

Алгоритм детектирования диагностических событий в видеоканале данных видео-ЭЭГ мониторинга

Д.М. Мурашов¹, Ю.В. Обухов², И.А. Кершнер², М.В. Синкин³

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

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

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

Аннотация. В рамках разработки технологии обнаружения эпилептических приступов по данным видео-ЭЭГ мониторинга предлагается алгоритм автоматического обнаружения приступов у пациентов на основе анализа количественных характеристик мимики видеоизображений. Анализ видеопоследовательностей ориентирован на выявлении группы кадров (соответственно, временного интервала) с высокой динамикой отдельных областей по критерию, вычисляемому при обработке оптического потока. Приведены предварительные результаты анализа реальных клинических данных и определены требования к условиям видеосъемки.

1. Введение

В последнее время в клинической практике стал широко применяться видео-электроэнцефалографический (видео-ЭЭГ) мониторинг - метод длительной синхронной регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и видеоизображения. Одновременная видеозапись клинического состояния пациента и биоэлектрической активности головного мозга позволяет достоверно диагностировать эпилептические приступы и дифференцировать их с событиями неэпилептической природы. Его проводят для подтверждения эпилепсии, диагностики судорожных и бессудорожных приступов у пациентов с угнетением уровня бодрствования (в частности, в состоянии комы), находящихся в отделениях реанимации и интенсивной терапии. Видео-ЭЭГ является обязательным этапом в подготовке пациента к хирургическому лечению фармакорезистентных форм фокальной эпилепсии. Кроме этих показаний видео-ЭЭГ мониторинг используется для контроля течения заболевания и эффективности проводимой терапии.

Длительность мониторинга ЭЭГ обычно составляет 24 часа и более, а в случае использования в отделениях реанимации может длиться неделями. Визуальный анализ больших объемов данных, получаемых при длительном видео-ЭЭГ мониторинге, требует огромных затрат трудовых ресурсов и особой подготовки специалистов – клинических нейрофизиологов.

Методология анализа ЭЭГ традиционно строится на визуальном анализе кривых, с выделением безартефактных участков записи и анализом её фоновой структуры, единичных (эпилептиформных) графоэлементов и их особых паттернов, обладающих специфичностью по отношению к различным клиническим состояниям [1]. В большинстве случаев

алгоритмические возможности программного обеспечения приборов для видео-ЭЭГ ограничиваются предобработкой многоканальных сигналов ЭЭГ, указанием на вероятность артефактности записи, вычислением межканальной когерентности и источников электрической активности. Для упрощения оценки больших объемов визуальной информации, получаемой при длительной записи ЭЭГ, применяют математический анализ колебаний с графическим представлением результатов – количественную ЭЭГ (кЭЭГ) [2]. Однако метод визуального представления количественной ЭЭГ в виде трендов и гистограмм не учитывает множество артефактов, в частности жевания и движения головы пациента. При обнаружении высокоамплитудных участков на гистограмме кЭЭГ, врачу необходимо пересматривать интересующий участок записи для визуальной оценки и дифференциации эпилептического и артефактного события. Для этого используют не только электрографическую картину, но и анализ видеоизображения. В настоящее время предложено несколько способов автоматического обнаружения приступов по данным ЭЭГ [1,3,4]. Однако все они используют лишь нативную ЭЭГ без учета видеоизображения, а их точность недостаточна для широкого клинического применения. Анализ публикаций в периодической литературе и монографий в исследуемой предметной области, проведенный авторами, показал, что публикации по методам автоматической регистрации эпилептических приступов по видеопоследовательностям, полученным в ходе видео-ЭЭГ мониторинга, отсутствуют. Поэтому возникает необходимость разработки методов и алгоритмов автоматизированного детектирования диагностических событий в длительных записях видео-ЭЭГ, которые позволят повысить надежность их классификации и существенно сократить время анализа большого объема данных видео-ЭЭГ и повысить их диагностическую значимость. В данной работе предлагается алгоритм детектирования диагностических событий в видеоканале данных видео-ЭЭГ мониторинга пациентов у пациентов с угнетением уровня бодрствования (находящихся в коме).

2. Алгоритм детектирования диагностических событий в видеоканале данных видео-ЭЭГ мониторинга

При создании методов и алгоритмов автоматизированного детектирования диагностических событий в записях видео-ЭЭГ предполагается, что решение об обнаружении диагностического события принимается при выявлении события одновременно в двух каналах – ЭЭГ и видео. Это позволит исключить ложные срабатывания детектора, связанные с наличием активности в одном из каналов (например, фиксация камерой движения пациента, не связанного с судорогами, или появления медицинского персонала в кадре).

Необходимо анализировать информативные области на изображениях пациента, на которых заметны характерные мышечные сокращения. Информативные области, как правило, связаны с деталями лица человека (глаза, нос, рот). Анализ видеопоследовательностей, на которых зафиксированы приступы, показал многообразие проявлений этих приступов. Так, например, при бессудорожном приступе наблюдаются лишь довольно слабые мышечные сокращения в области рта пациента. При этом остальные мышцы лица остаются неподвижными. В другом случае наблюдаются более выраженные сокращения мышц в области рта и периодические движения головы при неподвижных мышцах в области глаз. В то же время у ряда пациентов наблюдаются интенсивные сокращения мышц на всем лице, а также возможны сокращения мышц шеи и движения головы. При отсутствии диагностических событий изображения на кадрах видеоданных достаточно статичны для исследуемой группы пациентов.

Одним из возможных путей детектирования событий по видеоканалу может быть связан с анализом динамики небольших областей, связанных с деталями лица человека (глаза, нос, рот). В литературе представлен широкий ряд методов локализации таких областей [5-11]. Следует отметить, что изображения видеопоследовательностей, полученных при видео-ЭЭГ мониторинге имеют следующие особенности.

1. Произвольный ракурс съемки лица пациента. Эта особенность исключает использование методов, основанных на свойстве симметрии лица, и методов, требующих полного фронтального изображения лица.

2. Наличие медицинского оборудования, частично закрывающего детали лица. Это обстоятельство также усложняет задачу локализации важных для диагностики областей.

3. Информативные области могут не быть привязаны к характерным точкам лица (к глазам, уголкам рта и пр.). Такими областями, например, могут быть участки шеи.

Поэтому традиционные методы локализации характерных точек и деталей лица могут оказаться неприменимыми.

Исходя из результатов анализа видеоданных видео-ЭЭГ мониторинга, предлагается детектировать диагностические события в видеоканале по величине показателя, характеризующего степень подвижности области интереса. Областью интереса будет часть кадра, включающая области лица, головы и шеи пациента (см. рисунки 1(а) и 2(а)). В качестве показателя подвижности области интереса будет использоваться суммарная величина оптического потока, вычисляемого по каждому кадру видеопоследовательности:

$$J(i) = \sum_{x=0}^{W-1} \sum_{y=0}^{H-1} \sqrt{V_x^2(x, y, i) + V_y^2(x, y, i)} + \delta(i), \quad i = 1, \dots, N \quad (1)$$

где $J(i)$ - величина показателя, вычисленная по кадру с номером i , W, H - ширина и высота кадра, $V_x(x, y, i)$ и $V_y(x, y, i)$ - величины оптического потока по направлениям осей X и Y для кадра с номером i в пикселе с координатами (x, y) , $\delta(i)$ - шум. Так как в модели (1) присутствует шумовая составляющая, то при детектировании событий нужно использовать сглаженную величину показателя подвижности $\hat{J}(i)$, которая будет получена с помощью дискретного варианта алгоритма фильтрации Калмана-Бьюси [12]. 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:

$$Event = \begin{cases} 1, & \text{если } \hat{J}(i) \geq T \text{ и } i - i_0 \geq M; \\ 0, & \text{если } \hat{J}(i) < T \text{ или } i - i_0 < M, \end{cases} \quad (2)$$

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

$$T = \hat{J}_0 + k\sigma, \quad (3)$$

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

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

1. Чтение кадра с номером i видеопоследовательности
2. Вычисление величины суммарного оптического потока по кадру видеопоследовательности (1).
3. Вычисление сглаженной величины показателя подвижности $\hat{J}(i)$.
4. Проверка условий (2), (3). Если условие $\hat{J}(i) \geq T$ 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 $\hat{J}(i) \geq T$ и $i - i_0 \geq M$, то принимается решение об обнаружении события. В обратном случае переход к шагу 1.

В следующем разделе рассматривается вычислительный эксперимент по оценке эффективности предложенного алгоритма.

3. Эксперимент

Разработанный алгоритм детектирования реализован в среде MatLab. Для вычисления $J(i)$ в (1) используется алгоритм Лукаса-Канаде (Lucas-Kanade) [13]. Величина сглаженного показателя подвижности $\hat{J}(i)$ определяется с помощью дискретного варианта алгоритма фильтрации Калмана-Бьюси [12]. Значения параметров алгоритма фильтрации выбраны на тестовых последовательностях, исходя из наилучшего соотношения величин ошибки и быстродействия.

В эксперименте алгоритм детектирования применялся к пяти видеозаписям пациентов с угнетением уровня бодрствования. На трех записях зафиксированы эпилептические припадки, в том числе на одной из них – бессудорожный. Для каждой из пяти видеопоследовательностей по фрагментам с низкой динамикой сцены были определены параметры решающего правила (2), (3). Значение числа кадров M , соответствующего наименьшей длительности фиксируемого события в условии (2), выбрано равным 75, что соответствует интервалу времени 2,5 секунды. Значение коэффициента в (3) выбрано $k = 2$. Примеры кадров, графиков критерия $J(i)$ и его сглаженного значения $\hat{J}(i)$, а также индикатора события *Event* для двух фрагментов видеопоследовательностей видео-ЭЭГ мониторинга показаны на рисунках 1 и 2. Для случая видеозаписи, результаты анализа которой показаны на рисунке 1, параметры соотношения (3) для определения величины порога T найдены равными $\hat{J}_0 = 448.3$ и $\sigma = 79.72$, а для видеозаписи бессудорожного приступа, результаты обработки которой представлены на рисунке 2, - $\hat{J}_0 = 680.52$ и $\sigma = 15.49$.

Из рисунка 1(б) видно, что на первой видеопоследовательности диагностическое событие (см. график индикатора *Event*) выявлено в интервале между кадрами $i = 121$ и $i = 1455$. На второй видеопоследовательности (смотри рисунок 2(б)) между кадрами $i = 234$ и $i = 1086$ детектирован бессудорожный эпилептический приступ, который слабо выражен, но различим на графике $\hat{J}(i)$. Из рисунков 1 и 2 следует, что диагностические события могут быть зафиксированы при помощи выбранного критерия (1) и правила (2),(3) при разных ракурсах съемки и при частичном загороживании лица пациента медицинским оборудованием.

В ходе эксперимента на трех из пяти анализировавшихся видеозаписей с помощью предложенного алгоритма выявлены периоды с высокой динамикой сцены, обусловленной приступами эпилепсии, что соответствует разметке данных мониторинга, сделанной врачами-экспертами.

4. Требования к съемке при получении видео-ЭЭГ

Требования к видеосъемке обусловлены необходимостью надежного детектирования диагностических событий. Для этого в поле зрения должны находиться только те области, которые могут обеспечить необходимый для работы детектора динамический диапазон значений используемого критерия. В поле зрения камеры не должны попасть детали сцены, порождающие сильный шумовой фон. Существенным для видеоканала является неподвижность камеры при съемке. На видеопоследовательности, снятой камерой, которую держит в руках оператор, не удастся детектировать событие из-за высокого уровня помех в оптическом потоке, обусловленных перемещением камеры и дрожанием рук. Разрешение камеры должно позволять фиксировать мимику лица, мышечные сокращения малой амплитуды.

Исходя из проведенного анализа видеоканала данных видео-ЭЭГ мониторинга, сформулированы следующие требования к параметрам видеосъемки.

1. Поле зрения видеокамеры должно охватывать голову и шею пациента.

2. Камера должна быть неподвижной.
3. Разрешение матрицы камеры должно быть не ниже HD.

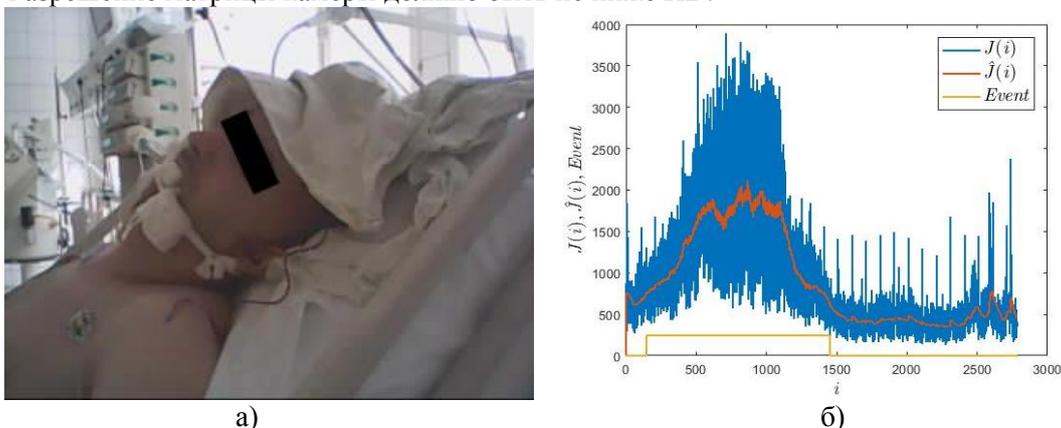


Рисунок 1. Иллюстрация локализации диагностического события по видеопоследовательности видео-ЭЭГ мониторинга: (а) кадр видеопоследовательности; (б) графики критерия $J(i)$, сглаженного критерия $\hat{J}(i)$ и индикатора события $Event$.

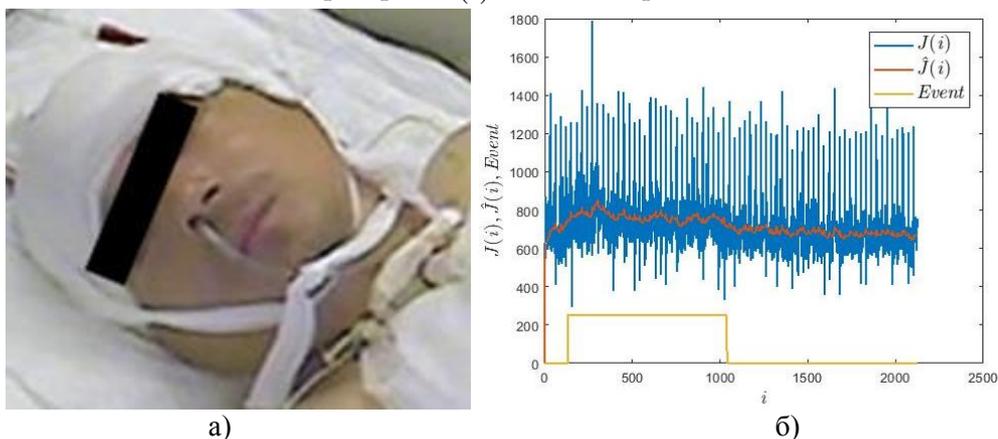


Рисунок 2. Иллюстрация локализации диагностического события по видеопоследовательности видео-ЭЭГ мониторинга (бессудорожный приступ): (а) кадр видеопоследовательности; (б) графики критерия $J(i)$, сглаженного критерия $\hat{J}(i)$ и индикатора события $Event$.

5. Выводы

В рамках разработки технологии обнаружения эпилептических приступов по данным видео-ЭЭГ мониторинга предложен алгоритм автоматического обнаружения приступов у пациентов на основе анализа количественных характеристик мимики видеоизображений. Анализ видеопоследовательностей ориентирован на выявлении группы кадров с высокой динамикой сцены по критерию, вычисляемому по величине оптического потока. Приведены предварительные результаты анализа реальных клинических данных и определены требования к условиям съемки. Результаты анализа показали работоспособность предложенного алгоритма при разных ракурсах съемки и частичном загораживании лица пациента деталями медицинской аппаратуры. Дальнейшие исследования будут направлены на разработку метода детектирования эпилептических приступов по совместному анализу синхронных ЭЭГ- и видео-каналов.

6. Литература

- [1] Hirsch, L. Atlas of EEG in Critical Care / L. Hirsch, R. Brenner. – John Wiley & Sons Inc., 2010.

- [2] Duffy, F.H. Status of quantitative EEG (QEEG) in clinical practice / F.H. Duffy, J.R. Hughes, F. Miranda // *Clin Electroencephalogr.* – 1994. – Vol. 25(4). – P. VI-XXII.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] Yow, K.C. Feature-based human face detection / K.C. Yow, R. Cipolla // *Image and Vision Computing.* – 1997. – Vol. 15(9). – P. 713-735.
- [6] Viola, P. Robust Real-Time Face Detection / P. Viola, M.J. Jones // *International Journal of Computer Vision.* – 2004. – Vol. 57(2). – P. 137-155.
- [7] Zhang, S. Facial keypoints detection using neural network. / S. Zhang, C. Meng // *Stanford Report.* – 2016. – P. 1-7.
- [8] Singh, A. Disguised face identification (DFI) with facial keypoints using spatial fusion convolutional network / A. Singh, D. Patil, G.M. Reddy, S.N. Omkar // *Computer Vision Workshop (ICCVW), IEEE International Conference on Computer Vision.* – 2017. – P. 1648-1655.
- [9] Shi, S. Facial Keypoints Detection / S. Shi // arXiv: 1710.05279 [Electronic resource]. – Access mode: [http:// arXiv.org](http://arXiv.org) (01.12.2018).
- [10] Baroffio, L. Fast keypoint detection in video sequences / L. Baroffio, M. Cesana, A. Redondi, M. Tagliasacchi // arXiv:1503.06959 [cs.CV] [Electronic resource]. – Access mode: [http:// arXiv.org](http://arXiv.org) (01.12.2018).
- [11] Araujo, G.M. Detection and Tracking of Facial Landmarks in High Definition Video Sequences / G.M. Araujo. – Ph.D. Thesis. COPPE/UFRJ, 2015. – 144 p.
- [12] Kalman, R.E. Topics in mathematical system theory / R.E. Kalman, P.L. Falb, M.A. Arbib. – New York: McGraw-Hill, 1969.
- [13] 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.

Благодарности

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

Algorithm for detecting diagnostic events in video channel of video-EEG monitoring data

D. Murashov¹, Yu. Obukhov², I. Kershner², M. Sinkin³

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

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

³N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine, Bolshaya Sukharevskaya Square 3, Moscow, Russia, 129090

Abstract. In this paper, an algorithm for automated detecting diagnostic events in video channel of video and electroencephalographic monitoring data is presented. The algorithm is based on the analysis of the quantitative features of facial expressions in images of video data. The analysis of video sequences is aimed on detecting a group of frames (and corresponding time interval) characterized by a high activity of frame regions. For detecting such frames, a criterion calculated from optical flow is proposed. The preliminary results of the analysis of real clinical data are presented. Requirements for video shooting conditions are formulated.