

DOI: <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2022.10.11>

УДК: 621.391:004.93:6

НОВЫЙ ПОДХОД К АВТОМАТИЗИРОВАННОМУ ОБНАРУЖЕНИЮ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ОТСРОЧЕННОЙ ИШЕМИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА ПОСЛЕ СУБАРАХНОИДАЛЬНОГО КРОВОИЗЛИЯНИЯ В ДАННЫХ ДЛИТЕЛЬНОГО ЭЭГ МОНИТОРИНГА

Ю.В. Обухов¹, И.А. Кершнер¹, М.В. Синкин²

¹ ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН

125009, Москва, ул. Моховая 11, корп. 7

² НИИ скорой помощи им. Н.В. Склифосовского
129010, Москва, Большая Сухаревская площадь, д.3

Статья поступила в редакцию 31 октября 2022 г.

Аннотация. Предложен и описан новый подход к автоматическому детектированию показателей отсроченной ишемии головного мозга после субарахноидального кровоизлияния в данных длительного электроэнцефалографического мониторинга пациентов. Он основан на анализе хребтов вейвлет-спектрограмм, в которых квадрат амплитуды, частота и фаза сигнала равны спектральной плотности мощности, частоте и фазе хребта соответственно. Приведены основные формулы, обосновывающие этот подход. Представлены иллюстрации применения в анализе динамики хребтов вейвлет-спектрограмм Морле электроэнцефалограмм в префронтальных отведениях первый день после субарахноидального кровоизлияния до развития отсроченной ишемии и на седьмой день, когда у пациента наблюдался острый период отсроченной ишемии. Одним из показателей отсроченной ишемии, имеющий прогностическое значение ее развития, является количество событий эпилептиформной активности за единицу времени (как правило, за час). Предложен и описан новый способ обнаружения эпилептиформной активности,

основанный на детектировании межканальной синхронизации хребтов вейвлет-спектрограмм.

Ключевые слова: электроэнцефалографический мониторинг, показатели отсроченной ишемии, хребет вейвлет спектра, межканальная синхронизация.

Финансирование: Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-69-00102, <https://rscf.ru/project/22-69-00102/>

Автор для переписки: Ю.В. Обухов, yuvobukhov@mail.ru

Введение

В 2019 году в мире было зарегистрировано 12,2 миллиона случаев инсульта и 6,55 миллионов смертей от инсульта. В глобальном масштабе инсульт оставался второй по значимости после инфаркта сердца причиной смерти (11,6% от общего числа смертей). С 1990 по 2019 год абсолютное число инсультов увеличилось на 70%, смертность от инсульта увеличилась на 43%. Среди людей моложе 70 лет показатели заболеваемости увеличились на 15%. Ишемический инсульт составил 62,4% всех инсультов в 2019 году (7,63 млн), внутримозговое кровоизлияние составило 27% (3,41 млн), субарахноидальное кровоизлияние (САК) составило 9,7% (1,18 млн) [1].

Отсроченная ишемия головного мозга обычно возникает через 4–14 дней после начала нетравматического или травматического кровоизлияния в субарахноидальное пространство головного мозга. Задачами консервативного лечения больных с САК являются стабилизация состояния больного, профилактика рецидива САК, профилактика и лечение сосудистого спазма и отсроченной ишемии мозга. Интенсивное лечение проводят в условиях мониторинга основных показателей, характеризующих состояние цереброваскулярной системы и жизненно важных функций. После поступления больного с подозрением на нетравматическое или травматическое САК в отделение реанимации нейрохирургического стационара, проводят детальный неврологический осмотр, оценку тяжести состояния, КТ- и магнитно-резонансные (МРТ) исследования, транскраниальную и экстракраниальную

доплерографию (ТДК) для оценки выраженности ангиоспазма, электроэнцефалографию для оценки выраженности изменений биоэлектрической активности головного мозга.

Клинический неврологический осмотр является «золотым стандартом» диагностики отсроченной ишемии головного мозга, однако он требует хорошего речевого контакта с пациентом, что невозможно в случае тяжелого течения САК, сопровождающегося угнетением бодрствования до комы. Методы нейровизуализации, к которым относят КТ и МРТ остаются «золотым стандартом» инструментальной диагностики отсроченной ишемии, но их главным недостатком является необходимость транспортировки пациента к томографу, что делает невозможным их использование в мониторинговом режиме.

Электроэнцефалография (ЭЭГ) регистрирует биоэлектрическую активность головного мозга, поэтому любое изменение его функционального состояния немедленно отражается на показателях кривых. Изменения на ЭЭГ прямо связаны с показателями объемного кровотока [2]. Признаки (показатели) ишемии головного мозга проявляются на ЭЭГ в реальном времени, что делает этот метод незаменимым для интраоперационного мониторинга во время операций на брахиоцефальных артериях и в отделении реанимации, и интенсивной терапии для ранней диагностики отсроченной ишемии мозга после САК. В случае, если повреждение головного мозга вследствие кровоизлияния привело к угнетению бодрствования до комы и клинический неврологический осмотр затруднен, а КТ требуют транспортировки пациента к аппарату, непрерывный ЭЭГ мониторинг становится основным способом диагностики и прогнозирования развития отсроченной ишемии мозга. Альтернативным подходом является мониторинг ТКД. Этот метод позволяет точно диагностировать вазоспазм, однако сам факт сужения сосуда не всегда приводит к ишемии мозга, а техническая особенность ультразвукового измерения скорости кровотока позволяет определять его лишь в одной небольшой не

превышающей несколько миллиметров точке, в то время как спазм может быть локализован в другом месте.

Единственным методом, с помощью которого в отделении реанимации можно осуществить непрерывный круглосуточный мониторинг функционального состояния головного мозга пациента с САК с целью диагностики и прогнозирования развития отсроченной ишемии мозга, является ЭЭГ мониторинг. В сочетании с периодическими исследованиями методами нейровизуализации, он позволяет осуществлять раннее выявление и прогнозирование развития отсроченной ишемии, что дает возможность начать интенсивное лечение и купировать ее развитие. В принципе длительное мониторирувание ЭЭГ в реальном времени проявления показателей позволяет диагностировать и прогнозировать развитие отсроченной ишемии и оценивать ее динамику еще до того, как разовьется его инфаркт, а в дальнейшем оценивать восстановление мозговой перфузии даже до клинического улучшения [3-5].

Существующие системы ЭЭГ мониторинга обеспечивают в реальном времени запись в дисковую память ЭЭГ в присутствии приборных артефактов и артефактов жизнедеятельности пациента и одновременно выводят на монитор многоканальные ЭЭГ для визуального наблюдения и анализа врачом. Для выделения интервалов времени с артефактами, обусловленными жизнедеятельностью пациента и обслуживанием его медперсоналом, целесообразно анализировать синхронные с ЭЭГ записи видео.

Обычно анализ результатов продолжительного видео-ЭЭГ мониторинга проводится ретроспективно в режиме офлайн путем просмотра многоканальных ЭЭГ и фрагментов видео. Методология анализа ЭЭГ отсроченной ишемии традиционно строится на визуальном анализе кривых, с выделением безартефактных участков записи и анализом её фоновой структуры, единичных особых графических паттернов, спектральной энергии в некотором интервале времени (как правило, 1 час) в различных частотных диапазонах альфа (8–13 Гц) бета (14–40 Гц), тета (4–8 Гц), дельта (0,5–3 Гц), и их отношение в диапазонах дельта/альфа и (дельта + тета)/(альфа + бета), обладающих специфичностью по

отношению к различным клиническим состояниям. Этот анализ является чрезвычайно трудоемкой и время-затратной работой нейрофизиологов высокой квалификации и, кроме того, объективность такой диагностики существенно варьируется между отдельными специалистами. Учитывая необходимую 10–14-дневную продолжительность мониторинга у пациентов с САК использование общепринятого анализа графической ЭЭГ в режиме офлайн практически невозможно и не позволяет оперативно принимать врачебные решения при неблагоприятном развитии отсроченной ишемии.

Поэтому для широкого использования количественной ЭЭГ (кЭЭГ) необходимо разработать автоматизированную систему обнаружения показателей отсроченной ишемии в результате субарахноидального кровоизлияния, которая позволяет детектировать, классифицировать и прогнозировать показатели отсроченной ишемии в реальном времени их проявления [4]. Кроме того, из-за артефактов жизнедеятельности пациента и его обслуживания медицинским персоналом автоматизированный расчет диагностических показателей ЭЭГ без априорного выбора сегментов данных без артефактов или ручного обзора обученными нейрофизиологами является нерешенной задачей автоматических алгоритмов обнаружения отсроченной ишемии.

Многочисленные исследования позволили выделить ЭЭГ паттерны, которые в литературе иногда называют «злокачественные», поскольку они характерны для неблагоприятного прогноза [3-5]. К ним относят подавление амплитуды фоновой активности ниже 10 мкВ, нарушение непрерывности колебаний кривой ЭЭГ, иногда с развитием графического паттерна «вспышка-подавление», регистрацию генерализованных периодических разрядов с одинаковым меж разрядным интервалом и мономорфными графическими паттернами и др. Основными диагностическими и прогностическими показателями отсроченной ишемии при мониторинге ЭЭГ являются (1) фокальное и региональное замедление, снижение индекса и прекращение быстрой активности; (2) уменьшение вариабельности усредненной по диапазону

частот и по отведениям ЭЭГ отдельно в левом и правом полушарии мощности альфа ритма; (3) снижение отношения усредненной мощности ритмов альфа/дельта; (4) эпилептиформные графические паттерны, включая спорадические эпилептиформные разряды, латерализованную ритмичную дельта активность, латерализованные периодические разряды или генерализованные периодические разряды. Латерализованные периодические разряды – это острые колебания, такие как спайки и острые волны, которые возникают более или менее периодически классификация ЭЭГ по Luders, (http://eeg-online.ru/cl_eeghome.htm). Недавние исследования эпилептиформных аномалий продемонстрировали их диагностический и прогностический потенциал [4,5].

В работе [6] были опубликованы результаты ретроспективного исследования значений почасового количества эпилептиформных разрядов, определяемых визуально, для прогноза развития отсроченной ишемии после САК. С помощью визуального офлайн-анализа графических паттернов ЭЭГ с применением системы поддержки анализа ЭЭГ Persyst [<https://www.persyst.com/>] было обнаружено, что у многих пациентов с САК почасовое количество эпилептиформных разрядов в час увеличивается в течение первых 3–10 дней после кровоизлияния в мозг – основной период риска для отсроченной ишемии. У пациентов с развивающейся отсроченной ишемией почасовая эпилептиформность в течение 3,5–6 дней значительно выше после САК по сравнению с теми, у кого ишемия не развивается (площадь под ROC-кривой $AUC=0,72$).

Наконец, отдельные тенденции динамики эпилептиформных разрядов с течением времени, оцениваемые с помощью группового анализа траектории почасовой нагрузки, также помогают стратифицировать риск отсроченной ишемии. Аналогичные результаты были получены в исследованиях крыс с фармакологическим провоцированием инсульта легкой, умеренной и тяжелой степени [7]. Максимальная AUC в течение 5 дней после САК составляет 0,61, а в течение 10 дней – 0,68. Эти результаты показали, что почасовое количество эпилептиформных разрядов является полезным параметром для выявления лиц

с более высоким риском развития отсроченной ишемии головного мозга после САК.

Целью исследования [8] была оценка автоматизированных реализаций обнаружения отсроченной ишемии на основе кЭЭГ методов, используемых в классических ретроспективных исследованиях. Автоматизированная реализация классического трендового метода на основе показателя (3) показала чувствительность 80% и специфичность 27%, что существенно хуже по сравнению со значениями 100% и 76% соответственно, достигнутых в классических исследованиях с использованием аналогичных методов в ручном режиме. Автоматизированная реализация классического метода трендов на основе показателя (2) дала значения чувствительности 65% и специфичности 43% по сравнению со значениями 100% и 46% соответственно с использованием ручного анализа.

В обзоре работ 2022 г. [4] обсуждается полезность количественных параметров ЭЭГ для выявления отсроченной церебральной ишемии (DCI) после субарахноидального кровоизлияния в контексте сложной патофизиологии отсроченной церебральной ишемии и ограничений современных диагностических методов. Эти исследования выполнялись нейрофизиологами ретроспективно «вручную» с помощью анализа диагностических показателей в режиме офлайн с применением, как правило, системы поддержки анализа ЭЭГ Persyst [<https://www.persyst.com>]. В результате анализа был сделан вывод о том, что будущие работы должны подтвердить эти параметры в более крупных популяциях, чему будет способствовать разработка алгоритмов автоматического обнаружения отсроченной церебральной ишемии.

В настоящей статье описан новый подход к разработке алгоритмов автоматического обнаружения отсроченной ишемии головного мозга в результате нетравматического или травматического кровоизлияния в субарахноидальное пространство головного мозга. Он основан на анализе хребтов спектров вейвлет-преобразований и оконных преобразований Фурье, в которых при некоторых ограничениях спектральная плотность мощности,

частота и фаза равны с некоторой точностью квадрату амплитуды, частоте и фазе сигнала ЭЭГ соответственно [9-11].

1. Хребты вейвлет-спектров в анализе ЭЭГ

Мы рассматриваем ЭЭГ как аналитический сигнал с изменяющейся во времени амплитудой и фазой [9]:

$$S(t) = A_S(t) \exp(i\Phi_S(t)), \quad (1)$$

где $A_S(t)$ – амплитуда, а $\Phi_S(t)$ – фаза сигнала.

Непрерывное вейвлет-преобразование сигнала $S(t)$ представлено в виде:

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} S(t) \psi_{a,b}^*(t) dt, \quad (2)$$

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (3)$$

где $a \neq 0$ и b вещественные числа, определяющие масштаб и сдвиг. Мы используем материнский вейвлет Морле, которая в программном обеспечении Matlab:

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{\pi f_b}} \exp(-t^2 / f_b) \exp(2\pi i f_c t), \quad (4)$$

где f_b — положительное значение, связанное с дисперсией гауссовской функции, и f_c — положительное значение, соответствующее центральной частоте.

Вейвлет-преобразование Морле можно представить следующим образом:

$$W(a, b) = M(a, b) \exp(i\Phi(a, b)), \quad (5)$$

$M(a, b)$ – абсолютное значение вейвлет-преобразования, а $\Phi(a, b)$ – фаза $WT(a, b)$ (2).

Подставляя выражения (3) и (4) в формулу (2), получаем:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a\pi f_b}} \int_{-\infty}^{\infty} A(t) \exp\left(-\frac{(t-b)^2}{a^2 f_b}\right) \exp\left(i\left(\Phi_S(t) - 2\pi f_c \frac{t-b}{a}\right)\right) dt. \quad (6)$$

Обычно в MATLAB $f_b = f_c = 1$.

Интеграл (6) приблизительно вычисляется методом стационарной фазы. Метод стационарной фазы применим, когда амплитуда $A(t)$ сигнала относительно медленно изменяется по сравнению с быстрыми изменениями сигнала, связанными с быстрыми изменениями фазы, асимптотические свойства удовлетворяются в отношении оконной $\psi(t)$ в предположении, что выполняются следующие условия [7, 8]:

$$\left| \frac{d\Phi_s(t)}{dt} \right| \gg \left| \frac{1}{A_s(t)} \frac{dA_s(t)}{dt} \right|, \left| \frac{1}{A_s(t)} \frac{dA_s(t)}{dt} \right| \ll \left| \frac{1}{|\psi(t)|} \frac{d\psi(t)}{dt} \right|. \quad (7)$$

Связь между фазой из выражения (5) и фазой из выражения (6) дается следующим образом:

$$\Phi(t) = \Phi_s(t) - 2\pi f_c \left(\frac{t-b}{a} \right). \quad (8)$$

Для стационарной фазы $\Phi(t)$ мы имеем:

$$\frac{d\Phi(t)}{d(t)} = \Phi'_s(t) - \frac{2\pi f_c}{a}, \quad (9)$$

Такое условие выполняется при $t=t(a)$. Чтобы оценить интеграл из формулы (6), разлагая фазу $\Phi(t)$ в ряд Тэйлора до многочлена второй степени окрестности точки $t = t(a)$ до второго порядка $(t-t(a))^2$:

$$\Phi(t) \approx \Phi_s(t(a)) - 2\pi f_c \left(\frac{t(a)-b}{a} \right) + \frac{1}{2} \Phi''_s(t(a)) (t-t(a))^2 \quad (10)$$

Ниже мы используем обозначение $\Phi_s \equiv \Phi_s(t(a))$, и $\Phi_s'' \equiv \Phi''_s(t(a))$.

Заменив формулу (10) на формулу (6), получаем приблизительное значение фазы и абсолютное значение вейвлет-преобразования [8]:

$$\Phi(a, b) \approx \Phi_s - 2\pi f_c \left(\frac{t(a)-b}{a} \right) + \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{a^2 f_b \Phi''_s}{2} \right) + \frac{2(t(a)-b)^2 \Phi''_s}{4 + a^4 f_b^2 (\Phi''_s)^2} \quad (11)$$

$$M(a, b) \approx A_s(t(a)) \left(1 + \frac{a^4 f_b^2}{4} (\Phi''_s t(a))^2 \right)^{-\frac{1}{4}} \exp \left(-\frac{(t(a)-b)^2 a^2 f_b (\Phi''_s)^2}{4 + a^4 f_b^2 (\Phi''_s)^2} \right) \quad (12)$$

Выражение (12) показывает, что максимум абсолютного значения вейвлет-

преобразования достигается при $b=t(a)$. Мгновенная частота в точке хребта в момент времени $t = t(a)$ вычисляется с помощью выражения (9):

$$f_r(t(a)) = 2\pi \frac{f_c}{a}, \quad (13)$$

В этом случае максимальное значение WT (хребта) сигнала задается формулой:

$$\max_a |W(a,b)| \approx A_s(t(a)) \left(1 + \frac{a^4 f_b^2}{4} (\Phi_s'' t(a))^2\right)^{-1/4}, \quad (14)$$

и фаза аппроксимируется точкой хребта как:

$$\Phi(a,b) \approx \Phi_s + \frac{1}{2} \operatorname{arctg}\left(\frac{a^2 f_b}{2} \Phi_s''\right), \quad (15)$$

Соотношение между частотой спектра Фурье и масштабом a вейвлет-преобразования дано следующим образом [12] и, полагая для интересующих нас случаев отсроченной ишемии ритмы дельта 0,5–3 Гц, тета 4–8 Гц, альфа 8–13 Гц, бета 14–40 Гц, при которых $4(\pi f_0)^2 \gg 2$, имеем:

$$f = \frac{f_0}{2a} + \frac{\sqrt{2 + 4(\pi f_0)^2}}{4\pi a} \cong \frac{f_0}{a} = \frac{1}{a}, \quad (16)$$

где f_0 — центральная частота вейвлета.

В результате, для точек хребта $f_r(t)$ с точностью до членов 2-го порядка малости, имеем:

$$W_r(t) = \max_f (|W(f,t)|), f_r(t) = \operatorname{argmax}_f |W(f,t)|$$

$$\Phi_s \cong \Phi_r(f_r, t) = \operatorname{arctg}\left(\frac{\operatorname{Im}(W(t, f_r))}{\operatorname{Re}(W(t, f_r))}\right), \quad (17)$$

при условии:

$$\frac{\Phi_s''}{2f_r^2} = \frac{f_r'}{2f_r^2} \ll 1 \quad (18)$$

и из [8, 9] в точках хребта:

$$2\pi f_r(t) = d\Phi_s(t)/dt. \quad (19)$$

Таким образом, анализ хребтов спектрограмм вейвлет-преобразований и оконных преобразований Фурье позволяет анализировать динамику ЭЭГ – ее амплитуды, спектра и межканальной синхронизации. Условием для определения последней целесообразно определить как:

$$|f_{r1}(t) - f_{r2}(t)| < \varepsilon, \quad (20)$$

где $f_{r1}(t), f_{r2}(t)$ – частоты в точках хребтов в двух каналах, ε – параметр малости. Частотную синхронизацию целесообразно использовать вместо фазовой поскольку при длительном мониторинге набег фазы набирает значительно большие ошибки из-за ошибок в ее вычислении в отличие от частоты.

2. Примеры обработки ЭЭГ пациента с отложенной ишемией

Для удобства понимания последующих иллюстраций приведем международную схему расположения электродов ЭЭГ 10–20% на скальпе при исследованиях ЭЭГ, называемых также отведениями ЭЭГ:

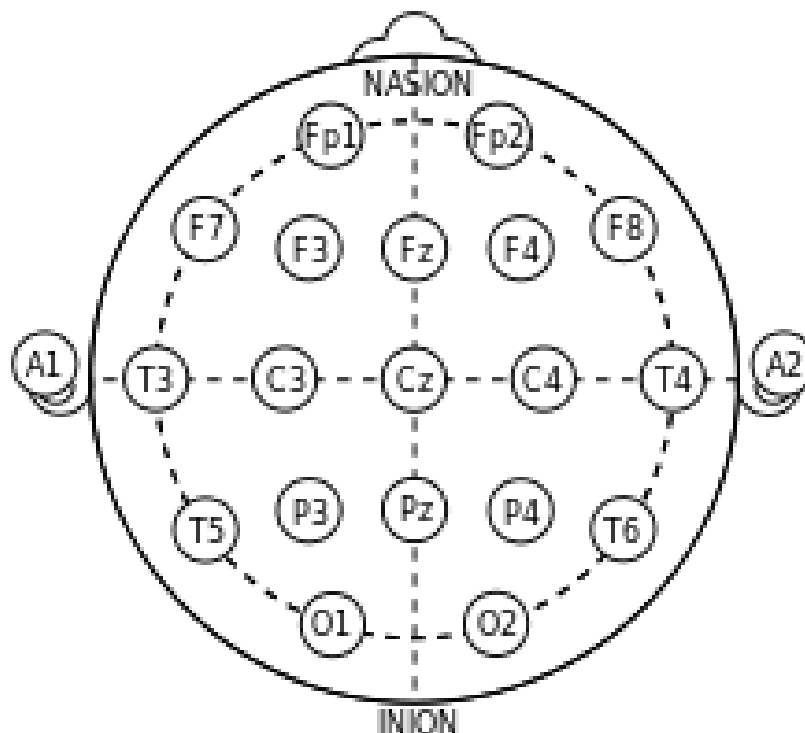


Рис. 1. Международная схема расположения электродов (отведений) ЭЭГ 10–20% на скальпе. Четные электроды -на правом полушарии, нечетные – на левом, A1 и A2 – референтные электроды

Нижеследующие иллюстрации представляют собой применение хребтов вейвлет спектрограмм в анализе данных мониторинга ЭЭГ пациента с отсроченной ишемией после САК в правом полушарии (четные электроды). Представлены иллюстрации в первый день после САК и на седьмой день, когда у пациента наблюдался острый период (приступ) отсроченной ишемии на 30-секундном фрагменте часовой записи ЭЭГ. В остальные временные фрагменты иллюстрации аналогичны

Напомним из введения, что основными диагностическими и прогностическими показателями отсроченной ишемии при мониторинге ЭЭГ являются (1) фокальное и региональное замедление и снижение индекса и прекращение быстрой активности; (2) уменьшение вариабельности мощности альфа ритма; (3) снижение отношения мощности ритмов альфа/дельта; (4) эпилептиформные графические паттерны, включая спорадические эпилептиформные разряды, латерализованную ритмичную дельта активность, латерализованные периодические разряды или генерализованные периодические разряды.

На рисунках 1 и 2 представлены фрагменты вейвлет-спектров ЭЭГ в 1-й день после САК во префронтальных отведениях правого (Fp2) и левого (Fp1) полушария с выделенным красным цветом хребтом. Характерно практическое отсутствие альфа-ритма (8–12 Гц) – признаки (1–3) и эпизодическая активность в дельта (1–4 Гц) диапазоне.

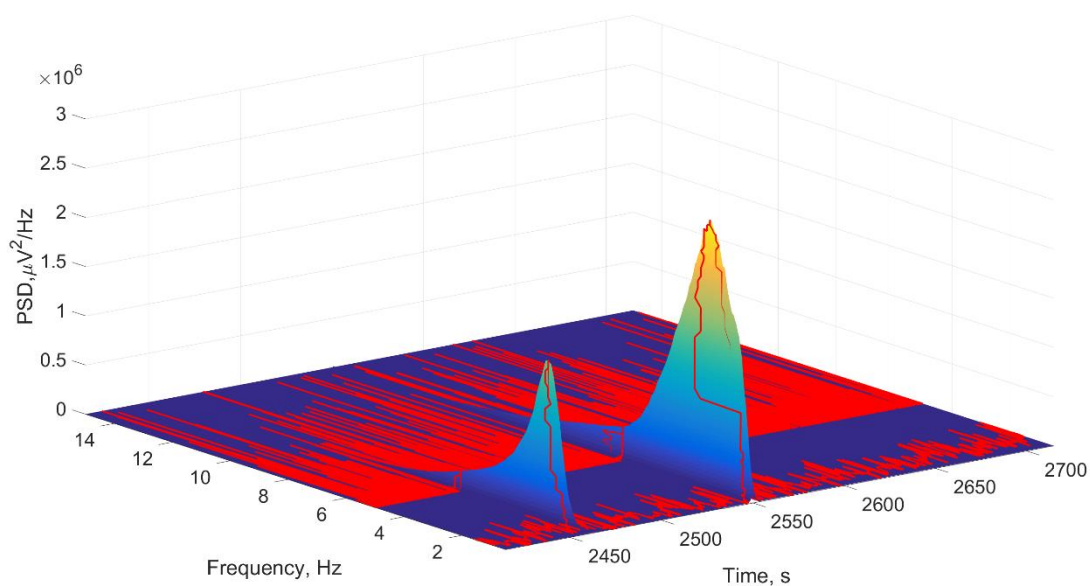


Рис. 1. Фрагмент вейвлет-спектра ЭЭГ в отведении Fp2 в 1-й день после САК. Красным цветом выделен хребет

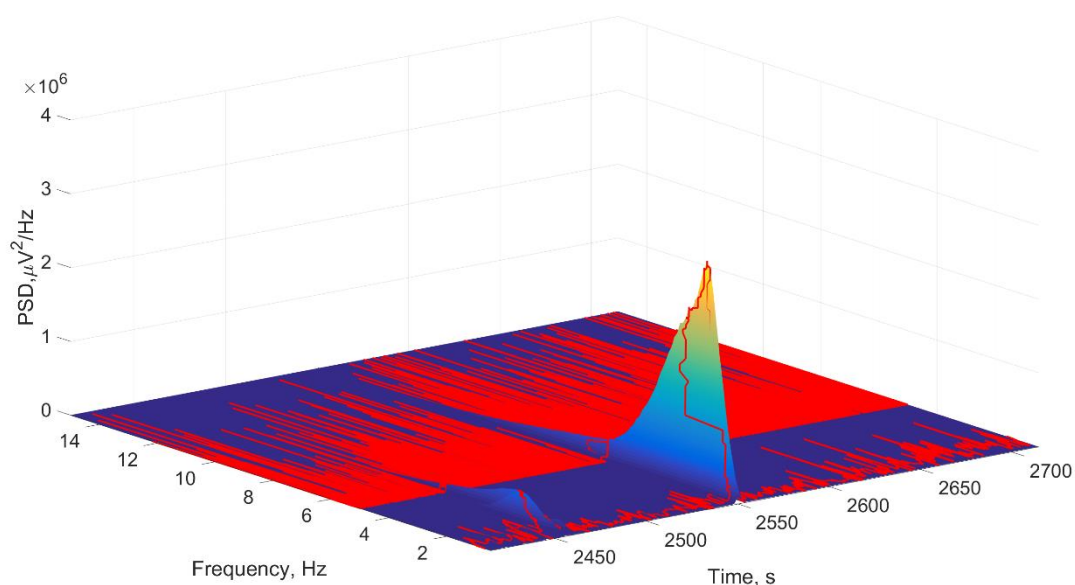


Рис. 2. Фрагмент вейвлет-спектра ЭЭГ в отведении Fp1 в 1-й день после САК. Красным цветом выделен хребет

На рисунках 3 и 4 представлены фрагменты вейвлет-спектров ЭЭГ на 7-й день после САК в фокальных отведениях правого (Fp2) и левого (Fp1) полушария с выделенным красным цветом хребтом. Характерно практическое отсутствие альфа-ритма (8–12 Гц) и эпизодическая активность в дельта (1–4 Гц) диапазоне. Так же, как и в 1-й день после САК наблюдается практическое отсутствие альфа-ритма и эпизодическая активность в дельта диапазоне. В то же

время существенно возросла активность в дельта диапазоне в отведении в правом полушарии.

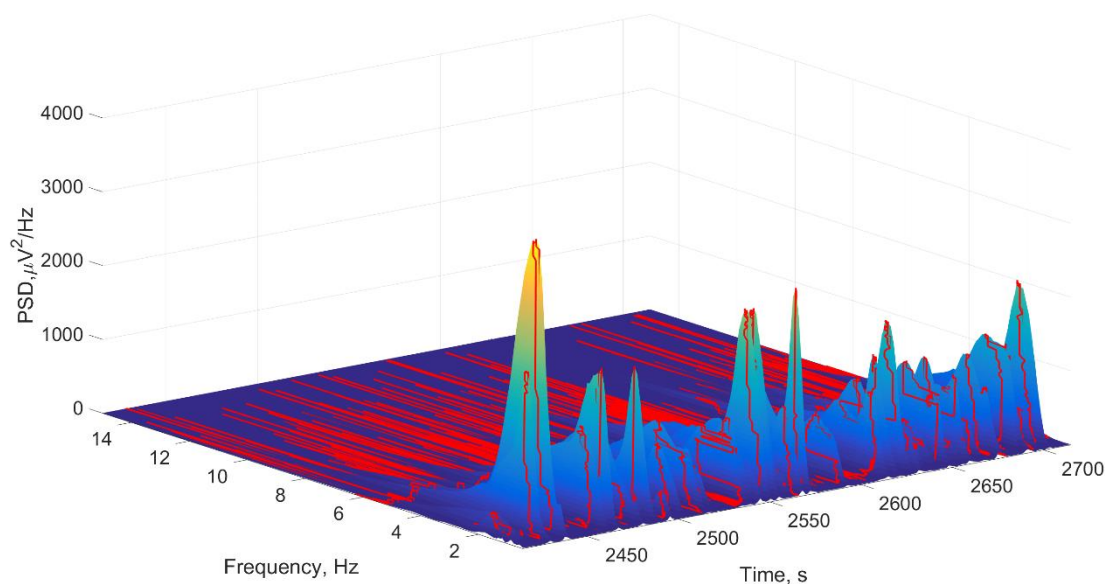


Рис. 3. Фрагмент вейвлет-спектра ЭЭГ в отведении Fr2 на 7-й день после САК. Красным цветом выделен хребет

На рис. 5 представлен график спектральной плотности мощности (PSD) в отведении Fr2 во временном фрагменте ЭЭГ на седьмой день после САК. Он представляет собой вид на рис. 3 со стороны оси времени. Отмеченные в квадратах значения соответствуют координатам рис. 3: X – время, Y – частота, Z – PSD. Из него видно, что в дельта диапазоне выделяются как одиночные пики длительностью несколько секунд, так и группы пиков длительностью до 30 секунд.

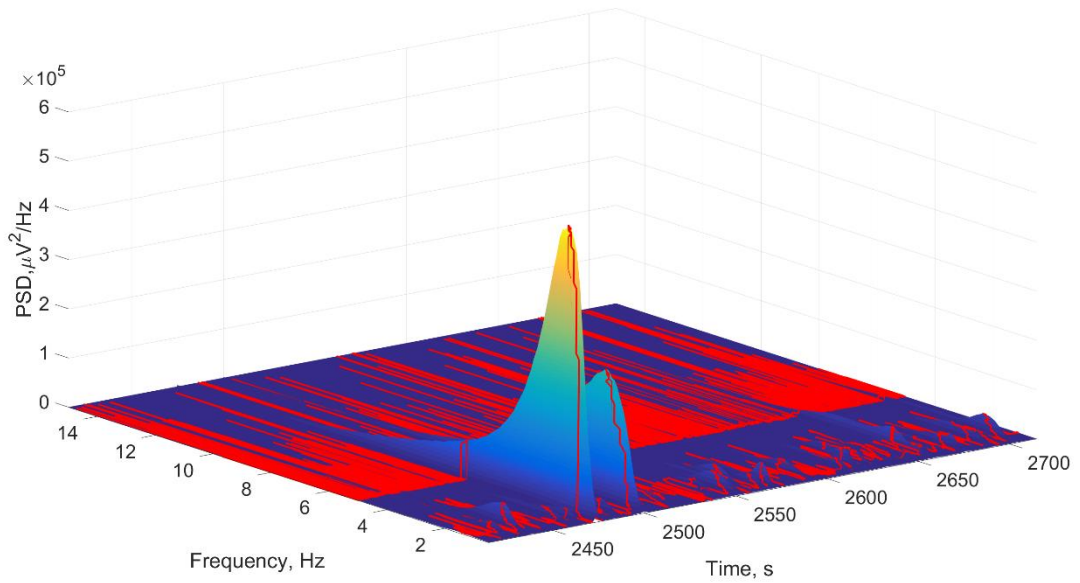


Рис. 4. Фрагмент вейвлет-спектра ЭЭГ в отведении Fp1 на 7-й день после САК. Красным цветом выделен хребет

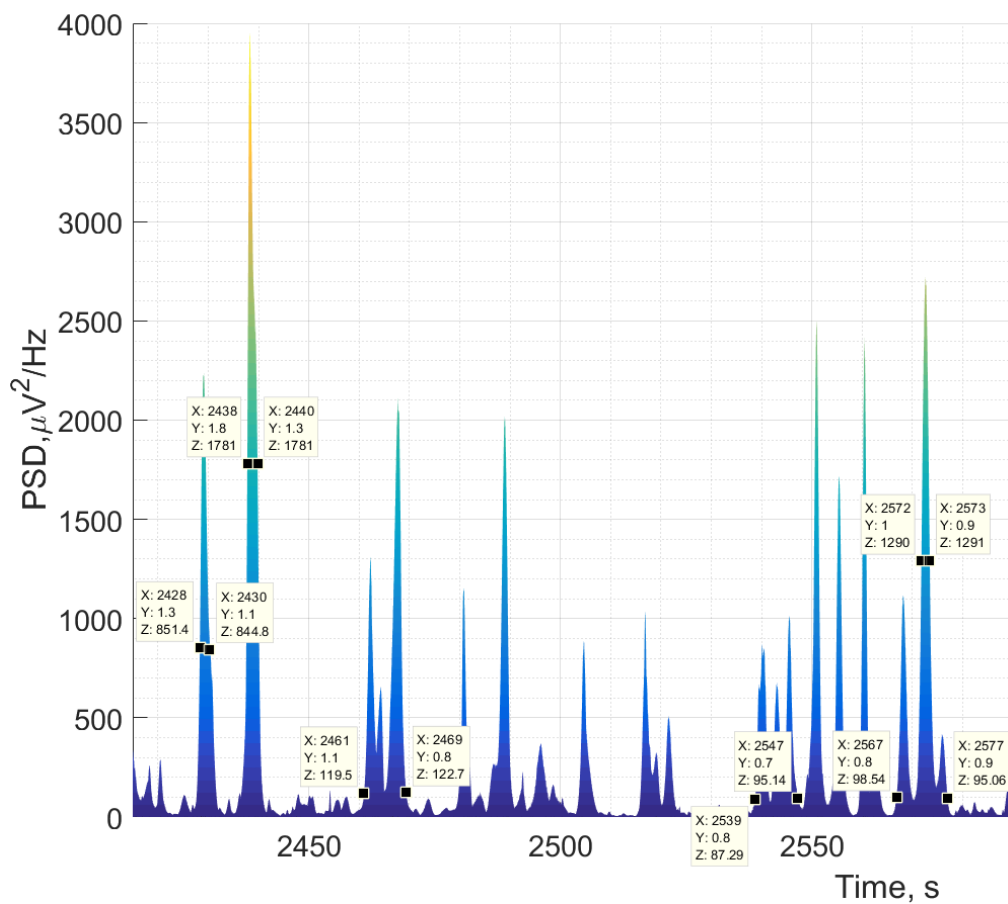


Рис. 5. Спектральная плотность мощности (PSD) в отведении Fp2 во временном фрагменте ЭЭГ на седьмой день после САК

На рис. 6 приведены синхронизированные частотно-временные участки хребтов в дельта диапазоне в отведениях Fp1 и F3 левого полушария, рассчитанные по формуле (20), а на рис. 7 – отведений Fp2 и F4 правого полушария на седьмой день после САК. Межканальная синхронизация характерна для гиперритмической активности, которая является патологической и может рассматриваться как аналог эпилептиформной активности у пациентов с тяжелым повреждением головного мозга. Есть основания полагать, что эти графики характеризуют фокальное нарушение функционального состояния головного мозга, отражающее возникновение отсроченной ишемии головного мозга. Она существенно выше в правом полушарии по сравнению с активностью в левом. Таким образом совокупность рисунков 5–7 позволяют заключить, что предложенный алгоритм позволяет детектировать показатель (4) отложенной ишемии.

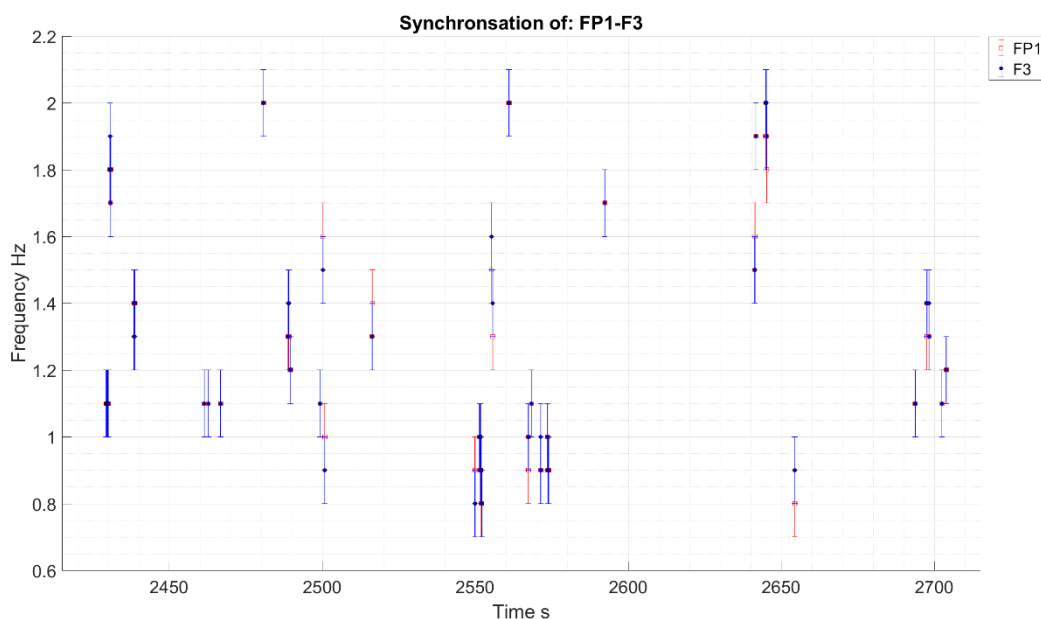


Рис. 6. Синхронизированные фрагменты хребтов в отведениях Fp1 и F3 левого полушария на 7-й день после САК.

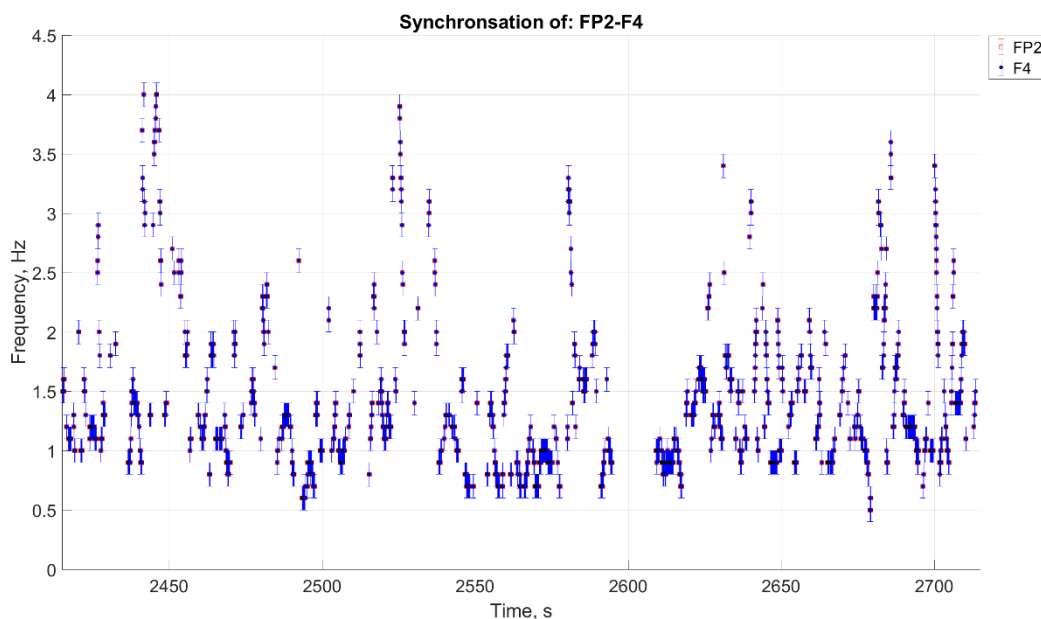


Рис. 7. Синхронизированные фрагменты хребтов в отведениях Fp2 и F4 правого полушария на 7-й день после САК

Заключение

Анализ хребтов вейлет-спектрограмм сочетает в себе амплитудный и спектральный анализ ЭЭГ. Предложенный алгоритм детектирования межканальной синхронизации позволяет детектировать эпилептиформные графические паттерны, включая спорадические эпилептиформные разряды, латерализованную ритмичную дельта активность, латерализованные периодические разряды и генерализованные периодические разряды. Эти показатели важны как для диагностики, так и прогнозирования развития отсроченной ишемии головного мозга после травматического или нетравматического субарахноидального кровоизлияния.

Финансирование: «Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-69-00102, <https://rscf.ru/project/22-69-00102/>

Литература

1. Feigin V.L., Stark B.A., et al. Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2019: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *The Lancet Neurology*. 2021. V.20. №10. P.795-820. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(21\)00252-0](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(21)00252-0)
2. Foreman B., Albers D. et al. Intracortical electrophysiological correlates of blood flow after severe SAH: A multimodality monitoring study. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*. 2018. V.38. №3. P.506-517. <https://doi.org/10.1177/0271678X1770043>
3. Rosenthal E.S., Biswal S., et al. Continuous Electroencephalography Predicts Delayed Cerebral Ischemia after Subarachnoid Hemorrhage: A Prospective Study of Diagnostic Accuracy. *Annals of neurology*. 2018. V.83. P.958-969. <https://doi.org/10.1002/ana.25232>
4. Baang H.Y., Chen H.Y., et al. The Utility of Quantitative EEG in Detecting Delayed Cerebral Ischemia After Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage. *Journal of Clinical Neurophysiology*. 2022. V.39. №3. P.207-215. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000754>
5. Muniz C.F., Shenoy A.V., et al. Clinical development and implementation of an institutional guideline for prospective EEG monitoring and reporting of delayed cerebral ischemia. *Journal of Clinical Neurophysiology*. 2016. V.33. №3. P.217-226. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000281>
6. Kim J.A., Zheng W.-L., et al. High epileptiform discharge burden predicts delayed cerebral ischemia after subarachnoid hemorrhage. *Clinical Neurophysiology*. 2022. V.141. P.139-146. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2021.01.022>
7. Yoo H.-J., Ham J., et al. Quantification of stroke lesion volume using epidural EEG in a cerebral ischaemic rat model. *Scientific Reports*. 2021. V.11. P.1-14. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-81912-2>
8. Wickerling E., Gaspard N., et al. Automation of Classical QEEG Trending Methods for Early Detection of Delayed Cerebral Ischemia: More Work to Do. *Journal of clinical neurophysiology: official publication of the American Electroencephalographic Society*. 2016. V.33. №3. P.227-234. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000278>

9. Delprat N., Escudie B., et al. Asymptotic wavelet and Gabor analysis: Extraction of instantaneous frequencies. *IEEE transactions on Information Theory*. 1992. V.38. №2. P.644-664. <https://doi.org/10.1109/18.119728>
10. Guillemain P., Kronland-Martinet R. Characterization of acoustic signals through continuous linear time-frequency representations. *Proceedings of the IEEE*. 1996. V.84. №4. P.561-585. <https://doi.org/10.1109/5.488700>
11. Obukhov Yu.V., Kershner I.A. et al. Wavelet ridges in eeg diagnostic features extraction: Epilepsy long-time monitoring and rehabilitation after traumatic brain injury. *Sensors*. 2021. V.21. №18. P.5989. <https://doi.org/10.3390/s21185989>
12. Pavlov A.N., Hramov A.E. et al. Wavelet analysis in neurodynamics. *Physics-Uspekhi*. 2012. V.55. №9. P.845. <https://doi.org/10.3367/UFNe.0182.201209a.0905>

Для цитирования:

Обухов Ю.В., Кершнер И.А., Синкин М.В. Новый подход к разработке автоматических алгоритмов обнаружения диагностических и прогностических показателей отсроченной ишемии головного мозга в данных длительного электроэнцефалографического мониторинга. *Журнал радиоэлектроники* [электронный журнал]. 2022. №10. <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2022.10.11>