

Об одном подходе к оценке межканальной фазовой синхронизации сигналов электроэнцефалограмм

Ю.В. Обухов¹, Р.А. Толмачева¹

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

Аннотация. Широко применяемые в настоящее время методы оценки когерентности сигналов электроэнцефалограмм (ЭЭГ) имеют хорошо известные недостатки, связанные с необходимостью усреднения оценки когерентности по непересекающимся временным эпохам и широким частотным диапазонам, влиянием на эту оценку амплитудной модуляции и шумов. В докладе рассматривается новый подход к оценке фазовой синхронизации сигналов ЭЭГ, заключающийся в вычислении фаз сигналов в точках хребта их вейвлет-спектрограмм. Эти точки, при определенных условиях, обладают свойством стационарности фазы. В этом случае не требуется проводить упомянутые усреднения. Рассмотрены оценки межканальной фазовой связанности ЭЭГ при выполнении когнитивных и моторного тестов.

1. Введение

Исследование межканальной когерентности электроэнцефалограмм (ЭЭГ) и магнитных энцефалограмм является широко распространенным методом диагностики патологий мозга в различных разделах. Когерентность является оценкой фазовой связанности сигналов в двух каналах. Как правило [1-3], когерентность двух сигналов оценивается через их нормированную комплексную кросс-корреляцию, вычисляемую путем перемножения нормированных компонентов Фурье сигналов. Рассматривая образ сигналов, когерентность между двумя каналами ЭЭГ определяется как линейная зависимость двух сигналов при определенной частоте [2]. Пусть $x_i(f)$ и $x_j(f)$ - комплексные Фурье преобразования временных рядов $\hat{x}_i(t)$ и $\hat{x}_j(t)$ каналов i и j , соответственно. Тогда кросс-спектр определяется как:

$$S_{ij}(f) = \langle x_i(f)x_j^*(f) \rangle \quad (1)$$

где $*$ - комплексное сопряжение и $\langle \rangle$ - математическое ожидание. На практике, математическое ожидание оценивают, как среднее достаточно большого числа эпох.

Когерентность определяется как нормированный кросс-спектр:

$$C_{ij}(f) = \frac{S_{ij}(f)}{(S_{ii}(f)S_{jj}(f))^{1/2}} \quad (2)$$

и связность определяется как абсолютное значение когерентности

$$\text{Coh}_{ij}(f) = |C_{ij}(f)| \quad (3)$$

Фазовая связность рассчитывается фазы сигналов i и j , связанных между собой. Если записывать Фурье преобразование сигналов как $x_i = r_i \exp(i\Phi_i)$ и $x_j = r_j \exp(i\Phi_j)$, тогда кросс-спектр рассчитывается:

$$S_{ij}(f) = \langle r_i r_j \exp(i\Delta\Phi) \rangle \quad (4)$$

где $\Delta\Phi = \Phi_i - \Phi_j$ - разность фаз между сигналами каналов i и j при определенной частоте.

Для вычисления фазовой связности кросс-спектр нормируется на 'глобальные' амплитуды $\langle r_i^2 \rangle^{1/2}$ и $\langle r_j^2 \rangle^{1/2}$. Если сигналы в двух каналах независимы, $\Delta\Phi$ является случайным числом и

связность равняется нулю. Стоит сравнить связность в отношении (1:1) ‘Phase-Locking’ или ‘Фазовая синхронизация’, которая определяется как невзвешенное среднее

$$P = \langle \exp(i\Delta\Phi) \rangle \tag{5}$$

Далее разность фаз усредняется в некотором заранее заданном из нейрофизиологических соображений частотном диапазоне. Обычно это диапазоны, соответствующие ритмам ЭЭГ, дельта, тета, альфа и др. Вычисляя усредненную разность фаз между всеми парами сигналов и подбирая порог отсека, получают фазово-связанные пары участков мозга.

В когерентном анализе проводится усреднение когерентности или разности фаз по различным временным эпохам и в частотном диапазоне, заранее заданном исходя из нейрофизиологического опыта. Это, а также выбор порога значений когерентности, выше которого выбираются фазово-связанные пары сигналов, являются недостатками когерентного анализа существенно нестационарных сигналов, приводящими к неустойчивости определения межканальной связанности электрофизиологических сигналов. Наиболее подробно эти недостатки рассмотрены в работе [4]. В этой связи актуальной является задача развития метода как для определения фазово-связанных пар сигналов по данным однократных тестов (single trial), так и для более устойчивого выбора порога когерентности.

В докладе рассматривается новый подход к оценке фазовой синхронизации нестационарных сигналов ЭЭГ при когнитивных тестах. Под фазовой синхронизацией двух (phase locking) сигналов понимается:

$$|\varphi_{i,j}(t)| \leq const, \tag{6}$$

где $\varphi_{i,j}(t) = n\phi_i(t) - m\phi_j(t)$, ϕ - фаза сигнала, n, m -целые числа.

Мы рассмотрим случай $n = m = 1$, который легко обобщить на случай любых $n \neq m$.

2. Методика работы

В широко известной книге Малла [5] хребты вейвлет-спектрограмм определяются как точки стационарной фазы, в том смысле, что в них производная фазы по времени равна частоте. В работе [6], посвященной компьютерному моделированию плавной музыки, показано, что в точках время- и частотно - асимптотических хребтов вейвлет-спектрограмм фаза стационарна в том смысле, что в этих точках $d\phi / dt \approx \omega$.

Рассмотрим подход к оценке межканальной фазовой связанности ЭЭГ в точках хребтов их вейвлет спектрограмм со стационарной фазой, рассматривая эту задачу как обратную задаче моделирования хребтов. Сначала находим хребет с максимальным значением спектральной плотности мощности $S(\tau, f)$ в каждой точке отсчета τ_i вейвлет-спектрограммы Морле:

$$W(\tau, T) = \frac{1}{\sqrt{T}} \int x(t) \psi\left(\frac{t-\tau}{T}\right) dt, \tag{7}$$

$$\psi(\eta) = \frac{1}{\sqrt{\pi F_b}} e^{2i\pi F_c \eta} e^{-\frac{\eta^2}{F_b}}, \tag{8}$$

$$S(\tau, f) = |W(\tau, f)|^2 \tag{9}$$

где $F_b = F_c = 1$.

Далее фазу сигнала вычисляем в точках хребта $\phi_i = 2\pi f \tau_i$ и, соответственно, разность фаз двух сигналов.

В этом случае в оценку когерентности не входят точки вейвлет-спектрограмм с нестационарной фазой, которые входят в оценки когерентности. Некоторые точки хребтов могут не удовлетворять условиям асимптотики, что приведет к ошибкам в вычислении фазы. Однако эта ошибка будет существенно меньше ошибок, связанных с усреднением разности фаз в диапазоне частот хребта.

Удалив в вейвлет-спектрограмме частотный диапазон обработанного хребта, можно далее применить описанный алгоритм для выделения другого хребта (в другом частотном диапазоне и т.д.).

3. Полученные результаты

Анализировались ЭЭГ здоровых испытуемых, которые выполняли когнитивные и моторные задачи изолированно и одновременно (двойные задачи). Ниже для примера приведены результаты анализа фазовой связанности при 2-х когнитивных тестах №1 и №2 с мысленным решением разных вариантов арифметических задач. При выполнении моторной задачи №3 испытуемый, стоя на стабилографической платформе, должен был поддерживать определенную позу.

На рисунке 1 приведен пример спектральной плотности мощности вейвлет-спектров (вейвлет-спектрограмм) в паре отведений ЭЭГ при когнитивном тесте с выделенными точками максимальной спектральной плотности мощности (хребта).

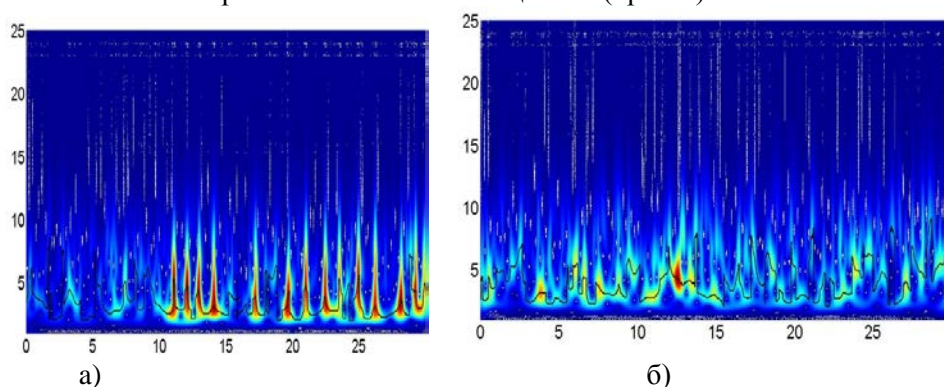


Рисунок 1. Вейвлет - спектрограмма Морле сигнала в паре отведений ЭЭГ при когнитивном тесте с выделенным хребтом. а) Для одного отведения. б) Для второго отведения. Ось абсцисс – время в секундах, ось ординат – частота в Гц, цвет пропорционален спектральной плотности мощности (красное – max).

На рисунке 2 представлены гистограммы значений разности фаз сигналов в двух парах отведений, вычисленных в точках максимальной спектральной плотности мощности за время проведения когнитивного теста. Первую пару отведений (рисунок 2а) можно отнести к фазово-связанной паре. Другую же пару (рисунок 2б) можно отнести к фазово-несвязанной паре.

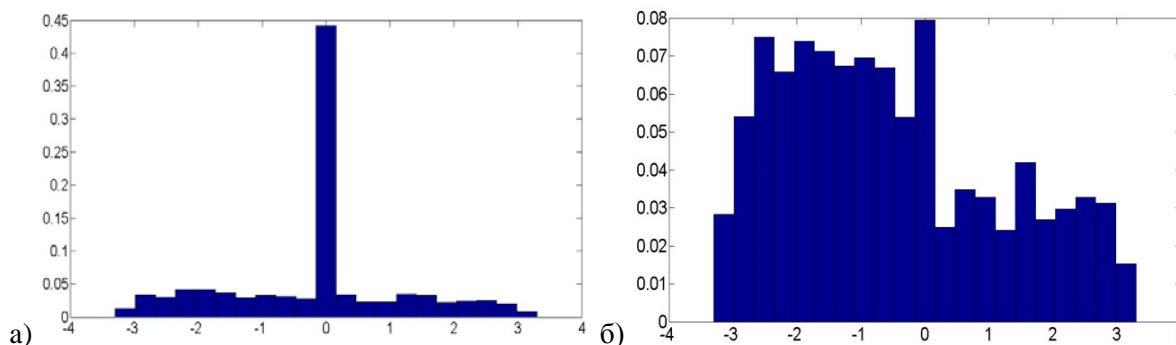


Рисунок 2. Гистограммы разности фаз в точках хребта. Ось абсцисс – разность фаз (шаг $0,1\pi$), ось ординат – доля точек хребта. а) Случай фазово-связанной пары отведений ЭЭГ. б) Случай фазово-несвязанной пары отведений ЭЭГ.

По полученным гистограммам были построены графики распределения доли максимума гистограмм в записях ЭЭГ без тестов и при когнитивных тестах. Данные распределения представлены на рисунке 3.

Из рисунка 3 видно, что при когнитивном тесте связность пар отведений выше, чем при записи ЭЭГ без теста. Также можно определить фазово-связанные пары отведений.

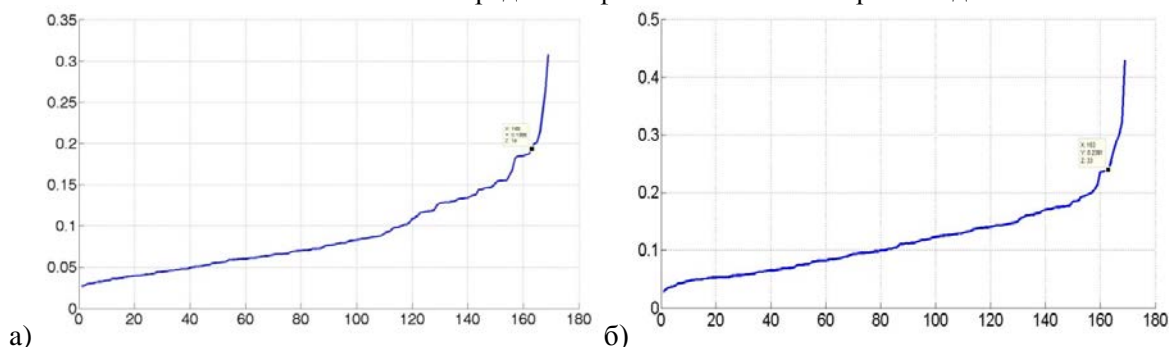


Рисунок 3. Распределение max доли гистограмм. Ось ординат – значение max доли гистограмм разности фаз отведений (доля значений в диапазоне от $-0,05\pi$ до $0,05\pi$), ось абсцисс – номер пары отведений в порядке возрастания. а) Случай записи ЭЭГ без теста. б) Запись ЭЭГ при когнитивном тесте.

В таблице 1 приведены примеры фазово-связанных пар отведений при записях ЭЭГ без тестов, при двух когнитивных и моторном тесте.

Из таблицы 1 видно, что при когнитивных и моторных тестах, в отличие от записи ЭЭГ без тестов, наблюдается новая пара фазово-связных отведений Fp1-Fp2. Также у каждого из тестов появляется своя, уникальная, пара фазово-связанных отведений: у когнитивного теста №1: Fz-F4, у когнитивного теста №2: Fp2-F8, у моторного теста: Cz-C4.

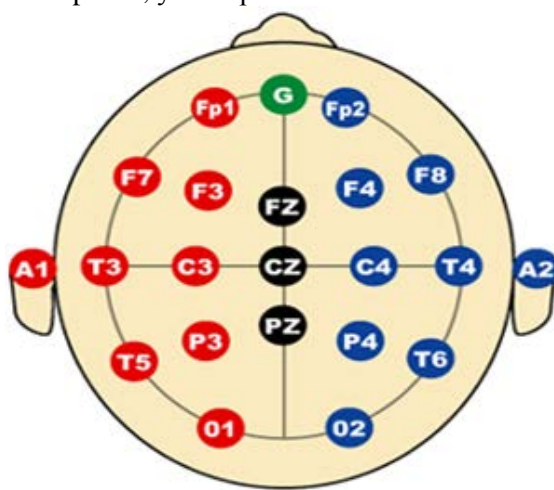


Рисунок 4. Стандартная система размещения электродов на поверхности головы «10-20%»

Таблица 1. Пары фазово-связанных электродов.

Запись без теста	Когнитивный тест №1	Когнитивный тест №2	Моторный тест
P3-Pz	P3-Pz	P3-Pz	P3-Pz
F3-Fz	F3-Fz	F3-Fz	F3-Fz
Pz-P4	Pz-P4	Pz-P4	Pz-P4
	Fp1-Fp2	Fp1-Fp2	Fp1-Fp2
	Fz-F4	Fp2-F8	Cz-C4

4. Выводы

Предложен подход к улучшению вычисления оценки фазовой синхронизации сигналов ЭЭГ, позволяющий избавиться от недостатков существующих оценок когерентности, связанных с необходимостью усреднения оценок в широком диапазоне частот. Метод апробирован в задаче анализ межканальной фазовой синхронизации при когнитивных и моторных тестах.

5. Литература

- [1] Wending, F. From EEG signals to brain connectivity: a model-based evaluation of interdependence measures / F. Wending, K. Ansari-Asl, F. Bartolomei, L. Senhadji // *Journal of Neuroscience Methods*, Elsevier. – 2009. - Vol. 183(1). – P. 9-18.
- [2] Nolte, G. Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherency / G. Nolte, O. Bai, L. Wheaton, Z. Mari, S. Vorbach, M. Hallett // *Clin. Neurophysiol.* – 2004. – Vol. 115. – P. 2292-2307.
- [3] Zhana, Y. Detecting time-dependent coherence between non-stationary electrophysiological signals. A combined statistical and time-frequency approach / Y. Zhana, D. Halliday, P. Jiang, X. Liu, J. Feng // *Journal of Neuroscience Methods*. – 2006. – Vol. 156. – P. 322-332.
- [4] Кулаичев, А.П. Об информативности когерентного анализа / А.П. Кулаичев // *Журнал высшей нервной деятельности*. – 2009. – Т. 59, № 6. – С. 766-775.
- [5] Малла, С. Вейвлеты в обработке сигналов / С. Малла. – М: Мир, 2005. – 671 с.
- [6] Guillemain, P. Characterization of Acoustic Signals Through Continuous Linear Time-Frequency Representations / P. Guillemain, R. Kronland-Martinet // *Proceedings of the IEEE*. – 1996. – Vol. 84(4). – P. 561-585.

About one approach to assessing the inter-channel phase synchronization of electroencephalogram signals

Y.V. Obukhov¹, R.A. Tolmacheva¹

¹ Kotelnikov Institute of Radioengineering and Electronics of RAS, Mokhovaya 11-7, Moscow, Russia, 125009

Abstract. Widely currently used methods of assessing coherence of electroencephalogram signals (EEG) have well-known drawbacks associated with the averaging of the evaluation of coherence in non-overlapping time periods and wide frequency ranges and associated with the influence of the assessment of amplitude modulation and noise. The report considers a new approach to the evaluation of phase coherence of EEG signals, consisting in the calculation of the phases of signals at the points of the ridges of their wavelet spectrograms. These points, under certain conditions, have property of stationary of the phase. In this case, it is not required to conduct mentioned averaging. Evaluations of inter-channel phase coherence of EEG signals using cognitive and motor tests are considered.

Keywords: non-stationary signals, wavelet spectrogram, ridges of the wavelet spectrogram, stationary phase, phase coherence.