

Установление фазово-связанных каналов ЭЭГ-сигналов при когнитивных и моторном тестах

Р.А. Толмачева¹, Ю.В. Обухов¹, Л.А. Жаворонкова²

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

²Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Бутлерова 5а, Москва, Россия, 117485

Аннотация. В рамках нового подхода к оценке фазовой когерентности сигналов электроэнцефалограмм в различных парах отведений выделены одинаковые межканальные связи у группы здоровых испытуемых при когнитивных и моторном тестах. Подход основан на вычислении и сравнении фаз в точках хребтов вейвлет-спектрограмм ЭЭГ. Установлены области интересов (пары фазово-связанных отведений) коры головного мозга при когнитивных и моторном тестах у здоровых испытуемых. Представлены результаты анализа межканальной фазовой когерентности у испытуемых с черепно-мозговой травмой.

1. Введение

На основании нового подхода об исследовании межканальной когерентности электроэнцефалограмм (ЭЭГ), предложенного нами, рассмотрены фазово-связанные пары отведений ЭЭГ на группах здоровых людей и пациентов с черепно-мозговой травмой (ЧМТ) при когнитивных и моторном тестах [1]. Когерентность является оценкой фазовой связанности сигналов в двух каналах. Как правило [2-4], 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 [3]. Пусть $x_i(f)$ и $x_j(f)$ – комплексные Фурье преобразования временных сигналов $x_i(t)$ и $x_j(t)$ 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

$$Coh_{ij}(f) = |C_{ij}(f)| \quad (3)$$

Фазовая связность рассчитывается через 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:

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

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 [5]. 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 представлено выявление фазово-связанных пар отведений ЭЭГ у группы здоровых испытуемых в количестве 8-ми человек и у пациентов с ЧМТ (5 человек). Фазово-связанные пары отведений ЭЭГ получены с помощью предложенного нами ранее [1] подхода к оценке фазовой синхронизации нестационарных сигналов ЭЭГ при когнитивных и моторном тестах. Под фазовой синхронизацией двух (phase locking) сигналов понимается:

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

где $\varphi_{i,j}(t) = n\phi_i(t) - m\phi_j(t)$, где 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 Маллы [6] хребты вейвлет-спектрограмм определяются как точки стационарной фазы, в том смысле, что в них производная фазы по времени равна частоте. В работе [7], посвященной компьютерному моделированию плавной музыки, показано, что в точках временно - и частотно - асимптотических хребтов вейвлет-спектрограмм фаза стационарна в том смысле, что в этих точках $d\phi/dt \approx \omega$.

Подход к оценке межканальной фазовой связанности ЭЭГ в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм со стационарной фазой, рассматривается как задача обратная задаче моделирования хребтов. В нашей работе [1] показано, что для амплитуды и фазы амплитудно-модулированного сигнала $x(t) = A(t)e^{i\varphi(t)}$ справедливо:

$$A(t) \approx |W(t, f_r)| \text{ и } \varphi(t) \approx \arctan\left(\frac{\text{Im}W(t, f_r)}{\text{Re}W(t, f_r)}\right) \tag{7}$$

Исходя из этого, сначала находим хребет с максимальным значением $|W(t, f_r)|$ в каждой точке отсчета τ_i вейвлет спектра Морле:

$$W(\tau, f) = \sqrt{f} \int x(t)\psi((t - \tau)f)dt \tag{8}$$

$$\psi(\eta) = \frac{1}{\sqrt{\pi F_b}} e^{2\pi i F_c \eta} e^{-\frac{\eta^2}{F_b}} \tag{9}$$

где $Fb = Fc = 1$.

Далее вычисляем разность фаз двух сигналов $x_i(t)$ и $x_j(t)$ в точках хребтов t_k их вейвлет-спектров (6) и выбираем $const$ для оценки их фазовой связанности.

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.

3. Полученные результаты

В рамках нового подхода к оценке фазовой когерентности ниже приведены результаты анализа фазовой связанности при 2-х когнитивных тестах и моторном тесте МТ1 здоровых испытуемых и людей с ЧМТ [8]. При выполнении когнитивного теста (СТ1) испытуемому в случайном порядке перечислялись предметы, относящиеся к категории “одежда” или “еда”. В течение теста он подсчитывал в уме количество предметов, относящихся к одной из указанных категорий, и в конце теста объявлял полученный результат. При выполнении когнитивной задачи (СТ2) врач в случайном порядке называл время. Испытуемый должен был мысленно представить себе циферблат часов и расположение на нем стрелок в соответствии с названным временем. Если обе стрелки находятся в одной и той же половине циферблата, он говорил “да”, а если в разных половинах - молчал. При выполнении моторной задачи МТ1 испытуемый, стоял на стабилографической платформе, с помощью которой на экране отображалось положение его центра тяжести, которое он должен был удерживать внутри круга некоторого диаметра. Все тесты выполнялись в течение 60 с.

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

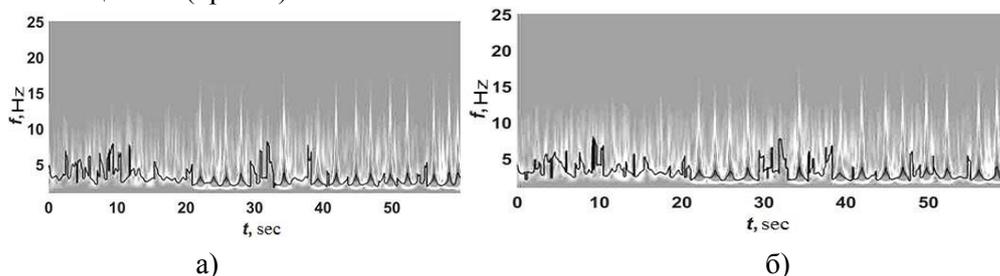


Рисунок 1. Вейвлет-спектрограмма Морле сигнала в паре отведений ЭЭГ с выделенным хребтом. а) Для одного отведения. б) Для второго отведения. По оси абсцисс – время в секундах, по оси ординат – частота в Гц.

На рисунке 2 представлены гистограммы значений долей $\rho_{i,j} = n_{i,j}/N$, где $n_{i,j}$ – количество отсчетов точек хребтов. Дискретизация гистограммы осуществлялась с $|\Delta\varphi_{i,j}(t_k)| < 0.05\pi m$, где $m = [-20, 20]$ и N – суммарное число точек отсчетов сигнала ЭЭГ за время проведения теста. Первую пару отведений Fr1-Fr2 (слева) можно отнести к фазово-связанной паре. Другую же пару Fr1-O2 (справа) следует отнести к фазово-несвязанной паре. На рисунке 2 видно, что $\rho_{i,j} < 0,1$ в фоне. Примем в качестве порога $\rho_{i,j}^{thr} = 0,1$ и будем считать, что выше него значениям долей точек хребта будут соответствовать фазово-связанные пары отведений.

По полученным гистограммам были построены графики распределения доли максимума гистограмм в записях ЭЭГ без тестов и при когнитивных и моторном тестах. Данные распределения представлены на рисунке 3. Были проанализированы записи 19 канальной ЭЭГ, поэтому количество пар отведений составляет 171. На рисунке 3 определенному значению по оси абсцисс для каждого теста соответствует, возможно, отличная от других пара отведений ЭЭГ.

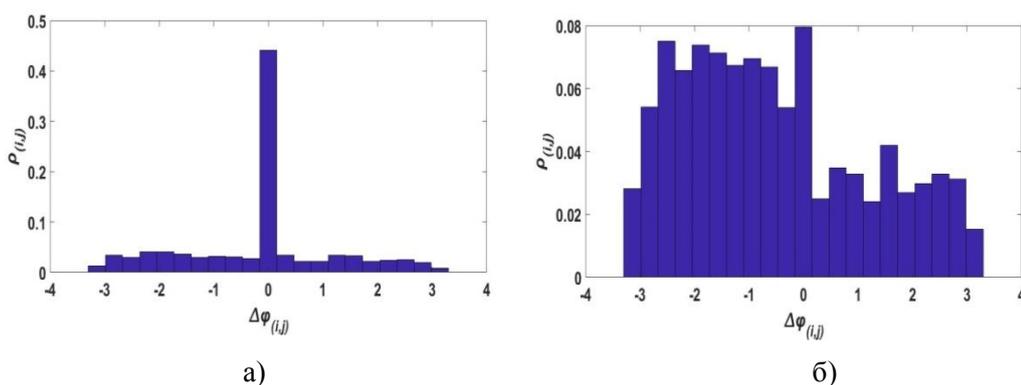


Рисунок 2. Гистограммы долей $P_{i,j}$ разности фаз в точках хребта вейвлет-спектрограмм в двух отведениях ЭЭГ. Ось абсцисс – разность фаз (шаг $0,05\pi$), ось ординат – доля точек хребта. а) Случай фазово-связанной пары отведений ЭЭГ. б) Случай фазово-несвязанной пары отведений ЭЭГ.

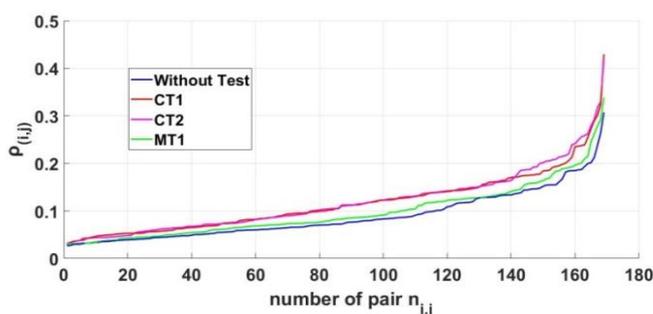


Рисунок 3. Распределение доли точек отсчета $P_{i,j}$ по парам отведений ЭЭГ, сортированное в порядке возрастания. По оси абсцисс отложены номера пар отведений ЭЭГ. Синяя линия – запись ЭЭГ без теста; красная – при тесте СТ1; фиолетовая – при тесте СТ2; зеленая – при моторном тесте МТ1.

Из зависимостей рисунка 3 можно выделить фазово-синхронизированные пары отведений, которые возникают только при проведении теста. Исходя из полученных пар отведений ЭЭГ, можно найти совпадающие у разных людей в группе пары отведений для каждого из тестов, которые представлены на рисунке 4.

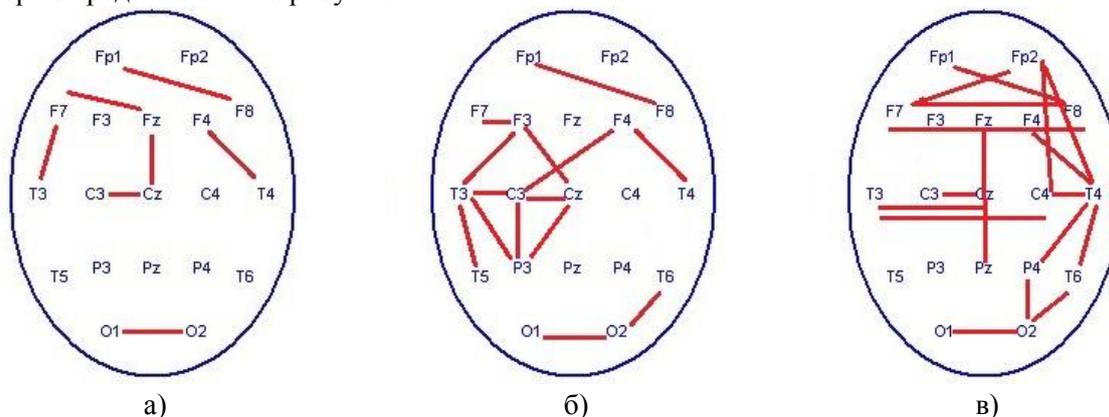


Рисунок 4. Общие пары отведений ЭЭГ при когнитивных тестах СТ1 и СТ2 и моторном тесте МТ1 у здоровых испытуемых в количестве 8-ми человек. а) МТ1; б) СТ1; в) СТ2.

Из рисунка 4 видна латерализация - большая активация левого полушария при выполнении задачи СТ1 и правого - задачи СТ2, а также большее число связей отражает разные усилия, необходимые для выполнения каждой из задач, которые по сложности выполнения (от легкой

к трудной можно расположить в следующей последовательности: МТ1 – СТ1 – СТ2). Проанализированы записи ЭЭГ у 8-ми здоровых испытуемых. В соответствии с литературными данными у здоровых людей выполнение счетно-логических задач сопровождается преимущественной активацией префронтальных отделов левого полушария (тест СТ1), а при решении пространственно-образных заданий (тест СТ2) - правого полушария [9]. Отличительные фазово-связанные пары отведений на рисунке 4 представлены для 8-ми здоровых людей (красная линия: общие пары отведений, которые присутствуют у большинства здоровых испытуемых).

На рисунке 5 представлены фазово-связанные пары отведений у 5-ти людей с ЧМТ. У больных испытуемых видно существенное нарушение связей. Фазово-связанные пары отведений у каждого больного представлены определенным цветом.

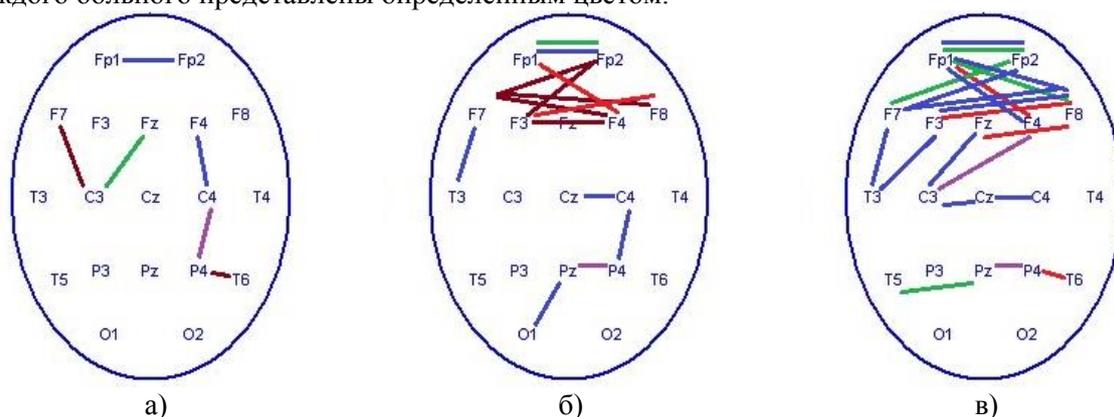


Рисунок 5. Отличительные пары отведений ЭЭГ при когнитивных тестах СТ1 и СТ2 и моторном тесте МТ1 у людей с ЧМТ в количестве 5-ти человек. а) МТ1; б) СТ1; в) СТ2. Определенному цвету соответствует один пациент с ЧМТ.

Из рисунка 5 видно, что общих фазово-связанных пар практически не наблюдается или отсутствуют вовсе. Общие пары отведений представлены только у двух больных при тесте СТ2: Fp1 – Fp2 и при тесте СТ2 у трех больных немного задействована лобная область – это пары Fp1-Fp2, Fp1-F8, Fp2-F7, F3- F8 и Fp1-F4. Активация левого полушария при выполнении задачи СТ1 и правого – при задачи СТ2 у больных людей отсутствует.

4. Выводы

В рамках нового подхода к оценке фазовой синхронизации сигналов электроэнцефалограмм в различных каналах, основанного на вычислении и сравнении фаз сигналов в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм, выделены одинаковые межканальные связи у здоровых испытуемых при когнитивных и моторном тестах. Уточнены области интересов коры головного мозга при двух когнитивных (СТ1 и СТ2) и моторном (МТ1) тестах у здоровых испытуемых. При выполнении когнитивного теста (СТ1) испытуемому в случайном порядке перечислялись предметы, относящиеся к категории “одежда” или “еда”. В течение теста он подсчитывал в уме количество предметов, относящихся к одной из указанных категорий, и в конце теста объявлял полученный результат. При выполнении когнитивной задачи (СТ2) врач в случайном порядке называл время. Испытуемый должен был мысленно представить себе циферблат часов и расположение на нем стрелок в соответствии с названным временем. Если обе стрелки находятся в одной и той же половине циферблата, он говорил “да”, а если в разных половинах - молчал. Представлены результаты анализа межканальной фазовой связанности у испытуемых с черепно-мозговой травмой. Показано, что активация левого полушария при выполнении задачи СТ1 и правого – при задачи СТ2 присутствует у здоровых испытуемых и отсутствует у пациентов с черепно-мозговой травмой.

5. Литература

- [1] Tolmacheva, R.A. New Approach to Estimation of Interchannel Phase Coupling of Electroencephalograms / R.A. Tolmacheva, Yu.V. Obukhov, A.F. Polupanov, L.A. Zhavoronkova // *Journal of Communications Technology and Electronics*. – 2018. – Vol. 63(9). – P. 1070-1075. DOI: 10.1134/S1064226918090206.
- [2] Wending, F. From EEG signals to brain connectivity: a model-based evaluation of interdependence measures / F. Wending, K. Ansari-Asl, L. Bartolomei, F. Senhadji // *Journal of Neuroscience Methods*, Elsevier. – 2009. – Vol. 183(1). – P. 9-18.
- [3] Nolte, G.M. Hallett. Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherency / G. Nolte, O. Bai, L. Wheaton, Z. Mari, S. Vorbach // *Clin. Neurophysiol.* – 2004. – Vol. 115. – P. 2292-2307.
- [4] 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.
- [5] Кулаичев, А.П. Об информативности когерентного анализа // *Журнал высшей нервной деятельности*. – 2009. – Т. 59, № 6. – С. 766-775.
- [6] Малла, С. Вейвлеты в обработке сигналов. – М: Мир, 2005. – 671 с.
- [7] 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.
- [8] Obukhov, Y.V. On an approach to assessing the inter-channel phase synchronization of electroencephalogram signals / Y.V. Obukhov, R.A. Tolmacheva, A.F. Polupanov, L.A. Zhavoronkova // *CEUR Workshop Proceedings*. – 2018. – Vol. 2212. – P. 84-88.
- [9] Жаворонкова, Л.А. Как мозг человека одновременно решает две задачи? / Л.А. Жаворонкова, Т.П. Шевцова, О.А. Максакова. – Саарбрюкен: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2017

Благодарности

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-07-00609.

The determination of phase-coupled channels of EEG signals during cognitive and motor tests

R.A. Tolmacheva¹, Y.V. Obukhov¹, L.A. Zhavoronkova²

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

²Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of RAS, Butlerova 5a, Moscow, Russia, 117485

Abstract. Identical inter-channel phase coherency of electroencephalogram (EEG) signals is determined for healthy subjects during cognitive and motor tests. EEG signal phase is evaluated at the points of its wavelet spectrogram ridge. Areas of interest of the cortex at cognitive and motor tests for group of healthy subjects are determined. Inter-channel EEG phase coherency for patients after a traumatic brain injury are represented.