

An automated method for detecting ionospheric disturbances

O.V. Mandrikova¹, N.V. Fetisova¹

¹Institute of Cosmophysical Research and Radio Wave Propagation FEB RAS, Mirnaya str. 7, Paratunka, Kamchatka region, Russia, 684034

Abstract. The paper proposes an automated method for the ionospheric parameter analysis and ionospheric disturbances detection. The method is based on a generalized multicomponent model of ionospheric parameters (GMCM) developed by the authors. The model describes regular variations of the ionosphere parameters and anomaly changes of various duration and intensity. The paper describes operations of detecting ionospheric anomalies and presents estimate of the method efficiency. On the example of the processing of the ionospheric critical frequency data (foF2) of the Kamchatka region, it is shown the possibility of applying the method in online data analysis (as recorded data become available). The method has been implemented in Aurora system for complex analysis of geophysical data (<http://lsaoperanalysis.ikir.ru/lsaoperanalysis.html>).

Мониторинг межканальной фазовой синхронизации ЭЭГ у пациентов с черепно-мозговой травмой до и после реабилитации

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

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

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

Аннотация Межканальная фазовая когерентность сигналов электроэнцефалограммы (ЭЭГ) определяется для здоровых испытуемых во время когнитивных тестов. Фаза сигнала ЭЭГ оценивается в точках хребта его вейвлет-спектрограммы. Рассмотрены фазово-связанные пары ЭЭГ каналов у пациентов с черепно-мозговой травмой (ЧМТ) до и после реабилитации. Определение фазово-связанных пар сигналов ЭЭГ использовалось для мониторинга лечения больных с ЧМТ, который позволяет определять положительную или отрицательную динамику лечения.

1. Введение

Обычно для оценки межканальной связанности ЭЭГ используют, как правило, когерентность или фазовую связанность сигналов [1-3]. Когерентность $Coh_{xy}(f)$ определяется через их нормированную комплексную взаимную корреляцию $C_{xy}(f)$ сигналов $x(t)$ и $y(t)$:

$$Coh_{xy}(f) = \left\langle \left| C_{xy}(f) \right| \right\rangle, C_{xy}(f) = \frac{S_{xy}(f)}{(S_{xx}(f)S_{yy}(f))^{1/2}}. \quad (1)$$

В когерентном анализе проводится усреднение $Coh_{xy}(f)$ по различным временным эпохам, а также в частотном диапазоне, заранее заданном исходя из нейрофизиологического опыта. Обычно это диапазоны, соответствующие ритмам ЭЭГ, дельта (2-4 Гц), тета (4-8 Гц), альфа (8-12 Гц). Такие усреднения, а также выбор порога значений синхронизации, выше которого выбираются связанные пары сигналов, являются недостатками когерентного анализа, приводящими к неустойчивости определения межканальной синхронизации ЭЭГ. Наиболее подробно эти недостатки рассмотрены в работе [4]. Обоснованность когерентного анализа существенно нестационарных сигналов ЭЭГ подвергается сомнению [2, 4].

Другой подход оценки фазовой связанности заключается в форсировании аналитического сигнала $x^*(t) = x(t) + iH(x(t))$, где $H(x(t))$ – преобразование Гильберта [5]. Далее из статистики зависимости от времени разности фаз пар сигналов получают оценки фазовой связанности двух сигналов [6]. Под фазовой синхронизацией двух (phase locking) сигналов понимается:

$$|\Phi_{x,y}(t)| \leq const \quad (2)$$

где $\Phi_{x,y}(t) = n\Phi_x(t) - m\Phi_y(t)$, Φ – фаза сигнала, n, m – целые числа.

Еще один подход к оценки фазовой связанности заключается в вычислении фазы для фазово-модулированного сигнала $x(t)$ в точках хребта их вейвлет спектра Морле [7]:

$$\Phi_x(t) \approx \Phi(t, f_r) = \arctan \left(\frac{\text{Im } W(t, f_r)}{\text{Re } W(t, f_r)} \right), \quad (3)$$

где $W(t, f_r)$ – хребет вейвлет-преобразования Морле.

Ранее нами был предложен подход к оценке межканальной фазовой связанности ЭЭГ [7], суть которого заключается в вычислении и сравнении фаз частотно-модулированных сигналов в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм. В рамках этого подхода исследованы фазово-связанные пары отведений ЭЭГ при двух типах когнитивных тестах у группы здоровых людей и пациентов с черепно-мозговой травмой (ЧМТ). Представлены результаты фазово-связанных пар у пациентов с ЧМТ до и после реабилитации, полученные с помощью нашего подхода и при вычислении фазы, как аргумента комплексного числа.

2. Материалы и методы

В широко известной книге Маллы [8] хребты вейвлет-спектрограмм определяются как точки стационарной фазы, в том смысле, что в них производная фазы по времени равна частоте. В работе [9], 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 $d\Phi / dt \approx \omega$.

ЭЭГ сигнал удовлетворяет асимптотическим свойствам при выполнении условий:

$$\left| \frac{d\Phi(t)}{dt} \right| \gg \left| \frac{1}{A(t)} \frac{dA(t)}{dt} \right|, \left| \frac{1}{A(t)} \frac{dA(t)}{dt} \right| \ll \left| \frac{1}{|W(t)|} \frac{d|W(t)|}{dt} \right|, \quad (4)$$

при условии: $0,5t^2 |\Phi''(t)| \ll 1$.

Подход к оценке межканальной фазовой синхронизации ЭЭГ в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм со стационарной фазой, рассматривается как задача обратная задаче моделирования хребтов. Ранее нами было показано [7], что для амплитуды и фазы амплитудно-модулированного сигнала $x(t) = A(t)e^{i\Phi(t)}$ справедливо:

$$A(t) \approx |W(t, f_r)| \text{ и } \Phi(t) \approx \arctan \left(\frac{\text{Im } W(t, f_r)}{\text{Re } W(t, f_r)} \right), \quad (5)$$

где $f_r(t_i) = \arg \left\{ \max_{f(t_i) \in [0, 5:25 \text{ Гц}]} |W(t_i, f(t_i))| \right\}$.

Однако хребет $|W(t, f_r)|$ можно рассматривать как фазово-модулированный сигнал [10] и вычислять его фазу по формуле:

$$\Phi(t, f_r) = 2\pi f_r(t_i)t \quad (6)$$

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

$$W(\tau, f) = \sqrt{f} \int x(t) \psi^*((t-\tau)f) dt, \quad \psi(\eta) = \frac{1}{\sqrt{\pi F_b}} e^{2\pi i F_c \eta} e^{-\frac{\eta^2}{F_b}} \quad (7)$$

где $F_b = F_c = 1$.

Далее вычисляем разность фаз двух сигналов $x(t)$ и $y(t)$ в точках хребтов (t_i, f_r) их вейвлет-спектров и выбираем $const = 0,01\pi$ в формуле (2) для оценки их фазовой синхронизации.

На рисунке 1 приведены два хребта вейвлет-спектра Морле для пары отведений ЭЭГ. Точки хребта - точки максимальной спектральной плотности мощности. Синяя линия соответствует ЭЭГ отведению Fp1. Красная линия соответствует ЭЭГ отведению Fp2. По оси абсцисс – время в секундах, по оси ординат – частота в Гц.

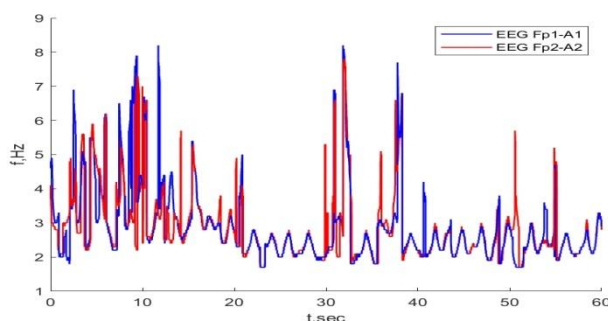


Рисунок 1. Хребты вейвлет-спектра Морле двух ЭЭГ отведений: Fp1(синяя линия) и Fp2 (красная линия).

Далее строим гистограммы значений разности фаз двух сигналов $x(t)$ и $y(t)$ как в работе [6]. На рисунке 2 представлены гистограммы значений долей $\rho_{x,y} = n_{x,y} / N$, где $n_{x,y}$ – число точек отсчетов хребтов с дискретизацией гистограммы $|\Delta\Phi_{x,y}(t_i)| < 0.01\pi$, N – суммарное число точек отсчета сигнала ЭЭГ за время проведения теста.

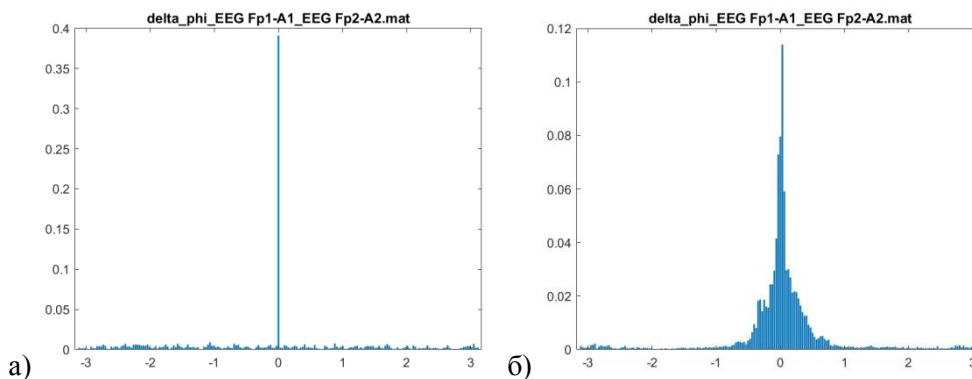


Рисунок 2. Гистограммы долей $\rho_{x,y}$ разности фаз в точках хребта вейвлет-спектрограмм в двух отведениях ЭЭГ для случая фазово-связанной пары отведений ЭЭГ: Fp1-Fp2. а) Гистограмма ЭЭГ сигналов, полученная методом, основанным на вычислении и сравнении фаз сигналов с фазовой модуляцией в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм (6). б) Гистограмма ЭЭГ сигналов, полученная при вычислении фазы по формуле (5).

Были проанализированы записи 19-ти канальной ЭЭГ (т.е. количество пар отведений составляет 171) у группы контрольных испытуемых в количестве 8-ми человек и у группы 12 пациентов с ЧМТ средней тяжести, из них у 3-х пациентов до и после реабилитации при двух когнитивных тестах: когнитивный счетно-логический тест (СТ1) и когнитивный пространственно-образный тест (СТ2). При выполнении когнитивного счетно-логического теста 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 когнитивного пространственно-образного теста 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. Все тесты выполнялись в течение 60 с. Запись ЭЭГ выполнялась как при проведении тестов, так и без них.

На рисунке 3 представлена зависимость максимального значения долей $\rho_{x,y}$ разности фаз в точках хребта вейвлет-спектрограмм в двух отведениях ЭЭГ от номера пары отведений для записи ЭЭГ без теста, во время СТ1 теста и во время СТ2 теста.

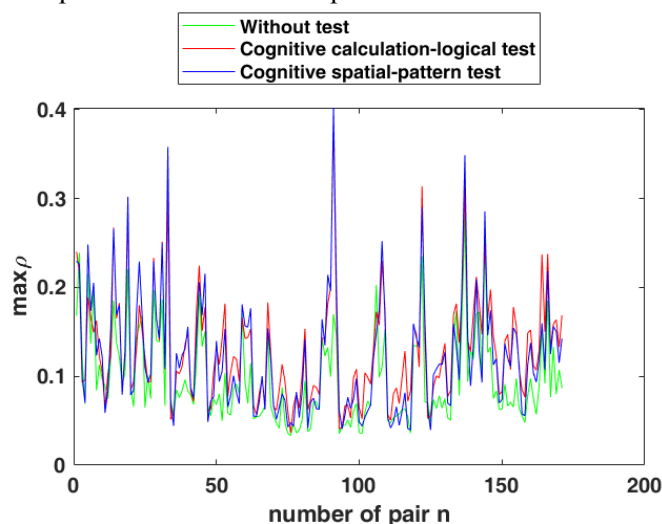


Рисунок 3. График зависимости $\max \rho_{x,y}$ от номера пары ЭЭГ отведений при записи ЭЭГ без теста (зеленая линия); при записи ЭЭГ во время СТ1 теста (красная линия); при записи ЭЭГ во время СТ2 теста (синяя линия).

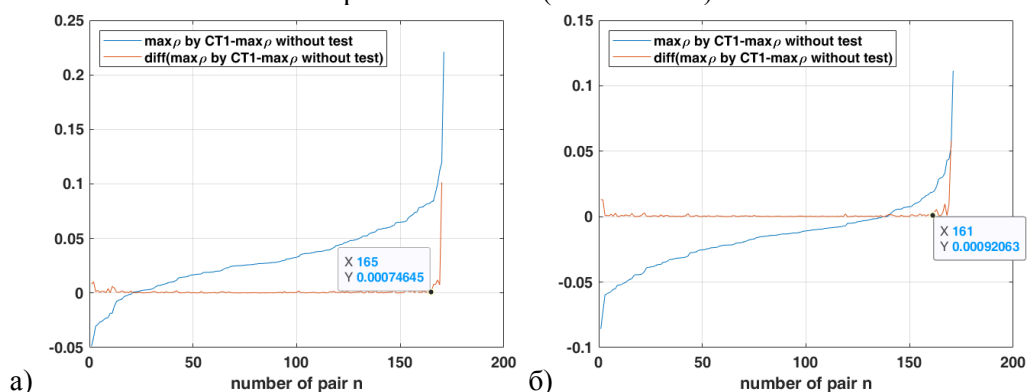


Рисунок 4. Графики зависимости разности $\max \rho_{x,y}$ при СТ1 тесте от $\max \rho_{x,y}$ без теста и ее производной. Синяя линия - разность $\max \rho_{x,y}$ при СТ1 тесте от $\max \rho_{x,y}$ без теста. Красная линия – производная разности $\max \rho_{x,y}$ при СТ1 тесте от $\max \rho_{x,y}$ без теста. а) Пример для контрольного испытуемого. б) Пример для пациента с ЧМТ. Видно, у контрольного испытуемого значение разности $\max \rho_{x,y} \approx 0,22$ больше, чем у пациента с ЧМТ:

$$\max \rho_{x,y} \approx 0,12 .$$

Удобно рассматривать разность между $\max \rho_{x,y}$ пар отведений при тесте и $\max \rho_{x,y}$ без теста. На рисунке 4 приведены графики разности $\max \rho_{x,y}$ и ее производной. Целесообразно рассматривать пары отведений с номерами большими, чем в точке резкого возрастания $\max \rho_{x,y}$ как фазово-связанные.

3. Результаты

Из рисунков 5-6 видно, что большее количество фазово-связанных пар ЭЭГ каналов у группы контрольных испытуемых находится в левом полушарии при выполнении СТ1 теста и правого – при выполнении СТ2 теста. В соответствии с литературными данными у здоровых людей (левые рисунки) выполнение счетно-логических задач сопровождается преимущественной активацией межполушарных связей префронтальных отделов левого полушария, а при решении пространственно-образных заданий - правого полушария [11]. Наш подход подтверждает данное утверждение количественно.

Исследовались также динамика межканальной синхронизации ЭЭГ трех пациентов с ЧМТ до и после реабилитации. На рисунках 5-6 (правые рисунки) представлены фазово-связанные пары отведений ЭЭГ трех пациентов, которые возникают только в течение определенного теста до и после реабилитации. Видно, что после реабилитации восстанавливаются межполушарные связи.

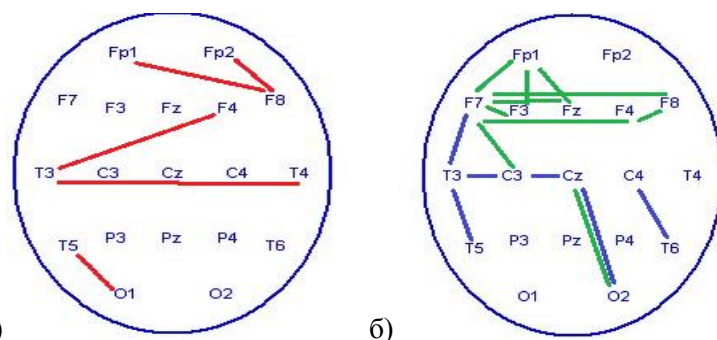


Рисунок 5. Фазово-связанные пары ЭЭГ отведений при СТ1 тесте. а) Пример для контрольного испытуемого. б) Пример для пациента с ЧМТ. Красные линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений контрольного испытуемого. Синие линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ до реабилитации. Зеленые линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ после реабилитации.

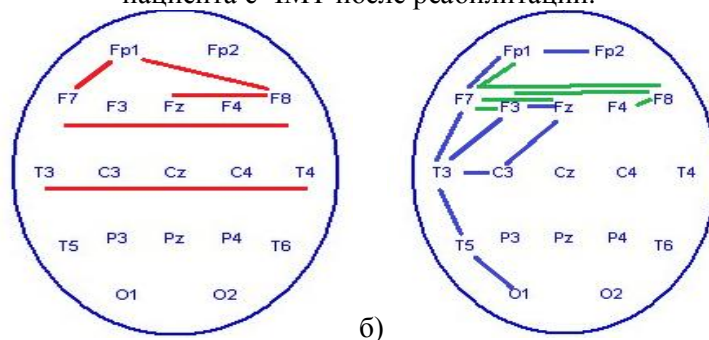


Рисунок 6. Фазово-связанные пары ЭЭГ отведений при СТ2 тесте. а) Пример для контрольного испытуемого. б) Пример для пациента с ЧМТ. Красные линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений контрольного испытуемого. Синие линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ до реабилитации. Зеленые линии – фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ после реабилитации.

Исходя из полученных результатов, представленных на рисунках 5-6, можно видеть положительную динамику лечения пациентов с ЧМТ. Фазово-связанные пары пациентов до и после реабилитации сравниваются с фазово-связанными парами группы контроля для каждого теста. Если при тесте СТ1 фазово-связанные пары находятся в левом (правом при СТ2) полушарии, как у контроля, и имеются межполушарные связи – можно сделать вывод о положительной динамике когнитивной функции. Таким образом, определение фазово-

связанных пар сигналов ЭЭГ может быть использовано для мониторинга лечения больных с ЧМТ и определения положительной или отрицательной динамики лечения.

4. Выводы

Представлен новый подход к оценке межканальной синхронизации ЭЭГ, основанный на вычислении фаз сигналов в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм. Исследована межканальная синхронизация ЭЭГ у 8 контрольных испытуемых и 12 пациентов с черепно-мозговой травмой в фоновом режиме и при двух когнитивных тестах – счетно-логическом и пространственно-образном. 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 фазово-связанные пары ЭЭГ отведениях, возникающие у здоровых испытуемых в группе при когнитивных тестах. Показано, что выполнение счетно-логических задач сопровождается преимущественной активацией префронтальных отделов левого полушария, а при решении пространственно-образных заданий – правого полушария и присутствует у здоровых испытуемых, но отсутствует у пациентов с черепно-мозговой травмой. Определение фазово-связанных пар сигналов ЭЭГ может быть использовано для анализа ЭЭГ записей пациентов с ЧМТ до и после реабилитации: для мониторинга лечения больных с ЧМТ, который позволяет определять положительную или отрицательную динамику лечения.

5. Благодарности

Работа выполнена в рамках государственного задания и частично поддержана Российским фондом фундаментальных исследований (проект РФФИ № 18-07-00609).

6. 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*. – 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] Zhan, Y. Detecting time-dependent coherence between non stationary electrophysiological signals. A combined statistical and time-frequency approach / Y. Zhan, 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] Rosenblum, M. Phase synchronization: from theory to data analysis / M. Rosenblum, A. Pikovsky, J. Kurths, C. Schafer, P. Tass // *Handbook of Biological Physics*. – 2001. – Vol. 4(9). – P. 279-321.
- [6] Tass, P. Detection of n:m Phase Locking from Noisy Data: Application to Magnetoencephalography / P. Tass, M. Rosenblum, J. Weule, J. Kurths, A. Pikovsky, J. Volkmann, A. Schnitzler, H.-J. Freund // *Physical Review letters*. – 1998. – Vol. 81(15). – P. 3291-3294.
- [7] 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.
- [8] Малла, С. Вейвлеты в обработке сигналов / С. Малла – М: Мир, 2005. – 671 с.
- [9] Guillemain, P. Characterization of Acoustic Signals Through Continuous Linear Time-Frequency Representations / P. Guillemain, R. Kronland-Martinet // *Proceedings of IEEE*. – 1996. – Vol. 84(4). – P. 561-585.
- [10] Харкевич, А.А. Спектры анализ – М.: Физматгиз, 1962. – 236 с.

- [11] 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.

Monitoring of inter-channel EEG phase synchronization in patients with traumatic brain injury before and after rehabilitation

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 The identical inter-channel phase coherency of electroencephalogram (EEG) is determined for control volunteers and for patients with traumatic brain injury (TBI) during and two cognitive tests. EEG phase is evaluated at the ridge points of its wavelet spectrogram. Phase-coupled pairs of EEG channels of patients with TBI before and post the rehabilitation are considered. The definition of phase-coupled pairs of EEG signals was used for the monitoring of the treatment of patients with TBI. Thus, the monitoring of treatment of the patients with TBI can determine the positive or negative dynamics of treatment.