

**ВЛИЯНИЕ ДВУХУРОВНЕВОЙ НЕИНВАЗИВНОЙ СТИМУЛЯЦИИ ЦНС  
НА РЕГУЛЯЦИЮ ЛОКОМОЦИЙ ЧЕЛОВЕКА В УСЛОВИЯХ  
РАЗНОЙ СТЕПЕНИ ОПОРНОЙ АФФЕРЕНТАЦИИ<sup>1</sup>**

С.А. Моисеев\*, А.М. Пухов\*, С.М. Иванов\*, Е.А. Пивоварова\*,  
В.В. Маркевич\*, Р.М. Городничев\*

\*Великолукская государственная академия физической культуры и спорта  
(Псковская обл., г. Великие Луки)

Одной из актуальных проблем физиологии является поиск средств целенаправленного управления координационной структурой произвольных движений. Помимо традиционных средств управления используются нетрадиционные методы, такие как стимуляция различных структур нервной системы. Цель работы заключалась в изучении механизмов регуляции произвольных локомоторных движений в условиях стимуляции спинного и головного мозга при разной мощности афферентации от опорно-двигательного аппарата. Предполагалось, что влияние совместной стимуляции двух уровней ЦНС на параметры моторного выхода зависит от степени вывески веса тела. В исследовании приняли участие 6 испытуемых мужского пола в возрасте 19–23 лет. Регистрировали кинематические и электромиографические параметры произвольных локомоций (шагательных движений) на фоне совместной чрескожной электрической стимуляции спинного мозга на уровне позвонков T<sub>11</sub>-T<sub>12</sub> и электромагнитной стимуляции моторной зоны коры головного мозга при 50, 25 и 0 %-й вывеске веса тела. Выявлено статистически значимое увеличение амплитуды и частоты турнов электромиограммы, преимущественно мышц бедра, при двухуровневой стимуляции в сравнении с фоновыми значениями. Зарегистрировано повышение скорости и ускорения антропометрических точек сегментов тела при одновременном снижении длительности фазы шага. Более значительное увеличение амплитуды и частоты турнов ЭМГ мышц бедра наблюдалось при 25 %-й вывеске веса тела и при ее отсутствии (0 %). Наибольшее повышение скорости и ускорения антропометрических точек зарегистрировано при вывеске веса тела в 25 %. Таким образом, модификация моторного выхода при выполнении произвольных локомоций на фоне совместной стимуляции спинного и головного мозга зависит от мощности афферентации от опорно-двигательного аппарата.

**Ключевые слова:** электромиография, 3D-видеоанализ, локомоции, координационная структура локомоций, электрическая стимуляция спинного мозга, электромагнитная стимуляция головного мозга, опорная афферентация.

---

<sup>1</sup>Исследование выполнено в рамках гранта Российского фонда фундаментальных исследований № 16-04-00371.

**Ответственный за переписку:** Моисеев Сергей Александрович, адрес: 182105, Псковская обл., г. Великие Луки, пл. Юбилейная, д. 4; e-mail: sergey\_moiseev@vlgafc.ru

**Для цитирования:** Моисеев С.А., Пухов А.М., Иванов С.М., Пивоварова Е.А., Маркевич В.В., Городничев Р.М. Влияние двухуровневой неинвазивной стимуляции ЦНС на регуляцию локомоций человека в условиях разной степени опорной афферентации // Журн. мед.-биол. исследований. 2018. Т. 6, № 4. С. 367–375. DOI: 10.17238/issn2542-1298.2018.6.4.367

Поиск средств целенаправленного управления координационной структурой произвольных движений является одной из актуальных проблем физиологии, и ее решение возможно лишь при использовании новых научных знаний и технических достижений. В 1985 году впервые была разработана и применена методика электромагнитной стимуляции, которая позволяла неинвазивно активировать периферические нервы, мышцы, спинной мозг и моторную зону коры головного мозга человека. Первоначально такая инновационная методика применялась преимущественно в диагностике и лечении ряда заболеваний [1, 2]. В настоящее время методика электромагнитной стимуляции успешно используется при решении ряда научных задач в области физиологии движений.

Известно, что в спинном мозге человека имеются регулирующие локомоции нейронные сети, которые могут быть активированы чрескожной электрической стимуляцией спинного мозга [3, 4]. Показано, что сочетанное применение электрической стимуляции спинного мозга на уровне позвонков  $T_{11}$ - $T_{12}$  и электромагнитной стимуляции головного мозга оказывает больший эффект на произвольную мышечную активность и координационную структуру движений, чем их изолированное воздействие [5]. Одним из элементов регуляции локомоций является генератор шагательных движений, который при определенных условиях способен генерировать локомоторные паттерны, находящиеся под постоянным контролем со стороны рецепторов опорно-двигательного аппарата [6, 7].

Неясными остаются механизмы регуляции произвольных двигательных действий в условиях стимуляционного воздействия на разные уровни ЦНС при различной степени афферентации от опорно-двигательного аппарата. Изучение электромиографических и кинематических параметров произвольных локомоций в таких условиях и явилось целью нашего исследования.

**Материалы и методы.** Исследование проведено на базе Научно-исследовательского

института проблем спорта и оздоровительной физической культуры Великолукской государственной академии физической культуры и спорта (ВЛГАФК), в нем приняли участие 6 испытуемых мужского пола в возрасте 19–23 лет. В соответствии с принципами Хельсинкской декларации было получено информированное письменное согласие обследуемых на участие в экспериментах и разрешение комитета по этике ВЛГАФК на проведение исследований. Обследуемые во время экспериментов располагались в вертикальном положении, их ноги находились на ленте тредбана H/P/Cosmos (Германия) (рис. 1).



Рис. 1. Фрагмент эксперимента, демонстрирующий вывеску 50 % веса тела

В разных экспериментальных условиях вывеска веса тела составляла 50, 25 и 0 %. Изучали особенности кинематических и электромиографических параметров произвольных локомоций (шага) на фоне совместной (одновременной) чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ) и электромагнитной стимуляции моторной зоны коры головного мозга (транскраниальная магнитная

стимуляция, ТМС). Протокол исследования предусматривал передвижение обследуемых по тредбану с заданной скоростью (3 км/ч) в течение 10 с без стимуляционного воздействия (фон), затем 10 с под влиянием стимуляции.

Для ЧЭССМ использовали лабораторный электрофизиологический стимулятор СЛЭ-1 (Россия). Стимулирующий электрод располагали на коже на уровне позвонков T<sub>11</sub>-T<sub>12</sub>, индифферентные электроды – симметрично на подвздошных гребнях тазовых костей. Стимулирующие импульсы бифазной прямоугольной формы длительностью 1 мс были заполнены несущей частотой 10 кГц. Частота стимуляции составляла 30 Гц. Силу тока подбирали индивидуально для каждого обследуемого в диапазоне 90–120 мА.

ТМС проводили электромагнитным стимулятором Magstim Rapid 2 (Великобритания). Центр L-катушки диаметрами 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 *musculus tibialis anterior* с амплитудой не менее 50 мкВ. Частота стимулов составляла 3 Гц, длительность пачки стимулов – 10 с. Интенсивность стимуляции подбирали индивидуально для каждого обследуемого в пределах 45–60 % от максимального выхода магнитного стимулятора.

Для регистрации электромиограмм (ЭМГ) мышц нижних конечностей: *m. tibialis anterior* (TA), *m. gastrocnemius medialis* (GM), *m. rectus femoris* (RF), *m. biceps femoris* (BF) использовали 16-канальный электромиограф ME 6000 (Финляндия). Рассчитывали следующие параметры ЭМГ: среднюю амплитуду, частоту турнов (среднее число турнов в секунду). 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). Рассчитывали дистанцию, скорость и ускорение в 3D-пространстве сле-

дующих антропометрических точек правой и левой стороны тела: вертельной, верхнеберцовой, нижнеберцовой и конечной. Анализировали время от постановки конечной антропометрической точки на опору (ленту тредбана) до возвращения ее в то же положение после одного цикла шага. Эпоха анализа составляла 4 цикла шага без стимуляции и 4 цикла во время стимуляции.

Статистическую обработку данных осуществляли с помощью Statistica 10.0. Рассчитывали среднее арифметическое ( $M$ ), ошибку среднего арифметического ( $m$ ). Для сравнения регистрируемых параметров в разных экспериментальных условиях вычисляли изменения, выраженные в процентах. Полученные данные проверяли на нормальность распределения и, в зависимости от результата, для оценки статистической значимости различий применяли однофакторный дисперсионный анализ для повторных измерений (ANOVA) с Post-hoc анализом Ньюмена–Кейлса или непараметрический критерий Манна–Уитни. Различия считали статистически значимыми при  $p < 0,05$ .

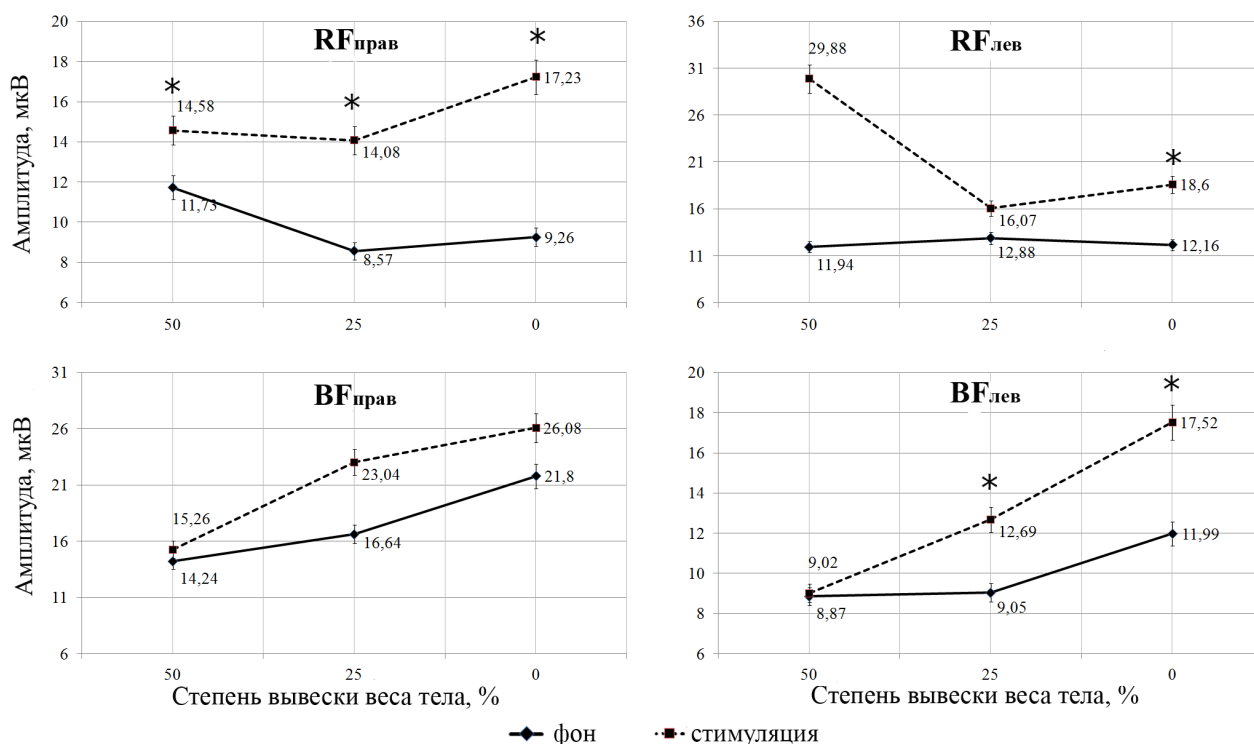
**Результаты.** Фоновые значения средней амплитуды ЭМГ при разной степени вывески веса тела несколько отличались (см. *таблицу*, с. 370). Например, в GM правой ноги при 50 %-й вывеске она составила 47,97 мкВ, при 25 %-й – 50,98 мкВ, а при нулевой (0 %) – 41,03 мкВ ( $p < 0,05$ ).

Изменения средней амплитуды ЭМГ исследуемых скелетных мышц при совместном влиянии ЧЭССМ и ТМС в сравнении с фоновыми значениями зависели от степени вывески веса тела (*рис. 2*, см с. 370). При 50 %-й вывеске наиболее значимое увеличение показателя под влиянием стимуляции наблюдалось в мышцах бедра левой и правой ноги. Так, средняя амплитуда ЭМГ RF правой ноги статистически значимо увеличилась с 11,73 до 14,58 мкВ, а прирост по этому показателю в RF левой ноги составил 150 % по отношению к фоновым значениям. Амплитуда ЭМГ мышц голени существенно не изменялась при стимуляции, отмечалась лишь тенденция к незначительному ее увеличению.

**СРЕДНЯЯ АМПЛИТУДА ЭМГ (мкВ) МЫШЦ НОГ ОБСЛЕДУЕМЫХ МУЖЧИН ( $n = 6$ ) ПРИ ДВИЖЕНИИ ПО ТРЕДБАЛУ БЕЗ СТИМУЛЯЦИИ ( $M \pm m$ )**

Мышца	Степень вывески веса тела, %		
	50	25	0
GM <sub>прав</sub>	47,97±2,21	50,98±2,74 <sup>□</sup>	41,03±1,53 <sup>*◇</sup>
TA <sub>прав</sub>	20,49±1,17	31,43±2,46	43,15±2,54 <sup>◇</sup>
BF <sub>прав</sub>	11,73±1,42	8,57±0,76	9,26±0,81
RF <sub>прав</sub>	14,24±1,61	16,64±2,18	21,80±2,98
GM <sub>лев</sub>	47,64±2,64	48,03±3,76 <sup>□</sup>	40,62±2,55 <sup>*◇</sup>
TA <sub>лев</sub>	25,58±1,75	38,04±2,76	56,40±3,93
BF <sub>лев</sub>	11,94±0,75	12,88±1,00	12,16±0,98
RF <sub>лев</sub>	8,87±1,38	9,05±0,82	11,99±1,17

*Примечание.* Установлена статистическая значимость различий параметра при разной степени вывески веса тела ( $p < 0,05$ ): □ – 50 и 25 %; ◇ – 50 и 0 %; \* – 25 и 0 %.



**Рис. 2.** Изменение средней амплитуды ЭМГ мышц ног обследуемых мужчин при совместном воздействии ЧЭССМ и ТМС в зависимости от степени вывески веса тела (\* – установлена статистическая значимость отличий от фоновых значений,  $p < 0,05$ )

Следует отметить, что в большинстве случаев в мышцах бедра, где были выявлены статистически значимые изменения средней амплитуды под воздействием стимуляции, регистрировались и существенные изменения частоты турнов ЭМГ. Так, установлен статистически значимый рост частоты турнов в условиях 50 %-й вывески веса тела: в RF правой ноги – с 10,5 до 37,02 турн/с, в RF левой ноги – с 7,76 до 41,09 турн/с. В BF зарегистрировано увеличение показателя относительно фона на 46 % для правой ноги и на 136 % для левой. Статистически значимых изменений длительности цикла шага в данных условиях выявлено не было, отмечалось лишь некоторое ее снижение в среднем по группе – с 1,52 до 1,45 с. Дистанция, скорость и ускорение антропометрических точек в таких условиях существенно не менялись, за исключением верхнеберцовой точки левой стороны тела, где установлен статистически значимый прирост дистанции на 7 %.

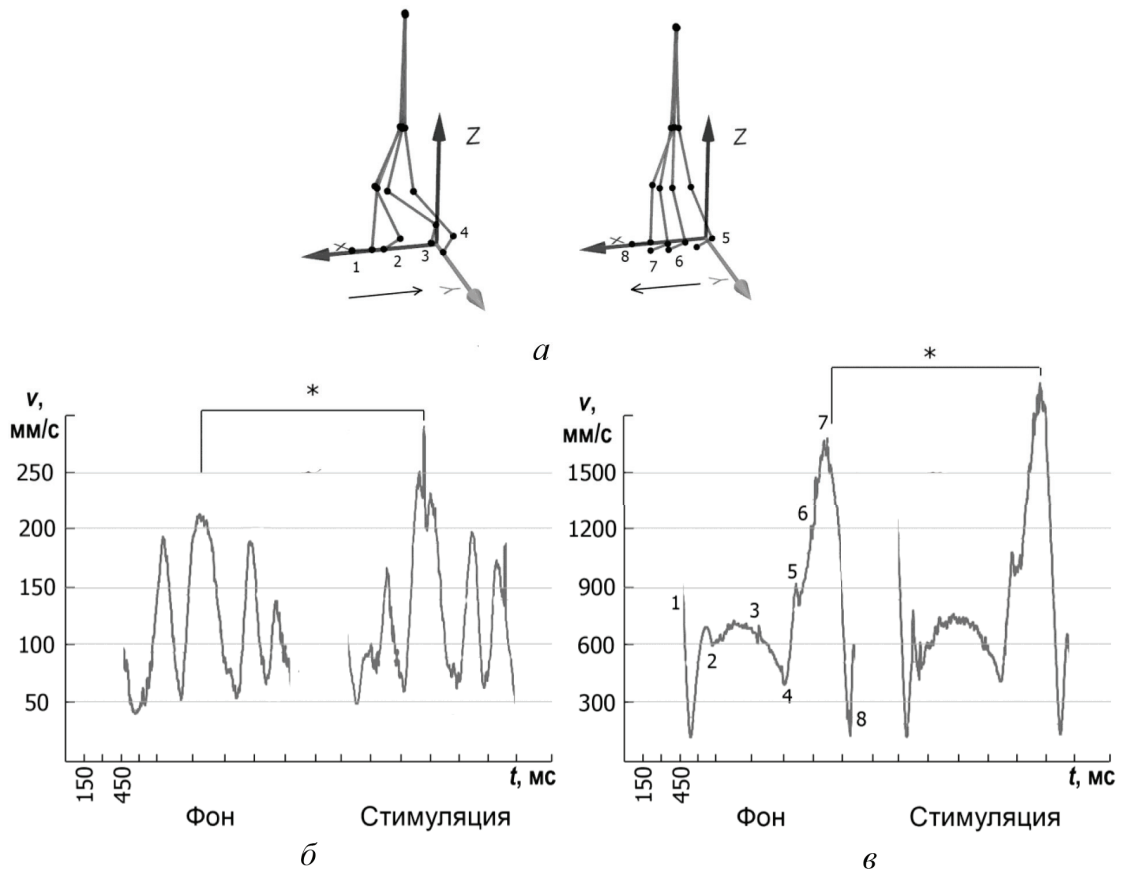
В условиях 25 %-й вывески стимуляционное воздействие приводило к статистически значимому увеличению средней амплитуды ЭМГ RF правой ноги на 47 %, BF левой ноги – на 16 %. Статистически значимый прирост по данному показателю в GM левой ноги составил 23 % по отношению к фону. В других исследуемых мышцах также отмечался незначительный прирост амплитуды ЭМГ, но не значимый. Следует отметить, что электроактивность ТА левой и правой ног демонстрировала тенденцию к незначительному снижению. Анализ средней частоты турнов ЭМГ показал, что при вывеске веса тела в 25 % частота ЭМГ существенно увеличивается в мышцах бедра, в большей степени в RF и BF правой и левой ног. Например, в RF при стимуляции наблюдался рост этого показателя на 240 и 116 % для правой и левой ног соответственно. Установлено, что направленность изменений средней амплитуды и частоты ЭМГ мышц бедра под воздействием стимуляции оставалась такой же, как и при 50 %-й вывеске, однако количественная выра-

женность при 25 %-й вывеске оказалась значительно выше. Так, изменение средней амплитуды ЭМГ RF правой ноги относительно фона при 50 %-й вывеске составило 22 %, а при 25 %-й – 62 %.

Среднегрупповая длительность цикла шага при данной вывеске незначительно снижалась в сравнении с фоновыми значениями – менее чем на 3 %. Дистанция регистрируемых антропометрических точек при стимуляции менялась незначительно, а скорость и ускорение статистически значимо повышались. Так, скорость вертельной и нижнеберцовой точек правой ноги возросла на 13 и 9 % соответственно, причем прирост скорости отмечался преимущественно при движении ноги вперед, по сагиттальной оси (рис. 3, см. с. 372).

При отсутствии вывески веса тела (0 %) электроактивность мышц бедра и голени обеих сторон тела повышалась при стимуляции относительно фоновых значений в разной степени (рис. 2): в большей мере для RF правой (на 86 %) и левой (на 53 %) ног и BF левой (на 43 %). В других исследуемых скелетных мышцах прирост был не значимым ( $p > 0,05$ ). В данных условиях (0 % вывески) частота турнов ЭМГ при совместном воздействии ЧЭССМ и ТМС статистически значимо возрастала в BF и RF обеих ног, а также в GM левой ноги. В последней статистически значимое увеличение составило с 171,77 до 186,72 турн/с. Сравнивая параметры ЭМГ при отсутствии вывески с условиями 50 и 25 %-й вывески, можно отметить более существенное повышение ЭМГ-активности мышц бедра. Так, средняя амплитуда ЭМГ BF правой ноги при вывеске 0 % под воздействием стимуляции демонстрировала больший рост в сравнении с вывеской в 50 %, но существенно меньший, чем при 25 %-й вывеске веса тела. Аналогичная картина наблюдалась и по показателю средней частоты турнов ЭМГ.

Изменения длительности шага при нулевой вывеске оказались минимальны – менее 2 % относительно фоновых данных ( $p > 0,05$ ). Статистически значимых изменений кинематиче-



**Рис. 3.** Кинематограмма шага (а) и изменение скорости перемещения вертельной (б) и нижеберцовой (в) антропометрических точек правой ноги при совместном воздействии ЧЭССМ и ТМС в условиях 25 %-й вывески веса тела. Цифрами 1–8 показаны соответствующие моменты на кинематограмме и графике изменения скорости нижеберцовой точки

ских параметров при данной вывеске веса тела выявлено не было.

**Обсуждение.** В наших экспериментах показано увеличение амплитуды и частоты ЭМГ мышц ног, преимущественно мышц бедра, под воздействием двухуровневой стимуляции, в большей степени при 25 %-й вывеске веса тела и при ее отсутствии (0 %), а оптимальным условием для увеличения скорости и ускорения движений правой и левой ног признана вывеска в 25 %, при этом длительность цикла шага остается неизменной. Срав-

нительный анализ электрической активности мышц при стимуляции в разной степени вывески веса тела показал более существенный рост ЭМГ-активности RF правой ноги при 0 %-й вывеске веса тела. Электрическая активность BF правой ноги при 0 %-й вывеске под воздействием стимуляции демонстрировала большее увеличение в сравнении с вывеской в 50 %, но была существенно меньше, чем при 25 %-й вывеске веса тела. Выявленная закономерность прослеживалась и по средней частоте турнов ЭМГ.

Такая модификация моторного выхода при выполнении произвольных локомоций на фоне применяемой стимуляции, вероятно, в значительной мере зависит от мощности афферентного потока от рецепторов опорно-двигательного аппарата. Известно, что афферентация от опорной поверхности стоп играет важную роль в организации тонической мышечной активности [8, 9]. В экспериментах на здоровых испытуемых установлено, что механическая стимуляция опорных зон стоп способна не только индуцировать тоническую мышечную активность, но и вызывать ритмические электромиографические паттерны мышц ног, причем ведущее значение в организации позного обеспечения локомоторных движений отводится опорной афферентации [10]. Изложенные в литературе сведения указывают на необходимость афферентации от опорно-двигательного аппарата для поддержания определенного уровня возбудимости спинальных нейрональных сетей, создающего, по-видимому, оптимальные условия для инициации работы генератора шагательных движений. При 50 %-й вывеске веса тела аф-

ферентация от рецепторов подошвенной поверхности стоп минимальна в сравнении с другими рассматриваемыми условиями вывески и, вероятно, вносит незначительный вклад в генерацию шагательного ЭМГ-паттерна. По мере увеличения нагрузки на опорно-двигательный аппарат (снижение степени вывески веса тела) возрастает афферентный поток от проприорецепторов, что отражается на координационной структуре локомоций и биоэлектрической активности скелетных мышц.

Полученные в работе сведения об изменениях биоэлектрической активности скелетных мышц и координационной структуры локомоций под влиянием совместной стимуляции спинного и головного мозга при разной степени вывески веса тела вносят определенный вклад в понимание механизмов регуляции произвольной мышечной активности в условиях различной афферентации от рецепторов опорно-двигательного аппарата. Результаты исследования также могут быть использованы при разработке новых подходов к реабилитации двигательных функций после повреждений спинного мозга.

## Список литературы

1. Barker A.T., Freeston I.L., Jalinous R., Jarratt J.A. Motor Responses to Non-Invasive Brain Stimulation in Clinical Practice // EEG Clin. Neurophysiol. 1985. Vol. 61, № 3. P. S70.
2. Никитин С.С., Куренков А.Л. Магнитная стимуляция в диагностике и лечении болезней нервной системы: рук. для врачей. М.: САШКО, 2003. 378 с.
3. Гурфинкель В.С., Левик Ю.С., Казенников О.В., Селионов В.А. Существует ли генератор шагательных движений у человека? // Физиология человека. 1998. Т. 24, № 3. С. 42–50.
4. Городничев Р.М., Пивоварова Е.А., Пухов А., Моисеев С.А., Савохин А.А., Мошонкина Т.Р., Щербакова Н.А., Климиник В.А., Селионов В.А., Козловская И.Б., Эджерстон Р., Герасименко Ю.П. Чрезкожная электрическая стимуляция спинного мозга: неинвазивный способ активации генераторов шагательных движений у человека // Физиология человека. 2012. Т. 38, № 2. С. 46–56.
5. Городничев Р.М., Моисеев С.А., Пухов А.М., Пивоварова Е.А., Иванов С.М., Маркевич В.В., Рощина Л.В. Стимуляционные воздействия на ЦНС как средство изменения координационной структуры локомоторных движений // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте: материалы V Всерос. с междунар. участием науч.-практ. конф., 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, 2017. С. 23–29.
6. McCrea D.A., Rybak I.A. Organization of Mammalian Locomotor Rhythm and Pattern Generation // Brain Res. Rev. 2008. Vol. 57, № 1. P. 134–146.
7. Gerasimenko Y., Kozlovskaya I., Edgerton V.R. Sensorimotor Regulation of Movements: Novel Strategies for the Recovery of Mobility // Физиология человека. 2016. Т. 42, № 1. С. 106–117.

8. Григорьев А.И., Козловская И.Б., Шенкман Б.С. Роль опорной афферентации в организации тонической мышечной системы // Рос. физиол. журн. им. И.М. Сеченова. 2004. Т. 90, № 5. С. 508–521.

9. Грибанов А.В., Шерстенникова А.К. Физиологические механизмы регуляции постурального баланса человека (обзор) // Вестн. Сев. (Арктич.) федер. ун-та. Сер.: Мед.-биол. науки. 2013. № 4. С. 20–29.

10. Томиловская Е.С., Мошонкина Т.Р., Городничев Р.М., Шигуева Т.А., Закирова А.З., Пивоварова Е.А., Савохин А.А., Селионов В.А., Семенов Ю.С., Бревнов В.В., Китов В.В., Герасименко Ю.П., Козловская И.Б. Механическая стимуляция опорных зон стоп: неинвазивный способ активации генераторов шагательных движений у человека // Физиология человека. 2013. Т. 39, № 5. С. 34–41.

## References

1. Barker A.T., Freeston I.L., Jalinous R., Jarratt J.A. Motor Responses to Non-Invasive Brain Stimulation in Clinical Practice. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 1985, vol. 61, no. 3, p. S70.

2. Nikitin S.S., Kurenkov A.L. *Magnitnaya stimulyatsiya v diagnostike i lechenii bolezney nervnoy sistemy: ruk. dlya vrachev* [Magnetic Stimulation in Diagnosis and Treatment of Neurological Disorders]. Moscow, 2003. 378 p.

3. Gurfinkel' B.C., Levik Yu.S., Kazennikov O.V., Selionov V.A. Sushchestvuet li generator shagatel'nykh dvizheniy u cheloveka? [Is There a Generator of Walking Movements in Humans?]. *Fiziologiya cheloveka*, 1998, vol. 24, no. 3, pp. 42–50.

4. Gorodnichev R.M., Pivovarova E.A., Pukhov A., Moiseev S.A., Savokhin A.A., Moshonkina T.R., Shcherbakova N.A., Kilimnik V.A., Selionov V.A., Kozlovskaya I.B., Edzherton R., Gerasimenko Yu.P. Transcutaneous Electrical Stimulation of the Spinal Cord: A Noninvasive Tool for the Activation of Stepping Pattern Generators in Humans. *Hum. Physiol.*, 2012, vol. 38, no. 2, pp. 158–167.

5. Gorodnichev R.M., Moiseev S.A., Pukhov A.M., Pivovarova E.A., Ivanov S.M., Markevich V.V., Roshchina L.V. Stimulyatsionnye vozdeystviya na TsNS kak sredstvo izmeneniya koordinatsionnoy struktury lokomotornykh dvizheniy [Stimulation of the Central Nervous System as a Means of Changing the Coordination Structure of Locomotions]. Furaev A.N. (ed.). *Biomekhanika dvigatel'nykh deystviy i biomekhanicheskiy kontrol' v sporte* [Biomechanics of Motor Actions and Biomechanical Control in Sports]. Moscow, 2017, pp. 23–29.

6. McCrea D.A., Rybak I.A. Organization of Mammalian Locomotor Rhythm and Pattern Generation. *Brain Res. Rev.*, 2008, vol. 57, no. 1, pp. 134–146.

7. Gerasimenko Y., Kozlovskaya I., Edgerton V.R. Sensorimotor Regulation of Movements: Novel Strategies for the Recovery of Mobility. *Fiziologiya cheloveka*, 2016, vol. 42, no. 1, pp. 106–117.

8. Grigor'ev A.I., Kozlovskaya I.B., Shenkman B.C. Rol' opornoj afferentatsii v organizatsii tonicheskoy myshechnoy sistemy [The Role of Support Afferentation in the Organization of the Tonic Muscular System]. *Rossiyskiy fiziologicheskij zhurnal im. I.M. Sechenova*, 2004, vol. 90, no. 5, pp. 508–521.

9. Griбанов А.В., Шерстенникова А.К. Физиологические механизмы регуляции постурального баланса человека (обзор) [Physiological Mechanisms of Human Postural Balance Regulation (Review)]. *Vestnik Severnogo (Arkticheskogo) federal'nogo universiteta. Ser.: Mediko-biologicheskie nauki*, 2013, no. 4, pp. 20–29.

10. Tomilovskaya E.S., Moshonkina T.R., Gorodnichev R.M., Shigueva T.A., Zakirova A.Z., Pivovarova E.A., Savohin A.A., Selionov V.A., Semenov Yu.S., Brevnov V.V., Kitov V.V., Gerasimenko Yu.P., Kozlovskaya I.B. Mechanical Stimulation of the Support Zones of Soles: The Method of Noninvasive Activation of the Stepping Movement Generators in Humans. *Hum. Physiol.*, 2013, vol. 39, no. 5, pp. 480–485.



*Sergey A. Moiseev\**, *Aleksandr M. Pukhov\**, *Sergey M. Ivanov\**, *Elena A. Pivovarova\**,  
*Valeriya V. Markevich\**, *Ruslan M. Gorodnichev\**

\*Velikiye Luki State Academy of Physical Education and Sports  
(Velikie Luki, Russian Federation)

### THE EFFECT OF TWO-LEVEL NON-INVASIVE CNS STIMULATION ON THE REGULATION OF HUMAN LOCOMOTION AT VARIOUS VALUES OF SUPPORT AFFERENTATION

One of the important issues of physiology is finding the means of controlling the coordination structure of voluntary movements. Alongside with traditional control methods, non-traditional ones are used, such as stimulation of various structures of the nervous system. This paper aimed to study the regulation mechanisms of voluntary locomotor movements under spinal cord and motor cortex stimulation at various afferentation values. It was assumed that the effect of simultaneous two-level central nervous system stimulation on the motor output depends on the degree of body weight support (BWS). The study involved six male subjects aged 19–23 years. Kinematic and electromyographic parameters of voluntary locomotions were recorded under transcutaneous electrical spinal cord stimulation at T11-T12 vertebrae and transcranial magnetic stimulation of the motor cortex at various degrees of BWS (50 %, 25 % and 0 %). We found a statistically significant increase in amplitude and frequency of thigh muscles electromyogram turns during two-level stimulation, compared to baseline. An increase in speed and acceleration of anthropometric points of body segments was detected, with simultaneous reduction in step phase duration. A more significant increase in amplitude and frequency of thigh muscles turns was observed at 25 % and 0 % BWS. The greatest increase in speed and acceleration of step movements was also revealed at 25 % BWS. Thus, motor output modification during voluntary locomotions under simultaneous spinal cord and motor cortex stimulation depends on the values of support afferentation.

**Keywords:** *electromyography, 3D video analysis, locomotion, coordination structure of locomotions, electrical spinal cord stimulation, electromagnetic brain stimulation, support afferentation.*

Поступила 15.05.2018

Received 15 May 2018

---

**Corresponding author:** Sergey Moiseev, address: pl. Yubileynaya 4, Velikie Luki, 182105, Pskovskaya obl., Russian Federation; e-mail: sergey\_moiseev@vlgafc.ru

**For citation:** Moiseev S.A., Pukhov A.M., Ivanov S.M., Pivovarova E.A., Markevich V.V., Gorodnichev R.M. The Effect of Two-Level Non-Invasive CNS Stimulation on the Regulation of Human Locomotion at Various Values of Support Afferentation. *Journal of Medical and Biological Research*, 2018, vol. 6, no. 4, pp. 367–375. DOI: 10.17238/issn2542-1298.2018.6.4.367