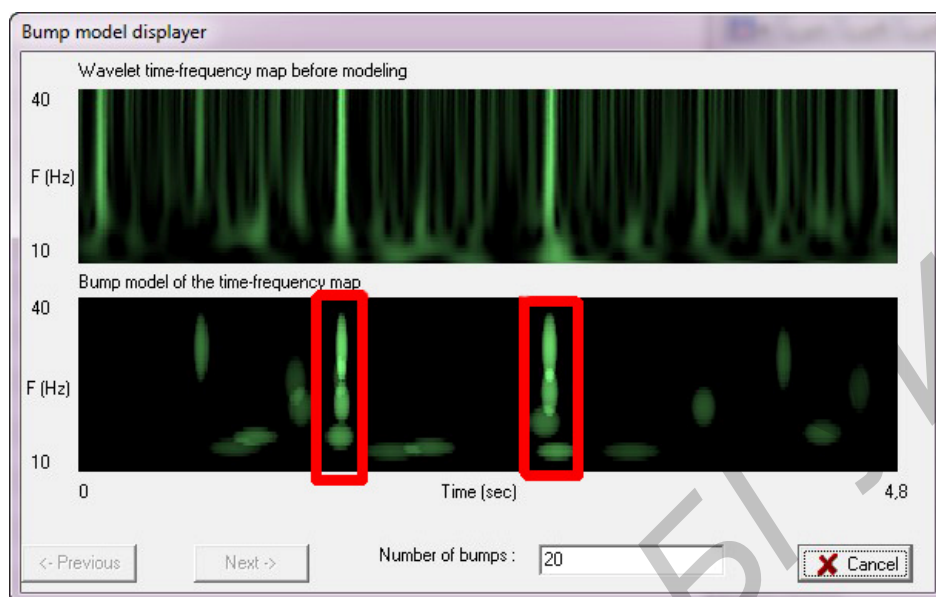
– Спайк (острие). Соответственно названию этот потенциал имеет острую форму. При стандартных режимах записи ЭЭГ-сигнала длительность его 20-70 мс. Амплитуда, как правило, превосходит амплитуду фоновой активности и может достигать сотен или даже тысяч микровольт. Спайки часто группируются, образуя феномен, носящий название «множественные спайки».

– Спайк-волна. Комплекс, возникающий от комбинации спайка с медленной волной. Часто несколько спайков комбинируются с одной волной. Такой комплекс называется «множественная спайк-волна». Частота комплексов спайк-волна 2,5-6 Гц.

– Острая волна-медленная волна. Этот комплекс напоминает по форме комплекс спайк-волна, но имеет большую длительность и состоит, как явствует

из названия, из острой волны и следующей за ней медленной волны. Частота комплексов острая волна – медленная волна обычно 0,7-2 Гц.

Выделены значимые области при формировании паттерна спайк (рис. 1).



1 – вейвлетграмма до bump-моделирования, 2 – bump-модель вейвлетграммы сигнала ЭЭГ

Рис.1. Представление патологической активности спайк-волна в виде набора бамп-функций

Получены следующие параметры паттернов соответствующих патологической активности спайк-волны: паттерн состоит из 3 бампов с параметрами, приведенными в таблице 1.

Использование полученных параметров паттерна соответствующего спайк-волне дает возможность разработать алгоритмы автоматического распознавания патологической активности ЭЭГ-сигнала.

Получены следующие параметры паттернов соответствующих патологической активности комплекса острая волна-медленная волна: паттерн состоит из 4 бампов с параметрами, приведенными в таблице 2.

Таблица 1. Параметры бампов паттерна патологической активности спайк-волна

Номер бампа	Абсолютные показатели (координаты бампа)	Ширина и длина бампа
1	$f=28 \pm 5$ $\tau=1,56 \pm 0,5$	$h=5,1 \pm 1,2$ $w=0,045 \pm 0,008$
2	$f=21 \pm 4$ $\tau=1,55 \pm 0,4$	$h=3,6 \pm 1,12$ $w=0,07 \pm 0,01$
3	$f=14 \pm 4$ $\tau=1,5 \pm 0,7$	$h=2,4 \pm 0,8$ $w=0,12 \pm 0,05$

Таблица 2. Параметры бампов паттерна патологической активности комплекса острая-волна-медленная-волна

Номер бампа	Абсолютные показатели (координаты бампа)	Ширина и длина бампа
1	$f=32\pm 8$ $\tau=1,96\pm 0,65$	$h=5\pm 2,1$ $w=0,04\pm 0,006$
2	$f=23\pm 6$ $\tau=1,98\pm 0,69$	$h=4\pm 1,8$ $w=0,05\pm 0,009$
3	$f=17\pm 4$ $\tau=2\pm 0,78$	$h=3\pm 1,4$ $w=0,09\pm 0,012$
4	$f=12\pm 3$ $\tau=2,03\pm 0,84$	$h=1,5\pm 0,7$ $w=0,14\pm 0,025$

Использование полученных параметров паттерна, соответствующего комплексу острая волна-медленная волна, дает возможность разработать алгоритмы автоматического распознавания патологической активности мозга.

Алгоритм распознавания частотно-временных паттернов активности мозга включает следующие этапы:

- 1 Осуществляется выбор исследуемого канала ЭЭГ-сигнала.
- 2 Выполняется регистрация сигнала ЭЭГ-сигнала в течение заданного времени.
- 3 Выполняется вейвлет-преобразование принятого ЭЭГ-сигнала.
- 4 Выполняется нормализация коэффициентов вейвлетгаммы
- 5 Выполняется бамп-моделирование и рассчитываются координаты и параметры бампов.
- 6 Рассчитывается значение коэффициента корреляции между полученной бамп-моделью сигнала ЭЭГ и статистическими параметрами бамп-модели соответствующей патологической активности спайк.
- 7 Рассчитывается значение коэффициента корреляции между полученной бамп-модели сигнала ЭЭГ и статистическими параметрами бамп-модели соответствующей патологической активности комплекса острая волна-медленная волна.
- 8 Рассчитывается значение коэффициента корреляции между полученной бамп-модели сигнала ЭЭГ и статистическими параметрами бамп-модели соответствующей нормальной активности мозга (веретенообразные волны).
- 9 Выполняется синтез сигнала, соответствующего активности мозга.

На рисунке 2 представлен алгоритм поиска и анализа патологической активности спайк-волна:

Алгоритм поиска и анализа патологической активности, соответствующей комплексу острая волна-медленная волна, аналогичен, но анализ ведется по совпадению пространственных координат, частотных параметров не трех, а четырех бампов.

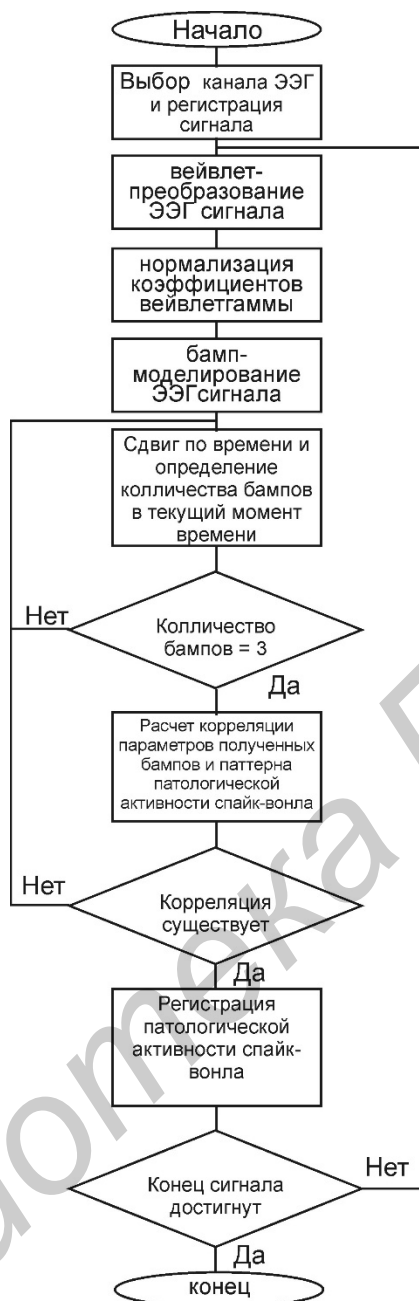


Рис. 2. Алгоритм анализа патологической активности спайк-волна ЭЭГ-сигнала

**Выводы.** Проведен анализ диагностических возможностей частотно-временного вейвлет-подхода на основе bump-моделирования для уменьшения размерности входных данных и выделения целевого (патологического) сигнала. Одним из преимуществ предложенного подхода является возможность распараллеливания поставленной задачи. Для каждого нового патологического состояния можно осуществить параллельный процесс распознавания паттернов. Внедрение BigData технологий обработки многоканальных ЭЭГ-сигналов позволит производить анализ состояния человека в реальном режиме времени и обеспечивает возможность раннего обнаружения заболеваний центральной нервной системы человека.

*Литература*

- [1]. Хафизов, А.Р. Непрерывное вейвлет преобразование как средство анализа ЭКГ человека. / А.Р. Хафизов // пояснительная записка к учебно-исследовательской работе. — 1998г.
- [2]. Смоленцев Н. К. Введение в теорию вейвлетов. — Ижевск: РХД, 2010. — 292 с
- [3]. Larson, David R. (2007). "Wavelet Analysis and Applications". Appl. Numer. Harmon. Anal. Birkhäuser: 143–171.
- [4]. Vialatte F, Cichocki A: Sparse Bump Sonification: a New Tool for Multichannel EEG Diagnosis of Mental Disorders; Application to the Detection of the Early Stage of Alzheimer's Disease. LNCS 4234, Proceedings of the 13th International Conference on Neural Information Processing (ICONIP'06): 3–6 October 2006, HongKong, China 2006.

Библиотека БГУИР