УЛК 612.821

# ВЫРАБОТКА НАВЫКА ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЯ ПОД КОНТРОЛЕМ УПРАВЛЯЕМОЙ ОТ ЭЭГ НЕРВНО-МЫШЕЧНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ, ВЫЗЫВАЮЩЕЙ КОНГРУЭНТНОЕ ИЛИ НЕКОНГРУЭНТНОЕ ДВИЖЕНИЕ КИСТИ

© 2019 г. Е. Ю. Морозова<sup>1, \*</sup>, Д. В. Скворцов<sup>2</sup>, А. Я. Каплан<sup>1, 3</sup>

<sup>1</sup>Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва, Россия <sup>2</sup>ФГБОУ ВО Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова, Москва, Россия

 $^3$ Национальный исследовательский университет Высшая школа экономики, Москва, Россия

\*E-mail: katerinakry@mail.ru

Поступила в редакцию 05.11.2018 г. После доработки 27.02.2019 г. Принята к публикации 03.04.2019 г.

Исследовали эффективность обратной связи в виде функциональной нервно-мышечной стимуляции (ФЭС), вызывающей сгибание или разгибание пальцев руки, для выработки навыка представления соответствующих движений в контуре интерфейса мозг-компьютер (ИМК), в зависимости от степени сходства воображаемых и реальных движений. В исследовании участвовали 36 здоровых испытуемых-добровольцев. Было показано, что оба типа обратной связи, в виде вызываемого ФЭС конгруэнтного и неконгруэнтного движения, способствуют выработке навыка представления движения, но в большей мере это относится к неконгруэнтному подкреплению. Обсуждается возможность создания эффективных тренажерных комплексов для восстановления двигательной функции после инсульта или нейротравм на основе гибридных комплексов ИМК-ФЭС.

*Ключевые слова:* интерфейс мозг-компьютер, электроэнцефалография, функциональная электростимуляция, нейрореабилитация.

**DOI:** 10.1134/S013116461904012X

Многократное представление тренируемого движения или идеомоторная тренировка давно используется в спорте и в медицинской реабилитации для облегчения процессов формирования новых двигательных навыков [1, 2]. Физиологической основой этому, по-видимому, является повышение кортикоспинальной возбудимости и запуск пластических перестроек в заинтересованных корковых регионах [3, 4].

Однако практическое использование идеомоторных тренировок в значительной мере ограничено невозможностью контроля качества представления движения, в силу глубоко субъективного характера моторных психических образов. В тоже время, известно, что мысленное представление движения, так же, как и само физическое движение, отражается в ЭЭГ эпизодами десинхронизация µ-ритма в соответствующих корковых областях [5]. Оценка выраженности этого феномена, очевидно, могла бы служить критерием интенсивности и четкости представления моторного акта. Технология интерфейсов мозг-ком-

пьютер позволяет в реальном времени детектировать эпизоды десинхронизации  $\mu$ -ритма в ЭЭГ и транслировать их в команды для генерации сигналов обратной связи [6–8].

Таким образом, включенный в контур ИМК человек может в каждой своей попытке представления движения незамедлительно получать оценку качества этого психомоторного акта, так как обратная связь будет включаться только при достаточной выраженности десинхронизации ЭЭГ. В конечном итоге такая контролируемая по ЭЭГ процедура представления движения должна повысить эффективность идеомоторного тренинга.

Одним из наиболее распространенных вариантов обратной связи в контуре ИМК для постинсультных пациентов, например, при представлении движения пальцев руки, является синхронный с появлением ЭЭГ-десинхронизации запуск экзоскелетной конструкции, приводящей к механическому сгибанию или разгибанию пальцев руки [9, 10].

Однако при таком способе подачи обратной связи мышечный аппарат тренируемой конечности задействуется механически, только в ответ на растяжение соответствующих мышц, что, очевидно, делает общую схему контролируемого посредством ИМК идеомоторного тренинга не очень естественной и потому, возможно, не в полной мере эффективной для целей реабилитации [11, 12].

Поэтому в последнее время все больше появляется работ с применением в качестве обратной связи в ИМК все того же визуально наблюдаемого пользователем сгибания-разгибания пальцев своей руки, но вызываемого более естественным путем — посредством сокращения соответствующих мышц предплечья, активируемых чрезкожной функциональной электростимуляцией (ФЭС) [13—17].

Однако в применении гибридной технологии ИМК-ФЭС возникает вопрос о том, насколько воображаемое и вызываемое посредством ФЭС движение должны быть сходными, если не по общей конфигурации, то хотя бы по своей направленности, чтобы подобная обратная связь поддерживала высокий уровень нейрофизиологического отклика в виде выраженной десинхронизации µ-ритма в ЭЭГ.

С целью выяснения этого вопроса в данной работе тестировали эффективность работы испытуемых в ИМК с представлением сгибания или разгибания пальцев руки при подаче сигналов обратной связи конгруэнтных и неконгруэнтных воображаемому типу движения.

## **МЕТОДИКА**

В исследовании принимали участие 36 здоровых испытуемых-добровольцев в возрасте от 18 до 29 лет (средний возраст 21.9). Перед проведением исследования испытуемые подписывали информированное согласие по форме, утвержденной комиссией по биоэтике биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова.

Регистрация и анализ ЭЭГ. ЭЭГ записывали посредством усилителя NVX-52 ("Медицинские компьютерные системы", Зеленоград, Россия) монополярными электродами в 30 отведениях (монтаж 10/20 по Джасперу) с референтным электродом в позиции TP10. Контактное сопротивление при монтаже электродов не превышало 10 кОм. При оцифровке ЭЭГ частота дискретизации сигнала составляла 500 Гц. После оцифровки ЭЭГ фильтровали в частотном диапазоне 0.01-60 Гц, с Notch-фильтром 50 Гц.

Испытуемого располагали в кресле перед монитором (диагональ 24 дюйма, разрешение  $1920 \times 1080$ , *IPS*-матрица) на расстоянии примерно 120 см.

Для детектирования эпизодов десинхронизации ЭЭГ в контуре ИМК использовали авторский пороговый критерий *ERDd* (*Event-related desynchronization based on distributions analysis*) [18], основанный на оценивании нормированной площади перекрытия распределений оценок глубины десинхронизации на фоне представления движения и при рассматривании испытуемым нейтральной зрительной сцены с максимумом в 100 условных елинип.

Функциональная электростимуляция. Для проведения электростимуляции использовали блок стимулятора, входящий в состав комплекса Нейро-МВП-8 (Нейрософт, Иваново). Стимуляцию осуществляли прямоугольным единичным стимулом, который подавали на плоские одноразовые электроды (Вилорд), закрепленные на поверхности руки испытуемого.

Для определения оптимальных параметров стимуляции необходимо учитывать не только характеристики вызываемого движения [19], но и индивидуальные особенности тканей человека, такие как общее сопротивление, влажность кожи, толщина жировой прослойки.

В литературе известны следующие параметры для нервно-мышечной стимуляции предплечья: длительность стимула 50—250 мкс, частота стимуляции 20—40 Гц, амплитуда тока 20—100 мА. В случае более низких частот сложно достичь плавного мышечного сокращения, а при более высоких наблюдается быстрая утомляемость мышц, требующая повышения силы тока в ходе тестирования [20].

Для корректного выбора параметров стимуляции важно также правильное расположение электродов на конечности и оптимально подобранная локализация индивидуальных моторных точек. В противном случае для вызова движений требуются более высокие токи электростимуляции, что повышает риски болевых ощущений [19].

В клинической практике наиболее трудными для восстановления движения являются движения пальцев кисти: захват, разгибание и др. [21]. Для тренировки этих движений необходимо подобрать такие условия ФЭС, при которых возможно будет активировать как поверхностные, так и глубокие мышцы. Так, например, для реализации сгибания пальцев, необходимо активировать поверхностный и глубокий сгибатели пальцев, а для получения функционального разгибания — общий разгибатель пальцев и собственный разгибатель указательного пальца.

В табл. 1 показаны основные характеристики, по которым осуществляли выбор параметров для стимуляции. Указанные в литературе параметры ФЭС оказались не оптимальными для данного исследования, в частности, это касалось длительности единичного стимула. Как видно из таблицы

Таблица 1. Диапазон выбора параметров для стимуляции в зависимости от индивидуальных особенностей

Параметр стимула	Особенности			
	функциональное движение	боль	затекание мышц	отрывистость движений
	Дл	ительность стимула		
30-300 мс	+	++	+	Не зависит
30 мкс	+		_	Не зависит
	'	Частота стимула	'	•
45 Гц (женщины)	+	Не зависит	_	_
45 Гц (мужчины)	+	Не зависит	_	+/_
65 Гц (мужчины)	+	Не зависит	+/_	_
	P	Амплитуда стимула	'	•
0-27  mA	_	_	_	Не зависит
28-89 мА (сгибание)	+	_	+/_	Не зависит
53-99 мА (разгибание)	+	_	+/_	Не зависит

при большой длительности одиночного стимула, до 300 мс, у испытуемых возникали довольно чувствительные болевые ощущения, которые практически полностью исчезали при снижении длительности стимулов до 30 мкс. При подаче таких стимулов наиболее плавные движения пальцев достигали у мужчин при частоте стимуляции в 65 Гц, а у женщин чаще всего при частоте в 45 Гц.

Амплитуду тока стимуляции подбирали индивидуально: минимальный порог вызова движения оказался в области 28 мА, а максимальное достигало верхнего диапазона прибора — 99 мА. Среднее значение силы тока при сгибании составляло 57 мА, а при разгибании 73 мА. Более высокое значение тока в последнем случае может быть связано с индивидуальными особенности кожи на внешней поверхности предплечья, а также с расположением мышц и нервов относительно позиции стимулирующего электрода.

Общая (средняя) длительность стимуляции (т.е. всей пачки стимулирующих импульсов с указанными выше параметрами) для сгибания и для разгибания составляла 3 с.

Для запуска стимулятора использовали команды, которые формировались в контуре ИМК в моменты детектирования паттернов ЭЭГ, специфичных эпизодам представления движения.

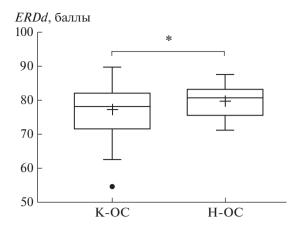
### РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Испытуемые-добровольцы в разные дни участвовали в трех исследованиях. В первый день задачей испытуемого было научиться технике моторного представления и адаптироваться к условиям обследования. Для этого в ответ на экранные символы ему необходимо было выполнять реаль-

ные движения (сгибание или разгибание руки) с последующим постепенным переходом на мысленное представление этого движения.

По результатам обучения в первый день тестирования испытуемые ранжировались по величине эффекта десинхронизации ЭЭГ на фоне мысленного представления движения. Во втором исследовании выполнялось собственно тестирование способности испытуемых к выраженной десинхронизации ЭЭГ на фоне представления движения в зависимости от того, насколько это представление конгруэнтно форме обратной связи в виде вызываемого посредством ФЭС сгибания или разгибания кисти руки. Вначале, в первых двух сессиях, испытуемые многократно представляли одно из движений кисти (сгибание или разгибание) в ответ на соответствующую экранную команду, с целью построения на основе данных регистрации ЭЭГ алгоритма классификации эпизодов депрессии µ-ритма [18, 22]. Поскольку в тестовых сессиях запуск ФЭС осуществлялся в контуре ИМК именно по достижении порога десинхронизации, то чем больше эпизодов мысленного представления движения сопровождалось запуском ФЭС, тем, следовательно, более эффективной можно было считать соответствующий вариант обратной связи.

В шести, собственно, тестовых сессиях испытуемым, многократно выполнявшим задание на мысленное представление одного из движений кистью в ответ на соответствующие экранные символы, по каждому акту мысленного усилия в равной пропорции подавалась конгруэнтная или неконгруэнтная обратная связь с запуском ФЭС, приводящей к реальному сгибанию или разгибанию кисти руки. Причем порядок предъявления обратной связи определялся исходя из подгруп-



**Рис. 1.** Сравнение усредненных по 18 испытуемым величин показателя *ERDd* для случаев представления движений с конгруэнтной (K-OC) и неконгруэнтной (H-OC) обратной связью.

На рисунке представлены средние значения (+), медиана (горизонтальная линия в ящике Тьюки) и отметки интерквартильного разброса данных. Кружком ( $\bullet$ ) обозначен выброс. \* — статистически значимое различие между средними значениями (парный *t*-критерий Стьюдента для нормально распределенных данных, p = 0.0390).

пы, в которую был определен каждый участник по результатам первого дня тестирований. Всего групп было 4: 2 большие группы отличались по типу представляемого движения (сгибание или разгибание), и внутри каждой из этих групп выделяли еще 2 подгруппы, различающиеся по порядку предъявления обратной связи: одним испытуемым первой включалась конгруэнтная, а затем неконгруэтная обратная связь, а у других все было наоборот.

По результатам тестирования после статистической обработки не получили значимых различий в этих подгруппах в оценке типа представляемого движения и порядка предъявления обратной связи. После этого было решено объединить всех участников в одну группу и сравнить показатели *ERDd* между конгруэнтной и неконгруэнтной обратной связью. Результаты этого тестирования с оцениванием величины индекса *ERDd* для случаев конгруэнтной и неконгруэнтной обратной связи приведены на рис. 1.

Как видно из рисунка, более половины испытуемых успешно работали в контуре ИМК, достигая высоких, более 70 баллов, значений индекса ERDd при любом типе обратной связи. Однако в работе с неконгруэнтной обратной связью испытуемые показали меньший разброс величин индекса ERDd и статистически значимую по парному t-критерию Стьюдента (p = 0.0390) тенденцию к более высоким медианным значениям этого показателя: 80.7 по сравнению с 78.2 при конгруэнтной обратной связи. Фактически при неконгруэнтной обратной связи значительно большее чис-

ло испытуемых показывают высокие значения индекса десинхронизации ЭЭГ на фоне представления движения в контуре ИМК.

Кроме того, были получены статистически значимые различия в индексе *ERDd* между испытуемыми мужского и женского пола в пользу первых. Мужчины на 3% лучше могли представлять движения и вызывать у себя устойчивую десинхронизацию, чем женщины. Также, достоверно значимой оказалась тенденция к постепенному снижению эффективности мысленного воображения движения в отношении запуска ФЭС по ходу последовательного выполнения повторных тестов любой обратной связи. По-видимому этот эффект связан с постепенным угасанием реакции десинхронизации при воображении движения в связи как с психическим утомлением, так и, возможно, с уменьшением психофизиологической реактивности, т.е. снижением ответа физиологической системы на один и тот же психический образ.

#### **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

Результаты данного исследования показали, что гибридный тренажерный комплекс ИМК-ФЭС легко осваивается испытуемыми и может быть предложен в качестве альтернативы для более сложных и дорогостоящих комплексов ИМК-Экзоскелет.

Кроме того было обнаружено, что наиболее эффективной формой идеомоторной тренировки, контролируемой посредством ИМК с ФЭС. может быть режим с неконгруэнтной обратной связью, т.е. когда воображаемое движение конечности не совпадает с реальным ее движением, вызываемым посредством ФЭС. По-видимому, именно этот когнитивный диссонанс приводит к наибольшей активации корковых структур. В какой-то мере этот эффект соответствует известной информационной теории эмоций, предполагающий тем большую эмоциональную активацию, чем более неожиданным является результат функционального акта деятельности [23]. Таким образом при создании тренажерных комплексов ИМК-ФЭС, возможно, следует отдать предпочтение системам ФЭС с неконгруэнтной обратной связью. Обнаруженные в ходе исследования особенности тренинга в гибридном комплексе ИМК-ФЭС могут быть положены в основу создания эффективных тренажерных комплексов для восстановления двигательной функции после инсульта или нейротравм.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Биологического факультета Москов-

ского государственного университета им. М.В. Ломоносова.

**Информированное согласие.** Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа поддержана грантом Умник № 11420ГУ/2017 от фонда содействия инновациям и частично грантом № 14.641.31.0003 Центра биоэлектрических интерфейсов Института когнитивных наук национального исследовательского университета "Высшая школа экономики" (Москва).

**Благодарности.** Особая благодарность выражается Юрию Олеговичу Нуждину, за помощь в написании Программного обеспечения для проведения исследований, а также Анатолию Николаевичу Васильеву за помощь в обработке и анализе данных. Авторы благодарят А.Ю. Горовую и И.А. Басюла за помощь в тестовой части работы и техническом оснащении.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1. Feltz D.L., Landers D.M. The effects of mental practice on motor skill learning and performance: A meta-analysis // J. Sport psychology. 1983. V. 5. № 1. P. 25.
- Braun S., Kleynen M., van Heel T. et al. The effects of mental practice in neurological rehabilitation; a systematic review and meta-analysis // Frontiers in Human Neuroscience. 2013. V. 7. P. 390.
- Grosprêtre S., Ruffino C., Lebon F. Motor imagery and cortico-spinal excitability: a review // European Journal of Sport Science. 2016. V. 16. № 3. P. 317.
- 4. Ruffino C., Papaxanthis C., Lebon F. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: review and perspectives // Neuroscience. 2017. V. 341. P. 61.
- 5. *Llanos C., Rodriguez M., Rodriguez-Sabate C. et al.* Murhythm changes during the planning of motor and motor imagery actions // Neuropsychologia. 2013. V. 51. № 6. P. 1019.
- 6. Ang K.K., Guan C. EEG-based strategies to detect motor imagery for control and rehabilitation // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2017. V. 25. № 4. P. 392.
- 7. Birbaumer N., Cohen L.G. Brain—computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis // The J. Physiology. 2007. V. 579. № 3. P. 621.
- Каплан А.Я. Нейрофизиологические основания и практические реализации технологии мозг машинных интерфейсов в неврологической реабилитации // Физиология человека. 2016. Т. 42. № 1. С. 118.
- 9. *Фролов А.А.*, *Мокиенко О.А.*, *Люкманов Р.Х. и др.* Предварительные результаты контролируемого

- исследования эффективности технологии ИМКэкзоскелет при постинсультном парезе руки // Вестник Рос. гос. мед. ун-та. 2016. № 2. С. 17.
- Мокиенко О.А., Бобров П.Д., Черникова Л.А., Фролов А.А. Основанный на воображении движения интерфейс мозг

  —компьютер в реабилитации пациентов с гемипарезом // Бюллетень сибирской медицины. 2013. Т. 12. № 2. С. 30.
- 11. *Teo W.P., Chew E.* Is motor-imagery brain-computer interface feasible in stroke rehabilitation? // PM&R. 2014. V. 6. № 8. P. 723.
- 12. *Ahn M., Jun S.C.* Performance variation in motor imagery brain—computer interface: a brief review // Journal of Neuroscience Methods. 2015. V. 243. P. 103.
- 13. *Daly J.J.*, *Cheng R.*, *Rogers J. et al.* Feasibility of a new application of noninvasive brain computer interface (BCI): a case study of training for recovery of volitional motor control after stroke // J. Neurologic Physical Therapy. 2009. V. 33. № 4. P. 203.
- 14. *Marquez-Chin C., Marquis A., Popovic M.R.* BCI-Triggered functional electrical stimulation therapy for upper limb // European J. Translational myology. 2016. V. 26. № 3. P. 274.
- 15. Chung E., Kim J.H., Park D.S., Lee B.H. Effects of brain-computer interface-based functional electrical stimulation on brain activation in stroke patients: a pilot randomized controlled trial // J. Physical Therapy Science. 2015. V. 27. № 3. P. 559.
- 16. Biasiucci A., Leeb R., Iturrate I. et al. Brain-actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm motor recovery after stroke // Nature Communications. 2018. V. 9. № 1. P. 2421.
- 17. *Mukaino M., Ono T., Shindo K. et al.* Efficacy of brain-computer interface-driven neuromuscular electrical stimulation for chronic paresis after stroke // J. Rehabilitation Medicine. 2014. V. 46. № 4. P. 378.
- 18. Васильев А.Н., Либуркина С.П., Каплан А.Я. Латерализация паттернов ЭЭГ у человека при представлении движений руками в интерфейсе мозг—компьютер // Журн. высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова. 2016. Т. 66. № 3. С. 302.
- 19. Schuhfried O., Crevenna R., Fialka-Moser V., Paternostro-Sluga T. Non-invasive neuromuscular electrical stimulation in patients with central nervous system lesions: an educational review // J. Rehabilitation Medicine. 2012. V. 44. № 2. P. 99.
- 20. *de Kroon J.R., Ijzerman M.J., Chae J. et al.* Relation between stimulation characteristics and clinical outcome in studies using electrical stimulation to improve motor control of the upper extremity in stroke // J. Rehabilitation Medicine. 2005. V. 37. P. 65.
- 21. Pfurtscheller G., Müller-Putz G.R., Pfurtscheller J. et al. Non-invasive neuromuscular electrical stimulation in patients with central nervous system lesions: an educational review // J. Rehabilitation Medicine. 2012. V. 44. № 2. P. 99.
- Vasilyev A., Liburkina S., Yakovlev L. et al. Assessing motor imagery in brain-computer interface training: Psychological and neurophysiological correlates // Neuropsychologia. 2017. V. 97. P. 56.
- Симонов П.В. Информационная теория эмоций // Психология эмоций. М.: Изд-во МГУ, 1984. С. 178.

# Learning Motor Imagery under EEG-Directed Neuromuscular Stimulation Inducing Congruent and Incongruent Wrist Movements

E. Yu. Morozova<sup>a, \*</sup>, D. V. Skvortsov<sup>b</sup>, A. Ya. Kaplan<sup>a, c</sup>

<sup>a</sup>Moscow State University, Moscow, Russia
<sup>b</sup>Russian National Research Medical University named after Pirogov, Moscow, Russia
<sup>c</sup>National Research University Higher School of Economics, Moscow, Russia
\*E-mail: katerinakry@mail.ru

We studied the effectiveness of feedback in the form of functional electrical stimulation (FES) inducing flexion and extension of the fingers for the development of the skills of imagining corresponding movements in the brain-computer interface (BCI) depending on the degree of similarity of imaginary and real movements. The study included 36 healthy subjects-volunteers. It was found that both types of feedback in the form of congruent and non-congruent motion induced by FES contribute to the development of the movement representation skill, but this applies to a greater extent to non-congruent reinforcement. We also discuss the possibility of creating effective training complexes for motor function recovery after stroke or neurotrauma on the basis of hybrid BCI-FES complexes.

Keywords: brain-computer interface, electroencephalography, functional electrical stimulation, neurorehabilitation.