

DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab568673>

# Функциональная электрическая стимуляция при синдроме падающей стопы у больных с церебральным инсультом

С.Н. Кауркин<sup>1, 2</sup>, Д.В. Скворцов<sup>1, 2, 3</sup>, Д.А. Лобунько<sup>1</sup>, Г.Е. Иванова<sup>1, 2</sup>, А.К. Баранова<sup>1</sup><sup>1</sup> Федеральный центр мозга и нейротехнологий, Москва, Российская Федерация;<sup>2</sup> Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова, Москва, Российская Федерация;<sup>3</sup> Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий, Москва, Российская Федерация

## АННОТАЦИЯ

**Обоснование.** Ухудшение функции ходьбы в результате острого нарушения мозгового кровообращения, что проявляется синдромом «отвисающей» стопы, приводящим к трудностям с удержанием равновесия в положении стоя и увеличению заместительных стратегий, является важнейшим ограничивающим фактором, влияющим на самостоятельность и независимость. Результаты коротких временных тренировок с функциональной электрической стимуляцией у больных после перенесённого церебрального инсульта в ранний и поздний восстановительные периоды остаются открытыми.

**Цель исследования** — изучить функциональные и клинические результаты короткого курса функциональной электрической стимуляции у больных с синдромом отвисающей стопы после церебрального инсульта.

**Материалы и методы.** В исследовании участвовало 20 пациентов в раннем и позднем периоде полушарного острого нарушения мозгового кровообращения, которым был проведён курс (12 занятий по 60 минут) одноканальной 30-минутной функциональной электрической стимуляции *musculus tibialis anterior* совместно с основной программой двигательной реабилитации. Исследовали биомеханику ходьбы в произвольном темпе до и после курса тренировок. Регистрировали пространственно-временные параметры ходьбы, движение в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах и максимальные амплитуды электромиограммы основных групп мышц, ответственных за ходьбу. Использовали также классические клинические шкалы.

**Результаты.** Не получено отрицательной реакции на тренировку с функциональной электрической стимуляцией. После проведённого лечения отмечалось достоверное улучшение по шкалам «Динамический индекс ходьбы», «Индекс Хаузера», тест «Встань и иди», оценке мышечной силы, доменам «активность» и «участие». Пространственно-временные параметры демонстрируют синдромокомплекс, характерный для постинсультной ходьбы. После тренировок достоверно увеличиваются скорость ходьбы и длина цикла шага. Кинематика движений в тазобедренных и коленных суставах не обнаруживает существенной динамики. Обращают на себя внимание показатели контралатеральной стороны в коленном и тазобедренном суставах, отличающиеся от контрольной группы и свидетельствующие о двустороннем функциональном вовлечении в патологический процесс. Гониограммы голеностопных суставов паретичной конечности демонстрируют характерные для отвисающей стопы показатели: увеличение параметра циркумдукции на стороне пареза, общую амплитуду движений тазобедренного сустава, сгибание коленного сустава в период переноса (КаЗ), амплитуду сгибания голеностопного сустава в период переноса (АЗ). Данные параметры не показали изменений в результате курса функциональной электрической стимуляции.

**Заключение.** Обнаружено улучшение состояния по всем клиническим параметрам. Результаты объективной диагностики не выявили существенного влияния на функцию голеностопного сустава короткого курса функциональной электрической стимуляции. Последующее исследование планируется с учётом ограничений настоящего.

**Ключевые слова:** функциональная электростимуляция; реабилитация; инсульт; биомеханика ходьбы, отвисающая стопа, передняя большеберцовая мышца.

## Как цитировать:

Кауркин С.Н., Скворцов Д.В., Лобунько Д.А., Иванова Г.Е., Баранова А.К. Функциональная электрическая стимуляция при синдроме падающей стопы у больных с церебральным инсультом // Физическая и реабилитационная медицина, медицинская реабилитация. 2023. Т. 5, № 3. С. 200–214. DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab568673>

DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab568673>

# Functional electrical stimulation for foot drop syndrome in patients with cerebral stroke

Sergey N. Kaurkin<sup>1, 2</sup>, Dmitry V. Skvortsov<sup>1, 2, 3</sup>, Danila A. Lobunko<sup>1</sup>, Galina E. Ivanova<sup>1, 2</sup>, Anna K. Baranova<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies, Moscow, Russian Federation;

<sup>2</sup> The Russian National Research Medical University named after N.I. Pirogov, Moscow, Russian Federation;

<sup>3</sup> Federal Research and Clinical Center of Specialized Medical Care and Medical Technologies, Moscow, Russian Federation

## ABSTRACT

**BACKGROUND:** The deterioration of walking function as a result of acute cerebrovascular accident manifested by the foot drop syndrome, leading to difficulties in maintaining balance in the standing position and increased substitution strategies, is the most important limiting factor that affects autonomy and independence. The results of short time training with functional electrical stimulation in patients with cerebral stroke in the early and late recovery periods remain unknown.

**AIM:** to study the functional and clinical results of a short course of functional electrical stimulation in patients with cerebral stroke and foot drop syndrome.

**MATERIALS AND METHODS:** The study involved 20 patients with early and late hemispheric acute cerebrovascular accident who received a course of single-channel 30-minute functional electrical stimulation training of the m. tibialis anterior in conjunction with the main program of motor rehabilitation (60 minutes), consisting of 12 sessions. The biomechanics of walking at a random pace before and after training was investigated. Spatial and temporal parameters of walking, movements in hip, knee and ankle joints and maximum amplitudes of electromyography of the main muscle groups responsible for walking were recorded. Classical clinical scales were also used.

**RESULTS:** No negative reaction to training with functional electrical stimulation was obtained. After treatment, there was a significant improvement in the following scales was observed: "Dynamic Gait Index", "Hauser Ambulation Index", "Timed Up and Go Test" test, muscle strength assessment, "Activity and Participation" domains. Spatial and temporal parameters demonstrate a complex syndrome characteristic of post-stroke walking. Walking speed and step cycle length increased significantly after training. The kinematics of movements in the hip and knee joints do not reveal significant dynamics. The difference from the control group of contralateral side indices in knee and hip joints, indicating bilateral functional involvement in the pathologic process, draws attention. Goniograms of the ankle joints of the paretic limb revealed the following parameters characteristic of the sagging foot: increase in the circumduction parameter on the paresis side, total amplitude of hip joint movements, knee joint flexion in the transfer period (Ka3), and ankle joint flexion amplitude in the transfer period (A3). Following functional electrical stimulation training, no changes were observed in these parameters.

**CONCLUSION:** All clinical parameters have improved. Objective diagnostic results of the functional electrical stimulation training showed no significant effect on ankle joint function. Taking into account the limitations of this study, a follow-up study is planned.

**Keywords:** functional electrical stimulation; rehabilitation; stroke; biomechanics of walking; foot drop; m. tibialis anterior.

## To cite this article:

Kaurkin SN, Skvortsov DV, Lobunko DA, Ivanova GE, Baranova AK. Functional electrical stimulation for foot drop syndrome in patients with cerebral stroke. *Physical and rehabilitation medicine, medical rehabilitation*. 2023;5(3):200–214. DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab568673>

Received: 15.07.2023

Accepted: 22.08.2023

Published: 29.09.2023

### Список сокращений

A1/Ax1 — амплитуда первого разгибания / фаза максимального разгибания	KP — коэффициент ритмичности (симметрии)
A2/Ax2 — амплитуда максимального разгибания при отрыве стопы для переноса / фаза максимального сгибания	HVD — начало второй двойной опоры
A3 — амплитуда сгибания в фазу переноса	OO — период одиночной опоры
ВПС — высота подъёма стопы	ПО — период опоры
ДО — суммарный период двойной опоры	Ta1 — амплитуда сгибания в начале периода опоры
ДЦШ — длина цикла шага	Ta2 — амплитуда максимального разгибания
Ka1/Kx1 — амплитуда первого сгибания и её фаза	ТХ — фаза максимального разгибания
Ka2/Kx2 — амплитуда разгибания и её фаза	ФЭС — функциональная электромиостимуляция
Ka3/Kx3 — амплитуда махового сгибания в периоде переноса и её фаза	Ц — циркумдукция
	ЦШ — цикл шага
	ЧШ — частота шага

## ОБОСНОВАНИЕ

Ухудшение функции ходьбы в результате острого нарушения мозгового кровообращения является важнейшим ограничивающим фактором, приводящим к потере самостоятельности и независимости пациентов [1]. Ограничения проявляются как в бытовой сфере (ходьба по квартире, лестнице; выход на улицу; посещение магазина) [2], так и в трудовой и общественной деятельности [3]. Изменённый в результате инсульта акт ходьбы увеличивает риск падений и травм [4], влияет на повседневную мобильность и физическую активность, уменьшая их, что впоследствии ведёт к снижению общей толерантности к нагрузке, астении, гиподинамии [5], которые в свою очередь увеличивают вероятность повторных нарушений мозгового кровообращения и других сосудистых заболеваний [6].

В результате острого нарушения мозгового кровообращения в структурах голеностопного сустава формируется наиболее распространённая клиническая картина в виде спастичности подошвенных сгибателей и слабости тыльных сгибателей (foot drop — «отвисающая» стопа). Последующее ограничение движения в суставе изменяет механические свойства мышц и соединительной ткани, ещё больше ограничивая функциональные возможности сегмента [7]. Помимо двигательных нарушений, диагностируются сенсорные расстройства в виде онемения и невозможности дифференцировать расположение конечности в пространстве, выполнять опорную функцию [8]. В результате данной патологии у пациентов возникают трудности с удержанием равновесия в положении стоя [9], снижается скорость ходьбы, появляется асимметрия опоры, изменяется паттерн походки, образуется патологический алгоритм передвижения, увеличивается риск падений. Особенно данная картина проявляется при «отвисающей» стопе, что приводит к увеличению

заместительных стратегий в фазу переноса в виде увеличения сгибания или отведения в тазобедренном суставе, сгибания в коленном суставе с последующими «шлепками» стопы [10, 11].

На данный момент при синдроме «отвисающей» стопы существует множество методов, направленных на восстановление функционирования голеностопного сустава, а также возможности выполнять опорную функцию и ходьбу. К ним относятся мануальные, аппаратные приёмы, использование физиотерапевтического оборудования, техники виртуальной реальности и тренировки с биологической обратной связью, ортезирование. Использование голеностопного ортеза увеличивает угол тыльного сгибания, увеличивает расстояние и улучшает качество ходьбы [12].

Среди не самых распространённых методов лечения стоит отметить кинезиотейпирование, зеркальную терапию и применение экзокостюмов. В.Ф. Koseoglu и соавт. [13] продемонстрировали эффект применения тейпирования на *musculus tibialis anterior* совместно с индивидуальными мануальными техниками в отношении улучшения паттерна походки, равновесия и качества жизни. Использование зеркальной терапии в дополнение к классической индивидуальной программе реабилитации оказывает положительное влияние с продолжительностью эффекта в течение 8 недель на такие составляющие, как моторика, равновесие, двигательные функции, передвижение и скорость ходьбы; не увеличивает выраженность спастичности [14]. Реабилитационные процедуры в мягком экзокостюме с кабельным приводом, размещённом на голеностопном суставе и голени, производящем целенаправленное сопротивление движениям, увеличили подвижность сустава, мышечную силу и увеличение пика фазовых параметров [15].

В последние десятилетия высокую актуальность приобрели методики, использующие функциональную электромиостимуляцию *m. tibialis anterior* во время лечебных упражнений и ходьбы. Функциональная электрическая

стимуляция (ФЭС) представляет собой метод восстановления функции паретичных мышц с помощью кратковременных электрических импульсов с использованием поверхностных электродов в фазу, когда мышца должна работать в периоде переноса цикла шага. Данные литературы демонстрируют убедительные доказательства того, что ФЭС в сочетании с индивидуальной программой тренировки улучшает произвольную активность и имеет терапевтический эффект у пациентов с хроническим инсультом [16].

С момента создания ФЭС рассматривается в качестве многообещающего метода лечения у больных, в том числе после инсульта [17], при этом техническое развитие последних десятилетий существенно сказалось и на реализации приборов для проведения ФЭС [18]. Использование инерционных сенсоров и сложных алгоритмов распознавания цикла шага позволило создать компактные устройства, которые не содержат внешних контактных датчиков. Такие устройства созданы для одного из частых осложнений — отвисающей стопы [19], что дало новый толчок к исследованию возможности их применения у больных после перенесённого инсульта [20–24].

В основном устройства ФЭС, применяемые при синдроме падающей стопы, ориентированы на постоянное их применение. Вопрос, могут ли быть достигнуты положительные результаты у больных после перенесённого церебрального инсульта при коротком времени ФЭС-тренировки, остаётся открытым, как и возможные результаты такого применения.

**Цель исследования** — изучить функциональные и клинические результаты короткого курса ФЭС у больных с синдромом отвисающей стопы после церебрального инсульта.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

### Дизайн исследования

Экспериментальное проспективное нерандомизированное интервенционное продольное пилотное.

### Критерии соответствия

**Критерии включения:** пациенты с гемипарезом в раннем и позднем восстановительном периоде впервые возникшего полушарного ишемического инсульта; возраст до 75 лет; функциональная готовность к вертикализации; адекватная реакция на пробу с ортостазом; возможность держать вертикальную стойку в течение не менее минуты; ходьба без посторонних вспомогательных предметов; ясное сознание с уровнем бодрствования, достаточным для усвоения и выполнения инструкций при проведении исследования и тренировок; отсутствие когнитивных нарушений, препятствующих пониманию поставленных исследователем задач; отсутствие сенсомоторной афазии; наличие патологического тонуса в *musculus triceps surae*

паретичной нижней конечности ниже 2-х баллов и выше по модифицированной шкале спастичности Ашфорта (Ashworth Scale); отсутствие декомпенсированной соматической патологии, ишемических изменений на электрокардиограмме, сердечной недостаточности (II класс и выше по Killip); отсутствие заболеваний центральной и периферической нервной системы помимо инсульта, сопровождающихся неврологическим дефицитом (последствия травм, опухолей, полинейропатии и т.п.); отсутствие ортопедической патологии (суставные деформации и контрактуры, выраженный болевой синдром, ампутации конечностей, операций на суставах нижних конечностей с использованием металлоконструкций и др.).

**Критерии исключения:** неадекватная реакция сердечно-сосудистой системы во время проведения тренировки; индивидуальная непереносимость чрескожной электрической стимуляции; отказ пациента от проведения лечебных мероприятий; отрицательная динамика неврологического и/или соматического статуса; наличие в организме имплантированных генераторов импульса и искусственных водителей ритма; наличие в организме металлоконструкций в непосредственной близости от предполагаемой области воздействия; выраженный болевой синдром в паретичной нижней конечности в покое либо при движении, препятствующий выполнению упражнений; грубые когнитивные расстройства; психоэмоциональное возбуждение; признаки истерии; псевдобульбарный синдром (насильственный смех, плач); грубые речевые расстройства; повреждения кожных покровов; кожные заболевания паретичной нижней конечности (исключение: заключение врача-дерматолога об отсутствии противопоказаний к проведению ФЭС); тромбоз вен нижней конечности без признаков реканализации либо артериальный тромбоз; паркинсонизм и другие виды тремора; диагноз эпилептического синдрома.

### Условия проведения

Исследование проводилось в период с 2020 по 2022 год в лаборатории Научно-исследовательского центра медицинской реабилитации ФГБУ «Федеральный центр мозга и нейротехнологий» Федерального медико-биологического агентства России.

### Описание медицинского вмешательства

В исследовании принимали участие группа контроля, состоящая из 20 здоровых испытуемых, и основная группа пациентов из 20 человек с гемипарезом в раннем и позднем восстановительном периоде впервые возникшего полушарного ишемического инсульта, которым был проведён курс ФЭС *m. tibialis anterior* совместно с основной программой двигательной реабилитации.

### Методы регистрации исходов

**Методика оценки функции ходьбы.** Биомеханическое объективное исследование функции ходьбы выполнялось

с помощью комплекса «Стэдис» (Нейрософт, Иваново). Применялось 7 инерционных сенсоров (рис. 1), каждый из которых содержит по два канала электромиографической регистрации. Сенсоры размещаются на крестце, наружной поверхности средней трети бедра, наружной лодыжке и подъёме стопы с обеих сторон. Электромиография регистрировалась с поверхностных мышц: прямой мышцы бедра и суммарной активности двуглавой и полусухожильной мышцы, передней большеберцовой мышцы и суммарной активности наружной и внутренней головок трёхглавой. Использовались одноразовые поверхностные электроды Mederen.

Инерционные сенсоры передают данные через сеть Wi-Fi в компьютер с регистрирующей программой. Регистрация биомеханических параметров производится во время ходьбы пациента в лаборатории в произвольном темпе на дистанции 15 метров, разворачиваясь каждый раз в крайних точках и снова продолжая движение. Шаги с неустановившимися параметрами (разгон, развороты, торможение) программное обеспечение автоматически отбрасывает. Регистрация завершалась при достижении 40 циклов шага.

Программное обеспечение определяло циклы шага (ЦШ) для паретичной и контралатеральной конечностей и в соответствии с ними рассчитывало другие параметры ЦШ. Регистрировались пространственные, временные и кинематические биомеханические параметры.

**Временные параметры:** длительность ЦШ (в секундах); коэффициент ритмичности (симметрии) (КР; отношение времени опоры, меньшее к большему); частота шага (ЧШ, в шагах в минуту). Отдельные временные периоды ЦШ измерялись в процентах от ЦШ: период опоры (ПО), период одиночной опоры (ОО), суммарный период двойной опоры (ДО) и параметр начала ЦШ другой ноги (начало второй двойной опоры, НВД).

**Пространственные параметры:** длина цикла шага (ДЦШ, в сантиметрах), высота подъёма стопы (ВПС, в сантиметрах), скорость ходьбы ( $V$ , в км/ч), циркумдукция ( $C$ , в сантиметрах).

**Кинематические параметры** регистрировались для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагиттальной плоскости (сгибание-разгибание) с построением гониограммы за ЦШ с последующим определением следующих показателей:

- для тазобедренного сустава: амплитуда сгибания в начале периода опоры ( $Ta1$ , в градусах), амплитуда максимального разгибания ( $Ta2$ , в градусах), фаза максимального разгибания ( $TX$ , в % от ЦШ) и максимальная амплитуда в суставе за ЦШ ( $T_{общ.}$ , в градусах);
- для коленного сустава: амплитуда первого сгибания ( $Ka1$ , в градусах) и её фаза ( $Kx1$ , в % от ЦШ); амплитуда разгибания ( $Ka2$ , в градусах) и её фаза ( $Kx2$ , в % от ЦШ); амплитуда махового сгибания в периоде переноса ( $Ka3$ , в градусах) и её фаза ( $Kx3$ , в % от ЦШ);



Рис. 1. Процесс биомеханической диагностики функции ходьбы.

Fig. 1. Biomechanical diagnostics of walking function.

- для голеностопного сустава: развиваемая в течение ЦШ амплитуда ( $A_{общ.}$ , в градусах); амплитуда первого разгибания «перекат через пятку» ( $A1$ , в градусах) и фаза максимального разгибания ( $Ax1$ , в % от ЦШ); амплитуда максимального разгибания при отрыве стопы для переноса ( $A2$ , в градусах) и фаза максимального сгибания ( $Ax2$ , в % от ЦШ); амплитуда сгибания в фазу переноса ( $A3$ , в градусах).

Электромиограммы мышц анализировали максимально развиваемую амплитуду за ЦШ (в мкВ) для передней большеберцовой мышцы (tibialis anterior, TA), икроножных мышц (gastrocnemius, GA), прямой мышцы бедра (rectus femoris, RF), полусухожильной и полуперепончатой мышц бедра (semimembranosus and semitendinosus, SMT).

Функциональные возможности пациента оценивались с помощью клинических шкал: оценки мышечной силы (Medical Research Council Weakness Scale, MRC), оценки мышечного тонуса (Modified Ashworth Scale, MAS), индекса ходьбы Хаузера (Hauser Ambulation Index, HAI) [25], теста «Встань и иди» (Timed Up and Go Test, TUG), динамического индекса ходьбы (Dynamic Gait Index, DGI) [26]. Оценивались также результаты достижения описанных и измеренных нарушений здоровья и возможностей пациента в доменах Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья «активность и участие»: функция стереотипа походки (d770), преодоление препятствий (d4551) и ходьба на короткое расстояние (d4500) [27].

**Методика ФЭС-тренировки.** Для проведения ФЭС-тренировки использовали прибор WalkAide (AxioBionics, США). Устройство закрепляется с помощью манжеты



**Рис. 2.** Процесс тренировки с использованием функциональной электромиостимуляции.

**Fig. 2.** Training with functional electromyostimulation.

на верхней трети голени пациента (рис. 2). Внутри манжеты находятся многоразовые электроды, которые располагаются в проекции брюшка передней большеберцовой мышцы.

Процедура ФЭС состояла из занятия, включающего настройку устройства с учётом индивидуальных параметров ЦШ, так чтобы электрические импульсы возбуждали переднюю большеберцовую мышцу в начале-середине периода переноса. Задачей пациента ставилась ходьба по ровной поверхности в течение 30 минут без дополнительных средств опоры. В процессе первичной настройки для пациента подбирались индивидуальные параметры стимуляции, такие как начало, окончание и интенсивность стимуляции. Устройство ФЭС оснащено собственным инерционным сенсором, который детектирует начало каждого ЦШ. Система позволяет вносить изменения в реальном времени в случае необходимости. Интенсивность стимуляции в среднем варьировала от 64 до 94 мкВ. Пациенты, помимо основной программы медицинской реабилитации, получили по 12 процедур ФЭС (см. рис. 2).

Критериями к прекращению тренировки являлись жалобы пациента на ухудшение самочувствия, внешние признаки усталости, изменения объективных параметров, указывающих на переутомление пациента. За период сессии нежелательных реакций, требующих завершения курса реабилитационных мероприятий, не отмечено.

Основная программа двигательной реабилитации длительностью 60 минут включала занятия лечебной физической культурой на столе Бобата с использованием мануальных техник (Бобат-терапия, проприоцептивная нейромышечная фасилитация, онтогенетически обусловленная кинезитерапия); механотерапию на тренажёре Thera-vital (суставная гимнастика и увеличение мышечной силы); индивидуальные тренировки ходьбы с инструктором-методистом лечебной физической культуры.

## Этическая экспертиза

Исследование выполнено в соответствии с этическими принципами Хельсинкской декларации с получением письменного согласия пациента на участие в исследовании и одобрено локальным этическим комитетом ФГБУ ФЦМН ФМБА России (Протокол № 7 от 19.07.2021).

## Статистический анализ

Обработка полученных результатов проведена стандартными методами описательной вариационной статистики с расчётом средних значений и среднеквадратичного отклонения. Использовался программный пакет Statistica 12. Оценку достоверности различий выполняли с помощью критерия Вилкоксона–Манна–Уитни при  $p < 0,05$ . Проводили сравнительную оценку аналогичных параметров контралатеральной и паретичной сторон с показателями контрольной группы.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

### Объекты (участники) исследования

В исследовании приняли участие две группы пациентов. Основную группу составили 15 мужчин и 5 женщин с гемипарезом вследствие впервые возникшего полусферного ишемического инсульта, из них у 8 было поражено правое полушарие головного мозга, у 12 — левое; средний возраст  $56,05 \pm 10,33$  лет (35–74), средний рост  $173 \pm 7,88$  см (164–198), средний вес  $80,05 \pm 13,46$  кг (52–100), дней после острого нарушения мозгового кровообращения  $179,75 \pm 115,43$  (19–363).

В группу контроля вошли 20 практически здоровых добровольцев, не имеющих в анамнезе травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата, из них 10 женщин и 10 мужчин; средний возраст  $28,8 \pm 3,66$  лет (23–35), средний рост  $176,8 \pm 5,53$  см (168–188), средний вес  $76,25 \pm 14,09$  кг (55–100).

### Основные результаты исследования

Результаты исследования динамики состояния по функциональным шкалам и доменам Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья представлены в табл. 1. Как видим, в результате проведённого лечения происходит достоверное улучшение по всем используемым функциональным шкалам, а домены Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья демонстрируют уменьшение проблематики ( $p < 0,05$ ).

Результаты исследования по шкалам оценки мышечной силы (Medical Research Council Weakness Scale, MRC) и оценка мышечного тонуса (Modified Ashworth Scale, MAS) представлены в табл. 2. Можно наблюдать, как в результате проведённого лечения происходит достоверное улучшение по всем мышечным группам ( $p < 0,05$ ), при этом

**Таблица 1.** Динамика по шкалам и доменам Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья (в баллах)**Table 1.** Dynamics by scales and domains of the International Classification of Functioning, Disability and Health (in points)

Шкала / Домен	До лечения	После лечения
Динамический индекс ходьбы (DGI)	17,3±2,4	21,1±1,8*
Индекс ходьбы Хаузера (HAI)	3,6±0,5	2,9±0,7*
Тест «Встань и иди» (TUG)	27,7±13,5	20,1±9,0*
d770 (функция стереотипа походки)	2,4±0,9	1,6±0,8*
d4551 (преодоление препятствий)	2,0±0,9	1,1±0,8*
d4500 (ходьба на короткие расстояния)	1,1±0,8	0,6±0,7*

**Примечание.** \* Достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем до лечения).

**Note:** \* Significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value before treatment).

**Таблица 2.** Оценка мышечной силы и мышечного тонуса (в баллах)**Table 2.** Muscle Strength and Muscle Tone assessment scale (in points)

Группа мышц	Шкала оценки	До лечения	После лечения
Тазобедренные сгибатели	MRC	3,5±0,7	3,8±0,6*
	MAS	0,1±0,3	0,1±0,3
Тазобедренные разгибатели	MRC	3,5±0,7	3,8±0,6*
	MAS	-	-
Коленные сгибатели	MRC	3,3±0,8	3,6±0,7*
	MAS	0,1±0,3	0,1±0,3
Коленные разгибатели	MRC	3,5±0,7	3,7±0,7*
	MAS	-	-
Голенистоопные тыльные сгибатели	MRC	2,6±0,8	3,0±1,0*
	MAS	-	-
Голенистоопные подошвенные сгибатели	MRC	2,6±0,8	3,1±1,0*
	MAS	1,1±1,0	1,0±0,8

**Примечание.** \* Достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем до лечения). MRC (Medical Research Council Weakness Scale) — шкала оценки мышечной силы; MAS (Modified Ashworth Scale) — шкала оценки мышечного тонуса.

**Note:** \* Significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value before treatment). MRC — Medical Research Council Weakness Scale; MAS — Modified Ashworth Scale.

для голеностопного сустава достоверно увеличивается функция только мышц-разгибателей.

Данные анализа пространственно-временных параметров ходьбы представлены в табл. 3. Согласно полученным данным, параметр ЦШ продемонстрировал достоверное увеличение как с паретичной, так и контралатеральной стороны по сравнению с группой контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Высота подъема стопы паретичной конечности достоверно меньше по сравнению с той же группой и контралатеральной стороной как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Циркумдукция паретичной конечности достоверно больше по сравнению с группой контроля

и контралатеральной стороной как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Параметры частоты шага и коэффициента ритмичности ходьбы демонстрируют достоверное снижение по сравнению с группой контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Длина ЦШ достоверно меньше по сравнению с контрольной группой до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Длина ЦШ достоверно увеличивается после проведенного лечения ( $p < 0,05$ ). Скорость ходьбы пациентов демонстрирует достоверное снижение по сравнению с группой контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Скорость ходьбы пациентов демонстрирует достоверное увеличение после проведенного лечения ( $p < 0,05$ ).

**Таблица 3.** Пространственно-временные параметры ходьбы**Table 3.** Space-time parameters of walking

Параметры	До лечения		После лечения		Контроль
	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	
ЦШ, сек	1,6±0,4*	1,6±0,4*	1,6±0,5*	1,6±0,5*	1,1±0,1
ВПС, см	11,4±2,3	9,6±2,2*#	12,1±2,2	9,9±2,2*®	12,6±2,1
Ц, см	2,7±1	5,6±2,1*#	2,7±1,2	5,7±2,6*®	3±0,9
ЧШ, шагов в мин	39,2±7,3*		39,4±7,8*		54,6±3,5
КР	0,7±0,1*		0,7±0,1*		1±0,0
ДЦШ, см	70,3±16,3*		77,8±15,6*§		135,6±11,2
V, км/ч	1,7±0,6*		1,9±0,6*§		4,4±0,6

**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 контралатеральной стороны до лечения); ® достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны после лечения); § достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем до лечения). ЦШ — цикл шага; ВПС — высота подъёма стопы; Ц — циркумдукция; ЧШ — частота шага; КР — коэффициент ритмичности (симметрии); ДЦШ — длина цикла шага; V — скорость ходьбы.

**Note:** \* Significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value in the control group); # significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side before treatment); ® significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side after treatment); § significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value before treatment). ЦШ — step cycle; ВПС — foot lift height; Ц — circumduction; ЧШ — step frequency; КР — coefficient of rhythmicity (symmetry); ДЦШ — step cycle length; V — walking speed.

**Таблица 4.** Фазы ходьбы**Table 4.** Phases of walking

Параметры	До лечения		После лечения		Контроль
	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	
ПО, %	75,8±4,6*	62,6±5,4#	74,3±5,3*	63,3±5,1®	62,9±1,5
ОО, %	37,8±5,4	24,6±4,8*#	37,1±4,4	25,3±5,9*®	37,2±1,4
ДО, %	38,0±8,0*	38,1±7,6*	37,2±8,8*	38,0±10,4*	25,6±2,8
НВД, %	58,3±4,0*	42,1±4,5*#	56,3±3,2*	43,4±2,7*®	49,9±0,4

**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 контралатеральной стороны до лечения); ® достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны после лечения). ПО — период опоры; ОО — период одиночной опоры; ДО — суммарный период двойной опоры; НВД — начало второй двойной опоры.

**Note:** \* Significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value in the control group); # significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side before treatment); ® significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side after treatment). ПО — the period of support; ОО — the period of a single support; ДО — the total period of a double support; НВД — the beginning of the second double support.

Данные анализа фаз ЦШ представлены в табл. 4. Видим, что показатель ПО контралатеральной конечности достоверно больше, чем такой же показатель группы контроля и паретичной конечности до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Параметр ОО паретичной конечности меньше, чем показатель контралатеральной стороны и группы контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Период ДО демонстрирует достоверное увеличение по сравнению с группой контроля для обеих сторон до и после проводимого

лечения ( $p < 0,05$ ). Показатель НВД контралатеральной стороны достоверно выше по сравнению с группой контроля и паретичной стороной до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Показатель НВД 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 табл. 5–7.



**Таблица 5.** Амплитудно-фазовые параметры движения суставов: тазобедренный сустав**Table 5.** Amplitude-phase parameters of joint movement: hip joint

Параметры	До лечения		После лечения		Контроль
	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	
Ta1, град.	20,2±4,0*	9,5±4,7*#	20,0±5,1*	9,4±3,9*®	23,1±5,1
Ta2, град.	-7,6±3,3*	-6,3±3,9*	-8,4±4,5	-6,2±4,7*®	-10,0±4,2
ТХ, % от ЦШ	63,1±5,8*	51,1±5,6#	61,2±6,3*	52,5±6,4®	53,2±3,0
T <sub>общ.</sub> , град.	31,6±5,6*	17,6±6,2*#	31,9±5,8	18,8±5,4*®	34,9±5,9

**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 контралатеральной стороны до лечения); ® достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны после лечения). Ta1 — амплитуда сгибания в начале периода опоры; Ta2 — амплитуда максимального разгибания; ТХ — фаза максимального разгибания; ЦШ — цикл шага; T<sub>общ.</sub> — максимальная амплитуда в суставе за цикл шага.

**Note:** \* Significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value in the control group); # significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side before treatment); ® significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side after treatment). Ta1 — the amplitude of flexion at the beginning of the support period; Ta2 — the amplitude of maximum extension; ТХ — the phase of maximum extension; ЦШ — the step cycle; T<sub>общ.</sub> — the maximum amplitude in the joint per step cycle.

**Таблица 6.** Амплитудно-фазовые параметры движения суставов: коленный сустав**Table 6.** Amplitude-phase parameters of joint movement: knee joint

Параметры	До лечения		После лечения		Контроль
	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	
Ka1, град.	4,9±2,7*	6,0±5,8*	6,2±3,8*	7,2±6,5*	14,6±3,5
Kx1, % от ЦШ	8,8±3,7*	8,7±5,0*	8,7±5,3*	10,1±6,4	13,1±3,5
Ka2, град.	-5,2±6,0*	-0,7±8,4*	-3,27,4*	-2,4±9,7*	4,8±4,8
Kx2, % от ЦШ	35,9±7,6	31,8±9,2	36,9±7,0	32,0±12,9	36,5±4
Ka3, град.	42,5±7,4*	24,8±8,5*#	44,6±10,2*	27,6±9,7*®	56,5±7,3
Kx3, % от ЦШ	80,4±4,1*	69,1±5,2#	79,5±4,8*	69,3±5,6®	69,1±2,9

**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 контралатеральной стороны до лечения); ® достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны после лечения). Ka1/Kx1 — амплитуда первого сгибания и её фаза; Ka2/Kx2 — амплитуда разгибания и её фаза; Ka3/Kx3 — амплитуда махового сгибания в периоде переноса и её фаза; ЦШ — цикл шага.

**Note:** \* Significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value in the norm group); # significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side before treatment); significance at  $p < 0.05$  (compared with the value of the contralateral side after treatment). Ka1/Kx1 — the amplitude of the first flexion and its phase; Ka2/Kx2 — the amplitude of extension and its phase; Ka3/Kx3 — the amplitude of the flywheel flexion in the transfer period and its phase; ЦШ — the step cycle.

Амплитуда Ta1 контралатеральной и паретичной конечностей достоверно меньше, чем в группе нормы, как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда Ta1 паретичной конечности достоверно меньше, чем у контралатеральной до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда Ta2 контралатеральной конечности до лечения, а паретичной — до и после лечения достоверно больше, чем в группе контроля ( $p < 0,05$ ). Амплитуда Ta2 паретичной конечности после лечения достоверно больше, чем у такого же значения контралатеральной конечности ( $p < 0,05$ ).

Момент (фаза) полного разгибания (ТХ) с контралатеральной стороны наступает достоверно позже, чем в группе контроля и с паретичной стороны, как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Общая амплитуда тазобедренного сустава контралатеральной конечности достоверно ниже по сравнению с группой контроля до лечения ( $p < 0,05$ ). Общая амплитуда тазобедренного сустава (T<sub>общ.</sub>) паретичной конечности достоверно ниже по сравнению с группой контроля и показателем контралатеральной конечности до и после лечения ( $p < 0,05$ ).

**Таблица 7.** Амплитудно-фазовые параметры движения суставов: голеностопный сустав**Table 7.** Amplitude-phase parameters of joint movement: ankle joint

Параметры	До лечения		После лечения		Контроль
	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	
A <sub>общ.</sub> , град.	27,3±8*	26,4±5,8*	26,5±6,1*	25,5±6,3*	33,8±4,4
A1, град.	10,7±2,2*	11,0±3,0	10,9±2,1*	11,1±3,1	13,6±5,1
Ax1, % от ЦШ	62,3±5,6*	50,7±7,0*#	60,6±5,8* <sup>§</sup>	51,4±8,2* <sup>@</sup>	46,7±3,7
A2, град.	-16,0±8,0	-6,0±5,3*#	-14,6±6,5*	-3,3±8,6* <sup>@</sup>	-20,2±7
Ax2, % от ЦШ	76,5±5,0*	72,2±8,0*#	75,3±6,3*	69,9±8,0* <sup>@</sup>	63,7±2,3
A3, град.	-8,8±5,0*	-14,6±5,3*#	-9,4±6,1*	-12,3±6,8*	-3±5,1

**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 контралатеральной стороны до лечения); @ достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны после лечения); <sup>§</sup> достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем до лечения). A<sub>общ.</sub> — развиваемая в течение цикла шага амплитуда; A1/Ax1 — амплитуда первого разгибания «перекат через пятку» и фаза максимального разгибания; A2/Ax2 — амплитуда максимального разгибания при отрыве стопы для переноса и фаза максимального сгибания; A3 — амплитуда сгибания в фазу переноса.

**Note:** \* Significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value in the norm group); # significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side before treatment); @ significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side after treatment); <sup>§</sup> significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value before treatment). A<sub>общ.</sub> — the amplitude developed during the step cycle; A1/Ax1 — the amplitude of the first extension «rolling through the heel» and the phase of maximum extension; A2/Ax2 — the amplitude of maximum extension when the foot is removed for transfer and the phase of maximum flexion; A3 — the amplitude of flexion in the phase of transfer.

Амплитуды Ka1 и Ka2 достоверно ниже показателей нормы с обеих нижних конечностей как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Момент сгибания (Kx1) наступает достоверно раньше показателей контрольной группы для обеих нижних конечностей до и с контралатеральной конечности — после лечения ( $p < 0,05$ ). Маховые амплитуды (Ka3) обеих конечностей достоверно меньше показателя нормы до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Маховые амплитуды (Ka3) паретичной конечности достоверно меньше такого же показателя контралатеральной стороны до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Фаза маховой амплитуды (Kx3) контралатеральной конечности наступает позже, чем в группе контроля и в паретичной конечности, как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ).

Общая амплитуда голеностопного сустава (A<sub>общ.</sub>) паретичной и контралатеральной конечностей достоверно ниже по сравнению с группой контроля до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда A1 контралатеральной конечности достоверно меньше показателей нормы ( $p < 0,05$ ). Фаза амплитуды (Ax1) контралатеральной и паретичной конечностей наступает позже, чем в контрольной группе ( $p < 0,05$ ). Фаза амплитуды (Ax1) паретичной конечности наступает раньше, чем на контралатеральной стороне до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Фаза амплитуды (Ax1) контралатеральной конечности после лечения наступает раньше, чем до лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда A2 паретичной конечности достоверно больше показателей нормы и контралатеральной стороны до и после

лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда A2 контралатеральной конечности достоверно больше показателя контрольной группы после лечения ( $p < 0,05$ ). Фаза амплитуды (Ax2) контралатеральной и паретичной конечностей наступает позже, чем в группе контроля, как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ). Фаза амплитуды (Ax2) паретичной конечности наступает раньше, чем с контралатеральной конечности до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда A3 достоверно меньше показателей нормы с обеих нижних конечностей до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Амплитуда A3 паретичной конечности достоверно меньше показателя контралатеральной стороны как до, так и после лечения ( $p < 0,05$ ).

Максимальные амплитуды электромиограммы исследуемых мышц приведены в табл. 8. Так, максимум электрической активности *m. tibialis anterior* и *m. gastrocnemius* паретичной конечности достоверно ниже показателя нормы и показателя контралатеральной стороны до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Максимум электрической активности *m. rectus femoris* паретичной конечности достоверно ниже показателя контралатеральной стороны до и после лечения ( $p < 0,05$ ). Максимум электрической активности *m. rectus femoris* паретичной конечности после лечения достоверно выше показателя до лечения ( $p < 0,05$ ). Это единственный параметр, который достоверно изменился в результате проведённого лечения. Максимум электрической активности *m. semi-bic. fem* паретичной конечности достоверно ниже, а контралатеральной стороны — больше

**Таблица 8.** Максимальные амплитуды электромиограммы исследуемых мышц**Table 8.** Maximum electromyograms amplitudes of the studied muscles

Мышца	До лечения		После лечения		Контроль
	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	Контралатеральная сторона	Паретичная сторона	
TA	138,3±65,2	66,3±45,3*#	154,6±50,7	74,5±39,4*®	135,5±29
GA	130,0±57,3	42,9±21,9*#	139,5±58,1	51,5±28,2*®	118,2±44,5
RF	89,0±33,8	49,3±24,6#	88,4±34,2	62,0±33,0*®\$	67,6±43,8
BF	105,3±55,0*	46,4±24,1*#	98,2±43,8	55,1±39,2®	75±27,2

**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 контралатеральной стороны до лечения); ® достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны после лечения); \$ достоверно с вероятностью  $p < 0,05$  (по сравнению с таким же показателем до лечения). TA (tibialis anterior) — передняя большеберцовая мышца; GA (gastrocnemius) — икроножная мышца; RF (rectus femoris) — прямая мышца бедра; BF (biceps femoral) — двуглавая мышца бедра.

**Note:** \* Significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value in the norm group); # significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side before treatment); ® significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value of the contralateral side after treatment); \$ significance at  $p < 0.05$  (compared with the same value before treatment). TA — tibialis anterior; GA — gastrocnemius; RF — rectus femoris; BF — biceps femoral.

показателей нормы до лечения ( $p < 0,05$ ). Максимум электрической активности *m. semi-bic. fem* паретичной конечности достоверно меньше показателей контралатеральной стороны до и после лечения ( $p < 0,05$ ).

## ОБСУЖДЕНИЕ

В группе пациентов мы не получили отрицательных результатов и реакции на тренировку с помощью функциональной электростимуляции как во время их проведения, так и в последующий период. По окончании процедур пациенты отмечали общую и мышечную усталость в месте проведения стимуляции.

Функциональные возможности пациента по результатам двигательных шкал демонстрируют значительное статистическое улучшение. Показатель динамического индекса ходьбы соответствовал критерию высокого риска падений, а после восстановительного курса находился близко к параметрам безопасной ходьбы (>22 баллов). Индекс Хаузера и тест «Встань и иди» свидетельствовали об увеличении независимости пациента при ходьбе и способности поддерживать равновесие во время смены положений.

Мышечная сила тестируемых групп мышц также достоверно возросла в отличие от мышечного тонуса.

Пространственно-временные параметры, полученные в результате объективной диагностики походки, продемонстрировали характерный для постинсультной ходьбы синдромокомплекс [28]: медленную скорость, увеличенное время ЦШ, асимметрию ПО с большей длительностью на здоровой стороне и ОО с меньшей опорной функцией на паретичной ноге. Показатель высоты подъёма стопы показал достоверное снижение ниже нормы

на паретичной конечности при отсутствии изменений с контралатеральной стороны. В результате проведённого лечения достоверно увеличились скорость ходьбы и длина ЦШ, что подтверждается литературными данными [29]. Такой специфичный для синдрома отвисающей стопы показатель, как циркумдукция, не показал достоверных изменений в результате курса ФЭС.

Функция тазобедренных и коленных суставов не обнаружила существенной динамики после лечения. Амплитудные параметры с паретичной стороны были достоверно ниже нормы и контралатеральной стороны как до лечения, так и после.

Обращает на себя внимание отличие от контрольной группы показателей контралатеральной стороны в коленном и тазобедренном суставах. Данные результаты демонстрируют двустороннее функциональное вовлечение в патологический процесс. Данный процесс имеет общий характер, что было обнаружено нами ранее и для движений в верхних конечностях [30]. Из значимых параметров в результате реабилитационных мероприятий наблюдалось изменение амплитуды тазобедренного сустава на контралатеральной стороне до показателей контрольной группы, имея изначально значения достоверно ниже.

Показатели развиваемой в течении ЦШ амплитуды голеностопного сустава паретичной и контралатеральной сторон не имеют различий друг с другом.

Гониограммы голеностопных суставов паретичной конечности демонстрируют характерные для отвисающей стопы показатели. В норме в последней фазе периода опоры и первой фазе периода переноса (с 50 до 66% фазы ЦШ) происходит второе разгибание голеностопного сустава, переходящее в последующее сгибание почти до нейтрального уровня, продолжающееся до конца

фазы продвижения периода переноса (87% ЦШ). Данные амплитудные изменения в строго фиксированные временные промежутки обеспечивают достаточный клиренс стопы с опорной поверхностью [31]. У пациентов с «отвисающей» стопой на фоне дисфункции тыльного сгибания отсутствует описываемый переход, что подтверждается амплитудными параметрами. Таким образом, мы не обнаружили ожидаемых для результата ФЭС специфических изменений со стороны функции голеностопного сустава паретичной стороны.

Со стороны функции мышц можно было увидеть достоверное снижение функции *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius* и *semi biceps femoris* на стороне пареза. Такая же функциональная активность осталась и после курса реабилитации. Достоверные изменения происходили в *m. rectus femoris* паретичной конечности после лечения.

Собственно, прямым результатом синдрома отвисающей стопы является следующее изменение биомеханических показателей: увеличение параметра циркумдукции на стороне пареза, общая амплитуда движений тазобедренного сустава, сгибание коленного сустава в период переноса (КаЗ), амплитуда сгибания голеностопного сустава в период переноса (АЗ). Данные параметры не показали изменений в результате курса ФЭС.

Наши данные вступают в противоречие с результатами исследования [32], где было получено заметное улучшение функции ходьбы, при этом все пациенты, как и в нашей группе, имели срок впервые возникшего полушарного ишемического инсульта до 6 месяцев. В то же время в исследовании [33] получены улучшения как общих параметров ходьбы, так и специфичной для отвисающей стопы функции голеностопного сустава на амбулаторном этапе реабилитации. При этом все пациенты находились в хронической фазе. Исследование проводилось посредством двойного слепого метода. Относительно клинических параметров противоречия отсутствуют. В исследовании [34] изучались только клинические параметры, и тоже обнаружено их улучшение в результате ФЭС-тренировки, при этом лучшие результаты показала группа, проходившая тренировку на тредмиле.

### Ограничения исследования

Мы не могли исключить в данном исследовании влияния и таких факторов, как другие виды восстановительного лечения, проводимые обследуемым пациентам (их нельзя было отменить); собственные занятия отдельных пациентов вне лечебного плана; ряд индивидуальных особенностей, способствующих или противодействующих эффективному восстановлению. Кроме того, данное пилотное исследование не включало группу сравнения клинически и функционально аналогичную, но без проведения одноканальной ФЭС. В анализируемой группе присутствовали больные с существенно разными стадиями заболевания, что также могло сказаться на полученных результатах.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведённое исследование не подтвердило гипотезу, что короткий курс одноканальной ФЭС позволит снизить интенсивность симптома отвисающей стопы. Мы получили по всем клиническим параметрам улучшение состояния, при этом по объективным, биомеханическим параметрам имелось некоторое улучшение, но общего характера. Однако вся биомеханическая симптоматика, связанная непосредственно с синдромом отвисающей стопы, осталась без изменений. Таким образом, мы не обнаружили существенного влияния на функцию голеностопного сустава курса ФЭС в том варианте, в котором он проводился. Последующее исследование планируется с учётом ограничений настоящей работы.

## ДОПОЛНИТЕЛЬНО

**Источник финансирования.** Работа выполнена в рамках государственного задания ФМБА России (НИР «Разработка новых технологий медицинской реабилитации у пациентов с поражениями и заболеваниями головного мозга») — АААА-А19-119042590030-2.

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

**Вклад авторов.** Д.В. Скворцов — дизайн исследования, поиск и обработка литературы, написание рукописи; С.Н. Кауркин — поиск и обработка литературы, проведение исследования, статистическая обработка, написание рукописи; Г.Е. Иванова — общее руководство, дизайн исследования; Д.А. Лобунько, А.К. Баранова — проведение исследования, обработка данных. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией).

## ADDITIONAL INFORMATION

**Funding source.** The study was performed as part of the state assignment of the Federal Medical and Biological Agency of Russia (R&D “Development of new technologies of medical rehabilitation in patients with lesions and diseases of the brain”) — ААААА-А19-119042590030-2.

**Competing interests.** The authors declare that they have no competing interests.

**Authors' contribution.** D.V. Skvortsov — research design, literature search and processing, manuscript writing; S.N. Kaurkin — literature search and processing, research, statistical processing, manuscript writing; G.E. Ivanova — general guidance, research design; D.A. Lobunko, A.K. Baranova — research, data processing. All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Mohan D.M., Khandoker A.H., Wasti S.A., et al. Assessment methods of post-stroke gait: A scoping review of technology-driven approaches to gait characterization and analysis // *Front Neurol*. 2021. N 12. P. 650024. doi: 10.3389/fneur.2021.650024
2. De Bartolo D., Morone G., Lupo A., et al. From paper to informatics: The post soft care-app, an easy-to-use and fast tool to help therapists identify unmet needs in stroke patients // *Funct Neurol*. 2018. Vol. 33, N 4. P. 200–205.
3. Kollen B., van De Port I., Lindeman E., et al. Predicting improvement in gait after stroke: A longitudinal prospective study // *Stroke*. 2005. Vol. 36, N 12. P. 2676–2680. doi: 10.1161/01.STR.0000190839.29234.50
4. Weerdesteyn V., Niet M.D., van Duijnhoven H.J., et al. Falls in individuals with stroke // *J Rehabil Res Dev*. 2008. Vol. 45, N 8. P. 1195–1213.
5. Verbeek J.M., van Wegen E., van Peppen R.P., et al. KNGF clinical practice guideline for physical therapy in patients with stroke. Royal Dutch Society for Physical Therapy (Koninklijk Nederlands Genootschap voor Fysiotherapie, KNGF), 2014. Режим доступа: [https://www.dsnr.nl/wp-content/uploads/2012/03/stroke\\_practice\\_guidelin](https://www.dsnr.nl/wp-content/uploads/2012/03/stroke_practice_guidelin). Дата обращения: 25.04.2023.
6. Soares-Miranda L., Siscovick D.S., Psaty B.M., et al. Physical activity and risk of coronary heart disease and stroke in older adults: The cardiovascular health study // *Circulation*. 2016. Vol. 133, N 2. P. 147–155. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.018323
7. Watanabe M., Suzuki M., Sugimura Y., et al. The relationship between bilateral knee muscle strength and gait performance after stroke: The predictive value for gait performance // *J Phys Ther Sci*. 2015. Vol. 27, N 10. P. 3227–3232. doi: 10.1589/jpts.27.3227
8. Gandhi D.B., Sebastian I.A., Bhanot K. Rehabilitation of post stroke sensory dysfunction: A scoping review // *J Stroke Med*. 2021. Vol. 4, N 1. P. 25–33. doi: 10.1177/2516608520984296
9. Cho J.E., Kim H. Ankle proprioception deficit is the strongest factor predicting balance impairment in patients with chronic stroke // *Arch Rehabil Res Clin Transl*. 2021. Vol. 3, N 4. P. 100165. doi: 10.1016/j.arrct.2021.100165
10. Скворцов Д.В., Прокопенко С.В., Аброськина М.В., и др. Клинические рекомендации. Объективная оценка функции ходьбы. Москва, 2016. 30 с.
11. Gil-Castillo J., Alnajjar F., Koutsou A., et al. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: A review // *J Neuroeng Rehabil*. 2020. Vol. 17, N 1. P. 46. doi: 10.1186/s12984-020-00668-4
12. Wada Y., Otaka Y., Mukaino M., et al. The effect of ankle-foot orthosis on ankle kinematics in individuals after stroke: A systematic review and meta-analysis // *PMR*. 2022. Vol. 14, N 7. P. 828–836. doi: 10.1002/pmrj.12687
13. Koseoglu B.F., Dogan A., Tatli H.U., et al. Can kinesio tape be used as an ankle training method in the rehabilitation of the stroke patients? // *Complement Ther Clin Pract*. 2017. N 27. P. 46–51. doi: 10.1016/j.ctcp.2017.03.002
14. İközler May H., Özdolap Ş., Mengi A., Sarıkaya S. The effect of mirror therapy on lower extremity motor function and ambulation in post-stroke patients: A prospective, randomized-controlled study // *Turk J Phys Med Rehabil*. 2020. Vol. 66, N 2. P. 154–160. doi: 10.5606/tftrd.2020.2719
15. Swaminathan K., Porciuncula F., Park S., et al. Ankle-targeted exosuit resistance increases paretic propulsion in people post-stroke // *J NeuroEngineering Rehabil*. 2023. Vol. 20, N 1. P. 85. doi: 10.1186/s12984-023-01204-w
16. Johnston T.E., Keller S., Denzer-Weiler C., Brown L. A clinical practice guideline for the use of ankle-foot orthoses and functional electrical stimulation post-stroke // *J Neurol Phys Ther*. 2021. Vol. 45, N 2. P. 112–196. doi: 10.1097/NPT.0000000000000347
17. Hara Y.J. Brain plasticity and rehabilitation in stroke patients // *Nippon Med Sch*. 2015. Vol. 82, N 1. P. 4–13. doi: 10.1272/jnms.82.4
18. Melo P.L., Silva M.T., Martins J.M., Newman D.J. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies // *Clin Biomech*. 2015. Vol. 30, N 2. P. 101–113. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.11.007
19. Gil-Castillo J., Alnajjar F., Koutsou A., et al. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: A review // *J Neuroeng Rehabil*. 2020. Vol. 17, N 1. P. 46. doi: 10.1186/s12984-020-00668-4
20. Schifino G., Cimolin V., Pau M., et al. Functional electrical stimulation for foot drop in post-stroke people: Quantitative effects on step-to-step symmetry of gait using a wearable inertial sensor // *Sensors*. 2021. Vol. 21, N 3. P. 921. doi: 10.3390/s21030921
21. Peishun C., Haiwang Z., Taotao L., et al. Changes in gait characteristics of stroke patients with foot drop after the combination treatment of foot drop stimulator and moving treadmill training // *Neural Plast*. 2021. Vol. 2021. P. 9480957. doi: 10.1155/2021/9480957
22. David R., Billot M., Ojardias E., et al. 6-Month home-based functional electrical stimulation program for foot drop in a post-stroke patient: Considerations on a time course analysis of walking performance // *Int J Environ Res Public Health*. 2022. Vol. 19, N 15. P. 9204. doi: 10.3390/ijerph19159204
23. Wang J., Zhao L., Gao Y., et al. The difference between the effectiveness of body-weight-supported treadmill training combined with functional electrical stimulation and sole body-weight-supported treadmill training for improving gait parameters in stroke patients: A systematic review and meta-analysis // *Front Neurol*. 2022. N 13. P. 1003723. doi: 10.3389/fneur.2022.1003723
24. Fang Y., Li J., Liu S., et al. Optimization of electrical stimulation for the treatment of lower limb dysfunction after stroke: A systematic review and Bayesian network meta-analysis of randomized controlled trials // *PLoS One*. 2023. Vol. 18, N 5. P. e0285523. doi: 10.1371/journal.pone.0285523
25. Баландина И.Н., Балашова И.Н., Бахтина И.С., и др. Практическое применение оценочных шкал в медицинской реабилитации. Санкт-Петербург: Политехника, 2020. 184 с.
26. Alghadir A.H., Al-Eisa E.S., Anwer S., Sarkar B. Reliability, validity, and responsiveness of three scales for measuring balance in patients with chronic stroke // *BMC Neurol*. 2018. Vol. 18, N 1. P. 141. doi: 10.1186/s12883-018-1146-9
27. Иванова Г.Е., Мельникова Е.В., Шмонин А.А., и др. Применение международной классификации функционирования в процессе медицинской реабилитации // *Вестник восстановительной медицины*. 2018. № 6. С. 2–77.
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 (Basel)*. 2021. Vol. 21, N 21. P. 7217. doi: 10.3390/s21217217
29. Schick T. Functional electrical stimulation in neurorehabilitation. Synergy effects of technology and therapy. Springer Nature, 2022. doi: 10.1007/978-3-030-90123-3

30. Кауркин С.Н., Скворцов Д.В., Иванова Г.Е. Динамика восстановления функции плечевого сустава у больных в остром периоде церебрального инсульта // *Consilium Medicum*. 2016. Т. 18, № 9. С. 60–67.
31. McKeon J.M., Hoch M.C. The Ankle-Joint complex: A kinesiology approach to lateral ankle sprains // *J Athl Train*. 2019. Vol. 54, N 6. P. 589–602. doi: 10.4085/1062-6050-472-17
32. Mijic M., Schoser B., Young P.R. Efficacy of functional electrical stimulation in rehabilitating patients with foot drop symptoms after stroke and its correlation with somatosensory evoked potentials: A crossover randomised controlled

- trial // *Neurol Sci*. 2023. Vol. 44, N 4. P. 1301–1310. doi: 10.1007/s10072-022-06561-3
33. 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. Vol. 19, N 1. P. 56. doi: 10.1186/s12984-022-01036-0
34. Dantas M.T., Fernani D.C., Silva T.D., et al. Gait training with functional electrical stimulation improves mobility in people post-stroke // *Int J Environ Res Public Health*. 2023. Vol. 20, N 9. P. 5728. doi: 10.3390/ijerph20095728

## REFERENCES

1. Mohan DM, Khandoker AH, Wasti SA, et al. Assessment methods of post-stroke gait: A scoping review of technology-driven approaches to gait characterization and analysis. *Front Neurol*. 2021;(12):650024. doi: 10.3389/fneur.2021.650024
2. De Bartolo D, Morone G, Lupo A, et al. From paper to informatics: The post soft care-app, an easy-to-use and fast tool to help therapists identify unmet needs in stroke patients. *Funct Neurol*. 2018;33(4):200–205.
3. Kollen B, van De Port I, Lindeman E, et al. Predicting improvement in gait after stroke: A longitudinal prospective study. *Stroke*. 2005;36(12):2676–2680. doi: 10.1161/01.STR.0000190839.29234.50
4. Weerdesteyn V, Niet MD, van Duijnhoven HJ, et al. Falls in individuals with stroke. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(8):1195–1213.
5. Verbeek JM, van Wegen E, van Peppen RP, et al. KNGF Clinical Practice Guideline for Physical Therapy in patients with stroke. Royal Dutch Society for Physical Therapy (Koninklijk Nederlands Genootschap voor Fysiotherapie, KNGF); 2014. Available from: [https://www.dsnr.nl/wp-content/uploads/2012/03/stroke\\_practice\\_guidelin](https://www.dsnr.nl/wp-content/uploads/2012/03/stroke_practice_guidelin). Accessed: 25.04.2023.
6. Soares-Miranda L, Siscovick DS, Psaty BM, et al. Physical activity and risk of coronary heart disease and stroke in older adults: the cardiovascular health study. *Circulation*. 2016;133(2):147–155. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.018323
7. Watanabe M, Suzuki M, Sugimura Y, et al. The relationship between bilateral knee muscle strength and gait performance after stroke: The predictive value for gait performance. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(10):3227–3232. doi: 10.1589/jpts.27.3227
8. Gandhi DB, Sebastian IA, Bhanot K. Rehabilitation of post stroke sensory dysfunction: A scoping review. *J Stroke Med*. 2021;4(1): 25–33. doi: 10.1177/2516608520984296
9. Cho JE, Kim H. Ankle proprioception deficit is the strongest factor predicting balance impairment in patients with chronic stroke. *Arch Rehabil Res Clin Transl*. 2021;3(4):100165. doi: 10.1016/j.arrct.2021.100165
10. Skvortsov DV, Prokopenko SV, Abroskin MV, et al. Clinical recommendations: Objective assessment of walking function. Moscow; 2016. 30 p. (In Russ).
11. Gil-Castillo J, Alnajjar F, Koutsou A, et al. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: A review. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(1):46. doi: 10.1186/s12984-020-00668-4
12. Wada Y, Otaka Y, Mukaino M, et al. The effect of ankle-foot orthosis on ankle kinematics in individuals after stroke: A systematic review and meta-analysis. *PMR*. 2022;14(7):828–836. doi: 10.1002/pmrj.12687
13. Koseoglu BF, Dogan A, Tatli HU, et al. Can kinesio tape be used as an ankle training method in the rehabilitation of the stroke patients? *Complement Ther Clin Pract*. 2017;(27):46–51. doi: 10.1016/j.ctcp.2017.03.002
14. İközler May H, Öz dolap Ş, Mengi A, Sarıkaya S. The effect of mirror therapy on lower extremity motor function and ambulation in post-stroke patients: A prospective, randomized-controlled study. *Turk J Phys Med Rehabil*. 2020;66(2):154–160. doi: 10.5606/tftrd.2020.2719
15. Swaminathan K, Porciuncula F, Park S, et al. Ankle-targeted exosuit resistance increases paretic propulsion in people post-stroke. *J Neuroeng Rehabil*. 2023;20(1):85. doi: 10.1186/s12984-023-01204-w
16. Johnston TE, Keller S, Denzer-Weiler C, Brown L. A Clinical practice guideline for the use of ankle-foot orthoses and functional electrical stimulation post-stroke. *J Neurol Phys Ther*. 2021;45(2):112–196. doi: 10.1097/NPT.0000000000000347
17. Hara YJ. Brain plasticity and rehabilitation in stroke patients. *Nippon Med Sch*. 2015;82(1):4–13. doi: 10.1272/jnms.82.4
18. Melo PL, Silva MT, Martins JM, Newman DJ. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies. *Clin Biomech*. 2015;30(2):101–113. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.11.007
19. Gil-Castillo J, Alnajjar F, Koutsou A, et al. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: A review. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(1):46. doi: 10.1186/s12984-020-00668-4
20. Schifino G, Cimolin V, Pau M, et al. Functional electrical stimulation for foot drop in post-stroke people: Quantitative effects on step-to-step symmetry of gait using a wearable inertial sensor. *Sensors*. 2021;21(3):921. doi: 10.3390/s21030921
21. Peishun C, Haiwang Z, Taotao L, et al. Changes in gait characteristics of stroke patients with foot drop after the combination treatment of foot drop stimulator and moving treadmill training. *Neural Plast*. 2021;2021:9480957. doi: 10.1155/2021/9480957
22. David R, Billot M, Ojardias E, et al. 6-Month home-based functional electrical stimulation program for foot drop in a post-stroke patient: Considerations on a time course analysis of walking performance. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(15):9204. doi: 10.3390/ijerph19159204
23. Wang J, Zhao L, Gao Y, et al. The difference between the effectiveness of body-weight-supported treadmill training combined with functional electrical stimulation and sole body-weight-supported treadmill training for improving gait parameters in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *Front Neurol*. 2022;(13):1003723. doi: 10.3389/fneur.2022.1003723

24. Fang Y, Li J, Liu S, et al. Optimization of electrical stimulation for the treatment of lower limb dysfunction after stroke: A systematic review and Bayesian network meta-analysis of randomized controlled trials. *PLoS One*. 2023;18(5):e0285523. doi: 10.1371/journal.pone.0285523
25. Balandina IN, Balashova IN, Bakhtina IS, et al. Practical application of evaluation scales in medical rehabilitation. Saint-Petersburg: Polytechnic; 2020. 184 p. (In Russ).
26. Alghadir AH, Al-Eisa ES, Anwer S, Sarkar B. Reliability, validity, and responsiveness of three scales for measuring balance in patients with chronic stroke. *BMC Neurol*. 2018;18(1):141. doi: 10.1186/s12883-018-1146-9
27. Ivanova GE, Melnikova EV, Shmonin AA, et al. Application of the international classification of functioning in the process of medical rehabilitation. *Bulletin Res Med*. 2018;(6):2–77. (In Russ).
28. Skvortsov DV, Kaurkin SN, Ivanova GE. A study of biofeedback gait training in cerebral stroke patients in the early recovery phase with stance phase as target parameter. *Sensors (Basel)*. 2021;21(21):7217. doi: 10.3390/s21217217
29. Schick T. Functional electrical stimulation in neurorehabilitation. Synergy effects of technology and therapy. Springer Nature; 2022. doi: 10.1007/978-3-030-90123-3
30. Kaurkin SN, Skvortsov DV, Ivanova GE. Dynamics of recovery of shoulder joint function in patients with acute cerebral stroke. *Consilium Medicum*. 2016;18(9):60–67. (In Russ).
31. McKeon JM, Hoch MC. The Ankle-Joint complex: A kinesiological approach to lateral ankle sprains. *J Athl Train*. 2019;54(6):589–602. doi: 10.4085/1062-6050-472-17
32. Mijic M, Schoser B, Young PR. Efficacy of functional electrical stimulation in rehabilitating patients with foot drop symptoms after stroke and its correlation with somatosensory evoked potentials: A crossover randomised controlled trial. *Neural Sci*. 2023;44(4):1301–1310. doi: 10.1007/s10072-022-06561-3
33. Mao YR, Zhao JL, Bian MJ, 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. doi: 10.1186/s12984-022-01036-0
34. Dantas MT, Fernani DC, Silva TD, et al. Gait training with functional electrical stimulation improves mobility in people post-stroke. *Int J Environ Res Public Health*. 2023;20(9):5728. doi: 10.3390/ijerph20095728

## ОБ АВТОРАХ

\* **Кауркин Сергей Николаевич**, канд. мед. наук;  
адрес: Россия, 117342, Москва, ул. Островитянова, д. 1, стр. 10;  
ORCID: 0000-0001-5232-7740;  
eLibrary SPIN: 4986-3575;  
e-mail: kaurkins@bk.ru

**Скворцов Дмитрий Владимирович**, д-р мед. наук;  
ORCID: 0000-0002-2794-4912;  
eLibrary SPIN: 6274-4448;  
e-mail: skvortsov.biom@gmail.com

**Лобунько Данила Александрович**;  
ORCID: 0009-0009-7741-2904;  
e-mail: lobunko.92@mail.ru

**Иванова Галина Евгеньевна**, д-р мед. наук;  
ORCID: 0000-0003-3180-5525;  
eLibrary SPIN: 4049-4581;  
e-mail: reabilivanova@mail.ru

**Баранова Анна Константиновна**;  
e-mail: anika\_baranova@mail.ru

## AUTHORS' INFO

\* **Sergey N. Kaurkin**, MD, Cand. Sci. (Med.);  
address: 1/10 Ostrovityanova street, 117342 Moscow, Russia;  
ORCID: 0000-0001-5232-7740;  
eLibrary SPIN: 4986-3575;  
e-mail: kaurkins@bk.ru

**Dmitry V. Skvortsov**, MD, Dr. Sci. (Med.);  
ORCID: 0000-0002-2794-4912;  
eLibrary SPIN: 6274-4448;  
e-mail: skvortsov.biom@gmail.com

**Danila A. Lobunko**;  
ORCID: 0009-0009-7741-2904;  
e-mail: lobunko.92@mail.ru

**Galina E. Ivanova**, MD, Dr. Sci. (Med.);  
ORCID: 0000-0003-3180-5525;  
eLibrary SPIN: 4049-4581;  
e-mail: reabilivanova@mail.ru

**Anna K. Baranova**;  
e-mail: anika\_baranova@mail.ru

\* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author