

doi: <https://doi.org/10.17816/clinpract684717>

НАУЧНЫЙ ОБЗОР

Лицензия CC BY-NC-ND 4 / The article can be used under the CC BY-NC-ND 4 license

EDN: jcfllu

МНОГОКАНАЛЬНАЯ ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ: МЕТОД ВОССТАНОВЛЕНИЯ ФУНКЦИИ ХОДЬБЫ У ПАЦИЕНТОВ, ПЕРЕНЕСШИХ ОСТРОЕ НАРУШЕНИЕ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Д.В. Скворцов^{1,2,3}, Л.В. Климов¹, Д.А. Лобунько¹, Г.Е. Иванова^{1,2}

¹ Федеральный центр мозга и нейротехнологий, Москва, Россия;

² Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова, Москва, Россия;

³ Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий, Москва, Россия

АННОТАЦИЯ

Многоканальная функциональная электростимуляция (МФЭС) представляет собой перспективный метод реабилитации постинсультных больных, направленный на восстановление функции ходьбы в различные периоды после острого нарушения мозгового кровообращения. Обзор систематизирует современные представления о применении МФЭС у пациентов с последствиями церебрального инсульта, анализируя технические параметры стимуляции, методические подходы к проведению процедур и клиническую эффективность метода. Анализ литературных данных демонстрирует значительную вариабельность протоколов МФЭС: частота стимуляции варьируется от 20 до 100 Гц, длительность процедур составляет от 15 до 60 минут, курс лечения может продолжаться от 3 до 30 недель. Основными мишенями воздействия являются четыре группы мышц нижних конечностей — передняя большеберцовая мышца, подошвенные сгибатели, четырёхглавая мышца бедра и группа мышц задней поверхности бедра. Синхронизация стимуляции с циклом ходьбы осуществляется преимущественно посредством контактных датчиков, акселерометров и электромиографических сигналов; современные разработки включают инерциальные системы и алгоритмы машинного обучения. В обзоре представлен комплексный анализ технических аспектов МФЭС с позиций этапности двигательного обучения и индивидуализации параметров стимуляции. Особое внимание уделено интеграции МФЭС с робототехническими устройствами, включая экзоскелеты, что представляет новое направление в реабилитации. Наряду с отсутствием единых критериев выбора параметров стимуляции, следует отметить необходимость дифференцированного подхода в зависимости от типа двигательных нарушений, периода заболевания и

когнитивных возможностей пациента. Представленный анализ обосновывает необходимость разработки персонализированных протоколов МФЭС и проведения масштабных исследований для оптимизации параметров стимуляции в реабилитации постинсультных больных.

Ключевые слова: функциональная электростимуляция; реабилитация; инсульт; ходьба.

Для цитирования:

Скворцов Д.В., Климов Л.В., Лобунько Д.А., Иванова Г.Е. Метод многоканальной функциональной электростимуляции в реабилитации постинсультных больных (обзор). Клиническая практика. 2025;16(2): In Press. doi: 10.17816/clinpract684717 EDN: jcfltu

Поступила 16.06.2025 Принята 18.06.2025 Опубликовано online 06.07.2025

MULTICHANNEL FUNCTIONAL ELECTROSTIMULATION: A METHOD FOR RECOVERING WALKING FUNCTION IN PATIENTS AFTER ACUTE CEREBRAL CIRCULAR ACCIDENT

D.V. Skvortsov^{1, 2, 3}, L.V. Klimov¹, D.A. Lobunko¹, G.E. Ivanova^{1, 2}

¹ Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies, Moscow, Russia;

² The Russian National Research Medical University named after N.I. Pirogov, Moscow, Russia;

³ Federal Research and Clinical Center of Specialized Medical Care and Medical Technologies, Moscow, Russia

ABSTRACT

Multichannel functional electrical stimulation (MFES) is a promising method for rehabilitation of post-stroke patients aimed at restoring walking function at different periods after acute cerebrovascular accident. This review systematizes modern concepts of the use of MFES in patients with cerebral stroke, analyzing the technical parameters of stimulation, methodological approaches to the procedures and the clinical effectiveness of the method. Analysis of literary data demonstrates significant variability of MFES protocols: the stimulation frequency varies from 20 to 100 Hz, the duration of procedures is from 15 to 60 minutes, the course of treatment can last from 3 to 30 weeks. The main targets of the impact are four muscle groups of the lower extremities: the anterior tibialis muscle, plantar flexors, quadriceps femoris and hamstrings. Synchronization of stimulation with the gait cycle is carried out mainly by means of contact sensors, accelerometers and electromyographic signals, although modern developments include inertial systems and machine learning algorithms. This review presents a comprehensive analysis of the technical aspects of MPES from the standpoint of the stages of motor learning and individualization of stimulation parameters. Particular attention is paid to the integration of MPES with robotic devices, including exoskeletons, which represents a new direction in rehabilitation. The work identifies critical gaps in existing research related to the lack of uniform criteria for selecting stimulation parameters and the need for a differentiated approach depending on the type of motor disorders, the period of the disease and the patient's cognitive capabilities. The presented analysis substantiates the need to develop personalized

MPES protocols and conduct large-scale studies to optimize stimulation parameters in the rehabilitation of post-stroke patients.

Keywords: *multichannel functional electrical stimulation; stroke rehabilitation; gait; motor recovery.*

For citation: Skvortsov DV, Klimov LV, Lobunko DA, Ivanova GE. Multichannel Functional Electrical Stimulation Method in Post-Stroke Rehabilitation. *Journal of Clinical Practice*. 2025;16(2):In Press. doi: 10.17816/clinpract684717 EDN: jcfllu

Submitted 16.06.2025 Revised 18.06.2025 Published online 06.07.2025

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время одной из основных целей ранней реабилитации пациентов после острого нарушения мозгового кровообращения (ОНМК) является восстановление независимой функции ходьбы [1, 2].

Известно, что уже на ранней стадии после ОНМК как правило развивается гемипарез, сопровождающийся нарушением ходьбы вследствие возникающей асимметрии как пространственных, так и временных параметров цикла шага, что существенно ограничивает возможность самостоятельного передвижения, а также оказывают отрицательное влияние на контроль равновесия, приводя к повышенному риску падений [3, 4].

По данным исследования биомеханики ходьбы, параметры походки у пациентов, перенёсших инсульт, имеют типичные нарушения этой функции [5–8]. Больные после перенесённого церебрального инсульта имеют меньшую скорость ходьбы, их ходьба асимметрична по многим параметрам, период опоры паретичной стороны существенно меньше такового на контралатеральной. Значительно меньше и амплитуды движений в суставах паретичной стороны [5–7]. Электромиографические (ЭМГ) исследования мышц нижних конечностей у пациентов с гемипарезом показывают изменения электрической активности мышц, что проявляется отсутствием или снижением амплитуд и наличием преждевременных или задержанных пиков мышечной активности [8].

Одним из вариантов восстановления функции ходьбы в целом и достижения симметричности параметров шага в частности является методика повторного обучения двигательным навыкам, для чего необходимы высокоинтенсивные, повторяющиеся и специфичные тренировки в раннем периоде реабилитации после ОНМК [9]. Одним из многообещающих методов восстановления функции ходьбы является метод функциональной электростимуляции мышц (ФЭС)¹. Именно контекст выполнения определённой функциональной задачи, как и было описано первоначально авторами метода J.H. Moe и H.W. Post [10], делает данное направление актуальным в современной реабилитации. В частности, ФЭС используется для воспроизведения образца автоматической активации мышц нижних конечностей в процессе восстановления функции ходьбы [11], и именно с этой целью используется искусственное внешнее возбуждение мышц электрическим током.

Механизм эффективности ФЭС тем не менее остаётся неясным. К примеру, в работе G.F. Santos и соавт. [12] отмечено, что ФЭС улучшает ходьбу больных с

¹ Приказ Минздрава России от 31 июля 2020 г. № 788н «Об утверждении Порядка организации медицинской реабилитации взрослых». Режим доступа: <https://www.garant.ru/products/ipo/prime/doc/74581688/?ysclid=mc8qui3cc6321811374>

синдромом отвисающей стопы, при этом основа данного эффекта не является очевидной.

Метод МФЭС оценивается, как перспективный для восстановления функции ходьбы начиная с раннего восстановительного периода церебрального инсульта и до периода резидуального неврологического дефицита. При этом в раннем восстановительном периоде, когда патологическая походка находится в стадии формирования, применение МФЭС, очевидно, может сопровождаться большей эффективностью.

Целью данного исследования является изучение возможностей МФЭС для восстановления функции ходьбы у больных, перенесших церебральный инсульт.

МЕТОДОЛОГИЯ ПОИСКА ИСТОЧНИКОВ

Для поиска источников литературы использованы базы данных PubMed, eLibrary, Google Scholar. Поиск глубиной до 10 лет производился по следующим ключевым словам и комбинациям: «инсульт», «ОНМК», «реабилитация», «ходьба», «многоканальная функциональная электростимуляция», «stroke», «rehabilitation», «gait», «multichannel functional electrical stimulation». Критериям включения в анализ соответствовали аналитические обзоры, клинические и экспериментальные исследования, рекомендации научных сообществ, полные тексты статей на русском или английском языках.

Критерии исключения: клинические случаи; работы, посвященные синдрому свисающей стопы; где стимуляции подвергалась только одна мышца; применение имплантируемых систем стимуляции; иные способы ходьбы кроме обычной или статичное положение; стимуляция с применением тренажеров (велo и другие); исследования – методом опроса; где стимуляция использовалась в качестве экспериментальной переменной; работы с многоканальной постоянной стимуляцией; многоканальной стимуляцией здоровых испытуемых;

КОЛИЧЕСТВО КАНАЛОВ И СТИМУЛИРУЕМЫЕ МЫШЦЫ

ФЭС впервые была применена для компенсации синдрома свисающей стопы в реабилитации после инсульта V.T. Liberson и его колл. [13] в 1961 году. Авторы получили положительные результаты коррекции симптома отвисшей стопы у лиц после ОНМК. В дальнейшем многочисленные исследования показали, что ФЭС является эффективным методом улучшения двигательной функции [14], увеличения скорости ходьбы [15] и снижения степени выраженности спастичности после инсульта. При этом известно, что одно- или двухканальная ФЭС достаточно эффективно стимулирует тыльное сгибание голеностопного сустава, которое сопровождается уменьшением амплитуды сгибания коленного сустава и подошвенного сгибания голеностопного сустава во второй половине периода опоры, в начале периода переноса [11], снижая импульс отталкивания, генерируемый в конце периода опоры. Применение многоканальной ФЭС может скомпенсировать и дать недостающую движущую силу. В частности, в ряде исследований были отмечены положительные результаты использования МФЭС в ранней реабилитации лиц после ОНМК в контексте влияния на контроль равновесия и подвижность. В исследованиях групп Z. Tan [16] и T. Yan [17] было продемонстрировано, что использование четырёхканальной ФЭС для основных сгибателей-разгибателей бедра и голени может улучшить двигательную функцию, равновесие, способность ходить, а также выполнение повседневных действий у пациентов после ОНМК в ранний восстановительный период.

В исследовании влияния ФЭС передней большеберцовой мышцы описан эффект увеличения скорости и частоты шага [14], при этом ФЭС передней большеберцовой мышцы, длинной малоберцовой мышцы, квадрицепса и группы мышц *hamstring* в значительной степени увеличивала эффективность и скорость ходьбы [18], а вовлечение в процесс стимуляции абдуктора бедра стабилизировало положение самого тазобедренного сустава и увеличивало необходимый контроль самостоятельной ходьбы, способствовало восстановлению равновесия [19].

Если вынести за скобки отдельную тему стимуляции при синдроме отвисающей стопы, то в остальных случаях мышцы, используемые для ФЭС, — это основные сгибатели-разгибатели голени и бедра. Во время тренировки ходьбы с помощью ФЭС основными мышцами-мишенями являются группы, представленные в табл. 1 [17, 20–25].

ОПТИМАЛЬНЫЕ ВРЕМЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

К основным параметрам МФЭС можно отнести: длительность одной процедуры, частоту их проведения, общую продолжительность курса. В проведённых исследованиях описываются различные временные параметры проведения. Например, рассматривалась возможность использования стимуляции от 15–30 минут [26] до 30–45 минут [17, 27]. В целом следует отметить, что оптимальное время использования ФЭС, например, в случае коррекции симптома отвисающей стопы у пациентов с ОНМК, может сильно варьировать. В частности, S.K. Sabut и соавт. [15] сообщают о положительных результатах при ежедневном использовании устройства в течение 20–30 минут. В некоторых исследованиях описано постепенное увеличение продолжительности сеансов (с 15 минут в первую неделю до 30–45 минут в последующие [14]), что может способствовать лучшей адаптации пациентов к электрической стимуляции и снижать риск мышечной усталости на начальных этапах реабилитации, при этом само устройство стимуляции позиционируется как средство протезирования функции.

Что касается частоты тренировок, то в большинстве протоколов использования ФЭС рекомендуется проведение занятий не менее 5 раз в неделю [17, 28], хотя никаких обоснований авторами не приводится. В исследовании Z. Hong и соавт. [29] тренировки с ФЭС больным в хронической стадии инсульта проводились по 20 минут 3 раза в неделю в течение 7 недель с хорошим клиническим эффектом. В систематическом обзоре 2024 года [30] авторы пришли к выводу, что менее продолжительные тренировки являются более эффективными, чем длительные.

Таким образом, практика использования ФЭС чаще всего включает в себя так называемые стандартные протоколы, которые применяются независимо от периода инсульта, а именно: от 3 до 5 тренировок в неделю продолжительностью от 30 до 60 минут в зависимости от состояния пациента в течение 3–12 недель с целью улучшения параметров ходьбы, таких как скорость, равновесие, и для коррекции спастичности [14, 31]. В случае необходимости продолжительность ФЭС может достигать 6 месяцев для получения стойкого эффекта ежедневно или несколько раз в неделю [25]. Отмечается, что раннее начало ФЭС и её длительное применение имеют решающее значение для достижения оптимальных результатов.

В настоящее время наблюдается тенденция к объединению собственно МФЭС с другими технологиями тренировки ходьбы (тренировка на беговой

дорожке, тренировка на моторизированном велотренажёре и др.) для повышения функциональности процесса [32, 33].

РЕЖИМЫ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

В настоящее время модели стимуляции, известные как последовательности переменной частоты (variable-frequency trains, VFT), имеют ряд преимуществ по сравнению с традиционными последовательностями постоянной частоты (constant-frequency trains, CFT). В частности, отмечено, что VFT усиливает изометрические [34] и неизометрические [35] параметры мышц в здоровых четырёхглавых мышцах бедра человека по сравнению с CFT аналогичной частоты, особенно когда мышцы утомлены. Помимо обеспечения улучшенной производительности скелетных мышц, VFT считаются более физиологически обоснованным паттерном стимуляции по сравнению с CFT [36].

Сложность прогнозирования эффекта ФЭС имеет множество факторов, которые трудно учитывать в реальных условиях: так, например, может существенно меняться режим работы мышцы в различные фазы движения, реакция на ФЭС также может быть различной. Для более точного воздействия разрабатываются математические модели, оперирующие возможным на сегодняшний день набором данных [12], тем не менее имеющейся информации недостаточно, и исследования необходимо продолжать.

Основные параметры ФЭС в опубликованных статьях обобщены в табл. 2 [10, 11, 14–18, 20, 22–24, 26–28, 31–33, 37–41]. Анализ параметров стимуляции выявил широкую вариативность протоколов ФЭС, применяемых различными исследователями, для разных форм и клинических стадий инсульта. Частота стимуляции варьирует от 30 до 100 Гц с преобладанием диапазона 30–40 Гц в большинстве исследований. Важно отметить, что только 8 из 22 исследований указывают силу тока. Средняя длительность процедуры составляет около 30 минут с крайними значениями от 15 до 60 минут. Примечательно, что кратность процедур колеблется от 2 до 7 в неделю (в среднем 5 сеансов), а общая продолжительность курса — от 3 до 30 недель, чаще 4–6 недель.

Синхронизация ФЭС с циклом ходьбы представляет собой критически важный аспект эффективного применения методики. Анализ литературы показывает разнообразие методов синхронизации, применяемых в различных исследованиях. Так, наиболее распространённым является использование контактных выключателей, размещаемых в обуви пациента [14, 18, 21, 22, 37]. Контактные датчики определяют цикл шага, а далее алгоритм предполагает наличие необходимой задержки для включения того или иного канала, однако контактные датчики капризны, имеют порог срабатывания, дребезг и другие технические недостатки. Более современные системы используют данные акселерометров [27, 38] или более сложных инерциальных систем [11], что позволяет повысить точность определения цикла шага. В некоторых исследованиях применяется синхронизация на основе ЭМГ-активности контралатеральной конечности [16] или собственной паретической конечности [32], а также ручная активация [10, 17]. Современные разработки включают интеграцию инерциальных сенсоров (inertial measurement unit, IMU) с алгоритмами машинного обучения [39], что потенциально может обеспечить более адаптивную и персонализированную синхронизацию стимуляции с индивидуальными особенностями патологической походки пациента.

ВНЕШНИЕ ПРИСПОСОБЛЕНИЯ ДЛЯ ОРГАНИЗАЦИИ ДВИЖЕНИЯ

Полная коррекция имеющихся двигательных нарушений при ходьбе с помощью ФЭС невозможна для большинства пациентов, поэтому во время проведения стимуляции, как и в повседневной жизни, им продолжает оказываться помощь с помощью специальных технических средств, не просто помогающих движению, но и его организующих. К техническим средствам относятся как простые ортезы для удержания нормального положения голеностопного сустава [40], так и гораздо более сложно устроенные тренажёры и имитаторы ходьбы, робототехнические устройства и нейропротезы [41]. На сегодняшний день гибридный комплекс, включающий в себя экзоскелет в сочетании с ФЭС, оценивается как одна из наиболее перспективных технологий для восстановления функции ходьбы. В ряде исследований было отмечено, что использование ФЭС вызывает быстрое наступление мышечной усталости [42], что в свою очередь снижает способность мышц поддерживать или производить силу сокращения и значительно уменьшает время тренировки. Исходя из этого производились попытки комбинировать ФЭС с пассивным ортезом [43], который применялся для смягчения последствий мышечной усталости, но данные устройства не смогли обеспечить дополнительный крутящий момент, необходимый, в частности, для коленных суставов. Автономные экзоскелеты [44, 45] могут компенсировать этот и другие моменты: в данной комбинации поддерживаемая роботизированная помощь снижает общий рабочий цикл мышечных сокращений, вызванных ФЭС, и задерживает наступление мышечной усталости во время выполнения физических упражнений с высоким крутящим моментом, таких как «сесть-встать». Кроме того, активные мышечные сокращения, вызванные ФЭС, способствуют нейропластичности, восстанавливающей утраченную функцию конечности, в отличие от экзоскелетов с электроприводом, которые осуществляют лишь пассивное движение [46].

Экзоскелеты с интегрированной ФЭС на российском медицинском рынке появились в начале 2020-х годов. Тема интеграции обсуждалась ранее [47], что привело к увеличению предложения такого рода изделий на отечественном медицинском рынке и позволило провести исследование сочетания ФЭС во время движения в экзоскелете для больных после церебрального инсульта [48, 49]. Авторами обнаружен положительный эффект для острого и раннего восстановительного периода, однако пока опыт применения таких устройств существенно ограничен.

Поскольку основной функцией экзоскелета является снижение избыточной монотонной нагрузки и тяжёлой работы со среднего медицинского персонала [50], применение дополнительных методов повышения эффективности тренировки представляется оправданным. В более поздней работе М.Т. Dantas и соавт. [38] отмечают, что ФЭС, несомненно, вносит положительный вклад при тренировке постинсультного пациента в экзоскелете, и предлагают адаптивный алгоритм стимуляции с учётом развиваемой амплитуды движений.

Этапность обучения двигательным навыкам

Процесс обучения двигательным навыкам можно и нужно рассматривать поэтапно [51]. И хотя на практике переходы от стадии к стадии освоения моторного навыка носят плавный характер и не всегда чётко понятно, на какой именно стадии находится пациент, можно выделить три фазы — начальную, ассоциативную и автономную.

На начальной стадии обучения двигательным навыкам, или так называемой когнитивной стадии, для освоения определённой двигательной задачи

применяются различные стратегии для подбора оптимального варианта движения. Поддержка реабилитолога на этой стадии крайне важна и, в зависимости от выраженности дефицита у пациента, может осуществляться либо физически, либо в форме устной обратной связи [52].

При переходе к ассоциативной стадии обучения пациент демонстрирует более отточенный навык тренируемого движения. Двигательная задача выполняется с меньшей вариабельностью, пока не будет окончательно найдена оптимальная стратегия [53]. С этого момента специалист должен воздержаться от ручной поддержки, но целевая обратная связь по-прежнему актуальна. Данная обратная связь должна быть предоставлена с задержкой по отношению к двигательной задаче, чтобы избежать перекрытия с внутренней обратной связью для контроля движения [54]. После того как стратегия движения установлена, упражнения можно немного варьировать.

Автономная стадия предполагает уже в основном автоматический двигательный навык, задание следует продолжать варьировать до тех пор, пока его можно будет выполнить в любых условиях окружающей среды. На автономной стадии двигательного обучения программа уже автоматизирована: это означает, что движение может быть выполнено почти оптимально, не требуя большого внимания или концентрации [53]. На этой стадии можно более точно сосредоточиться на отдельных компонентах движения, чтобы сохранить их. Вариация упражнений, а также включение усложнений теперь необходимы для поддержания мотивации пациента [52].

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ И ТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ

В рандомизированном исследовании Z. Tan и соавт. [16], эффективный реабилитационный цикл продолжался в течение 3 недель, а улучшения могли сохраняться в течение как минимум 3 месяцев по окончании курса. Обращает на себя внимание время наступления возможного положительного эффекта ФЭС, например, увеличения скорости ходьбы. Отмечается, что происходит постепенное увеличение данного параметра при использовании ФЭС в течение первых 18 недель, но в дальнейшем изменений может не наблюдаться [40].

В доступной литературе исследователи не делают какого-либо акцента на клинической форме инсульта и в каком именно периоде после ОНМК лучше всего начинать тренировки. В работе T.M. Kesav и соавт. [11] отмечается, что ФЭС применяется для восстановления утраченных или изменённых движений. Тем не менее наиболее эффективной считается ФЭС, которая была начата в подострой стадии инсульта, обычно в течение нескольких недель или месяцев после инсульта, поскольку этот период имеет решающее значение для максимального восстановления двигательной активности и функциональных улучшений [31]. Проведение ФЭС после 6 месяцев с момента дебюта заболевания также рассматривается как эффективное, так как занятия позволяют сохранить или улучшить функцию ходьбы и мобильность, хотя скорость функциональных изменений уже не такая высокая [21]. По данным обзора Z. Hong и соавт. [29], ФЭС остаётся эффективной и у больных в хронической стадии инсульта. Показано, что можно улучшить качество ходьбы и её симметричность, применяя стимуляцию передней большеберцовой мышцы и трёхглавой мышцы голени у больных с недостаточным контролем движений голеностопного сустава. В одном из последних систематических обзоров авторы делают осторожный вывод, что ФЭС может быть более эффективной для больных именно в хронической фазе

[30]. Аналогичный вывод сделан и в исследовании M.J. Nam и соавт. [37]: на основании собственных данных авторы рекомендуют ФЭС для больных в хронической стадии инсульта.

Из технических аспектов проведения ФЭС отмечается важность правильного расположения электродов на стимулируемых мышцах: для осуществления этой задачи необходимы не только знания функциональной анатомии, но и возможность индивидуального подхода в каждом конкретном случае. На данный момент времени существует общее правило для определения расположения электродов: электроды сначала помещаются над нервом(-ами), иннервирующим(-и) стимулируемую мышцу, после чего проводится стимуляция. Если полученное в результате движение является желаемым, то оно сохраняется. При наличии отрицательного результата электроды переставляются (обычно не более нескольких сантиметров), и проба повторяется, пока не будет получено желаемое движение, при этом пациент должен иметь мотивацию для проведения ФЭС [55]. Большинство производителей данного оборудования приводят стереотипные схемы расположения электродов без учёта места входа нерва, но с тем, чтобы основное брюшко мышцы оказывалось между электродами. В данном случае используется свойство применяемой стимуляции возбуждать прямым образом мышечные волокна.

ОБСУЖДЕНИЕ

Основное количество исследований ФЭС остаётся в области одноканальной стимуляции для компенсации синдрома отвисающей стопы [20–22], при этом многоканальная стимуляция в различных вариантах признаётся более эффективной, однако применяется куда реже. Варианты её различны, но основные включают четыре группы сгибателей-разгибателей нижней конечности: четырёхглавую мышцу бедра (или её головки), заднюю группу мышц бедра (или отдельные мышцы), переднюю большеберцовую и одну или обе икроножные. Наш анализ показал, что клинических работ с использованием МФЭС у больных после перенесенного церебрального инсульта оказалось совсем немного. Современных – единицы. При этом есть публикации последних лет, которые носят технический, экспериментальный характер и выходят за рамки критериев включения в данный обзор.

Длительность проведения ФЭС существенно варьирует (от 15 до 60 минут), при этом обоснования той или иной длительности авторами не приводятся. Собственно, разброс параметра, где минимум в 4 раза меньше максимума, говорит сам за себя. Параметры ФЭС также не сопоставляются с физической выносливостью пациентов. Очевидно, что та или иная длительность должна быть посильной для всей исследуемой группы, но это всё, что можно предположить, с учётом того, что больные с одной клинической формой и степенью гемипареза могут обладать разной толерантностью к нагрузке и, возможно, требуют разного времени проведения ФЭС. Наше предположение, что специалисты, занимающиеся проведением ФЭС, в этом вопросе, по традиции, остаются в плену схем лечения, где время проведения процедуры есть некая константа, не предполагающая индивидуального подхода.

Количество процедур в неделю также подвержено вариабельности, в основном в пределах от 3 до 5. Данный аспект также приводится как данность без обсуждения, почему применяется то или иное количество. Очевидно, что это связано с организационными аспектами реабилитационного процесса, а не с

физиологическим обоснованием. Тенденция к проведению 5 сеансов в неделю, как в работах J.S. Cheng [28] и T. Yan [17], может быть обусловлена привязкой к количеству рабочих дней, а не оптимальным режимом стимуляции. Для первого случая (3 дня в неделю) они идут через день (понедельник, среда, пятница), а для второго (5 дней в неделю) — все рабочие дни. Таким образом, и этот параметр фактически не связан с клинической формой или состоянием пациента.

Длительность проведения курса ФЭС варьирует в восемь раз от 3 до 24 недель, при этом ряд авторов отмечают, что чем более длительный курс, тем больше его эффективность [23]. Объективные критерии длительности того или иного курса авторы также не приводят. С ними можно согласиться, что изменения функции ходьбы в результате церебрального инсульта далеко не во всех случаях могут быть восстановлены. Остающиеся стойкие изменения требуют поддерживающих мероприятий пожизненно, и в этом контексте длительные курсы вполне могут быть вполне оправданы. Но, похоже, что разумный баланс здесь будет зависеть от очень многих факторов, включая систему организации восстановительного лечения, и пока находится в стадии поиска.

В отношении режимов применяемой ФЭС большинство исследований используют постоянную частоту. Данный момент тоже никак не объясняется: авторы просто приводят название прибора, который используется. И здесь наибольшую роль играют два обстоятельства. Первое — устройства стимуляции с постоянной частотой технически на порядок проще и более доступны к применению [56]. Этих причин уже достаточно, чтобы они имели подавляющий перевес в исследованиях. Второе — методики с изменяющейся частотой не просто на несколько порядков сложнее: опыт их применения крайне ограничен, а критерии управления новой переменной (частотой) ещё менее понятны, при этом эффект снижения спастичности — один из существенных — отмечается при стимуляции током постоянной частоты [57]. Кроме этого, известно, что разные мышцы даже в нормальном состоянии имеют разную чувствительность и реакцию к изменению частоты в разные фазы активности [58], ещё меньше ответов на вопросы о различных состояниях мышц у больных, перенёсших церебральный инсульт, в зависимости от конкретной его формы. Кроме этого, необходимо отметить, что транслировать данные для здоровых мышц на мышцы с патологическими изменениями нервно-мышечной регуляции пока не представляется возможным. Ещё один существенный момент — патологическая локомоция сама по себе приводит к изменению функции мышц [56], в связи с чем причина и следствие не всегда могут быть точно дифференцированы.

Анализ опубликованных исследований демонстрирует значительную вариабельность в параметрах электрической стимуляции. Частота стимуляции в большинстве работ варьирует от 30 до 50 Гц [16, 17, 22, 27], хотя в отдельных исследованиях применяются как более низкие (20–45 Гц [24]), так и значительно более высокие (80 Гц [37]) частоты. Частота 30–50 Гц имеет определённое физиологическое обоснование [58], однако для больных после инсульта, имеющих гемипарез, состояние мышц изменяется от острого к резидуальному периоду. Какая частота для какого поражения мышцы и в какой период будет наилучшей, остаётся открытым.

Длительность импульса также существенно различается — от 50 мкс [32] до 450 мс [24], при этом наиболее часто используемый диапазон составляет 200–350 мкс. Длительность импульса имеет ряд обоснованных критериев [58], но чем нужно руководствоваться, определяя этот параметр для конкретной мышцы

данного пациента, остаётся неясным. При прочих равных условиях более длительный импульс несёт бóльшую энергию, но это, пожалуй, пока единственный очевидный критерий для того, чтобы можно было получить необходимый ответ от мышцы.

Амплитуда тока, где она указана, обычно варьирует от 10–12 до 60–70 мА с индивидуальной настройкой для каждого пациента. Зачастую амплитуда вообще не указывается в исследовании, и это не ошибка авторов. Дело в том, что данный параметр слишком сильно связан с многими другими факторами, среди которых следующие: площадь используемых электродов, сама стимулируемая мышца и её состояние, толщина подкожно-жировой клетчатки, некоторые технические особенности стимулирующего канала и др. Таким образом, даже там, где амплитуда тока приводится, это может служить лишь ориентиром.

Важно отметить отсутствие единых критериев выбора параметров стимуляции для конкретных групп пациентов. Большинство протоколов разрабатывается эмпирически, без чёткого обоснования выбора тех или иных параметров. S. Chen и соавт. [30] в своей работе отмечают острую необходимость в изучении особенностей работы ФЭС с различными настройками частоты стимуляции и других параметров.

Вопрос синхронизации ФЭС с ходьбой является технически наиболее сложным. Метод контактных выключателей, который применяется в большинстве случаев, — это результат допустимого упрощения. Сами контактные датчики применяются для различных типов и конструкций, но они работают в жёстких условиях воздействия веса тела и при этом должны обладать низким порогом включения и коротким (миллисекунды) гистерезисом (возвращение в прежнее состояние при снятии нагрузки). Данные вопросы выходят за рамки чисто медицинской темы, однако в текущем веке были предложены новые способы определения цикла шага, в частности инерционные сенсоры, которые на данный момент почти полностью заменили контактные датчики в автономных системах для коррекции отвисающей стопы. Синхроприводы возможно использовать только в роботизированных устройствах с имитацией ходьбы, что ограничивает их применение. Способы инициализации пачки стимулирующих импульсов на основе детектирования ЭМГ-активности — ещё один новый метод. С методической точки зрения его можно признать адекватным только для мышц, которые не имеют нарушений фазовой активности. В остальных случаях данный метод неприменим. Насколько точно ЭМГ-сигнал может определять временные параметры синхронизации, тоже остаётся открытым. В одной из работ [16] этот метод применяется в варианте использования на здоровой стороне для запуска ФЭС на паретичной. Такой вариант нельзя признать хорошим и применимым по причине того, что ЭМГ-активность на здоровой стороне не просто компенсаторно изменяется, но и сами циклы шага имеют существенные смещения реципрокности D. Skvortsov и соавт. [7], т.е. смещение циклов шага относительно друг друга, которые могут достигать значений 10–30% цикла шага. Таким образом, ошибка «определения» цикла шага становится неприемлемой. Тем не менее синхронизация от ЭМГ-активности может быть очень неплохим выбором для произвольных движений, но это уже выходит за пределы функции ходьбы. Ручной вариант включения ФЭС, пожалуй, имеет сейчас только исторический аспект в силу чрезвычайной неточности.

Несомненно, что при существенном нарушении биомеханики ходьбы может потребоваться её сильная коррекция. Возможно ли таким образом добиться

снижения степени двигательных расстройств, остаётся невыясненным и требует дальнейшего изучения. Насколько и для каких клинических случаев может быть полезен экзоскелет или другие устройства с интегрированной системой стимуляции, покажут результаты будущих исследований.

Этапность восстановления может служить для индивидуальной оценки текущего состояния пациента и его динамики, при этом при прочих равных условиях даёт основания для применения метода МФЭС с первых дней начала обучения пациента самостоятельным движениям.

Можно констатировать, что не существует универсального протокола МФЭС, подходящего для всех пациентов после инсульта. Необходим дифференцированный подход, учитывающий несколько ключевых факторов, наиболее существенные из которых следующие.

Тип двигательного нарушения. Для пациентов преимущественно со снижением силы мышц без выраженной спастичности может быть эффективна стимуляция с параметрами, направленными на укрепление мышц и улучшение их выносливости (низкая частота 20–30 Гц, более продолжительные сеансы). У пациентов с выраженной спастичностью может быть более эффективен режим с высокой частотой стимуляции (более 50 Гц) [15, 57].

Восстановительный период после инсульта. В остром и раннем периодах восстановления МФЭС может способствовать предотвращению развития патологических двигательных стереотипов и быть ценным дополнением к традиционным методам реабилитации. В резидуальной стадии МФЭС может быть особенно полезна для преодоления плато восстановления и улучшения функциональных возможностей [30].

Когнитивные возможности пациента. Для пациентов с когнитивными нарушениями могут быть более предпочтительны системы с автоматической синхронизацией, не требующие активного участия пациента в процессе стимуляции. Для пациентов с сохранными когнитивными функциями могут быть эффективнее системы с биологической обратной связью, требующие активного участия пациента [52].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Многоканальная функциональная электростимуляция считается эффективным методом восстановления функции ходьбы у больных после инсульта, однако существующие протоколы применения характеризуются значительной вариабельностью параметров без чёткого физиологического обоснования. Установлено, что рекомендуемая длительность процедур варьирует от 15 до 60 минут, частота стимуляции — от 20 до 80 Гц, а продолжительность курса — от 3 до 24 недель, при этом выбор конкретных параметров носит преимущественно эмпирический характер и зависит от организационных факторов, а не от клинического состояния пациента. Выявлена необходимость разработки дифференцированного подхода к применению МФЭС с учётом типа двигательного нарушения, периода восстановления после инсульта и когнитивных возможностей пациента. Определены оптимальные технические параметры стимуляции: частота 30–50 Гц, длительность импульса 200–300 мкс с индивидуальной настройкой амплитуды и обязательной синхронизацией с циклом шага паретичной конечности. Современные тенденции развития метода включают интеграцию МФЭС с робототехническими устройствами и системами биологической обратной связи, что открывает новые возможности для

персонализированной реабилитации. Полученные результаты обосновывают необходимость проведения масштабных клинических исследований для стандартизации протоколов МФЭС и создания научно обоснованных рекомендаций по её применению в различных клинических ситуациях.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. *Д.В. Скворцов* — разработка концепции исследования, поиск и анализ литературы, написание первоначального текста статьи; *Л.В. Климов* — поиск литературы, анализ данных, редактирование и интерпретация результатов; *Д.А. Лобунько* — поиск литературы, редактирование текста и визуализация данных; *Г.Е. Иванова* — курация проекта и обеспечение организационной поддержки. Авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы одобрили рукопись, а также согласились нести ответственность за все аспекты работы, гарантируя надлежащее рассмотрение и решение вопросов, связанных с точностью и добросовестностью любой её части).

Источники финансирования. Работа выполнена в рамках НИР «НейроСтим 2024» [ЛОС1], рег. № ЕГИСУ НИОКТР 124031100047-5.

Раскрытие интересов. Авторы заявляют об отсутствии отношений, деятельности и интересов за последние три года, связанных с третьими лицами (коммерческими и некоммерческими), интересы которых могут быть затронуты содержанием статьи.

Оригинальность. При проведении исследования и создании настоящей работы авторы не использовали ранее опубликованные сведения (текст, иллюстрации, данные).

Доступ к данным. Редакционная политика в отношении совместного использования данных к настоящей работе неприменима, данные могут быть опубликованы в открытом доступе.

Генеративный искусственный интеллект. При создании настоящей статьи технологии генеративного искусственного интеллекта не использовали.

Рассмотрение и рецензирование. Настоящая работа подана в журнал в инициативном порядке и рассмотрена по обычной процедуре. В рецензировании участвовали два внешних рецензента и научный редактор издания.

ADDITIONAL INFORMATION

Author contribution. *D.V. Skvortsov*: research concept development, literature search and analysis, writing the original draft; *L.V. Klimov*: literature search, data analysis, editing, and results interpretation; *D.A. Lobunko*: literature search, text editing, and data visualization; *G.E. Ivanova*: project supervision and organizational support. The 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.

Funding sources. The work was carried out as part of the R&D project "NeuroStim 2024" [LOS1] Reg. No. EGISU R&D 124031100047-5.

Disclosure of interests. The authors have no relationships, activities or interests for the last three years related with for-profit or not-for-profit third parties whose interests may be affected by the content of the article.

Statement of originality. The authors did not use previously published

information (text, illustrations, data) while conducting this work.

Data availability statement. The editorial policy regarding data sharing does not apply to this work, data can be published as open access.

Generative AI. Generative AI technologies were not used for this article creation.

Provenance and peer-review. This paper was submitted to the journal on an initiative basis and reviewed according to the usual procedure. Two external reviewers and the scientific editor of the publication participated in the review.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Maeda A, Yuasa T, Nakamura K, et al. Physical performance tests after stroke: Reliability and validity. *Am J Phys Med Rehabil.* 2000;79(6):519–525. doi: 10.1097/00002060-200011000-00008
2. Langhammer B, Stanghelle JK, Lindmark B. Exercise and health-related quality of life during the first year following acute stroke. A randomized controlled trial. *Brain Inj.* 2008;22(2):135–145. doi: 10.1080/02699050801895423
3. Lewek MD, Bradley CE, Wutzke CJ, Zinder SM. The relationship between spatiotemporal gait asymmetry and balance in individuals with chronic stroke. *J Appl Biomech.* 2014;30(1):31–36. doi: 10.1123/jab.2012-0208
4. Awad LN, Palmer JA, Pohlig RT, et al. Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2015;29(5):416–423. doi: 10.1177/1545968314552528
5. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: Normal and pathological function.* Slack Incorporated: West Deptford, NJ, USA; 2010.
6. 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. doi: 10.1097/MRR.0000000000000391
7. Skvortsov DV, Kaurkin SN, Grebenkina NV, Ivanova GE. Typical changes in gait biomechanics in patients with subacute ischemic stroke. *Diagnostics (Basel).* 2025;15(5):511. doi: 10.3390/diagnostics15050511
8. Do A, Soares S, Almeida C, et al. Late physiotherapy rehabilitation changes gait patterns in post-stroke patients. *Biomed Hum Kinet.* 2017;9(1):14–18. doi: 10.1515/bhk-2017-0003
9. Veerbeek JM, van Wegen E, van Peppen R, et al. What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. *PLoS One.* 2014;9(2):e87987. doi: 10.1371/journal.pone.0087987
10. Moe JH, Post HW. Functional electrical stimulation for ambulation in hemiplegia. *Lancet.* 1962;82:285–288.
11. Kesar TM, Perumal R, Jancosko A, et al. Novel patterns of functional electrical stimulation have an immediate effect on dorsiflexor muscle function during gait for people poststroke. *Phys Ther.* 2010;90(1):55–66. doi: 10.2522/ptj.20090140
12. Santos GF, Jakubowitz E, Pronost N, et al. Predictive simulation of post-stroke gait with functional electrical stimulation. *Sci Rep.* 2021;11(1):21351. doi: 10.1038/s41598-021-00658-z
13. Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M. Functional electrotherapy: Stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1961;42:101–105.
14. Sabut SK, Sikdar C, Mondal R, et al. Restoration of gait and motor recovery by functional electrical stimulation therapy in persons with stroke. *Dis Rehab.* 2010;32(19):1594–1603. doi: 10.3109/09638281003599596

15. Sabut SK, Sikdar C, Kumar R, Mahadevappa M. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: Effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehab*. 2011;29(4):393–400. doi: 10.3233/NRE-2011-0717
16. Tan Z, Liu H, Yan T, et al. The effectiveness of functional electrical stimulation based on a normal gait pattern on subjects with early stroke: A randomized controlled trial. *Biomed Res Int*. 2014;2014:545408. doi: 10.1155/2014/545408
17. Yan T, Hui-Chan CW, Li LS. Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke: A randomized placebo-controlled trial. *Stroke*. 2005;36(1):80–85. doi: 10.1161/01.STR.0000149623.24906.63
18. Yang CY, Kim TJ, Lee JH, et al. The effect of functional electrical stimulation on the motor function of lower limb in hemiplegic patients. *J Korean Acad Rehab Med*. 2009;33(1):29–35.
19. Mercer VS, Chang SH, Williams CD, et al. Effects of an exercise program to increase hip abductor muscle strength and improve lateral stability following stroke: A single subject design. *J Geriatr Phys Ther*. 2009;32(2):50–59.
20. Allen JL, Ting LH, Kesar TM. Gait rehabilitation using functional electrical stimulation induces changes in ankle muscle coordination in stroke survivors: A preliminary study. *Front Neurol*. 2018;9:1127. doi: 10.3389/fneur.2018.01127
21. Aout T, Begon M, Jegou B, et al. Effects of functional electrical stimulation on gait characteristics in healthy individuals: A systematic review. *Sensors*. 2023;23(21):8684. doi: 10.3390/s23218684
22. Hakansson NA, Kesar T, Reisman D, et al. Effects of fast functional electrical stimulation gait training on mechanical recovery in poststroke gait. *Artif Organs*. 2011;35(3):217–220. doi: 10.1111/j.1525-1594.2011.01215.x
23. Tenniglo MJ, Buurke JH, Prinsen EC, et al. Effect of reduced afferent feedback on adaptation of walking pattern in functional electrical stimulation. *J Rehabil Med*. 2018;50(8):719–724. doi: 10.2340/16501977-2367
24. Purohit R, Varas-Diaz G, Bhatt T. Functional electrical stimulation to enhance reactive balance among people with hemiparetic stroke. *Exp Brain Res*. 2024;242(3):559–570. doi: 10.1007/s00221-023-06729-z
25. Shin HE, Kim M, Lee D, et al. Therapeutic effects of functional electrical stimulation on physical performance and muscle strength in post-stroke older adults: A review. *Ann Geriatr Med Res*. 2022;26(1):16–24. doi: 10.4235/agmr.22.0006
26. Van Bloemendaal M, Bus SA, de Boer CE, et al. Gait training assisted by multi-channel functional electrical stimulation early after stroke: Study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*. 2016;17(1):477. doi: 10.1186/s13063-016-1604-x
27. Kojović J, Djurić-Jovčić M, Dosen S, et al. Sensor-driven four-channel stimulation of paretic leg: Functional electrical walking therapy. *J Neurosci Methods*. 2009;181(1):100–105. doi: 10.1016/j.jneumeth.2009.04.005
28. Cheng JS, Yang YR, Cheng SJ, 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. doi: 10.1016/j.apmr.2009.11.022
29. Hong Z, Sui M, Zhuang Z, et al. Effectiveness of neuromuscular electrical stimulation on lower limbs of patients with hemiplegia after chronic stroke: A systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2018;99(5):1011–1022.e1. doi: 10.1016/j.apmr.2017.12.019

30. Chen S, Gao J, Zhou Y, et al. Implications of neuromuscular electrical stimulation on gait ability, balance and kinematic parameters after stroke: A systematic review and meta-analysis. *J Neuroeng Rehabil.* 2024;21(1):164. doi: 10.1186/s12984-024-01462-2
31. Sharif F, Ghulam S, Malik AN, Saeed Q. Effectiveness of Functional Electrical Stimulation (FES) versus conventional electrical stimulation in gait rehabilitation of patients with stroke. *J Coll Physicians Surg Pak.* 2017;27(11):703–706.
32. Lee HJ, Cho KH, Lee WH. The effects of body weight support treadmill training with power-assisted functional electrical stimulation on functional movement and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2013;92(12):1051–1059. doi: 10.1097/PHM.0000000000000040
33. Alon G, Conroy VM, Donner TW. Intensive training of subjects with chronic hemiparesis on a motorized cycle combined with functional electrical stimulation (fes): A feasibility and safety study. *Physiother Res Int.* 2011;16(2):81–91. doi: 10.1002/pri.475
34. Binder-Macleod S, Kesar T. Catchlike property of skeletal muscle: Recent findings and clinical implications. *Muscle Nerve.* 2005;31(6):681–193. doi: 10.1002/mus.20290
35. Maladen RD, Perumal R, Wexler AS, Binder-Macleod SA. Effects of activation pattern on nonisometric human skeletal muscle performance. *J Appl Physiol (1985).* 2007;102(5):1985–1991. doi: 10.1152/jappphysiol.00729.2006
36. Garland SJ, Griffin L. Motor unit double discharges: Statistical anomaly or functional entity? *Can J Appl Physiol.* 1999;24(2):113–130. doi: 10.1139/h99-010
37. Nam MJ, Kim YJ, Tian MY, Kim MK. Effects of functional electrical stimulation during gait training on gait, balance, and lower extremity function in chronic stroke patients. *J Korean Soc Phys Med.* 2024;19(3):29–36. doi: 10.13066/kspm.2024.19.3.29
38. Dantas MT, Fernani DC, da 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
39. Ji F, Qiu S, Liu Y, et al. A trajectory-adaptive walking assistance strategy based on functional electrical stimulation for exoskeleton to help stroke patients restore natural gait. In: *2022 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM).* doi: 10.1109/AIM52237.2022.9863314
40. Kluding PM, Dunning K, O'Dell MW, et al. Foot drop stimulation versus ankle foot orthosis after stroke: 30-week outcomes. *Stroke.* 2013;44(6):1660–1669. doi: 10.1161/STROKEAHA.111.000334
41. Thrasher TA, Flett HM, Popovic MR. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. *Spinal Cord.* 2006;44(6):357–361. doi: 10.1038/sj.sc.3101864
42. Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: A critical appraisal. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111:2399–2407. doi: 10.1007/s00421-011-2128-4
43. Sharma N, Mushahwar V, Stein R. Dynamic optimization of FES and orthosis-based walking using simple models. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2014;22(1):114–126. doi: 10.1109/tnsre.2013.2280520
44. Strausser K, Kazerooni H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton. In: *2011 IEEE/RSJ International*

Conference on Intelligent Robots and Systems. San Francisco, CA, USA; 2011. P. 4911–4916. doi: 10.1109/iros.2011.6095025

45. Farris RJ, Quintero HA, Murray SA, et al. A preliminary assessment of legged mobility provided by a lower limb exoskeleton for persons with paraplegia. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2014;22(3):482–490. doi: 10.1109/TNSRE.2013.2268320

46. Popovic MR, Masani K, Micera S. *Functional electrical stimulation therapy: Recovery of function following spinal cord injury and stroke*. London: Springer London; 2012. P. 105–121. doi: 10.1007/978-1-4471-2277-7_7

47. Kastalskiy IA, Khoruzhko MA, Skvortsov DV. A functional electrical stimulation system for integration in an exoskeleton. *Modern technologies in medicine*. 2018;10(3):104–109. doi: 10.17691/stm2018.10.3.12 EDN: SIPAQH

48. Lutokhin GM, Kashezhev AG, Rassulova MA, et al. Application of exoskeleton with functional electrostimulation for rebalancing of patients in acute and early recovery periods of ischemic stroke. *Problems of balneology, physiotherapy and exercise therapy*. 2023;100(5):5–13. doi: 10.17116/kurort20231000515 EDN: QZOLDH

49. Lutokhin GM, Kashezhev AG, Pogonchenkova IV, et al. Effectiveness and safety of robotic mechanotherapy with FES and VR in restoring gait and balance in the acute and early rehabilitation period of ischemic stroke: Prospective randomized comparative study. *Bull of Rehabil Med*. 2023;22(5):22–29. doi: 10.38025/2078-1962-2023-22-5-22-29

50. Nam YG, Lee JW, Park JW, 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. doi: 10.1016/j.apmr.2018.06.020

51. Fitts PM, Posner MI. *Human performance*. Belmont: Brooks/Cole Publishing Company; 1967.

52. Freivogel S, Fries W. Motorische rehabilitation. In: Frommelt P, Lösslein H, editors. *Neuro-rehabilitation*. Berlin/Heidelberg: Springer; 2010. P. 225–266.

53. Wulf D. Motorists lernen. In: Hüter-Becker A, Dölken M, editors. *Physiotherapie in der neurologie*. Stuttgart: Georg Thieme; 2010. P. 41–72.

54. Majsak MJ. Application of motor learning principles to the stroke population. *Top Stroke Rehabil*. 1996;3(2):37–59. doi: 10.1080/10749357.1996.11754113

55. Marquez-Chin C, Popovic MR. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: A review. *Biomed Eng Online*. 2020;19(1):34. doi: 10.1186/s12938-020-00773-4

56. Vitenzon AC. *Patterns of normal and pathological human walking*. Moscow: Zerkalo-M; 1998. 271 p. (In Russ.)

57. Bakhtiary AH, Fatemy E. Does electrical stimulation reduce spasticity after stroke? A randomized controlled study. *Clin Rehabil*. 2008;22(5):418–425. doi: 10.1177/0269215507084008

58. Skvortsov DV, Klimov LV, Grebenkina NV. Functional electrical stimulation method: Recommended application parameters. *Physical and rehabilitation medicine, medical rehabilitation*. 2024;6(3):263–279. doi: 10.36425/rehab635187 EDN: QBJAEZ

59. Bao X, Luo JN, Shao YC, Tang ZQ, Liu HY, Liu H, Tan JW. Effect of functional electrical stimulation plus body weight-supported treadmill training for gait rehabilitation in patients with poststroke: a retrospective case-matched study. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2020;56(1):34–40. doi: 10.23736/S1973-9087.19.05879-9

ОБ АВТОРАХ	AUTHORS' INFO
Автор, ответственный за переписку:	The author responsible for the correspondence:
<p>Скворцов Дмитрий Владимирович, д-р мед. наук, профессор; адрес: Россия, 117513, Москва, ул. Островитянова, д. 1, стр. 10; ORCID: 0000-0002-2794-4912; eLibrary SPIN: 6274-4448; e-mail: dskvorts63@mail.ru</p>	<p>Dmitry V. Skvortsov, MD, PhD, Professor; address: 1 Ostrovityanova st, bldg 10, Moscow, Russia, 117513; ORCID: 0000-0002-2794-4912; eLibrary SPIN: 6274-4448; e-mail: dskvorts63@mail.ru</p>
Соавторы:	Co-authors:
<p>Климов Леонид Владимирович, канд. мед. наук; ORCID: 0000-0003-1314-3388; eLibrary SPIN: 5618-0734; e-mail: dr.klimov@mail.ru</p>	<p>Leonid V. Klimov, MD, PhD; ORCID: 0000-0003-1314-3388; eLibrary SPIN: 5618-0734; e-mail: dr.klimov@mail.ru</p>
<p>Лобунько Данила Александрович; ORCID: 0009-0009-7741-2904; eLibrary SPIN: 6274-4448; e-mail: doctorlobunko@gmail.com</p>	<p>Danila A. Lobunko; ORCID: 0009-0009-7741-2904; eLibrary SPIN: 6274-4448; e-mail: doctorlobunko@gmail.com</p>
<p>Иванова Галина Евгеньевна, д-р мед. наук, профессор; ORCID: 0000-0003-3180-5525; eLibrary SPIN: 4049-4581; e-mail: reabilivanova@mail.ru</p>	<p>Galina E. Ivanova, MD, PhD, Professor; ORCID: 0000-0003-3180-5525; eLibrary SPIN: 4049-4581; e-mail: reabilivanova@mail.ru</p>

Таблица 1

Мышцы нижней конечности и их комбинации, используемые для функциональной электростимуляции

Источник	Стимулируемые мышцы
Allen, 2018 [20]; Aout, 2023 [21]	Передняя большеберцовая мышца имеет решающее значение для выполнения тыльного сгибания голеностопного сустава в периоде переноса
Allen, 2018 [20]; Aout, 2023 [21]	Подошвенные сгибатели голеностопного сустава стимулируются во второй половине периода опоры, чтобы усилить отталкивание и движение вперёд во время ходьбы
Nakansson, 2011 [22]	Изолированная стимуляция только передней большеберцовой и икроножной мышц голени
Tenniglo, 2018 [23]	Стимуляция только задней группы мышц бедра
Purohit, 2024 [24]	Четырёхглавая мышца стимулируется изолированно с целью улучшения стабильности нижней конечности
Shin, 2022 [25]	Отводящая мышца бедра и большая ягодичная мышца для поддержания вертикального положения тела во время ходьбы
Yan, 2005 [17]	Четыре мышцы одновременно (основные сгибатели-разгибатели) — передняя большеберцовая, медиальная икроножная, вся задняя группа мышц бедра и четырёхглавая мышца бедра

Таблица 2

Параметры стимуляции

Источник	Частота, Гц	Длительность одиночного импульса	Продолжительность, мин	Ток, мА	Количество в нед.	Длительность курса, нед.	Способ синхронизации
Nakansson, 2011 [22]	30	300 мс	30	-	3	12	Контактные выключатели
Tenniglo, 2018 [23]	40	125–475	-	-	3	5	Контактные выключатели
Nam, 2019 [37]	80	300	15	-	5	4	Контактные выключатели
Kojović, 2009 [27]	50	400 мкс	45	12–38	5	4	Акселерометр/ контактные выключатели
Kesar, 2010 [11]	30	300 мкс	20–30	Не указано	3–5	4	Гироскоп/ гониом

							етр Контактные выключатели
Yang, 2009 [18]	40	250 мкс	20	Не указано	5	4	Контактные выключатели
Sabut, 2010 [14]	40	300 мкс	Первая неделя: 15 Последующие недели: 30–45	20 –60	5	12	Контактные выключатели
Sabut, 2011 [15]	35	280 мкс	60	-	5	12	Контактные выключатели
Tan, 2014 [16]	30	200 мкс	30	Не указано	5	3	ЭМГ контралатеральной конечности
Yan, 2005 [17]	30	300 мкс	60	20 –30	5	3	Ручной триггер в фазе переноса
Bloemendaal, 2016 [26]	35	350 мкс	30	10 –50	5	4	Контактные выключатели (сила)
Lee, 2013 [32]	Не указано	50 мкс	30	Не указано	5	4	ЭМГ- активность
Alon, 2011 [33]	50	250 мкс	30	Не указано	3	8	Синхронный привод
Sharif, 2017 [31]	40	Не указано	20–30	Не указано	5	6	-
Dantas, 2023 [38]	-	-	30	-	2	6	Акселерометр
Purohit, 2024 [24]	20– 45	450 мс	45	30 –55	-	-	-
Allen, 2018 [20]	Не указано	Не указано	30	Не указано	3	6	Контактные выключатели
Ji, 2022 [39]	30– 45	200– 350 мкс	25	25 –70	4	5	Инерционные + машинное обучение
Мое, 1962 [10]	30	0,1– 0,5 мс	15	Не указано	5	6	Ручной триггер в фазе переноса

Cheng, 2010 [28]	40	200–300 мкс	30	Не указано	3	4	-
Kluding, 2013 [40]	30–50	200 мкс	30	Не указано	2	30	Контактные выключатели
Thrasher, 2006 [41]	35	300 мкс	15–30	18–110	2–5	12–18	Ручной триггер в фазе переноса
Bao X, et al 2020 [59]	30	0,3	45	15	5	8	Контактные выключатели

In Press