

мощи АОС такого типа определяется временем накопления линейного фотодетектора. Ее величина может составлять единицы герц и даже меньше в зависимости от типа линейки фотоприемника.

Заключение

Метод акустооптической обработки БЭС обеспечивает полосу их анализа, равную $10^4 \dots 10^5$ разрешимых спектральных интервалов. Все изложенное позволяет утверждать, что применение АОС с пространственно-временным интегрированием обладает высокой эффективностью для безынерционной спектральной обработки ЭКС, полученных методом ЭКГ СВР.

Обработка ЭЭС, особенно полученных в режиме СВР, вполне эффективно может осуществляться рассмотренными спектральными процессорами, в частности для таких задач, как анализ острых волн и пиков и в особенности передних фронтов ВП. Это приводит к возможности диагностики развития ряда патологий головного мозга и центральной нервной системы, в том числе их ранних стадий.

Финансовая поддержка работы была обеспечена грантами Российского фонда фундаментальных исследований № 18-07-00830 и 19-07-00768.

Список литературы:

1. Zaichenko K.V., Zhmyleva A.A., Khrapov S.O., Logachev E.P., Gurevich B.S. Application of modern technologies in new ultra high resolution electrocardiography method / IEEE Xplore library. Proceedings of 2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT). Yekaterinburg, 14-15 May, 2020. PP. 0004-0007.
2. Зайченко К.В., Гуревич Б.С., Жмылева А.А., Князев А.А., Логачев Е.П. Методика электрокардиографических исследований при проведении экспериментов по созданию искусственной ишемии у подопытных животных // Медицинская техника. 2019. № 4. С. 17-20.
3. Зайченко К.В., Жмылева А.А., Логачев Е.П., Устинова Д.М., Храпов С.О. Медицинские аспекты применения радиолокационных методов обработки сигналов при реализации электрокардиографии сверхвысокого разрешения // Медицинская техника. 2021 (в печати).

4. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Электроэнцефалография в расширенных амплитудном и частотном диапазонах / Научная сессия ГУАП. Сб. докл.: в 3-х ч. Ч. II. Технические науки. – СПб.: ГУАП, 2019. С. 150-152.
5. Zaichenko K.V., Gurevich B.S. Early diagnostics of ischemia by means of electrocardiographic signals processing using acousto-optic Fourier processors with time integration // Proceedings of SPIE. 2019. Vol. 11075. P. 110751U.
6. Зайченко К.В., Горелова Н.А., Омельченко В.П., Поливаный Ф.В. Частные решения процедур вторичной обработки ЭКС по методу ЭКГ СВР для поиска временных характеристик маркеров кардиопатологий // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 9. С. 31-38.
7. Проклов В.В., Ушаков В.Н. Акустооптические процессоры спектрального типа. – М.: Радиотехника, 2012.
8. Zaichenko K.V., Gurevich B.S. Features of electroencephalographic signals acousto-optic processing // Proceedings of SPIE. 2020. Vol. 11360. P. 1136003.
9. Зайченко К.В., Гуревич Б.С., Мажник И.В. Обработка сигналов электрокардиографии сверхвысокого разрешения с помощью акустооптических Фурье-процессоров с временным интегрированием / Научная сессия ГУАП. Сб. докл.: в 3-х ч. Ч. II. Технические науки. – СПб.: ГУАП, 2018. С. 52-55.
10. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Метод расчета характеристик многоэлементных фотоприемников для акустооптических устройств обработки биоэлектрических сигналов / Научная сессия ГУАП. Сб. докл.: в 3-х ч. Ч. II. Технические науки. – СПб.: ГУАП, 2019. С. 147-149.

*Кирилл Вадимович Зайченко,
д-р техн. наук, профессор, зав. лабораторией,
лаборатория «Радио- и оптоэлектронные
приборы для биоинформационных
и геномных технологий ранней
диагностики патологий живых систем»,
Борис Симхович Гуревич,
д-р техн. наук, гл. научный сотрудник,
ФГБУН «Институт аналитического
приборостроения РАН»,
г. С.-Петербург,
e-mail: kvz235@mail.ru*

*О.С. Сушкова, А.В. Габова, Л.А. Жаворонкова, А.В. Карабанов, И.А. Кершнер,
А.А. Морозов, М.В. Синкин, Р.А. Толмачева, Л.А. Чигалейчик, Ю.В. Обухов*

Методы анализа вейвлет-спектров биомедицинских сигналов для извлечения диагностической информации о некоторых патологиях головного мозга

Аннотация

Описаны впервые предложенные подходы к анализу вейвлет-спектров Морле электроэнцефалограмм, электромиограмм и акселерометрических сигналов, основанные на анализе частотно-временных распределений локальных экстремумов и хребтов вейвлет-спектрограмм. Представлены полученные результаты в диагностике ранней стадии болезни Паркинсона и эссенциального тремора, мониторинга послеоперационных пациентов с эпилепсией, оценке нарушений межканальной фазовой связанности ЭЭГ при когнитивных тестах пациентов после черепно-мозговой травмы.

Электроэнцефалография (ЭЭГ) позволяет осуществлять как скрининг пациентов, так и постоянный многосуточный мониторинг послеоперационных пациентов. Сигналы ЭЭГ нестационарны, поэтому развиваются различные методы их частотно-временного анализа, наиболее широко – вейвлет-анализа. Ниже представлены разработки новых подходов к выделению признаков некоторых патологий головного мозга, основанных на анализе частотно-временных распределений локальных экстремумов огибающей электромиограмм (ОЭМГ) и акселерометра (АКС) и хребтов вейвлет-спектрограмм ЭЭГ.

Для ранней диагностики болезни Паркинсона (БП) и эссенциального тремора (ЭТ), послеоперационных пациентов с эпилепсией и с черепно-мозговой травмой (ЧМТ) разработаны методы и алгоритмы анализа вейвлет-спектров ЭЭГ, ОЭМГ и сигналов АКС.

Ранняя диагностика болезни Паркинсона и эссенциального тремора

Для изучения вейвлет-спектров частотного диапазона 0,5...4 Гц огибающей сигналов поверхностной ОЭМГ мышц и

АКС у пациентов с БП и ЭТ разработан метод, который заключается в анализе распределения пиков спектральной плотности мощности (СПМ) вейвлет-спектрограмм сигналов [1], [2].

Группа пациентов с БП включала в себя 20 пациентов на первой стадии по шкале Хен-Яра. Число пациентов с ЭТ составляло 13 человек, а здоровых добровольцев – 8 человек. Запись испытуемых осуществлялась в течение 2 мин в специальной позе: сидя в кресле, руки выпрямлены перед собой. Для предварительной обработки сигналов ЭМГ использовался фильтр Баттерворта с полосой пропускания от 60 до 240 Гц. К сигналам ЭМГ после фильтрации применялось преобразование Гильберта для выделения огибающей сигнала.

У каждого испытуемого на протяжении всей длительности сигналов ОЭМГ и АКС вычислялось количество пиков СПМ, которое затем нормировалось на эту длительность сигнала в секундах. Была исследована зависимость AUC (площади под ROC-кривой) от значений границ частотных диапазонов в пространстве количества пиков СПМ в различных частотных диапазонах. Количество пиков СПМ в единицу времени сравнивалось у групп пациентов с БП, ЭТ и контрольных испытуемых при помощи непараметрической статистики Манна-Уитни. Были найдены статистически значимые отличия зависимости числа пиков СПМ в единицу времени в сигналах ОЭМГ и АКС в диапазоне 0,5...4 Гц между группами пациентов с БП, ЭТ и контрольной группой испытуемых как на руках с дрожательным гиперкинезом, так и на «здоровых» руках пациентов с БП и у пациентов с ЭТ на обеих руках. Пример частотной AUC -диаграммы для мышц-разгибателей левых рук с дрожательным гиперкинезом пациентов с БП представлен на рис. 1. На диаграмме видны ярко выраженные закономерности в диапазонах частот 0,5...1,8, 1,8...2,3, 2,1...3,9 Гц.

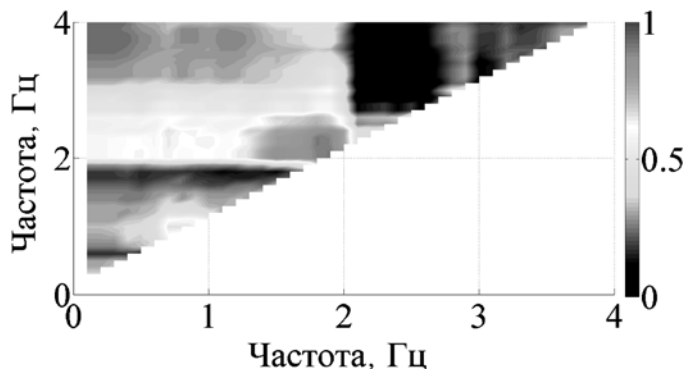


Рис. 1. AUC -диаграмма для мышц-разгибателей, ОЭМГ левой руки с дрожательным гиперкинезом пациентов с БП: ось абсцисс – нижняя граница диапазонов частот, ось ординат – верхняя граница диапазонов частот. Рассматриваются частоты от 0,5 до 4 Гц с шагом 0,1 Гц

Значение AUC для различных диапазонов частот $AUC > 0,5$ означает, что количество пиков СПМ у пациентов больше, чем у здоровых испытуемых. $AUC < 0,5$ означает, что количество пиков у пациентов меньше, чем у здоровых испытуемых.

Необходимость разработки метода компьютерной диагностики пациентов с БП и ЭТ вызвана тем, что как паркинсонический, так и эссенциальный тремор не всегда могут быть видны невооруженным глазом; зачастую во время обследования тремор пропадает, что может привести к неправильным постановкам диагноза врачом. Пациентов с ЭТ, у которых дрожат обе руки одновременно, можно неправильно диагностировать, не распознав БП на второй стадии по шкале Хен-Яра, когда у пациента также дрожат обе руки одновременно. Разработанный метод компьютерной диагностики выявляет отличие пациентов с БП и ЭТ от контрольных испытуемых, несмотря на отсутствие ярко выраженного тремора у пациентов. Кроме того, при помощи разработанного метода анализа сигналов было показано, что в низкочастотном диапазоне 0,5...4 Гц наблюдаются статистически значимые отличия пациентов с БП от пациентов с ЭТ.

Показано, что анализ пациентов с БП и ЭТ при помощи ОЭМГ и АКС дает похожие между собой результаты. Экспериментально показано, что данный метод анализа перспективен для поиска закономерностей ОЭМГ и АКС у групп пациентов на ранних стадиях БП и ЭТ и может дать новые знания об этих заболеваниях [3].

Автоматическая сегментация длительных сигналов ЭЭГ на области интереса

Для решения задачи по автоматическому сегментированию длительных (несколько суток) сигналов ЭЭГ на области интереса, значимые при диагностике посттравматической и послеоперационной эпилепсии, был разработан метод, основанный на анализе хребтов вейвлет-спектров. Для сигнала ЭЭГ рассчитывалась вейвлет-спектрограмма, в качестве базисной функции использовался комплексный вейвлет Морле.

В приложении к работе [4] было показано, что для сигнала $S(t) = A_s(t)\exp[i\Phi_s(t)]$, в котором $A_s(t)$ медленно изменяется по сравнению с изменением фазы, удовлетворяющему асимптотическим свойствам [5],

$$\left| \frac{d\Phi_s(t)}{dt} \right| \gg \left| \frac{1}{A_s(t)} \frac{dA_s(t)}{dt} \right|, \quad \left| \frac{1}{A_s(t)} \frac{dA_s(t)}{dt} \right| \ll \left| \frac{1}{\psi(t)} \frac{d\psi(t)}{dt} \right|, \quad (1)$$

где $\psi(t)$ – материнский или анализирующий вейвлет Морле, справедливо

$$A(t) \approx |W[t, f_r(t)]|, \\ \Phi(t) \approx \arctan \left(\frac{\text{Im}\{W[t, f_r(t)]\}}{\text{Re}\{W[t, f_r(t)]\}} \right), \quad \Phi_s'' \ll 2f^2, \quad (2)$$

где $W(t, f_r) = \max|W[t, f_r(t)]|$ – хребт вейвлет-преобразования Морле сигнала $S(t)$; $f_r(t)$ – частота хребта.

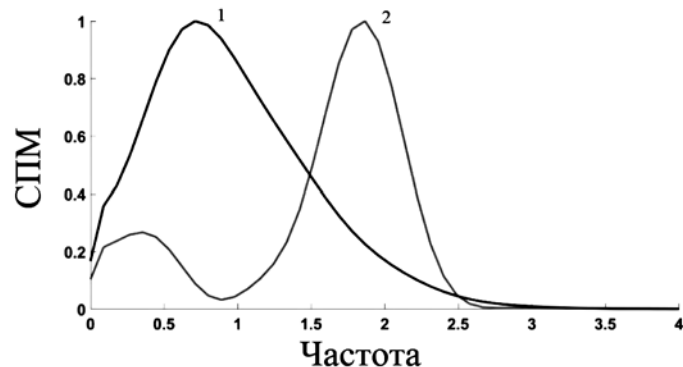


Рис. 2. Спектры Фурье на частоте среза вейвлет-спектрограммы ЭЭГ 4 Гц: спектр 1 относится к артефакту жевания; спектр 2 – к эпилептическому приступу

Рассчитывались хребты вейвлет-спектрограмм – точки, соответствующие глобальным максимумам вейвлет-спектрограммы во временных точках отсчетов. Для точек хребта вейвлет-спектрограммы анализировалась гистограмма СПМ для нахождения порогового значения СПМ, при котором точки хребта разделяются на фоновую активность и на области интереса. Для областей интереса рассчитывались амплитудно-частотные характеристики (признаки) фрагментов хребтов, которые использовались для классификации фрагментов сигнала на тип активности: эпилептический приступ, артефакт жевания, и могут быть использованы для устранения других артефактов [6]. Данный метод позволяет уменьшить нагрузку на медицинский персонал, сократив время, затрачиваемое на маркировку сигналов суточного мониторинга ЭЭГ, которая в настоящее время проводится вручную. При решении задачи по выявлению отличительных характеристик эпилептиформной активности от артефактов жевания изучалась периодичность пиков во временных точках отсчетов хребта вейвлет-спектрограммы, соответствующих пик-волновой эпилептиформной активности при приступе и при жевании [7]. Рассматривались срезы вейвлет-спектров (вектор значений СПМ) на

частотах выше максимального значения частоты хребта вейвлет-спектрограммы. Для срезов, лежащих на частотах выше 4 Гц, вычислялся спектр Фурье. На частотах выше 4 Гц полуширина пиков спектров Фурье у артефакта жевания почти в 2 раза больше, чем у эпилептического приступа, а значение частоты пика отличается более чем в 2,5 раза (рис. 2). Эти признаки позволили отличить фрагменты сигнала, содержащие эпилептиформную активность, от фрагментов сигнала, содержащих артефакты жевания [8].

Оценка фазовой связанности ЭЭГ при выполнении когнитивных тестов

Для оценки связанности областей мозга здоровых людей и пациентов с ЧМТ при выполнении когнитивных тестов традиционно используют различные методы анализа ЭЭГ. Мы анализировали ЭЭГ пациентов с ЧМТ средней тяжести при когнитивных тестах (счетно-логический и пространственно-образный). При выполнении счетно-логического теста (СТ1) испытуемому в случайном порядке перечисляли 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 пространственно-образного теста (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. Все тесты выполнялись в течение 60 с. Запись ЭЭГ выполнялась как при проведении тестов, так и без них. Критерием включения пациентов в исследование являлась способность самостоятельно стоять и выполнять инструкции врача, отсутствие гемипарезов и других неврологических нарушений.

Обычно для оценки межканальной связанности ЭЭГ-сигналов используется когерентность. Когерентность двух ЭЭГ-сигналов оценивается через их нормированную комплексную взаимную корреляцию. В работе [9] приведены аргументы, согласно которым фазовая синхронизация предпочтительнее когерентности. Мы предложили и разработали новый метод для оценки межканальной фазовой синхронизации ЭЭГ во время когнитивных тестов у здоровых испытуемых и пациентов с ЧМТ средней тяжести. Метод основан на анализе хребтов комплексного вейвлет-преобразования Морле ЭЭГ-сигналов согласно выражению (2).

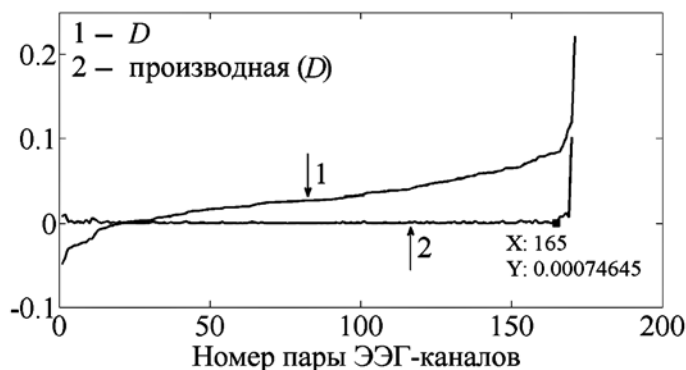


Рис. 3. Зависимость D от номеров пары отведений ЭЭГ, сортированных в порядке возрастания D , и ее производной для здорового испытуемого: кривая 1 – D ; кривая 2 – производная D

Фазы ЭЭГ-сигналов вычислялись и сравнивались в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм в записях ЭЭГ при когнитивных тестах и без тестов. Далее вычислялись разности фаз двух сигналов в двух отведениях ЭЭГ и гистограмма долей этой разности $\rho_{x,y} = n_{x,y} / N$ в разных парах отведений ЭЭГ, где $n_{x,y}$ – число точек отсчетов хребтов при $\Delta\Phi_{x,y}(t) < 0,01\pi$; N – суммарное число точек отсчетов сигнала ЭЭГ за время проведения теста [10]. Пусть $A = \max \rho_{x,y}$ – максимальные значения гистограммы при СТ1 тесте и $B = \max \rho_{x,y}$ в записи ЭЭГ без теста.

Удобно рассматривать разность $D = A - B$, сортированную по парам отведений ЭЭГ в порядке возрастания D . На рис. 3 показана зависимость D от номеров пары отведений ЭЭГ, сортированных в порядке возрастания D , и ее производной для здорового испытуемого.

Исходя из графика производной D , целесообразно рассматривать пары отведений с номерами большими, чем в точке резкого возрастания производной, как фазово-связанные. Таким образом, были выделены фазово-связанные пары ЭЭГ-каналов до и после реабилитации пациентов с ЧМТ средней тяжести. На рис. 4 представлены фазово-связанные пары ЭЭГ отведений пациента с ЧМТ, которые возникают только в течение определенного теста до и после реабилитации. В соответствии с литературными данными при когнитивных тестах у здоровых испытуемых активируются межполушарные связи в лобных областях головного мозга [11].

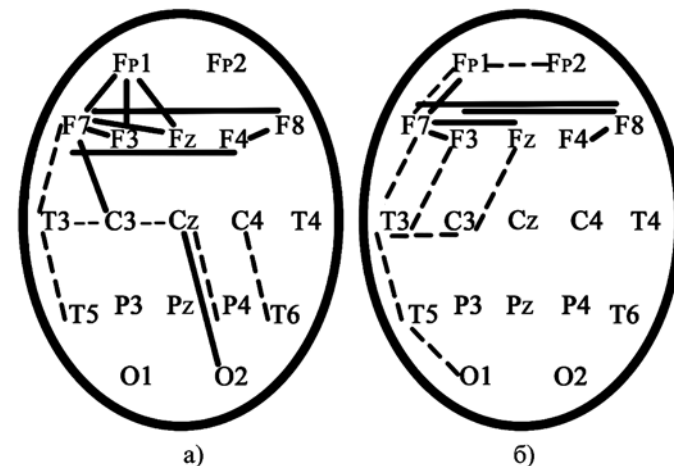


Рис. 4. Фазово-связанные пары ЭЭГ-отведений пациента с ЧМТ до и после реабилитации: а) пример для СТ1-теста; б) пример для СТ2-теста. Пунктирные линии – фазово-связанные пары ЭЭГ-отведений пациента с ЧМТ до реабилитации; сплошные линии – фазово-связанные пары ЭЭГ-отведений пациента с ЧМТ после реабилитации

Исходя из рис. 4, можно видеть положительную динамику реабилитации пациентов с ЧМТ. Если при когнитивном тесте после реабилитации появляются межполушарные связи и задействованы лобные области, как у контрольных испытуемых, то можно сделать вывод о положительной динамике реабилитации [12].

Заключение

Был разработан метод обработки и анализа вейвлет-спектров биомедицинских сигналов для ранней диагностики БП и ЭТ, заключающийся в вычислении диаграмм значений AUC и непараметрической проверке статистических гипотез для обнаружения статистически значимых отличий в количестве пиков СПМ в единицу времени. Проведен детальный анализ данных пациентов с БП и ЭТ в диапазоне частот 0,5...4 Гц. Найдены статистически значимые отличия от контрольной группы испытуемых как на руках с дрожательным гиперкинезом, так и на «здоровых» руках пациентов. Найденные закономерности в ОЭМГ и АКС могут быть полезны для ранней диагностики БП и ЭТ.

В связи с необходимостью уменьшить время и трудозатраты врача при анализе данных длительного мониторинга ЭЭГ больных с посттравматической и послеоперационной эпилепсией был разработан метод автоматической сегментации суточных сигналов ЭЭГ на основе анализа хребтов вейвлет-спектрограмм с целью их классификации на области интереса. Для дальнейшей классификации областей интереса на эпилептический приступ и артефакты рассчитаны амплитудно-частотные характеристики фрагментов хребта вейвлет-спектрограммы. Получены показатели вейвлет-спектров ЭЭГ, позволяющие отличить пик-волновую эпилептиформную активность от электромиографического артефакта при жевании.

Для оценки межканальной фазовой синхронизации ЭЭГ во время когнитивных тестов у пациентов с ЧМТ средней тяжести был предложен и разработан новый метод, основанный на анализе хребтов вейвлет-преобразования Морле сигналов ЭЭГ, в котором фазы сигналов ЭЭГ вычислялись и сравнивались в точках хребтов их вейвлет-спектрограмм при когнитивных тестах. Были выделены фазово-связанные пары отведений ЭЭГ, появляющиеся при выполнении когнитивных тестов. Сравнивая фазово-связанные пары отведений ЭЭГ при когнитивных тестах у пациентов ЧМТ средней тяжести до и после реабилитации с фазово-связанными парами отведений ЭЭГ у контрольных испытуемых можно определять положительную или отрицательную динамику реабилитации.

Работа выполнена в рамках государственного задания и частично поддержана Российским фондом фундаментальных исследований (проекты РФФИ № 18-37-20021, 18-29-02035, 18-07-00609).

Список литературы:

1. Сушкова О.С., Габова А.В., Карабанов А.В., Кершнер И.А., Обухов К.Ю., Обухов Ю.В. Метод частотно-временного анализа совместных измерений электроэнцефалограмм, электромиограмм и механического тремора при болезни Паркинсона // Радиотехника и электроника. 2015. Т. 60. № 10. С. 1064-1072.
2. Sushkova O.S., Morozov A.A., Gabova A.V., Karabanov A.V. Investigation of Surface EMG and Acceleration Signals of Limbs' Tremor in Parkinson's Disease Patients Using the Method of Electrical Activity Analysis Based on Wave Trains / Advances in Artificial Intelligence: IBERAMIA 2018 / G.R. Simari, F. Eduardo, F. Gutierrez Segura, J.A. Rodriguez Melquiades (Eds.). – Springer, 2018. Vol. 11238 LNAI. PP. 253-264.
3. Сушкова О.С., Морозов А.А., Габова А.В., Карабанов А.В., Чигалейчик Л.А. Исследование электромиографических и акселерометрических сигналов в низкочастотном диапазоне 0,5-4 Гц у пациентов с болезнью Паркинсона и эссенциальным тремором / Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии (ФРЭМЭ). Доклады 14-й Международной научной конференции. 1-3 июля 2020 г. Владимир-Суздаль: Владимирский государственный университет, 2020. Кн. 1. С. 267-271.
4. Толмачева Р.А., Обухов Ю.В., Полуанов А.Ф., Жаворонкова Л.А. Новый подход к оценке межканальной фазовой связанности электроэнцефалограмм // Радиотехника и электроника. 2018. Т. 63. № 9. С. 1009-1014.
5. Guillemain P., Kronland-Martinet R. Characterization of Acoustic Signals Through Continuous Linear Time-Frequency Representations // Proceedings of the IEEE. April 1996. Vol. 84. № 4. PP. 561-585.
6. Obukhov K., Kershner I., Komoltsev I., Obukhov Y. Metric Classification of Traumatic Brain Injury Epileptiform Activity from Electroencephalography Data // Journal of Physics: Conference Series. 2019. Vol. 1096. Suppl. 1. PP. 1-11.
7. Кершнер И.А., Синкин М.В., Обухов Ю.В. Новый подход к детектированию эпилептиформной активности в сигналах ЭЭГ и способы дифференциации эпилептических приступов от артефактов жевания // Радиотехника. Наносистемы. Информационные технологии. 2019. Т. 11. № 2. С. 237-242.
8. Кершнер И.А., Обухов Ю.В., Синкин М.В. Сегментация областей интереса в данных длительного мониторинга ЭЭГ послеоперационных больных эпилепсией / Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии (ФРЭМЭ): Доклады 14-й Международной научной конференции. 1-3 июля 2020 г. Владимир-Суздаль: Владимирский государственный университет, 2020. Кн. 1. С. 253-256.

9. Nolte G., Bai O., Wheaton L., Mari Z., Vorbach S., Hallett M. Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherency // Clin. Neurophysiol. 2004. Vol. 115. № 10. PP. 2292-2307.
10. Tass P., Rosenblum M.G., Weule J., Kurths J., Pikovsky A., Volkman J., Schnitzler A., Freund H.-J. Detection of n:m Phase Locking from Noisy Data: Application to Magnetoencephalography // Physical Review Letters. 1998. Vol. 81. № 15. PP. 3291-3294.
11. Жаворонкова Л.А., Шевцова Т.П., Максакова О.А. Как мозг человека одновременно решает две задачи? – Саарбрюкен: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2017. С. 68.
12. Толмачева Р.А., Обухов Ю.В., Жаворонкова Л.А. Межканальная фазовая синхронизация ЭЭГ у пациентов с черепно-мозговой травмой до и после реабилитации / Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии (ФРЭМЭ): Доклады 14-й Международной научной конференции. 1-3 июля 2020 г. Владимир-Суздаль: Владимирский государственный университет, 2020. Кн. 1. С. 130-133.

Ольга Сергеевна Сушкова,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ФГБУН «Институт радиотехники
и электроники им. В.А. Котельникова РАН»,
Александра Васильевна Габова,
канд. биолог. наук, ст. научный сотрудник,
Людмила Алексеевна Жаворонкова,
д-р биолог. наук, ведущ. научный сотрудник,
ФГБУН «Институт высшей нервной
деятельности и нейрофизиологии РАН»,
Алексей Вячеславович Карабанов,
канд. мед. наук, врач-невролог,
ФГБНУ «Научный центр неврологии»,
Иван Андреевич Кершнер,
мл. научный сотрудник,
Алексей Александрович Морозов,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
ФГБУН «Институт радиотехники
и электроники им. В.А. Котельникова РАН»,
Михаил Владимирович Синкин,
канд. мед. наук, врач-невролог,
ГБУЗ города Москвы «Научно-
исследовательский институт скорой
помощи им. Н.В. Склифосовского
Департамента здравоохранения г. Москвы»,
Рената Алексеевна Толмачева,
мл. научный сотрудник,
ФГБУН «Институт радиотехники
и электроники им. В.А. Котельникова РАН»,
Лариса Анатольевна Чигалейчик,
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,
врач-невролог,
ФГБНУ «Научный центр неврологии»,
Юрий Владимирович Обухов,
д-р физ.-мат. наук, гл. научный сотрудник,
ФГБУН «Институт радиотехники
и электроники им. В.А. Котельникова РАН»,
г. Москва,
e-mail: o.sushkova@mail.ru