

01;14

Определение степени синхронности перемежающейся фазовой синхронизации по данным электроэнцефалограмм человека

© А.Д. Колоскова, О.И. Москаленко[¶]

Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского

[¶] E-mail: o.i.moskalenko@gmail.com

Поступило в Редакцию 9 января 2017 г.

Обнаружена перемежающаяся фазовая синхронизация при развитии эпилептической активности человека. Показано наличие фаз синхронного поведения как во время пик-волновых разрядов, так и в областях фоновой активности головного мозга. Определена степень синхронности режима перемежающейся фазовой синхронизации в обоих случаях и установлено, что пик-волновые разряды характеризуются более высокой степенью синхронности по сравнению с участками фоновой активности головного мозга. Для оценки степени синхронизации предложена модификация метода оценки величины нулевого условного показателя Ляпунова по временному ряду.

DOI: 10.21883/PJTF.2017.10.44627.16701

В реальных физиологических системах часто встречается такое явление, как фазовая хаотическая синхронизация [1,2]. Данный режим характерен как для неавтономных, так и для связанных хаотических систем и означает установление между их состояниями захвата фаз при отсутствии связи между их амплитудами [3,4].

На границе фазовой хаотической синхронизации возникает перемежающаяся фазовая синхронизация [5,6]. Это режим, при котором захват фаз происходит только в определенные моменты времени. Такие интервалы называются ламинарными (синхронными) участками поведения. Синхронные участки прерываются турбулентными всплесками, характеризующими кратковременный рост разности фаз. Такой тип поведения наблюдается также в неавтономных периодических осцилляторах, находящихся под внешним шумовым воздействием, а также

в реальных нейрофизиологических системах, например при развитии эпилептической активности у человека и животных [2,7].

Понятия „синхронизация“ и „захват фаз“ тесным образом связаны с поведением так называемого условного нулевого показателя Ляпунова [8]. В частности, известно, что переход нулевого условного показателя Ляпунова в область отрицательных значений в неавтономных системах (демонстрирующих периодическую динамику) в присутствии шума и связанных хаотических системах предшествует установлению режима фазовой синхронизации. При этом стоит отметить, что разница между критическими значениями параметра связи, соответствующими порогу фазовой синхронизации и моменту перехода показателя Ляпунова в отрицательную область, может быть достаточно большой. Иными словами, условный нулевой показатель Ляпунова оказывается отрицательным задолго до возникновения режима фазовой синхронизации, а следовательно, его величина может быть рассмотрена как степень синхронизма перемежающейся фазовой синхронизации, имеющей место на границе возникновения синхронного режима [8–10].

Без особого труда можно найти данную величину, если оператор эволюции системы задан в явном виде [11]. Для некоторых случаев разработаны методы, которые решают поставленную задачу даже в том случае, когда оператор эволюции неизвестен (по временной реализации системы), однако все они обладают недостатками (в первую очередь высокой чувствительностью к шумам и ошибкам), для преодоления которых предлагаются новые методы и алгоритмы [12,13].

Целью настоящей работы является разработка нового, улучшенного метода для расчета условного нулевого показателя Ляпунова взаимодействующих систем по временному ряду и его применение для оценки степени режима перемежающейся фазовой синхронизации реальной нейрофизиологической системы. Наличие такого метода позволит в перспективе более эффективно осуществлять обработку данных и диагностировать наличие и степень синхронного режима по нейрофизиологическим данным, что, в свою очередь, может быть полезно при обнаружении/использовании данного эффекта в практических приложениях, в частности при осуществлении медицинской диагностики. С другой стороны, данный метод может быть рассмотрен как самостоятельный инструмент для проведения исследований: метод может быть применен к достаточно коротким экспериментальным временным рядам любой природы, позволяя продиагностировать наличие/степень синхронности

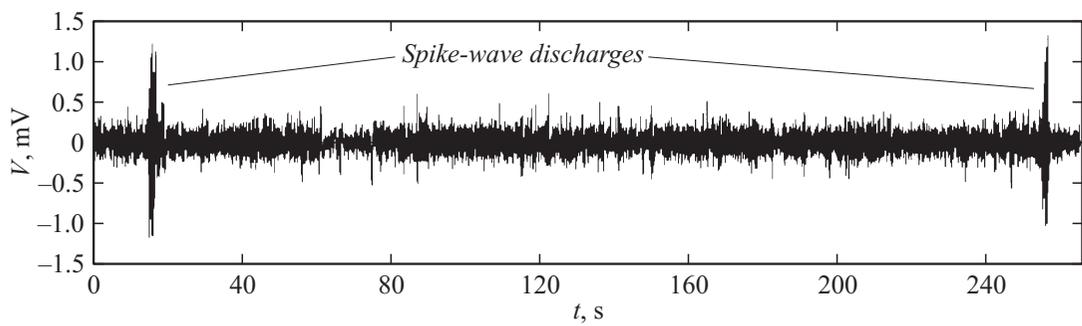


Рис. 1. Сигнал ЭЭГ, снятый с отдела С3 головного мозга человека.

наблюдаемого режима, в то время как другими методами сделать это не представляется возможным.

В качестве исследуемых сигналов были выбраны реальные экспериментальные данные нейрофизиологической природы — сигналы электроэнцефалограмм (ЭЭГ), снятые с различных отделов головного мозга человека, страдающего эпилепсией. Один из таких сигналов приведен на рис. 1¹. Эпилептические ЭЭГ представляют собой перемежающиеся временные реализации, содержащие в себе пик-волновые разряды и чередующиеся с ними участки фоновой активности головного мозга. Известно, что пик-волновые разряды характеризуются высокой степенью синхронизма [7,14]. В то же самое время, как показали проведенные исследования, на участках фоновой активности также возможно существование фаз синхронного поведения.

Рис. 2 иллюстрирует зависимости разности фаз $x(n) = \varphi_1 - \varphi_2$ сигналов, снятых с отделов С3 и Сz головного мозга человека (расположение электродов показано в работе [15] на рис. 24). На рисунках показаны только участки синхронного поведения. Рис. 2, *a* соответствует пик-волновым разрядам, рис. 2, *b* — синхронным участкам фоновой активности головного мозга. Фазы $\varphi_{1,2}$ рассматриваемых сигналов вводились в рассмотрение при помощи непрерывного вейвлетного преобразования с материнским вейвлетом Морле [7,16].

Для синхронных участков каждого вида динамики был применен следующий метод оценки величины условного нулевого показателя Ляпунова.

По аналогии с работами [9,17] расчет показателя Ляпунова осуществлялся по формуле

$$\Lambda = \int_{x_1}^{x_2} \rho(x) \ln |1 + 2\Omega x| dx, \quad (1)$$

где $\rho(x)$ — плотность распределения вероятности для значений x . Плотность вероятности $\rho(x)$ рассчитывалась численно и аппроксимировалась аналитической закономерностью

$$\rho(x) = A \exp \left[-\frac{2}{D} \left(\varepsilon x - \frac{\Omega x^3}{3} \right) \right] \quad (2)$$

¹ Сигналы ЭЭГ, соответствующие другим отделам головного мозга, аналогичны рис. 1.

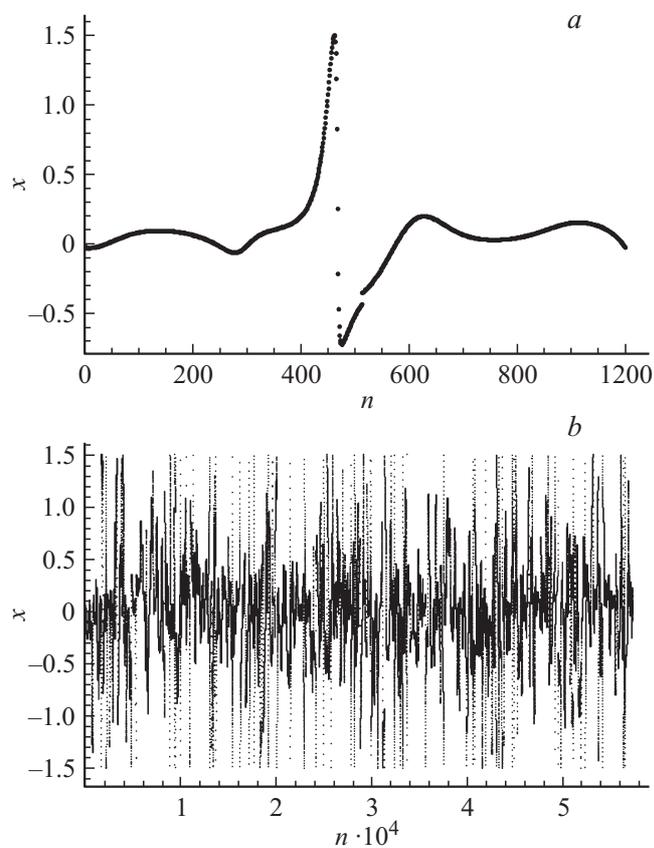


Рис. 2. Временные зависимости разности фаз $x(n)$ между сигналами, снятыми с отделов С3 и Cz головного мозга человека, в течение пик-волновых разрядов (*a*) и синхронных участков фоновой активности головного мозга человека (*b*) (n — дискретное время).

(где A — коэффициент нормировки, определяемый из условия

$$\int_{x_1}^{x_2} \rho(x) dx = 1, \quad (3)$$

D — интенсивность шума, ε и Ω — управляющие параметры), характерной для закритической области значений управляющего параметра ε , соответствующей режиму перемежающейся фазовой синхронизации [8,9].

Поиск параметров аппроксимации осуществлялся следующим образом. Для нахождения параметра D было сделано предположение о том, что распределение плотности вероятности $\rho(x)$ визуально напоминает гауссово распределение плотности вероятности, которое в упрощенном виде можно записать как

$$\rho_G(x) = A_G \exp[-2B(x - K)^2], \quad (4)$$

где K и B — аналоги математического ожидания и дисперсии, A_G — нормировочный множитель. Параметр K соответствует максимуму распределения (4), а следовательно, оказывается связанным с параметрами Ω и ε распределения (2) следующим образом:

$$K = -\sqrt{\frac{\varepsilon}{\Omega}}. \quad (5)$$

Раскладывая правые части (2) и (4) в ряд Тейлора в точке (5), ограничившись вторым порядком малости и сравнивая коэффициенты произведенных разложений при равных степенях, можно найти связь между параметрами B и D :

$$D = \frac{\sqrt{\varepsilon\Omega}}{B}. \quad (6)$$

Параметры A_G и K могут быть найдены из сопоставления максимумов численно полученного распределения вероятности и его аппроксимации закономерностью (4); параметр B находится при помощи метода наименьших квадратов. Тогда связь между параметрами D , ε и Ω определяется соотношением (6), где параметр B является известным, что делает возможным поиск остальных параметров аппроксимации:

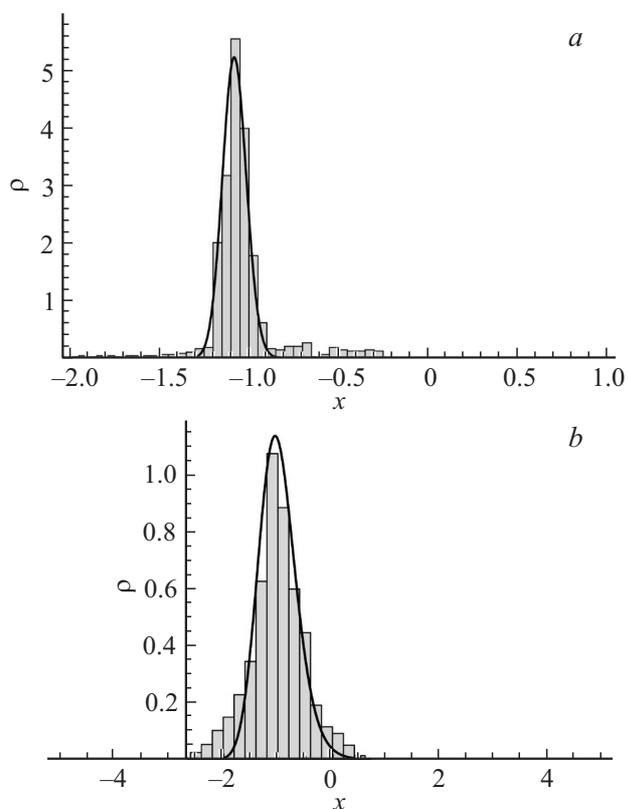


Рис. 3. Распределения плотности вероятности $\rho(x)$, полученные для пиковолновых разрядов (*a*) и для участков фоновой активности головного мозга человека (*b*) (гистограммы), и их аппроксимации закономерностью (2).

связь между параметрами A , ε и Ω находится также из сопоставления максимумов аналитически (распределение (2)) и численно полученных распределений, а параметр Ω находится при помощи метода наименьших квадратов. Параметры x_1 и x_2 в формуле (1) определяются эмпирически из вида $\rho(x)$.

Предложенный метод применен как к пик-волновым разрядам, так и к участкам фоновой активности головного мозга человека. Полученные распределения плотности вероятности разности фаз и их аппроксимация закономерностью (2) приведены на рис. 3, *a* (пик-волновые разряды) и 3, *b* (синхронные участки фоновой активности) соответственно. В первом случае были получены параметры аппроксимации $B \approx 56.70$, $D \approx 0.182$, $\varepsilon \approx 0.468$, $A \approx 1.917 \cdot 10^{-38}$, $\Omega \approx 0.4$, во втором случае — $B \approx 2.30$, $D \approx 0.182$, $\varepsilon \approx 0.441$, $A \approx 0.384$, $\Omega \approx 0.4$. Показатели Ляпунова в обоих случаях оказываются отрицательными, а их отношение друг к другу оказывается равным $\Lambda_1/\Lambda_2 \approx 1.12$, что говорит о более высокой степени синхронизма пик-волновых разрядов по сравнению с участками фоновой активности головного мозга человека.

Таким образом, в настоящей работе предложен метод оценки степени синхронности режима перемежающейся фазовой синхронизации по временному ряду, основанный на вычислении условного нулевого показателя Ляпунова. Метод применен к нейрофизиологическим данным — электроэнцефалограммам человека, страдающего эпилепсией. Показано, что пик-волновые разряды характеризуются более высокой степенью синхронизма по сравнению с участками фоновой активности головного мозга.

Авторы благодарны А.А. Короновскому, А.Е. Храмову и М.О. Журавлеву за предоставленные данные и помощь в их обработке. Работа выполнена при поддержке Совета по грантам Президента РФ для поддержки молодых ученых (МК-4574.2016.2).

Список литературы

- [1] Janson N.B., Balanov A.G., Anishchenko V.S., McClintock P.V.E. // Phys. Rev. Lett. 2001. V. 86 (9). P. 1749–1752.
- [2] Bob P., Palus M., Susta M., Glaslova K. // Neurosci. Lett. 2008. V. 447. P. 73–77.
- [3] Анищенко В.С., Постнов Д.Э. // Письма в ЖТФ. 1988. Т. 14. В. 6. С. 569.

- [4] *Rosenblum M.G., Pikovsky A.S., Kurths J.* // Phys. Rev. Lett. 1996. V. 76 (11). P. 1804–1807.
- [5] *Pikovsky A.S., Osipov G.V., Rosenblum M.G. et al.* // Phys. Rev. Lett. 1997. V. 79 (1). P. 47–50.
- [6] *Hramov A.E., Koronovskii A.A., Kurovskaya M.K., Boccaletti S.* // Phys. Rev. Lett. 2006. V. 97. P. 114101.
- [7] *Hramov A.E., Koronovskii A.A., Midzyanovskaya I.S. et al.* // Chaos. 2006. V. 16. P. 043111.
- [8] *Hramov A.E., Koronovskii A.A., Kurovskaya M.K.* // Phys. Rev. E. 2008. V. 78. P. 036212.
- [9] *Moskalenko O.I., Koronovskii A.A., Hramov A.E.* // Phys. Rev. E. 2015. V. 92. P. 012913.
- [10] *Короновский А.А., Куровская М.К., Храмов А.Е., Шурыгина С.А.* // ЖТФ. 2009. Т. 79. В. 10. С. 1–9.
- [11] *Benettin G., Galgani L., Giorgilli A., Strelcyn J.-M.* // Meccanica. 1980. V. 15. P. 9–30.
- [12] *Wolf A., Swift J., Swinney H.L., Vastano J.* // Physica D. 1985. V. 16. P. 285.
- [13] *Москаленко О.И., Павлов А.С.* // Письма в ЖТФ. 2014. Т. 40. В. 12. С. 66–72.
- [14] *Hramov A.E., Koronovskii A.A., Makarov V.A. et al.* Wavelets in Neuroscience. Heidelberg, New York, Dordrecht, London: Springer, 2015.
- [15] *Павлов А.Н., Храмов А.Е., Короновский А.А. et al.* // УФН. 2012. Т. 182. В. 9. С. 905–939.
- [16] *Hramov A.E., Koronovskii A.A.* // Chaos. 2004. V. 14 (3). P. 603–610.
- [17] *Москаленко О.И., Короновский А.А., Храмов А.Е., Журавлев М.О.* // Письма в ЖЭТФ. 2016. Т. 103 (8). С. 606–610.