

УДК 612.83

ОСОБЕННОСТИ ВЫЗВАННЫХ МЫШЕЧНЫХ ОТВЕТОВ И КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СКОРОСТНЫХ ЛОКОМОТОРНЫХ ДВИЖЕНИЙ ПРИ ЧРЕСКОЖНОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ РАЗНЫХ ЗОН СПИННОГО МОЗГА

© 2022 г. М. Г. Барканов¹, *, Р. М. Городничев¹

¹ФГБОУ ВО Великолукская государственная академия физической культуры,
Великие Луки, Россия

*E-mail: barckanov.max@yandex.ru

Поступила в редакцию 29.09.2021 г.

После доработки 29.12.2021 г.

Принята к публикации 18.03.2022 г.

В статье описаны результаты исследований по изучению возможности избирательно воздействовать на моторные пулы флексорных и экстензорных мышц нижних конечностей и управлять координационной структурой бегового шага. В первой части экспериментов выявлено, что наименьший порог активации экстензорных мышц наблюдался преимущественно при стимуляции спинного мозга на уровне L1-L2 со смещением в сторону от средней линии позвоночника на 5 мм, а у флексорных мышц в области T11-T12 со смещением в сторону от средней линии позвоночника на 5 мм. Во второй серии исследований изучалось влияние ритмической электрической стимуляции копчикового сплетения на параметры моторных ответов мышц бедра и голени, вызываемых однократной электрической стимуляцией спинного мозга на уровне T11-T12. 10-секундная стимуляция копчикового сплетения изменяла возбудимость моторных пулов исследуемых мышц, что проявлялось в амплитуде вызванных моторных ответов. Возбудимость моторных пулов *m. rectus femoris (RF)* и *m. tibialis anterior (TA)* возросла, а возбудимость пулов *m. biceps femoris (BF)* и *m. gastrocnemius (GM)*, напротив, снизилась. Сведения о локализации стимуляционного воздействия на разные участки спинного мозга, характеризующиеся наименьшим порогом активации мышц нижних конечностей, использовались при изучении влияния избирательной и мультисегментарной стимуляции на координационную структуру бегового шага. При электрической стимуляции копчикового сплетения повышалась скорость выполнения шага, уменьшалась длительность нахождения ноги на опоре, увеличивалась электромиографическая (ЭМГ) активность в фазе опоры у *BF* на 15.9% ($p < 0.05$) и у *GM* 16.6% ($p < 0.05$). Длительность бегового шага оставалась неизменной, кроме периода опоры. Мультисегментарная стимуляция (T11-T12 – во время переноса, L1-L2 – во время опоры) повышала ЭМГ-активность в экстензорных мышцах *m. vastus lateralis (VL)* и *GM* в период опоры на 59.6 и 77.2%, соответственно ($p < 0.05$). Активация флексорных моторных пулов во время переноса увеличивала активность флексорных мышц *BF* и *TA*. Воздействие мультисегментарной стимуляции (T11-T12 – во время переноса, L1-L2 – во время опоры и ритмической электрической стимуляции копчикового сплетения) увеличивало дистанцию, пройденную антропометрическими точками в фазе шага, а также повышало скорость перемещения верхнеберцовой, нижеберцовой и конечной антропометрических точек во время переноса конечности. В фазе опускания и периоде опоры увеличивалась ЭМГ-активность *m. tibialis anterior* и *m. biceps femoris*.

Ключевые слова: чрескожная электрическая стимуляция спинного мозга, мотонейронные пулы, копчиковое сплетение, мультисегментарная стимуляция, беговой шаг, вызванные мышечные ответы.

DOI: 10.31857/S0131164622040038

Экспериментальными исследованиями выявлено наличие у человека генератора шагательных движений – нейронные сети интернейронов спинного мозга, локализованных в шейном и поясничном утолщениях, которым принадлежит важная роль в регуляции локомоторных движений [1, 2]. В связи с этим возник естественный интерес к поискам методов, с помощью которых

можно было бы целенаправленно активировать спинальные нейронные локомоторные сети, а, следовательно, и управлять двигательными функциями человека [3, 4]. В экспериментах, проведенных в этом направлении, установлена возможность инициировать произвольные шагательные движения посредством чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ) у

здоровых испытуемых в условиях внешней поддержки ног [5]. Такой метод предусматривает стимуляцию спинного мозга электрическими импульсами, моделируемыми высокочастотной стимуляцией, составляющей 10 кГц, что обеспечивает относительно безболезненное воздействие на спинной мозг. В первых исследованиях с использованием данного метода электрические стимулы наносились на спинной мозг в области T11-T12 позвонков.

Большинство последних работ, в которых применялся метод ЧЭССМ, направлено на изучение: характера рекрутирования проксимальных и дистальных мышц нижних конечностей, иннервируемых разными сегментами спинного мозга, в зависимости от параметров пространственно-временных стимуляционных воздействий [6]; возможностей управления фазами шагательного цикла с помощью ЧЭССМ, избирательно воздействующей на флексорные и экстензорные мотонейронные пулы во время произвольной ходьбы [7]. При этом обсуждались возможные механизмы, обеспечивающие адресное воздействие ЧЭССМ на спинальные локомоторные структуры. Следует отметить, что в работах по исследованию влияния ЧЭССМ на активность спинальных нейронных локомоторных сетей в процессе реализации естественных двигательных действий, эксперименты проводились на испытуемых, выполняющих обычную произвольную ходьбу в удобном для них темпе. Такая двигательная модель характеризуется несложной координацией движений и незначительными по величине усилиями мышц.

В связи с этим цель исследования состояла в выяснении возможностей применения селективной и мультисегментарной чрескожной электрической стимуляции различных отделов спинного мозга для регуляции активности спинальных нейронных сетей и моторных пулов нижних конечностей человека при выполнении скоростных локомоторных движений.

В результате экспериментов планировалось: 1) уточнить локализацию зон спинного мозга, оказывающих избирательное воздействие на активацию моторных пулов флексоров и экстензоров нижних конечностей; 2) изучить влияние ЧЭССМ в области копчикового сплетения на вызванные моторные ответы (ВМО) мышц нижних конечностей; 3) определить, как изменяется координационная структура бегового шага под воздействием селективной и мультисегментарной ЧЭССМ.

Такие знания необходимы для разработки новой стратегии целенаправленной регуляции активности нейронных сетей спинного мозга в условиях реализации скоростных локомоторных движений, характеризующихся сложной коорди-

нацией и проявлением больших мышечных усилий.

МЕТОДИКА

В первой части исследований изучали возможность селективной активации моторных пулов флексоров и экстензоров бедра и голени. У 12 здоровых испытуемых мужского пола в возрасте от 18 до 23 лет регистрировали ВМО при однократной электрической стимуляции различных участков спинного мозга. Средняя длина тела составляла 175 ± 4.6 см, средняя масса тела 74 ± 5.1 кг. Испытуемых располагали на кушетке лицом вниз. Им давали устные стандартные инструкции, призывающие лежать спокойно и расслабить мышцы нижних конечностей. Под голени испытуемых подкладывали валик с целью создания условий для расслабления исследуемых мышц. Мышцы испытуемых были расслаблены на протяжении всего эксперимента, средняя амплитуда их электроактивности не превышала 10 мкВ.

Регистрацию ВМО осуществляли с помощью электронейромиографа “Нейро МВП-8” (ООО “Нейрософт”, Россия). Твердый, посеребренный активный наконечник стимулирующий электрод площадью 25 мм^2 располагали поочередно в 6 точках, по средней линии и удаленно на 5 мм вправо от средней линии позвоночника до края электрода, в области позвонков T11-T12, T12-L1, L1-L2 между их остистыми отростками. Для осуществления контакта использовали контактный гель “Унигель”. Стимулирующий импульс имел прямоугольную форму, длительность 1 мс. С целью предотвращения следовых эффектов воздействия стимуляции пауза между импульсами составляла не менее 15 с. Индифферентные наконечники электроды из токопроводящей резины размером 5×9 см располагали на гребнях подвздошных костей (рис. 1).

ВМО регистрировали при последовательной стимуляции спинного мозга на уровнях T11-T12, T12-L1 и L1-L2 в следующих экспериментальных условиях: по средней линии позвоночника с подключенными двумя индифферентными электродами; со смещением вправо на 5 мм от средней линии позвоночника и локализацией индифферентного электрода на правом гребне подвздошной кости.

При всех условиях стимуляции ответы регистрировали с мышц экстензоров *vastus lateralis* (VL), *gastrocnemius medialis* (GM) и флексоров *biceps femoris* (BF), *tibialis anterior* (TA) правой ноги.

Во второй серии исследования изучали влияние 10-секундной ЧЭССМ в области копчикового сплетения (Co1-Co2) на ВМО мышц нижних конечностей, вызываемых одиночной ЧЭССМ на уровне T11-T12. ВМО с мышц левой ноги (RF,

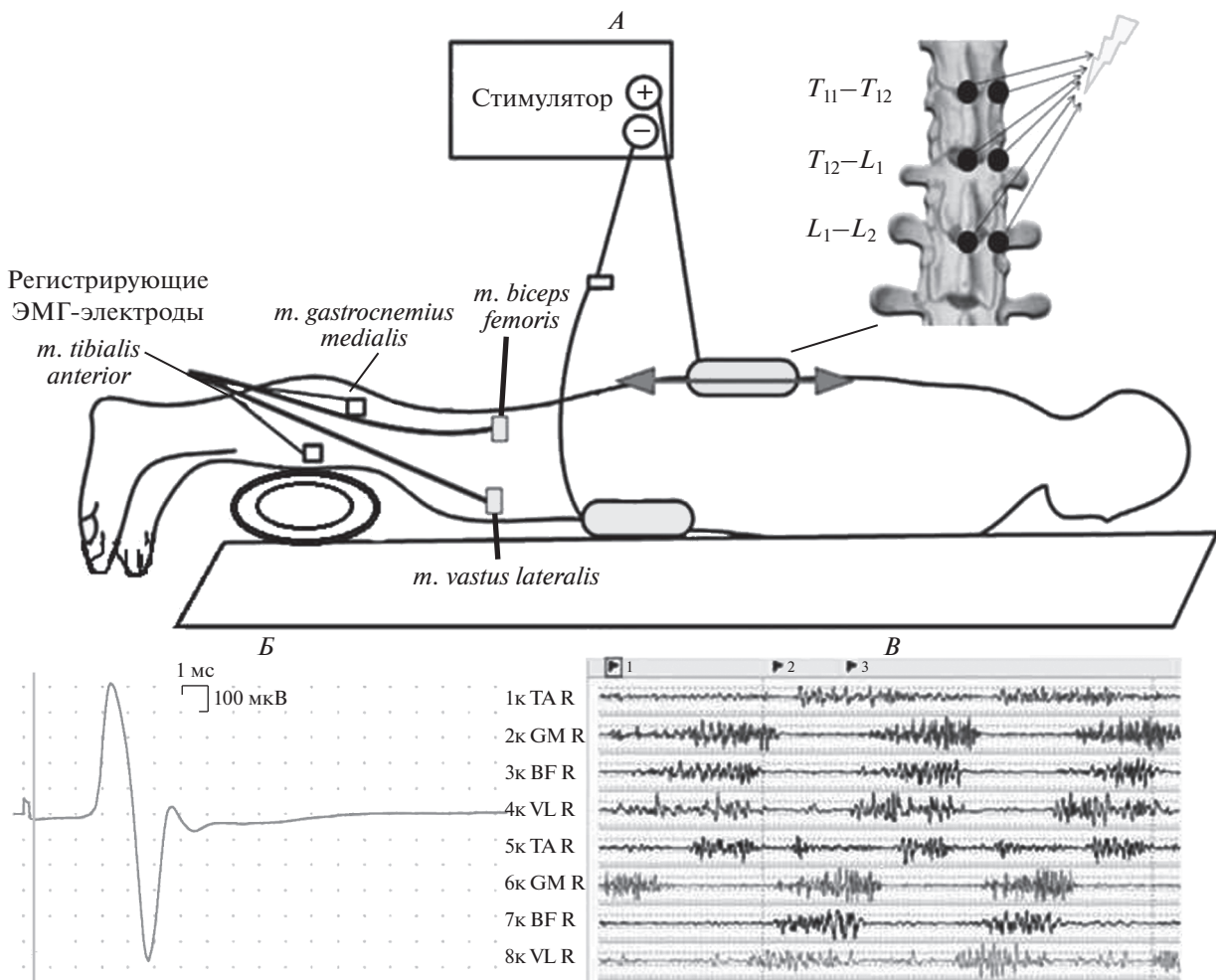


Рис. 1. Схема эксперимента и образцы оригинальных записей ЭМГ-активности мышц нижних конечностей. *А* – общий вид эксперимента. *Б* – образец записи вызванного мышечного ответа. *В* – оригинальные записи ЭМГ-активности при проталкивании пассивного тредбана с максимальной скоростью.

BF, *TA*, *GM*) регистрировались у 10 здоровых испытуемых мужского пола в возрасте от 18 до 23 лет до и после стимуляции.

В третьей серии эксперимента изучали влияние чрескожной электрической стимуляции различных уровней спинного мозга на координационную структуру скоростных локомоторных движений. При описании координационной структуры мы исходили из определения “Ограничение избыточных степеней свободы осуществляется неслучайным образом, поскольку координациям присуща определенная структура координационная структура, которая характеризуется определенными силовыми и пространственно-временными параметрами, а также порядком выполнения движений, организованных в серию” [8]. Мы определяли изменения кинематических и ЭМГ-параметров, их взаимоотношения в процессе проталкивания ленты тредбана. 9 здоровых спортсменов-легкоатлетов мужского пола в воз-

расте от 18 до 23 лет осуществляли проталкивание пассивной ленты тредбана (*Cosmos Saturn*, Германия) в течение 10 с с максимально возможной скоростью держась за поручни беговой дорожки. Каждый испытуемый выполнял двигательное задание в пяти условиях: без электрической стимуляции (фон 1); с ритмической электрической стимуляцией копчикового сплетения (*Co1-Co2*); без электрической стимуляции (фон 2); с мультисегментарной электрической стимуляцией спинного мозга в различные периоды движения (*T11-T12 + L1-L2*); с мультисегментарной электрической стимуляцией спинного мозга в различные периоды движения совместно с ритмической электрической стимуляцией копчикового сплетения (*T11-T12 + L1-L2 + Co1-Co2*). Запись “фон 2” была выполнена для дальнейшего ее анализа со стимуляцией “*T11-T12 + L1-L2*” и “*T11-T12 + L1-L2 + Co1-Co2*”. Каждое последующее экспериментальное условие выполняли после полного вос-

становления испытуемого, определяемого по снижению частоты сердечных сокращений (ЧСС) до уровня 120–130 уд./мин.

ЧЭССМ осуществляли с помощью пятиканального стимулятора БиоСтим-5 (ООО Косима, Россия). Активные электроды располагали в накожной проекции T_{11} - T_{12} и L_1 - L_2 позвонков, между остистыми отростками удаленно от средней линии на 5 мм. Активный электрод в накожной проекции Co_1 - Co_2 располагали по средней линии. Стимуляцию на уровне T_{11} - T_{12} наносили в период переноса, а во время опоры ноги стимулировали область L_1 - L_2 . Индифферентные электроды располагали симметрично на гребнях подвздошных костей. Силу электрической стимуляции подбирали индивидуально для каждого испытуемого, чтобы не вызывала болевых ощущений. Параметры стимуляции: импульсы прямоугольной формы, частота следования импульсов – 30 Гц, длительность импульсов – 0,5 мс, прямоугольные импульсы заполнялись несущей частотой 10 кГц для предотвращения болевых ощущений.

Для осуществления избирательного воздействия на различные уровни спинного мозга в определенные фазы бегового шага использовали систему детектирования, позволяющую определять граничные моменты бегового шага с помощью датчиков (цифровой акселерометр и гироскоп *LSM6DSL*, производства *STMicroelectronics*, Швейцария), предназначенного для регистрации линейного ускорения и угловой скорости. Момент начала разгибания бедра являлся началом для активации экстензорных моторных пулов (L_1 - L_2) (период опоры), при сгибании бедра завершалась стимуляция экстензорных пулов и начиналась активация флексорных моторных пулов (T_{11} - T_{12}) (период переноса). Переключение режимов стимуляции происходило в автоматическом режиме. Точность попадания стимуляции в периоды бегового шага определяли по синхронизированным записям электромиограммы и 3D-видеоанализа.

Биоэлектрическую активность мышц нижних конечностей *VL*, *BF*, *GM*, *TA* регистрировали биполярными поверхностными электродами посредством 16-канального электронейромиографа *ME-6000* (Финляндия) (рис. 1). Регистрация ЭМГ была синхронизирована с системой видеозахвата движений. Обработку полученных данных проводили в программе “*MegaWin*”. При ЧЭССМ ЭМГ зашумлена артефактами стимуляции. Все данные ЭМГ фильтровали с помощью оригинального программного обеспечения. Принцип работы фильтра состоит в поиске паттерна, характерного для артефакта стимуляции, и замене фрагмента ЭМГ, содержащего наводку, на динамическое среднее.

Для регистрации кинематических характеристик движений нижних конечностей, использо-

вали систему 3D-видеозахвата движений “*Qualisys*” (Швеция). Во время бега регистрировали кинематические параметры. Рассчитывали амплитуды движений в тазобедренном (Тзб), коленном (Клн) и голеностопном (Глн) суставах, дистанцию, скорость антропометрических точек правой стороны тела в 3D пространстве: вертельной (Врт), верхнеберцовой (Вбц), нижнеберцовой (Нбц) и конечной (Кнч) (над большим пальцем ноги). Дистанцию определяли как сумму линейных перемещений антропометрических точек, а скорость – среднее значение их линейных скоростей в моменты времени. Расстояние, преодолеваемое спортсменами за 10 с, определяли по перемещению ленты тредбана.

Для анализа беговой шаг был разделен на период переноса – с момента отрыва ноги от места опоры до момента постановки ноги на опору и период опоры – с момента постановки ноги на место опоры до момента отрыва ноги от опоры. Для детального анализа период переноса разделялся на фазу маха – с момента отрыва стопы от опоры до момента достижения Вбц наивысшей точки, фазу опускания – от момента достижения Вбц наивысшей точки до момента постановки стопы на место опоры.

Статистическую обработку данных осуществляли с помощью программы *Statistica 10*. Достоверность различий при различных видах стимуляции определяли с помощью однофакторного дисперсионного анализа для повторных измерений (*ANOVA*). При $p < 0.05$ различия считали статистически значимыми.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Результаты анализа порогов генерации ВМО мышц бедра и голени, зарегистрированных в первой части исследования, позволили установить локализацию участков спинного мозга, стимуляция которых вызывала преимущественную активацию моторных пулов флексоров или экстензоров нижних конечностей. Более низкие пороги ВМО мышц при электрическом воздействии на определенные зоны спинного мозга расценивались как указание на то, что стимуляция именно этих зон вызывала преимущественную активацию флексорных или экстензорных моторных пулов.

Первыми при ЧЭССМ изучаемых областей спинного мозга преимущественно активировались мышцы бедра *VL* и *BF*, а затем мышцы голени *TA* и *GM*. Пороги ВМО мышц голени были ниже при стимуляции на уровне L_1 - L_2 , а выше – в области T_{11} - T_{12} (табл. 1).

Для вызова порогового ответа *GM* при расположении электрода по средней линии требовалась меньшая сила, чем в условии смещения

Таблица 1. Среднегрупповые значения порога активации ВМО правой ноги при ЧЭССМ на разных уровнях, мА ($M \pm m$)

Уровни	Мышцы	Правая нога	
		(СР Л)	(+5 мм)
T11-T12	<i>VL</i>	49.4 ± 4.1	40 ± 2.6
	<i>BF</i>	63 ± 7.3	61.2 ± 6
	<i>TA</i>	78.2 ± 3.2	73.7 ± 5.9
	<i>GM</i>	79.5 ± 7.5	71 ± 7.9
T12-L1	<i>VL</i>	43 ± 3.8	39.4 ± 4.2
	<i>BF</i>	64.8 ± 6.4	64.8 ± 6.4
	<i>TA</i>	78.6 ± 4.1	73.6 ± 5.9
	<i>GM</i>	73.4 ± 6.7	66.3 ± 6.3
L1-L2	<i>VL</i>	48.8 ± 4.3	37.25 ± 5.2
	<i>BF</i>	71.6 ± 9.3	71 ± 10.1
	<i>TA</i>	66.8 ± 5.1	62.9 ± 7.0
	<i>GM</i>	62 ± 8.5	64.3 ± 8.4

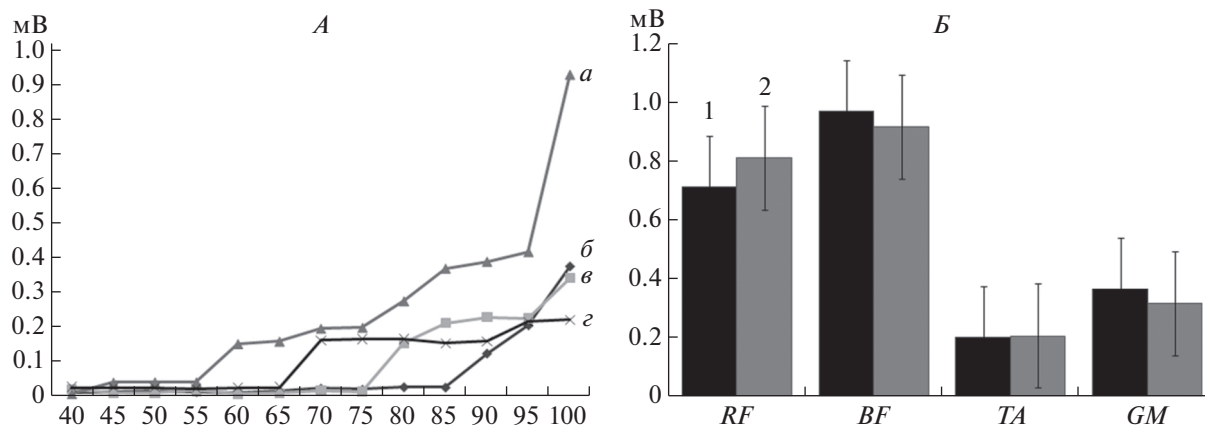
Примечание: ВМО – вызванные моторные ответы. ЧЭССМ – чрескожная электрическая стимуляция спинного мозга. Полужирным шрифтом выделены достоверно различающиеся значения параметров относительно величин, регистрируемых при стимуляции спинного мозга по средней линии. (СР Л) – ответы при стимуляции по средней линии позвоночника с подключенными двумя индифферентными электродами; (+5 мм) – ответы при стимуляции со смещением вправо на 5 мм от средней линии позвоночника и локализацией индифферентного электрода на правом гребне подвздошной кости.

электрода вправо на 5 мм. У *BF*, *VL* и *TA* наименьший порог наблюдался при смещении стимуляционного электрода вправо на 5 мм.

Во второй части исследований изучалось влияние ЧЭССМ в области копчикового сплетения на амплитуду ВМО мышц бедра и голени, вызываемых однократной стимуляцией спинного мозга в области T11-T12. До проведения ЧЭССМ, регистрировалась кривая зависимости амплитуды ВМО мышц нижних конечностей от силы одно-

кратного электрического стимула. Выявлено, что первые ВМО появлялись в дистальных мышцах (*GM*, *TA*), а затем – в проксимальных (*RF*, *BF*) (рис. 2).

Под воздействием ЧЭССМ амплитуда ВМО *RF* повысилась на 13.8%, а у *BF* снизилась на 5.6%. У мышц голени, проявлялась такая же закономерность. Амплитуда ВМО *TA* возросла на 5%, у *GM* снизилась на 13.7% (рис. 2). Следовательно, ЧЭССМ копчикового сплетения оказывает влия-

**Рис. 2.** Параметры вызванных моторных ответов (ВМО) до и после 10 с чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ) в области Co1-Co2.

A – кривая зависимости амплитуды моторного ответа мышц нижних конечностей от силы стимула, наносившегося в область поясничного сплетения. По оси абсцисс – сила стимула (мА), по оси ординат – амплитуда ВМО (мВ). *a* – *TA*, *b* – *RF*, *v* – *BF*, *z* – *GM*; *B* – амплитуда ВМО до (1) и после (2) 10 с ЧЭССМ в области Co1-Co2.

ние на состояние моторных пулов исследуемых мышц.

В третьей части экспериментов исследовалась возможность регуляции скоростных локомоторных движений посредством селективной и мультисегментарной ЧЭССМ. Регуляция оценивалась по изменениям кинематических и ЭМГ-параметров. Активные стимулирующие электроды располагались в соответствии с полученными нами данными о локализации зон спинного мозга, характеризующихся наименьшим порогом активации исследуемых мышц нижних конечностей.

Во время проталкивания пассивной беговой дорожки без ЧЭССМ кинематические (рис. 3) и ЭМГ-параметры (рис. 4) имели следующие характеристики. Средняя длительность бегового шага составляла 0.51 с, из которых мах — 0.12 ± 0.002 с, опускание — 0.20 ± 0.003 с и опора — 0.19 ± 0.02 с. Дистанция, пройденная антропометрическими точками во время маха составляла: Врт — 0.15 ± 0.004 м; Вбц — 0.39 ± 0.009 м; Нбц — 0.45 ± 0.01 м; Кнч — 0.52 ± 0.01 м. В фазе опускания дистанция была практически в два раза больше чем в фазе маха (Врт — 0.27 ± 0.008 м; Вбц — 0.64 ± 0.01 м; Нбц — 0.83 ± 0.02 м; Кнч — 0.99 ± 0.02 м). В опорном периоде дистанция Врт составляла 0.23 ± 0.009 м, Вбц — 0.61 ± 0.006 м, Нбц — 0.72 ± 0.007 м, Кнч — 0.73 ± 0.008 м. Средняя амплитуда движений в тазобедренном суставе в периоде опоры (разгибание) составляла 51.93 ± 0.70 угл. град в фазе маха — 28.83 ± 1.24 угл. град, а в фазе опускания — 43.98 ± 0.98 угл. град. В коленном суставе амплитуда разгибания в периоде опоры — 40.74 ± 0.66 угл. град в фазе маха — 75.96 ± 1.24 угл. град, а в фазе опускания — 59.10 ± 1.40 угл. град. В голеностопном суставе эти показатели составляли 53.29 ± 0.58 угл. град (опора), 21.32 ± 0.85 угл. град (мах), 23.36 ± 0.88 угл. град (опускание). Среднее значение скорости перемещения Вбц находилось в диапазоне от 3.08 до 3.26 м/с в различные фазы движения. Средняя скорость перемещения Нбц и Кнч в фазе маха, опускания и периоде опоры составляла 3.8 ± 0.06 , 4 ± 0.06 , 3.7 ± 0.05 и 4.3 ± 0.06 , 4.8 ± 0.08 , 3.8 ± 0.05 м/с соответственно.

Средняя амплитуда биопотенциалов мышц голени *GM* и *TA* в фазе маха составила 44.45 ± 2.43 и 157 ± 8.22 мкВ, соответственно. В фазе опускания достигала 75.12 ± 4.70 и 120.67 ± 6.80 мкВ, а в периоде опоры — 185.96 ± 14.76 и 83.34 ± 5.53 мкВ для *GM* и *TA*. Зарегистрированная ЭМГ-активность *VL* в фазе маха равнялась 38.83 ± 0.89 мкВ, в фазе опускания — 121.11 ± 7.25 мкВ, в периоде опоры — 147.57 ± 6.98 мкВ. У *BF* средняя амплитуда биопотенциалов составила 72.53 ± 3.18 , 194.17 ± 14.59 , 142.55 ± 7.90 мкВ в фазах маха, опускания и периоде опоры, соответственно.

При анализе воздействия ЧЭССМ в области копчикового сплетения выявлено незначительное увеличение преодолеваемого спортсменами расстояния на 0.81 м, что в сравнении с бегом без электрического воздействия составляло 2.3% ($p > 0.05$). Время нахождения спортсмена в опорном периоде снизилось на 2.4% по отношению к бегу без стимуляции. Наблюдалось повышение амплитуды движений в фазе маха в тазобедренном коленном и голеностопном суставах на 12.75 ($p < 0.05$), 5.33, 1.81%, соответственно. В периоде опоры уменьшилась амплитуда движений в тазобедренном суставе на 1.7%. Увеличилась дистанция, пройденная Нбц в фазе маха на 7.3% ($p < 0.05$) по сравнению с бегом без стимуляции и несущественно уменьшилась дистанция в периоде опоры. Увеличилась скорость движения Нбц в фазе маха на 6.8%, в фазе опускания — на 3.5%. Также наблюдалось повышение скорости движения Вбц в беге со стимуляцией на 2%, что, вероятнее всего, осуществлялось за счет повышения средней амплитуды биопотенциалов *GM* в фазе маха на 21.8%. В фазе опускания амплитуда биопотенциалов *VL*, *BF* повысилась на 6.5 и 6.8%, соответственно. В опорном периоде бегового движения наблюдалось повышение средней амплитуды *VL* на 8.2%, *BF* — на 16% ($p < 0.05$), *GM* — на 6.6% ($p < 0.05$).

Под воздействием мультисегментарной ЧЭССМ испытуемые преодолели расстояние, на 0.60 м превышающее его величину при беге без электрического воздействия ($p > 0.05$). Среднегрупповая длительность фаз бегового шага увеличивалась на 5.3% за исключением фазы маха, где длительность статистически достоверно уменьшилась на 6% ($p < 0.05$). Средняя амплитуда движения углов в фазе маха повысилась в тазобедренном суставе на 2.81% ($p < 0.05$), в коленном суставе — на 3.74%, в голеностопном суставе — на 4.53%. В фазе опускания анализируемые антропометрические точки прошли дистанцию в среднем больше на 7.8% относительно бега без стимуляции. Наблюдалось повышение ЭМГ-активности экстензорных мышц *VL* на 9.6% и *GM* на 7.2%, в периоде опоры и флексорных мышц *BF* на 17.4%, и *TA* на 6.5% в фазах маха и опускания, что сопровождалось достоверным повышением скорости перемещения Вбц и Нбц в фазе маха на 3.3 ($p < 0.05$) и 4.2% ($p < 0.05$), соответственно и следовательно сокращением времени выполнения маха спортсменами.

Под влиянием мультисегментарной ЧЭССМ, наносимой в области поясничного отдела в различные фазы движения совместно с ритмической электростимуляцией копчикового сплетения, спортсмены-легкоатлеты преодолевали расстояние больше на 0.87 м, прирост составил 2.4%, относительно проталкивания ленты тредбана без стимуляции ($p < 0.05$). Среднее значение длительности фазы маха увеличилось на 5.7%, а фазы

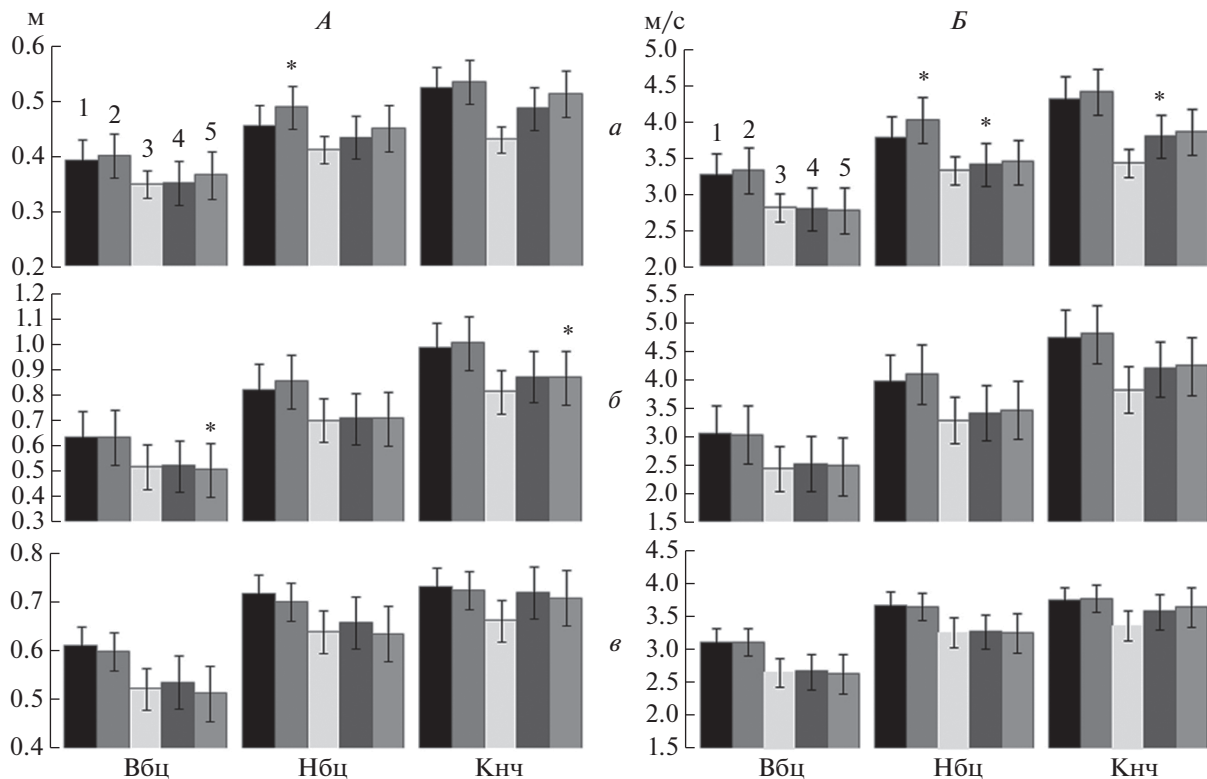


Рис. 3. Кинематические параметры движений правой ноги.

А – дистанция, пройденная антропометрическими точками во всех экспериментальных условиях, *Б* – скорость перемещения антропометрических точек во всех экспериментальных условиях. Кинематические параметры регистрировались в фазе маха (*а*), фазе опускания (*б*), в периоде опоры (*в*). 1 – проталкивание тредбана без чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ), 2 – проталкивание тредбана с ритмической электрической стимуляцией копчикового сплетения, 3 – проталкивание тредбана без ЧЭССМ, 4 – проталкивание с мультисегментарной стимуляцией спинного мозга, 5 – проталкивание с мультисегментарной стимуляцией спинного мозга и ритмической электрической стимуляцией копчикового сплетения; * – достоверность различий относительно величин, регистрируемых при беге без стимуляции.

опускания и периода опоры уменьшилось на 5.4 и 1.3%, соответственно. В фазе маха наблюдалось повышение амплитуды движений в Тзб на 1.5% ($p < 0.05$), в Клн – на 9.57%, в Глн – на 1.95%. В периоде опоры снизилась амплитуда движений в Тзб на 6.94% ($p < 0.05$). В фазе опускания ноги наблюдалось уменьшение дистанции у Врт и Вбц на 7.5 и 2.4%, соответственно и увеличение у Нбц и Кнч на 1.2 и 6.9%. Уменьшение дистанции, пройденной антропометрическими точками в периоде опоры, отмечалось везде, кроме Кнч (прирост 7.1%). Выявлено увеличение средней скорости перемещения: Нбц и Кнч в фазе маха на 3.4 и 12.7%, соответственно; в фазе опускания у Вбц, Нбц и Кнч – на 1.7, 5.3 и 10.7%; в периоде опоры у Кнч – на 8.4%. Средняя амплитуда биопотенциалов *BF* в фазе опускания повысилась на 6.3%, а в периоде опоры – на 22.2%. ЭМГ-активность возросла у *ТА* в фазе маха на 6.3%, в фазе опускания – на 18.2% и в периоде опоры – на 5.8%.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Обнаруженные в настоящем исследовании особенности величины порогов мышечных ответов при стимуляции различных участков спинного мозга, обеспечивающих активацию определенных моторных пулов не являются неожиданными, поскольку предварительный анализ литературы давал основания для такого прогноза. В работах, проведенных с помощью анатомических методов исследования показано, что в поясничном и крестцовом отделах спинного мозга моторные пулы, определяющие активность мышц флексоров и экстензоров нижних конечностей, распределены в росто-каудальном направлении [9, 10]. Применение методики эпидуральной стимуляции спинного мозга позволило установить возможность активации флексорных моторных пулов посредством стимуляции сегментов спинного мозга в области позвонков *T11-T12*, а экстензорных – в области позвонков *T12-L1* [11]. Детальное исследование параметров ВМО нижних конечностей, вызываемых ЧЭССМ на уровне позвонков

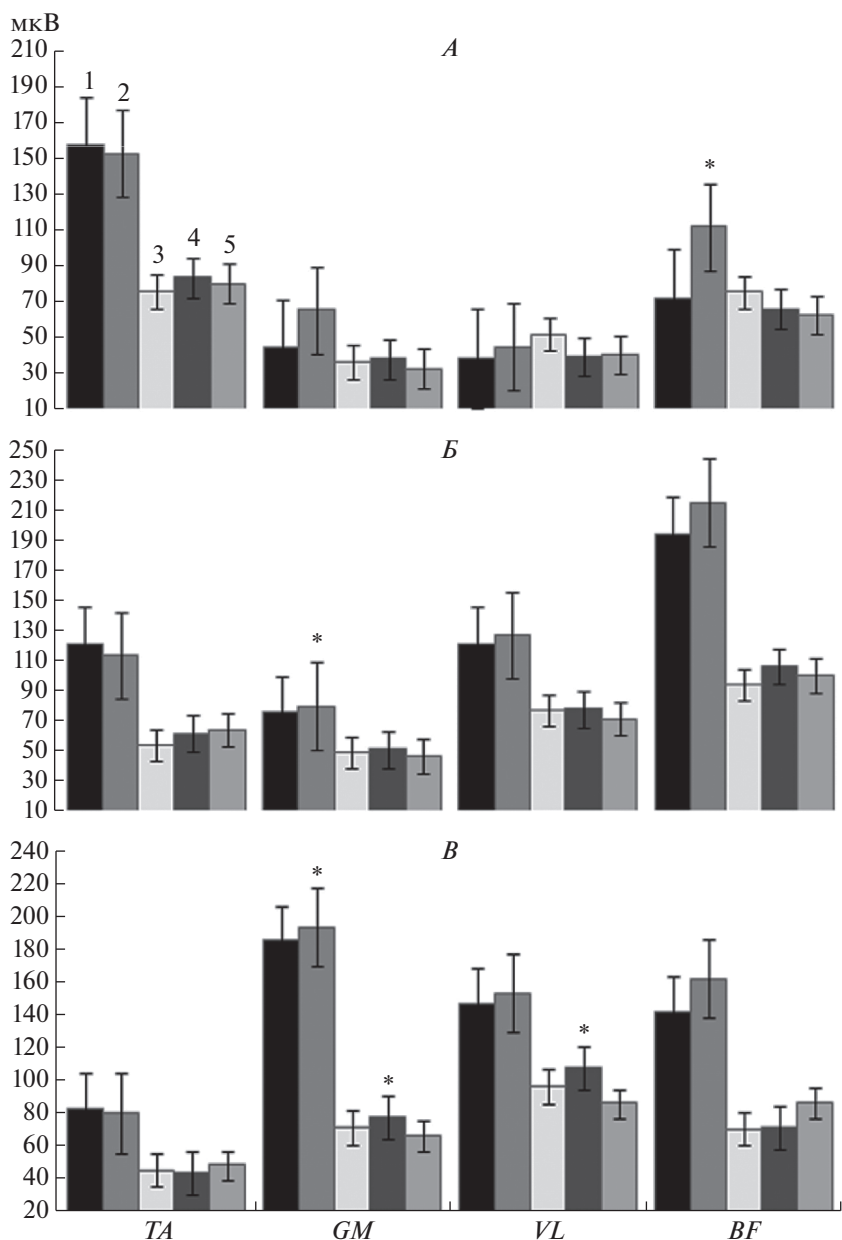


Рис. 4. Изменения средней амплитуды ЭМГ-активности скелетных мышц правой ноги. А – в фазах маха. Б – в фазах опускания. В – в периодах опоры. Остальные обозначения см. рис. 3.

T11-L3 (по средней линии позвоночника), было предпринято О.В. Ланской [12]. При анализе характеристик ВМО мышц нижних конечностей, зарегистрированных у спортсменов, адаптированных к мышечной работе разной целевой направленности, ею выявлены определенные различия в величинах амплитуды, длительности и порогов моторных ответов у баскетболистов, бегунов на короткие (спринтеры) и длинные дистанции (стайеры). В независимости от спортивной специализации наблюдались и общие закономерности. У всех спортсменов при стимуляции указанных областей спинного мозга пороги гене-

рации мышечных ответов дистальных мышц голени были выше в сравнении с порогом активации проксимальных мышц бедра. Следовательно, полученные нами результаты о различии порогов генерации моторных ответов, вызываемых однократным чрескожным электрическим воздействием по средней линии позвоночника и со смещением активного электрода на 5 мм вправо от средней линии, не противоречат имеющимся в литературе сведениям, а дополняют их более точными данными о локализации участков в поясничном и крестцово-копчиковом отделах, стимуляция которых вызывает преимущественную ак-

тивацию флексорных и экстензорных моторных пулов нижних конечностей посредством ЧЭССМ.

Наши исследования показали, что 10-секундная электрическая стимуляция копчикового сплетения, воздействуя на его двигательные нервы, приводит к изменению амплитуды моторных ответов вызываемых однократной электрической стимуляцией спинного мозга на уровне T11-T12 (по средней линии). Такая динамика амплитуды ВМО косвенно отражает опосредованное влияние стимуляции копчикового сплетения на возбудимость мотонейронных пулов. Возбудимость пулов *RF* и *TA* возросла, а возбудимость *BF* и *GM*, напротив, снизилась. При рассмотрении возможных механизмов, лежащих в основе повышения возбудимости *RF* и *TA*, можно предположить, что причиной этого, вероятно, может быть изменение свойств синапсов, локализующихся в нейрональных сетях, обеспечивающих генерирование ВМО.

Известно, что ритмическое электрическое воздействие на структуры моторной системы, приводит к разнообразным функциональным изменениям в нервно-мышечных синапсах, которые определяются локализацией стимуляции, ее интенсивностью, частотой и продолжительностью [13]. Многократная активация синапсов повышает потенциал покоя пресинаптической мембраны, и таким образом, способствует генерации потенциала действия в мышечном волокне, увеличению его амплитуды. Значительный по амплитуде потенциал действия обеспечивает выброс большого количества медиаторов в синаптическую щель. Помимо этого, при ритмической стимуляции возрастает запас медиатора, готового к выделению. Следовательно, можно полагать, что синаптические изменения, обусловленные ритмическим электрическим воздействием, по-видимому, могут создавать более благоприятные условия для генерации потенциала действия в мышечных волокнах *RF* и *TA*. Что касается возможных процессов, определяющих понижение возбудимости моторных пулов *BF* и *GM* при чрескожной ритмической стимуляции копчикового сплетения, то вероятной причиной этого может быть активация спинальных тормозных сетей. На такую возможность указывают результаты исследования, в котором показано усиление реципрокного и пресинаптического торможения α -мотонейронов *m. soleus* под воздействием чрескожной стимуляции спинного мозга [14].

Результаты эксперимента показали, что при воздействии селективной электростимуляции на копчиковое сплетение длительность бегового шага оставалась неизменной, кроме периода опоры, время нахождения ноги на опоре снижалось за счет уменьшения дистанции перемещения антропометрических точек и снижения амплитуды

движения в тазобедренном суставе во время опорного периода бегового шага, повышалась скорость и амплитуда движений в тазобедренном суставе в фазе маха, увеличивалась ЭМГ-активность *BF* и *GM* в периоде опоры. Такие изменения указанных выше параметров создают предпосылки для более рационального проталкивания беговой дорожки и последующего улучшения эффективности маховых действий. Повышение данных показателей, вероятно, происходит за счет активации флексорных моторных пулов нижних конечностей.

При воздействии мультисегментарной стимуляции (T11-T12 + L1-L2) на структуры спинного мозга наблюдалось увеличение расстояния, преодолеваемого спортсменами за 10 с. При этом активация экстензорных моторных пулов в период опоры вызывала повышение ЭМГ-активности экстензорных мышц *VL* и *GM*, а стимуляция флексорных моторных пулов во время переноса увеличивала электроактивность флексорных мышц *BF* и *TA* в фазах маха и опускания, что сопровождалось повышением скорости перемещения Вбц и Нбц в фазе маха и, следовательно, сокращением времени выполнения шага спортсменами. Наблюдаемое нами повышение электроактивности экстензорных и флексорных мышц при мультисегментарном ЧЭССМ в определенной мере согласуется с результатами работы по исследованию спинальных систем регуляции шагательных движений в условиях ЧЭССМ [15].

Мультисегментарная ЧЭССМ в области поясничного отдела совместно с ритмической стимуляцией копчикового сплетения вызывала повышение ЭМГ-активности мышц бедра и голени, а также изменения в координационной структуре бегового шага, что проявляется во взаимоотношении кинематических и ЭМГ-параметров. Стимуляция копчикового сплетения способствовала увеличению продолжительности фазы маха и повышению амплитуды движений угла в тазобедренном суставе в данной фазе, а также сокращению времени нахождения ноги на опоре и снижению амплитуды движений в тазобедренном суставе в периоде опоры. Синергетическое воздействие стимуляционных влияний на различные структуры спинного мозга приводило к увеличению дистанции, пройденной антропометрическими точками в фазе маха, а также повышению скорости Вбц, Нбц, Кнч во время переноса конечности. Отмеченные закономерности эффектов электрического воздействия на спинной мозг подтверждают результаты, полученные при выполнении ходьбы в условиях ЧЭССМ [7].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате исследований уточнены зоны спинного мозга, стимуляция которых вызывает

преимущественную активацию моторных пулов сгибателей и разгибателей нижних конечностей. Показано, как различные виды неинвазивного электрического воздействия на спинной мозг влияют на координационную структуру бегового шага. Тот факт, что при мультисегментарной стимуляции поясничного отдела спинного мозга совместно со стимуляцией копчикового сплетения происходит увеличение пробегаемой спортсменами дистанции за счет увеличения скорости движений некоторых антропометрических точек в различные периоды бегового шага и повышения биоэлектрической активности рабочих мышц, позволяет предположить, что такая стимуляция спинного мозга может быть использована как дополнительное средство целенаправленной регуляции локомоторных движений.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Великолукской государственной академии физической культуры (Великие Луки).

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

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Гурфинкель В.С., Левик Ю.С., Казенников О.В., Селионосов В.А.* Существует ли генератор шагательных движений у человека? // Физиология человека. 1998. Т. 24. № 3. С. 42.
Gurfinkel V.S., Levik Y.S., Kazennikov O.V., Selionov V.A. [Is there a locomotor generator in man?] // Fiziol. Cheloveka. 1998. V. 24. № 3. P. 42.
2. *Gerasimenko Y.P., Roy R.R., Edgerton V.R.* Epidural stimulation: Comparison of spinal circuits that generate and control locomotion in rats, cats and humans // *Exp. Neurol.* 2008. V. 209. № 2. P. 417.
3. *Gerasimenko Y.P., Gorodnichev R.M., Machueva E. et al.* Novel and Direct Access to the Human Locomotor Spinal Circuitry // *J. Neuroscience.* 2010. V. 30. № 10. P. 3700.
4. *Михайлова Е.А., Козлов В.А., Ершов В.Ю., Городничев Р.М.* Повышение эффективности маховых движений при беге посредством чрескожной электрической стимуляции спинного мозга // Теория и практика физической культуры. 2015. № 6. С. 29.
Mikhaylova E.A., Kozlov V.A., Ershov V.Y., Gorodnichev R.M. [Enhancement of running swinging efficiency via transcutaneous electrical stimulation of spinal cord] // *Teoriya i Praktika Fizicheskoy Kultury.* 2015. № 6. P. 29.
5. *Gerasimenko Y., Gorodnichev R., Puhov A. et al.* Initiation and modulation of locomotor circuitry output with multisite transcutaneous electrical stimulation of the spinal cord in noninjured humans // *J. Neurophysiol.* 2015. V. 113. № 3. P. 834.
6. *Sayenko D.G., Atkinson D.A., Dy C.J. et al.* Spinal segment-specific transcutaneous stimulation differentially shapes activation pattern among motor pools in humans // *J. Appl. Physiol.* 2015. V. 118. № 11. P. 1364.
7. *Городничев Р.М., Пухов А.М., Моисеев С.А. и др.* Регуляция фаз шагательного цикла при неинвазивной электрической стимуляции спинного мозга // Физиология человека. 2021. Т. 47. № 1. С. 73.
Gorodnichev R.M., Pukhov A.M., Moiseev S.A. Regulation of stepping phases during noninvasive electrical spinal cord stimulation // *Human Physiology.* 2021. V. 47. № 1. P. 60.
8. *Курганский А.В.* Механизмы формирования координационной структуры серийных движений у взрослых детей: Дис. ... докт. биол. наук: 03.03.01. М., 2014. 391 с.
9. *Sharrard W.J.* The segmental innervation of the lower limb muscles in man: Arris and Gale lecture delivered at the Royal College of Surgeons of England on 2nd January 1964 // *Ann. R. Coll. Surg. Engl.* 1964. V. 35. № 2. P. 106.
10. *Kendall F.P., Kendall McCreary E., Provance P.G. et al.* Muscles, testing and function: with posture and pain. 5th ed. Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 2005. 556 p.
11. *Wagner F.B., Mignardot J.-B., Goff-Mignardot C.G. et al.* Targeted neurotechnology restores walking in humans with spinal cord injury // *Nature.* 2018. V. 563. № 7729. P. 65.
12. *Ланская О.В., Ланская Е.В.* Механизмы пластичности кортико-спинальных и нервно-мышечных структур при занятиях различными видами спорта: монография. М.: ООО "Русайнс", 2019. 190 с.
13. *Команцев В.Н., Заболотных В.А.* Методические основы клинической электронеуромиографии. СПб.: Лань, 2001. 350 с.
14. *Yamaguchi T., Fujiwara T., Takahara T. et al.* The effects of transcutaneous spinal cord stimulation on spinal reciprocal inhibition in healthy person // *Clin. Neurophysiol.* 2017. V. 128. № 3. P. 115.
15. *Якупов Р.Н., Балыкин Ю.М., Нурмангазиев Р.Б. и др.* Изменение свойств нейронных структур поясничных спинномозговых сегментов при чрескожной электрической стимуляции спинного мозга // Современные проблемы науки и образования. 2015. № 1-1. С. 1808.

Evoked Potentials Features and High-Speed Locomotor Movements Kinematic Parameters under Percutaneous Electrical Stimulation of Different Spinal Cord Areas

M. G. Barkanov^{a, *}, R. M. Gorodnichev^a

^aVelikiye Luki State Academy of Physical Education and Sports, Velikiye Luki, Russia

*E-mail: barkanov.max@yandex.ru

The paper describes the possibility of lower extremities flexor and extensor muscles motor pools selective activation, as well as running step coordination structure control. In the first part of our experiments, it was revealed that the lowest activation threshold of extensor muscles was observed mainly when the spinal cord was stimulated at the L1-L2 vertebra level with a 5 mm sides offset from the spine midline, and in flexor muscles at the T11-T12 vertebra level with a 5 mm sides offset from the spine midline. In the second series of studies, the influence of coccygeal plexus rhythmic electrical stimulation to the thigh and lower leg muscles motor evoked potentials parameters (MEP) was studied. 10-second coccygeal plexus stimulation changed the studied muscles' motor pools excitability, which was displayed in the excitation thresholds and MEP amplitude dynamics. The motor pools excitability of the RF and TA increased and the motor pools excitability of the BF and GM – decreased. The data about the spinal cord stimulation localization, characterized by the muscles' lowest threshold activation, was used during researching of the running step coordination structure changing under selective and multisegmental stimulation. Coccygeal plexus electrical stimulation increased the swing realization speed, decreased the foot support duration, as well as increased EMG activity during the support phase in BF by 15.92% ($p < 0.05$) and in GM by 16.57% ($p < 0.05$). The running step duration remained unchanged, except for the foot support period. Multisegmental spinal cord stimulation (T11-T12 – during foot transfer period, L1-L2 – during foot support period) increased EMG activity in the extensor muscles of VL and GM during support by 59.59% and by 77.23%, respectively ($p > 0.05$). Flexor motor pools activation during the transfer period increased the activity of flexor muscles BF and TA. Multisegmental stimulation effect (T11-T12 – during the transfer period, L1-L2-during the support period + rhythmic electrical stimulation of the coccygeal plexus) increased the distance traveled by the anthropometric points in the swing phase, and also increased the upper tibia, lower tibia and toe anthropometric points movement speed during the limb transfer period. In the foot lowering and support phase, the EMG activity of TA and BF increased.

Keywords: percutaneous spinal cord electrical stimulation, neuronal motor pools, coccygeal plexus, multisegmental spinal cord stimulation, running step, motor evoked potentials.