

Метод сегментации длительных ЭЭГ

И.А. Кершнер¹, Ю.В. Обухов¹, М.В. Синкин², Д.М. Мурашов³

¹Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Моховая 11, корп.7, Москва, Россия, 125009

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

³Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» РАН, Вавилова, 42, Москва, Россия, 119333

Аннотация

Предложен способ сегментации суточных записей электроэнцефалограмм на временные интервалы, значимые при диагностике и контроле эффективности лечения эпилепсии, основанный на анализе хребтов вейвлет-спектрограмм и оценке межканальной синхронизации.

Ключевые слова

ЭЭГ, эпилептические приступы, вейвлет-преобразование, хребты, межканальная синхронизация

1. Введение

Для диагностики и контроля эффективности лечения различных состояний пациентов проводятся электроэнцефалографические исследования. Многоканальные электроэнцефалограммы (ЭЭГ) пациентов с эпилепсией записываются непрерывно в течение суток и более. Врач-нейрофизиолог расставляет временные метки начала и конца эпилептических приступов (ЭП), просматривая 19 каналов ЭЭГ по 15-30 секундным фрагментам сигнала, наблюдая за изменениями амплитуды и частоты. Данная процедура занимает много времени и требует высокой квалификации нейрофизиолога.

Для автоматизации нахождения ЭП существует несколько подходов: анализ амплитуды сигналов [1], частоты или фазы сигнала [2], частотно-временные методы анализа сигналов, такие как оконное преобразование Фурье или вейвлет-преобразование [3, 4]. В текущей работе предлагается метод сегментации длительных записей ЭЭГ, основанный на анализе хребтов вейвлет-спектрограмм и межканальной синхронизации хребтов.

2. Метод

Для сигнала ЭЭГ рассчитывается вейвлет-спектрограмма:

$$W(\tau, f) = \sqrt{f} \int x(t) * \psi((t - \tau)f) dt, \psi(\eta) = \frac{1}{\sqrt{\pi * F_b}} * e^{2\pi i F_c \eta} * e^{\frac{\eta^2}{F_b}} \quad (1)$$

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

$$R(t) = \max_{f \in [0.5, 22]} |(W(t, f))|^2, f_R(t) = \arg \max |W(t, f)| \quad (2)$$

где $R(t)$ – спектральная плотность мощности (СПМ) хребта вейвлет-спектрограммы, $f_R(t)$ – частота точек хребта $R(t)$ вейвлет-спектрограммы.

Для того, чтобы убрать из рассмотрения точки хребта вейвлет-спектрограммы, относящиеся к фоновой активности, строится гистограмма фрагментов хребта. Фрагментом называется группа близлежащих точек хребта, имеющих значения СПМ выше порогового и лежащих между точками, СПМ которых ниже порогового. Пороговое значение СПМ берётся в точке первого максимума второй производной гистограммы фрагментов хребта.

Электрическая активность мозга, характерная для ЭП, возникает на нескольких каналах ЭЭГ. Поэтому для каждой пары отведений ЭЭГ рассчитывалась разница частот в точках хребтов. Если разница частот менее 0.5 Гц, то между рассматриваемыми отведениями есть межканальная синхронизация:

$$\Delta f_{R12}(t_i) = \begin{cases} 1, & |f_{R2}(t_i) - f_{R1}(t_i)| \leq 0.5 \\ 0, & |f_{R2}(t_i) - f_{R1}(t_i)| > 0.5 \end{cases} \quad (3)$$

По вычисленным данным определяются интервалы времени, на которых синхронизация длилась 10 и более секунд подряд в 2-х и более парах отведений ЭЭГ. Выбираются фрагменты хребта, лежащие в этих интервалах времени.

Предложенный метод позволил найти временные интервалы, соответствующие ЭП и взаимодействию пациента с электродами. Эти временные интервалы также были найдены при анализе видео файлов [5]. Сегментация длительного сигнала ЭЭГ позволила уменьшить более чем на порядок количество временных интервалов, которые требуется проанализировать эксперту.

3. Заключение

Предложен метод сегментации данных суточного ЭЭГ-мониторинга пациентов с эпилепсией. Метод основан на анализе частоты и спектральной плотности мощности хребтов вейвлет-спектрограмм ЭЭГ. Были получены временные интервалы, соответствующие эпилептическим приступам и синхронным артефактам. Затраты времени на обработку сигналов снижаются - вместо анализа всего суточного сигнала окнами по 15 секунд, нейрофизиологу достаточно рассмотреть несколько временных интервалов, полученных разработанным методом сегментации.

4. Благодарности

Работа выполнена в рамках государственного задания и частично поддержана РФФИ, проект № 18-29-02035.

5. Литература

- [1] Runarsson, T.P. On-line detection of patient specific neonatal seizures using support vector machines and half-wave attribute histograms / T.P. Runarsson, S. Sigurdsson // International Conference on Computational Intelligence for Modelling, Control and Automation and International Conference on Intelligent Agents, Web Technologies and Internet Commerce (CIMCA-IAWTIC'06). – 2005. – Vol. 2. – P. 673-677.
- [2] Rana, P. Seizure detection using the phase-slope index and multichannel ECoG / P. Rana, J. Lipor, H. Lee, W.V. Drongelen, M.H. Kohrman, B.V. Veen // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2012. – Vol. 59(4). – P. 1125-1134.
- [3] Zhou, W. Epileptic seizure detection using lacunarity and Bayesian linear discriminant analysis in intracranial EEG / W. Zhou, Y. Liu, Q. Yuan, X. Li // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2013. – Vol. 60(12). – P. 3375-3381.
- [4] Sharma, M. Automated detection of abnormal EEG signals using localized wavelet filter banks / M. Sharma, S. Patel, U.R. Acharya // Pattern Recognition Letters. – 2020. – Vol. 133. – P. 188-194.
- [5] 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. 285-289.