



Математическая модель управления нейропластичностью мозга при нейробиоуправлении*

И. В. Нуйдель¹✉, А. В. Колосов¹, С. А. Пермяков², И. С. Егоров², С. А. Полевая², В. Г. Яхно^{1,2}

¹ФИЦ Институт прикладной физики им. А. В. Гапонова-Грехова РАН, Нижний Новгород, Россия

²Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского, Россия
E-mail: ✉nuidel@ipfran.ru, 7418880@mail.ru, permyakov@fns.unn.ru, igor.egorov.unn@yandex.com, s453383@mail.ru, yakhno@ipfran.ru

Поступила в редакцию 16.11.2023, принята к публикации 29.01.2024,
опубликована онлайн 22.05.2024

Аннотация. Цель настоящего исследования — применить модель взаимодействия модулей таламокортикальной системы для управления нейропластичностью мозга. **Методы.** Проводятся психофизиологические эксперименты по нейробиоуправлению, которые состоят в световой стимуляции глаз моночастотными световыми импульсами в диапазоне 4...20 Гц и регистрации биоэлектрической активности головного мозга. В качестве характеристики зрелости ритмики мозга используют совокупность наличия или отсутствия в биоэлектрической активности головного мозга доминирующей пиковой частоты в альфа-диапазоне ЭЭГ, эффекта усвоения навязываемых стимуляцией ритмов и наличия мультипликационного эффекта от навязываемых стимуляцией ритмов. Рассматриваются соответствующие психофизиологическому эксперименту решения модели элементарной таламокортикальной ячейки, которая описывается системой дифференциальных уравнений. Модель реализована средствами языка Python. **Результаты.** Параметры модели подбираются таким образом, чтобы добиться качественного соответствия спектральных характеристик полученных решений с биоэлектрической активностью головного мозга обследуемого. Зрелость ритмики оценивается по параметрам модели таламокортикальной ячейки. Яркость и частотные характеристики световых стимулов подбираются исходя из прогноза модели, на вход которой подаются различные варианты последовательностей импульсов. **Заключение.** Разработан способ цифровой диагностики уровня зрелости ритмики мозга на основе сопоставления результатов моделирования и данных психофизиологического эксперимента по нейробиоуправлению. Эволюция решений модели в зависимости от ее параметров симулирует процесс биоуправления нейропластичностью мозга с учетом исходного уровня зрелости ритмики и стресс-индуцированных искажений нейродинамики. Эксперименты на модели с различными параметрами модели и внешнего сигнала могут быть использованы в разработке новых протоколов нейробиоуправления.

Ключевые слова: модель таламокортикальной ячейки, нейробиоуправление, нейропластичность, биоэлектрическая активность мозга, оценка зрелости ритмики мозга.

Благодарности. Работа по проведению психофизиологических экспериментов и обработке данных выполнена при поддержке РФФ, грант № 22-18-20075, работа по моделированию частично поддержана грантом РФФ № 22-18-20075 и Министерством науки и высшего образования РФ в рамках государственного задания ИПФ РАН, проект № FFUF-2021-0014.

Для цитирования: Нуйдель И. В., Колосов А. В., Пермяков С. А., Егоров И. С., Полевая С. А., Яхно В. Г. Математическая модель управления нейропластичностью мозга при нейробиоуправлении // Известия вузов. ПНД. 2024. Т. 32, № 4. С. xxx–xxx. DOI: 10.18500/0869-6632-003109. EDN: CAAKSH

Статья опубликована на условиях Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0).

*Работа публикуется по материалам доклада, сделанного на конференции «Нелинейная динамика в когнитивных исследованиях — 2023».

Mathematical model for controlling brain neuroplasticity during neurofeedback*

I. V. Nuidel¹ ✉, A. V. Kolosov¹, S. A. Permyakov², I. S. Egorov², S. A. Polevaya², V. G. Yakhno^{1,2}

¹FRC A. V. Gaponov-Grekhov Institute of Applied Physics of the Russian Academy of Sciences, Russia

²National Research Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, Russia

E-mail: ✉nuidel@ipfran, 7418880@mail.ru, permyakov@fsn.unn.ru,

igor.egorov.unn@yandex.com, s453383@mail.ru, yakhno@ipfran.ru

Received 16.11.2023, accepted 29.01.2024, available online 22.05.2024

Abstract. The purpose of this work is to apply a model of interaction between thalamocortical system modules to control brain neuroplasticity. **Methods.** Psychophysiological experiments on neurofeedback are being carried out, which consist of light stimulation of the eyes with monofrequency light pulses in the range of 4...20 Hz and recording the bioelectrical activity of the brain. As a characteristic of maturity, brain rhythms use the combination of the presence or absence in the bioelectrical activity of the brain of a dominant peak frequency in the alpha range of the EEG, the effect of assimilation of the rhythms imposed by stimulation, and the presence of a multiplying effect from the rhythms imposed by stimulation. Solutions to the model of an elementary thalamocortical cell, which is described by a system of differential equations, corresponding to a psychophysiological experiment are considered. The model is implemented using the Python. **Results.** The model parameters are selected in such a way as to achieve a qualitative correspondence of the spectral characteristics of the obtained solutions with the bioelectrical activity of the subject's brain. Rhythmic maturity is assessed based on the parameters of the thalamocortical cell model. The brightness and frequency characteristics of light stimuli are selected based on the prediction of the model, the input of which is supplied with various variants of pulse sequences. **Conclusion.** A method has been developed for digital diagnostics of the level of brain rhythm maturity based on a comparison of modeling results and data from a psychophysiological experiment on neurofeedback. The evolution of model solutions depending on its parameters simulates the process of biocontrol of brain neuroplasticity, taking into account the initial level of rhythmic maturity and stress-induced distortions of neurodynamics. Experiments on the model with different parameters of the model and external signal can be used in the development of new neurofeedback protocols.

Keywords: thalamocortical cell model, neurofeedback, neuroplasticity, bioelectrical activity of the brain, assessment of brain rhythm maturity.

Acknowledgements. The work on conducting psychophysiological experiments and data processing was supported by the Russian Science Foundation, grant No. 22-18-20075, the modeling work was partially supported by the Russian Science Foundation grant No. 22-18-20075 and the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation in within the framework of the state assignment of the Institute of Applied Physics RAS, project No. FFUF-2021-0014.

For citation: Nuidel IV, Kolosov AV, Permyakov SA, Egorov IS, Polevaya SA, Yakhno VG. Mathematical model for controlling brain neuroplasticity during neurofeedback. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2024;32(4):xxx-xxx. DOI: 10.18500/0869-6632-003109

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0).

Введение

Каким образом оценить способность и готовность человека к восприятию информации для дальнейшей работы с ней, для решения задач, к обучению, возможность восстановления когнитивных способностей после стрессовых и травматических воздействий? Это задача функциональной диагностики одной из главных систем человека — его головного мозга. После функциональной диагностики в каждом конкретном случае при необходимости следуют шаги по дальнейшему специальному тестированию и тренингу когнитивных функций. В работе предлагается вариант цифровой диагностики уровня зрелости ритмики мозга на основе сопоставления экспериментальных данных по ритмике мозга, полученных в ходе психофизиологических экспериментов, с результатами математического моделирования.

*The paper presents materials of a talk given at the conference “Nonlinear dynamics in cognitive research — 2023”.

Для определения уровня функциональной эффективности работы корковых структур введены оценочные характеристики уровней зрелости ритмики мозга (эталонный уровень и 3 уровня регрессии ритмики мозга: слабая, умеренная, глубокая) [1]. Разные уровни зрелости ритмики соответствуют разным этапам онтогенеза нейронных сетей мозга, обеспечивающих рекуррентные циклы обработки сигналов для реализации когнитивных функций. Нейропластичность мозга (способность человеческого мозга изменяться под действием опыта или в ответ на внешнее воздействие) позволяет изменить уровень зрелости ритмики мозга [2–4]. Перейти к более зрелой ритмике можно управляя параметрами активации нейронных сетей мозга в ходе психофизиологического эксперимента.

В настоящее время для управления параметрами активации успешно используется адаптивная нейростимуляция, организованная по принципу замкнутой петли с обратной связью от ЭЭГ [5–7]. Установлено, что предъявление испытуемым, находящимся в состоянии тревоги и стресса, световых ритмических воздействий, автоматически формируемых в реальном времени на основе их собственных ЭЭГ, приводит к достоверному увеличению мощности ЭЭГ, а также снижению уровня эмоциональной дезадаптации и стрессированности испытуемых [8–10]. Вызванные стрессом функциональные нарушения корректируются.

Для подбора протокола психофизиологического эксперимента по нейробиоуправлению необходима оценка степени зрелости ритмики мозга. В работе предлагается для этого использовать модель таламокортикальной ячейки [11], расчеты на которой качественно воспроизводят эффекты спектральной динамики у человека в ответ на внешний сигнал, подобный экспериментальному. Можно «конструировать» внешний сигнал и смотреть отклик модели при разных параметрах, симулируя последовательность протоколов, соответствующих переходу на очередной этап зрелости ритмики. Такие расчеты могут быть полезны при разработке новых протоколов нейробиоуправления.

Модель в этом смысле можно считать симулятором персональных таламокортикальных реакций. Перспективная цель этой работы — использовать параметры модели и расчеты при подборе оптимальных режимов стимуляции (например, фотостимуляции [12, 13]) для формирования полезных ЭЭГ-паттернов, чтобы влиять на характеристики персональной таламокортикальной системы испытуемого (пациента) и улучшать его эмоциональное состояние.

1. Термины

Адаптивность мозга — способности мозга приспосабливаться к новым условиям, изменениям в окружающей среде или требованиям. Она включает в себя процессы нейропластичности. Перечислим несколько ключевых аспектов адаптивности мозга.

1. *Нейропластичность.* Мозг способен изменять свою структуру и функцию в ответ на опыт. Может включать в себя формирование новых связей между нейронами, изменение силы существующих синапсов и даже рождение новых нейронов [2–4].
2. *Обучение и память.* Мозг адаптируется к новой информации через процессы обучения и формирования памяти. Путем укрепления синаптических связей и изменения структуры нейронных сетей мозг может улучшить свои когнитивные способности.
3. *Компенсация при повреждениях.* В случае повреждений мозга, например, в результате травмы или болезни, мозг может пытаться компенсировать утрату функции, активируя другие области или изменяя свою структуру для адаптации к новым условиям.
4. *Развитие в течение жизни.* Адаптивность мозга проявляется на протяжении всей жизни. Даже в зрелом возрасте мозг может продолжать меняться и адаптироваться к новым вызовам, хотя с возрастом эти процессы могут замедляться.
5. *Способность к реорганизации.* Мозг обладает способностью к реорганизации своих структурных и функциональных компонентов в ответ на изменения внешних условий, требований или задач.

Адаптивность мозга является важным аспектом нашей способности к обучению, адаптации к окружающей среде и приспособлению к переменам в жизни. Пластичность мозга (нейропластичность) — способность нервной системы изменять свою структуру и функцию в ответ на опыт, обучение, адаптацию или повреждения. Это означает, что мозг может формировать новые связи между нейронами (нервными клетками), менять силу существующих связей и даже создавать новые нейроны в процессе, называемом нейрогенез. Пластичность мозга подразумевает изменения на уровне синапсов. Способность мозга к пластичности наиболее выражена в раннем детстве, когда происходит интенсивное формирование нейронных сетей, но она сохраняется на протяжении всей жизни. Этот процесс пластичности играет важную роль в обучении, адаптации к переменам, восстановлении после повреждений, и он оказывает влияние на различные аспекты когнитивной функции, включая память, внимание, мышление и обучение. Понимание пластичности мозга имеет значимость в контексте образования, тренировок, реабилитации и лечения неврологических состояний [14].

2. Динамика ЭЭГ-сигнала. Эксперимент

В статье использованы экспериментальные данные ранних исследований. Подробное описание протоколов психофизиологических экспериментов по динамической фотостимуляции приводится в работах [1, 5–10, 13–18].

В ходе эксперимента по динамической фотостимуляции мерцающая инфракрасная лампа направляется на закрытые глаза испытуемого [1, 17]. В качестве световой стимуляции используется последовательность моночастотных световых импульсов в диапазоне 4...20 Гц. ЭЭГ испытуемого снимается до воздействия на него импульсным инфракрасным излучением, в процессе воздействия и после воздействия. На основе регистрируемых частот альфа-ритма испытуемого (в состоянии покоя при закрытых глазах) формируется внешний сигнал с теми же частотными характеристиками (частоты альфа-пика и альфа-диапазона).

По результатам функциональной пробы «динамическая фотостимуляция» можно определить характер ритмики испытуемого: эталонную ритмику, или эталонный уровень зрелости ритмики, и несколько уровней регрессии ритмики мозга (слабую, умеренную, глубокую). Установлено, что при структурной и функциональной деструкции нейронных сетей мозга проявляются одни и те же варианты нарушений динамических структур ритмики мозга. Одни и те же искажения динамических структур ритмики мозга проявляются и у детей с органической задержкой развития мозга или синдромом дефицита внимания и гиперактивности, и у взрослых при депрессии, эмоциональном выгорании, стрессах разной природы. Степень нарушений определяется глубиной регрессии уровня зрелости ритмики. Восстановление ритмики при нейробиоуправлении соответствует этапам созревания. Каждому переходу по шкале зрелости соответствует протокол процедуры резонансного биоуправления. Таким образом, применение нейробиоуправления (резонансного биоуправления) для реабилитации осуществляется через последовательность протоколов (процедур), обеспечивающих переход на очередной этап зрелости.

Эталонный уровень зрелости ритмики мозга, обеспечивающий персональный оптимум когнитивных функций, формируется к 7 годам. Эффективность когнитивных функций и стрессоустойчивость связаны с устойчивостью эталонной ритмики. Эталонный уровень зрелости характеризуется следующими признаками: в фоне — четко выраженный альфа-ритм в диапазоне 8...14 Гц; при динамической фотостимуляции собственный альфа-ритм сохраняется; проявляются ритмы с частотами стимуляции (усвоение ритма), то есть адаптивность и пластичность мозга реализуются через воспроизведение в ЭЭГ колебаний светового сигнала; проявляются ритмы с частотами, кратными частоте стимуляции (мультипликация), то есть адаптивность и пластичность мозга

реализуются через генерацию нового ритма; после стимуляции мощность альфа-ритма не выше, чем до стимуляции. На рис. 1, *a* приведены амплитудный спектр и динамический спектр ЭЭГ испытуемого с явно выраженной пиковой частотой в альфа-диапазоне (пример эталонной ритмики).

По результатам функциональной пробы «динамическая фотостимуляция» можно выделить 3 уровня регрессии ритмики мозга: глубокая, умеренная, слабая. Заметим, что на данном этапе исследований детектирование признаков ритмики мозга, в том числе и спектрального пика в альфа-диапазоне, осуществляется экспертом. Слабая регрессия ритмики мозга характеризуется следующими признаками: в фоне — слабый частотный пик в диапазоне альфа-ритма (8...14 Гц); при динамической фотостимуляции отсутствует хотя бы один признак эталонной ритмики мозга: уменьшается или отсутствует альфа-пик, отсутствуют или слабо выражены эффекты усвоения ритма и мультипликации. Умеренная регрессия ритмики мозга характеризуется следующими признаками: в фоне — отсутствует частотный пик в диапазоне альфа-ритма (8...14 Гц); при динамической фотостимуляции отсутствуют или слабо выражены эффекты усвоения ритма и мультипликации. Глубокая регрессия ритмики мозга характеризуется следующими признаками: в фоне — отсутствуют частотные пики в альфа- (8...14 Гц) и тета- (3...8 Гц) диапазонах;

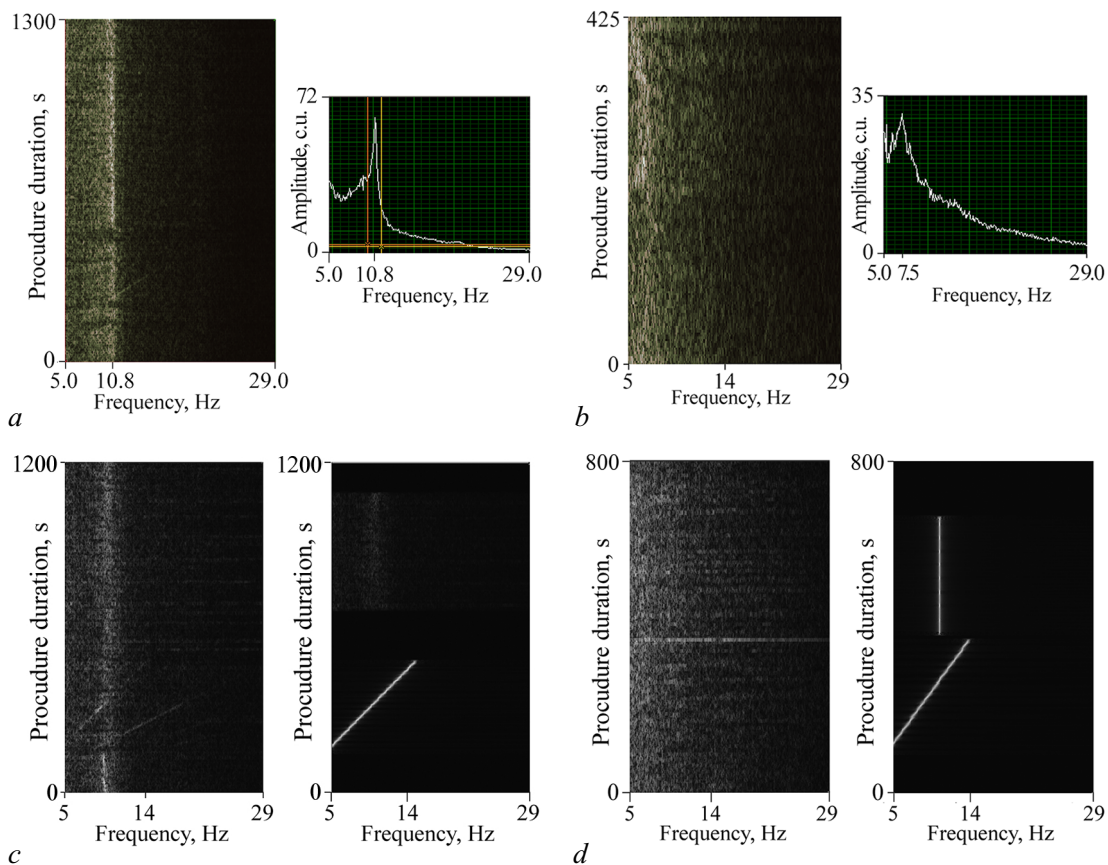


Рис. 1. Динамические спектры ЭЭГ в ходе экспериментов по нейробиоуправлению. По оси абсцисс — частота спектра, Гц. По оси ординат — время эксперимента, с. По оси *Z* — спектральная плотность, отраженная в яркости: *a* — пример эталонной ритмики; *b* — регрессия ритмики; *c*, *d* — динамические спектры ЭЭГ испытуемого в ходе эксперимента (слева) и внешнего сигнала (справа)

Fig. 1. Dynamic EEG spectra during neurofeedback experiments. On the abscissa axis — spectrum frequency, Hz. Along the ordinate axis — experiment time, s. Along the *Z* axis — spectral density reflected in brightness: *a* — example of reference rhythmic; *b* — regression of rhythmic; *c*, *d* — dynamic EEG spectra of the subject during the experiment (left) and external signal (right)

при динамической фотостимуляции отсутствуют эффекты усвоения ритма и мультипликации; после стимуляции мощность альфа-ритма выше, чем до стимуляции. На рис. 1, *b* приведен динамический спектр (спектрограмма) ЭЭГ испытуемого, на котором отмечается отсутствие пиковой частоты в альфа-диапазоне, то есть картина ЭЭГ-спектра считается «размытой» (регрессия ритмики).

Эффективность резонансного нейробиоуправления для улучшения когнитивных функций связана с формированием пика в альфа-диапазоне, повышением частоты альфа-пика, с эффектами усвоения ритма и эффектами мультипликации ритмов соответственно [14, 19]. Динамические спектры ЭЭГ в ходе экспериментов по резонансному биоуправлению приведены на рис. 1, *c*, *d*. В психофизиологических испытаниях по динамической фотостимуляции у разных испытуемых проявляются следующие эффекты: сформирован/не сформирован альфа-пик в спектре ЭЭГ; устойчивый/неустойчивый альфа-диапазон в ходе эксперимента; наблюдаются/не наблюдаются резонансные спектральные пики на частоте стимуляции; наблюдаются/не наблюдаются резонансные спектральные пики на кратных стимуляции частотах (мультипликация ритма).

Например, в спектральной динамике испытуемого (см. рис. 1, *c*) альфа-диапазон ЭЭГ сформирован, альфа-пик регистрируется; при подаче внешнего сигнала (см. рис. 1, *c*, справа, время 200...450 с) регистрируется усвоение ритма, пиковая частота в альфа-ритме сохраняется. Видно, что уже при первых световых воздействиях и по мере увеличения их частоты в спектрах ЭЭГ наблюдаются резонансные спектральные пики, точно совпадающие по частоте с действующей в данный момент частотой стимуляции. Эти спектральные пики образуют на динамическом спектре ЭЭГ (см. рис. 1, *c*, слева) наклонную прямую линию, отражающую резонансную активацию мозговой активности на частоте стимуляции (пример зрелой ритмики).

В спектральной динамике испытуемого (рис. 1, *d*) альфа-диапазон ЭЭГ не сформирован. В ответ на внешний сигнал (рис. 1, *d*, справа) в спектре ЭЭГ не наблюдаются резонансные эффекты, что говорит о полном отсутствии усвоения ритма, мультипликации и устойчивости альфа-диапазона (регрессия ритмики).

Разнообразие эффектов нейробиоуправления в зависимости от вида стимуляции, зрелости и функционального состояния головного мозга ставит перед исследователями задачу по систематизации эффектов и направленной стимуляции для их появления.

В качестве характеристики зрелости ритмов мозга нейрофизиологи используют совокупность наличия или отсутствия в биоэлектрической активности головного мозга доминирующей пиковой частоты в альфа-диапазоне ЭЭГ, эффекта усвоения навязываемых стимуляцией ритмов и наличия мультипликационного эффекта от навязываемых стимуляцией ритмов. Нейропластичность мозга, способность человеческого мозга изменяться под действием опыта или в ответ на внешнее воздействие, позволяет изменить уровень зрелости ритмики мозга [15]. Перейти от регрессивной ритмики к более зрелой можно управляя параметрами активации нейронных сетей мозга в ходе нейрофизиологического эксперимента. Авторами предлагается следующая оценка зрелости ритма с помощью ранжирования по шкале от 0 до 3 баллов эффектов доминирующей пиковой частоты в альфа-диапазоне ЭЭГ (наличие — 1 балл, отсутствие — 0 баллов), эффекта усвоения навязываемых стимуляцией ритмов (наличие — 1 балл, отсутствие — 0 баллов) и наличия мультипликационного эффекта от навязываемых стимуляцией ритмов (наличие — 1 балл, отсутствие — 0 баллов). Эффективность предложенного алгоритма оценки зрелости ритма по шкале от 0 до 3 баллов с помощью оценки трех эффектов проявилась при анализе ЭЭГ-коррелятов проблем в обучении у младших школьников [1]. Результаты испытаний заносятся в табл. 1. С помощью процедуры нейробиоуправления с ростом количества сеансов и в совокупности с правильно подобранными сценариями эксперимента можно добиться перехода к более зрелой ритмике. Проблема сохранения эффектов процедуры нейробиоуправления на определенное время или насовсем представляет собой отдельную задачу.

Таблица 1. Оценка степени зрелости ритмики
Table 1. Assessment of the degree of rhythmic maturity

Пиковая частота в α -диапазоне (0;1)	Адаптивность: усвоение ритма (0;1)	Пластичность: мультипликация (0;1)	Оценка зрелости ритмики	Зрелость ритмики	N протоколов нейробиоуправления
0	0	0	0	Глубокая регрессия	3
1	0	0	1	Умеренная регрессия	2
1	1	0	2	Слабая регрессия	1
1	1	1	3	Эталонная ритмика	0

Последовательность протоколов процедуры нейробиоуправления приводит к переходу ритмики мозга на очередной уровень зрелости (рис. 2). От регрессии ритмики мозга (рис. 2, *a*) после нескольких сеансов фотостимуляции происходит переход к зрелой ритмике: появление пикового альфа-ритма (рис. 2, *b*), затем усвоение ритма (рис. 2, *c*) и появление мультипликационного эффекта от навязываемого стимуляцией ритма (рис. 2, *d*).

Таким образом, применение нейробиоуправления для реабилитации осуществляется через последовательность протоколов, обеспечивающих переход на очередной этап зрелости (см. рис. 2) Переход на эталонный уровень зрелости сопровождается субъективными ощущениями улучшения состояния испытуемых и улучшением когнитивных способностей [1, 5–10, 13–16, 18].

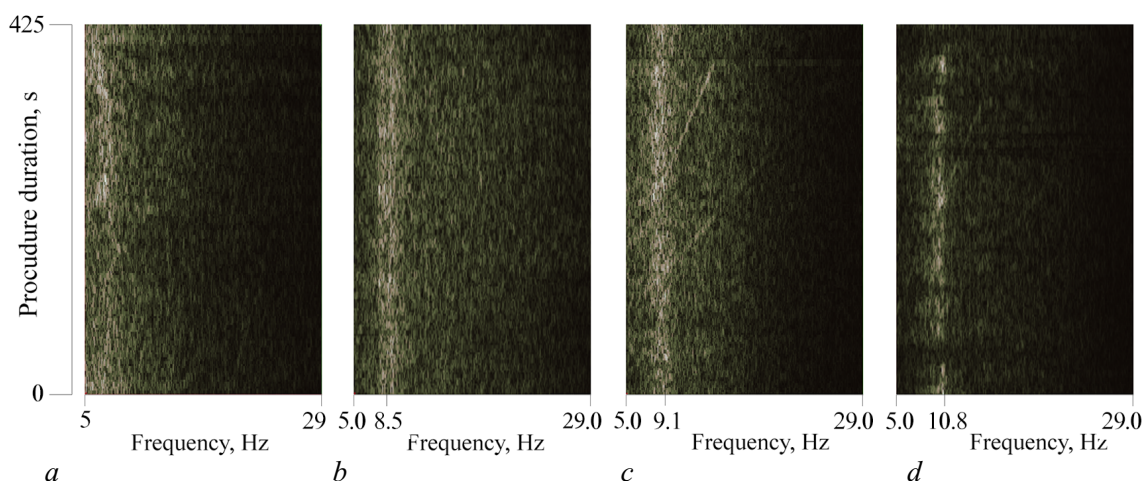


Рис. 2. Динамические спектры ЭЭГ испытуемого в процессе процедуры нейробиоуправления. Переход от незрелой к зрелой ритмике

Fig. 2. Dynamic EEG spectra of a subject during the neurofeedback procedure. Transition from immature to mature rhythmicity

3. Моделирование управления нейропластичностью при биоуправлении

3.1. Модель. Для моделирования ЭЭГ-осцилляторной системы человека предлагается феноменологическая модель управления нейропластичностью на основе взаимодействия ансамблей внутри одного таламокортикального модуля или нескольких взаимодействующих модулей. Эта модель была разработана и детально исследована ранее [20–22].

При выборе такого подхода к моделированию этого сложного феномена с помощью простой модели мы опираемся на данные экспериментальных нейрофизиологических исследований о том, что взаимосвязанные нейрональные модули — специфический таламус, кора, ретикулярные

ядра таламуса — играют важную роль в процессах обработки информации. Активность мозга регистрируется в сигналах ЭЭГ.

Один нейронный модуль состоит из ансамблей пирамидных нейронов и тормозных интернейронов коры (Cortex), нейронов специфических таламических ядер (Thalamus) и тормозных нейронов ретикулярного ядра таламуса (NRT), связанных между собой [11].

Схема межмодульного взаимодействия показана на рис. 3, а [22]. Треугольниками на схеме показаны возбудительные, а кружками — тормозные связи между модулями. Внешний сенсорный сигнал в систему попадает через таламус. Стрелка в нижней части рис. 3, а — сенсорный вход в таламус.

Модель элементарной таламокортикальной ячейки, соответствующая схеме на рис. 3, а, описывается системой дифференциальных уравнений (1)–(3):

$$\frac{dU_1}{dt} = -\frac{U_1}{\tau_1} + k_1 \cdot F_1[-T_1 + k_{ex}U_{ex} - k_{13}U_3], \quad (1)$$

$$\frac{dU_2}{dt} = -\frac{U_2}{\tau_2} + k_2 \cdot F_2[-T_2 + k_{21}U_1 + k_{22}U_2], \quad (2)$$

$$\frac{dU_3}{dt} = -\frac{U_3}{\tau_3} + k_3 \cdot F_3[-T_3 + k_{32}U_2], \quad (3)$$

где U_1, U_2, U_3 — усредненная активность нейронов выбранных участков таламуса, коры и ретикулярных ядер таламуса соответственно; τ_i — характерное время затухания активности в соответствующих нейронных ансамблях; k_i — амплитуда генерации импульсной активности соответствующими нейронными ансамблями; T_i — усредненные величины для порогов возбуждения соответствующих нейронных ансамблей; U_{ex} — входной сигнал, поступающий на таламус; k_{ij} — коэффициенты взаимной связи между подсистемами в таламокортикальной ячейке; $F_i[f]$ — ступенчато-образные функции, крутизна которых характеризует разброс величин порогов

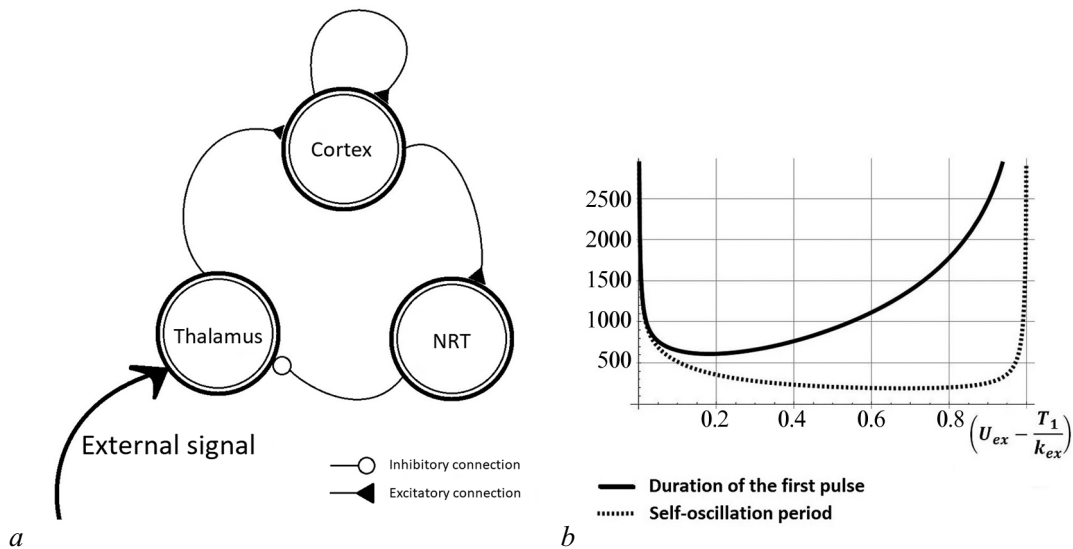


Рис. 3. а — схема функциональных связей между подсистемами в одной таламокортикальной ячейке; б — зависимость длительности первого импульса (сплошная линия) и периода следующих за ним автоколебаний от постоянной величины внешнего сигнала (пунктир)

Fig. 3. а — diagram of functional connections between subsystems in one thalamocortical cell; б — dependence of the duration of the first pulse (solid line) and the period of self-oscillations following it on the constant value of the external signal (dotted line)

около усредненных значений в рассматриваемом ансамбле (другое название — функции энергообеспечения); в квадратных скобках — аналог постсинаптического потенциала на мембранах соответствующих ансамблей нейронов.

Эту модель будем использовать для интерпретации экспериментов по биоуправлению, то есть управлению параметрами ЭЭГ-осцилляторной системы человека внешним сигналом с параметрами ЭЭГ данного человека.

С одной стороны, в психофизиологическом эксперименте зрелость ритма, как было упомянуто выше, оценивают по наличию / отсутствию в ЭЭГ-сигнале испытуемого трех эффектов: эффектов доминирующей пиковой частоты в альфа-диапазоне ЭЭГ; эффекта усвоения навязываемых стимуляцией ритмов и наличия мультипликационного эффекта от навязываемых стимуляцией ритмов.

С другой стороны, динамические режимы модели определяются ее параметрами и параметрами внешнего сигнала.

Предлагается оценивать зрелость ритма по определенным параметрам модели таламокортикальной ячейки, которые корректируются таким образом, чтобы соответствовать динамике спектральных компонент биоэлектрической активности головного мозга, обследуемого при фоновой записи и при стимуляции последовательностью световых импульсов.

Так как на модели можно изменением ее параметров получить динамику, соответствующую «зрелой коре», то ее можно считать моделью управления нейропластичностью [17].

Для выбора параметров модели для оценки зрелости коры была исследована важная зависимость от внешнего сигнала длительности первого импульса и период следующих за ним автоколебаний, ее вид приведен на рис. 2, *b* [22]. Важным параметром является также наклон ступенчато-образных функций $F_i[f]$ и пороги срабатывания для модельных переменных.

Рассмотрим динамические режимы в математической модели элементарной таламокортикальной ячейки с постоянным внешним сигналом. Уравнения, приведенные ниже, представляют собой редуцированную модель с одинаковыми временами релаксации и определенными значениями коэффициентов взаимной связи подсистем:

$$\frac{dU_1}{dt} = -U_1 + F[U_{ex}(t) - U_3], \quad (4)$$

$$\frac{dU_2}{dt} = -U_2 + F[-0.5 + U_1], \quad (5)$$

$$\frac{dU_3}{dt} = -U_3 + F[-0.5 + U_2]. \quad (6)$$

$U_{ex}(t)$ — внешний сигнал задан (7) на ограниченном временном интервале (рис. 5, *a, g*).

$$U_{ex} = A(t)|\sin(\omega_{ex}(t)t)|, \quad \omega_{ex}(t) = \omega t + b. \quad (7)$$

Структура трехмерного фазового пространства (U_1, U_2, U_3) показывает, как при выбранных начальных условиях $0 < U_{ex} < 1$ перемещается точка из заданного начального состояния. При $U_{ex} = 1$ или $U_{ex} = 0$ цикл сливается с состоянием равновесия с образованием устойчивого состояния равновесия. В неавтономной системе состояние равновесия вместе с циклом перемещается по фазовому пространству при изменении U_{ex} . Скорость движения состояния равновесия с течением времени определяется скоростью (частотой) изменения внешнего сигнала. Собственная же частота системы определяет скорость движения изображающей точки по траектории устойчивого предельного цикла. Тогда здесь можно выделить несколько режимов, которые выявлены исключительно при численном анализе системы дифференциальных уравнений, описывающих модель. Будем рассматривать гармонический внешний сигнал в виде синусоиды с линейно меняющейся частотой (7).

3.2. Результаты расчётов. На модели проведены расчёты сигналов и их спектров в случае частотной модуляции таламического сигнала внешним сигналом с линейно возрастающей частотой. Известно, что внешний сигнал поступает на кору через таламус.

Входной сенсорный сигнал является частотно-модулированным сигналом (в психофизическом эксперименте он аналогичен инфракрасному высокочастотному модулированному сигналу по отношению к собственной частоте сигнала ЭЭГ). Сигнал от переменной коры аналогичен интегральному биоэлектрическому сигналу ЭЭГ.

В данной работе из всех параметров менялась только величина внешнего сигнала U_{ex} . Численные значения параметров: $k_i = 1, i = 1, 2, 3$; $\tau_i = 1, i = 1, 2, 3$; $T_1 = 0$; $T_2 = 0.5$; $T_3 = 0.5$; $k_{ex} = 1$; $k_{13} = 1$; $k_{21} = 1$; $k_{22} = 0$; $k_{32} = 1$. Функция энергообеспечения зависит от параметра d : чем больше d , тем более пологая функция. Для различных параметров d полученная в численных экспериментах динамика соответствует эталонной ритмике и различным степеням регрессии ритмики в психофизиологических экспериментах по нейробиоуправлению (рис. 4).

$$F_i = 0.5 \cdot \left(1 + \operatorname{erf} \left(\frac{t}{d} \right) \right) = 0.5 \cdot \left(1 + \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^{\frac{t}{d}} e^{-z^2} dz \right). \quad (8)$$

Для U_{ex} был взят сигнал (7), который аналогичен экспериментальному: частота осциллирующей части линейно возрастает в некотором интервале частот (рис. 5, а, г).

Расчеты формируют библиотеку режимов, соответствующих данным психофизиологических экспериментов. Некоторые из этих режимов с разными параметрами системы и внешнего сигнала приведены на рисунках рис. 5, 6, 7.

На всех рис. 5, 6, 7 расчётов на модели для сигналов по оси ординат — амплитуда сигналов в интервале от 0 до 1, по оси абсцисс — интервал времени от 0 до 100. Для динамических спектров по оси абсцисс — частота в относительных единицах и интервале от 0.01 до 0.05, по оси ординат — время в шагах счета от 0 до 10000 с учетом интервала шага 0.01.

На рис. 5 в вертикальных колонках приведены отклики модели на внешний сигнал с плавно изменяющейся частотой при разных значениях параметра d . Первая колонка рис. 5 $d = 0.01$ соответствует системе с эталонной зрелостью ритмики; вторая колонка $d = 0.1$ соответствует системе с умеренной регрессией ритмики; третья колонка $d = 0.2$ соответствует системе с глубокой регрессией ритмики. Приведены сверху вниз внешний сигнал, отклик системы. По оси ординат — амплитуда сигналов в интервале от 0 до 1, по оси абсцисс — интервал времени от 0 до 100.

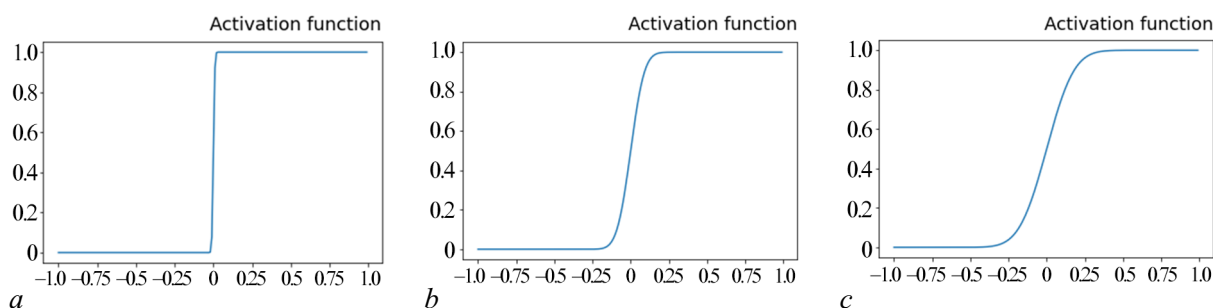


Рис. 4. Функции энергообеспечения при различных значениях параметра d : а — соответствует системе с эталонной зрелостью ритмики, $d = 0.01$; б — соответствует системе с умеренной регрессией ритмики, $d = 0.1$; в — соответствует системе с глубокой регрессией ритмики, $d = 0.2$

Fig. 4. Energy supply functions for different values of the parameter d : а — corresponds to a system with standard rhythmic maturity, $d = 0.01$; б — corresponds to a system with moderate rhythmic regression, $d = 0.1$; в — corresponds to a system with deep rhythmic regression, $d = 0.2$

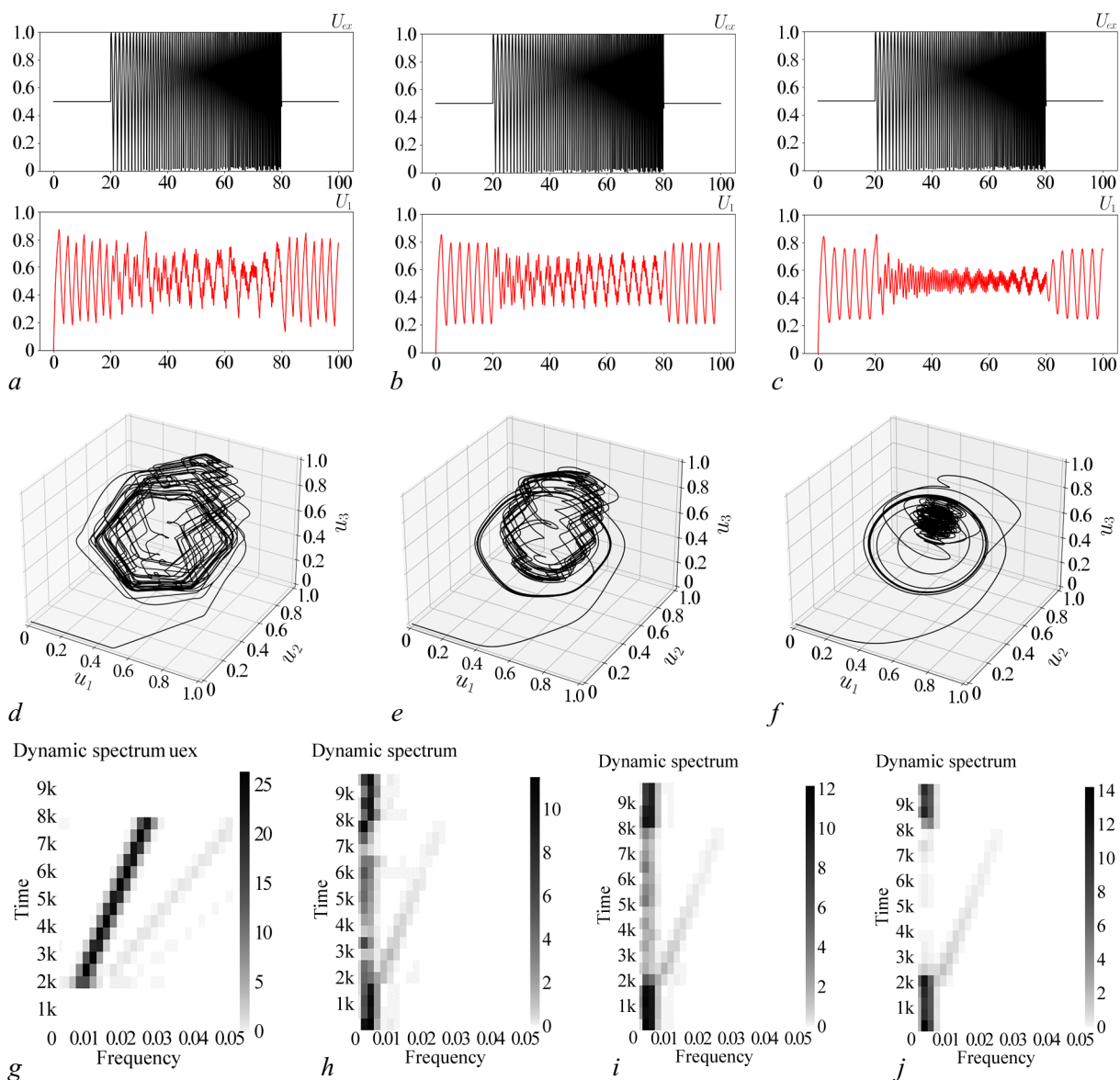


Рис. 5. Отклики модели на внешний сигнал с плавно меняющейся частотой при разных значениях параметра d : a – соответствует системе с эталонной зрелостью ритмики, $d = 0.01$; b – соответствует системе с умеренной регрессией ритмики, $d = 0.1$; c – соответствует системе с глубокой регрессией ритмики, $d = 0.2$. d – Фазовое пространство системы при $d = 0.01$; e – фазовое пространство системы при $d = 0.1$; f – фазовое пространство при $d = 0.2$. g – Динамический спектр внешнего сигнала; h – динамический спектр, соответствующий зрелой ритмике, $d = 0.01$; i – динамический спектр, соответствующий ритмике с умеренной регрессией, $d = 0.1$; j – динамический спектр, соответствующий ритмике с глубокой регрессией, $d = 0.2$

Fig. 5. Model responses to an external signal with a smoothly varying frequency for different values of the parameter d : a – corresponds to a system with standard rhythmic maturity, $d = 0.01$; b – corresponds to a system with moderate rhythmic regression, $d = 0.1$; c – corresponds to a system with deep rhythmic regression, $d = 0.2$. d – Phase space of the system for $d = 0.01$, e – phase space of the system for $d = 0.1$, f – phase space of the system for $d = 0.2$. g – Dynamic spectrum of the external signal; h – dynamic spectrum corresponding to mature rhythm, $d = 0.01$; i – dynamic spectrum corresponding to rhythm with moderate regression, $d = 0.1$; j – dynamic spectrum corresponding to rhythm with deep regression, $d = 0.2$

На рис. 5, *d, e, f* — фазовые портреты системы при разных параметрах d . На рис. 5, *g, h, i, j* — динамический спектр внешнего сигнала; динамический спектр, соответствующий зрелой ритмике $d = 0.01$; динамический спектр, соответствующий ритмике с умеренной регрессией $d = 0.1$; динамический спектр, соответствующий ритмике с глубокой регрессией $d = 0.2$. По оси абсцисс — частота в относительных единицах и интервале от 0.01 до 0.05, по оси ординат — время от 0 до 1, по оси абсцисс — время в шагах счета от 0 до 10000 с учетом шага по времени 0.01.

На рис. 6 приведены отклики модели с параметром $d = 0.01$ на внешний сигнал с неправильно заданными параметрами внешнего сигнала. На рис. 6, *a* внешний сигнал малой амплитуды (на рис. 6, *b* — динамический спектр внешнего сигнала) не вызывает отклика на переменной коры (рис. 6, *c* динамический спектр сигнала переменной коры). На рис. 6, *d* внешний сигнал

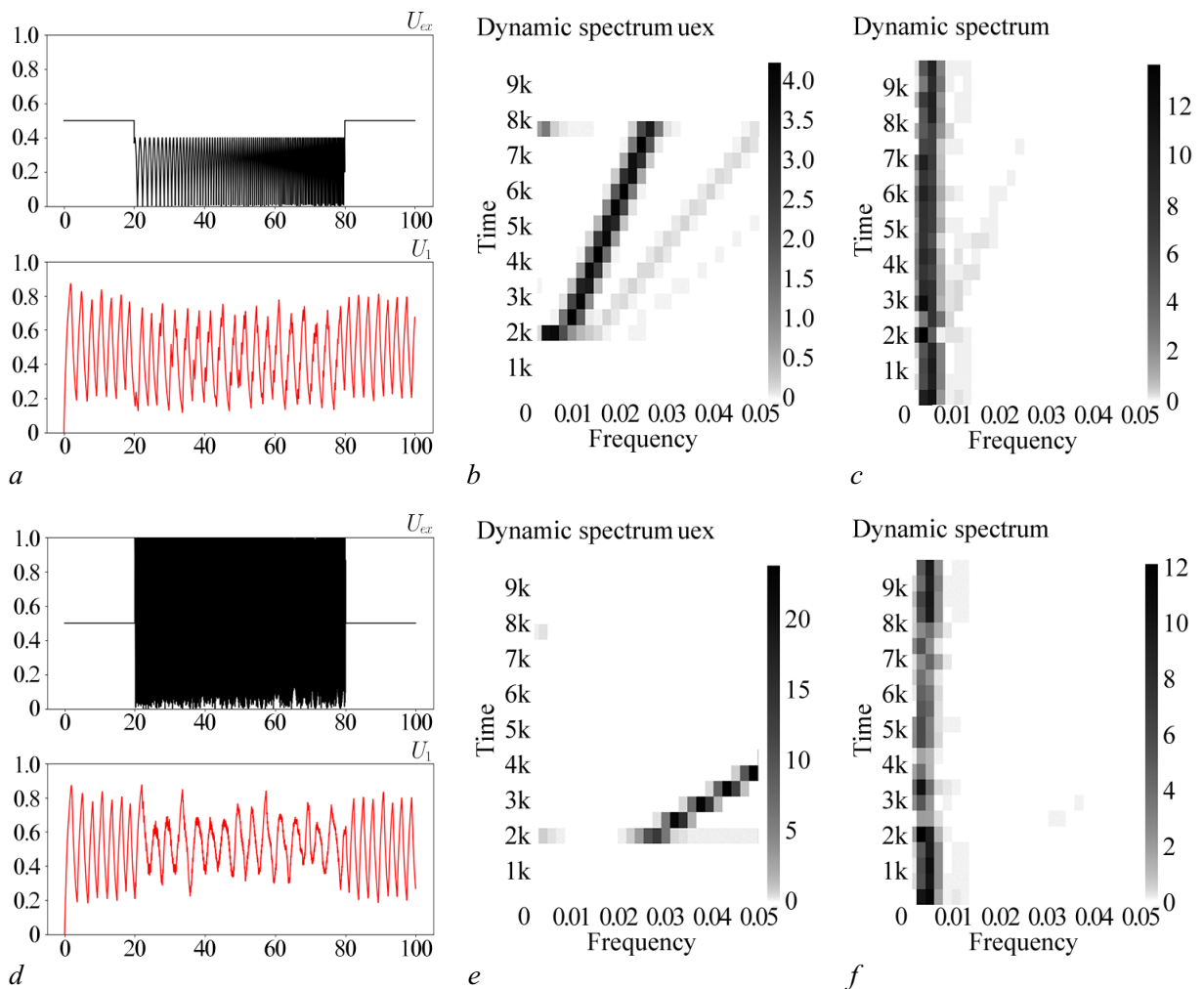


Рис. 6. Отклики модели с параметром $d = 0.01$ на внешний сигнал с неправильно заданными параметрами внешнего сигнала: *a* — внешний сигнал малой амплитуды, отклик переменной коры; *b* — динамический спектр внешнего сигнала; *c* — динамический спектр сигнала переменной коры; *d* — внешний сигнал высокой частоты, отклик переменной коры; *e* — динамический спектр внешнего сигнала; *f* — динамический спектр сигнала переменной коры

Fig. 6. Responses of a model with parameter $d = 0.01$ to an external signal with incorrectly specified parameters of the external signal: *a* — external signal of small amplitude, call of variable cortex; *b* — dynamic spectrum of the external signal; *c* — dynamic spectrum of the variable cortex signal; *d* — external high frequency signal, variable bark call; *e* — dynamic spectrum of the external signal; *f* — dynamic spectrum of the variable cortex signal

высокой частоты (на рис. 6, *e* динамический спектр внешнего сигнала) не вызывает отклика на переменной коры (рис. 6, *f* динамический спектр сигнала переменной коры).

На рис. 7 приведены примеры мультипликации ритма различными внешними сигналами: внешним сигналом с меняющимися частотой и амплитудой, внешним сигналом с интервальным изменением частот в каждой трети временного интервала подачи внешнего сигнала. Приводятся отклики на внешний сигнал переменной коры; динамические спектры внешнего сигнала и сигнала — отклика переменной коры.

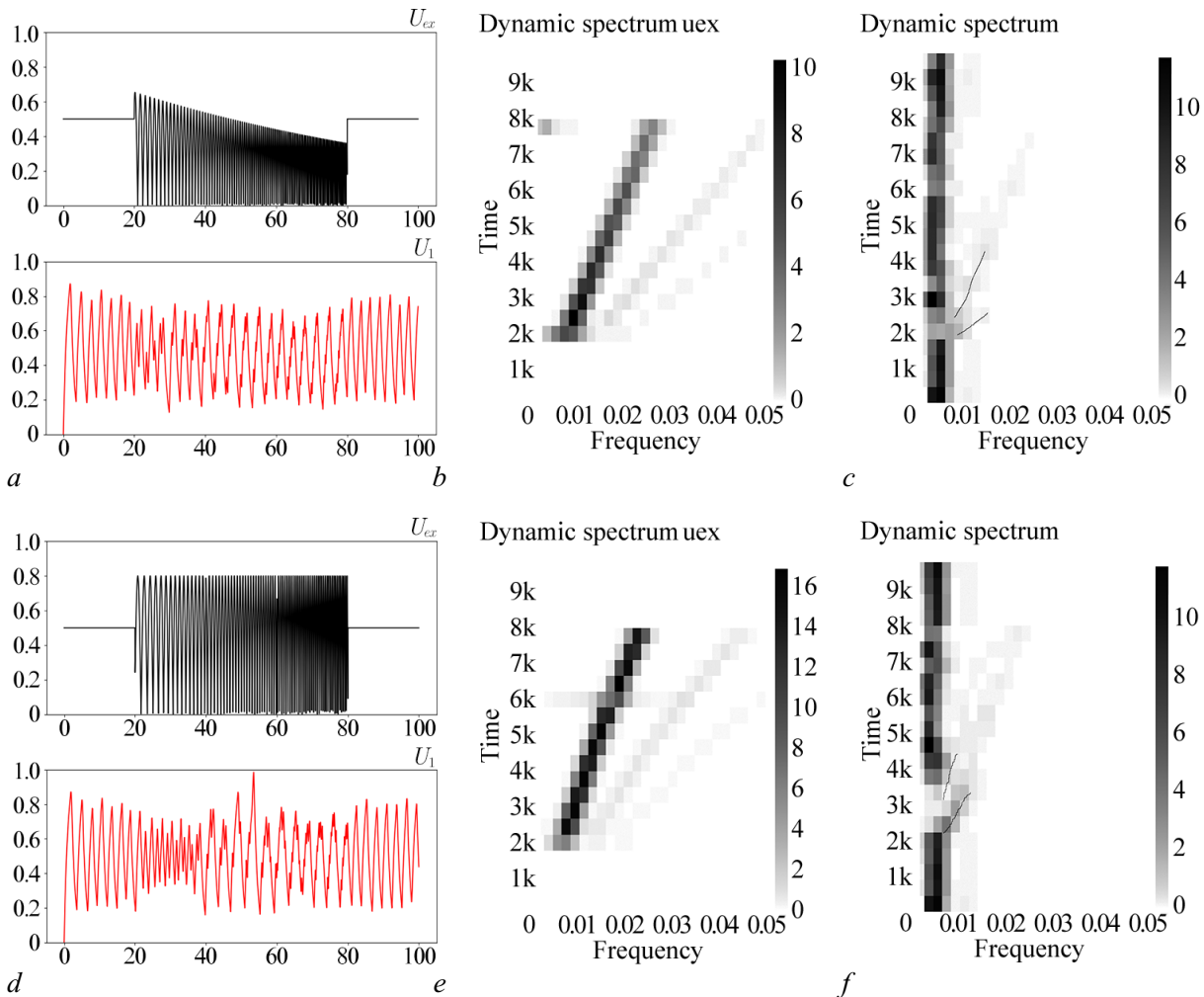


Рис. 7. Примеры мультипликации ритма различными внешними сигналами: *a* — внешний сигнал с меняющимися частотой и амплитудой, сигнал переменной коры; *b* — динамический спектр внешнего сигнала; *c* — динамический спектр сигнала переменной коры; *d* — внешний сигнал с переменной частотой (меняется частота сигнала от различных начальных частот в каждой трети временного интервала подачи внешнего сигнала), сигнал переменной коры; *e* — динамический спектр внешнего сигнала; *f* — динамический спектр сигнала переменной коры

Fig. 7. Examples of rhythm animation by various external signals: *a* — external signal with varying frequency and amplitude, variable cortex signal; *b* — dynamic spectrum of the external signal; *c* — dynamic spectrum of the variable cortex signal; *d* — external signal with variable frequency (the frequency of the signal changes from different initial frequencies in each third of the time interval of the external signal), variable bark signal; *e* — dynamic spectrum of the external signal; *f* — dynamic spectrum of the variable cortex signal

Заключение

На феноменологической модели нейропластичности получены аналогичные экспериментальным режимы, которые позволяют качественно объяснить некоторые механизмы возникновения различных резонансных режимов таламокортикальной системы (табл. 2). Исследование модели показало, что амплитуда внешнего сигнала является одним из важных управляющих параметров различных резонансных режимов в такой системе. Поэтому в сценариях биоуправления важно учитывать не только частотные, но и амплитудные характеристики внешнего сигнала (рис. 3, *b*). Можно усложнять модель, рассматривая, например, несколько взаимодействующих ячеек.

Исходя из прогноза модели, в нейрофизиологическом эксперименте для повышения эффективности стимуляции следует управлять амплитудой сигнала (яркостью световых стимулов)

Таблица 2. Эксперимент и результаты моделирования

Table 2. Experiment and simulation results

№	Данные	Результаты расчетов
1	При закрытых глазах регистрируется альфа-активность. Зрелая эталонная ритмика.	В ответ на постоянный сигнал заданной амплитуды $U_{ex} = 0.5$ или на сумму нескольких гармонических сигналов разной частоты в заданном интервале подпороговой амплитуды возникает импульсная активность с собственной частотой автоколебаний в таламокортикальной системе.
2	Сформирован альфа-пик в спектре ЭЭГ.	Появление основного ритма зависит, кроме амплитуды внешнего сигнала, и от параметра наклона d функции энергообеспечения $F[f]$. Чем меньше d (крутая $F[f]$), тем медленнее затухают колебания и поддерживается основной ритм, сопоставимый в эксперименте с альфа-ритмом рис. 4, <i>a, b</i> , рис. 5, <i>a, d, g, h</i> участки в отсутствии внешнего сигнала.
3	Не сформирован альфа-пик в спектре ЭЭГ.	При больших d (пологая $F[f]$) основной ритм не формируется.
4	Наблюдаются резонансные спектральные пики на частоте стимуляции при сохранении альфа-ритма	Сохраняется базовый ритм, происходит навязывание внешней частоты. При малой частоте внешнего сигнала происходит разделение колебаний на два частотных масштаба: частота огибающей откликов равна частоте внешнего сигнала; частота заполнения автоколебаниями определяется параметрами системы рис. 4, <i>a, b</i> , рис. 5, <i>a, d, g, h</i>
5	Не наблюдаются резонансные спектральные пики на частоте стимуляции при сохранении альфа-ритма.	Частота экспериментального сигнала выше собственной частоты таламокортикальной системы. Базовый ритм сохраняется. Ритм не навязывается, а основной ритм модулируется высокочастотным сигналом. Амплитуда экспериментального сигнала ниже пороговой для возбуждения колебаний в таламокортикальной системы рис. 4, <i>a</i> , рис. 6.
6	Наблюдаются резонансные спектральные пики на частоте стимуляции, альфа-ритм не сохраняется.	Уменьшена частота основного ритма ввиду пологой функции $F[f]$ (d соответствует недостаточной зрелости ритмики коры), что сопоставимо с переходом в другие низкочастотные дельта- и тета-диапазоны. Система работает в режиме вынужденных колебаний при подаче внешнего высокочастотного сигнала рис. 4, <i>a</i> , рис. 5, <i>b, c, e, f, g, i, j</i> .
7	Мультипликация ритма при сохранении альфа-ритма.	Режим получается на модели с внешним сигналом с плавно спадающей амплитудой рис. 4, <i>a</i> , рис. 7, <i>a, b, c</i> . В динамическом спектре сигнала наблюдаются слабые линии на кратных частотах (прорисованы). Сохраняется базовый ритм, происходит навязывание и мультипликация ритма. Режим получается на модели с внешним сигналом линейно меняющейся частотой в некотором интервале (3 интервала изменения частоты в ходе предъявления внешнего сигнала) рис. 4, <i>a</i> , рис. 7, <i>d, e, f</i> . В динамическом спектре сигнала наблюдаются слабые линии на кратных частотах (прорисованы). Сохраняется базовый ритм, происходит навязывание и мультипликация ритма.

(см. рис. 3, *b*), соответствующим образом выбирать интервал частот внешнего сигнала в соответствии с биоэлектрической активностью головного мозга испытуемого (см. рис. 3, *b*).

Зрелость ритмики, согласно модельным расчетам, можно оценивать по вычисленному параметру d модели таламокортикальной ячейки, параметры которой корректируются таким образом, чтобы соответствовать динамике спектральных компонент биоэлектрической активности головного мозга испытуемого при фоновой записи и при стимуляции последовательностью световых импульсов. На рис. 8, *a* приведена обратно пропорциональная зависимость уровня зрелости ритмики в процентах (ось ординат) в зависимости от параметра модели d (ось абсцисс).

В табл. 2 наглядно представлено обобщение расчетов модели и данных психофизиологического эксперимента.

Схема цифровой оценки степени зрелости коры. На основе данных психофизиологических экспериментов по нейробиоуправлению и модельных расчетов можно предложить следующую схему цифровой оценки степени зрелости ритмики мозга рис. 8, *b*.

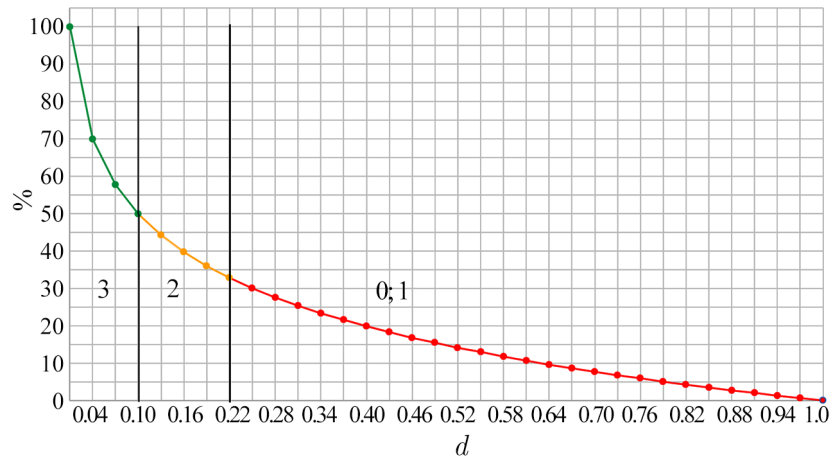
1. В отсутствии внешнего сигнала при закрытых глазах определяются границы альфа-ритма и наличие пиковой частоты в альфа-ритме. Проводится предварительная оценка степени зрелости ритмики коры (табл. 2).
2. Предъявляется тестовый стимул модели с параметрами, соответствующими предварительно оцененной степени зрелости ритмики согласно психофизиологическому эксперименту.
3. Формируется протокол стимуляции согласно п. 1.
4. Проводится вычислительный эксперимент с параметрами модели, соответствующими проведенному психофизиологическому эксперименту.
5. Оцениваются расчетные спектры и спектры реального ЭЭГ-сигнала, записанного в ходе психофизиологического эксперимента.
6. Изменяются параметры модели для получения сходной резонансной динамики сигнала в виде усвоения ритма внешнего сигнала.
7. Корректирование амплитудных и частотных характеристик внешнего сигнала в психофизиологическом эксперименте. Повторение п.п. 3, 4, 5 до достижения удовлетворительного сходства полученных спектров.
8. Оценивается степень зрелости ритмики коры испытуемого.
9. Оценивается параметр модели, который сопоставлен со степенью зрелости ритмики коры (параметр модели d пересчитывается в проценты рис. 8, *a*).
10. Сохраняются параметры модели и подготавливается новый расчет п. 2 по сценарию «Стимуляция внешним сигналом эффекта пластичности».
11. Фиксируется результат психофизиологического эксперимента и подготавливается новый эксперимент по сценарию «Стимуляция нейропластичности коры».

Выводы. Математическая модель взаимодействия модулей таламокортикальной системы успешно применена для управления нейропластичностью мозга. В ходе сопоставления результатов психофизиологических и вычислительных экспериментов по нейробиоуправлению формируется библиотека режимов модели (динамических спектров, тестовых сигналов) для описания «модели-прототипа», соответствующей различным уровням зрелости ритмики коры.

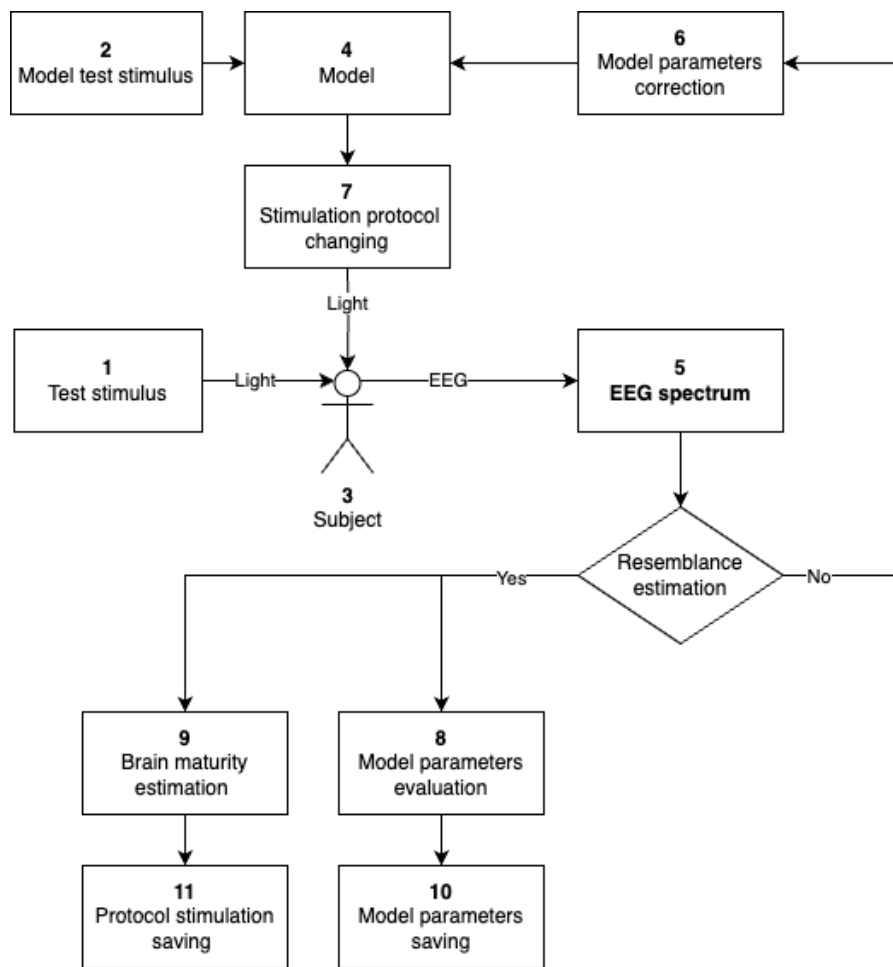
Разработан способ цифровой диагностики уровня зрелости ритмики мозга на основе сопоставления результатов моделирования и данных психофизиологического эксперимента по нейробиоуправлению.

Эволюция решений модели в зависимости от ее параметров симулирует процесс биоуправления нейропластичностью мозга с учетом исходного уровня зрелости ритмики и стресс-индуцированных искажений нейродинамики.

Эксперименты на модели с различными параметрами модели и внешнего сигнала могут быть использованы в разработке новых протоколов нейробиоуправления.



a



b

Рис. 8. a – Зависимость степени зрелости ритмики в процентах (ось ординат) от значения параметра модели d (ось абсцисс), 3 – зрелая ритмика, 2 – слабая регрессия ритмики, 1; 0 – умеренная и глубокая регрессия ритмики; b – схема цифровой оценки степени зрелости ритмики мозга

Fig. 8. a – Dependence of the degree of rhythmic maturity as a percentage (ordinate axis) on the value of the model parameter d (abscissa axis), 3 – mature rhythmicity, 2 – weak rhythmic regression, 1; 0 – moderate and deep rhythmic regression; b – scheme for digital assessment of the degree of maturity of brain rhythms

Список литературы

1. Савчук Л. В., Полевая С. А., Парин С. Б., Бондарь А. Т., Федотчев А. И. Резонансное сканирование и анализ электроэнцефалограммы при определении зрелости корковой ритмики у младших школьников // *Биофизика*. 2022. Т. 67, № 2. С. 354–361. DOI: 10.31857/S0006302922020181.
2. Shaw C. A., McEachern J. C. *Toward a Theory of Neuroplasticity*. New York: Psychology Press, 2001. 468 p. DOI: 10.4324/9780203759790.
3. Kaczmarek B. L. Current views on neuroplasticity: what is new and what is old? // *Acta Neuropsychologica*. 2020. Vol. 18, no. 1. P. 1–14. DOI: 10.5604/01.3001.0013.8808.
4. Kaczmarek B. L., Markiewicz K. Brain plasticity and the idea of the functional system // *Lurian Journal*. 2021. Vol. 2, no. 2. P. 46–62. DOI: 10.15826/Lurian.2021.2.2.3.
5. Федотчев А. И., Парин С. Б., Громов К. Н., Савчук С. А., Полевая С. А. Комплексная обратная связь от биопотенциалов мозга и сердца в коррекции стресс-индуцированных состояний // *Журнал высшей нервной деятельности им. Павлова*. 2019. Т. 69, № 2. С. 187–193. DOI: 10.1134/S0044467719020059.
6. Федотчев А. И. Эффекты фотостимуляции, управляемой электроэнцефалограммой человека // *Биофизика*. 2019. Т. 64, № 2. С. 358–361. DOI: 10.1134/S0006302919020157.
7. Fedotchev A. I., Parin S. B., Polevaya S. A., Zemlianaia A. A. Human body rhythms in the development of non-invasive methods of closed-loop adaptive neurostimulation // *J. Pers. Med.* 2021. Vol. 11, no. 5. P. 437. DOI: 10.3390/jpm11050437.
8. Федотчев А. И., Земляная А. А., Савчук Л. В., Полевая С. А. Нейроинтерфейс с двойной обратной связью от ЭЭГ в коррекции стресс-вызванных расстройств // *Современные технологии в медицине*. 2019. Т. 11, № 1. С. 150–154. DOI: 10.17691/stm2019.11.1.17.
9. Федотчев А. И., Парин С. Б., Полевая С. А. Нейроинтерфейсы, управляемые биопотенциалами мозга и сердца, в коррекции стресс-вызванных расстройств // *Вестник РФФИ. Общественные и гуманитарные науки*. 2019. Т. 94, № 1. С. 144–152. DOI: 10.22204/2587-8956-2019-094-01-144-152.
10. Федотчев А. И., Парин С. Б., Полевая С. А., Земляная А. А. Эффекты аудио - визуальной стимуляции, автоматически управляемой биопотенциалами мозга и сердца человека // *Физиология человека*. 2019. Т. 45, № 5. С. 75–79. DOI: 10.1134/S0131164619050023.
11. Coulter D. A. Thalamocortical Anatomy and Physiology. In: Engel Jr. J., Pedley T. A. (eds). *Epilepsy: A Comprehensive Textbook*. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997. P. 341–351.
12. Miranda R. A., Casebeer W. D., Hein A. M., Judy J. W., Krotkov E. P., Laabs T. L., Manzo J. E., Pankratz K. Z., Pratt G. A., Sanchez J. C., Weber D. J., Wheeler T. L., Ling G. S. F. Darpa-funded efforts in the development of novel brain-computer interface technologies // *J. Neurosci. Methods*. 2015. Vol. 244. P. 52–67. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2014.07.019.
13. Федотчев А. И., Парин С. Б., Полевая С. А., Великова С. Д. Технологии «интерфейс мозг-компьютер» и нейробиоуправление: современное состояние и возможности клинического применения // *Современные технологии в медицине*. 2017. Т. 9, № 1. С. 175–184. DOI: 10.17691/stm2017.9.1.22.
14. Федотчев А. И., О СанДжун, Бондарь А. Т., Семенов В. С. *Современные возможности и подходы к активизации когнитивной деятельности и процессов обучения у человека: Монография*. Пущино: ИБК РАН, 2017. 114 с.
15. Fedotchev A. I., Parin S. B., Polevaya S. A. Adaptive neurostimulation methods in correcting posttraumatic stress disorder and professional burnout syndrome // *Opera Medica et Physiologica*. 2021. Vol. 8, no. 2. P. 68–74. DOI: 10.24412/2500-2295-2021-2-68-74.
16. Fedotchev A. I., Parin S. B., Polevaya S. A., Zemlianaia A. A. EG-based musical neurointerfaces in the correction of stress-induced states // *Brain Comput Interfaces (Abingdon)*. 2022. Vol. 9, no. 1. P. 1–6. DOI: 10.1080/2326263X.2021.1964874.
17. Нуйдель И. В., Колосов А. В., Демарева В. А., Яхно В. Г. Применение феноменологической математической модели для воспроизведения эффекта взаимодействия эндогенных и экзо-

- генных осцилляций при нейробиоуправлении // Современные технологии в медицине. 2019. Т. 11, № 1. С. 103–108. DOI: 10.17691/stm2019.11.1.12.
18. Федотчев А. И., Парин С. Б., Полевая С. А. Нейроинтерфейсы на основе эндогенных ритмов организма для оптимизации функционального состояния человека и его когнитивной реабилитации // Успехи физиологических наук. 2021. Т. 52, № 2. С. 83–92. DOI: 10.31857/S030117982102003X.
 19. Zhang Y., Guo D., Xu P., Zhang Y., Yao D. Robust frequency recognition for SSVEP-based BCI with temporally local multivariate synchronization index // Cogn. Neurodyn. 2016. Vol. 10, no. 6. P. 505–511. DOI: 10.1007/s11571-016-9398-9.
 20. Кудряшов А. В., Яхно В. Г. Распространение областей повышенной импульсной активности в нейронной сети // Динамика биологических систем. 1978. Т. 2. С. 45–59.
 21. Yakhno Y. G. Basic models of hierarchy neuron-like systems and ways to analyse some of their complex reactions // Optical Memory and Neural Network. 1995. Vol. 4, no. 2. P. 145–155.
 22. Колосов А. В., Нуйдель И. В., Яхно В. Г. Исследование динамических режимов в математической модели элементарной таламокортикальной ячейки // Известия вузов. ПНД. 2016. Т. 24, № 5. С. 72–83. DOI: 10.18500/0869-6632-2016-24-5-72-83.

References

1. Savchuk LV, Polevaya SA, Parin SB, Bondar AT, Fedotchev AI. Resonance scanning and analysis of the electroencephalogram in determining the maturity of cortical rhythms in younger schoolchildren. *Biophysics*. 2022;67(2):274. DOI: 10.1134/S000635092202018X.
2. Shaw CA, McEachern JC. *Toward a Theory of Neuroplasticity*. New York: Psychology Press; 2001. 468 p. DOI: 10.4324/9780203759790.
3. Kaczmarek BL. Current views on neuroplasticity: what is new and what is old? *Acta Neuropsychologica*. 2020;18:1–14. DOI: 10.5604/01.3001.0013.8808.
4. Kaczmarek B. L., Markiewicz K. Brain Plasticity and the Idea of the Functional System. *Lurian Journal*. 2021;2(2):46–62. DOI: 10.15826/Lurian.2021.2.2.3.
5. Fedotchev AI, Parin SB, Gromov KN, Savchuk LV, Polevaya SA. Complex feedback from the biopotentials of the brain and heart in the correction of stress-induced states. *Journal of Higher Nervous Activity named Pavlova*. 2019;69(2):187–193 (in Russian). DOI: 10.1134/S0044467719020059.
6. Fedotchev AI. Human electroencephalogram-controlled effects of photostimulation. *Biophysics*. 2019;64(2):268–271. DOI: 10.1134/S0006350919020076.
7. Fedotchev AI, Parin SB, Polevaya SA, Zemlianaia AA. Human body rhythms in the development of non-invasive methods of closed-loop adaptive neurostimulation. *J. Pers. Med*. 2021;11(5):437. DOI: 10.3390/jpm11050437.
8. Fedotchev AI, Zemlyannaya AA, Savchuk L, Polevaya SA. Neurointerface with double feedback from EEG in the correction of stress-induced disorders *Modern technologies in medicine*. 2019;11(1):150–154 (in Russian). DOI: 10.17691/stm2019.11.1.17.
9. Fedotchev AI, Parin SB, Polevaya SA. Neurointerfaces controlled by biopotentials of the brain and heart in the correction of stress-induced disorders. *RFBR Bulletin. Social and human sciences*. 2019;94(1):144–152 (in Russian). DOI: 10.22204/2587-8956-2019-094-01-144-152.
10. Fedotchev AI, Parin SB, Polevaya SA, Zemlyannaya AA. Effects of audio-visual stimulation automatically controlled by the biopotentials of the human brain and heart. *Human Physiology*. 2019;45(5):75–79 (in Russian). DOI: 10.1134/S0131164619050023.
11. Coulter DA. Thalamocortical Anatomy and Physiology. In: Engel JrJ, Pedley TA, eds. *Epilepsy: A Comprehensive Textbook*. Philadelphia. Lippincott-Raven. 1997; 341–351.
12. Miranda RA, Casebeer WD, Hein AM, Judy JW, Krotkov EP, Laabs TL, Manzo JE, Pankratz KZ, Pratt GA, Sanchez JC., Weber DJ, Wheeler TL, Ling GSF. Darpa-funded efforts in the development of novel brain-computer interface technologies. *J. Neurosci. Methods*. 2015;244:52–67. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2014.07.019.

13. Fedotchev AI, Parin SB, Polevaya SA, Velikova SD. Brain-computer interface and neurofeedback technologies: Current state, problems and clinical prospects (Review). *Sovremennye tehnologii v medicine*. 2017;9(1):175–184. DOI: 10.17691/stm2017.9.1.22.
14. Fedotchev AI, Oh Sang Jun, Bondar AT, Semenov VS. Modern Capabilities and Approaches to Enhancing Cognitive Activity and Learning Processes in Humans: Monograph. Pushchino: IBK RAS; 2017. 114 p. (in Russian).
15. Fedotchev AI, Parin SB, Polevaya SA. Adaptive neurostimulation methods in correcting posttraumatic stress disorder and professional burnout syndrome. *Opera Medica et Physiologica*. 2021;8(2); 68–74. DOI: 10.24412/2500-2295-2021-2-68-74.
16. Fedotchev AI, Parin SB, Polevaya SA, Zemlianaia AA EG-based musical neurointerfaces in the correction of stress-induced states. *Brain Comput Interfaces (Abingdon)*. 2022;9(1):1–6. DOI: 10.1080/2326263X.2021.1964874.
17. Nuidel IV, Kolosov AV, Demareva VA, Yakhno VG. Using a phenomenological mathematical model to reproduce the interaction of endogenous and exogenous oscillations under neurocontrol. *Sovremennye tehnologii v medicine*. 2019;11(1):103–108 . DOI: 10.17691/stm2019.11.1.12.
18. Fedotchev AI, Parin SB, Polevaya SA. Neurointerfaces based on endogenous rhythms of the body to optimize the functional state of a person and his cognitive rehabilitation. *Advances in physiological sciences*. 2021;52(2):83–92 (in Russian). DOI: 10.31857/S030117982102003X.
19. Zhang Y, Guo D, Xu P, Zhang Y, Yao D Robust frequency recognition for SSVEP-based BCI with temporally local multivariate synchronization index. *Cogn. Neurodyn*. 2016;10(1):505–511. DOI: 10.1007/s11571-016-9398-9.
20. Kudryashov AV, Yakhno VG. Distribution of areas of increased impulse activity in a neural network. *Dynamics of biological systems*. 1978;2:45–59.
21. Yakhno YG. Basic models of hierarchy neuron-like systems and ways to analyse some of their complex reactions. *Optical Memory and Neural Network*. 1995;4(2):145–155.
22. Kolosov AV, Nuidel IV, Yakhno VG. Research of dynamic modes in the mathematical model of elementary thalamocortical cell. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2016;24(5):72–83 (in Russian). DOI: 10.18500/0869-6632-2016-24-5-72-83.

Нуйдель Ирина Владимировна — родилась в Горьком (1966). Окончила радиофизический факультет Горьковского (Нижегородского) государственного университета им. Н. И. Лобачевского (1988). Старший научный сотрудник лаборатории автоволновых процессов в Институте прикладной физики РАН (Нижний Новгород), кандидат физико-математических наук. Область научных интересов: нелинейная динамика, исследование структур коллективной активности в однородных распределенных нейрноподобных системах, обработка изображений, моделирование процессов преобразования сенсорных сигналов в таламокортикальных сетях. Имеет более 60 научных публикаций.



Россия, 603950 Нижний Новгород, БОКС-120, ул. Ульянова, 46
 Институт прикладной физики им. А. В. Гапонова-Грехова РАН
 E-mail: nuidel@ipfran.ru
 ORCID: 0000-0003-1743-588X
 AuthorID (eLibrary.Ru): 36094

Колосов Алексей Вадимович — родился в Нижнем Новгороде (1996), выпускник факультета Высшей школы общей и прикладной физики ННГУ им. Н. И. Лобачевского (2019). Область научных интересов: теория динамических систем, нелинейная динамика.



Россия, 603950 Нижний Новгород, БОКС-120, ул. Ульянова, 46
 Институт прикладной физики им. А. В. Гапонова-Грехова РАН
 E-mail: 7418880@mail.ru



Пермяков Сергей Александрович — родился в Гороховце Владимирской области (1990). Окончил факультет радиофизики, электроники и медицинской техники Владимирского государственного университета имени А. Г. и Н. Г. Столетовых (2013). Защитил диссертацию на соискание ученой степени кандидата технических наук (ЮЗГУ, 2018). Область научных интересов: регистрация и обработка медико-биологических данных, разработка медицинской техники.

Россия, 603022 Нижний Новгород, пр. Гагарина, 23
Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского
E-mail: permyakov@fsn.unn.ru
AuthorID (eLibrary.Ru): 706771



Егоров Игорь Сергеевич — родился в Нижнем Новгороде (1993). Окончил институт радиоэлектроники и информационных технологий НГТУ им. Р. Е. Алексеева (бакалавр, 2015), АНО ВО «Университет Иннополис» (магистр, 2017). В настоящее время аспирант кафедры психофизиологии ННГУ им. Н. И. Лобачевского.

Россия, 603022 Нижний Новгород, пр. Гагарина, 23
Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского
E-mail: igor.egorov.unn@yandex.com
ORCID: 0009-0000-0235-2964



Полевая Софья Александровна — родилась в Горьком (1964). Окончила биологический факультет Горьковского государственного университета (1986). Защитила диссертацию на соискание ученой степени кандидата биологических наук (ННГУ, 1997) и доктора биологических наук (ИТЭБ, 2009). В настоящее время заведует кафедрой психофизиологии Нижегородского государственного университета. Научные интересы: физика когнитивных систем, алгоритмы кодирования и распознавания сенсорной информации, динамика функциональных состояний, разработка информационных технологий для персонализированной диагностики и оптимизаций когнитивного потенциала и адаптационных процессов. Автор более 300 научных публикаций и 10 патентов РФ.

Россия, 603022 Нижний Новгород, пр. Гагарина, 23
Нижегородский государственный университет им. Н. И. Лобачевского
E-mail: s453383@mail.ru
ORCID: 0000-0002-3896-787X
AuthorID (eLibrary.Ru): 77263



Яхно Владимир Григорьевич — родился в 1947 году, доктор физико-математических наук, заведует лабораторией в Институте прикладной физики РАН (Нижний Новгород). Научные интересы связаны с исследованием процессов самоорганизации в распределенных неравновесных системах и применением автоволновых представлений для моделирования процессов обработки сенсорных сигналов, развития компьютерных алгоритмов кодирования сложных изображений (разработка биометрических систем), рассмотрением характерных процессов в модельных системах, имитирующих функционирование живых систем. Имеет более 200 научных публикаций (в том числе 2 монографии и 10 патентов).

Россия, 603950 Нижний Новгород, БОКС-120, ул. Ульянова, 46
Институт прикладной физики им. А. В. Гапонова-Грехова РАН
E-mail: yakhno@ipfran.ru
ORCID: 0000-0002-4689-472X
AuthorID (eLibrary.Ru): 18659