



## Эффективность тренировки ходьбы по электромиограмме у пациентов с инсультом: экспериментальное продольное пилотное исследование

Скворцов Д.В.<sup>1,2,3</sup>, Кауркин С.Н.<sup>1,2,\*</sup>, Иванова Г.Е.<sup>1,2</sup>,  
 Белоновская Н.К.<sup>2</sup>, Худайгулова А.Р.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Федеральный центр мозга и нейротехнологий ФМБА России, Москва, Россия

<sup>2</sup> Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва, Россия

<sup>3</sup> Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий ФМБА России, Москва, Россия

### РЕЗЮМЕ

**ВВЕДЕНИЕ.** Вызванная вследствие острого нарушения мозгового кровообращения слабость передней большеберцовой мышцы влияет на скорость, выносливость, безопасность и качество ходьбы. Среди различных методов реабилитации может применяться биологическая обратная связь (БОС) по амплитуде электромиограммы. Однако имеющиеся сведения об эффективности противоречивы.

**ЦЕЛЬ.** Изучить возможность восстановления функции передней большеберцовой мышцы при ходьбе методом БОС-тренировки по амплитуде электромиограммы у больных в ранний восстановительный период церебрального инсульта.

**МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ.** Исследовалась группа из 22 пациентов (16 мужчин и 6 женщин; с поражением правого полушария головного мозга — 15 пациентов, левого — 7) с гемипарезом в ранний восстановительный период впервые возникшего полушарного ишемического инсульта. Пациенты получали БОС-тренировки ходьбы по амплитуде электромиограммы передней большеберцовой мышцы и индивидуальную программу реабилитации. До и после реабилитации проводились исследование биомеханики ходьбы и обследование с помощью клинических шкал.

**РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ.** Выявлено достоверное улучшение по клиническим шкалам оценки навыков и безопасности ходьбы в результате реабилитации. Показатель динамического индекса ходьбы (Dynamic Gait Index — DGI) приближается к параметру низкого риска падений (> 19 баллов), в результате чего ходьба становится безопаснее. Результат объективной диагностики продемонстрировал типичные для гемипареза изменения и асимметрии. Особенностью является асимметрия амплитуд голеностопных суставов в период переноса, которая существенно превосходит таковую на контрлатеральной стороне и группе контроля — синдром отвисающей стопы. В результате тренировки достоверно улучшились коэффициент ритмичности и максимум электрической активности *m. rectus femoris* и *m. hamstring* контрлатеральной стороны. Клинически и инструментально функция ходьбы больных с гемипарезом имеет ряд достоверных и незначительных улучшений за период лечения. Однако связать данные изменения с проводимым курсом тренировки по целевому параметру амплитуды активности *m. tibialis anterior* нет оснований.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ.** Эффективность тренировок по целевому параметру амплитуды электромиограммы для автоматизированной локомоции (ходьба) при наличии пареза центрального генеза может быть поставлена под сомнение и требует дальнейшего исследования.

**РЕГИСТРАЦИЯ:** Идентификатор ClinicalTrials.gov.: № NCT06299943; зарегистрировано 19.07.2021.

**КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:** ходьба, церебральный инсульт, амплитуда электромиографии, биологическая обратная связь, БОС-тренировка, миография, передняя большеберцовая мышца, восстановление походки, биомеханика походки

**Для цитирования / For citation:** Скворцов Д.В., Кауркин С.Н., Иванова Г.Е., Белоновская Н.К., Худайгулова А.Р. Эффективность тренировки ходьбы по электромиограмме у пациентов с инсультом: экспериментальное продольное пилотное исследование. Вестник восстановительной медицины. 2025; 24(1):8–18. <https://doi.org/10.38025/2078-1962-2025-24-1-8-18> [Skvortsov D.V., Kaurkin S.N., Ivanova G.E., Belonovskaya N.K., Khudaigulova A.R. Effectiveness of Gait Training with Electromyogram in Stroke Patients: an Experimental Longitudinal Pilot Study. Bulletin of Rehabilitation Medicine. 2025; 24(1):8–18. <https://doi.org/10.38025/2078-1962-2025-24-1-8-18> (In Russ.)]

\* Для корреспонденции: Кауркин Сергей Николаевич, E-mail: [kaurkins@bk.ru](mailto:kaurkins@bk.ru), [kaurkin@fccps.ru](mailto:kaurkin@fccps.ru)

Статья получена: 10.06.2024  
Статья принята к печати: 01.10.2024  
Статья опубликована: 16.02.2025

# Effectiveness of Gait Training with Electromyogram in Stroke Patients: an Experimental Longitudinal Pilot Study

 Dmitry V. Skvortsov<sup>1,2,3</sup>,  Sergey N. Kaurkin<sup>1,2,\*</sup>,  Galina E. Ivanova<sup>1,2</sup>,  
 Nina K. Belonovskaya<sup>2</sup>,  Aliya R. Khudaigulova<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies, Moscow, Russia

<sup>2</sup> Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia

<sup>3</sup> Federal Research and Clinical Center for Specialized Types of Medical Care and Medical Technologies, Moscow, Russia

## ABSTRACT

**INTRODUCTION.** Weakness in the tibialis anterior muscle caused by acute cerebral circulatory failure affects the speed, endurance, safety and quality of gait. Among various rehabilitation methods, electromyogram amplitude biofeedback (BFB) can be used. However, the available evidence on its effectiveness is conflicting.

**AIM.** To study the possibility of restoring the function of the tibialis anterior muscle when walking by the biofeedback electromyogram amplitude training method in patients in the early recovery period of cerebral stroke.

**MATERIALS AND METHODS.** In this study, we examined 22 patients (16 men and 6 women) who had suffered their first hemispheric ischaemic stroke and were in the early recovery period, with lesions in either the right or left cerebral hemisphere (15 right / 7 left). The patients received biofeedback walking training according to the electromyographic amplitude of the tibialis anterior muscle and an individual rehabilitation program. Prior to and following the rehabilitation program, gait biomechanics studies and examinations with clinical scales were conducted.

**RESULTS AND DISCUSSION.** There was a significant improvement in clinical scales of assessment of walking skills and safety as a result of rehabilitation. The Dynamic Gait Index (DGI) indicator is approaching the low risk of falls parameter (> 19 points), as a result of which walking becomes safer. The objective diagnosis revealed typical changes and asymmetries associated with hemiparesis. A notable finding was the asymmetry in ankle joint amplitudes during the swing period, which was significantly greater than that of the contralateral side and the control group, characterized by foot drop syndrome.

As a result of the training, the rhythm coefficient and the maximum electrical activity of *m. rectus femoris* and *m. hamstring* of the contralateral side significantly improved. Clinically and instrumentally, the walking function of patients with hemiparesis has a number of significant and minor improvements during the treatment period. Nevertheless, there is no evidence to suggest that these changes can be attributed to the training program implemented for the target parameter, namely the activity amplitude of the *m. tibialis anterior*.

**CONCLUSION.** The effectiveness of training according to the target parameter of electromyogram amplitude for automated locomotion (walking), in the presence of paresis of the central genesis, can be questioned and requires further research.

**REGISTRATION:** ClinicalTrials.gov identifier No. NCT06299943; Registered 19.07.2021.

**KEYWORDS:** gait, cerebral stroke, electromyographic amplitude, biofeedback, biofeedback training, myography, tibialis anterior muscle, gait recovery, gait biomechanics

**For citation:** Skvortsov D.V., Kaurkin S.N., Ivanova G.E., Belonovskaya N.K., Khudaigulova A.R. Effectiveness of Gait Training with Electromyogram in Stroke Patients: an Experimental Longitudinal Pilot Study. Bulletin of Rehabilitation Medicine. 2025; 24(1):8–18. <https://doi.org/10.38025/2078-1962-2025-24-1-8-18> (In Russ.).

\* **For correspondence:** Sergey N. Kaurkin, E-mail: kaurkins@bk.ru, kaurkin@fccps.ru

**Received:** 10.06.2024

**Accepted:** 01.10.2024

**Published:** 16.02.2025

## ВВЕДЕНИЕ

По данным Всемирной организации здравоохранения [1] от 2019 г. инсульт занимает второе место в списке главных причин смертности. Каждый год случается 12,2 млн новых случаев инсульта [2]. Чаще всего причиной инвалидности становится выпадение функции нижней конечности (65 %) [3].

Основные проблемы — это нарушение движения в коленном суставе и отвисание стопы из-за слабости в работе передней большеберцовой мышцы, что сказывается на скорости ходьбы [4] и выносливости [5].

Применяются различные средства реабилитации: физические упражнения, роботизированные технологии [6], экзоскелеты [7], различные виды механотера-

пии, технологии с применением биологической обратной связи (БОС), электромиостимуляцию и функциональную [8] электростимуляцию мышц.

Частота встречаемости синдрома отвисающей стопы достигает 20–30 % [9]. За тыльное сгибание стопы отвечает передняя большеберцовая мышца. Есть способы ее активации электростимуляцией [10, 11]. Работа Но С., Adcock L. [12] демонстрирует, что функциональная электростимуляция и ортез голеностопного сустава оказывают одинаковый эффект. Применялась эффективно стимуляция малоберцового нерва [13, 14].

Используется так же БОС-технология [15, 16]. В частности, по сигналу электромиографии [17] были получены положительные результаты.

Результативной оказалась БОС по амплитуде голеностопного сустава [18]. Есть попытки использовать методы аудиовизуальной [19] и вибротактильной БОС с помощью электромиограммы [20]. Имеются данные о результатах тренировок на дорожке BIODEX [21] и аппарате Lokomat [22] с визуальной БОС.

Однако результаты использования БОС, применяемые для восстановления нарушенного движения в коленном суставе и при отвисании стопы в ранний восстановительный период, практически отсутствуют.

Гипотеза исследования — целенаправленная тренировка ходьбы с БОС по параметру амплитуды электромиограммы передней большеберцовой мышцы позволяет восстановить/улучшить ее биоэлектрическую активность.

**ЦЕЛЬ**

Изучить возможность восстановления функции передней большеберцовой мышцы при ходьбе методом БОС-тренировки по амплитуде электромиограммы у больных в ранний восстановительный период церебрального инсульта.

**МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ**

Исследование выполнено в рамках государственного задания федерального медико-биологического агентства (ФМБА России) «Разработка новых технологий медицинской реабилитации у пациентов с поражениями и заболеваниями головного мозга» — АААА-А19-119042590030-2 (научно-исследовательская работа).

**Исследуемые группы**

Характеристика исследуемых групп представлена в таблице 1.

**Критерии включения и исключения**

Критерии включения в научную работу и исключения из нее соответствуют наличию у испытуемых факторов, ограничивающих медицинскую реабилитацию, факторов риска реабилитации и проявлению функционального дефицита у пациентов. Подробно требования для участия представлены в предыдущих работах [23].

Группа контроля состояла практически из здоровых лиц, не имеющих в анамнезе неврологического дефицита и заболеваний опорно-двигательного аппарата.

**Дизайн исследования**

Дизайн исследования — экспериментальное продольное пилотное исследование.

Все манипуляции и медицинские услуги, проведенные и описываемые в данной статье, соответствуют этическим нормам и этическими принципами Хельсинкской декларации.

**Методика оценки функции ходьбы**

Оценка двигательной функции осуществлялась с помощью объективной диагностики с применением инерционных сенсоров и клинических шкал. Инерционные сенсоры, входящие в состав оборудования для диагностики двигательной патологии «Стэдис» («Нейрософт», г. Иваново), в составе семи датчиков размещались на поясничной области и нижних конечностях пациента и производили регистрацию амплитудных показателей суставов и параметров электромиографии исследуемых мышц во время диагностической ходьбы пациента в произвольном темпе на расстоянии 45 м (рис. 1). Полностью комплекс «Стэдис» включает в себя рабочий компьютер с Wi-Fi, регистрирующую программу, фиксирующие ленты для размещения датчиков на испытуемом, электроды и кабели для регистрации миографии.

В результате исследования с помощью диагностического комплекса были получены данные о следующих параметрах: длительность цикла шага (в секундах), коэффициент ритмичности, высота подъема стопы (в сантиметрах), скорость ходьбы (в км/ч), периоды опоры, одиночной опоры, суммарный двойной опоры и начало второй двойной опоры.

Регистрация амплитудных показателей суставов осуществлялась в сагиттальной плоскости для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов. Регистрирующая программа формировала индивидуальные гониограммы каждого сустава с обозначением показателей: максимальные амплитуды в тазобедренном

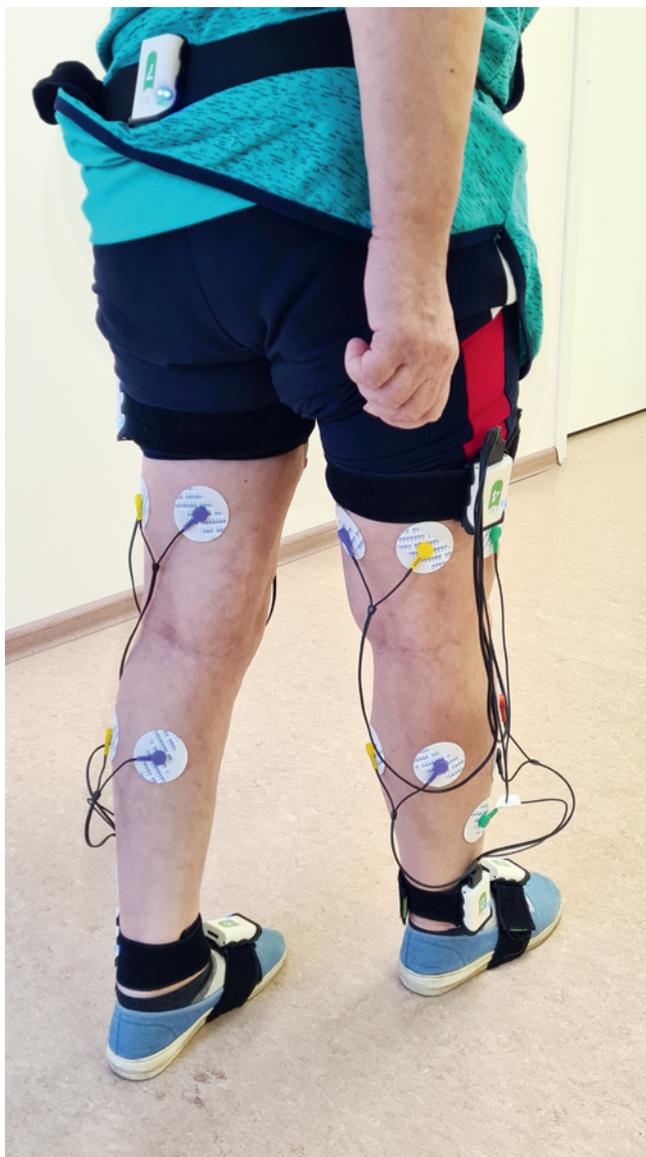
**Таблица 1.** Характеристика исследуемых групп  
**Table 1.** Data of the study groups

Группа / Group	Пациенты / Patients	Пол / Sex		Полушарие / Hemisphere		Дни / Days	Возраст / Age	Рост, см / Height, cm	Вес, кг / Weight, kg
		Мужской / Male	Женский / Female	Правое / Right	Левое / Left				
Основная / Main	22	16	6	15	7	77,8 ± 32,2 (29–140)	56 ± 12,6 (23–75)	171,7 ± 8,3 (152–188)	75,1 ± 12,9 (50–100)
Контрольная / Control	34	18	16	–	–	–	29 ± 7,3 (20–54)	173,1 ± 7,7 (155–188)	69,3 ± 15,6 (47–100)

( $T_{\text{общ.}}$ , в градусах), коленном ( $K_{\text{общ.}}$ , в градусах) и голеностопном ( $A_{\text{общ.}}$ , в градусах) суставах. Для голеностопного сустава отдельно считались амплитуда первого разгибания («перекат через пятку») ( $A1$ , в градусах), амплитуда максимального разгибания при отрыве стопы для переноса ( $A2$ , в градусах) и амплитуда сгибания в фазу переноса ( $A3$ , в градусах).

Параметры функциональной электромиографии мышц нижних конечностей: tibialis anterior, gastrocnemius, rectus femoris и hamstring в результате диагностики представлены показателем максимально развиваемой амплитуды за цикл шага в мкВ.

Клинические шкалы определяют функциональную возможность пациента и оценку трудностей и ограничений самостоятельной ходьбы: оценка мышечной силы (Medical Research Council Weakness Scale — MRC), оценка мышечного тонуса (Modified Ashworth Scale — MAS), Тест «Встань и иди» (Timed Up and Go Test — TUG), динамический индекс ходьбы (Dynamic Gait Index — DGI) и тест 10-метровой ходьбы (10 Meter Walk Test — 10MWT).



**Рис. 1.** Процесс регистрации кинематических и электромиографических параметров функции ходьбы  
**Fig. 1.** The process of recording kinematic and electromyographic parameters during the gait analysis

Реабилитационный диагноз состоял из доменов, описывающих имеющуюся проблему в передвижении на момент осмотра и динамику реабилитационного процесса согласно Международной классификации функционирования (МКФ): функция стереотипа походки (b770), преодоление препятствий (d4551) и ходьба на короткие расстояния (d4500).

### Методика БОС-тренировки

Тренировка функции ходьбы осуществлялась методом БОС по значению максимальной амплитуды электромиограммы с использованием комплекса «Стэдис» (рис. 2). В программе комплекса «Стэдис» обозначался тренировочный диапазон, где выход за рамки отображался как ошибочный, при этом замедлялось передвижение по виртуальной среде. Автоматический алгоритм тренировки настроен таким образом, что при успешном выполнении диапазон изменений корректируется в сторону большей симметрии параметров.

Тренировочная сессия проводилась в автоматическом режиме до утомления пациента. Кроме этого, принимался во внимание регресс параметров тренировки: отсутствие динамики изменения тренируемых параметров, снижение ритмичности движения, увеличение пределов изменения тренируемого параметра. Количество тренировочных сессий варьировалось от 8 до 11 (среднее количество —  $9 \pm 1$ ). В среднем длительность тренировки составила 13:19 минут (от 2:14 и до 30:00 минут). Средняя скорость ходьбы пациентов составила  $1,1 \pm 0,3$  км/ч (от 0,32 и до 1,82 км/ч).



**Рис. 2.** Процесс тренировки с биологической обратной связью ходьбы по амплитуде электромиограммы  
**Fig. 2.** Biofeedback training process

Индивидуальный план медицинской реабилитации, направленный на улучшение двигательной функции, осуществлялся продолжительностью в 60 минут и включал занятия по лечебной физической культуре с использованием методик Бобат-терапия и Proprioceptive Neuromuscular Facilitation, онтогенетически обусловленную кинезиотерапию, механотерапию на тренажере Thera-vital (суставная гимнастика) и индивидуальную тренировку ходьбы с инструктором-методистом по лечебной физической культуре.

**Статистический анализ**

Обработка полученных результатов проведена стандартными методами вариационной статистики с расчетом средних значений и среднеквадратичного отклонения. Вычислялись медиана и квартили (25 % процентиль; 75 % процентиль). Использовался программный пакет Statistica 12. Оценку достоверности различий выполняли с помощью критерия Вилкоксона — Манна — Уитни с критерием  $p < 0,05$ . Проводили сравнительную оценку аналогичных параметров контралатеральной и паретичной сторон с показателями контрольной группы.

**РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ**

Динамика параметров функциональных шкал и доменов МКФ представлена на рисунке 3.

Обнаружено достоверное улучшение по шкалам «Динамический индекс ходьбы» (DGI) и «Встань и Иди» (TUG) ( $p < 0,05$ ). 10MWT демонстрирует увеличение скорости в 1,5 раза ( $p < 0,05$ ). Домены МКФ демонстрируют достоверное уменьшение проблематики ( $p < 0,05$ ).

Результаты исследования по шкалам оценки мышечной силы (MRC) и оценки мышечного тонуса (MAS) представлены на рисунке 4.

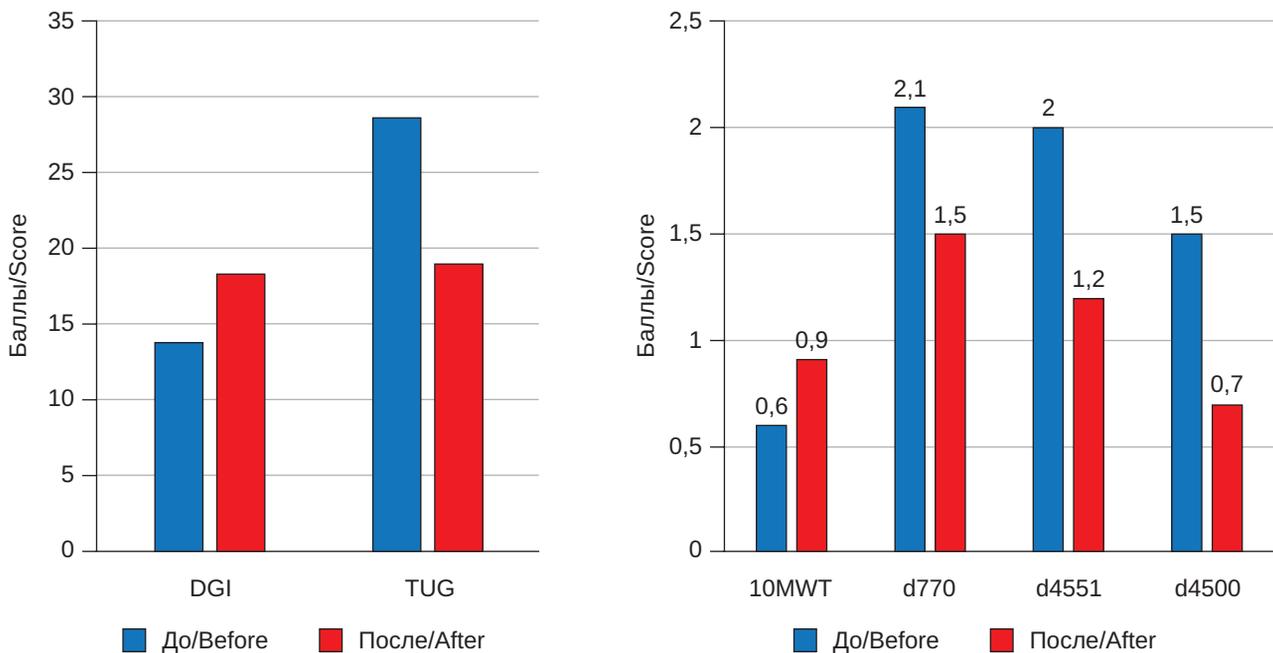
По результатам исследования обнаружено улучшение по всем мышечным группам в виде увеличения мышечной силы и снижения патологического мышечного тонуса, однако достоверные изменения отсутствуют.

Данные анализа пространственно-временных параметров ходьбы представлены в таблице 2.

Параметр цикла шага демонстрирует достоверное увеличение как с паретичной, так и с контралатеральной стороны по сравнению с группой контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Высота подъема стопы контралатеральной и паретичной конечностей меньше показателей группы контроля как до так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Высота подъема стопы паретичной конечности меньше контралатеральной как до так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Коэффициент ритмичности ходьбы демонстрирует достоверное снижение по сравнению с группой контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Отмечается достоверное увеличение коэффициента ритмичности ( $p < 0,05$ ) после проведенного курса лечения. Скорость ходьбы пациентов демонстрирует достоверное снижение по сравнению с группой контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ).

Данные анализа фаз цикла шага представлены в таблице 3.

Показатель периода опоры контралатеральной и паретичной конечностей достоверно больше, чем показатель группы контроля как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Показатель периода опоры контралатеральной конечности достоверно больше паретичной до и после

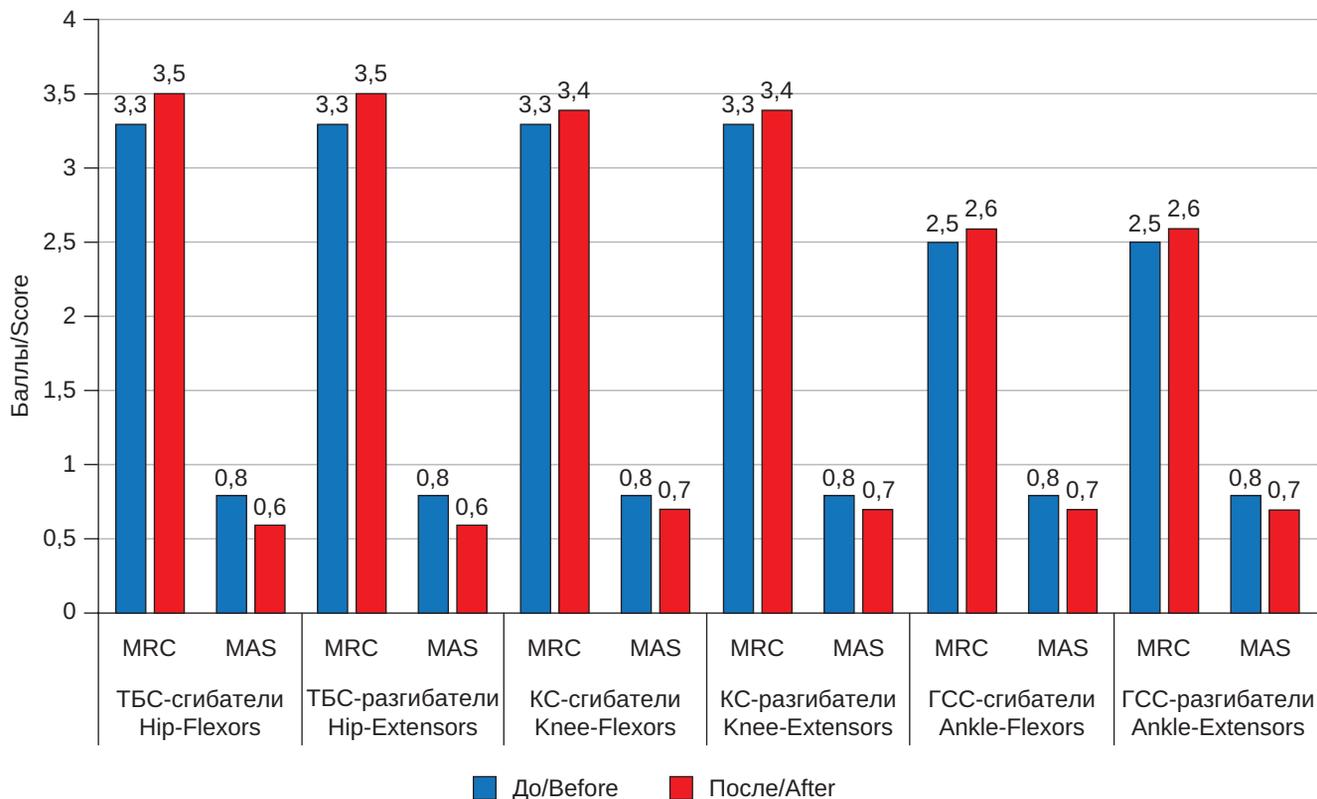


**Рис. 3.** Динамика по шкалам и доменам Международной классификации функционирования. Изменения каждого параметра достоверны с вероятностью  $p < 0,05$

**Fig. 3.** Dynamics by the scales and domains of the International Classification of Functioning. Changes in each parameter are significant with probability  $p < 0.05$

**Примечание:** DGI — динамический индекс ходьбы; TUG — тест «Встань и иди»; 10MWT — тест 10-метровой ходьбы; b770 — функция стереотипа походки; d4551 — преодоление препятствий; d4500 — ходьба на короткие расстояния.

**Note:** DGI — Dynamic Gait Index; TUG — Timed Up and Go test; 10MWT — 10 Meter Walk test; b770 — gait pattern function; d4551 — overcoming obstacles; d4500 — walking short distances.



**Рис. 4.** Результаты исследования по шкале оценки мышечной силы (MRC) и мышечного тонуса (MAS) (средние значения)

**Fig. 4.** Results of the study using the muscle rating scale (MRC) and the muscle tone scale (MAS) (mean values)

**Таблица 2.** Пространственно-временные параметры ходьбы для контрлатеральной и паретичной сторон в сравнении с контрольной группой (контроль)

**Table 2.** Spatiotemporal parameters of walking for the contralateral and paretic (paretic) sides in comparison with the control group (control)

Параметр / Parameter	До / Before		После / After		Контроль / Control
	Контрлатеральная / Contralateral	Паретичная / Paretic	Контрлатеральная / Contralateral	Паретичная / Paretic	
Цикл шага / Gait cycle	1,8 [1,5; 1,9]*	1,8 [1,5; 1,9]*	1,6 [1,4; 1,7]*	1,6 [1,4; 1,7]*	1,1 [1,1; 1,2]
Высота подъема стопы / Clearance	11 [10; 12]*	8 [6; 10]**	12,5 [11; 13]*	10 [6; 12]**	13,5 [12; 15]
Коэффициент ритмичности / Rhythm coefficient	0,6 [0,5; 0,9]*		0,8 [0,7; 0,9]* <sup>§</sup>		1 [1; 1]
Скорость ходьбы / Gait speed	1,4 [0,9; 1,8]*		1,7 [1,1; 2,3] *		4,3 [4,1; 4,5]

**Примечание:** \* — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же значением в контрольной группе); # — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контрлатеральной стороны); <sup>§</sup> — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем до лечения).

**Note:** \* — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the same value in the control group); # — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the same value of the contralateral side); <sup>§</sup> — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the pre-treatment value).

**Таблица 3.** Фазы ходьбы для контрлатеральной и паретичной сторон в сравнении с контрольной группой (контроль)  
**Table 3.** Walking phases for the contralateral and paretic sides in comparison with the control group (control)

Параметр / Parameter	До / Before		После / After		Контроль / Control
	Контрлатеральная / Contralateral	Паретичная / Paretic	Контрлатеральная / Contralateral	Паретичная / Paretic	
Период опоры, % / Stance phase, %	77,1 [70; 83]*	65,5 [62,2; 68,8]**	73,9 [69,4; 75,9]** <sup>§</sup>	66,1 [62,1; 68,2]**	63,1 [62,4; 64,4]
Одиночная опора, % / Single stance phase, %	35,2 [31,7; 37,9]*	22,2 [16,3; 30]**	34,2 [32,4; 37,4]*	26,9 [23,9; 29,8]**	36,9 [35,6; 37,9]
Двойная опора, % / Double stance phase, %	43,1 [36,5; 46]*	42,3 [36; 46,2]*	37,6 [32,9; 43,3]*	38 [33,1; 43,3]*	26,1 [24,6; 28,1]
Начало второй двойной опоры, % / Beginning of terminal double limb stance phase, %	56,6 [52,3; 61,1]*	43,1 [38,5; 48,4]**	55 [52,3; 58,6]*	45 [42,7; 47,7]**	49,9 [49,6; 50,3]

**Примечание:** \* — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же значением в группе контроля);  
 # — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контрлатеральной стороны);  
 § — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем до лечения).

**Note:** \* — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the same value in the control group); # — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the same value of the contralateral side); § — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the pre-treatment value).

лечения ( $p < 0,05$ ). Обнаружено достоверное уменьшение показателя периода опоры контрлатеральной конечности ( $p < 0,05$ ) после проведенного лечения. Параметр одиночной опоры контрлатеральной и паретичной конечностей достоверно меньше, чем показатель группы контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Показатель одиночной опоры контрлатеральной конечности достоверно больше паретичной до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Период двойной опоры демонстрирует достоверное увеличение по сравнению с группой контроля для обеих сторон до и после проводимого лечения ( $p < 0,05$ ). Показатель начала второй двойной опоры контрлатеральной стороны достоверно выше по сравнению с группой контроля и паретичной стороной до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Показатель начала второй двойной опоры паретичной стороны достоверно ниже по сравнению с группой контроля до и после проводимого лечения ( $p < 0,05$ ).

Кинематические параметры для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов представлены в таблице 4.

Амплитуда тазобедренного сустава паретичной конечности достоверно ниже по сравнению с амплитудой в группе здоровых и показателем контрлатеральной конечности до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда коленного сустава паретичной и контрлатеральной конечностей достоверно ниже по сравнению с амплитудой в группе контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда движения коленного сустава паретичной конечности достоверно ниже контрлатеральной до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Общая амплитуда голеностопного сустава ( $A_{общ.}$ ) паретичной и контрлатеральной конечностей достоверно ниже по сравнению с амплитудой в группе контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда A1 паретичной конечности достоверно меньше показателей группы контроля и контрлатеральной конечности

до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда A2 контрлатеральной и паретичной конечностей достоверно больше показателей нормы до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда A3 паретичной конечности достоверно меньше показателя в контрольной группе и контрлатеральной конечности до и после лечения ( $p < 0,05$ ).

Достоверных отличий одноименных амплитудных параметров в результате проведенного лечения обнаружено не было.

Максимальная электромиографическая активность мышц, ответственных за ходьбу, представлена в таблице 5.

Максимум электрической активности *m. tibialis anterior* и *m. gastrocnemius* паретичной конечности достоверно ниже показателя в контрольной группе и показателя контрлатеральной стороны до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Для *m. rectus femoris* контрлатеральной конечности достоверно выше показателей паретичной стороны и показателя контрольной группы до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Для *m. hamstring* паретичной конечности достоверно ниже показателей контрольной группы и контрлатеральной стороны до и после лечения ( $p < 0,05$ ) и на контрлатеральной стороне достоверно возрастает после курса реабилитации ( $p < 0,05$ ).

Мы не получили каких-либо осложнений или нежелательных реакций на проводимую БОС-тренировку.

Негативных последствий от тренировочного процесса у испытуемых отмечено не было. Результаты шкал демонстрируют статистическое улучшение по всем двигательным тестам. Функциональные задачи, кодируемые в доменах МКФ, продемонстрировали статистически значимое улучшение ходьбы.

Пространственно-временные параметры походки демонстрируют алгоритм, свойственный пациентам с острым нарушением мозгового кровообращения [23–26].

**Таблица 4.** Амплитудно-фазовые параметры движения тазобедренного, коленного и голеностопного суставов для контрлатеральной и паретичной сторон в сравнении с контрольной группой (контроль)

**Table 4.** Amplitude-phase parameters of joint movement: hip, knee and ankle for the contralateral and paretic sides in comparison with the control group (control)

Параметр / Parameter	До / Before		После / After		Контроль / Control
	Контрлатеральная / Contralateral	Паретичная / Paretic	Контрлатеральная / Contralateral	Паретичная / Paretic	
Максимальная амплитуда в тазобедренном суставе / HipROM	30 [27; 36]	19,5 [13; 22]**	33 [29; 38]	21,5 [17; 27]**	33 [30; 37]
Максимальная амплитуда в коленном суставе / KneeROM	46,3 [42,2; 50,8]*	32,2 [27,9; 36,5]**	50,3 [41,9; 54,3]*	39,2 [30,6; 46,7]**	62 [58; 66]
Максимальная амплитуда в голеностопном суставе / AnkleROM	23 [19; 24]*	25 [18; 31]*	25 [23; 27]*	28 [19; 33]*	31 [28; 34,5]
Амплитуда первого разгибания в голеностопном суставе / Ankle amplitude 1	12,1 [9,3; 14,7]	6,1 [1,8; 10,3]**	11,9 [7,4; 13,6]	8,7 [5,4; 11,6]**	12 [10; 15]
Амплитуда максимального разгибания при отрыве стопы для переноса в голеностопном суставе / Ankle amplitude 2	-8,3 [-12,5; -5,3]*	-7,6 [-15,1; -2,7]*	-11 [-13,6; -7,1]*	-9,2 [-15,4; -4,9]*	-9 [-22; -16]
Амплитуда сгибания в фазу переноса в голеностопном суставе / Ankle amplitude 3	-0,5 [-3,6; 2,1]	-14 [-21,5; -5,3]**	0,5 [-4,8; 1,5]	-13,4 [-19,5; -6,9]**	-1 [-3; 1]

**Примечание:** \* — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же значением в группе контроля); # — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контрлатеральной стороны).

**Note:** \* — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the same value in the control group); # — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the same value of the contralateral side).

**Таблица 5.** Максимальные амплитуды электромиографии исследуемых мышц для контрлатеральной и паретичной сторон в сравнении с контрольной группой (контроль)

**Table 5.** Maximum electromyographic amplitudes of the studied muscles for the contralateral and paretic sides in comparison with the control group (control)

Мышца / Muscle	До / Before		После / After		Контроль / Control
	Контрлатеральная / Contralateral	Паретичная / Paretic	Контрлатеральная / Contralateral	Паретичная / Paretic	
Tibialis anterior	126 [100; 185]	77,5 [38; 106]**	163 [106; 206]	82 [54; 115]**	158,5 [117,5; 186]
Gastrocnemius	157,5 [104; 197]	52,5 [38; 60]**	178 [106; 233]	68,5 [46; 84]**	154 [112,5; 202]
Rectus femoris	98,5 [62; 124]*	59,5 [36; 90]#	108 [70; 150]*	52 [32; 85]#	62,5 [41; 86]
Hamstring	98,5 [75; 179]	47,5 [37; 80]**	127 [72; 179]* <sup>§</sup>	63,5 [32; 83]**	83 [61,5; 123]

**Примечание:** \* — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же значением в группе нормы); # — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контрлатеральной стороны);

<sup>§</sup> — достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем до лечения).

**Note:** \* — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the same value in the control group); # — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the same value of the contralateral side); <sup>§</sup> — significant, with probability  $p < 0.05$  (compared to the pre-treatment value).

Как до, так и после окончания реабилитационного процесса имеются типичные для гемипареза изменения и асимметрии. При этом динамика изменений на исследуемой дистанции относительно небольшая. Достоверно значимым является увеличение коэффициента ритмичности, уменьшения длительности периода опоры на контрлатеральной стороне.

Для функции суставов нижних конечностей имеются характерные симптомы гемипареза. Амплитуда АЗ голеностопного сустава в период переноса паретичной стороны существенно превосходит таковую на контрлатеральной стороне и в группе контроля. Это, собственно, симптом отвисающей стопы, и динамика здесь отсутствует.

Параметры функции мышц демонстрируют достоверное снижение амплитуды у *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius* и *m. hamstring* на стороне пареза. Максимум электрической активности *m. rectus femoris* контрлатеральной конечности демонстрирует достоверное увеличение по сравнению с паретичной стороной и контрольной группой до и после лечения.

В результате проведенного лечения достоверно увеличивается активность *m. hamstring* контрлатеральной стороны, и это единственный результат. Таким образом, проведенная целевая тренировка *m. tibialis anterior* не обнаружила объективно положительного влияния у данного контингента больных.

Сравнение с близкими исследованиями [16] показывает, что был получен положительный результат. Однако в работе Kibushi B. [27] также признается то, что электромиографическая БОС-тренировка для улучшения функции ходьбы остается предметом дискуссии. То, насколько в целом оправдано использование БОС-тренировки мышц для автоматизированных локомоций у больных с гемипарезом, требует дальнейшего исследования. Полученный нами результат данного исследования и пред-

шествующего, где также не было получено прямого подтверждения тренируемости автоматической функции паретичной стороны [23, 28], позволяет подвергнуть сомнению необходимость такой тренировки.

Таким образом, в результате полученного пациентами курса реабилитации произошли относительно незначительные изменения биомеханики ходьбы с улучшением функции паретичной стороны и снижением асимметрии. При этом мы не получили подтверждения влияния БОС-тренировки на целевой параметр.

#### Ограничения исследования

Небольшое количество обследованных в экспериментальной группе, время тренировки варьировало в соответствии с текущим состоянием пациента, отличалось количество тренировок у разных пациентов.

#### Незапланированные результаты

Все параметры биомеханического исследования как для паретичной, так и для интактной стороны имеют довольно высокую вариабельность. Очевидно, что отбор пациентов только на основе клинических параметров не является достаточным.

#### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

По результатам клинических шкал и объективной диагностики функция ходьбы пациентов в первые шесть месяцев после острого нарушения мозгового кровообращения имеет ряд достоверных улучшений за 21 день лечения в реабилитационном отделении. Однако связать данные изменения с проводимым курсом БОС-тренировки ходьбы с использованием в качестве целевого параметра амплитуды активности передней большеберцовой мышцы нет оснований. Сама функция передней большеберцовой мышцы также не показывает достоверных изменений.

#### ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

**Скворцов Дмитрий Владимирович**, заведующий лабораторией клинической биомеханики, Федеральный центр мозга и нейротехнологий ФМБА России; профессор, доктор медицинских наук кафедры медицинской реабилитации, Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова Минздрава России; заведующий лабораторией спортивной медицины, Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий ФМБА России.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2794-4912>

**Кауркин Сергей Николаевич**, кандидат медицинских наук, заведующий отделением ранней медицинской реабилитации, Федеральный центр мозга и нейротехнологий ФМБА России; доцент кафедры медицинской реабилитации, факультет дополнительного профессионального образования, Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова Минздрава России.

E-mail: [kaurkins@bk.ru](mailto:kaurkins@bk.ru), [kaurkin@fccps.ru](mailto:kaurkin@fccps.ru);

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5232-7740>

**Иванова Галина Евгеньевна**, руководитель отдела научно-исследовательского центра медицинской реабилитации, Федеральный центр мозга и нейротехнологий ФМБА России; профессор, доктор медицинских наук; заведующий

кафедрой медицинской реабилитации, факультет дополнительного профессионального образования, Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова Минздрава России.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3180-5525>

**Белонская Нина Константиновна**, врач-ординатор, кафедра медицинской реабилитации, факультет дополнительного профессионального образования, Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова Минздрава России.

ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-4152-8836>

**Худайгулова Алия Раисовна**, врач-ординатор, кафедра медицинской реабилитации, факультет дополнительного профессионального образования, Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова Минздрава России.

ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-4367-567X>

**Вклад авторов.** Все авторы подтверждают свое авторство в соответствии с международными критериями ICMJE (все авторы внесли значительный вклад в концепцию, дизайн исследования и подготовку статьи, прочитали и одобрили окончательный вариант до публикации). Наибольший вклад распределен следующим образом: Скворцов Д.В. — формирование дизайна исследования, поиск и обработка ли-

тературы, написание черновика рукописи; Кауркин С.Н. — проведение исследования, обработка первичных данных, статистическая обработка, написание текста статьи; Иванова Г.Е. — общее руководство, дизайн исследования; Белоновская Н.К. — проведение исследования, обработка данных; Худайгулова А.Р. — проведение исследования, обработка данных.

**Источники финансирования.** Работа выполнена в рамках государственного задания ФМБА России: научно-исследовательская работа «Разработка новых технологий медицинской реабилитации у пациентов с поражениями и заболеваниями головного мозга» — АААА-А19-119042590030-2.

**Конфликт интересов.** Скворцов Д.В. — член редакционной коллегии журнала «Вестник восстановительной медицины». Остальные авторы заявляют отсутствие конфликта интересов.

**Этическое утверждение.** Авторы заявляют, что все процедуры, использованные в данной статье, соответствуют этическим стандартам учреждений, проводивших исследование, и соответствуют Хельсинкской декларации в редакции 2013 г. Проведение исследования одобрено локальным этическим комитетом ФГБУ «Федеральный центр мозга и нейротехнологий» ФМБА России (протокол № 11/25-04-22 от 25.04.2022).

**Информированное согласие.** От всех пациентов (законных представителей) было получено письменное согласие на публикацию всей соответствующей медицинской информации, включенной в рукопись.

**Декларация о наличии данных.** Данные, подтверждающие выводы этого исследования, находятся в открытом доступе в репозитории Mendeley Data по адресу: <https://doi.org/10.17632/mdsgrwnvgy.1>

### ADDITIONAL INFORMATION

**Dmitry V. Skvortsov**, Head of Clinical Biomechanics Laboratory, Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies; Professor, D.Sc. (Med.), Medical Rehabilitation Chair, Pirogov Russian National Research Medical University; Head of the Sports Medicine Laboratory, Federal Research and Clinical Center for Specialized Types of Medical Care and Medical Technologies.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2794-4912>

**Sergey N. Kaurkin**, Ph.D. (Med.), Head of the Early Medical Rehabilitation Department, Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies; Associate Professor at the Department of Medical Rehabilitation, Pirogov Russian National Research Medical University.

E-mail: [kaurkins@bk.ru](mailto:kaurkins@bk.ru), [kaurkin@fccps.ru](mailto:kaurkin@fccps.ru);

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5232-7740>

**Galina E. Ivanova**, Head of the Department of the Scientific Research Center for Medical Rehabilitation, Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies; Professor, D.Sc. (Med.), Head of the Department of Medical Rehabilitation, Pirogov Russian National Research Medical University.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3180-5525>

**Nina K. Belonovskaya**, Resident Doctor, Department of Medical Rehabilitation, Pirogov Russian National Research Medical University.

ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-4152-8836>

**Aliya R. Khudaigulova**, Resident Doctor, Department of Medical Rehabilitation, Pirogov Russian National Research Medical University.

ORCID: <https://orcid.org/0009-0008-4367-567X>

**Author Contributions.** All authors confirm their authorship according to the international ICMJE criteria (all authors contributed significantly to the conception, study design and preparation of the article, read and approved the final version before publication). Special contributions: Kaurkin S.N. — methodology, validation, writing — original draft, formal analysis; Skvortsov D.V. — methodology, project administration, writing — review & editing, conceptualization; Ivanova G.E. — supervision, writing — review & editing, resources, conceptualization; Belonovskaya N.K. — investigation, formal analysis; Khudaigulova A.R. — investigation, formal analysis.

**Funding.** The work was performed within the framework of the state task of the FMBA of Russia: Research and development of new technologies for medical rehabilitation in patients with brain lesions and diseases — ААААА-А19-119042590030-2.

**Disclosure.** Skvortsov D.V. — Member of the Editorial Board of Bulletin of Rehabilitation Medicine Journal. Other authors declare no apparent or potential conflicts of interest related to the publication of this article.

**Ethics Approval.** The authors declare that all procedures used in this article are in accordance with the ethical standards of the institutions that conducted the study and are consistent with the Declaration of Helsinki as revised in 2013. The study was approved by the Local Ethics Committee of the Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies, Protocol No. 11/25-04-22 dated 25.04.2022.

**Informed Consent for Publication.** Written consent was obtained from all patients (legal representatives) for publication of all relevant medical information included in the manuscript.

**Data Availability Statement.** The data that support the findings of this study are publicly available in the Mendeley Data repository at: <https://doi.org/10.17632/mdsgrwnvgy.1>

### Список литературы / References

- World Health Organization. 2020 [The top 10 causes of death]. (Accessed 09.12.2020). Available at: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death#:~:text=The%20top%20global%20causes%20of%20birth%20asphyxia%20and%20birth%20trauma%2C>
- The World Stroke Organization. Annual Report 2022. Available at: [https://www.world-stroke.org/assets/downloads/WSO\\_Annual\\_Report\\_2022\\_-\\_online.pdf](https://www.world-stroke.org/assets/downloads/WSO_Annual_Report_2022_-_online.pdf) (Accessed 01.07.2024).
- Cauraugh J.H., Kim S.B. Chronic stroke motor recovery: duration of active neuromuscular stimulation. *Journal of the Neurological Sciences*. 2003; 215(1–2): 13–19. [https://doi.org/10.1016/S0022-510X\(03\)00169-2](https://doi.org/10.1016/S0022-510X(03)00169-2)
- Dorsch S., Ada L., Canning C.G., et al. The strength of the ankle dorsiflexors has a significant contribution to walking speed in people who can walk independently after stroke: an observational study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012; 93(6): 1072–1076. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.005>
- Ng S.S., Hui-Chan C.W. Contribution of ankle dorsiflexor strength to walking endurance in people with spastic hemiplegia after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012; 93(6): 1046–1051. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.12.016>

6. Mazzucchelli M, Mazzoleni D, Campanini I, et al. Evidence-based improvement of gait in post-stroke patients following robot-assisted training: A systematic review. *NeuroRehabilitation*. 2022; 51(4): 595–608. <https://doi.org/10.3233/nre-220024>
7. Nam Y.G., Lee J.W., Park J.W., et al. Effects of Electromechanical Exoskeleton-Assisted Gait Training on Walking Ability of Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2019; 100(1): 26–31. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.06.020>
8. Dantas M.T.A.P., Fernani D.C.G.L., Silva T.D.D., et al. Gait Training with Functional Electrical Stimulation Improves Mobility in People Post-Stroke. *Int J Environ Res Public Health*. 2023; 20(9): 5728. <https://doi.org/10.3390/ijerph20095728>
9. Mao Y.R., Zhao J.L., Bian M.J., et al. Spatiotemporal, kinematic and kinetic assessment of the effects of a foot drop stimulator for home-based rehabilitation of patients with chronic stroke: a randomized clinical trial. *J Neuroeng Rehabil*. 2022; 19(1): 56. <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01036-0>
10. Sabut S.K., Sikdar C., Kumar R., et al. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation*. 2011; 29(4): 393–400. <https://doi.org/10.3233/NRE-2011-0717>
11. Cheng J.S., Yang Y.R., Cheng S.J., et al. Effects of combining electric stimulation with active ankle dorsiflexion while standing on a rocker board: a pilot study for subjects with spastic foot after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010; 91(4): 505–512. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.11.022>
12. Ho C., Adcock L. *Foot Drop Stimulators for Foot Drop: A Review of Clinical, Cost-Effectiveness, and Guidelines*. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health. Nov. 21, 2018. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537874/> (Accessed 01.07.2024).
13. Ng S.S., Hui-Chan C.W. Transcutaneous electrical nerve stimulation combined with task-related training improves lower limb functions in subjects with chronic stroke. *Stroke*. 2007; 38(11): 2953–2959. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.107.490318>
14. Jaqueline da Cunha M., Rech K.D., Salazar A.P., et al. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med*. 2021; 64(1): 101388. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.03.012>
15. Frisk R.F., Jensen P., Kirk H., et al. Contribution of sensory feedback to plantar flexor muscle activation during push-off in adults with cerebral palsy. *J Neurophysiol*. 2017; 118(6): 3165–3174. <https://doi.org/10.1152/jn.00508.2017>
16. Dost Sürücü G., Tezen Ö. The effect of EMG biofeedback on lower extremity functions in hemiplegic patients. *Acta Neurol Belg*. 2021; 121(1): 113–118. <https://doi.org/10.1007/s13760-019-01261-w>
17. Aiello E., Gates D.H., Patriiti B.L., et al. Visual EMG Biofeedback to Improve Ankle Function in Hemiparetic Gait. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2005; 2005: 7703–7706. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1616297>
18. Santucci V., Alam Z., Liu J, et al. Immediate improvements in post-stroke gait biomechanics are induced with both real-time limb position and propulsive force biofeedback. *J Neuroeng Rehabil*. 2023; 20(1): 37. <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01154-3>
19. Spomer A.M., Conner B.C., Schwartz M.H., et al. Audiovisual biofeedback amplifies plantarflexor adaptation during walking among children with cerebral palsy. *J Neuroeng Rehabil*. 2023; 20(1): 164. <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01279-5>
20. Bertucco M., Nardon M., Mueske N., et al. The Effects of Prolonged Vibrotactile EMG-Based Biofeedback on Ankle Joint Range of Motion During Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy: A Case Series. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2023; 43(3): 351–366. <https://doi.org/10.1080/01942638.2022.2151391>
21. Kaźmierczak K., Wareńczak-Pawlicka A., Miedzyblocki M., et al. Effect of Treadmill Training with Visual Biofeedback on Selected Gait Parameters in Subacute Hemiparetic Stroke Patients. *Int J Environ Res Public Health*. 2022; 19(24): 16925. <https://doi.org/10.3390/ijerph192416925>
22. Tamburella F., Moreno J.C., Herrera Valenzuela D.S., et al. Influences of the biofeedback content on robotic post-stroke gait rehabilitation: electromyographic vs joint torque biofeedback. *J Neuroeng Rehabil*. 2019; 16(1): 95. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0558-0>
23. Скворцов Д.В., Кауркин С.Н., Иванова Г.Е., и др. Целенаправленная тренировка ходьбы в раннем восстановительном периоде у больных с церебральным инсультом (предварительное исследование). *Клиническая практика*. 2021; 12(4): 12–22. <https://doi.org/10.17816/clinpract77334> [Skvortsov D.V., Kaurkin S.N., Ivanova G.E., et al. Targeted walking training of patients in the early recovery period of cerebral stroke (preliminary research). *Journal of Clinical Practice*. 2021; 12(4): 12–22. <https://doi.org/10.17816/clinpract77334> (In Russ.)]
24. Chen G., Patten C., Kothari D.H., et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture*. 2005; 22: 51–56. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.009>
25. Boudarham J., Roche N., Pradon D., et al. Variations in Kinematics during Clinical Gait Analysis in Stroke Patients. *PLoS One*. 2013; 8(6): e66421. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0066421>
26. Wang Y., Mukaino M., Ohtsuka K., et al. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *Int J Rehabil Res*. 2020; 43(1): 69–75. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000391>
27. Kibushi B. Electromyography biofeedback to improve dynamic motion. *Recent Advances in Alternative Medicine*. Jul. 9, 2023. Available at: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.1002064> (Accessed 01.07.2024).
28. Skvortsov D.V., Kaurkin S.N., Ivanova G.E. A Study of Biofeedback Gait Training in Cerebral Stroke Patients in the Early Recovery Phase with Stance Phase as Target Parameter. *Sensors*. 2021; 21(21): 7217. <https://doi.org/10.3390/s21217217>