
Короткие сообщения

АКТИВНОСТЬ-ЗАВИСИМАЯ ТМС – СОВМЕЩЕНИЕ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ И ВРЕМЕННОЙ ИНФОРМАЦИИ

**П.А. НОВИКОВ^a, М.А. НАЗАРОВА^{a,b}, М.Л. РЕШЕТНИКОВ^a,
К.Д. КОЗЛОВА^a, М.М. МАКАРОВА^a, В.В. НИКУЛИН^{a,c}**

^a *Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики», 101000, Россия, Москва, ул. Мясницкая, д. 20*

^b *«Федеральный центр мозга и нейротехнологий» Федерального медико-биологического агентства, 117997, Россия, Москва, ул. Островитянова, д. 1, стр. 10*

^c *Институт Макса Планка по изучению когнитивных и мозговых процессов, Германия, Штефанштрассе 1а, 04103, Лейпциг*

Резюме

Транскраниальная магнитная стимуляция (ТМС) является методом неинвазивного воздействия на мозг человека для его изучения и модуляции в норме и при патологии. Важной проблемой, ограничивающей применение ТМС как в научных, так и в клинических целях, является крайне высокая вариативность ее эффектов. Становится очевидным, что эффекты ТМС – это не только свойство самого протокола стимуляции, но и следствие взаимодействий ТМС с особенностями нейронального фенотипа и с функциональным состоянием, в первую очередь текущей нейрональной активностью. Необходимо создание ТМС-подходов, учитывающих текущее нейрональное состояние, так называемых подходов состояние или активность-зависимой ТМС. В работе представлено программное обеспечение (ПО), объединяющее возможности нейронавигации по данным магнитно-резонансной томографии и учета текущей биологической активности при ТМС. Подача стимулов происходит автоматически при выполнении заданного ряда условий, таких как начало движения/сокращение мышцы-мишени, отсутствие преактивации других мышц, правильное расположение магнитного стимулятора относительно головы испытуемого. Новизна разработанного ПО состоит в комбинации пространственной информации о положении магнитного стимулятора («где?») и временной информации о текущей биологической активности («когда?») для принятия решения о моменте запуска ТМС. Задержка запуска стимула была протестирована в эксперименте со

Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда, проект № 18-79-00328.

Исследование проведено с использованием уникальной научной установки НИУ ВШЭ «Автоматизированная система неинвазивной стимуляции мозга с возможностью синхронной регистрации биотоков мозга и отслеживания глазодвижения».

стимуляцией по началу сокращения мышцы-мишени, и составила около 20 мс. Планируется дальнейшее развитие ПО для целей ЭЭГ-зависимой ТМС. Создание технического решения для нейронавигируемой активность-зависимой ТМС является важным условием для выхода метода ТМС на новый уровень пространственно-временной специфичности.

Ключевые слова: программное обеспечение (ПО), нейронавигация, активность-зависимая стимуляция, транскраниальная магнитная стимуляция (ТМС), электромиография (ЭМГ), латентность.

В последние годы спектр применения транскраниальной магнитной стимуляции (ТМС) в психофизиологии и медицине расширился благодаря ее сочетанию с другими методами исследования нервной системы: магнитно-резонансной томографией (МРТ), электромиографией (ЭМГ), электроэнцефалографией (ЭЭГ) (Назарова и др., 2017), транскраниальной электрической стимуляцией (Shpektor et al., 2017) и др. Одной из серьезных проблем, ограничивающих применение ТМС, является высокая вариативность ее эффектов (Mitina et al., 2019; Ovadia-Caro et al., 2019), причины которой можно условно разделить на физические и физиологические. К физическим причинам в первую очередь относится нестабильная доза воздействия: вариативность индуцированного электрического поля в заданной области мозга от стимула к стимулу (например, в результате нестабильности положения ТМС-индуктора). Появление навигации по данным МРТ сделало возможным проведение ТМС с привязкой положения индуктора к индивидуальной анатомии мозга (Ruohonen, Karhu, 2010), но надежда на то, что внутрисубъектная вариативность ответов на ТМС значительно уменьшится при использовании МРТ-навигации, не оправдалась.

В этих условиях все более распространенным становится мнение, что эффект ТМС протокола — это не свойство протокола, а следствие воздействия ТМС с учетом индивидуальных особенностей нервной системы и ее текущего функционального состояния (Ovadia-Caro et al., 2019; Thut et al., 2017). Становится ясной необходимость создания нового ТМС-подхода — состояние-зависимой ТМС (сзТМС). Активно ведется поиск маркеров реактивности нервной системы на ТМС (Fedele et al., 2016; Iscan et al., 2016; Mäki, Ilmoniemi, 2010; Zrenner et al., 2020). Испытания сзТМС проводятся на клинических популяциях (Revill et al., 2020; Zrenner et al., 2019). Большая часть таких исследований была выполнена в состоянии покоя (Thut et al., 2017). Также возможно использование сзТМС при выполнении моторных и когнитивных задач, аналогично стимуляционным подходам в исследованиях на животных с обучением (Edwardson et al., 2015).

В современных навигационных системах для ТМС единственным условием для принятия решения об инициации стимуляции является положение индуктора, в то время как физиологические параметры никак не учитываются. Мы разрабатываем нейронавигационное программное обеспечение (ПО) для адаптивной ТМС в зависимости от текущей нейрональной активности. Хотя ранее уже были реализованы различные системы МРТ-навигации для

ТМС, мы пока не видели решений, включающих в одном ПО информацию о положении индуктора и о текущем функциональном состоянии испытуемого.

Здесь мы описываем возможности разрабатываемого ПО «Нейронавигация TMSphi» (Новиков и др., 2020), представляем схему подключения оборудования для осуществления ЭМГ-зависимой ТМС и приводим результаты тестирования ПО в эксперименте, включая определение задержки запуска ТМС относительно момента возникновения заданных условий для стимуляции.

Методы

Программное обеспечение

ПО разрабатывается с использованием WPF (C#, XAML), Java для MS Windows 7 и выше. ПО получает информацию о положении и ориентации светоотражающих маркеров через программный интерфейс стереокамер Polaris (NDI, Канада). Формат данных MPT: nifti. ПО позволяет задавать мишени стимуляции согласно текущему положению индуктора, корректировать координаты мишени и требуемую ориентацию индуктора в ней, а также задавать границы допускаемых отклонений от них.

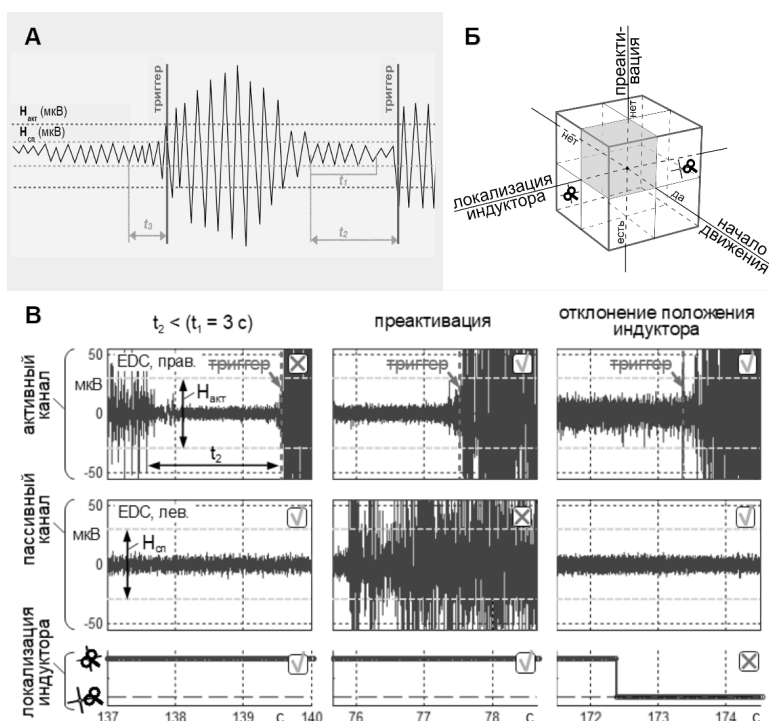
ПО принимает оцифрованный сигнал по протоколу LSL¹. В случае запуска ТМС в момент начала сокращения мышцы ПО обрабатывает сигнал двух каналов: *активного* (здесь — мышца, начало сокращения которой должно определять запуск ТМС) и *пассивного* (мышца, которая должна быть расслаблена в момент подачи ТМС-импульса). В последующем *активный* канал может быть связан с другими типами текущей биологической активности, такими как ЭЭГ, электрокардиограмма, многоклеточная активность и др. Для *активного* и *пассивного* каналов задаются пороги ($H_{\text{акт}}$ и $H_{\text{сп}}$ на рисунке 1А). Активность считается *надпороговой*, если в пределах скользящего временного окна доля надпороговых фрагментов превышает заданную величину. В момент перехода *активного* канала в *надпороговое* состояние (относительно $H_{\text{акт}}$) при сохранении *подпорогового* состояния (относительно $H_{\text{сп}}$) *пассивным* каналом ПО отправляет триггер на виртуальный СОМ-порт при условии нахождения индуктора в заданных границах (рисунок 1Б,В). Отправка следующего триггера возможна только после нахождения *активного* канала в *подпороговом* состоянии (относительно $H_{\text{сп}}$) в течение заданного времени t_1 непрерывно (рисунок 1А).

Схема подключения оборудования

Для запускаемой по ЭМГ активность-зависимой ТМС (азТМС) было задействовано оборудование, подключенное по схеме на рисунке 2 (поз. 1–9). Сигнал от электродов (поз. 1) поступает в усилитель NVX36 (МКС, Россия)

¹ Репозиторий LabStreamingLayer. <https://github.com/sccn/labstreaminglayer>

Условия для запуска ТМС



Примечание. (А) Схема запуска: t_3 – скользящее окно анализа начала сокращения активной мышцы (превышение порога $H_{акт}$), t_2 – время релаксации активной мышцы (отсутствие превышения $H_{сн}$) до следующего стимула, t_1 – минимально возможное значение для t_2 . (Б) Комбинация условий для формирования триггера: 1) начало сокращения активной мышцы после релаксации, 2) отсутствие преактивации пассивной мышцы, 3) локализация ТМС-индуктора внутри заданных диапазонов. (В) Примеры блокировки запуска ТМС.

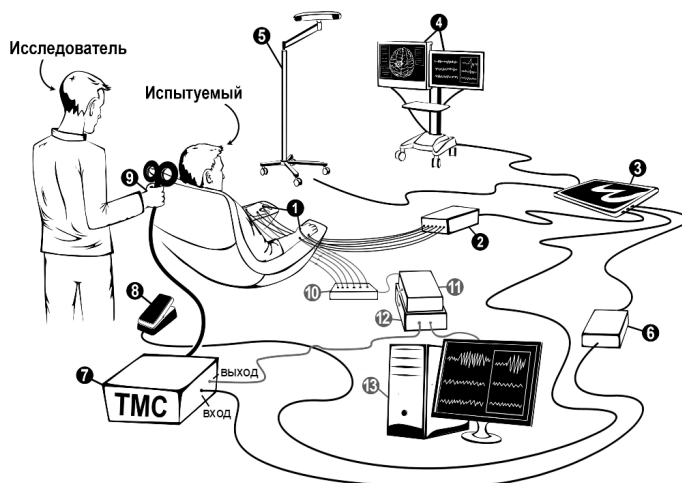
(поз. 2), откуда оцифрованный сигнал передается в компьютер (поз. 3) с ПО «NeoRec»² (МКС, Россия) и ПО «Нейронавигация TMSphi». ПО «NeoRec» транслирует данные усилителя (фильтры верхних частот 0.1 Гц, режекторный фильтр 50 Гц) по протоколу LSL. Нейронавигационное ПО анализирует сигнал от усилителя и стереокамеры и в момент выполнения условий отправляет команду через виртуальный СОМ-порт на адаптер (поз. 6), формирующий на выходе прямоугольный импульс 5 В×100 мс. Фронт импульса распознается установкой ТМС (поз. 7) как триггер для запуска стимуляции.

Для определения задержки запуска ТМС – промежутка времени между возникновением желаемых условий для стимуляции и непосредственно запуском ТМС – к одним и тем же электродам (поз. 1) дополнительно подключался усилитель BrainAmp DC (поз. 10–13). Вызванные моторные ответы

² NeoRec программа для регистрации ЭЭГ. <https://mks.ru/product/neorec/>

Рисунок 2

Схема подключения оборудования



Примечание. Элементы системы азТМС (черный цвет): 1 – ЭМГ-электроды, 2 – ЭЭГ/ЭМГ-усилитель, 3 – компьютер с ПО «Нейронавигация TMSphi», 4 – дисплеи, 5 – стереокамера, 6 – адаптер, 7 – установка ТМС, 8 – педаль (для блокировки автоматического триггирования ТМС), 9 – ТМС-индуктор. Элементы дополнительного усилителя для определения задержки запуска ТМС (серый цвет): 10 – модуль подключения электродов, 11 – ЭЭГ/ЭМГ-усилитель, 12 – блок синхронизации, 13 – компьютер.

(ВМО) записывались с использованием ПО BrainVision Recorder (BrainProducts, Германия). Post-hoc анализ ЭМГ выполнен в Matlab (Math Works, США).

ТМС-эксперимент

Для тестирования ПО был использован фрагмент (4 испытуемых) экспериментов по исследованию изменений кортикоспинальной возбудимости ипсилатеральной первичной двигательной коры во время движения. Данные приведены для одного репрезентативного испытуемого (женщина, 21 год). Перед началом ТМС-эксперимента проводилась МРТ в режиме T1 (1.5 Тл, Philips, 256×256). ТМС-установка – MagPro X100 (MagVenture, США), ТМС-индуктор – СВ-60. Поверхностные ЭМГ-электроды (биполярный монтаж) фиксировались над мышцами extensor digitorum communis (EDC) обеих рук. ТМС-протокол состоял из стимуляции горячей точки левой EDC в области первичной двигательной коры правого полушария на фоне разгибания 3–5 пальцев правой руки; ВМО записывались с EDC левой руки.

Параметры:

- *активный* канал – EDC правой руки;
- *пассивный* – EDC левой руки;
- $H_{\text{акт}} = 60, 100$ и 200 мкВ;

- $H_{\text{сш}} = 60$ мкВ для обоих каналов;
- частота дискретизации сигнала, принимаемого ПО, — 1 кГц, записываемого дополнительным услителем для электродов — 5 кГц и для триггерного канала — 1 кГц;
- $t_1 = 3$ с;
- допустимые отклонения положения индуктора ± 2 мм по координатам, максимально 3° .

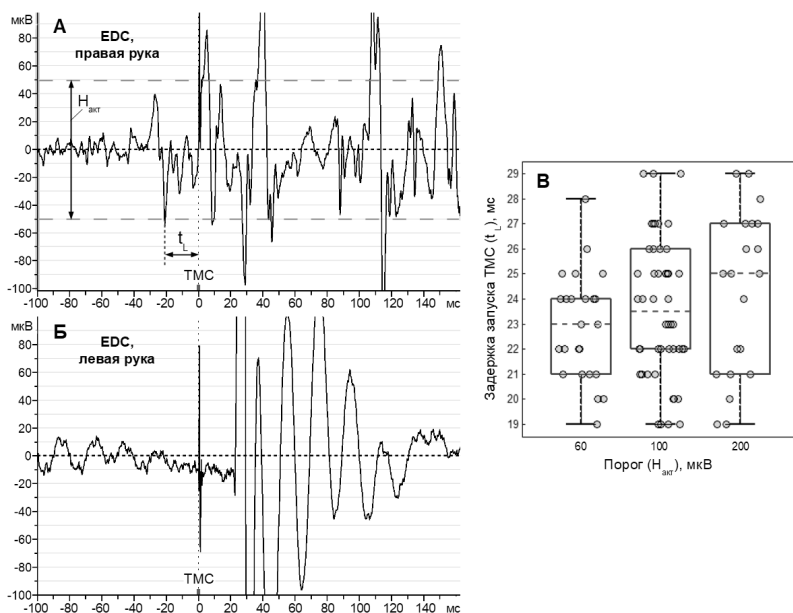
Результаты

Разработанное ПО обладает функционалом для азТМС, позволяющим системе на базе данного ПО проводить азТМС с онлайн-анализом как расположения ТМС-индуктора относительно структур мозга, так и текущей ЭМГ-активности по нескольким мышцам.

До начала основного эксперимента было проведено успешное тестирование функции блокировки ТМС при отклонении индуктора от заданного положения. На рисунке 3 представлены результаты тестирования задержки запуска

Рисунок 3

Определение задержки запуска ТМС



Примечание. (А) Фрагмент ЭМГ-активности правой EDC (активный канал): в случае превышения порога $H_{\text{акт}}$ происходит отправка триггера для запуска ТМС, t_L – задержка запуска ТМС. (Б) Фрагмент ЭМГ с ВМО с левой EDC. Начало отсчета совмещено с запуском ТМС. (В) Распределение задержки t_L при различных порогах $H_{\text{акт}}$: горизонтальная пунктирная линия – медиана, прямоугольники ограничивают 2-й и 3-й квартили.

ТМС с учетом различных порогов $H_{\text{акт}}$ по *активному* каналу: от 19 до 29 мс. Время релаксации ЕДС правой руки — более 3 с перед каждым стимулом — подтверждает корректную работу автоматической блокировки стимулов в случае недостаточной релаксации контрольной мышцы.

Обсуждение

Новизна разработанного для азТМС нейронавигационного ПО состоит в комбинации пространственной информации о положении индуктора («где?») и временной информации о текущей ЭМГ активности («когда?») для принятия решения о моменте запуска ТМС. В существующих навигационных системах для ТМС осуществляется трекинг положения индуктора относительно структур мозга, но не предоставляется возможности одновременного учета функционального состояния испытуемого. В свою очередь, описываемые в литературе разработки для сзТМС не связаны с системами для МРТ-навигации (Zrenner et al., 2019).

Тестирование, проведенное в настоящей работе, показало разброс задержки запуска ТМС от 19 до 29 мс. Это также позволяет рассматривать данную установку как основу для запуска ТМС в зависимости от ЭЭГ-активности, по крайней мере, по результатам оценки мощности альфа- и бета-частот. Следует отметить, что для аналогичных моделей усилителей (NVX52) время передачи сигнала на уровне усилителя и его ПО составляет около 20 мс (Забодаев, Селищев, 2018). Можно предположить, что использование усилителя с меньшим временем передачи сигнала (< 3 мс) (Bittium NeurOne System³) позволит уменьшить задержку запуска ТМС, что необходимо, например, в случае ЭЭГ-зависимой ТМС от фазы мю-ритма (Zrenner et al., 2020).

азТМС в различные моменты выполнения задания является новым подходом для нейромодуляции. В дополнение к сзТМС в покое происходит не только оценка текущего состояния, но и целенаправленное изменение функционального состояния. Такие подходы уже начинают использовать как для модуляции моторной системы (Edwardson et al., 2015; Revill et al., 2020), так и для модуляции когнитивных функций (Zrenner et al., 2019).

Основным ограничением настоящей работы является проведение тестирования системы только для ЭМГ-зависимой ТМС. Разработанное ПО предполагает также использование данных других типов биологической активности (например, сердечная активность, дыхание). Его дальнейшее развитие возможно в сторону внедрения ЭЭГ-зависимых подходов ТМС с учетом и уже активно изучаемых маркеров, таких как фаза мю-ритма (Zrenner et al., 2020) или мощность бета-ритма (Takemi et al., 2013), и новых маркеров, например, запуск ТМС по данным ЭМГ-ЭЭГ-когерентности (von Carlowitz-Ghori et al., 2015).

³ <https://www.bittium.com/medical/bittium-neurone>

Литература

- Забодаев, С. В., Селищев, С. В. (2018). Способ оценки латентности передачи данных в системах регистрации биопотенциалов головного мозга. *Электронная техника. Серия 3: Микроэлектроника*, 2(170), 50–55.
- Назарова, М. А., Благовещенский, Е. Д., Никулин, В. В., Митина, М. В. (2017). Транскраниальная магнитная стимуляция с электроэнцефалографией: методология, экспериментальные и клинические возможности. *Нервно-мышечные болезни*, 7(4), 20–32. <https://doi.org/10.17650/2222-8721-2017-7-4-20-32>
- Новиков, П. А., Решетников, М. Л., Назарова, М. А., Грибов, Д. А., Никулин, В. В. (2020). Нейронавигация TMSphi (Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ RU2020611493). https://fips.ru/registers-doc-view/fips_servlet?DB=EVM&DocNumber=2020611493&TypeFile=html

Ссылки на зарубежные источники см. в разделе References после англоязычного блока.

Новиков Павел Александрович — научный сотрудник, Центр нейроэкономики и когнитивных исследований, Институт когнитивных нейронаук, Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики», кандидат технических наук.
Сфера научных интересов: разработка программного обеспечения, транскраниальная магнитная стимуляция (ТМС).
Контакты: novikov-p-a@yandex.ru

Назарова Мария Александровна — научный сотрудник, Центр нейроэкономики и когнитивных исследований, Институт когнитивных нейронаук, Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики»; ведущий научный сотрудник, Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный центр мозга и нейротехнологий» Федерального медико-биологического агентства, кандидат медицинских наук.
Сфера научных интересов: двигательная система, моторная кора, нейрореабилитация, неинвазивная стимуляция мозга, транскраниальная магнитная стимуляция
Контакты: chantante@gmail.com

Решетников Михаил Леонидович — стажер-исследователь, Центр нейроэкономики и когнитивных исследований, Институт когнитивных нейронаук, Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики».
Сфера научных интересов: когнитивная психология, психофизиология.
Контакты: mi.reshetnikov@yandex.ru

Козлова Ксения Дмитриевна — стажер-исследователь, Центр нейроэкономики и когнитивных исследований, Институт когнитивных нейронаук, Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики».
Сфера научных интересов: нейронавигация для транскраниальной магнитной стимуляции (ТМС), моторное ТМС-картирование, когнитивная нейронаука.
Контакты: kozlovakseniya97@gmail.com

Макарова Милана Михайловна — стажер, Центр нейроэкономики и когнитивных исследований, Институт когнитивных нейронаук, Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики».
Сфера научных интересов: аналоговая и цифровая схемотехника, нейропсихологическая диагностика.
Контакты: m.makarova@hse.ru

Никулин Вадим Валерьевич — ведущий научный сотрудник, Центр нейроэкономики и когнитивных исследований, Институт когнитивных нейронаук, Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики»; ведущий научный сотрудник, департамент неврологии, институт Макса Планка по изучению когнитивных и мозговых процессов (Германия, Лейпциг), PhD.

Сфера научных интересов: динамика нейрональных процессов, исследуемая с помощью ЭЭГ и МЭГ, интерфейсы мозг-компьютер, ТМС-ЭЭГ.

Контакты: vnikulin@hse.ru

Activity-Dependent TMS – Combination of Spatial and Temporal Information

P.A. Novikov^a, M.A. Nazarova^{a,b}, M.L. Reshetnikov^a, K.D. Kozlova^a,
M.M. Makarova,^a V.V. Nikulin^{a,c}

^aHSE University, 20 Myasnitskaya Str., Moscow, 101000, Russian Federation

^bFederal State Budgetary Institution “Federal center of brain research and neurotechnologies” of the Federal Medical Biological Agency, 1, build. 10 Ostrovityanova Str., Moscow, 117997, Russian Federation

^cMax Planck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences, Stephanstraße, 1A Leipzig, 04103, Germany

Abstract

Transcranial magnetic stimulation (TMS) is a non-invasive method allowing both investigating and modulating human brain in normal and pathological conditions. One of the most serious problems limiting TMS use in research and clinical practice is the high variability of its effects. In recent years, it became widely accepted that the effects of TMS protocols is not just a property of a TMS protocol itself, but a consequence of the interactions of the intervention with the individual neuronal phenotype and ongoing functional state, which is primarily based on the ongoing neuronal activity. Thus, it is necessary to develop TMS approaches that take into account the ongoing neuronal activity, the so-called state/activity-dependent TMS. Here we present software that allows considering both the position of the magnetic stimulator and the ongoing biological activity for the purpose of TMS triggering. The software allows automatic TMS triggering when several conditions are met: the beginning of the movement/activation of a target muscle, lack of the preactivation of a non-target muscle and a correct positioning of a magnetic coil. The novelty of the developed neuronavigation software is due to a combination of spatial information about the position of a magnetic coil (“where?”) and temporal information about the ongoing biological activity (“when?”). The time lag for the stimulation triggering was tested in an experiment with TMS triggered by a movement onset; and it was about 20 ms. Further software development is planned towards the introduction of EEG-dependent TMS approaches. The latency for TMS triggering was tested in an experiment with TMS triggered by a movement onset. In the future implementation of EEG-based TMS approaches is planned. We believe that the development of such a technical solution for neuronavigated activity-dependent TMS is important to bring TMS methodology to a new level of the spatio-temporal specificity.

Keywords: software, neuronavigation, activity-dependent stimulation, transcranial magnetic stimulation (TMS), electromyography (EMG), latency.

References

- Edwardson, M. A., Avery, D. H., & Fetz, E. E. (2015). Volitional muscle activity paired with transcranial magnetic stimulation increases corticospinal excitability. *Frontiers in Neuroscience*, 8, Article 442. <https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00442>
- Fedele, T., Blagovechtchenski, E., Nazarova, M., Iscan, Z., Moiseeva, V., & Nikulin, V. V. (2016). Long-Range Temporal Correlations in the amplitude of alpha oscillations predict and reflect strength of

- intracortical facilitation: Combined TMS and EEG study. *Neuroscience*, 331, 109–119. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.06.015>
- Iscan, Z., Nazarova, M., Fedele, T., Blagovechtchenski, E., & Nikulin, V. V. (2016). Pre-stimulus Alpha oscillations and inter-subject variability of motor evoked potentials in single- and paired-pulse TMS paradigms. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, Article 504. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00504>
- Mäki, H., & Ilmoniemi, R. J. (2010). EEG oscillations and magnetically evoked motor potentials reflect motor system excitability in overlapping neuronal populations. *Clinical Neurophysiology*, 121(4), 492–501. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.11.078>
- Mitina, M., Nikulin, V., Kulikova, S., Ushakov, V., Kartashov, S., Blagoveshchensky, E., Novikov, P., Gorin, A., & Nazarova, M. (2019). P31-S Variability and interhemispheric asymmetry of the responses to paired-coil TMS of the primary motor cortex. *Clinical Neurophysiology*, 130(7), e103–e104. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.04.569>
- Nazarova, M. A., Blagoveshchenskiy, E. D., Nikulin, V. V., & Mitina, M. V. (2017). Transcranial magnetic stimulation with electroencephalography: methodology, applications for research and clinics. *Neuromuscular Diseases*, 7(4), 20–32. <https://doi.org/10.17650/2222-8721-2017-7-4-20-32> (in Russian)
- Novikov, P. A., Reshetnikov, M. L., Nazarova, M. A., Gribov, D. A., & Nikulin, V. V. (2020). *Neuronavigatsiya TMSphi* [Neuronavigation TMSphi] (Certificate of state registration of a computer program RU2020611493). https://fips.ru/registers-doc-view/fips_servlet?DB=EVM&DocNumber=2020611493
- Ovadia-Caro, S., Khalil, A. A., Sehm, B., Villringer, A., Nikulin, V. V., & Nazarova, M. (2019). Predicting the response to noninvasive brain stimulation in stroke. *Frontiers in Neurology*, 10, Article 302. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00302>
- Revill, K. P., Haut, M. W., Belagaje, S. R., Nahab, F., Drake, D., & Bueteifisch, C. M. (2020). Hebbian-type primary motor cortex stimulation: A potential treatment of impaired hand function in chronic stroke patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 34(2), 159–171. <https://doi.org/10.1177/1545968319899911>
- Ruohonen, J., & Karhu, J. (2010). Navigated transcranial magnetic stimulation. *Clinical Neurophysiology*, 40(1), 7–17. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2010.01.006>
- Shpektor, A., Nazarova, M., & Feurra, M. (2017). Effects of transcranial alternating current stimulation on the primary motor cortex by online combined approach with transcranial magnetic stimulation. *Journal of Visualized Experiments*, 127, Article e55839. <https://doi.org/10.3791/55839>
- Takemi, M., Masakado, Y., Liu, M., & Ushiba, J. (2013). Event-related desynchronization reflects downregulation of intracortical inhibition in human primary motor cortex. *Journal of Neurophysiology*, 110(5), 1158–1166. <https://doi.org/10.1152/jn.01092.2012>
- Thut, G., Bergmann, T. O., Fröhlich, F., Soekadar, S. R., Brittain, J. S., Valero-Cabré, A., Sack, A. O., Miniussi, C., Antal, A., Siebner, H. R., Ziemann, U., & Herrmann, C. S. (2017). Guiding transcranial brain stimulation by EEG/MEG to interact with ongoing brain activity and associated functions: A position paper. *Clinical Neurophysiology*, 128(5), 843–857. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.01.003>
- Von Carlowitz-Ghori, K., Bayraktaroglu, Z., Waterstraat, G., Curio, G., & Nikulin, V. V. (2015). Voluntary control of corticomuscular coherence through neurofeedback: a proof-of-principle study in healthy subjects. *Neuroscience*, 290, 243–254. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2015.01.013>
- Zabodaev, S. V., & Selishchev, S. V. (2018). Method of evaluation of data stream latency in brain biopotentials acquisition systems. *Electronic Engineering. Series 3. Microelectronics*, 2(170), 50–55. (in Russian)
- Zrenner, B., Gordon, P., Kempf, A., Belardinelli, P., McDermott, E., Soekadar, S., & Dahlhaus, F. M. (2019). Alpha-synchronized stimulation of the left DLPFC in depression using real-time EEG-triggered TMS. *Brain Stimulation*, 12(2), 532. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2018.12.753>

Zrenner, C., Galevska, D., Nieminen, J. O., Baur, D., Stefanou, M. I., & Ziemann, U. (2020). The shaky ground truth of real-time phase estimation. *NeuroImage*, 214, Article 116761. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.116761>

Pavel A. Novikov – Research Fellow, Centre for Cognition and Decision Making, Institute for Cognitive Neuroscience, HSE University, PhD in Technical Sciences.

Research Area: software development, transcranial magnetic stimulation (TMS).

E-mail: novikov-p-a@yandex.ru

Maria A. Nazarova – Research Fellow, Centre for Cognition and Decision Making, Institute for Cognitive Neuroscience, HSE University; Lead Research Fellow, Federal State Budgetary Institution "Federal center of brain research and neurotechnologies" of the Federal Medical Biological Agency, PhD in Medicine.

Research Area: motor system, motor cortex, neurorehabilitation, noninvasive brain stimulation, transcranial magnetic stimulation (TMS).

E-mail: chantante@gmail.com

Mikhail L. Reshetnikov – Research Assistant, Centre for Cognition and Decision Making, Institute for Cognitive Neuroscience, HSE University.

Research Area: cognitive psychology, psychophysiology.

E-mail: mi.reshetnikov@yandex.ru

Kseniia D. Kozlova – Research Assistant, Centre for Cognition and Decision Making, Institute for Cognitive Neuroscience, HSE University.

Research Area: neuronavigation for transcranial magnetic stimulation (TMS), TMS motor mapping, cognitive neuroscience.

E-mail: kozlovakseniya97@gmail.com

Milana M. Makarova – Assistant, Centre for Cognition and Decision Making, Institute for Cognitive Neuroscience, HSE University.

Research Area: analog and digital circuit engineering, neuropsychological diagnostics.

E-mail: m.makarova@hse.ru

Vadim V. Nikulin – Lead Research Fellow, Centre for Cognition and Decision Making, Institute for Cognitive Neuroscience, HSE University; Lead Research Fellow, Department of Neurology, Max Planck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences (Germany, Leipzig), PhD.

Research Area: neuronal dynamics studied with EEG and MEG, Brain Computer Interface, TMS-EEG.

E-mail: vnikulin@hse.ru