

ФИЗИОЛОГИЯ ВЫСШЕЙ НЕРВНОЙ (КОГНИТИВНОЙ)
ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

УДК 612.821

АКТИВНОСТЬ МЫШЦ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ
В УСЛОВИЯХ УПРАВЛЕНИЯ НЕЙРОИНТЕРФЕЙСОМ:
НЕЙРОИНТЕРФЕЙС, ОСНОВАННЫЙ НА ВООБРАЖЕНИИ ХОДЬБЫ

© 2024 г. Е. В. Боброва^{1, *}, В. В. Решетникова¹, А. А. Гришин¹,
Е. А. Вершинина¹, И. Н. Богачёва¹, Н. А. Щербакова¹, М. Р. Исаев^{2, 3},
П. Д. Бобров^{2, 3}, Ю. П. Герасименко¹

¹ФГБУН Институт физиологии РАН им. И.П. Павлова, Санкт-Петербург, Россия

²Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Москва, Россия

³РНМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва, Россия

*e-mail: eabobrov@yandex.ru

Поступила в редакцию 10.06.2024 г.

После доработки 29.06.2024 г.

Принята к публикации 22.07.2024 г.

При реабилитации двигательных нарушений с использованием нейроинтерфейсов существенен вопрос об активности мышц, которые обеспечивают реализацию воображаемого движения. Сведения в литературе об этом противоречивы. В работе проведен анализ ЭМГ-активности мышц голени и бедра 40 здоровых добровольцев при работе с нейроинтерфейсом, основанным на кинестетическом воображении ходьбы на месте и дополненным робототехническим устройством перемещения конечностей «Биокин» (механотерапия), активируемым в случае успешного воображения движений. Показано, что работа с нейроинтерфейсом в среднем по всем участникам эксперимента приводит к увеличению активности мышц при воображении ходьбы по сравнению с покоем, а активация механотренажера (АМ) дополнительно увеличивает мышечную активность, причем ее влияние в большей степени выражено в мышцах той ноги, с которой начинается воображение ходьбы. Характер реакций мышц на задачу воображения ходьбы индивидуален. С АМ при работе с нейроинтерфейсом количество участников эксперимента с выраженной ЭМГ-активностью увеличивается, как и количество значимых корреляционных связей между активностью мышц нижних конечностей. Таким образом, использование нейроинтерфейсов, основанных на воображении ходьбы, и АМ в качестве обратной связи позволяет активизировать мышцы нижних конечностей, что важно в клинической практике при реабилитации движений.

Ключевые слова: нейроинтерфейс, механотренажер, ЭМГ-активность, воображение движений, ходьба
DOI: 10.31857/S0044467724050042

ВВЕДЕНИЕ

В последние годы для ряда пациентов с нарушениями движений используют нейроинтерфейсы (см. обзор (Cervera et al., 2018)), в том числе дополненные механическими устройствами для перемещения конечностей (см. обзор (Colucci et al., 2022)). В основном эти устройства обеспечивают восстановление движений рук, восстановление функций нижних конечностей с помощью воображения движений — сравнительно недавно появившееся и развивающееся направление исследований (см. обзор (Боброва и др., 2019)). Большинство работ направлено на исследование возможностей восстановления функции ходьбы (Wang et al., 2010; King et al., 2013; 2014; 2015; Do et al., 2013;

García-Cossio et al., 2015; Donati et al., 2016; Villiger et al., 2013; Nenadic, 2023; Sebastián-Romagosa et al., 2023; Ferrero et al., 2021, 2023; Chung et al., 2020; Carrere et al., 2021; Biswas et al., 2024; Khan et al., 2021; Choi et al., 2020; Kim, 2020), ряд работ — на восстановление движений в голеностопном суставе (Do et al., 2011; McCrimmon et al., 2014; 2015; Barria et al., 2021).

Совместно с нейроинтерфейсами используются ФЭС (Do et al., 2011; 2012; Takahashi et al., 2012; King et al., 2014; 2015; McCrimmon et al., 2014; 2015; Mrachacz-Kersting et al., 2016; Ren et al., 2020; Chung et al., 2020; Carrere et al., 2021; Biswas et al., 2024), тактильная стимуляция опорной поверхности стоп (Cheron et al., 2012), виртуальная реальность (Ferrero et al., 2021, 2023; Ren et al., 2020; Donati

et al., 2016; Wang et al., 2010; King et al., 2013) и роботизированные устройства (Do et al., 2013; Xu et al., 2014; García-Cossio et al., 2015; Donati et al., 2016; Ferrero et al., 2023, Barria et al., 2021; Choi et al., 2020, Боброва и др., 2023). Большинство роботизированных устройств (экзоскелеты, ортезы), использующихся с нейроинтерфейсами, обеспечивают перемещение нижних конечностей в положении стоя с разгрузкой веса тела (подвесы). Обнаружено лишь одно исследование (Barria et al., 2021), в котором совместно с нейроинтерфейсом использовался ортез, обеспечивающий перемещения лишь в голеностопном суставе и дающий возможность пациенту находиться в положении сидя или лежа. Использованный в нашем пилотном исследовании (Боброва и др., 2023) и в данной работе механотренажер «БиоКин» позволяет осуществлять пассивную локомоцию в положении сидя или лежа путем изменения суставных углов всех крупных суставов нижних конечностей.

Использование дополнительных устройств при работе с нейроинтерфейсом дает возможность формирования обратной связи пользователю, что особенно актуально в целях нейрореабилитации при клиническом использовании. АМ при воображении движений, запускаемая от сигналов мозга, позволяет замкнуть сенсорную петлю: между формируемым при воображении движения сигналом и афферентным сигналом от сенсорной обратной связи (Jeunet et al., 2019). Одновременная активация сенсорной и моторной коры может, как предполагается, усиливать ранее неактивные контакты между нейронами за счет пластичности и таким образом вести к восстановлению двигательной функции конечностей (Murphy, Corbett, 2009).

Важным для восстановления утраченных функций и понимания механизмов, лежащих в основе этого процесса, является вопрос об активности мышц при воображении движений. Еще в 30-е годы XX века были получены данные о том, что при воображении движений мышцы активируются (Jacobson, 1931; 1932; Shaw, 1938). В ряде более современных исследований также сообщается о сублиминальной, т.е. не вызывающей сокращения движений (Epstein, 1980; Wehner et al., 1984; Hashimoto, Rothwell, 1999; Gandevia et al., 1997; Dickstein et al., 2005; Guillot et al., 2007; Lebon et al., 2008; Ranganathan et al., 2004; Personnier et al., 2008). Однако в части исследований вообще не была выявлена активация мышц во время выполнения задач, связанных с воображением движений как верхних конечностей (Yue and Cole, 1992; Yahagi et al., 1996; Herbert et al., 1998; Lotze et al., 1999; Gerardin et al., 2000; Naito et al., 2002; Gentili et al., 2006; Lim et al., 2006; Personnier et al.,

2008), так и нижних конечностей (Decety et al., 1993; Mulder et al., 2004; Lafleur et al., 2002; Jackson et al., 2003), а также при воображении приседания на корточках (Mulder et al., 2005) или поднятия по лестнице (Geiger et al., 2019).

Наши пилотные исследования (Боброва и др., 2023) показали, что при воображении тыльного сгибания стопы средняя по 10 участникам эксперимента ЭМГ-активность передней большеберцовой мышцы, осуществляющей это движение в реальности, во время инструкции вообразить движение увеличена по сравнению с таковой во время инструкции находиться в покое. АМ при работе с нейроинтерфейсом в большей степени влияла не на увеличение ЭМГ-активности этой мышцы при воображении движения стопы, но на уменьшение ее активности при инструкции находиться в покое, т.е. конкретизировала следование инструкции, уменьшая, в основном, тоническую активность передней большеберцовой мышцы.

Сведений о том, как добавление к работе нейроинтерфейса, основанного на кинестетическом воображении локомоции, АМ в случае успешного воображения ходьбы влияет на активность мышц нижних конечностей, в литературе не обнаружено.

МЕТОДИКА

Для проведения экспериментов использовался комплекс на базе нейроинтерфейса, основанного на кинестетическом воображении движений, со зрительной обратной связью, дополненный механотренажером «БиоКин» производства ООО «Косима» (рис. 1). При работе нейроинтерфейса на экране монитора в случайном порядке предъявлялись три инструкции участнику эксперимента: вообразить ходьбу на месте, начинающуюся с правой ноги, — треугольник, направленный вправо, с левой ноги — треугольник влево, нахождения в покое — треугольник, направленный вверх. Участник эксперимента получал зрительную обратную связь в виде круга, радиус которого соответствовал величине точности классификации сигналов мозга, то есть вероятности распознавания именно того ментального состояния, которое задавалось инструкцией (метод расчета подробно описан в статье (Боброва и др., 2023)). Механотренажер обеспечивал пассивное перемещение конечности человека, находящегося в положении сидя, причем перемещение активировалось только в случае успешного воображения движения, задаваемого инструкцией, — при точности классификации выше 50%.

ЭМГ-активность мышц правой и левой ноги: передних большеберцовых (*tibialis anterior*, ТА),

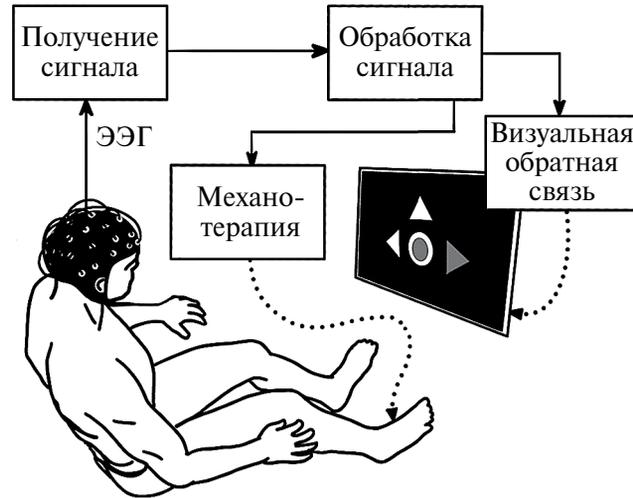


Рис. 1. Схема работы комплекса на базе нейроинтерфейса со зрительной обратной связью, дополненного механотренажером «Биокин».

Fig. 1. The scheme of operation of the complex based on a neurointerface with visual feedback, supplemented by the «Biokin» mechanical training device.

икроножных (*gastrocnemius*, Gs), латеральных широких мышц бедра (*vastus lateralis*, VL) и двуглавых мышц бедра (*biceps femoris*, BF) – регистрировали с помощью беспроводного миографа DELSYS Trigno.

Процедура эксперимента

Для проведения исследования было набрано 40 участников эксперимента (23 женщины и 17 мужчин в возрасте 21–40 лет), до этого не имевших опыта управления нейроинтерфейсом. Протокол исследования соответствовал требованиям Хельсинкской декларации и был одобрен Этической комиссией Института физиологии им. И.П. Павлова РАН. Исследования проводили с соблюдением основных биоэтических правил, все участники эксперимента дали письменное согласие на участие в экспериментах. Каждый участник эксперимента принял участие в 1 сессии, включающей в себя 2 сеанса управления нейроинтерфейсом: (1) управление нейроинтерфейсом без дополнительных воздействий, (2) управление нейроинтерфейсом с АМ в случае высокого значения точности классификации сигналов мозга.

Анализ данных

Анализировали интегральные характеристики ЭМГ-активности мышц нижних конечностей при воображении ходьбы при разных условиях проведения эксперимента. Рассчитывалось среднее значение модуля сигнала ЭМГ в интервалы времени при инструкции участнику эксперимента

вообразить ходьбу с правой ноги (ПН), с левой ноги (ЛН) и находиться в покое.

Для оценки влияния условий эксперимента и инструкций участнику эксперимента на ЭМГ-активность мышц использовали дисперсионный анализ для зависимых переменных ANOVA RM. Перед проведением дисперсионного анализа проводили предварительный разведочный анализ Explore с целью определения выбросов и визуализации формы распределений и проверки гипотезы об отклонении распределений от нормального с использованием критерия Колмогорова – Смирнова и Шапиро – Уилка. В случае отклонения от нормальности, которое было выявлено для ЭМГ-активности, данные логарифмировали.

Затем при анализе ЭМГ-активности одних и тех же мышц при разных условиях эксперимента, а также при разных инструкциях проводили ранговый дисперсионный анализ Фридмана для связанных выборок и/или параметрический дисперсионный анализ ANOVA RM с последующими апостериорными сравнениями. Статистические решения принимались на 5%-м уровне.

Кроме того, проводили факторный анализ с использованием метода главных компонент и варимаксным вращением с нормализацией Кайзера для определения внутренней структуры связей между параметрами ЭМГ-активности мышц ног (TAR/GsR/VLR/BFR/TAL/GsL/VLL/BFL, где R – мышцы ПН, L – мышцы ЛН) при разных условиях проведения эксперимента.

Графически связи визуализировали построением плеяд, с представлением значимых корреляций

между мышцами и демонстрацией составляющих выявленных факторов.

Расчеты проводились с использованием программного комплекса SPSS Inc.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

При работе с нейроинтерфейсом, несмотря на инструкцию только воображать, но не осуществлять движение, в мышцах нижних конечностей возникала тоническая и пачечная активность (рис. 2). Степень ее выраженности отличалась у разных участников эксперимента. Зрительная оценка индивидуальной выраженности ЭМГ (рис. 3) показывает, что АМ уменьшает количество участников эксперимента, у которых ни на одной из мышц не наблюдалась ЭМГ-активность при работе с нейроинтерфейсом (пустые строки на рис. 3) – от 16 до 5 человек (значимо по критерию знаков, $p < 0.01$). В отсутствие АМ наиболее выражена активность ТА, а АМ приводит к активации большинства исследованных мышц нижних конечностей и увеличению количества участников эксперимента, у которых эта активность выражена (нижняя строка рис. 3).

Отметим здесь, что вышеописанную активность мышц при работе с нейроинтерфейсом, дополненным АМ, невозможно сравнивать с активностью тех же мышц при просто пассивном перемещении конечностей, т.е. АМ в отсутствие нейроинтерфейса (что также регистрировалось в эксперименте и будет описано в следующей статье), поскольку, как указывалось выше, при работе с нейроинтерфейсом АМ подключается только при высоких значениях точности классификации.

Результаты количественного анализа выраженности ЭМГ-активности мышц нижних конечностей при работе с нейроинтерфейсом для каждой из 8 мышц голени и бедра (рис. 4) показывают следующее.

Анализ активности ТА. В отсутствие АМ и при ее добавлении воображение ходьбы (начинающейся и с ПН, и с ЛН) значимо увеличивает ЭМГ правой и левой ТА по сравнению с покоем. При добавлении АМ возникает значимое отличие в активности правой ТА в зависимости от того, начинается воображение ходьбы с ПН или с ЛН: она выше при воображении ходьбы с ПН (ипсилатеральной ноги), чем с ЛН. ЭМГ правой ТА выше, чем левой, при всех условиях, но это значимо только при воображении ходьбы с ЛН в отсутствие АМ.

Сравнение активности ТА при управлении нейроинтерфейсом с и без АМ значимых отличий не выявляет.

Анализ активности Gs. Так же как и для ТА, воображение ходьбы значимо увеличивает ЭМГ

правой и левой Gs по сравнению с покоем, как в отсутствие АМ, так и при ее добавлении. Кроме того, так же как и для правой ТА, при добавлении АМ возникает значимое отличие в ЭМГ-активности Gs в зависимости от того, начинается воображение ходьбы с ПН или с ЛН. Однако это наблюдается для левой Gs: ее активность значимо выше при воображении ходьбы с ЛН (ипсилатеральной), чем с ПН. Левая Gs более активна, чем правая Gs, при всех условиях, но это значимо только при воображении ходьбы с ЛН при добавлении АМ (рис. 4).

Сравнение активности Gs с и без АМ показывает, что добавление АМ к работе с нейроинтерфейсом приводит к увеличению активности Gs, значимо для всех условий, кроме правой Gs, когда ходьбу следовало начинать воображать с ЛН.

Анализ активности VL. В отличие от мышц голени, VL значимо увеличивает активность при воображении ходьбы по сравнению с покоем только при АМ. Активность левой VL больше, чем правой, при всех условиях, это не значимо только при воображении ходьбы с ПН при АМ. Так же как и Gs, при добавлении АМ активность левой VL значимо выше при воображении ходьбы с ЛН, чем с ПН.

Сравнение активности VL с и без АМ показывает, что добавление АМ к работе с нейроинтерфейсом приводит к увеличению активности VL, значимо для всех условий, кроме левой VL, когда ходьбу следовало начинать воображать с ПН.

Анализ активности BF. Так же как и для мышц голени, воображение ходьбы значимо увеличивает ЭМГ правой и левой BF по сравнению с покоем, как в отсутствие АМ, так и при ее добавлении. Кроме того, при добавлении АМ, так же как и для мышц голени, активность BF больше при воображении ходьбы, начинающейся с ипсилатеральной, чем с контралатеральной ноги. Это значимо для BF обеих ног.

Сравнение активности BF с и без АМ показывает, что добавление АМ к работе с нейроинтерфейсом приводит к увеличению активности BF, значимо для всех условий, кроме левой BF, когда ходьбу следовало начинать воображать с ПН (тенденция, $p = 0.056$).

Таким образом, результаты анализа средних величин ЭМГ-активности при работе с нейроинтерфейсом в интервалы времени, когда по инструкции следовало воображать ходьбу или находиться в покое, показали:

1) Воображение ходьбы приводит к увеличению (по сравнению с покоем) средней по всем участникам эксперимента ЭМГ-активности всех анализируемых мышц. Исключение – лишь VL в отсутствие АМ.

2) Сравнение активности мышц с и без АМ показывает, что добавление АМ к работе

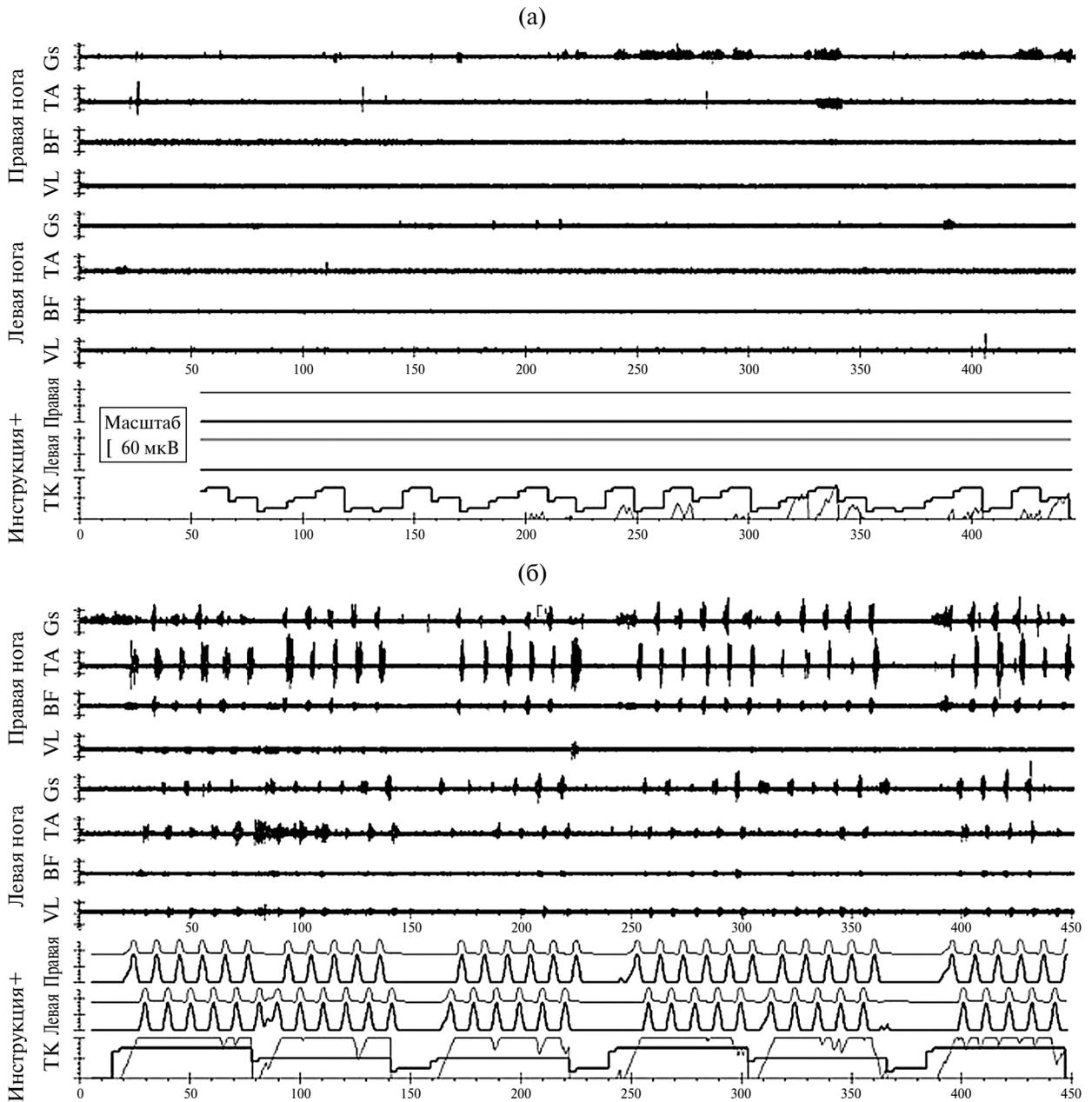


Рис. 2. Примеры ЭМГ-активности мышц одного из участников эксперимента при воображении ходьбы в условиях управления нейроинтерфейсом без (а) и с (б) активацией механотренажера. По абсциссам – время. По ординатам: первые четыре сигнала – ЭМГ-активность мышц правой ноги (ПН); следующие четыре сигнала – левой ноги (ЛН); ниже – траектория перемещений при механотерапии в голеностопном суставе (тонкая линия), в коленном суставе (жирная линия) ПН и ЛН; внизу – инструкция участнику эксперимента (жирная линия: низкая ступенька – находиться в покое, средняя ступенька – воображать ходьбу с ЛН, высокая ступенька – воображать ходьбу с ПН); текущее значение точности классификации сигналов мозга (тонкая линия).

Fig. 2. Examples of EMG activity of muscles of one of the subjects during motor imagery of walking under conditions of neuro-interface control without (a) and with (б) activation of the mechanical training device. By abscissa: time. By ordinate: first four signals – EMG activity of muscles of the right leg (RL); next four signals – of the left leg (LL); below – trajectory of movements during mechanotherapy in the ankle joint (thin line), in the knee joint (bold line) RL and LL; at the bottom – instructions to the subject (bold line: low step – remain at rest, medium step – motor imagery of walking with LL, high step – motor imagery of walking with RL); current value of accuracy of brain signal classification (thin line).

	VL П	BF П	TA П	Gs П	VL Л	BF Л	TA Л	Gs Л	VL П	BF П	TA П	Gs П	VL Л	BF Л	TA Л	Gs Л
1																
2																
3																
4																
5																
6																
7																
8																
9																
10																
11																
12																
13																
14																
15																
16																
17																
18																
19																
20																
21																
22																
23																
24																
25																
26																
27																
28																
29																
30																
31																
32																
33																
34																
35																
36																
37																
38																
39																
40																
	1	4	16	4	4	6	16	4	13	24	23	18	14	22	20	23

Рис. 3. Индивидуальные особенности ЭМГ-активности всех изучаемых мышц нижних конечностей при воображении движений с использованием нейроинтерфейса без и с активацией механотренажера. Строки – участники эксперимента, столбцы: мышцы. Черные прямоугольники – наличие пачечной активности, светло-серые – тонической, темно-серые – пачечной и тонической вместе. Нижняя строка – количество участников эксперимента, у которых в соответствующей мышце наблюдалась ЭМГ-активность любого типа (пачечная и/или тоническая).

Fig. 3. Individual characteristics of EMG activity of all studied muscles of the lower extremities during motor imagery using a neurointerface with and without activation of the mechanical training device. Rows: subjects, columns: muscles. Black rectangles indicate the presence of burst activity, light gray rectangles indicate tonic activity, dark gray rectangles indicate both burst and tonic activity. Bottom row: number of subjects who had any type of EMG activity (burst and/or tonic) in the corresponding muscle.

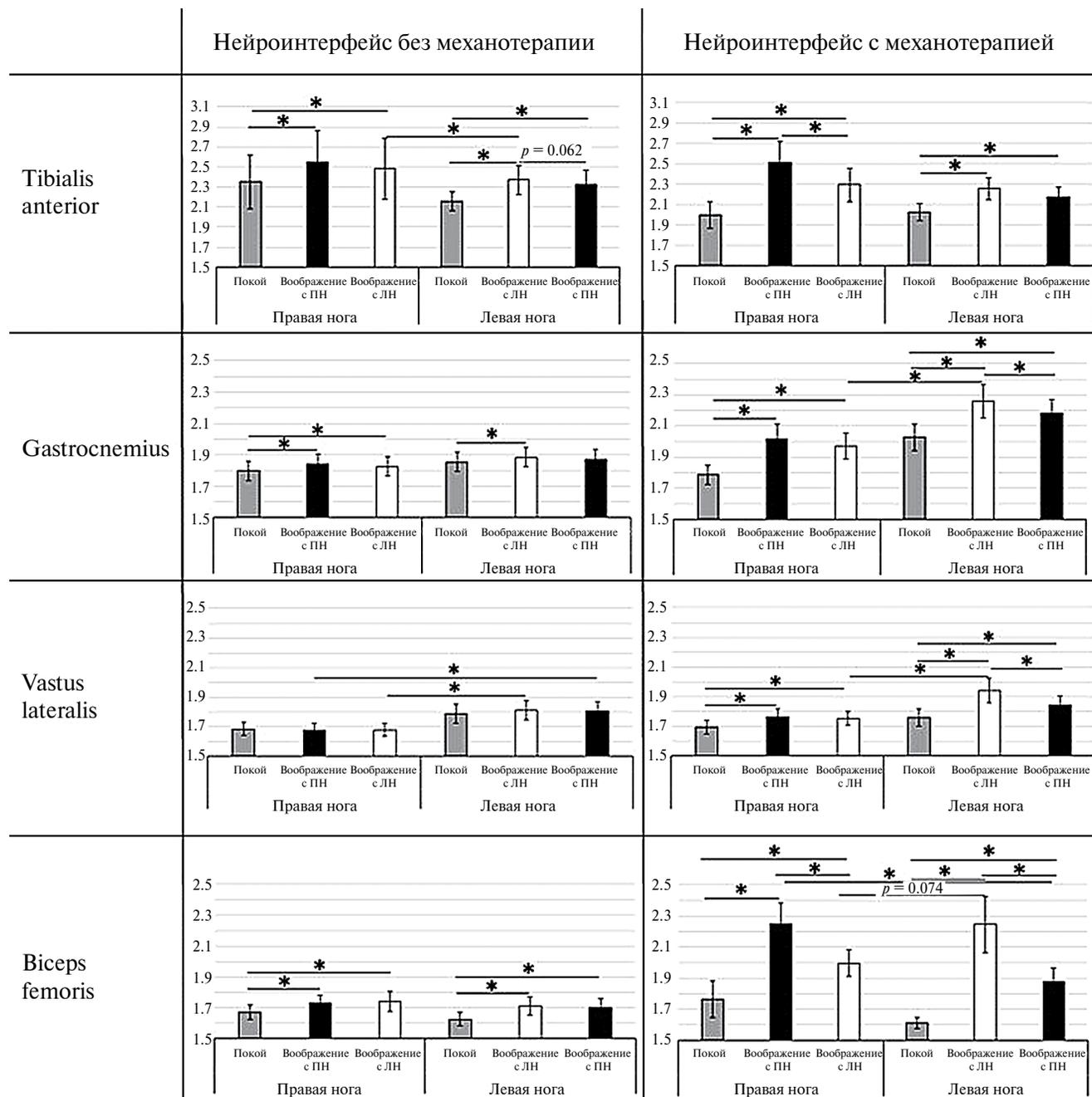


Рис. 4. Средняя по всем участникам эксперимента ЭМГ-активность мышц (мкВ) *tibialis anterior*, *gastrocnemius*, *vastus lateralis* и *biceps femoris* на правой (ПН) и на левой ноге (ЛН) в состоянии покоя (серые столбцы), а также при воображении ходьбы, начинающейся с ПН (черные столбцы) или ЛН (белые столбцы), при управлении нейроинтерфейсом без и с активацией механотренажера. Звездочкой (*) обозначены значимые при введении поправки Бонферрони отличия между значениями ЭМГ-активности, в случае наличия тенденции значимости указано значение *p*.

Fig. 4. Average EMG activity of the muscles (μV) of the *tibialis anterior*, *gastrocnemius*, *vastus lateralis* and *biceps femoris* on the right leg (ПН) and left one at rest (gray columns) and during motor imagery of walking beginning from ПН (black columns) or from ЛН (white columns) when controlling the neurointerface with and without activation of the mechanical training device. The asterisk (*) indicates differences between the EMG activity values that are significant when introducing the Bonferroni correction; in the case of a tendency towards significance, the *p* value is indicated.

с нейроинтерфейсом приводит к увеличению активности всех мышц, кроме ТА (ее активность велика и без АМ (рис. 3, 4)). Значимость этих отличий не выявлена только для мышц левого бедра (VL и BF), когда ходьбу следовало начинать воображать с ПН; а также для правой Gs, когда ходьбу следовало начинать воображать с ЛН. Следовательно, влияние добавления АМ в большей степени выражено,

когда воображение ходьбы начинается с ипсилатеральной ноги.

3) В случаях, когда имеют место значимые различия в зависимости от того, воображают ли ходьбу начиная с ПН, или с ЛН, ЭМГ-активность всегда больше при воображении ходьбы, начинающейся с ипсилатеральной, чем с контралатеральной ноги. Этот эффект наблюдается при

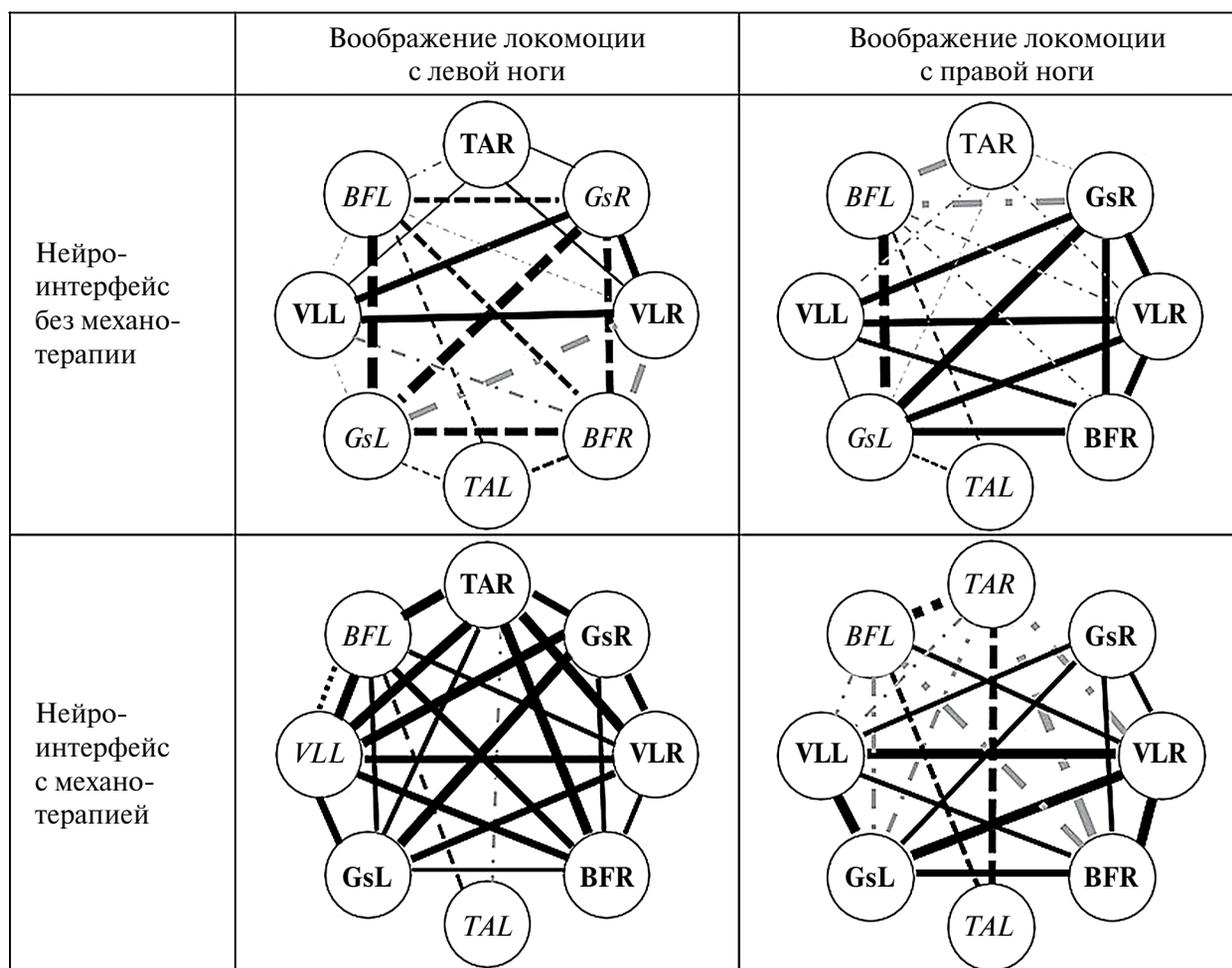


Рис. 5. Плеяды, отражающие результаты факторного и корреляционного (по критерию Спирмена) анализа средней ЭМГ-активности мышц *tibialis anterior* (ТА), *gastrocnemius* (Gs), *vastus lateralis* (VL) и *biceps femoris* (BF) правой (R) и левой (L) ног при управлении нейроинтерфейсом, основанным на воображении ходьбы, начинающейся с левой или правой ноги, без и с активацией механотренажера. Названия мышц, выделенные жирным шрифтом, входят в 1-й фактор, определенный при факторном анализе, курсивом – во 2-й фактор. Черные сплошные линии отражают значимые корреляционные связи между ЭМГ-активностью мышц, входящих в 1-й фактор, черные пунктирные – входящих во 2-й фактор, серые штрих-пунктирные – не входящих ни в один из компонентов. Толщина линий отражает величину коэффициента корреляции (чем он выше, тем линия толще).

Fig. 5. Pleiades reflecting the results of factor and correlation (by Spearman criterion) analysis of the average EMG activity of the *tibialis anterior* (TA), *gastrocnemius* (Gs), *vastus lateralis* (VL) and *biceps femoris* (BF) muscles of the right (R) and left (L) legs during control of the neurointerface based on motor imagery of walking, beginning with the left or right leg, with and without activation of the mechanical training device. The muscle names in bold are included in the 1st factor determined by factor analysis, in italics – in the 2nd factor. Black solid lines reflect significant correlations between the EMG activity of the muscles included in the 1st factor, black dotted lines – included in the 2nd factor, gray dashed-dotted lines – not included in any of the components. The thickness of the lines reflects the value of the correlation coefficient (the higher it is, the thicker the line).

Таблица 1. Факторные нагрузки всех исследуемых мышц в выделенных факторах при управлении нейроинтерфейсом без и с активацией механотренажера при воображении ходьбы с правой (ПН) и левой (ЛН) ноги.*

Table 1. Factor loads of all the studied muscles in the selected factors when controlling the neurointerface with and without activation of the mechanical training device during motor imagery of walking with the right (ПН) and left (ЛН) leg.*

	Нейроинтерфейс				Нейроинтерфейс с механотерапией			
	Ходьба с ЛН		Ходьба с ПН		Ходьба с ЛН		Ходьба с ПН	
	Фактор 1	Фактор 2	Фактор 1	Фактор 2	Фактор 1	Фактор 2	Фактор 1	Фактор 2
TAR	0.674		0.757	0.449	0.436	0.786	0.362	0.396
GsR	0.616	0.501	0.784		0.811		0.683	0.399
VLR	0.743		0.773		0.758		0.767	
BFR	0.384	0.663	0.794	0.362	0.717	0.353	0.699	
TAL		0.798		0.892		0.837		0.734
GsL	0.476	0.649	0.713		0.767		0.525	0.635
VLL	0.770		0.709	0.510	0.714	0.437	0.817	
BFL		0.740	0.511	0.689	0.396	0.793		0.827

Примечание. * – Приведены только два первых фактора, которые объясняют большую часть дисперсии. Факторные нагрузки ниже 0.35 в таблице не приведены.

Note. * – Only the first two factors are given, which explain most of the variance. Factor loadings below 0.35 are not given in the table.

работе с нейроинтерфейсом совместно с АМ для правой ТА, для левых Gs и VL, а также обеих BF.

Для выяснения взаимоотношений между активностью исследованных мышц нижних конечностей был проведен корреляционный и факторный анализ (рис. 5, табл. 1). Можно видеть, что характер корреляционных связей и группировки мышц по компонентам (факторам), выявленным факторным анализом, меняется в зависимости от условий проведения эксперимента: от наличия/отсутствия АМ и от того, с какой ноги начинается воображение ходьбы.

При работе с нейроинтерфейсом без АМ наиболее сильны корреляционные связи между активностью правой и левой Gs ($r = 0.634$ и $r = 0.608$, здесь и далее при воображении ходьбы, начинающейся с ПН и с ЛН соответственно), Gs и BF левой ноги ($r = 0.620$ и $r = 0.630$), правой и левой VL ($r = 0.495$ и $r = 0.506$) (рис. 5). При добавлении АМ увеличивается сила корреляционных связей между мышцами ($p < 0.05$ по критерию Вилкоксона), возникают выраженные корреляции между правыми ТА и BF ($r = 0.606$ и $r = 0.841$), правой ТА и левой BF ($r = 0.796$ и $r = 0.660$), левыми VL и Gs ($r = 0.648$ и $r = 0.595$). Можно считать, что увеличение силы связей между исследованными мышцами при добавлении АМ демонстрирует и факторный анализ, поскольку два первых фактора в случае использования только нейроинтерфейса объясняют 60.8% и 58.8% дисперсии при воображении ходьбы с ЛН и ПН соответственно, а при добавлении АМ к работе нейроинтерфейса примерно на 10% больше – соответственно 70.3% и 70.6%. Паттерн

связей и состав компонентов отличаются в зависимости от того, с какой ноги начинается воображение ходьбы.

В 1-й фактор, определенный по результатам факторного анализа, который несет основную факторную нагрузку, при всех условиях эксперимента (без и с АМ, воображение ходьбы с ПН и с ЛН) с большей факторной нагрузкой всегда входят правая Gs и VL обеих ног (табл. 1, к ним, в зависимости от условий, могут добавляться другие мышцы). Эта группа мышц при всех условиях связана корреляционными связями, наибольшими при управлении нейроинтерфейсом без АМ (рис. 5). В 1-й фактор ни при каких условиях не входит левая ТА. Во 2-й фактор при всех условиях эксперимента с большей факторной нагрузкой входят ТА и BF левой ноги (табл. 1, к ним, в зависимости от условий, могут добавляться другие мышцы), корреляционные связи между их активностью значимы для всех условий эксперимента. Остальные мышцы входят в факторы, выделенные факторным анализом, с разной факторной нагрузкой в зависимости от наличия/отсутствия АМ и от того, с какой ноги начинается воображение ходьбы.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Сопоставление основных результатов исследования с имеющимися в литературе данными показывает следующее:

1) Полученные нами результаты об увеличении средней по всем участникам эксперимента

ЭМГ-активности мышц нижних конечностей при воображении ходьбы соответствуют имеющимся в литературе данным об увеличении активности мышц при воображении движений (Jacobson, 1931; 1932; Shaw, 1938; Epstein, 1980; Wehner et al., 1984; Hashimoto, Rothwell, 1999; Gandevia et al., 1997; Dickstein et al., 2005; Guillot et al., 2007; Lebon et al., 2008; Ranganathan et al., 2004; Personnier et al., 2008).

2) Различия в литературных данных по поводу наличия либо отсутствия мышечной активности при воображении движений связаны, по-видимому, с индивидуальными особенностями реакций мышц на задачу воображения движений. Индивидуальный характер успешности управления нейроинтерфейсом неоднократно описывался ранее, но это касалось различий в активности мозга и личностных характеристик участников эксперимента (Jeunet et al., 2016; Боброва и др., 2017, 2020, 2022; Решетникова и др., 2021; Bobrova et al., 2021). Данных об индивидуальных особенностях выраженности ЭМГ-активности при кинестетическом воображении движений нами в литературе не обнаружено.

3) То, что при добавлении АМ к работе с нейроинтерфейсом увеличивается количество участников эксперимента, у которых выражена ЭМГ-активность при воображении ходьбы, и то, что средняя по всем участникам эксперимента ЭМГ при воображении ходьбы увеличивается при добавлении АМ, связано, по-видимому, с активацией обратных связей от мышечных и суставных рецепторов, активирующих цепи в ЦНС, управляющие движениями (Jeunet et al., 2019), что важно для клинических целей (Murphy, Corbett, 2009).

4) То, что влияние АМ в большей степени выражено в мышцах той же ноги, с которой начинается воображение ходьбы (ипсилатеральной), а также то, что ЭМГ-активность всегда больше при воображении ходьбы, начинающейся с ипсилатеральной, чем с контралатеральной ноги, связано, по-видимому, с процессами внимания. Задача воображения движений требует сильной концентрации внимания, при воображении локомоции активируется островковая кора (van der Meulen et al., 2014), тесно связанная с системой регуляции внимания (Kucyi et al., 2012; Vossel et al., 2014). Представляется вероятным, что при воображении ходьбы большее внимание уделяется представлению кинестетических ощущений при осуществлении первого шага, что сказывается на большей активации мышц той ноги, которая «делает» этот воображаемый шаг.

5) Выявленные с помощью корреляционного и факторного анализа особенности взаимодействий между активностью мышц нижних конечностей, как можно предполагать, отражают мышечные синергии при организации локомоции. Эти данные,

вероятно, сопоставимы с результатами исследования мышечных синергий с применением факторизации данных и анализом пространственно-временных паттернов активации мышц (Моисеев, Городничев, 2023; Моисеев, 2022), которые показали, что в управлении локомоциями задействованы единые мышечные модули, структура которых модифицируется в зависимости от условий их реализации. В наших экспериментах в результате применения факторного анализа были получены факторы, в которых наибольшие факторные нагрузки в мышцах правой и левой ноги различны, что соответствует результатам анализа при реальной ходьбе (Моисеев, Городничев, 2023; Моисеев, 2022). При добавлении АМ перераспределяются нагрузки в факторах, меняется структура факторов, что также соответствует сведениям из исследований (Моисеев, Городничев, 2023; Моисеев, 2022) об изменении характера взаимодействия между мышцами нижних конечностей при изменении условий ходьбы. Вместе с тем полного соответствия между результатами нашего и этих исследований (Моисеев, Городничев, 2023; Моисеев, 2022) нет, что связано, по-видимому, с различиями задач: воображение локомоции в нашем исследовании и осуществление реальной локомоции в работе (Моисеев, Городничев, 2023; Моисеев, 2022). Асимметрия в составе мышц, формирующих мышечные синергии при локомоции, связана, по-видимому, с феноменом ведущей ноги. Сравнение активности мышц правой и левой голени при ходьбе (Liang et al., 2016) показало, что ЭМГ-активность правой ТА выше, чем левой ТА, а левой камбаловидной мышцы выше, чем правой (среднее 9 участников эксперимента с ведущей ПН). Отметим, что, по данным этих авторов, при стоянии знак разности между активностью вышеуказанных мышц правой и левой ноги противоположен (зависимость от задачи), что, как можно предполагать, связано с различиями в распределении мышечной активности при статических и динамических задачах.

Вопрос о мышечных синергиях при локомоции тесно связан с результатами исследования (Ivanenko et al., 2007) о том, что локомоторная программа может быть представлена как последовательность пяти основных временных пиков активности различных мышц, обеспечивающих локомоцию, которые объясняют более 90% вариации ЭМГ всех мышц. Следует отметить, однако, что особенностью представленных в данной работе результатов является отсутствие анализа временных аспектов локомоции, поскольку парадигма воображения локомоции в условиях управления нейроинтерфейсом такой возможности не давала.

То, что в данном исследовании добавление АМ приводило к существенному увеличению значимых корреляционных связей между активностью

мышц нижних конечностей, свидетельствует, по-видимому, об увеличении количества мышц нижних конечностей, формирующих мышечных синергии. Это, как можно предполагать, происходит благодаря афферентным сигналам от сенсорной обратной связи и замыканию сенсомоторной петли между этими сигналами и сигналами, формируемыми при воображении движения, что имеет важное значение для применения в клинике.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Управление нейроинтерфейсом, основанным на воображении ходьбы на месте, несмотря на отсутствие реальных движений, приводит к увеличению ЭМГ-активности мышц нижних конечностей. Этот эффект в среднем по 40 участникам экспериментов статистически значим, однако у части участников эксперимента он выражен больше, а у части не наблюдается, что, по-видимому, объясняет различия в литературных данных. Добавление АМ к работе нейроинтерфейса приводит к увеличению ЭМГ-активности мышц и силы корреляционных связей между активностью мышц нижних конечностей. Связи между активностью мышц нижних конечностей, выявленные с помощью факторного и корреляционного анализа, дают основания предполагать существование модульного контроля при воображении локомоции, аналогичного ранее описанному для реальной ходьбы (Моисеев, Городничев, 2023; Моисеев, 2022; Ivanenko et al., 2007), но отличающегося по составу мышц. Результаты исследования могут быть использованы в нейрореабилитации двигательных нарушений.

ВКЛАД АВТОРОВ

Е.В. Боброва, Ю.П. Герасименко – концепция и руководство работой; В.В. Решетникова – проведение экспериментов; Е.В. Боброва, В.В. Решетникова – написание текста; Е.А. Вершинина – статистическая обработка данных; И.Н. Богачёва, Н.А. Щербакова – помощь в обработке и представлении данных; М.Р. Исаев, П.Д. Бобров – техническое обеспечение эксперимента, обработка данных; А.А. Гришин – техническое обеспечение эксперимента; Е.В. Боброва, В.В. Решетникова, А.А. Гришин – обсуждение результатов исследования.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа поддержана средствами федерального бюджета в рамках государственного задания ФГБУН «Институт физиологии им. И.П. Павлова РАН» (№1021062411782-5-3.1.8).

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают благодарность П.И. Летагину за помощь в проведении эксперимента.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Протокол исследования одобрен комитетом по биомедицинской этике ФГБУН «Институт физиологии им. И.П. Павлова РАН», протокол №21-02 от 17.09.2021. Все пациенты подписали информированное согласие на участие в исследовании.

УКАЗАНИЕ НА ДОСТУПНОСТЬ ПЕРВИЧНЫХ ДАННЫХ

Первичные данные доступны для ознакомления по запросу у авторов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Боброва Е.В., Решетникова В.В., Вершинина Е.А., Гришин А.А., Фролов А.А., Герасименко Ю.П.* Межполушарная асимметрия и личностные характеристики пользователя мозг-компьютерного интерфейса при воображении движений рук. ДАН. 2020. 495(6): 558–561.
- Боброва Е.В., Решетникова В.В., Вершинина Е.А., Гришин А.А., Исаев М.Р., Бобров П.Д., Герасименко Ю.П.* Зависимость обучения управлению мозг-компьютерным интерфейсом от личностных характеристик. Доклады РАН. Науки о жизни. 2022. 507(1): 68–73.
- Боброва Е.В., Решетникова В.В., Волкова К.В., Фролов А.А.* Влияние эмоциональной устойчивости на успешность обучения управлению системой «интерфейс мозг-компьютер». Журнал высш. нервн. деятельности им. И.П.Павлова. 2017. 67 (4): 485–492.
- Боброва Е.В., Решетникова В.В., Гришин А.А., Вершинина Е.А., Исаев М.Р., Пляченко Д.Р., Бобров П.Д., Герасименко Ю.П.* Анализ мозговой и мышечной активности при управлении кортико-спинальным нейроинтерфейсом. Журнал высш. нервн. деятельности им. И.П.Павлова. 2023. 73(4): 510–523.
- Боброва Е.В., Решетникова В.В., Фролов А.А., Герасименко Ю.П.* Воображение движений нижних конечностей для управления системами

- «интерфейс мозг-компьютер». Журнал высш. нервн. деятельности им. И.П. Павлова. 2019. 69(5): 529–540.
- Моисеев С.А., Городничев Р.М. Пространственно-временные паттерны кортико-мышечного взаимодействия при локомоции. Журнал высш. нервн. деятельности им. И.П.Павлова. 2023. 73(5): 666–679.
- Моисеев С.А. Пространственно-временные паттерны межмышечного взаимодействия при локомоциях, вызванных чрескожной электрической стимуляцией спинного мозга. Ж. эвол. биохим. и физиол. 2022. 58(6): 549–557.
- Решетникова В.В., Боброва Е.В., Вершинина Е.А., Гришин А.А., Фролов А.А., Герасименко Ю.П. Зависимость успешности воображения движений правой и левой руки от личностных характеристик пользователей. Журнал высш. нервн. деятельности им. И.П.Павлова. 2021. 71(6): 830–839.
- Baniqued P.D.E., Stanyer E.C., Awais M., Alazmani A., Jackson A.E., Mon-Williams M.A., Mushtaq F., Holt R.J. Brain-computer interface robotics for hand rehabilitation after stroke: a systematic review. J Neuroeng Rehabil. 2021. 18(1): 15.
- Barria P., Pino A., Tovar N., Gomez-Vargas D., Baleta K., Díaz C.A.R., Múnera M., Cifuentes C.A. BCI-based control for ankle exoskeleton T-FLEX: Comparison of visual and haptic stimuli with stroke survivors. Sensors. 2021. 21: 6431.
- Belda-Lois J.-M., Mena-del Horno S., Bermejo-Bosch I., Moreno J.C., Pons J.L., Farina D., Iosa M., Molinari M., Tamburella F., Ramos A., Caria A., Solis-Escalante T., Brunner C., Rea M. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. J. Neuroeng Rehabil. 2011. 8: 66.
- Biswas P., Dodakian L., Wang P.T., Johnson C.A., See J., Chan V., Chou C., Lazouras W., McKenzie A.L., Reinkensmeyer D.J., Nguyen D.V., Cramer S.C., Do A.H., Nenadic Z. A single-center, assessor-blinded, randomized controlled clinical trial to test the safety and efficacy of a novel brain-computer interface controlled functional electrical stimulation (BCI-FES) intervention for gait rehabilitation in the chronic stroke population. BMC Neurol. 2024. 24(1): 200.
- Bobrova E.V., Reshetnikova V.V., Verшинina E.A., Grishin A.A., Bobrov P.D., Frolov A.A., Gerasimenko Y.P. Success of hand movement imagination depends on personality traits, brain asymmetry, and degree of handedness. Brain Sciences. 2021. 11: 853.
- Carrere L.C., Tabora M., Ballario C., Tabernig C. Effects of brain-computer interface with functional electrical stimulation for gait rehabilitation in multiple sclerosis patients: preliminary findings in gait speed and event-related desynchronization onset latency. J Neural Eng. 2021. 18(6): 066023.
- Cervera M.A., Soekadar S.R., Ushiba J., Millán J.D.R., Liu M., Birbaumer N., Garipelli G. Brain-computer interfaces for post-stroke motor rehabilitation: a meta-analysis. Ann Clin Transl Neurol. 2018. 5(5): 651–663.
- Cheron G., Duvinage M., De Saedeleer C., Castermans T., Bengoetxea A., Petieau M., Seetharaman K., Hoellinger T., Dan B., Dutoit T., Sylos L.F., Lacquaniti F., Ivanenko Y. From spinal central pattern generators to cortical network: integrated BCI for walking rehabilitation. Neural Plast. 2012. 2012: 375148.
- Choi J., Kim K.T., Jeong J.H., Kim L., Lee S.J., Kim H. Developing a motor imagery-based real-time asynchronous hybrid BCI controller for a lower-limb exoskeleton. Sensors (Basel). 2020. 20(24): 7309.
- Choi J., Kim K.T., Jeong J.H., Kim L., Lee S.J., Kim H. Developing a motor imagery-based real-time asynchronous hybrid BCI controller for a lower-limb exoskeleton. Sensors. 2020. 20: 7309.
- Chung E., Lee B.H., Hwang S. Therapeutic effects of brain-computer interface-controlled functional electrical stimulation training on balance and gait performance for stroke: A pilot randomized controlled trial. Medicine (Baltimore). 2020. 99(51): e22612.
- Colucci A., Vermehren M., Cavallo A., Angerhöfer C., Peekhaus N., Zollo L., Kim W.S., Paik N.J., Soekadar S.R. Brain-computer interface-controlled exoskeletons in clinical neurorehabilitation: ready or not? Neurorehabil Neural Repair. 2020. 36(12): 747–756.
- Decety J., Jeannerod M., Durozard D., Baverel G. Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man. J Physiol. 1993. 461: 549–563.
- Dickstein R., Gazit-Grunwald M., Plax M., Dunsky A., Marcovitz E. EMG activity in selected target muscles during imagery rising on tiptoes in healthy adults and poststroke hemiparetic patients. J. Mot. Behav. 2005. 37: 475–483.
- Do A.H., Wang P.T., King C.E., Abiri A., Nenadic Z. Brain-computer interface controlled functional electrical stimulation system for ankle movement. J. Neuroeng Rehabil. 2011. 8: 49.
- Do A.H., Wang P.T., King C.E., Chun S.N., Nenadic Z. Brain-computer interface controlled robotic gait orthosis. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2013. 10: 111
- Donati A., Shokur S., Morya E., Campos D., Moioli R., Gitti C., Augusto P., Tripodi S., Pires C., Pereira G., Brasil F., Gallo S., Lin A., Takigami A., Aratanha M., Bleuler H., Cheng G., Rudolph A., Nicoletis M. Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients. Scientific Reports. 2016. 6: 30383.
- Epstein M.L. The relationship of mental imagery and mental rehearsal to performance of a motor task. Journal of Sport Psychology. 1980. 2(3): 211–220.
- Ferrero L., Ortíz M., Quiles V., Iáñez E., Azorín J.M. Improving motor imagery of gait on a brain-computer interface by means of virtual reality: A case of study. IEEE Access. 2021. 9: 49121–49130.
- Ferrero L., Quiles V., Ortiz M., Iáñez E., Gil-Agudo Á., Azorín J.M. Brain-computer interface enhanced

- by virtual reality training for controlling a lower limb exoskeleton. *iScience*. 2023. 26(5): 106675.
- Gandevia S.C., Wilson L.R., Inglis J.T., Burke D.* Mental rehearsal of motor tasks recruits α -motoneurons but fails to recruit human fusimotor neurones selectively. *The Journal of Physiology*. 1997. 505: 259–266.
- García-Cossio E., Severens M., Nienhuis B., Duysens J., Desain P., Keijsers N., Farquhar J.* Decoding sensorimotor rhythms during robotic-assisted treadmill walking for brain computer interface (BCI) applications. *PLoS One*. 2015. 10(12): e0137910.
- Geiger D.E., Behrendt F., Schuster-Amft C.* EMG muscle activation pattern of four lower extremity muscles during stair climbing, motor imagery, and robot-assisted stepping: a cross-sectional study in healthy individuals. *Biomed Res Int*. 2019. 2019: 9351689.
- Gentili R., Papaxanthis C., Pozzo T.* Improvement and generalization of arm motor performance through imagery practice. *Neuroscience*. 2006. 137: 761–772.
- Gerardin E., Sirigu A., Lehericy S., Poline J.B., Gaymard B., Marsault C., Agid Y., Le Bihan D.* Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cereb Cortex*. 2000. 10(11): 1093–1104.
- Guillot A., Lebon F., Rouffet D., Champely S., Doyon J., Collet C.* Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types. *International Journal of Psychophysiology*. 2007. 66(1): 18–27.
- Hashimoto R., Rothwell J.* Dynamic changes in corticospinal excitability during motor imagery. *Exp Brain Res*. 1999. 125: 75–81.
- Herbert R.D., Dean C., Gandevia S.C.* Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiol Scand*. 1998. 163: 361–368.
- Ivanenko Y.P., Cappellini G., Dominici N., Poppele R.E., Lacquaniti F.* Modular control of limb movements during human locomotion. *J Neurosci*. 2007. 27(41): 11149–11161.
- Jackson P.L., Lafleur M.F., Malouin F., Richards C.L., Doyon J.* Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage*. 2003. 20: 1171–1180.
- Jacobson E.* Electrical measurements of neuromuscular states during mental activities. *Am. J. Physiol*. 1931. 96: 115–121.
- Jacobson E.* Electrophysiology of mental activities. *Am. J. Psychol*. 1932. 44: 677–694.
- Jeunet C., Glize B., McGonigal A., Batail J.-M., Micoulaud-Franchi J.-A.* Using EEG-based brain computer interface and neurofeedback targeting sensorimotor rhythms to improve motor skills: Theoretical background, applications and prospects. *Neurophysiologie Clinique*. 2019. 49: 125–136.
- Jeunet C., N'Kaoua B., Lotte F.* Advances in user-training for mental-imagery-based BCI control: Psychological and cognitive factors and their neural correlates. *Prog. Brain. Res*. 2016. 228: 3–35.
- Khan H., Naseer N., Yazidi A., Eide P.K., Hassan H.W., Mirtaheri P.* Analysis of human gait using hybrid EEG-fNIRS-Based BCI system: A review. *Front Hum Neurosci*. 2021. 14: 613254.
- King C.E., Wang P.T., Chui L.A., Do A.H., Nenadic Z.* Operation of a brain-computer interface walking simulator for individuals with spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2013. 10: 77.
- King C.E., Wang P.T., McCrimmon C.M., Chou C.C.Y., Do A.H., Nenadic Z.* Brain-computer interface driven functional electrical stimulation system for overground walking in spinal cord injury participant. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc*. 2014. 2014: 1238–1242.
- King C.E., Wang P.T., McCrimmon C.M., Chou C.C.Y., Do A.H., Nenadic Z.* The feasibility of a brain-computer interface functional electrical stimulation system for the restoration of overground walking after paraplegia. *J. Neuroeng. Rehabil*. 2015. 12: 80.
- Kucyi A., Moayedil M., Weissman-Fogel I., Hodaie M., Davis K.D.* Hemispheric asymmetry in white matter connectivity of the temporoparietal junction with the insula and prefrontal cortex. *PLoS One*. 2012. 7(4): e35589.
- Lafleur M.F., Jackson P.L., Malouin F., Richards C.L., Evans A.C., Doyon J.* Motor learning procedures parallel dynamic functional changes during the execution and the imagination of sequential foot movements. *Neuroimage*. 2002. 16: 142–157.
- Lebon F., Rouffet D., Collet C., Guillot A.* Modulation of EMG power spectrum frequency during motor imagery. *Neuroscience Letters*. 2008. 435(3): 181–185.
- Liang S., Xu J., Wang L., Zhao G.* An investigation into the bilateral functional differences of the lower limb muscles in standing and walking. *PeerJ*. 2016. 4: e2315.
- Lim V.K., Polych M.A., Holländer A., Byblow W.D., Kirk I.J., Hamm J.P.* Kinesthetic but not visual imagery assists in normalizing the CNV in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*. 2006. 117: 2308–2314.
- Lotze M., Montoya P., Erb M., Hulsmann E., Flor H., Klose U.* Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J. Cogn. Neurosci*. 1999. 11: 491–501.
- McCrimmon C.M., King C.E., Wang P.T., Cramer S.C., Nenadic Z., Do A.H.* Brain-controlled functional electrical stimulation for lower-limb motor recovery in stroke survivors. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc*. 2014. 2014: 1247–1250.
- McCrimmon C.M., King C.E., Wang P.T., Cramer S.C., Nenadic Z., Do A.H.* Brain-controlled functional electrical stimulation therapy for gait rehabilitation after stroke: a safety study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2015. 12: 57.
- Mrachacz-Kersting N., Jiang N., Stevenson A.J.T., Niazzi I.K., Kostic V., Pavlovic A., Radovanovic S., Djuric-Jovicic M., Agosta F., Dremstrup K., Farina D.* Efficient neuroplasticity induction in chronic stroke patients by an associative brain-computer interface. *J. Neurophysiol*. 2016. 115(3): 1410–1421.

- Mulder T., de Vries S., Zijlstra S. Observation, imagination and execution of an effortful movement: more evidence for a central explanation of motor imagery. *Exp. Brain Res.* 2005. 163: 344–351.
- Mulder T., Zijlstra S., Zijlstra W., Hochstenbach J. The role of motor imagery in learning a totally novel movement. *Exp. Brain Res.* 2004. 154: 211–217.
- Murphy T.H., Corbett D. Plasticity during stroke recovery: from synapse to behaviour. *Nat Rev Neurosci.* 2009. 10: 861–872.
- Naito E., Kochiyama T., Kitada R., Nakamura S., Matsu-mura M., Yonekura Y., Sadato N. Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical areas and the cerebellum. *J. Neurosci.* 2002. 22: 3683–3691.
- Nenadic Z. Brain–computer interfaces for human gait restoration. *Control Theory Technol.* 2021. 19: 516–528.
- Personnier P., Paizis C., Ballay Y., Papaxanthis C. Mentally represented motor actions in normal aging II. The influence of the gravito-inertial context on the duration of overt and covert arm movements. *Behav Brain Res.* 2008. 186(2): 273–283.
- Ranganathan V.K., Siemionow V., Liu J.Z., Sahgal V., Yue G.H. From mental power to muscle power – gaining strength by using mind. *Neuropsychologia.* 2004. 42: 944–956.
- Ren S., Wang W., Hou Z.-G., Liang X., Wang J., Shi W. Enhanced motor imagery based brain–computer interface via FES and VR for lower limbs. *IEEE TNSRE.* 2020. 28(8): 1846–1855.
- Sebastián-Romagosa M., Cho W., Ortner R., Sieghartsleitner S., Von Oertzen T.J., Kamada K., Laureys S., Allison B.Z., Guger C. Brain–computer interface treatment for gait rehabilitation in stroke patients. *Front. Neurosci.* 2023. 17: 1256077.
- Shaw W.A. The distribution of muscular action potentials during imaging. *Psychol. Rec.* 1938. 2: 195–216.
- Takahashi M., Takeda K., Otaka Y., Osu R., Hanakawa T., Gouko M., Ito K. Event related desynchronization-modulated functional electrical stimulation system for stroke rehabilitation: A feasibility study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 2012. 9: 56.
- van der Meulen M., Allali G., Rieger S. W., Rieger S.W., As-sal F., Vuilleumier P. The influence of individual motor imagery ability on cerebral recruitment during gait imagery. *Human Brain Mapping.* 2014. 35(2): 455–470.
- Villiger M., Estevez N., Hepp-Reymond M.-C., Kiper D., Kollias S., Eng K., Hotz-Boendermaker S.S. Enhanced activation of motor execution networks using action observation combined with imagination of lower limb movements. 2013. *PLoS ONE.* 8(8): e72403.
- Vossel S., Geng J.J., Fink G.R. Dorsal and ventral attention systems: distinct neural circuits but collaborative roles. *Neuroscientist.* 2014. 20(2): 150–159.
- Wang P.T., King C.E., Chui L.A., Nenadic Z., Do A.H. BCI controlled walking simulator for a BCI driven FES device. *RESNA Annual Conference.* Las Vegas, Nevada. June 26 – 30, 2010.
- Wehner T., Vogt S., Stadler M. Task-specific EMG-characteristics during mental training. *Psychol Res.* 1984. 46(4): 389–401.
- Xu R., Jiang N., Mrachacz-Kersting N., Lin C., As G., Moreno J.C., Pons J.L., Member S., Dremstrup K., Farina D. A closed-loop brain–computer interface triggering an active ankle–foot orthosis for inducing cortical neural plasticity. *IEEE transactions on biomedical engineering.* 2014. 61(7): 2092–2101.
- Yahagi S., Shimura K., Kasai T. An increase in cortical excitability with no change in spinal excitability during motor imagery. *Percept. Mot. Skills.* 1996. 83: 288–290.
- Yue G., Cole K.J. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle. *J. Neurophysiol.* 1992. 67: 1114–1123.

LOWER LIMB MUSCLE ACTIVITY DURING NEUROINTERFACE CONTROL: NEUROINTERFACE BASED ON MOTOR IMAGERY OF WALKING

**E. V. Bobrova^{a, #}, V. V. Reshetnikova^a, A. A. Grishin^a,
E. A. Vershinina^a, I. N. Bogacheva^a, N. A. Chsherbakova^a,
M. R. Isaev^{b, c}, P. D. Bobrov^{b, c}, Yu. P. Gerasimenko^a**

^a*Pavlov Institute of Physiology, Russian Academy of Sciences, St. Petersburg, Russia*

^b*Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology, Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia*

^c*Institute of Translational Medicine of Pirogov of Russian National Research Medical University, Moscow, Russia*

[#]*e-mail: eabobrov@gmail.com*

The question of the activity of muscles that provide the realization of imaginary movement is essential in the rehabilitation of motor disorders using neurointerfaces. The literature data on this issue are contradictory. The paper analyzes the EMG activity of the shin and thigh muscles of 40 healthy volunteers when working with a neurointerface based on kinesthetic motor imagery of walking in place and supplemented with the «Biokin» robotic limb movement device (mechanotherapy), activated in case

of successful motor imagery. It is shown that working with a neurointerface, on average for subjects, leads to an increase in muscle activity when motor imagery of walking compared to rest, and activation of the mechanical training device (AM) further increases muscle activity, with its effect being more pronounced in the muscles of the leg from which motor imagery of walking begins. The nature of muscle reactions to the task of motor imagery of walking is individual. AM when working with a neurointerface, the number of subjects with pronounced EMG activity increases, as does the number of significant correlations between the activity of the muscles of the lower limbs. Thus, the use of neurointerfaces based on motor imagery of walking and the addition of AM as feedback allows activating the muscles of the lower extremities, which is important in clinical practice in the rehabilitation of movements.

Keywords: neurointerface, mechanical training device, EMG activity, motor imagery, walking.