

ПРИМЕНЕНИЕ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

УДК 004.67,004.93'11

АЛГОРИТМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ДЕТЕКТИРОВАНИИ ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ПРИСТУПОВ В ДАННЫХ ДЛИТЕЛЬНОГО СИНХРОННОГО ВИДЕО-ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА¹

© 2021 г. И. А. Кершнер^{a, *}, Д. М. Мурашов^b, Ю. В. Обухов^a, М. В. Синкин^{c, d}

^aИнститут радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН,
ул. Моховая, 11, корп. 7, Москва, 125009, Российская Федерация

^bФедеральный исследовательский центр “Информатика и управление” РАН,
ул. Вавилова, 44, корп. 2, Москва, 119333 Российская Федерация

^cНаучно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского
Департамента здравоохранения города Москвы,
Большая Сухаревская площадь, 3, Москва, 129010 Российская Федерация

^dМосковский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова,
ул. Делегатская, 20, Москва, 129010 Российская Федерация

*E-mail: ivan_kershner@mail.ru

Поступила в редакцию 17.03.2021 г.

После доработки 29.03.2021 г.

Принята к публикации 01.06.2021 г.

Предложен новый метод сегментации данных длительного видео-электроэнцефалографического мониторинга дооперационных больных на временные интервалы, значимые при диагностике эпилепсии. Метод основан на анализе хребтов вейвлет-спектрограмм электроэнцефаллограмм и величины оптического потока видеоданных мониторинга. Показано, что предложенный метод позволяет существенно снизить трудоемкость визуального анализа данных длительного видео-электроэнцефалографического мониторинга.

DOI: 10.31857/S0033849421100090

ВВЕДЕНИЕ

Синхронный видео-энцефалографический мониторинг — метод длительной (сутки и более) синхронной регистрации многоканальной электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и видеоизображения пациента. Он считается “золотым стандартом” детектирования эпилептических приступов в присутствии артефактов неэпилептической природы (см., например, работы [1, 2] и предложения по стандартизации клинических исследований пациентов с помощью видео-ЭЭГ (<https://www.ilae.org/files/dmfile/Draft-Minimum-Standards-for-LT-Video-EEG-Monitoring.pdf>)). При анализе длительных записей ЭЭГ нейрофизиолог, просматривая видеозапись и сигналы многоканальной ЭЭГ по 15...30-секундным сегментам (эпохам), расставляет временные метки эпилептических приступов (ЭП), в которых наблюдаются характерные для ЭП изменения амплитуды и периодичности сигнала, и дифференцирует эти сег-

менты в соответствии со своими экспертными знаниями графоэлементов и с помощью просмотра видео. Такой анализ является трудоемкой работой, требующей высокой квалификации нейрофизиолога, поэтому сокращение времени анализа данных видео-ЭЭГ путем автоматизации процесса сегментации на временные интервалы, значимые при диагностике эпилепсии, с последующей дифференциацией ЭП от артефактов неэпилептической природы является в настоящее время актуальной задачей.

Существует множество методов детектирования ЭП в ЭЭГ (см., например, [3]), однако следует отметить, что они применялись для данных, не содержащих артефактов либо измеренных с помощью интракраниальных электродов на поверхности мозга, либо взятых из баз данных, предварительно очищенных от артефактов. Одна из наиболее используемых баз — Европейская база данных по эпилепсии (<http://epilepsy-database.eu/>), разработанная в рамках проекта EPILEPSIAE Европейского союза.

Предложенные ранее алгоритмы детектирования и классификации ЭП можно отличать по типу преобразования исходного ЭЭГ-сигнала, а именно: временное преобразование и частотно-

¹ Работа доложена на Четвертой Международной молодежной конференции “Информационные технологии и технологии коммуникации: современные достижения” (Астрахань, 5–8 октября 2020 г.).

временное преобразование (в основном вейвлет-преобразование). Чаще всего в системах поддержки принятия решений применяются методы, основанные на анализе графоэлементов ЭЭГ и реализованные в наиболее развитой системе поддержки принятия решений Persyst (<https://www.persyst.com/about/faqs/>). Обзор методов детектирования ЭП в предварительно очищенных от артефактов данных ЭЭГ, основанных на применении вейвлет-преобразований разного вида, приведен в работе [4], а обзор методов детектирования и удаления артефактов – в [5].

К сожалению, данные длительного видео-ЭЭГ-мониторинга, записанные с помощью электродов, расположенных на скальпе, характеризуются большим числом неэпилептических артефактов – электромиографических, движения, приборных и др. Задача детектирования ЭП в ЭЭГ осложняется тем, что в длительных записях ЭЭГ присутствуют артефакты, связанные с приборными искажениями и жизнедеятельностью человека. Поэтому помимо необходимости в автоматизированном сегментировании ЭЭГ на временные интервалы, существует потребность в разработке методов по дифференциации ЭП от артефактов неэпилептической природы.

Анализ публикаций в исследуемой области показал, что публикаций по методам автоматической регистрации эпилептических приступов по видеопоследовательностям, полученным в ходе видео-ЭЭГ-мониторинга, крайне мало. В работах [6, 7] предложен алгоритм автоматического обнаружения приступов у пациентов на основе анализа количественных характеристик 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, находящихся в коме, а второй тип событий фиксируется у пациентов с активным уровнем бодрствования и проявляется в виде замирания на несколько секунд. Однако исследование только данных видеоканала не позволяет отличить активность, обусловленную движением пациента, от активности, порожденной приступом. В работе [8] предложен алгоритм выявления событий в данных видео-ЭЭГ на основе совместного анализа уровня оптического потока и хребтов вейвлет-спектрограмм сигналов [9]. Результаты анализа реальных клинических данных показали принципиальную возможность выявлять эпилептические приступы и отличать артефакты от эпилептических приступов.

Цель данной работы создать новый метод сегментации длительных (сутки и более) синхронных записей видео-ЭЭГ дооперационных больных, основанный на анализе хребтов вейвлет-спектров ЭЭГ и величины оптического потока.

1. СПОСОБ СЕГМЕНТАЦИИ СИГНАЛОВ ЭЭГ НА СИНХРОНИЗИРОВАННЫЕ ФРАГМЕНТЫ

Сигналы ЭЭГ пациентов с эпилепсией регистрировались с частотой дискретизации 256 Гц на 19 каналах, записанных в референтном монтаже по международной системе 10–20 [10]. Пациент ведет обычный образ жизни, находясь в стационаре.

Врач анализирует сигналы, пересчитанные в соответствии с продольным биполярным монтажом. Для получения такого сигнала программно вычисляется разность амплитуд с двух каналов из референтной схемы. На этих парах отведений будет осуществляться поиск синхронизированных фрагментов.

Для сигнала ЭЭГ $x(t) = A(t)\exp(iP_x(t))$ рассчитывается вейвлет-спектрограмма $W(t, f)$ с использованием комплексной материнской функции Морле [11]:

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

которая задается следующим образом (коэффициенты F_b и F_c принимаются равными 1):

$$\psi(\eta) = \frac{\exp(2\pi i F_c \eta) \exp(-\eta^2 / F_b)}{\sqrt{\pi F_b}}. \quad (2)$$

Хребет вейвлет-спектрограммы рассчитывается в частотном диапазоне 0.5...22 Гц:

$$\begin{aligned} R(t) &= \max_{f \in [0.5; 22]} |W(t, f)|^2, \\ f_R(t) &= \arg \max_{f \in [0.5; 22]} |W(t, f)|^2, \end{aligned} \quad (3)$$

где $R(t)$ – спектральная плотность мощности (СПМ) хребта вейвлет-спектрограммы, $f_R(t)$ – частота точек хребта $R(t)$ вейвлет-спектрограммы. В приложении работы [12] было показано, что для сигнала $x(t) = A(t)\exp(iP_x(t))$ в точках хребта справедливы следующие соотношения:

$$\begin{aligned} A^2(t) &\approx |W(t, f_R)|^2, \quad P_x(t) \approx P_R(t), \\ P_R(t)' &\approx 2\pi f_R. \end{aligned} \quad (4)$$

При этом фаза хребта вейвлет-спектрограммы $P_R(t)$ должна удовлетворять условию

$$P_R(t)'' / f_R^2 \ll 1. \quad (5)$$

В рассматриваемых ниже точках хребта вейвлет-спектрограммы условие (5) соблюдается. Считая хребет частотно-модулированным сигналом, можно показать, что

$$P_R(t) = 2\pi f_R(t)t. \quad (6)$$

При анализе сигнала ЭЭГ врач-нейрофизиолог ищет временные интервалы, в которых одновременно в нескольких отведениях ЭЭГ наблюдаются признаки ЭП. Предлагается найти синхронизированные фрагменты сигнала ЭЭГ, вычисляя модуль разности частот в точках хребтов вейвлет-

Таблица 1. Гистограмма числа синхронизированных фрагментов в зависимости от длительности в 19 парах отведений ЭЭГ

Пара отведений	Длительность фрагмента, с					
	≤1	>1 ≤5	>5 ≤10	>10 ≤15	>15 ≤30	>30
FP1-F7	11011	3040	621	131	44	4
F7-T3	14188	3683	430	84	29	9
T3-T5	16376	4265	336	68	27	6
T5-O1	16632	4210	375	77	40	4
FP1-F3	14683	3413	534	90	20	1
F3-C3	20022	3784	350	43	17	2
C3-P3	18105	4140	397	41	15	1
P3-O1	17648	4047	401	63	31	1
FZ-CZ	16152	4250	362	35	18	1
CZ-PZ	16123	4223	409	54	24	2
FZ-Pz	18149	4044	329	31	16	0
FP2-F4	13659	3352	535	99	46	7
F4-C4	20161	3310	405	78	25	3
C4-P4	18419	3869	421	75	15	1
P4-O2	16960	4028	426	76	32	6
FP2-F8	12094	3024	678	130	48	3
F8-T4	16726	3385	518	88	46	5
T4-T6	19615	3946	454	67	28	3
T6-O2	17812	4190	470	76	28	3

спектрограмм для пар отведений. Если модуль разности меньше ϵ , то синхронизация $\text{Sync}_{i,j}$ есть, в противном случае – нет:

$$\text{Sync}_{i,j}(k) = \begin{cases} 1, & |f_{Ri}(k) - f_{Rj}(k)| \leq \epsilon; \\ 0, & |f_{Ri}(k) - f_{Rj}(k)| > \epsilon, \end{cases} \quad (7)$$

где f_{Ri}, f_{Rj} – частоты хребтов вейвлет спектрограмм в i - и j -отведениях ЭЭГ, k – номер точки хребта.

Пороговое значение ϵ варьировалось от 0.1 до 1 Гц, наилучшего результата при поиске ЭП удалось достичь при $\epsilon = 0.5$ Гц. Близлежащие точки, в которых выполнено условие (7), объединяются во фрагменты. В табл. 1 приведена гистограмма числа синхронизированных фрагментов в зависимости от длительности в 19 парах отведений ЭЭГ. Для каждого фрагмента вычислялись время начала и время конца синхронизации в парах отведений. Из нейрофизиологических соображений в данной работе будут рассматриваться фрагменты длительностью 10 с и более.

При эпилептических приступах синхронизация ЭЭГ наблюдается в нескольких парах отведений одновременно (в двух и более). На рис. 1 представлен пример минутного фрагмента из пятичасовой записи ЭЭГ, черным цветом показано наличие синхронизации в парах отведений ЭЭГ. Видно, что синхронизация ЭЭГ может наблюдаться не во всех каналах одновременно. Так с 25 секунды по 30-ю синхронизация наблюдается в девяти парах отведений, а после 31 секунды по 58-ю синхронизированы все пары отведений. При поиске ЭП важно, чтобы было синхронизировано больше двух пар отведений. Введем индикатор события Event_1 , который

принимает значение 1, когда синхронизировано более двух пар отведений (количество синхронизированных пар отведений обозначим L), в противном случае события нет:

$$\text{Event}_1 = \begin{cases} 1, & L \geq 2 \\ 0, & L = 1 \end{cases} \quad (8)$$

Интервалы времени, в которых зафиксирована межканальная синхронизация по частоте хребтов, могут соответствовать как эпилептическим приступам, так и артефактам жевания, сну и случайным воздействиям на электроды, порождающим артефакты неэпилептической природы.

2. ПОРОГОВЫЙ СПОСОБ СЕГМЕНТАЦИИ СИГНАЛА ЭЭГ

Помимо синхронизации в каждом отведении ЭЭГ осуществляется детектирование участков с большими значениями спектральной плотности мощности. Рассмотрим гистограмму точек хребта вейвлет-спектрограммы. В пике гистограммы содержится порядка 1.2×10^6 точек, а максимальное значение СПМ порядка 2.8×10^7 мкВ²/Гц. Построение такой гистограммы даст большой пик в области низких значений СПМ и не позволит оценить распределение точек хребта, поэтому на рис. 2 представлено “окно” гистограммы СПМ. Как видно из рисунка, количество точек хребта с малыми значениями СПМ велико и их можно интерпретировать как шум. Нужно отделить информативные точки хребта от шума.

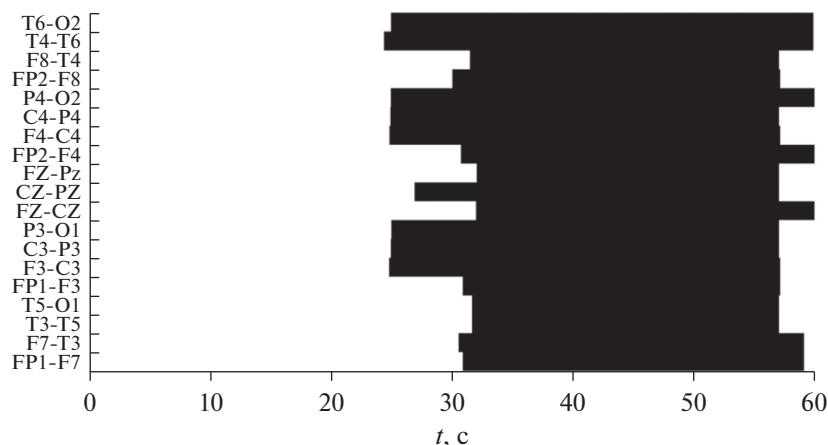


Рис. 1. Минутный фрагмент пятичасового сигнала ЭЭГ, иллюстрирующий синхронизацию различных пар отведений ЭЭГ по частоте хребта вейвлет-спектрограммы: черным показано наличие синхронизации, белым — отсутствие. По оси ординат указаны названия пар отведений, используемых врачом при анализе в дифференциальном монтаже. Электроды, расположены по международной схеме 10 × 20.

Для того чтобы отделить точки хребта вейвлет-спектрограммы, относящиеся к высокоамплитудной электрической активности от шума, требуется найти пороговое значение СПМ T_r . Значения СПМ хребта $R(t)$ вейвлет-спектрограммы и индикатор события $Event_2(t)$, определяются следующим образом:

$$R(t) = \begin{cases} R(t), & R(t) \geq T_r \\ 0, & R(t) < T_r \end{cases}, \quad (9)$$

$$Event_2(t) = \begin{cases} 1, & R(t) \geq T_r \\ 0, & R(t) < T_r \end{cases}.$$

Точки хребта $R(t)$, лежащие между ближайшими точками $R(t) = 0$, будем называть сегментами хребта. На рис. 3а представлено окно гистограммы количества сегментов хребта от значения порога СПМ T_r до значения $T_r = 5 \times 10^5$ мкВ²/Гц. При больших значениях СПМ количество сегментов стремится к нулю. Пороговое значение СПМ определяется в точке максимального значения второй производной, находящейся правее первого локального минимума второй производной. На рис. 3б пороговое значение СПМ отмечено

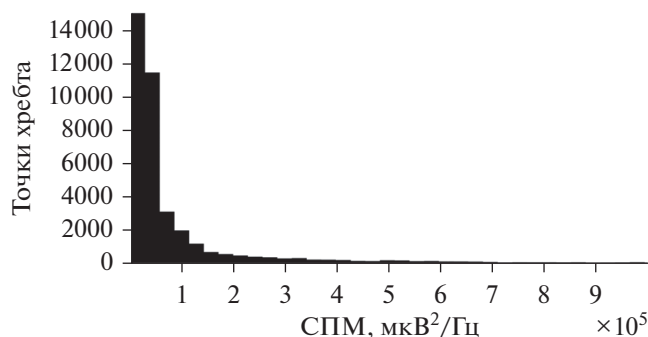


Рис. 2. Окно гистограммы СПМ хребта вейвлет-спектрограммы длительного сигнала ЭЭГ.

но черным овалом ($T_r = 1.2 \times 10^5$ мкВ²/Гц). Такой порог был выбран в связи с тем, что вторая производная слабо меняется после достижения локального максимума, что может означать устойчивый и близкий к квадратичному спад гистограммы сегментов. Для полученного порогового значения СПМ приведем пример сегментированного хребта вейвлет-спектрограммы в проекциях СПМ—время и частота—время (рис. 4а, 4б). В выбранном сегменте выполнено условие синхронизации (7).

В медицинской практике существует проблема дифференцирования ЭП от артефактов жевания. Ранее для решения данной задачи был предложен метод, основанный на анализе спектров Фурье временных срезов вейвлет-спектрограмм на частотах выше частоты хребта вейвлет-спектрограммы [13]. Было показано, что частота пика спектра Фурье среза вейвлет-спектрограммы сигнала, содержащего ЭП, имеет большее значение, чем у содержащего артефакт жевания. Также было показано, что полуширина спектра для артефакта жевания больше, чем у ЭП. Это позволяет дифференцировать ЭП и артефакты жевания.

Совместное использование двух методов, описанных выше, позволяет выделить сегменты, характерные для ЭП, и удалить из рассмотрения сегменты, характерные для артефактов жевания.

На рис. 5 представлен сегмент пятичасового сигнала ЭЭГ, в котором наблюдается ЭП. На рисунке показана разметка начала и конца ЭП, сделанная экспертом-нейрофизиологом; обозначен фрагмент, в котором была зафиксирована синхронизация в нескольких парах отведений ЭЭГ и отмечены области, найденные пороговым методом по СПМ.

На рис. 6 приведен сегмент сигнала ЭЭГ, относящийся к артефакту жевания: обозначены начало и конец жевания, найденные при помощи визуального анализа видеофрагментов на данном промежутке времени; выделен фрагмент, в кото-

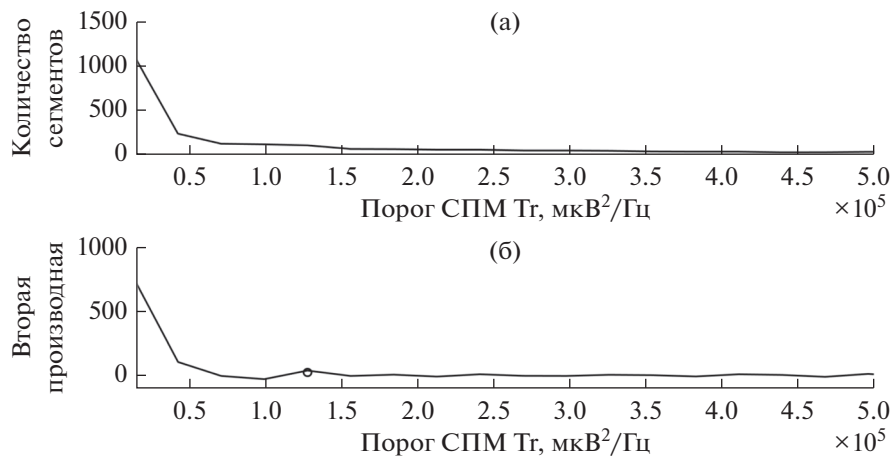


Рис. 3. Зависимость количества сегментов хребта от порогового значения СПМ T_r (а) и вторая производная (б) графика (а). Овалом на рисунке (б) выделено выбранное пороговое значение $T_r = 1.2 \times 10^5$ мкВ²/Гц.

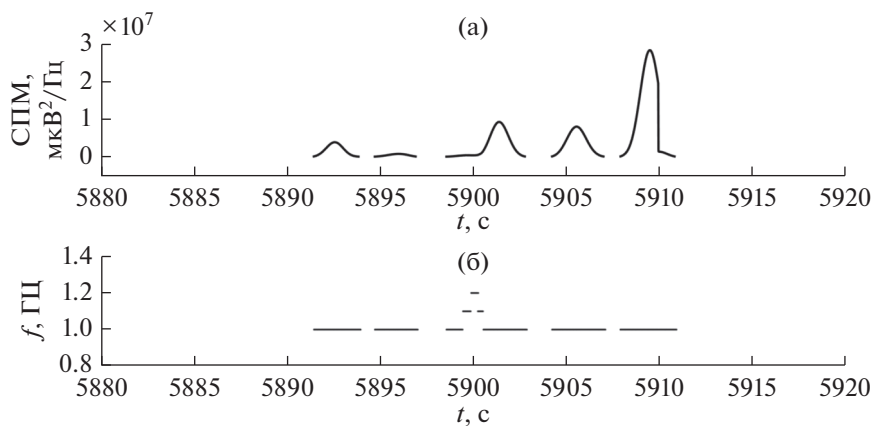


Рис. 4. Сегментированный хребет вейвлет-спектрограммы участка сигнала ЭЭГ, характерного для ЭП: а — в проекции СПМ—время; б — в проекции частота—время.

ром была зафиксирована синхронизация в нескольких парах отведений ЭЭГ. На данном участке сигнала ЭЭГ пороговым методом не было зафиксировано сегментов схожих с ЭП.

Данные рисунки иллюстрируют, что метод детектирования эпилептической активности при помощи анализа синхронизации пар отведений сигнала ЭЭГ позволяет найти продолжительные

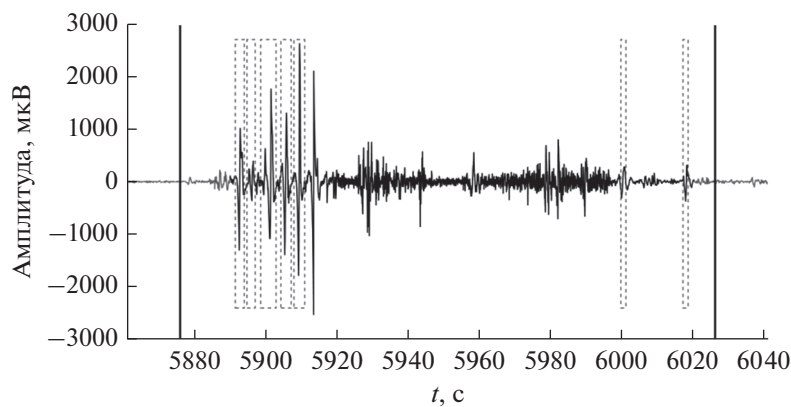


Рис. 5. Фрагмент сигнала ЭЭГ, в котором наблюдается ЭП: вертикальные линии — метки начала и конца ЭП, сделанные экспертом; серым выделен исходный сигнал; черная линия, повторяющая форму сигнала, — метка, полученная методом поиска синхронизированных пар отведений; пунктирные прямоугольники — метки, полученные пороговым способом детектирования ЭП.

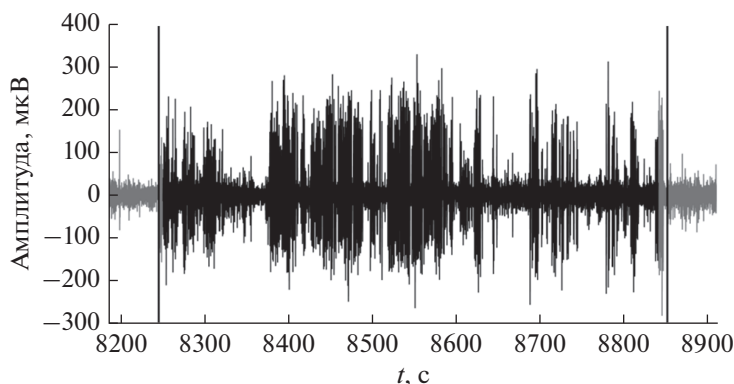


Рис. 6. Фрагмент сигнала ЭЭГ, относящийся к артефакту жевания: вертикальные линии — метки, обозначающие начало и конец жевания и поставленные по зрительному анализу видеофайла, серым тоном выделен исходный сигнал; черная линия, повторяющая форму сигнала, — метка, полученная методом поиска синхронизированных пар отведений.

участки сигнала, характерные как для ЭП, так и для жевания. Пороговый метод детектирования ЭП позволяет выделить среди найденных участков такие, которые содержат характерные для ЭП значения СПМ и позволяет убрать из рассмотрения фрагменты, соответствующие артефактам жевания, создающие трудности эксперту при визуальном анализе ЭЭГ.

3. АНАЛИЗ ВИДЕОДАНЫХ

Эпилептический приступ проявляется в виде характерных движений пациента. Рассмотрим приступы двух типов у пациентов с активным уровнем бодрствования. Первый тип проявляется в виде конвульсивных движений с достаточно большой амплитудой, а второй тип приступов (бессудорожный) проявляется в виде замирания пациента на несколько секунд. В работах [6–8] предложено детектировать диагностические события в видеоканале по величине показателя, характеризующего степень подвижности области интереса. Областью интереса является часть кадра, в которой виден пациент. В качестве показателя подвижности области интереса используется суммарная величина оптического потока, вычисляемого по каждому кадру видеопоследовательности:

$$J(n) = \sum_{x=0}^{W-1} \sum_{y=0}^{H-1} \sqrt{V_x^2(x, y, n) + V_y^2(x, y, n) + \delta(n)}, \quad (10)$$

$$n = 1, \dots, N,$$

где $J(n)$ — величина показателя, вычисленная по кадру с номером n ; W , H — ширина и высота кадра, $V_x(x, y, n)$ и $V_y(x, y, n)$ — величины оптического потока по направлениям осей x и y для кадра с номером n в пикселе с координатами (x, y) ; $\delta(n)$ — шум.

Для вычисления показателя подвижности $J(n)$ используется алгоритм Лукаса—Канаде [14]. Этот алгоритм вычисления оптического потока выбран из условия наибольшего быстродействия по сравнению с другими методами.

В модели (10) присутствует шумовая составляющая, поэтому при детектировании событий нужно использовать сглаженную величину показателя подвижности $\hat{J}(n)$, которая вычисляется с помощью дискретного варианта алгоритма фильтрации Калмана—Бьюси [15]. 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 $\hat{J}(n)$ будет превышать заданный порог на последовательности кадров длиной не меньше, чем M .

При анализе видеопоследовательностей возможна фиксация следующих событий: эпилептический приступ; движение пациента (например, изменение позы, перемещение по палате).

Каждое из диагностических событий и артефактов характеризуется определенным диапазоном уровней сглаженной величины показателя подвижности $\hat{J}(n)$. Тогда решающее правило будет иметь следующий вид:

$$\text{Event}_3 = \begin{cases} 1, & \text{если } \hat{J}(n) \geq T_1 \text{ и } n - n_0 \geq M \\ 0, & \text{если } \hat{J}(n) < T_1 \text{ или } n - n_0 < M \end{cases}, \quad (11)$$

где Event_3 — индикатор события; T_1 — порог; n_0 — номер кадра, начиная с которого выполняется неравенство $\hat{J}(n) \geq T_1$; M — длина последовательности кадров, необходимая для принятия решения о наличии диагностического события. Величина порога определяется по формуле

$$T_1 = \hat{J}_0 + k_1 \sigma_1, \quad (12)$$

где $\hat{J}_0$ вычисляется как среднее значение $\hat{J}(n)$ на фрагменте видеопоследовательности с низкой динамикой сцены, σ_1 — среднеквадратическое отклонение величины $\hat{J}(n)$, k_1 — коэффициент.

У активных пациентов детектируемые события другого типа проявляются в виде замирания на несколько секунд. В этом случае предлагается

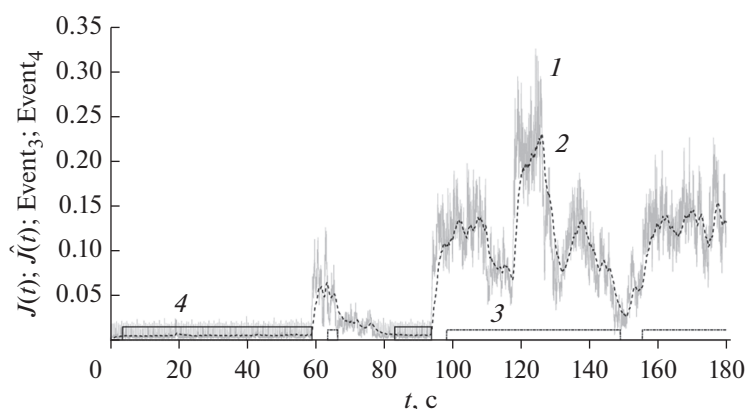


Рис. 7. Иллюстрация локализации приступа по видеопоследовательности видео-ЭЭГ-мониторинга: 1 – график нормированного критерия $J(t)$, 2 – график сглаженного нормированного критерия $\hat{J}(t)$ (здесь $t = nF_{\text{rate}}$, где t – время, а F_{rate} – частота кадров видеозаписи); 3 и 4 – графики индикаторов событий Event_3 и Event_4 .

фиксировать события также по значению показателя подвижности. В отличие от рассмотренного выше случая появление события соответствует минимуму показателя подвижности. Решающее правило имеет следующий вид:

$$\text{Event}_4 = \begin{cases} 1, & \text{если } \hat{J}(n) \leq T_2 \text{ и } n - n_0 \geq M \\ 0, & \text{если } \hat{J}(n) > T_2 \text{ или } n - n_0 < M \end{cases}, \quad (13)$$

а величина порога вычисляется по формуле

$$T_2 = \hat{J}_0 + k_2 \sigma_2, \quad (14)$$

где k_2 – коэффициент.

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

1. Чтение кадра с номером n видеопоследовательности.

2. Вычисление величины показателя подвижности $J(n)$.

3. Вычисление сглаженной величины показателя подвижности $\hat{J}(n)$.

4. Проверка условий (11)–(14). Если условие $\hat{J}(n) \geq T_1$ или $\hat{J}(n) \leq T_2$ выполняется, то запоминается номер текущего кадра $n_0 = n$. Если условия не выполняются, то переход к шагу 1.

5. Повторение шагов 1–3. Если выполняются условия $\hat{J}(n) \geq T_1$ или $\hat{J}(n) \leq T_2$ и $n - n_0 \geq M$, то принимается решение об обнаружении события. В противном случае переход к шагу 1.

Работа алгоритма фиксации событий в видеоканале данных видео-ЭЭГ-мониторинга представлена на рис. 7: показаны графики нормированного $J(t)$ критерия (здесь $t = nF_{\text{rate}}$, где t – время, а F_{rate} – частота кадров видеозаписи), нормированного сглаженного критерия $\hat{J}(t)$ и индикаторов событий Event_3 , Event_4 для фрагмента видеозаписи, на которой зафиксирован эпилептический приступ.

Следует отметить, что артефакт движения с достаточно высоким уровнем $\hat{J}(n)$ и состояние

покоя (сна) с очень низким уровнем $\hat{J}(n)$ будут фиксироваться как приступ. Поэтому для дифференциации диагностических событий и артефактов необходим анализ как видеопоследовательности, так и сигналов ЭЭГ.

Каждое из диагностических событий и артефактов характеризуется определенным диапазоном уровней сглаженной величины показателя подвижности $\hat{J}(t)$ видеоканала и диапазоном уровней величины спектральной плотности мощности СПМ_{Ridge}(S, t) хребтов вейвлет-спектрограммы каналов ЭЭГ и наличием или отсутствием синхронизации по частоте хребтов вейвлет-спектрограмм сигналов ЭЭГ. В этом случае решающие правила можно сформировать в виде таблицы, построенной по значениям переменных $\text{Event}_j, j = 1, 2, 3, 4$, полученных по формулам (8), (9), (11), (13) в результате синхронного анализа данных видео-ЭЭГ-мониторинга (табл. 2).

5. ОБРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

Рассмотрим данные пятичасовой записи ЭЭГ и синхронной видеозаписи, полученные в клинических условиях. Из данных с использованием условия (9) выделено 22 фрагмента с высокими значениями СПМ хребтов вейвлет-спектрограммы сигналов ЭЭГ (Event_2). Для 16 из 22 выделенных фрагментов выполнено условие синхронизации по частоте хребтов (Event_1) (8). Совместное появление событий Event_2 и Event_3 (большие значения спектральной плотности мощности хребтов и высокая динамика сцены, см. условия (9) и (11)) выявлено в девяти фрагментах, а Event_2 и Event_4 (высокие значения СПМ хребтов и низкая динамика сцены, см. условия (9) и (13)) – в четырех фрагментах. Одновременно большое значение СПМ хребтов (Event_2), синхронизация по частоте хребтов сигналов ЭЭГ (Event_1) и высокая динамика сцены (Event_3) зафик-

Таблица 2. Индикаторы диагностических событий и артефактов при анализе данных видео-ЭЭГ-мониторинга

Тип события	Event ₁ (8)	Event ₂ (9)	Event ₃ (11)	Event ₄ (13)
Приступ	1	1	1	0
Приступ (бессудорожный)	1	1	0	1
Жевание	1	0	0	0
Движение	0	0	1	0
Сон	1	0	0	1

сированы в шести фрагментах, а события Event₁, Event₂ и Event₄ одновременно детектированы в четырех фрагментах. Из 10 фрагментов, выявленных согласно решающим правилам (см. табл. 2) как эпилептические приступы, только три соответствуют реальным эпилептическим приступам, остальные семь выделены из-за артефактов в сигналах ЭЭГ, обусловленных случайным воздействием на электроды. Суммарная длительность фрагментов, которые, возможно, содержат ЭП и должны быть верифицированы экспертами, составила 207 с.

Таким образом, результаты эксперимента показали, что разработанный метод сегментации и дифференциации событий позволил существенно (с 5 ч до 4 мин) сократить количество участков данных длительного видео-ЭЭГ-мониторинга для проведения визуального анализа экспертами, что существенно уменьшает время поиска ЭП.

Алгоритм детектирования событий, основанный на совместном анализе условий (9), (11) и (9), (13) был предложен ранее в работе [8]. Алгоритм, комбинирующий условия (8), (9), (11) и (8), (9), (13), и решающие правила, предложенные в данной работе, позволили сократить количество выявленных событий, которые должны верифицироваться экспертами для принятия диагностического решения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложен метод сегментации данных длительного видео-ЭЭГ-мониторинга пациентов с эпилепсией. Метод реализован в виде комбинации следующих алгоритмов: (а) алгоритма нахождения синхронизированных по частоте хребта временных интервалов; (б) алгоритма анализа спектральной плотности мощности хребтов вейвлет-спектрограмм ЭЭГ на основе порогового метода; (в) алгоритма детектирования событий в видеоданных.

Тестирование метода на клинических данных показало, что продолжительность фрагментов данных видео-ЭЭГ мониторинга для проведения визуального анализа экспертами сократилась почти в 100 раз, что существенно снижает трудоемкость поиска эпилептических событий.

Учет эффекта синхронизации сигналов ЭЭГ по частоте хребта и изменение выбора порогового значения по СПМ в предложенном методе обусловило улучшение решающих правил, что позволило сократить количество фрагментов и, соответственно, время просмотра данных длительного видео-

ЭЭГ-мониторинга врачами-экспертами по сравнению с ранее предложенным алгоритмом [8].

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Исследование было одобрено Межвузовским комитетом по этике (протокол 04-18 от 20.04.2020).

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена в рамках государственного задания и при частичной финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект № 18-29-02035).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Eddy C.M., Cavanna A.E. // *Epilepsy & Behavior*. 2014. V. 30. P. 24.
2. Крылов В.В., Гехт А.Б., Трифонов И.С. и др. // Журн. неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. Спецвыпуски. 2016. Т. 116. № 9. С. 13.
3. Alotaiby T.N., Alshebeili S.A., Alshawi T. et al. // *EURASIP J. Advances in Signal Processing*. 2014. V. 2014. № 1. P. 1.
4. Faust O., Acharya R.U., Adeli H., Adeli A. // *Seizure*. 2015. V. 26. P. 56.
5. Islam M.K., Rastegarnia A., Yang Z. // *Clinical Neurophysiology*. 2016. V. 46. № 4–5. P. 287.
6. Murashov D., Obukhov Yu., Kershner I., Sinkin M. // *CEUR Workshop Proc*. 2019. V. 2391. P. 285.
7. Murashov D., Obukhov Y., Kershner I., Sinkin M. // *Int. Arch. Photogramm. Remote Sens. Spatial Inf. Sci*. 2019. V. XLII-2/W12. P. 155.
8. Мурашов Д.М. // Сборник трудов VI Междунар. конф. и молодежной школы. Самара 26–29 мая 2020. Самара, 2020. Т. 2. С. 554.
9. Guillemain P., Kronland-Martinet R. // *Proc. IEEE*. 1996. V. 84. № 4. P. 561.
10. Homan R.W., Herman J., Purdy P. // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1987. V. 66. № 4. P. 376.
11. Mallat S. *A Wavelet Tour of Signal Processing*. L.: Acad. Press, 1999.
12. Толмачева Р.А., Обухов Ю.В., Полупанов А.Ф., Жаворонкова Л.А. // *Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии*. 2018. С. 225.
13. Kershner I.A., Sinkin M.V., Obukhov Y.V. // *RENSIT*. 2019. V. 11. P. 237.
14. Lucas B.D., Kanade T. // *Proc. of Imaging Understanding Workshop*. Washington. Apr. 23, 1981. Washington: DTIC, 1981 P. 121.
15. Kalman R.E., Falb P.L., Arbib M.A. *Topics in Mathematical System Theory*. N.Y.: McGraw-Hill, 1969.