



Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика. 2022. Т. 30, № 1
Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedeniy. Applied Nonlinear Dynamics. 2022;30(1)

Научная статья

УДК 57.024; 53.047

DOI: 10.18500/0869-6632-2022-30-1-96-108

Гемодинамический ответ в моторной коре на выполнение различных типов движения

А. А. Бадарин^{1,2}✉, В. В. Грубов^{1,2}, А. В. Андреев^{1,2}, В. М. Антипов¹, С. А. Куркин^{1,2}

¹Университет Иннополис, Россия

²Балтийский федеральный университет имени Иммануила Канта, Калининград, Россия

E-mail: ✉Badarin.a.a@mail.ru, v.grubov@innopolis.ru, andreevandrei1993@gmail.com,
vantipovm@gmail.com, kurkinsa@gmail.com

Поступила в редакцию 20.07.2021, принята к публикации 28.09.2021,
опубликована 31.01.2022

Аннотация. Цель настоящего исследования — изучение особенностей гемодинамического ответа на выполнение различных типов движения (одиночное движение, серия движений, «тэппинг») правой рукой. **Методы.** В данной работе регистрация гемодинамического ответа осуществлялась с помощью функциональной ближней инфракрасной спектроскопии (прибор NIRScout от NIRx, Германия). Система NIRScout использует 16 оптодов (8 источников и 8 детекторов) для регистрации гемодинамического ответа в коре головного мозга с частотой дискретизации 7.8125 Гц. Оптоды неинвазивно размещаются на коже головы пациента путем установки в гнезда специальной шапочки EASYCAP. **Результаты.** Показано, что суммарный гемодинамический ответ в моторной коре левого полушария слабо различается между всеми рассматриваемыми видами движения, при этом выраженность контралатеральности демонстрирует существенные различия между типами движений. Сильнее всего контралатеральность выражена при выполнении серии движений, в то время как одиночное сжатие кисти вызывает наименьшую контралатеральность. **Заключение.** Полученные в работе результаты демонстрируют высокую чувствительность технологии функциональной ближней инфракрасной спектроскопии к выполнению различных типов движений. Здесь особо следует отметить короткие одиночные сжатия кисти, которые хорошо видны на характеристиках оксигенированного и дезоксигенированного гемоглобина, что может быть использовано при разработке и проектировании различных интерфейсов мозг – компьютер, в том числе и мультимодальных.

Ключевые слова: гемодинамический ответ, функциональная ближняя инфракрасная спектроскопия, тэппинг, движение руки, активность головного мозга.

Благодарности. Работа поддержана Министерством науки и высшего образования Российской Федерации (Соглашение № 075-02-2021-1748) в части разработки методов анализа данных. Экспериментальные работы поддержаны Российским фондом фундаментальных исследований (грант 19-52-55001). Куркин С. А. поддержан Советом по грантам Президента Российской Федерации (грант МД-1921.2020.9).

Для цитирования: Бадарин А. А., Грубов В. В., Андреев А. В., Антипов В. М., Куркин С. А. Гемодинамический ответ в моторной коре на выполнение различных типов движения // Известия вузов. ПНД. 2022. Т. 30, № 1. С. 96–108.

DOI: 10.18500/0869-6632-2022-30-1-96-108

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

Hemodynamic response in the motor cortex to execution of different types of movements

A. A. Badarin^{1,2}✉, V. V. Grubov^{1,2}, A. V. Andreev^{1,2}, V. M. Antipov¹, S. A. Kurkin^{1,2}

¹Innopolis University, Russia

²Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, Russia

E-mail: ✉Badarin.a.a@mail.ru, v.grubov@innopolis.ru,
andreevandrei1993@gmail.com, vantipovm@gmail.com, kurkinsa@gmail.com

Received 20.07.2021, accepted 28.09.2021, published 31.01.2022

Abstract. Purpose of this work is the analysis of the hemodynamic response to the execution of various types of movements (single movement, series of movements, “tapping”) by the right hand. **Methods.** In this paper, the hemodynamic response was recorded using functional near infrared spectroscopy (NIRScout instrument from NIRx, Germany). The NIRScout system uses 16 optodes (8 sources and 8 detectors) to record the hemodynamic response in the cerebral cortex with a sampling rate of 7.8125 Hz. Optodes are non-invasively placed on the patient’s scalp by inserting into the sockets of a special cap “EASYCAP”. **Results.** We show that the total hemodynamic response in the motor cortex of the left hemisphere slightly differs between all the considered types of movement, while the severity of contralaterality demonstrates significant differences between the types of movements. Contralaterality is most pronounced when performing a series of movements, while a single squeeze of the hand causes the least contralaterality. **Conclusion.** The results obtained in this paper demonstrate the high sensitivity of functional near-infrared spectroscopy technology to the performance of various types of movements. It should be especially noted here short single hand squeezes, which are clearly visible on the characteristics of HbO and HbR, which can be used in the development and design of various brain – computer interfaces, including multimodal ones.

Keywords: hemodynamic response, functional NIRS, tapping, hand movement, brain activity.

Acknowledgements. This work was supported by the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation (agreement no. 075-02-2021-1748) in the development of data analysis methods. Experimental works were supported by the Russian Foundation for Basic Research (grant 19-52-55001). Kurkin S. A. was supported by the Council for Grants of the President of the Russian Federation (grant MD-1921.2020.9).

For citation: Badarin AA, Grubov VV, Andreev AV, Antipov VM, Kurkin SA. Hemodynamic response in the motor cortex to execution of different types of movements. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2022;30(1):96–108. DOI: 10.18500/0869-6632-2022-30-1-96-108

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

Введение

Изучение принципов и физических закономерностей работы головного мозга является одной из наиболее важных и активно исследуемых задач современной науки [1–7]. Одним из наиболее перспективных и мощных инструментов неинвазивной нейровизуализации для регистрации активности головного мозга является функциональная ближняя инфракрасная спектроскопия (фБИКС, fNIRS) [8, 9]. Данная технология использует свет в ближнем инфракрасном диапазоне для детектирования изменений уровня оксигенированного (HbO) и дезоксигенированного (HbR) гемоглобина вследствие гемодинамической активности мозга и быстрой доставки оксигенированной крови к активным кортикальным областям через нейроваскулярное соединение. Здесь следует отметить, что имеет место взаимосвязь между электрической активностью головного мозга и гемодинамическим ответом. Так, в работе [10] обнаружена высокая и значимая корреляция концентраций HbO и HbR с амплитудами электрической активности в альфа- и бета-диапазонах (8...13 Гц и 13...30 Гц, соответственно). При этом показано, что концентрация HbO отрицательно скоррелирована с десинхронизацией альфа- и бета-ритмов, а концентрация HbR характеризуется положительной корреляцией со снижением амплитуд обоих ритмов.

Заметим, что фБИКС регистрирует сигналы той же физиологической основы, что и функциональная магнитно-резонансная томография (фМРТ), поэтому обе технологии предоставляют

взаимосвязанные данные. В то же время фБИКС имеет ряд преимуществ: портативность, простота использования, возможность мониторинга в реальном времени, низкая чувствительность к двигательным артефактам, более высокое временное разрешение, возможность отдельной регистрации изменений как дезоксигемоглобина, так и оксигемоглобина [10, 11].

В настоящее время с помощью фБИКС активно проводятся исследования, направленные на изучение нейронной активности головного мозга [12]. Много работ направлено на оценку умственной нагрузки, то есть количества затраченных умственных усилий для выполнения той или иной задачи. В частности, в работе [13] авторы обнаружили, что изменение разницы между оксигенированным и дезоксигенированным гемоглобином значительно увеличивается с ростом уровня сложности задачи. Было показано, что изменения в гемодинамическом ответе чувствительны к большим различиям в сложности задания, в то время как чувствительность к меньшим различиям отсутствует и требует дополнительных исследований.

Другое применение фБИКС находит в различных гибридных мультимодальных интерфейсах мозг–компьютер [14–16], например, для оценки уровня внимания [17], в исследованиях по диагностике различных когнитивных нарушений [18] и других приложениях. Из-за наличия временной задержки между активацией определенного участка коры головного мозга и появлением в нем гемодинамического ответа, в большинстве экспериментальных парадигм испытуемым дается длительная нагрузка с продолжительными паузами между заданиями. В частности, при анализе двигательной активности с помощью фБИКС обычно выполняется серия одинаковых движений в рамках одного задания [10]. Здесь важно изучение и сравнение гемодинамического ответа на выполнение различных типов движения путем анализа изменений в концентрациях дезоксигемоглобина и оксигемоглобина [19]. В настоящее время эти вопросы мало изучены.

В данной работе представлены результаты анализа гемодинамического отклика головного мозга при выполнении различных типов движений. В качестве анализируемых сигналов была рассмотрена динамика оксигемоглобина и дезоксигемоглобина.

1. Методы

Сигналы фБИКС регистрировались при помощи прибора NIRScout (NIRx, Германия). Система NIRScout использует 16 оптодов (8 источников и 8 детекторов) для регистрации гемодинамического ответа в коре головного мозга с частотой дискретизации 7.8125 Гц. Оптоды неинвазивно размещаются на коже головы пациента путем установки в гнезда специальной шапочки EASYCAP. Каждый канал фБИКС образован парой «источник–детектор», которые расположены достаточно близко друг к другу. Оптимальное расстояние между источником и детектором составляет около 3 см из-за специфической формы траектории ближнего инфракрасного излучения: свет рассеивается в тканях коры головного мозга и на глубине примерно 3 см отражается в сторону детектора.

Расстановка оптодов была аналогична приведенной в работе [12] и покрывала моторную кору. На рис. 1, с приведен используемый монтаж с 23 каналами фБИКС. Кроме того, для лучшего понимания размещения оптодов на рис. 1, с показано расположение каналов ЭЭГ по международной схеме «10–10».

В эксперименте принимали участие двенадцать здоровых добровольцев: возраст — 22...38 лет, соотношение мужчин и женщин — 7/5, правши, не занимающиеся профессионально спортом, некурящие. Ни у одного из испытуемых не были диагностированы заболевания опорно-двигательного аппарата или центральной нервной системы. Каждого участника просили придерживаться здорового образа жизни в течение 48 часов перед экспериментом, что включало в себя 8-часовой сон, отказ от употребления алкоголя, ограниченное потребление кофеинсодержащих продуктов, умеренные физические нагрузки. Каждый участник предоставил информированное письменное согласие перед участием в эксперименте. Экспериментальная процедура была проведена

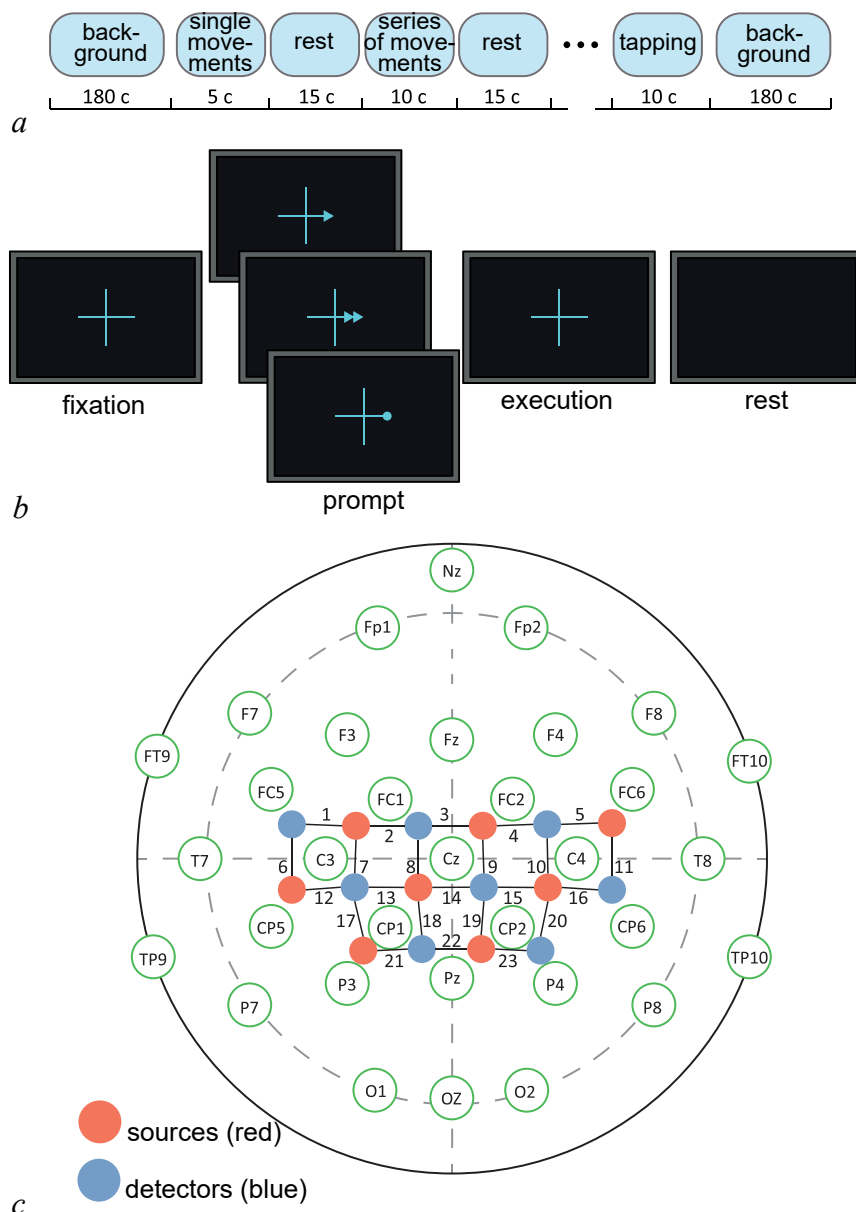


Рис. 1. *a* – Общий дизайн эксперимента; *b* – демонстрация предъявляемых испытуемому команд; *c* – используемая расстановка оптодов (цвет online)

Fig. 1. *a* – General design of the experiment; *b* – demonstration of commands presented to the subject; *c* – arrangement of optodes used (color online)

в соответствии с Хельсинкской декларацией и утверждена комиссией по этике Университета Иннополис.

Эксперименты проводились в первой половине дня. Перед началом эксперимента участники были проинформированы о его целях и методах, а также о возможных неудобствах. Испытуемые имели возможность задать любые интересующие вопросы и получить подробные ответы.

Эксперимент проводился следующим образом. Испытуемый сидел в удобном кресле и выполнял движения различных типов правой рукой согласно указаниям на мониторе, размещенном перед глазами испытуемого на расстоянии 70...80 см. Дизайн эксперимента включает в себя три типа движений: одиночное движение – испытуемый четко сжимает и разжимает кисть один раз, на выполнение отводится 5 секунд; серия движений – испытуемый несколько раз четко сжимает

и разжимает кисть в удобном для себя темпе в течение 10 секунд; «тэппинг» — поочерёдное постукивание большим пальцем по остальным пальцам кисти в удобном для себя темпе в течение 10 секунд.

Общий дизайн эксперимента схематично показан на рис. 1, *a*. Каждый эксперимент начинался и заканчивался 3-минутной записью фоновой активности, в течение которой испытуемому предлагалось расслабиться и не шевелить руками. Основная часть эксперимента состояла из 60 триалов, общая схема одного триала приведена на рис. 1, *b*. Каждый триал фБИКС начинался с фиксации внимания — на черном экране в центре появлялся светлый крест на 2 секунды. Затем поверх креста на 1.5 секунды появлялась подсказка, сообщающая испытуемому, какой тип движения необходимо выполнить: стрелка — одиночное движение, двойная стрелка — серия движений, точка — тэппинг пальцами. После этого подсказка исчезала и испытуемому давалось время выполнить требуемое движение. В конце триала демонстрировался черный экран в течение 15 секунд, и давалось время на отдых. Для каждого типа движений было выполнено 20 триалов, триалы для всех типов движений были перемешаны и предъявлялись в случайном порядке.

В экспериментах с фБИКС использовалось излучение с двумя длинами волн: $\lambda_1 = 785$ нм и $\lambda_2 = 850$ нм, которые проходят через кожу, костную ткань и воду, но хорошо поглощаются оксигемоглобином и дезоксигемоглобином, соответственно.

Экспериментальные данные фБИКС необходимо предварительно обрабатывать, чтобы их можно было использовать в качестве индикатора изменения оксигенации тканей. Поскольку оксигемоглобин и дезоксигемоглобин по-разному поглощают свет в ближнем инфракрасном диапазоне, мы рассчитали изменения в отраженном двухволновом свете с использованием модифицированного закона Бера–Ламберта [20]. В результате были получены две характеристические меры HbO и HbR, которые отражают скорость относительных изменений в уровнях концентрации оксигемоглобина и дезоксигемоглобина, соответственно.

Сбор данных фБИКС и процедура предварительной обработки выполнялись с помощью программного обеспечения NIRScout. Хорошо известно, что на экспериментальные данные фБИКС часто влияют побочные физиологические шумы и артефакты, характерные частоты которых находятся в диапазоне частот фБИКС, включая волны Майера (с типичной частотой, близкой к 0.1 Гц), дыхание (близкое к 0.25 Гц) и сердцебиение (около 1 Гц). Как упоминалось в обзорной статье [18], во многих случаях полосовой фильтрации достаточно для удаления низкочастотного физиологического шума в данных фБИКС. В связи с этим также был применён полосовой фильтр 0.01...0.1 Гц к сигналам фБИКС с помощью NIRScout, чтобы предотвратить эффект побочных физиологических воздействий.

2. Результаты

Прежде всего, были получены зависимости изменения окси- и дезоксигемоглобина для трёх рассматриваемых типов движения. Для это использовался 5-секундный фрагмент перед каждым двигательным актом, взятый из фазы отдыха предыдущего триала (или из фоновой активности в случае первого испытания). Этот дополнительный фрагмент использовался для выполнения процедуры коррекции базовой линии (так называемой *baseline correction*) для исключения влияния любой предыдущей активности на выполнение текущего задания. Затем полученные зависимости изменения окси- и дезоксигемоглобина были усреднены по 20 повторениям для каждого типа движения (рис. 2).

Видно, что выполнение движения вызывает рост HbO и уменьшение HbR по всей моторной коре, при этом наблюдается ярко выраженная контралатеральность, свойственная движениям рук. Действительно, амплитуда изменения концентраций HbO и HbR в левом полушарии больше, чем в правом, что обусловлено движением правой рукой. Изменения концентраций HbO и HbR в ответ на выполнения движения вызваны увеличенной метаболической потребностью мозга

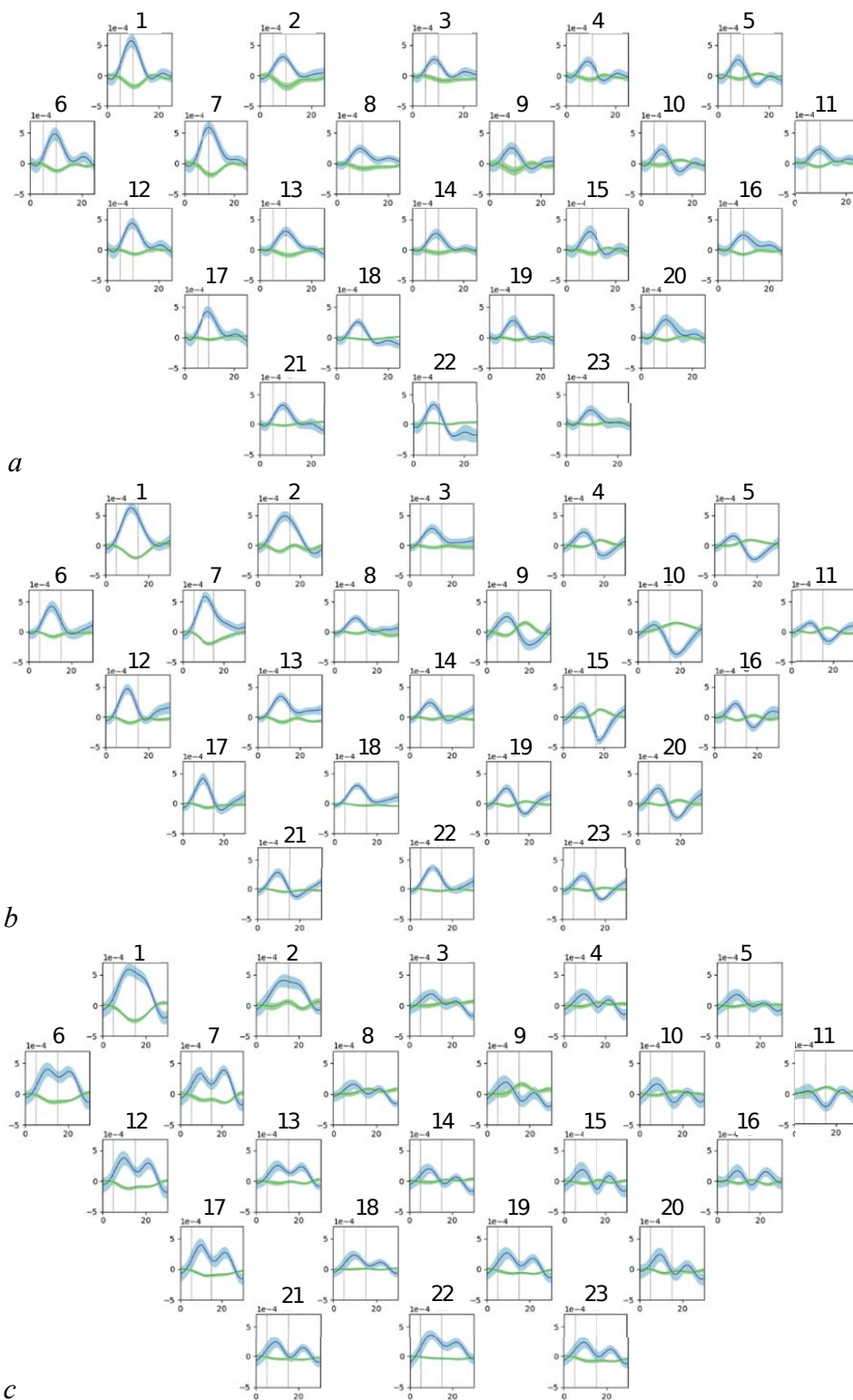


Рис. 2. Изменения окси- (синий) и дезоксигемоглобина (зеленый) для различных типов движения: *a* — одиночное движение; *b* — тэппинг; *c* — многократные повторения. Более светлым областям тех же цветов соответствует стандартная ошибка. Вертикальные штриховые линии обозначают начало/конец выполнения движения (цвет online)

Fig. 2. Changes in oxy- (blue) and deoxyhemoglobin (green) for different types of movement: *a* — single movement; *b* — tapping; *c* — multiple repetitions. Lighter areas of the same colors correspond to the standard error. Vertical dashed lines indicate the beginning/end of the movement (color online)

в кислороде, что приводит к переизбытку регионального мозгового кровотока для удовлетворения метаболических потребностей мозга. Гемодинамический ответ на увеличение нейронной активности определяется несколькими механизмами нервно-сосудистого взаимодействия, в частности, изменением диаметра капилляров [21]. Таким образом, избыток мозгового кровотока вызывает увеличение концентрации HbO и снижение концентрации HbR.

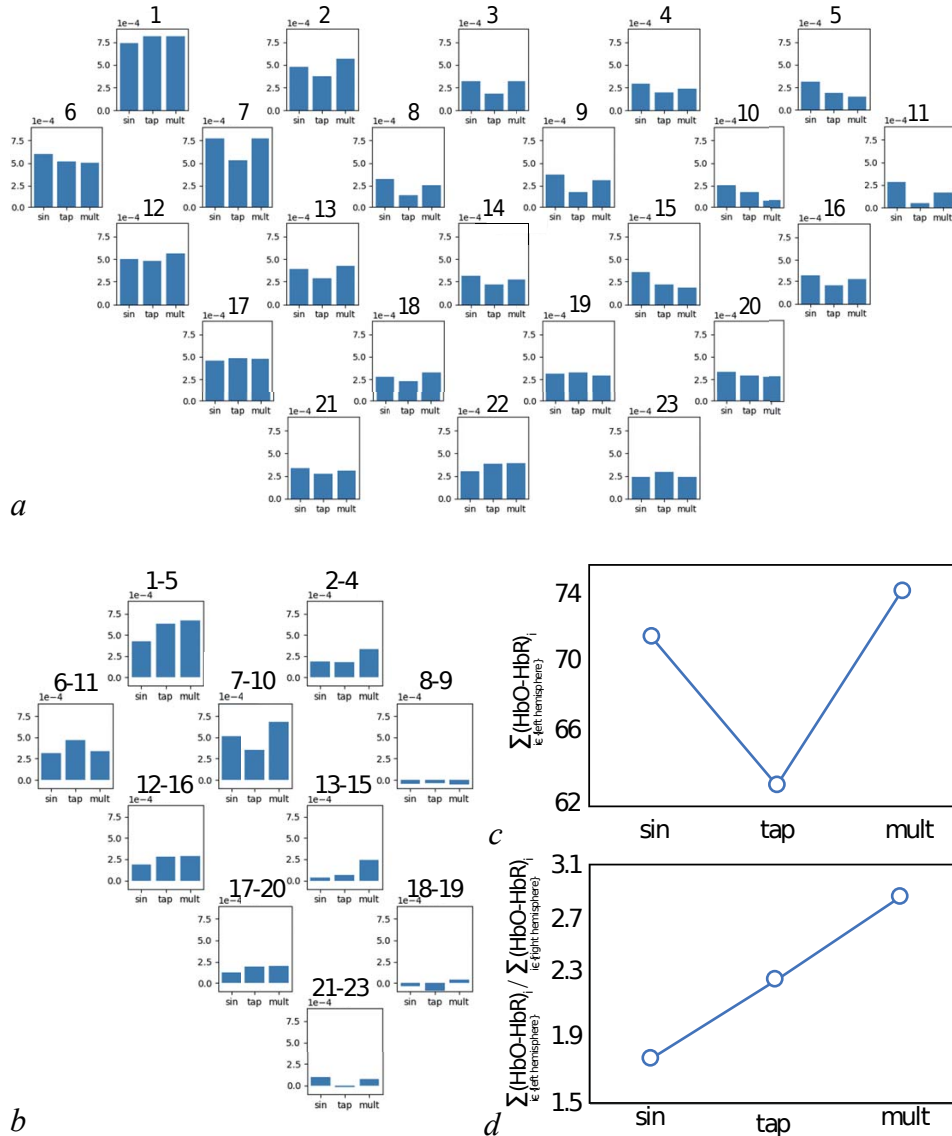


Рис. 3. *a* — Распределение по каналам максимальных значений амплитуды гемодинамического отклика для каждого типа движения; *b* — разница между максимальными значениями амплитуды гемодинамического отклика симметричных каналов левого и правого полушарий; *c* — суммарный гемодинамический ответ в левом полушарии для каждого из типов движения («sin» — одиночное движение, «tap» — тэппинг, «mult» — серия движений); *d* — отношение суммарного гемодинамического ответа левого и правого полушарий для рассматриваемых движений. Здесь в качестве гемодинамического ответа рассматривается разница между HbO и HbR

Fig. 3. *a* — distribution over channels of the maximum values of the hemodynamic response amplitude for each of the movement types; *b* — difference between the maximum values of the hemodynamic response amplitude of symmetrical channels of the left and right hemispheres; *c* — total hemodynamic response in the left hemisphere for each of the movement types (“sin” – single movement, “tap” – tapping, “mult” – series of movements); *d* — ratio of the total hemodynamic response of the left and right hemispheres for considered movements. Here, the difference between HbO and HbR is considered as a hemodynamic response

Максимальный гемодинамический ответ располагается вблизи положения датчика ЭЭГ С3 (см. рис. 1, *с*). Здесь следует отметить, что согласно последним результатам, данная область совпадает с расположением первичной моторной коры (M1).

Для анализа различий между движениями было предложено использовать единую характеристику, включающую изменение концентраций HbO и HbR. В роли такой величины выступает разница между ними — (HbO–HbR). Заметим, что данная величина часто обладает большей чувствительностью к изменениям гемодинамического ответа, чем HbO или HbR по отдельности [16].

Были найдены максимальные значения гемодинамического отклика для каждого канала и типа движения (рис. 3, *а*). Видно, что максимальные значения для всех типов движений слабо отличаются друг от друга. Была исследована выраженность контралатеральности для различных типов движений, как разница между максимальными значениями амплитуды (HbO–HbR) между симметричными каналами левого и правого полушарий (рис. 3, *б*). Обнаружено увеличение выраженности контралатеральности для тэппинга и многократных сжатий кисти, по сравнению с одиночным сжатием кисти.

Рассмотрен суммарный гемодинамический ответ в левом и правом полушарии для каждого из типов движения (рис. 3, *д*). Показано, что суммарный гемодинамический ответ в левом полушарии слабо различается между всеми видами движений. В то же время степень контралатеральности, рассматриваемая как отношение суммарного гемодинамического ответа левого и правого полушарий, демонстрирует существенное различие между движениями (рис. 3, *с*). Максимально выражена контралатеральность при выполнении серии движений, а минимально выражена при одиночном сжатии.

Заключение

В работе представлены результаты сравнения разных типов движения, а также рассмотрены различные подходы к анализу гемодинамического отклика.

Было подтверждено, что распределение отклика при выполнении движения зависит от области мозга. Показано, что максимальные ответы появляются в полушарии, контралатеральном по отношению к выполняющей конечности.

Показано, что суммарный гемодинамический ответ в моторной коре левого полушария слабо различается между всеми рассматриваемыми видами движения, при этом выраженность контралатеральности демонстрирует существенные различия между типами движений. Сильнее всего контралатеральность проявляется при выполнении серии движений, в то время как одиночное сжатие кисти вызывает наименьшую контралатеральную реакцию. Наличие подобной асимметрии при выполнении рассматриваемых типов движений, вероятно, вызвано различиями в ассоциированной нейронной активности, в результате которой каждое из движений задействует различные по своему размеру нейронные сети или требует разную степень их активации.

Различия в контралатеральности также отражают изменение межполушарных взаимодействий между областями M1 каждого полушария, в результате которых повышенная активация нейронов в M1 одного полушария вызывает снижение активности в M1 противоположного полушария. Это, в свою очередь, вызывает повышение оксигемоглобина в контралатеральной движению коре M1 из-за наличия компенсационных механизмов и повышение дезоксигемоглобина в ипсилатеральной коре M1, обусловленное активацией тормозящих связей между полушариями и продолжающимися метаболическими процессами.

Отметим, что результаты, полученные в данной работе, хорошо согласуются с известными ранее [22–24]. В частности, в работе [22] было обнаружено связанное с интенсивностью движения увеличение нейронной активности в контралатеральном полушарии, приводящее к более высоким

положительным BOLD (Blood-oxygen-level-dependent) ответам, передающееся в ипсилатеральное полушарие и сопровождаемое более выраженным отрицательным BOLD ответом в данном полушарии. Здесь следует отметить, что отрицательный BOLD ответ по сравнению с исходным уровнем возникает как следствие увеличения содержания дезоксигемоглобина.

Заметим, что полученные в работе результаты демонстрируют высокую чувствительность технологии фБИКС к выполнению различных типов движений. В частности, короткие одиночные сжатия кисти хорошо видны на характеристиках HbO и HbR, что может быть использовано при разработке и проектировании различных интерфейсов мозг–компьютер, в том числе и мультимодальных, так как открывает возможности использования более коротких команд при их создании. Отметим, что обычно интерфейсы мозг–компьютер на базе технологии фБИКС требуют продолжительной нагрузки, в частности, среди двигательных задач наиболее популярной является «тэппинг», требующий активность порядка 10 секунд.

Список литературы

1. *Bansal K., Garcia J. O., Tompson S. H., Verstynen T., Vettel J. M., Muldoon S. F.* Cognitive chimera states in human brain networks // *Science Advances*. 2019. Vol. 5, no. 4. P. eaau8535. DOI: 10.1126/sciadv.aau8535.
2. *Brittin C. A., Cook S. J., Hall D. H., Emmons S. W., Cohen N.* A multi-scale brain map derived from whole-brain volumetric reconstructions // *Nature*. 2021. Vol. 591, no. 7848. P. 105–110. DOI: 10.1038/s41586-021-03284-x.
3. *Andreev A. V., Maksimenko V. A., Pisarchik A. N., Hramov A. E.* Synchronization of interacted spiking neuronal networks with inhibitory coupling // *Chaos, Solitons & Fractals*. 2021. Vol. 146. P. 110812. DOI: 10.1016/j.chaos.2021.110812.
4. *Hramov A. E., Maksimenko V. A., Pisarchik A. N.* Physical principles of brain–computer interfaces and their applications for rehabilitation, robotics and control of human brain states // *Physics Reports*. 2021. Vol. 918. P. 1–133. DOI: 10.1016/j.physrep.2021.03.002.
5. *Karpov O. E., Grubov V. V., Maksimenko V. A., Utashev N., Semerikov V. E., Andrikov D. A., Hramov A. E.* Noise amplification precedes extreme epileptic events on human EEG // *Phys. Rev. E*. 2021. Vol. 103, no. 2. P. 022310. DOI: 10.1103/PhysRevE.103.022310.
6. *Chholak P., Kurkin S. A., Hramov A. E., Pisarchik A. N.* Event-related coherence in visual cortex and brain noise: An MEG study // *Applied Sciences*. 2021. Vol. 11, no. 1. P. 375. DOI: 10.3390/app11010375.
7. *Maksimenko V., Kuc A., Frolov N., Kurkin S., Hramov A.* Effect of repetition on the behavioral and neuronal responses to ambiguous Necker cube images // *Scientific Reports*. 2021. Vol. 11, no. 1. P. 3454. DOI: 10.1038/s41598-021-82688-1.
8. *Villringer A., Planck J., Hock C., Schleinkofer L., Dirnagl U.* Near infrared spectroscopy (NIRS): A new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults // *Neuroscience Letters*. 1993. Vol. 154, no. 1–2. P. 101–104. DOI: 10.1016/0304-3940(93)90181-J.
9. *Abdelnour A. F., Huppert T.* Real-time imaging of human brain function by near-infrared spectroscopy using an adaptive general linear model // *NeuroImage*. 2009. Vol. 46, no. 1. P. 133–143. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2009.01.033.
10. *Lachert P., Janusek D., Pulawski P., Liebert A., Milej D., Blinowska K. J.* Coupling of Oxy- and Deoxyhemoglobin concentrations with EEG rhythms during motor task // *Scientific Reports*. 2017. Vol. 7, no. 1. P. 15414. DOI: 10.1038/s41598-017-15770-2.
11. *Leff D. R., Orihuela-Espina F., Elwell C. E., Athanasiou T., Delpy D. T., Darzi A. W., Yang G.-Z.* Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: A systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies // *NeuroImage*. 2011. Vol. 54, no. 4. P. 2922–2936. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2010.10.058.

12. *Derosière G., Mandrick K., Dray G., Ward T.E., Perrey S.* NIRS-measured prefrontal cortex activity in neuroergonomics: strengths and weaknesses // *Frontiers in Human Neuroscience*. 2013. Vol. 7. P. 583. DOI: 10.3389/fnhum.2013.00583.
13. *Ayaz H., Shewokis P.A., Bunce S., Izzetoglu K., Willems B., Onaral B.* Optical brain monitoring for operator training and mental workload assessment // *NeuroImage*. 2012. Vol. 59, no. 1. P. 36–47. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2011.06.023.
14. *Naseer N., Hong K.-S.* fNIRS-based brain-computer interfaces: a review // *Frontiers in Human Neuroscience*. 2015. Vol. 9. P. 3. DOI: 10.3389/fnhum.2015.00003.
15. *Badarin A.A., Skazkina V.V., Grubov V.V.* Studying of human's mental state during visual information processing with combined EEG and fNIRS // In: *Saratov Fall Meeting 2019: Computations and Data Analysis: from Nanoscale Tools to Brain Functions*. Vol. 11459 of Proc. SPIE. VII International Symposium on Optics and Biophotonics, 23–27 September 2019, Saratov, Russian Federation. Bellingham, Washington: SPIE, 2020. P. 114590D. DOI: 10.1117/12.2564403.
16. *Hramov A.E., Grubov V., Badarin A., Maksimenko V.A., Pisarchik A.N.* Functional near-infrared spectroscopy for the classification of motor-related brain activity on the sensor-level // *Sensors*. 2020. Vol. 20, no. 8. P. 2362. DOI: 10.3390/s20082362.
17. *Talamonti D., Montgomery C.A., Clark D.P.A., Bruno D.* Age-related prefrontal cortex activation in associative memory: An fNIRS pilot study // *NeuroImage*. 2020. Vol. 222. P. 117223. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2020.117223.
18. *Rahman M.A., Siddik A.B., Ghosh T.K., Khanam F., Ahmad M.* A narrative review on clinical applications of fNIRS // *Journal of Digital Imaging*. 2020. Vol. 33, no. 5. P. 1167–1184. DOI: 10.1007/s10278-020-00387-1.
19. *Kurkin S., Badarin A., Grubov V., Maksimenko V., Hramov A.* The oxygen saturation in the primary motor cortex during a single hand movement: functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) study // *The European Physical Journal Plus*. 2021. Vol. 136, no. 5. P. 548. DOI: 10.1140/epjp/s13360-021-01516-7.
20. *Baker W.B., Parthasarathy A.B., Busch D.R., Mesquita R.C., Greenberg J.H., Yodh A.G.* Modified Beer-Lambert law for blood flow // *Biomedical Optics Express*. 2014. Vol. 5, no. 11. P. 4053–4075. DOI: 10.1364/BOE.5.004053.
21. *Nippert A.R., Biesecker K.R., Newman E.A.* Mechanisms mediating functional hyperemia in the brain // *The Neuroscientist*. 2018. Vol. 24, no. 1. P. 73–83. DOI: 10.1177/1073858417703033.
22. *Newton J.M., Sunderland A., Gowland P.A.* fMRI signal decreases in ipsilateral primary motor cortex during unilateral hand movements are related to duration and side of movement // *NeuroImage*. 2005. Vol. 24, no. 4. P. 1080–1087. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2004.10.003.
23. *Mullinger K.J., Mayhew S.D., Bagshaw A.P., Bowtell R., Francis S.T.* Evidence that the negative BOLD response is neuronal in origin: A simultaneous EEG–BOLD–CBF study in humans // *NeuroImage*. 2014. Vol. 94. P. 263–274. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2014.02.029.
24. *Mayer A.R., Hanlon F.M., Shaff N.A., Stephenson D.D., Ling J.M., Dodd A.B., Hogeveen J., Quinn D.K., Ryman S.G., Pirio-Richardson S.* Evidence for asymmetric inhibitory activity during motor planning phases of sensorimotor synchronization // *Cortex*. 2020. Vol. 129. P. 314–328. DOI: 10.1016/j.cortex.2020.04.028.

References

1. Bansal K, Garcia JO, Tompson SH, Verstynen T, Vettel JM, Muldoon SF. Cognitive chimera states in human brain networks. *Science Advances*. 2019;5(4):eaau8535. DOI: 10.1126/sciadv.aau8535.
2. Brittin CA, Cook SJ, Hall DH, Emmons SW, Cohen N. A multi-scale brain map derived from whole-brain volumetric reconstructions. *Nature*. 2021;591(7848):105–110. DOI: 10.1038/s41586-021-03284-x.

3. Andreev AV, Maksimenko VA, Pisarchik AN, Hramov AE. Synchronization of interacted spiking neuronal networks with inhibitory coupling. *Chaos, Solitons & Fractals*. 2021;146:110812. DOI: 10.1016/j.chaos.2021.110812.
4. Hramov AE, Maksimenko VA, Pisarchik AN. Physical principles of brain–computer interfaces and their applications for rehabilitation, robotics and control of human brain states. *Physics Reports*. 2021;918:1–133. DOI: 10.1016/j.physrep.2021.03.002.
5. Karpov OE, Grubov VV, Maksimenko VA, Utashev N, Semerikov VE, Andrikov DA, Hramov AE. Noise amplification precedes extreme epileptic events on human EEG. *Phys. Rev. E*. 2021;103(2): linebreak 022310. DOI: 10.1103/PhysRevE.103.022310.
6. Chholak P, Kurkin SA, Hramov AE, Pisarchik AN. Event-related coherence in visual cortex and brain noise: An MEG study. *Applied Sciences*. 2021;11(1):375. DOI: 10.3390/app11010375.
7. Maksimenko V, Kuc A, Frolov N, Kurkin S, Hramov A. Effect of repetition on the behavioral and neuronal responses to ambiguous Necker cube images. *Scientific Reports*. 2021;11(1):3454. DOI: 10.1038/s41598-021-82688-1.
8. Villringer A, Planck J, Hock C, Schleinkofer L, Dirnagl U. Near infrared spectroscopy (NIRS): A new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults. *Neuroscience Letters*. 1993;154(1–2):101–104. DOI: 10.1016/0304-3940(93)90181-J.
9. Abdelnour AF, Huppert T. Real-time imaging of human brain function by near-infrared spectroscopy using an adaptive general linear model. *NeuroImage*. 2009;46(1):133–143. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2009.01.033.
10. Lachert P, Janusek D, Pulawski P, Liebert A, Milej D, Blinowska KJ. Coupling of Oxy- and Deoxyhemoglobin concentrations with EEG rhythms during motor task. *Scientific Reports*. 2017;7(1):15414. DOI: 10.1038/s41598-017-15770-2.
11. Leff DR, Orihuela-Espina F, Elwell CE, Athanasiou T, Delpy DT, Darzi AW, Yang GZ. Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: A systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies. *NeuroImage*. 2011;54(4):2922–2936. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2010.10.058.
12. Deroisière G, Mandrick K, Dray G, Ward TE, Perrey S. NIRS-measured prefrontal cortex activity in neuroergonomics: strengths and weaknesses. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2013;7:583. DOI: 10.3389/fnhum.2013.00583.
13. Ayaz H, Shewokis PA, Bunce S, Izzetoglu K, Willems B, Onaral B. Optical brain monitoring for operator training and mental workload assessment. *NeuroImage*. 2012;59(1):36–47. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2011.06.023.
14. Naseer N, Hong KS. fNIRS-based brain-computer interfaces: a review. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2015;9:3. DOI: 10.3389/fnhum.2015.00003.
15. Badarin AA, Skazkina VV, Grubov VV. Studying of human’s mental state during visual information processing with combined EEG and fNIRS. In: *Saratov Fall Meeting 2019: Computations and Data Analysis: from Nanoscale Tools to Brain Functions*. Vol. 11459 of Proc. SPIE. VII International Symposium on Optics and Biophotonics, 23–27 September 2019, Saratov, Russian Federation. Bellingham, Washington: SPIE; 2020. P. 114590D. DOI: 10.1117/12.2564403.
16. Hramov AE, Grubov V, Badarin A, Maksimenko VA, Pisarchik AN. Functional near-infrared spectroscopy for the classification of motor-related brain activity on the sensor-level. *Sensors*. 2020;20(8):2362. DOI: 10.3390/s20082362.
17. Talamonti D, Montgomery CA, Clark DPA, Bruno D. Age-related prefrontal cortex activation in associative memory: An fNIRS pilot study. *NeuroImage*. 2020;222:117223. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2020.117223.
18. Rahman MA, Siddik AB, Ghosh TK, Khanam F, Ahmad M. A narrative review on clinical applications of fNIRS. *Journal of Digital Imaging*. 2020;33(5):1167–1184. DOI: 10.1007/s10278-020-00387-1.
19. Kurkin S, Badarin A, Grubov V, Maksimenko V, Hramov A. The oxygen saturation in the primary

- motor cortex during a single hand movement: functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) study. *The European Physical Journal Plus*. 2021;136(5):548. DOI: 10.1140/epjp/s13360-021-01516-7.
20. Baker WB, Parthasarathy AB, Busch DR, Mesquita RC, Greenberg JH, Yodh AG. Modified Beer–Lambert law for blood flow. *Biomedical Optics Express*. 2014;5(11):4053–4075. DOI: 10.1364/BOE.5.004053.
 21. Nippert AR, Biesecker KR, Newman EA. Mechanisms mediating functional hyperemia in the brain. *The Neuroscientist*. 2018;24(1):73–83. DOI: 10.1177/1073858417703033.
 22. Newton JM, Sunderland A, Gowland PA. fMRI signal decreases in ipsilateral primary motor cortex during unilateral hand movements are related to duration and side of movement. *NeuroImage*. 2005;24(4):1080–1087. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2004.10.003.
 23. Mullinger KJ, Mayhew SD, Bagshaw AP, Bowtell R, Francis ST. Evidence that the negative BOLD response is neuronal in origin: A simultaneous EEG–BOLD–CBF study in humans. *NeuroImage*. 2014;94:263–274. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2014.02.029.
 24. Mayer AR, Hanlon FM, Shaff NA, Stephenson DD, Ling JM, Dodd AB, Hogeveen J, Quinn DK, Ryman SG, Pirio-Richardson S. Evidence for asymmetric inhibitory activity during motor planning phases of sensorimotor synchronization. *Cortex*. 2020;129:314–328. DOI: 10.1016/j.cortex.2020.04.028.

Бадарин Артем Александрович — младший научный сотрудник лаборатории нейронауки и когнитивных технологий университета Иннополис. Защитил диссертацию на соискание учёной степени кандидата физико-математических наук на тему «Колебательные явления в релятивистских электронных потоках с виртуальным катодом в полях резонансных систем и фотонных кристаллов» по специальностям «Физическая электроника» и «Радиофизика» (2020, СГУ). Область научных интересов — применение методов численного моделирования и анализа для исследования процессов, происходящих в интенсивных электронных потоках.



Россия, 420500 Иннополис, Университетская, 1
 Центр технологий компонентов робототехники и мехатроники, Университет Иннополис
 Россия, 236016 Калининград, ул. А. Невского, 14
 Балтийский федеральный университет имени Иммануила Канта
 E-mail: a.badarin@innopolis.ru
 ORCID: 0000-0002-3212-5890
 AuthorID: 898302

Грубов Вадим Валерьевич — родился в пос. Емильчино Житомирской области (Украина). Окончил факультет нелинейных процессов Саратовского государственного университета имени Н. Г. Чернышевского (2012). Защитил диссертацию на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук на тему «Частотно-временной анализ сигналов электрической активности нейронного ансамбля головного мозга при абсанс-эпилепсии» (2015). Старший научный сотрудник лаборатории нейронауки и когнитивных технологий университета Иннополис. Область научных интересов — нейронаука, анализ и обработка комплексных сигналов, вейвлетный анализ и его приложения в нелинейной динамике и нейронауке. Автор более 60 публикаций в центральных реферируемых отечественных и зарубежных научных журналах, индексируемых в Scopus/Web of Science, ряда патентов и свидетельств о регистрации программ для ЭВМ (более 15 свидетельств на результаты интеллектуальной деятельности).



Россия, 420500 Иннополис, Университетская, 1
 Центр технологий компонентов робототехники и мехатроники, Университет Иннополис
 Россия, 236016 Калининград, ул. А. Невского, 14
 Балтийский федеральный университет имени Иммануила Канта
 E-mail: v.grubov@innopolis.ru
 ORCID: 0000-0001-6613-8940
 AuthorID: 734305



Андреев Андрей Викторович — окончил с отличием магистратуру факультета нелинейных процессов СГУ (2017). Защитил кандидатскую диссертацию по специальности «радиофизика» (2020). Область научных интересов — нейронаука, математическое моделирование, нейронные сети, нелинейная динамика, сложные сети, хаос. Автор более 30 научных публикаций в центральных реферируемых отечественных и зарубежных научных журналах, индексируемых в Scopus/Web of Science, ряда свидетельств о регистрации программ для ЭВМ.

Россия, 420500 Иннополис, Университетская, 1
Центр технологий компонентов робототехники и мехатроники, Университет Иннополис
Россия, 236016 Калининград, ул. А. Невского, 14
Балтийский федеральный университет имени Иммануила Канта
E-mail: andreevandre1993@gmail.com
ORCID: 0000-0001-6642-4517
AuthorID: 933583



Антипов Владимир Михайлович — окончил с отличием магистратуру Юго-Западного государственного университета (2019, ЮЗГУ). Область научных интересов: различные виды взаимодействия человека и экзоскелетных систем. Опубликовал более 15 научных работ. Является победителем в конкурсной программе «Умник — Цифровая Россия» с темой проекта «Кастомизируемые, деформируемые матричные сенсоры для робототехники и тренажеров».

Россия, 420500 Иннополис, Университетская, 1
Центр технологий компонентов робототехники и мехатроники, Университет Иннополис
AuthorID: 1033158



Куркин Семён Андреевич — родился в Саратове (1986). Окончил с отличием факультет нелинейных процессов Саратовского государственного университета имени Н. Г. Чернышевского по специальности «радиофизика и электроника» (2008). Доктор физико-математических наук (2017), доцент. Работает в должности профессора в Центре технологий компонентов робототехники и мехатроники Университета Иннополиса. Автор ряда статей в центральных реферируемых журналах, участник всероссийских и международных конференций. Область научных интересов — исследование электронно-волновых систем с интенсивными пучками заряженных частиц; нейронаука.

Россия, 420500 Иннополис, ул. Университетская, 1
Лаборатория нейронауки и когнитивных технологий, Университет Иннополис
Россия, 236016 Калининград, ул. А. Невского, 14
Балтийский федеральный университет имени Иммануила Канта
E-mail: kurkinsa@gmail.com
ORCID: 0000-0002-3438-5717
AuthorID: 607241