

Биомедицинские приборы и системы

УДК 621.391

М.А. Жуков¹, А.О. Попов¹, канд. техн. наук., **О.Ю. Панічев¹, В.І. Харитонов²**¹Національний технічний університет України «Київський Політехнічний Інститут», вул. Політехнічна, 16, Київ, 03056, Україна.²Київська міська клінічна психоневрологічна лікарня №1, вул. Фрунзе, 103, Київ, 04080, Україна.

Дослідження кореляції між каналами сигналу еег для прогнозування епілептичних нападів

Робота присвячена дослідженню застосування кореляції між каналами сигналу ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів. Прогнозування нападів розглянуто як задача класифікації станів між нападами та перед нападом. В роботі запропоновано використання коефіцієнтів кореляції між каналами сигналу та проведено дослідження впливу довжини вікна, в якому вони розраховуються, на результат прогнозування. Дослідження проводилось з використанням бази сигналів інтракраніальних електроенцефалограм (іЕЕГ), яка містить сигнали 5 собак та 2 людей загальною тривалістю 678 годин. В роботі для класифікації було використано метод опорних векторів. Результат прогнозування оцінювався за допомогою середньої площі під ROC-кривою (AUC). Встановлено, що використання коефіцієнтів кореляції між каналами дає достатньо високий результат при прогнозуванні, а саме: при використанні довжини вікна від 10 до 180 секунд середня площа під ROC-кривою змінюється в діапазоні 0,928 - 0,938 і має максимальне значення при використанні вікна довжиною 30 секунд. Отримані результати можуть бути використані при побудові та покращенні систем прогнозування епілептичних нападів. Бібл. 13, рис.2.

Ключові слова: епілепсія; епілептичні напади; кореляція; електроенцефалографія; ЕЕГ; прогнозування нападів.

Вступ

Епілепсія є одним з найбільш розповсюджених неврологічних захворювань в світі, на яке страждає приблизно 1% населення планети будь-якого віку [2]. Основним методом лікування епілепсії в наш час є медикаментозне лікування, але приблизно третина хворих на епілепсію у світі резистентна до медикаментозної терапії. Для таких хворих може бути запропоновано хі-

рургічний спосіб лікування. Але у випадках, коли існує декілька локальних фокусів епілептичної активності та при деяких видах епілепсії хірургічне втручання може бути неефективним. Успішне прогнозування епілептичних нападів дасть можливість для покращення існуючих та розробки нових стратегій лікування епілепсії, розуміння природи епілепсії взагалі та розробки систем попередження та запобігання нападам, що значно підвищить якість життя хворих.

Як в діагностичних та дослідницьких цілях, так і при прогнозуванні епілептичних нападів найбільшу увагу приділяють аналізу сигналів електроенцефалограм (ЕЕГ). Вже існує велика кількість методів прогнозування епілептичних нападів [12, 9], але вони мають цілий ряд недоліків, основним з яких є висока обчислювальна складність цих методів, що наразі практично унеможлиблює їх використання в реальних системах прогнозування. В роботі [8] було виявлено зниження синхронізації між каналами сигналу перед епілептичним нападом в сигналі ЕЕГ, саме тому міри синхронізації представляють найбільший інтерес серед ознак для прогнозування епілептичних нападів. Метою даної роботи є дослідження можливості використання кореляції між каналами сигналу ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів.

Прогнозування епілептичних нападів

Під прогнозуванням епілептичних нападів розуміється ідентифікація часу, коли найбільш вірогідний початок нападу [6].

Сигнал ЕЕГ можна умовно розділити на чотири періоди: між нападами, перед нападом, період нападу та період після нападу. Період між нападами є періодом, в якому немає проявів епілептичного нападу та який не містить ознак наближення нападу. Під періодом сигналу перед нападом розуміється такий період, в якому можна знайти ознаки нападу що наближається.

Період нападу – період сигналу ЕЕГ, під час якого відбувається напад. Для прогнозування епілептичних нападів необхідно побудувати таку систему, яка могла б відрізнати періоди між нападами та періоди перед нападом.

Система прогнозування епілептичних нападів складається з таких основних блоків: блок попередньої обробки сигналу, блок виділення ознак, блок вибору та обробки ознак, блок класифікації на основі ознак та блок постобробки результатів (рис. 1).

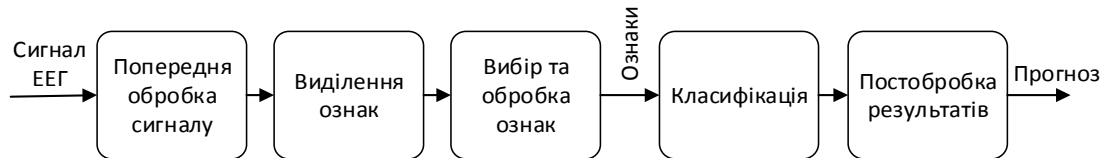


Рис. 1. Структурна схема системи прогнозування епілептичних нападів

При виділенні ознак у більшості існуючих методів прогнозування епілептичних нападів застосовується аналіз сигналу в ковзному вікні. Вибір довжини вікна залежить від використовуваних ознак і може варіюватися від долі секунди до декількох годин, але у більшості випадків складає приблизно 10-40 секунд [9].

Використання кореляції для прогнозування нападів

Коефіцієнти кореляції між каналами сигналу ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів було використано в [5]. В результаті дослідження дана ознака не дала високого результату при прогнозуванні. Як зазначається в [7], це пов'язано з тим, що автори для прогнозування використовували усереднення коефіцієнтів кореляції по всім парам каналів, в результаті чого було втрачено інформацію про належність досліджуваного відрізка сигналу до періоду між нападами або перед нападом.

Частіше для прогнозування нападів використовують кросс-кореляційну функцію та більш складні міри синхронізації [4], в той час як можливість використання лише коефіцієнтів кореляції між каналами в літературі не описана. В даній роботі вперше пропонується дослідити якість прогнозування епілептичного нападу залежно від того, в якому часовому вікні був розрахований коефіцієнт кореляції між каналами ЕЕГ.

Пропонується розраховувати коефіцієнт кореляції в деякому часовому вікні між всіма можливими парами каналів сигналу ЕЕГ, та використовувати ці коефіцієнти в якості ознак стану пацієнта для класифікації. Стан пацієнта може відноситись до двох класів: «перед нападом», що відповідає нападу, який може статися протягом достатньо малого інтервалу часу, та «між нападами», що відповідає стану, при якому поя-

ва нападу протягом певного інтервалу часу не прогнозується.

Нехай маємо одну епоху K -канального дискретного сигналу ЕЕГ x_p^k , де $k = 1 \dots K$ – номер каналу ЕЕГ, а $j = 1 \dots N$ відповідає номеру відліку сигналу ЕЕГ в межах епохи. Кореляція є мірою лінійної залежності двох випадкових величин. Математичною мірою кореляції двох каналів ЕЕГ з номерами m та n слугує коефіцієнт кореляції r_{mn} [13], який визначається як

$$r_{mn} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i^m - \bar{x}^m)(x_i^n - \bar{x}^n)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i^m - \bar{x}^m)^2 \sum_{i=1}^N (x_i^n - \bar{x}^n)^2}}, \quad (1)$$

де N – кількість відліків в каналах x^m та x^n , \bar{x}^m та \bar{x}^n – середнє значення послідовностей x та y відповідно.

Для кожної пари каналів всередині кожної епохи розраховувались коефіцієнти кореляції за (1) в вікні T_w , яке зсувалося на T_s секунд. Після цього розраховувались середні значення коефіцієнтів кореляції для кожної пари каналів. Таким чином, для даної епохи сигналу отримано K_p ознак – коефіцієнтів кореляції, які пропонується подавати на вхід класифікатора. Кількість пар каналів K_p визначається як кількість поєднань з K каналів по два

$$K_p = C_2^K = \frac{K!}{2(K-2)!}. \quad (2)$$

Експеримент

В даній роботі було використано базу даних сигналів інтракраніальних ЕЕГ (іЕЕГ), надану для конкурсу з прогнозування епілептичних нападів [1]. База містить сигнали іЕЕГ 5 собак та 2

людей загальною тривалістю майже 678 годин. Сигнали зберігаються у вигляді 10-ти хвилинних епох, позначених *preictal* (сигнали іЕЕГ перед нападом) та *interictal* (сигнали іЕЕГ задовго до та після нападу). Разом база даних містить 50 годин перед нападом (50 нападів) – 44 години в сигналах собак та 6 годин в сигналах людей.

В роботі було використано метод опорних векторів [11], оскільки цей класифікатор відзначається як такий, що найбільше підходить для задачі прогнозування епілептичних нападів [10]. Через те, що була використана база даних сигналів іЕЕГ, розташування електродів в яких змінювалось для кожного пацієнта, було вирішено будувати пацієнт-специфічну систему прогнозування.

Оцінка якості класифікації виконувалась на основі аналізу ROC-кривих. ROC-криві – техніка візуалізації, організації та вибору класифікатора на основі його продуктивності. Для порівняння класифікаторів простіше використовувати деяке скалярне число, яке характеризує би їх. Найчастіше використовуваною такою мірою є площа під ROC-кривою (AUC), яка набуває значень від 0.5 до 1 для реальних класифікаторів, і значення 0.5 набувається при випадковій класифікації, а 1 – при ідеальному класифікаторі [3]. В даній роботі для оцінки класифікації визначалась середня для всіх пацієнтів площа під ROC-кривою (AUC).

Було виявлено, що при використанні коефіцієнтів кореляції між каналами та методу опорних векторів, можна отримати доволі високі показники класифікації. Так, в залежності від довжини вікна, значення середньої площі під ROC-кривою лежать в діапазоні 0,796 – 0,938 (рис. 2). При використанні довжини вікна від 10 до 180 секунд середня площа під ROC-кривою змінюється в діапазоні 0,928 - 0,938 і має максимальне значення при використанні вікна довжиною 30 секунд.

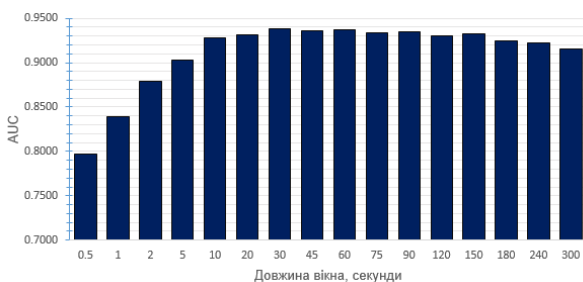


Рис. 2. Зображення залежності середньої площі під ROC-кривою (AUC) від довжини вікна для розрахунку коефіцієнтів кореляції між каналами сигналу іЕЕГ

З отриманих результатів можна зробити висновки, що коефіцієнти кореляції між каналами сигналу ЕЕГ є ознакою, з використанням якої можна досягнути доволі високих показників прогнозування. Перевагою використання такої ознаки сигналу є відносна простота в її розрахунок в порівнянні з іншими мірами подібності та синхронізації. Подальшим напрямком роботи може бути дослідження впливу кількості та розташування каналів ЕЕГ, які використовуються для класифікації, на результат прогнозування епілептичних нападів при використанні коефіцієнтів кореляції між каналами.

Висновки

В роботі досліджено можливість застосування коефіцієнтів кореляції між каналами сигналу ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів. Отримано результати прогнозування для різних довжин вікна розрахунку коефіцієнтів кореляції між каналами ЕЕГ з використанням для класифікації методу опорних векторів. Показано, що коефіцієнти кореляції між каналами ЕЕГ дають змогу отримати доволі високі показники при прогнозуванні епілептичних нападів. При використанні довжини вікна від 10 до 180 секунд середня площа під ROC-кривою змінюється в діапазоні 0,928 - 0,938 і має максимальне значення при використанні вікна довжиною 30 секунд. Отримані результати можуть бути використані при побудові та покращенні систем прогнозування епілептичних нападів.

Список використаних джерел

1. American Epilepsy Society Seizure Prediction Challenge. Режим доступу до ресурсу: <https://www.kaggle.com/c/seizure-prediction>
2. *Carney, P.R.* Seizure prediction: methods / P.R. Carney, S. Myers, J.D. Geyer // *Epilepsy & behavior: E&B.* - 2011. - Vol. 22. - P. S94–101.
3. *Fawcett, T.* ROC Graphs: Notes and Practical Considerations for Researchers // *Kluwer Academic Publishers.* – 2004
4. *Kreuz, T.* Measuring Synchronization in Model Systems and Electroencephalographic Time Series from Epilepsy Patients / PhD thesis, NIC Series. – 2003 – Vol. 21
5. *Kristin, K.* Multivariate linear discrimination of seizures / Kristin K. Jergera, Steven L. Weinstein, Tim Sauer, Steven J. Schiff // *Clinical Neurophysiology.* – 2005 - Vol. 116(3) – Pp. 545-51
6. *Iasemidis, L.D.* Epileptic seizure prediction and control / L.D. Iasemidis // *IEEE Transactions on*

- Biomedical Engineering. - 2003. - Vol. 50. - Pp. 549–558.
7. *Mirowski, P.* Classification of Patterns of EEG Synchronization for Seizure Prediction / Piotr Mirowski, Deepak Madhavan, Yann LeCun, Ruben Kuzniecky // *Clinical Neurophysiology*. - 2009 – Vol. 120(11)
 8. *Mormann, F.* Epileptic seizures are preceded by a decrease in synchronization / Florian Mormann, Thomas Kreuz, Ralph G. Andrzejak, Peter David, Klaus Lehnertz, Christian E. Elger // Elsevier Science, *Epilepsy Research*. – 2003 – Vol. 53 – Pp. 173–185
 9. *Mormann, F.* Seizure prediction: the long and winding road / F. Mormann, R.G. Andrzejak, C.E. Elger, K. Lehnertz // *Brain*. - 2007. - Vol. 130. - Pp. 314–333.
 10. *Netoff, T.* Seizure Prediction Using Cost-Sensitive Support Vector Machine / Theoden Netoff, Yun Park, and Keshab Parhi // 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009
 11. *Vapnik, V.N.* The nature of statistical learning theory / Springer, New York; 1995.
 12. *Панічев О.Ю.*, Методи аналізу ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів / Електроніка та зв'язок. – 2014 – Прийнято до друку.
 13. *Феллер, В.* Введение в теорию вероятностей и ее приложения, т. 1. – М.: Мир, 1964. – 499с.

Поступила в редакцию 24 декабря 2014 г.

УДК 621.391

М.А. Жуков¹, А.А. Попов¹, канд. техн. наук, **О.Ю. Панічев¹, В.И. Харитонов²**

¹Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», ул. Политехническая, 16, Киев, 03056, Украина.

²Киевская городская клиническая психоневрологическая больница №1, ул. Фрунзе, 103, Киев, 04080, Украина.

Исследование корреляции между каналами сигнала ЭЭГ для прогнозирования эпилептических приступов

Работа посвящена исследованию использования корреляции между каналами сигнала ЭЭГ для прогнозирования эпилептических приступов. Прогнозирование приступов рассмотрено как задача классификации состояний между приступами и перед приступом. В работе предложено использование коэффициентов корреляции между каналами сигнала и проведено исследование влияния длины окна, в котором они рассчитываются, на результат прогнозирования. Исследования проводились с использованием базы сигналов интракраниальных электроэнцефалограмм (иЭЭГ), которая содержит сигналы 5 собак и 2 людей общей длительностью 678 часов. В работе для классификации был использован метод опорных векторов. Результат прогнозирования оценивался с помощью средней площади под ROC-кривой (AUC). Установлено, что использование коэффициентов корреляции между каналами дает достаточно высокий результат при прогнозировании, а именно: при использовании длины окна от 10 до 180 секунд средняя площадь под ROC-кривой изменяется в диапазоне 0,928 - 0,938 и имеет максимальное значение при использовании окна длиной 30 секунд. Полученные результаты могут быть использованы при построении и улучшении систем прогнозирования эпилептических приступов. Библ. 13, рис. 2.

Ключевые слова: эпилепсия; эпилептические приступы; корреляция; электроэнцефалография; ЭЭГ; прогнозирование приступов.

UDC 621.391

Mykhailo Zhukov¹, Anton Popov¹, Ph.D., Oleg Panichev¹, Volodymyr Kharitonov²¹National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute",
Polytekhnichna Str., 16, Kyiv, 03056, Ukraine.²Kyiv Municipal Clinical Psychoneurological Hospital №1,
Frunze Str., 103, Kyiv, 04080, Ukraine.

Correlation between EEG channels for epileptic seizure prediction

This paper considers correlation between EEG channels for epileptic seizure prediction. Seizure prediction is regarded as a task of classification between interictal and preictal states. Usage of correlation coefficients between EEG channels is suggested, and the effect of window length variation for correlation calculation on prediction result is investigated. Experimental database consists of intracranial electroencephalograms (iEEG) of 5 dogs and 2 humans with total duration of 678 hours. Support vector machine is used for classification. Prediction results were estimated by averaged area under ROC curve (AUC) for all patients. Correlation coefficients between channels showed high prediction performance: average AUC is in range 0,928 – 0,938 while window length varies from 10 to 180 seconds and has maximum value while 30 seconds window is used. Obtained results may be used to create and improve systems for epileptic seizure prediction. Ref. 13, figs. 2.

Keywords: epilepsy; epileptic seizures; correlation; electroencephalography; EEG; seizure prediction.

References

1. American Epilepsy Society Seizure Prediction Challenge. Режим доступа до ресурсу: <https://www.kaggle.com/c/seizure-prediction>.
2. Carney P.R., Myers S., Geyer J.D. (2011), "Seizure prediction: methods", *Epilepsy & behavior: E&B.*, Vol. 22, Pp. S94–101.
3. Fawcett, T. (2004), "ROC Graphs: Notes and Practical Considerations for Researchers", Kluwer Academic Publishers.
4. Feller, V. (1964), "Introduction into the probability theory and it's applications", Mir, P. 499.
5. Kreuz, T. (2003), "Measuring Synchronization in Model Systems and Electroencephalographic Time Series from Epilepsy Patients", PhD thesis, NIC Series, Vol. 21.
6. Kristin K. Jergera, Steven L. Weinstein, Tim Sauer, Steven J. Schiff. (2005), "Multivariate linear discrimination of seizures", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 116(3), Pp. 545-51.
7. Iasemidis, L.D. (2003), "Epileptic seizure prediction and control", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 50., Pp. 549–558.
8. Mirowski P., Madhavan D., LeCun Y., Kuzniecky R. (2009), "Classification of Patterns of EEG Synchronization for Seizure Prediction", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 120(11).
9. Mormann F., Kreuz T., Andrzejak R.G., David P., Lehnertz K., Elger C.E. (2003), "Epileptic seizures are preceded by a decrease in synchronization", Elsevier Science, *Epilepsy Research*, Vol. 53, Pp. 173–185.
10. Mormann F., Andrzejak R.G., Elger C.E., Lehnertz K. (2007), "Seizure prediction: the long and winding road," *Brain*, Vol. 130, no. Pt 2. Pp. 314–333.
11. Netoff, T., Park Y., Parhi K. (2009), "Seizure Prediction Using Cost-Sensitive Support Vector Machine", 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6.
12. Panichev, O. (2014), "Methods of EEG analysis for prediction of epileptic seizures", *Electronics and Communications*.
13. Vapnik, V.N. (1995), "The nature of statistical learning theory", Springer, New York.