

УДК 612.816

## **ИЗМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЛОКОМОТОРНЫХ ДВИЖЕНИЙ ПРИ СОВМЕСТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ СПИННОГО И ГОЛОВНОГО МОЗГА В УСЛОВИЯХ РАЗНОЙ СТЕПЕНИ ОПОРЫ\***

**С.А. Моисеев, А.М. Пухов, С.М. Иванов, Р.М. Городничев**

Великолукская государственная академия физической культуры и спорта,  
Великие Луки

Изучали эффекты комбинированной спинномозговой стимуляции и стимуляции коры головного мозга на параметры моторного выхода при выполнении произвольных движений в разной степени афферентации от опорно-двигательного аппарата в условиях, приближенных к естественным локомоциям. Установлен существенно больший рост ЭМГ-активности под воздействием стимуляции, преимущественно мышц бедра, при проталкивании ленты тредбана усилиями мышц ног. Эффект двухуровневой стимуляции сохранялся в этих условиях и после её прекращения, причиной этому могут быть следовые процессы в нейрональных сетях спинного и головного мозга.

**Ключевые слова:** афферентация, двухуровневая стимуляция, спинной мозг, головной мозг, электромиография.

**Введение.** Селективное влияние чрезкожной электрической стимуляции спинного мозга человека (ЧЭССМ) на параметры моторного выхода показано в ряде работ (Р.М. Городничев и др., 2012; И.Н. Богачева и др., 2017). Помимо электрической стимуляции различных отделов спинного мозга человека, в диагностике и лечении ряда заболеваний, а также при решении ряда задач в области физиологии движений эффективно применяется методика электромагнитной стимуляции, позволяющая неинвазивно и безболезненно воздействовать на различные структуры ЦНС, в том числе на кору головного мозга (Barker, 1985; Городничев и др., 2017). В качестве метода управления спинальными локомоторными сетями предложены комбинированные способы воздействия на структуры моторной системы, например, электрическая стимуляция спинного мозга на уровне поясничных (T11-T12, L1-L2) и шейных (C1-C7)

---

\* Работа выполнена в рамках РФФИ (грант № 16-04-00371)

позвонков (Gerasimenko et al., 2015; Щербакова и др., 2016). Показана возможность управления непроизвольными шагательными движениями с помощью сочетанной ЧЭССМ и вибростимуляции мышц и сухожилий (Гурфинкель, 1998; Щербакова, 2016), известны работы с применением одновременной ЧЭССМ и стимуляции опорных зон стоп (Томиловская, 2013; Герасименко, 2017). Следует отметить, что большинство исследований по изучению влияния ЧЭССМ на параметры произвольных и вызванных локомоторных движений выполнялись с использованием модели горизонтальной вывески ног испытуемых, т.е. в положении, существенно отличающемся от условий естественной ходьбы.

Однако, по-прежнему остаются малоизученными эффекты комбинированной спинномозговой стимуляции и стимуляции коры головного мозга (ТМС) на параметры моторного выхода при выполнении произвольных движений с разной степенью афферентации от опорно-двигательного аппарата в условиях, приближенных к естественным локомоциям. Нейрональные сети спинного и головного мозга человека, обрабатывающие информацию от проприоцептивной, тактильной и других сенсорных систем могут участвовать в контроле таких локомоторных движений (Герасименко, 2017), причем важную роль при этом, вероятно, будет иметь опорная афферентация (Козловская, 1976; Григорьев, 2004).

Исходя из этого целью нашей работы явилось изучение электроактивности мышц нижних конечностей во время произвольных локомоций под влиянием совместной ЧЭССМ и ТМС в условиях различной проприоцептивной и мышечной афферентации.

**Методика.** На 6 здоровых добровольцах 19-23 лет изучали особенности электромиографических параметров произвольных локомоций на фоне двухуровневой (одновременной) ЧЭССМ и ТМС в двух экспериментальных условиях. В первом случае испытуемые находились в полной вертикальной вывеске веса тела (100%) на тренажере H/P/Cosmos (Германия) и произвольно шагали, ориентируясь на скорость вращения ленты тренажера (3 км/ч), а во втором – испытуемые проталкивали ленту тренажера усилиями мышц ног. Протокол предусматривал регистрацию названных выше параметров в течение 10-и секунд без стимуляции (фон), 10-и секунд под влиянием стимуляции и 10-и секунд, непосредственно после ее окончания (постэффект). В соответствии с принципами Хельсинской декларации было получено информированное письменное согласие испытуемых на участие в экспериментах и разрешение комитета по этике ВЛГАФК на проведение исследований.

Для ЧЭССМ использовали стимулятор лабораторный электрофизиологический СЛЭ-1 (Россия). Стимулирующий электрод

располагался накожно на уровне T11-T12 позвонков, индифферентные электроды располагались симметрично на подвздошных гребнях тазовых костей. Стимулирующие импульсы имели бифазную прямоугольную форму, заполненные несущей частотой 10 кГц, длительностью 1 мс. Частота стимуляции составляла 30 Гц. Сила тока подбиралась индивидуально для каждого испытуемого и находилась в диапазоне от 90-120 мА.

TMC проводилась электромагнитным стимулятором «Magstim Rapid 2» (Великобритания). Центр L-катушки диаметром 2×100 мм размещали по анатомическим ориентирам в области моторной зоны коры левого полушария головного мозга (контралатерально) в точке, при стимуляции которой регистрировался стабильный моторный ответ m. tibialis anterior с амплитудой не менее 50 мкВ. Частота стимулов составляла 3 Гц, длительность пачки стимулов – 10 с. Интенсивность стимуляции подбиралась индивидуально для каждого испытуемого и находилась в пределах 45%-60% от максимального выхода стимулятора.

Для регистрации электромиограмм (ЭМГ) мышц нижних конечностей: m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius medialis (MG), m. rectus femoris (RF), m. biceps femoris (BF) использовали 16-и канальный электромиограф ME 6000 (Финляндия). Рассчитывали следующие параметры ЭМГ: среднюю амплитуду, среднее число турнов. За турн принимали величину изменения потенциала кривой с амплитудой не менее 100 мкВ. Синхронно с ЭМГ регистрировали видеоряд локомоторных движений с частотой дискретизации 500 Гц при помощи системы видеозахвата «Qualisys» (Швеция) для определения граничных моментов структуры локомоций (шага), эпоха анализа составляла по 4 цикла до, во время и после стимуляции.

Статистическую обработку данных осуществляли с помощью Statistica 10.0. Рассчитывали среднее арифметическое (M), ошибку среднего арифметического (m). Для оценки регистрируемых параметров в разных экспериментальных условиях рассчитывали изменения, выраженные в процентах. Полученные данные проверяли на нормальность распределения и в зависимости от результата, для оценки достоверности различий в регистрируемых параметрах, применяли однофакторный дисперсионный анализ для повторных измерений (ANOVA) с Post-hoc анализом Newman-Keuls, или непараметрический критерий Mann-Whitney. Статистически значимым уровнем считали P<0,05.

**Результаты и обсуждение.** ЭГМ-активность исследуемых мышц была существенно больше при проталкивании тредбана, чем при ходьбе по активному тредбану в условиях 100% вывески веса тела (табл. 1).

Таблица 1

Параметры ЭМГ-активности скелетных мышц при полной вывеске веса тела и при проталкивании пассивного трендана ( $M \pm m$ ,  $n=6$ )

Мышцы	100 % вывеска веса тела		Проталкивание трендана	
	Средняя амплитуда ЭМГ (мкВ)	Среднее число турнов ЭМГ (турн/с)	Средняя амплитуда ЭМГ (мкВ)	Среднее число турнов ЭМГ (турн/с)
TA прав.	54,76±7,09	244,4±24,47	111,75±8,11	306,19±12,37
GM прав.	25,52±4,89	156,11±34,41	97,8±5,73	211,39±8,67
RF прав.	10,09±1,09	22,4±5,92	42,55±3,56	91,89±7,27
BF прав.	25,22±4,19	77,19±11,24	26,89±1,98	78,52±8,93
TA лев.	54,14±13,71	210,79±39,04	93,74±7,52	301,36±9,1
GM лев.	22,15±7,06	114,45±50,79	112,66±8,8	218,62±9,42
RF лев.	13,77±1,99	34,52±9,65	37,78±3,13	85,12±9,65
BF лев.	10,64±0,97	20,56±5,56	22,91±2,31	43,83±3,87

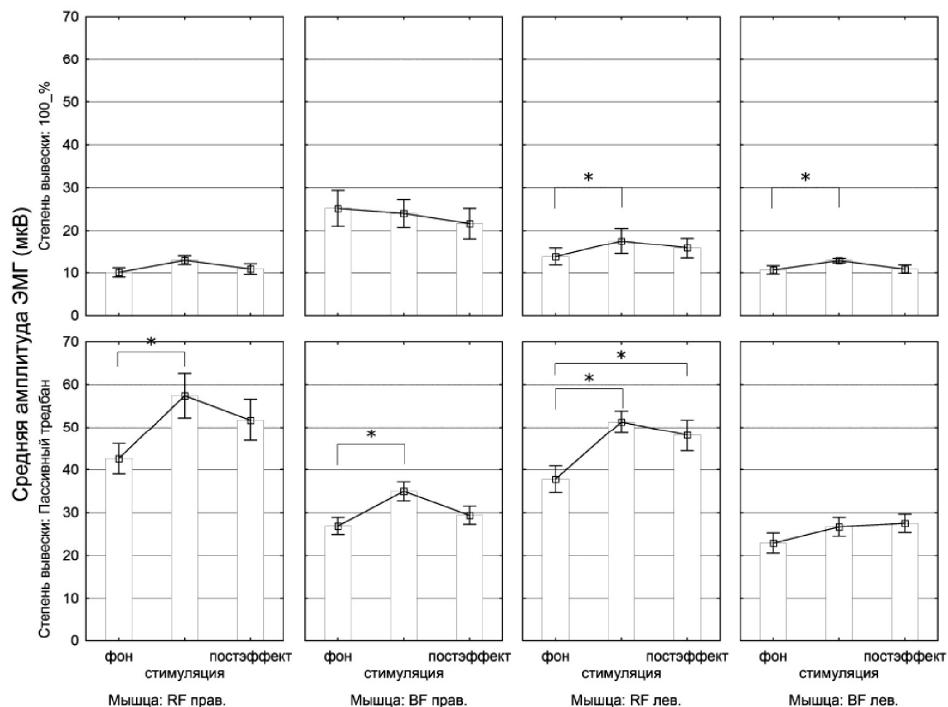


Рис. 1. Средняя амплитуда ЭМГ мышц бедра при 100% вывеске веса тела и при проталкивании ленты трендана до, во время и непосредственно после прекращения стимуляции ( $M \pm m$ ,  $n=6$ );  
\* - достоверность различий при  $P<0,05$ .

Под воздействием совместной ЧЭССМ и ТМС при полной вывеске веса тела достоверные изменения средней амплитуды ЭМГ наблюдались только в RF и BF левой ноги, в которых прирост составил 27% и 20% соответственно. В этих мышцах правой ноги отмечалась лишь тенденция к росту в RF и снижению в BF (рис. 1).

Электроактивность GM обеих ног при стимуляции оставалась практически на уровне фоновых значений – 21,51 мкВ и 25,41 мкВ соответственно, а в TA регистрировался незначительный рост средней амплитуды ЭМГ, в среднем на 6% относительно фона. Средняя частота турнов ЭМГ мышц бедра обеих ног при двухуровневой стимуляции достоверно возрастала в диапазоне от 52% до 92% относительно фоновых данных ( $P<0,05$ ). В мышцах голени наблюдалась тенденция к снижению, однако изменения не были достоверными, за исключением GM левой ноги – на 12% ( $P<0,05$ ).

После прекращения стимуляции амплитуда ЭМГ возвращалась к исходным величинам в большинстве рассматриваемых скелетных мышцах, изменения в процентном соотношении варьировали в диапазоне от 1,5% до 7,5%. Однако, в BF амплитуда электроактивности после окончания стимуляции оказалась ниже фоновой на 14%, а в TA и RF левой ноги – выше на 18% и 15% соответственно. Среднее число турнов ЭМГ после прекращения двухуровневой стимуляции во всех мышцах было ниже фонового уровня, за исключением RF левой ноги, где данный показатель оказался выше на 25%, но не достоверно ( $P>0,05$ ).

При проталкивании ленты тредбана усилиями мышц ног на фоне двухуровневой стимуляции средняя амплитуда и частота ЭМГ возрастала во всех исследуемых мышцах, однако статистически достоверные различия регистрировались, преимущественно, в мышцах бедра (рис. 1). Например, прирост средней амплитуды ЭМГ RF правой и левой ноги составил 35% и 35,7% соответственно, а среднего числа турнов ЭМГ – 112% и 134% соответственно. В мышцах голени изменения амплитуды и частоты ЭМГ под воздействием стимуляции варьировали в диапазоне от 6% до 12% относительно фона ( $P>0,05$ ).

В RF левой ноги разница между фоновым значением средней амплитуды ЭМГ и показателем, полученным непосредственно после завершения стимуляции, составила 27% ( $P<0,05$ ), достоверных различий по этому показателю в других мышцах зарегистрировано не было. Аналогично статистически значимая разница в величинах среднего числа турнов ЭМГ была отмечена только для BF левой ноги ( $P<0,05$ ).

Таким образом, под воздействием неинвазивной совместной стимуляции спинного и головного мозга на фоне произвольной ходьбы наблюдается рост турн-амплитудных характеристик ЭМГ-активности.

Эффект стимуляционного воздействия на ЭМГ-активность наиболее выражен при проталкивании тредбана. При полной вывеске веса тела афферентация от рецепторов подошвенной поверхности стоп минимальна и вносит незначительный вклад в генерацию шагательного ЭМГ паттерна. При проталкивании тредбана усилиями мышц ног, вероятно, возрастают афферентный поток от проприорецепторов, что отражается на координационной структуре локомоций и биоэлектрической активности скелетных мышц. После прекращения стимуляции ЭМГ-активность мышц бедра превышала фоновый уровень, причиной этого могут быть следовые процессы в нейрональных сетях спинного и головного мозга, возникающие при совместном воздействии ЧЭССМ и ТМС.

**Заключение.** Совместная стимуляция головного и спинного мозга во многом определяет характеристики моторного выхода при выполнении произвольных локомоций. Выраженность и направленность изменений параметров ЭМГ под воздействием такой стимуляции зависит от мощности афферентации, генерируемой рецепторами опорно-двигательного аппарата.

### **Список литературы**

- Богачева И.Н., Мошонкина Т.Р., Савохин А.А. 2017. Влияние чрескожной электрической стимуляции спинного мозга на шагательные паттерны при ходьбе // Физиология человека. Т. 43. № 5. С. 29-35.
- Герасименко Ю.П., МакКинней З.Б., Саенко Д.Г. 2017. Спинальная и сенсорная нейромодуляция спинальных нейронных сетей человека // Физиология человека. Т. 43. № 5. С. 6-16.
- Городничев Р.М., Мусеев С.А., Пивоварова Е.А. 2017. Стимуляционные воздействия на ЦНС как средство изменения координационной структуры локомоторных движений // Материалы V Всероссийской с международным участием научно-практической конференции, 23-24 ноября 2017 г./ Рос. гос. акад. физ. культуры, спорта, молодежи и туризма, Моск. гос. акад. физ. культуры; ред.-сост. А.Н. Фураев. М.: Малаховка. С. 23-29.
- Городничев Р.М., Пивоварова Е.А., Пухов А.М. 2012. Чрезкожная электрическая стимуляция спинного мозга: неинвазивный способ активации генераторов шагательных движений у человека // Физиология человека. Т. 38. № 2. С. 46-56.
- Григорьев А.И., Козловская И.Б., Шенкман Б.М. 2004. Роль опорной афферентации в организации тонической мышечной системы // Российский физиологический журнал им. Сеченова. Т. 90. № 5. С.508-521.
- Гурфинкель В.С., Левик Ю.С., Казенников О.В. 1998. Существует ли генератор шагательных движений у человека? // Физиология человека. Т. 24. № 3. С. 42-50.

- Козловская И.Б.* 1976. Афферентный контроль произвольных движений. М.: Наука. 295 с.
- Томиловская Е.С., Мошонкина Т.Р., Городничев Р.М.* 2013. Механическая стимуляция опорных зон стоп: неинвазивный способ активации генераторов шагательных движений у человека // Физиология человека. Т. 39. № 5. С. 34-39.
- Щербакова Н.А., Мошонкина Т.Р., Савохин А.А.* 2016. Неинвазивный метод управления спинальными локомоторными сетями человека // Физиология человека. Т. 1. № 42. С. 73-81.
- Barker A.T., Freeston L., Jalinous R.* 1985a. Motor responses to non-invasive brain stimulation in clinical practice // EEG Clin. Neurophysiol. S. 70.
- Gerasimenko Y., Gorodnichev R., Moshonkina T.* 2015. Transcutaneous electrical spinal-cord stimulation in humans// Ann. Phys. Rehabil Med. V. 58. № 4. P. 225.

## **ELECTROMYOGRAPHIC CHARACTERISTICS OF THE LOCOMOTOR MOVEMENTS UNDER COMBINED STIMULATION OF THE SPINAL CORD AND BRAIN**

**S.A. Moiseev, A.M. Pukhov, S.M. Ivanov, R.M. Gorodnichev**

Velikie Luki State Academy of Physical Education and Sport, Velikie Luki

We studied the effects of combined spinal and transcranial stimulation of the motor cortex to the motor output parameters during voluntary movements, mimicking the natural locomotion. We found a significantly greater growth of electromyographic activity while stimulating hip muscles on treadmill. The effect caused by the two-level stimulation persisted after we stopped stimuli. This could be due to residual processes in the neuronal networks of the spinal cord and brain.

**Keywords:** *afferentation, two-site stimulation, spinal cord, motor cortex, electromyography.*

### *Об авторах:*

МОИСЕЕВ Сергей Александрович – кандидат биологических наук, младший научный сотрудник научно-исследовательского института «Проблем спорта и оздоровительной физической культуры» Великолукской государственной академии физической культуры и спорта, 182105, Великие Луки, пл. Юбилейная д. 4; e-mail: sergey\_moiseev@vlgafc.ru.

ПУХОВ Александр Михайлович – кандидат биологических наук, младший научный сотрудник научно-исследовательского института «Проблем спорта и оздоровительной физической культуры» Великолукской государственной академии физической культуры и спорта, 182105, Великие Луки, пл. Юбилейная д. 4; e-mail: alexander-m-p@yandex.ru

ИВАНОВ Сергей Михайлович – младший научный сотрудник научно-исследовательского института «Проблем спорта и оздоровительной физической культуры» Великолукской государственной академии физической культуры и спорта, 182105, Великие Луки, пл. Юбилейная, д. 4; e-mail: ivanov@vlgafc.ru.

ГОРОДНИЧЕВ Руслан Михайлович – доктор биологических наук, профессор, проректор по НИР Великолукской государственной академии физической культуры и спорта, 182105, Великие Луки, пл. Юбилейная д. 4; e-mail: gorodnichev@vlgafc.ru.

Моисеев С.А. Изменения электромиографических характеристик локомоторных движений при совместной стимуляции спинного и головного мозга в условиях разной степени опоры / С.А. Моисеев, А.М. Пухов, С.М. Иванов, Р.М. Городничев // Вестн. ТвГУ. Сер. Биология и экология. 2018. № 2. С. 17-24.