

# Алгоритм выявления артефактных событий на основе анализа данных видео-ЭЭГ мониторинга пациентов с черепно-мозговыми травмами

Д.М. Мурашов<sup>1</sup>, Ю.В. Обухов<sup>2</sup>, И.А. Кершнер<sup>2</sup>, М.В. Синкин<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» РАН, Вавилова 42, Москва, Россия, 119333

<sup>2</sup>Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Моховая 11, стр. 7, Москва, Россия, 125009

<sup>3</sup>Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского, Большая Сухаревская площадь 3, Москва, Россия, 129090

**Аннотация.** Одной из задач, решаемых при данных длительного видео ЭЭГ мониторинга является дифференциация эпилептических и артефактных событий. Для этого используют не только многоканальные сигналы ЭЭГ, но и анализ видеоизображения, поскольку традиционные методы, основанные на анализе вейвлет-спектрограмм ЭЭГ не позволяют надежно отличить эпилептический приступ от артефакта жевания. В данной работе предлагается алгоритм выявления артефактных событий на основе совместного анализа уровня оптического потока и хребтов вейвлет-спектрограмм. Приведены предварительные результаты анализа реальных клинических данных. Результаты показали принципиальную возможность достоверно отличать артефактные события от эпилептических приступов.

## 1. Введение

Развитие посттравматической эпилепсии является одним из наиболее частых последствий черепно-мозговой травмы. Для подтверждения эпилепсии, контроля течения заболевания и эффективности проводимой терапии, а также для диагностирования судорожных и бессудорожных приступов у пациентов, находящихся в отделениях реанимации и интенсивной терапии, применяется видео-электроэнцефалографический (Видео-ЭЭГ) мониторинг - метод длительной синхронной регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и видеоизображения. Одновременная видеозапись клинического состояния пациента и биоэлектрической активности головного мозга (т.е. ЭЭГ) позволяет достоверно диагностировать эпилептические приступы и дифференцировать их с событиями неэпилептической природы.

Анализ публикаций в периодической литературе и монографий в исследуемой предметной области, проведенный авторами, показал, что публикаций по методам автоматической регистрации эпилептических приступов по видеопоследовательностям, полученным в ходе видео-ЭЭГ мониторинга, крайне мало. В настоящее время предложено несколько способов автоматического обнаружения приступов по данным ЭЭГ [1-5].

В работах [6, 7] предложен алгоритм автоматического обнаружения приступов у пациентов на основе анализа количественных характеристик мимики видеоизображений. На

видеопоследовательности по величине оптического потока выявляется группа кадров с высокой динамикой сцены. Алгоритм предназначен для детектирования диагностических событий двух типов. Первый тип событий наблюдается у пациентов с угнетением уровня бодрствования (находящихся в коме), а второй тип событий фиксируется у пациентов с активным уровнем бодрствования и проявляется в виде замирания на несколько секунд. Предложенный алгоритм показал, что зафиксированные события достаточно точно совпадали с событиями, зафиксированными методом анализа вейвлет-спектрограмм ЭЭГ-канала, предложенным в работе [4], при анализе данных видео-ЭЭГ мониторинга. Однако исследование только данных видеоканала не позволяет отличить активность, обусловленную движением пациента, от активности, порожденной приступом.

Важной задачей анализа Видео-ЭЭГ данных является дифференциации эпилептиформной активности от артефактов жевания. Метод [4] не позволяет этого сделать.

В статье [5] предложен метод по нахождению эпилептических приступов и артефактов жевания в электроэнцефалографических сигналах, основанный на анализе их вейвлет-спектрограмм и параметров хребтов вейвлет-спектрограмм. Обнаружено, что по максимальному значению частоты и среднего арифметического отклонения частоты фрагментов хребта вейвлет-спектрограммы можно отнести событие к эпилептическому разряду или артефакту жевания. Показано, что на спектрах Фурье срезов вейвлет-спектрограмм на частотах среза от 3.5 до 6 Гц при эпилептическом разряде частота пика спектра срезов вейвлет-спектрограмм почти в 3 раза больше, чем частота пика Фурье спектра вейвлет-спектрограмм для жевания. Полуширина спектров Фурье срезов вейвлет-спектрограмм ЭЭГ на частотах среза выше 3.5 Гц при жевательных артефактах в 1.5-3 раза больше по сравнению с полушириной спектров Фурье при эпилептическом приступе. Эти величины являются признаками, по которым можно дифференцировать эпилептический приступ от артефакта жевания. Однако этот метод не позволяет различить артефакты, связанные с движением пациента от приступов. Для повышения надежности дифференциации необходимо проводить синхронный анализ видеопоследовательностей и вейвлет-спектрограмм ЭЭГ.

В представляемой работе предлагается алгоритм синхронного анализа видеопоследовательностей и сигналов ЭЭГ, основанный на комбинации разработанных ранее методов, описанных в работах [4; 6, 7], который позволяет дифференцировать эпилептический приступ от артефактов, обусловленных жеванием и движением. Предлагаемый алгоритм позволяет детектировать диагностические события двух типов у пациентов с активным уровнем бодрствования. Первый тип событий проявляется в виде конвульсивных движений с достаточно большой амплитудой, а второй тип событий проявляется в виде замирания пациента на несколько секунд.

## 2. Детектирование событий в видеоканале данных видео-ЭЭГ мониторинга

Предложенный в работах [6, 7] алгоритм связан с анализом динамики информативных областей интереса, связанных с деталями лица пациентов с угнетением уровня бодрствования. В данном исследовании рассматривается более общий случай, когда информативные области содержат полное изображение пациента. Следует отметить, что изображения видеопоследовательностей, полученных при видео-ЭЭГ мониторинге имеют следующие особенности.

1. Произвольный ракурс съемки пациента.
2. Наличие медицинского оборудования, частично закрывающего пациента.
3. Возможно появление в кадре медицинского персонала, других пациентов.

При анализе видеопоследовательностей возможна фиксация следующих событий: (а) эпилептический приступ; (б) движение пациента (например, изменение позы, перемещение по палате); (в) жевание (мимика лица, характерная, например, для процесса приема пищи).

В качестве показателя подвижности области интереса будет использоваться суммарная величина оптического потока, вычисляемого по каждому кадру видеопоследовательности  $J(i)$  [8], где  $i$  - номер кадра. Так как в функции  $J(i)$  присутствует шумовая составляющая, то при детектировании событий нужно использовать сглаженную величину показателя подвижности

$\hat{J}(i)$ . Для сглаживания используется дискретный вариант алгоритма фильтрации Калмана-Бьюси [9], так как он обеспечивает получение оптимальной оценки в смысле минимальной дисперсии ошибки.

Каждое из диагностических и артефактных событий характеризуются определенным диапазоном уровней сглаженной величины показателя подвижности  $\hat{J}(i)$ .

Решение о фиксации диагностического события будет приниматься по пороговому правилу. Для исключения ложных срабатываний детектора из-за кратковременных скачков решение о появлении события будет приниматься в том случае, если величина  $\hat{J}(i)$  будет превышать заданный порог на последовательности кадров длиной не меньше, чем  $M$ . Таким образом, решающее правило будет иметь следующий вид:

$$Event_1 = \begin{cases} 1, & \text{если } \hat{J}(i) \geq T_1 \text{ и } i - i_0 \geq M ; \\ 0, & \text{если } \hat{J}(i) < T_1 \text{ или } i - i_0 < M , \end{cases} \quad (1)$$

где  $Event$  - индикатор события;  $T$  - порог;  $i_0$  - номер кадра, начиная с которого выполняется неравенство  $\hat{J}(i) \geq T$ ;  $M$  - длина последовательности кадров, необходимая для принятия решения о наличии диагностического события. Величина порога определяется как

$$T_1 = \hat{J}_0 + k_1 \sigma_1, \quad (2)$$

где  $\hat{J}_0$  вычисляется как среднее значение  $\hat{J}(i)$  на фрагменте видеопоследовательности с низкой динамикой сцены,  $\sigma_1$  - среднеквадратическое отклонение величины  $\hat{J}(i)$ ,  $k_1$  - коэффициент.

Детектируемые события другого типа проявляются у активных пациентов в виде замирания на несколько секунд. В этом случае предлагается фиксировать события также по значению показателя подвижности. В отличие от рассмотренного выше случая появление события соответствует минимуму показателя подвижности. Решающее правило имеет следующий вид:

$$Event_2 = \begin{cases} 1, & \text{если } \hat{J}(i) \leq T_2 \text{ и } i - i_0 \geq M ; \\ 0, & \text{если } \hat{J}(i) > T_2 \text{ или } i - i_0 < M , \end{cases} \quad (3)$$

а величина порога вычисляется по формуле:

$$T_2 = \hat{J}_0 - k_2 \sigma_2, \quad (4)$$

где  $k_2$  - коэффициент.

Таким образом, алгоритм фиксации событий в видеоканале данных видео-ЭЭГ мониторинга состоит из следующих операций.

1. Чтение кадра с номером  $i$  видеопоследовательности
2. Вычисление величины суммарного оптического потока  $J(i)$  по кадру видеопоследовательности.
3. Вычисление сглаженной величины показателя подвижности  $\hat{J}(i)$ .
4. Проверка условий (1-4). Если условие  $\hat{J}(i) \geq T_1$  или  $\hat{J}(i) \leq T_2$  выполняется, то запоминается номер текущего кадра  $i_0 = i$ . Если условие не выполняется, то переход к шагу 1.
5. Повторение шагов 1 – 3. Если выполняются условия  $\hat{J}(i) \geq T_1$  или  $\hat{J}(i) \leq T_2$  и  $i - i_0 \geq M$ , то принимается решение об обнаружении события. В обратном случае переход к шагу 1.

Следует отметить, что артефакт движения с достаточно высоким уровнем  $\hat{J}(i)$  будет фиксироваться как приступ. Поэтому для дифференциации диагностических и артефактных событий необходим синхронный анализ сигналов ЭЭГ.

### 3. Фиксация событий в сигналах ЭЭГ данных видео-ЭЭГ мониторинга

Детектирование специфических событий в сигналах ЭЭГ производится при анализе вейвлет-спектрограмм

$$S(\tau, f) = |W(\tau, f)|^2, \quad (5)$$

где  $s$  - вейвлет-спектрограмма,  $\tau$  - время,  $f$  - частота,  $w$  - вейвлет-преобразование сигнала в канале ЭЭГ, предварительно фильтрованного с помощью фильтра Баттерворта 2-го порядка с полосой пропускания от 0.5 до 22 Гц, а также режекторных фильтров кратных 25 Гц для удаления шумов и сетевой наводки. События детектируются по величине спектральной плотности мощности  $PSD_{Ridge}(S, t)$  хребтов вейвлет-спектрограммы  $s$  (5)[4]. Решающее правило для фиксации события имеет следующий вид:

$$Event_3 = \begin{cases} 1, & \text{если } PSD_{Ridge}(S, t) \geq T_3; \\ 0, & \text{если } PSD_{Ridge}(S, t) < T_3, \end{cases} \quad (6)$$

где  $Event_3$  - индикатор события,  $t$  - время,  $T_3$  - значение порога. Эпилептические приступы и артефакт жевания характеризуются достаточно высоким уровнем  $PSD_{Ridge}(S, t)$ . Поэтому для повышения точности детектирования диагностических событий требуется синхронный анализ видеоканала.

### 4. Детектирование событий при синхронном анализе данных видео-ЭЭГ мониторинга

Каждое из диагностических и артефактных событий характеризуются определенным диапазоном уровней сглаженной величины показателя подвижности  $\hat{J}(i)$  видеоканала и диапазоном уровней величине спектральной плотности мощности  $PSD_{Ridge}(S, t)$  хребтов вейвлет-спектрограммы каналов ЭЭГ. В этом случае решающие правила можно сформировать в виде следующей таблицы, построенной по значениям переменных  $Event_j$ ,  $j = 1, 2, 3$ , полученных в результате работы правил (1-4), (6) при синхронном анализе данных видео-ЭЭГ мониторинга.

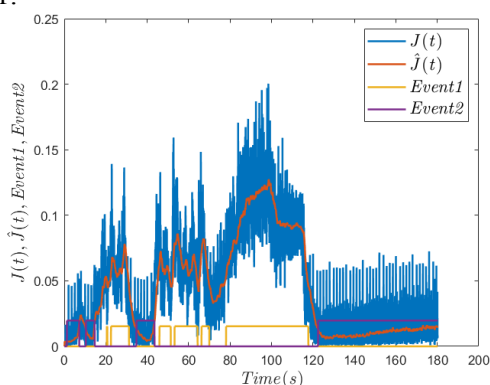
**Таблица 1.** Решающие правила для фиксации диагностических и артефактных событий при анализе данных видео-ЭЭГ мониторинга.

Событие	$Event_1$	$Event_2$	$Event_3$
Приступ	1	0	1
Приступ	0	1	1
Жевание	0	0	1
Движение	1	0	0

### 5. Эксперимент

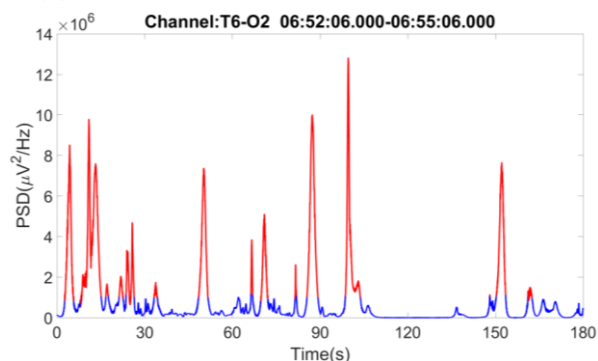
Для подтверждения эффективности разработанного алгоритма проведен вычислительный эксперимент на данных видео-ЭЭГ мониторинга, полученных в клинических условиях. Разработанный алгоритм детектирования событий реализован в среде MatLab. Для вычисления показателя подвижности  $J(i)$  в используется алгоритм Лукаса-Канаде (Lucas-Kanade) [8]. Этот алгоритм вычисления оптического потока выбран из условия наибольшего быстродействия по сравнению с другими методами. Величина сглаженного показателя подвижности  $\hat{J}(i)$  определяется с помощью дискретного варианта алгоритма фильтрации Калмана-Бьюси [9]. Значения параметров алгоритма фильтрации выбраны на тестовых видеопоследовательностях, исходя из наилучшего соотношения величин ошибки и быстродействия. Величины  $J(i)$  и  $\hat{J}(i)$  нормируются на площадь области интереса.

В эксперименте алгоритм детектирования применялся к пяти видеозаписям пациентов. В ходе эксперимента получены следующие результаты. На рисунке 1 показаны графики нормированного критерия  $J(t)$ , нормированного сглаженного критерия  $\hat{J}(t)$  и индикаторов событий  $Event1$  и  $Event2$  для фрагмента видеозаписи, на которой зафиксирован эпилептический приступ. На рисунке 2 показана проекция хребта вейвлет-спектрограммы ЭЭГ на оси время - спектральная плотность мощности, соответствующая тому же фрагменту видеозаписи. Красным цветом на графике помечены участки, на которых индикатор событий  $Event3$  принимает значение 1. Из рисунков 1 и 2 следует, что эпилептический приступ надежно фиксируется по видеозаписи и вейвлет-спектрограмме сигнала ЭЭГ по правилу, представленному в таблице 1.

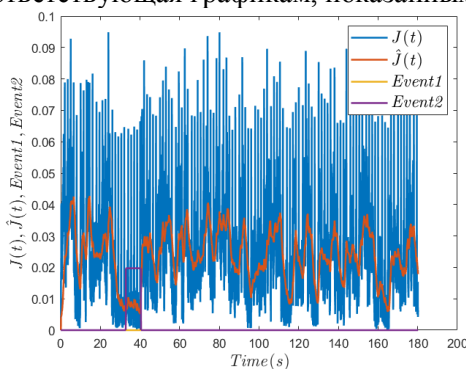


**Рисунок 1.** Иллюстрация локализации приступа по видеопоследовательности видео-ЭЭГ мониторинга: графики нормированного критерия  $J(t)$ , сглаженного нормированного критерия

$\hat{J}(t)$  и индикаторов событий  $Event1$  и  $Event2$ .

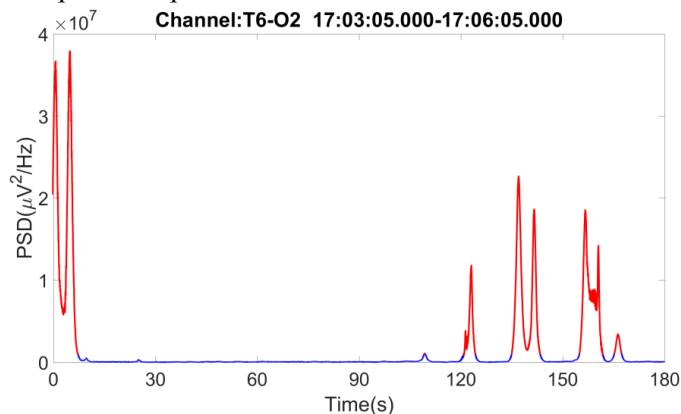


**Рисунок 2.** Проекция хребта вейвлет-спектрограммы в осях время - спектральная плотность мощности, соответствующая графикам, показанным на рисунке 1.



**Рисунок 3.** Иллюстрация локализации артефакта жевания по видеопоследовательности видео-ЭЭГ мониторинга: графики нормированного критерия  $J(t)$ , сглаженного нормированного критерия  $\hat{J}(t)$  и индикаторов событий  $Event1$  и  $Event2$ .

На рисунках 3 и 4 показаны результаты анализа видеоканала и канала Т6-О2 ЭЭГ для фрагмента видео-ЭЭГ данных, на котором зафиксирован процесс приема пищи пациентом. В видеоканале индикатор *Event1* на всем фрагменте принимает нулевое значение, а индикатор *Event2* принимает значение 1 в интервале между 32 и 40 секундой. При этом индикатор *Event3* принимает значение 1 между 0 и 8 секундой, а также на нескольких интервалах после 120 секунды. В этом случае в соответствии с таблицей 1 артефакт жевания фиксируется на интервалах, где индикатор *Event3* равен 0.



**Рисунок 4.** Проекция хребта вейвлет-спектрограммы в осях время - спектральная плотность мощности, соответствующая графикам, показанным на рисунке 3.

## 6. Выводы

В рамках разработки технологии обнаружения эпилептических приступов и дифференциации эпилептических и артефактных событий. по данным видео-ЭЭГ мониторинга предложен алгоритм автоматического обнаружения и распознавания событий. Алгоритм основан на анализе количественных характеристик видеоизображений и ЭЭГ вейвлет-спектрограмм. Анализ видеопоследовательностей ориентирован на выявлении группы кадров с высокой и низкой динамикой сцены по критерию, вычисляемому по величине оптического потока. Сформированы решающие правила для принятия решений о фиксации событий. Приведены предварительные результаты анализа реальных клинических Результаты анализа показали работоспособность предложенного алгоритма на реальных клинических данных. Дальнейшие исследования будут направлены на исследование и улучшение характеристик предложенного алгоритма.

## 7. Благодарности

Исследование выполнено при частичной поддержке РФФИ, проект № 18-29-02035.

## 8. Литература

- [1] Hirsch, L. Atlas of EEG in Critical Care / L. Hirsch, R. Brenner – John Wiley & Sons Inc., 2010.
- [2] Tzallas, A.T. Automatic seizure detection based on time-frequency analysis and artificial neural networks / A.T. Tzallas, M.G. Tsipouras, D.I. Fotiadis // Computational Intelligence and Neuroscience. – 2007. – Vol. 2007. – P. 80510.
- [3] Antsiperov, V.E. Segmentation of Quasiperiodic Patterns in EEG Recordings for Analysis of Post-Traumatic Paroxysmal Activity in Rat Brains / V.E. Antsiperov, Yu.V. Obukhov, I.G. Komol'tsev, N.V. Gulyaeva // Pattern Recognition and Image Analysis. – 2017. – Vol. 27(4). – P. 789-803.
- [4] Obukhov, K. Epileptiform Activity Detection and Classification Algorithms of Rats with Post-traumatic Epilepsy / K. Obukhov, I. Kershner, I. Komol'tsev, Y. Obukhov // Pattern Recognition and Image Analysis. – 2018. – Vol. 28(2). – P. 346-353.
- [5] Kershner, I.A. A new approach to the detection of epileptiform activity in EEG signals and methods to differentiate epileptic seizures from chewing artifacts / I.A. Kershner, M.V. Sinkin,

- Y.V. Obukhov // RENSIT. – 2019. – Vol. 11(2). – P. 237-242. DOI: 10.17725/rensit.2019.11.237.
- [6] Murashov, D. A technique for detecting diagnostic events in video channel of synchronous video and electroencephalographic monitoring data / D. Murashov, Yu. Obukhov, I. Kershner, M. Sinkin // CEUR Workshop Proceedings. – 2019. – Vol. 2391. – P. 285-292.
- [7] Murashov, D. Detecting Events in Video Sequence of Video-Eeg Monitoring / D. Murashov, Y. Obukhov, I. Kershner, M. Sinkin // Int. Arch. Photogramm. Remote Sens. Spatial Inf. Sci. – 2019. – Vol. XLII-2/W12. – P. 155-159. DOI: 10.5194/isprs-archives-XLII-2-W12-155-2019.
- [8] Lucas, B.D. An iterative image registration technique with an application to stereo vision. / B.D. Lucas, T. Kanade // Proceedings of Imaging Understanding Workshop, 1981. – P. 121-130.
- [9] Kalman, R.E. Topics in mathematical system theory / R.E. Kalman, P.L. Falb, M.A. Arbib – New York: McGraw-Hill, 1969.

## Algorithm for identifying artefact events based on the analysis of video EEG data for monitoring patients with craniocerebral injuries

D. Murashov<sup>1</sup>, Yu. Obukhov<sup>2</sup>, I. Kershner<sup>2</sup>, M. Sinkin<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Federal Research Center “Computer Science and Control” of Russian Academy of Sciences, Vavilova str. 42, Moscow, Russia, 119333

<sup>2</sup>Kotel'nikov Institute of Radio Engineering and Electronics of RAS, Mokhovaya str. 11-7, Moscow, Russia, 125009

<sup>3</sup>N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine, Bolshaya Sukharevskaya square 3, Moscow, Russia, 129090

**Abstract.** One of the problems solved by analyzing the data of long-term video EEG monitoring is the differentiation of epileptic and artifact events. For this, not only multichannel EEG signals are used, but also video data analysis, since traditional methods based on the analysis of EEG wavelet spectrograms cannot reliably distinguish an epileptic seizure from a chewing artifact. In this paper, we propose an algorithm for detecting artefact events based on a joint analysis of the level of the optical flow and the ridges of wavelet spectrograms. The preliminary results of the analysis of real clinical data are given. The results show the possibility in principle of reliable distinguishing non-epileptic events from epileptic seizures.