

DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab635187>

Метод функциональной электрической стимуляции: рекомендуемые параметры применения

Д.В. Скворцов^{1, 2, 3}, Л.В. Климов¹, Н.В. Гребенкина²¹ 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

Функциональная электростимуляция — метод электростимуляции мышц, осуществляемый непосредственно в рамках того или иного двигательного акта, в частности у пациентов после острого нарушения мозгового кровообращения в процессе восстановления функции ходьбы.

Обзор литературы выполнен с целью изучить имеющуюся информацию по функциональной электростимуляции с точки зрения методики применения и используемых параметров воздействия.

Авторами проанализирована доступная литература и произведена попытка определить научно обоснованные параметры стимуляции и методологию применения метода функциональной электростимуляции. В обзоре даётся краткая характеристика таких параметров, как частота, форма, амплитуда и длительность импульса, расположение электродов, а также синхронизация импульса с движением (в частности, с циклом шага), время проведения процедур, их частота и продолжительность курса. Описаны известные в настоящее время аспекты проведения стимуляции, преимущества и ограничения метода. Обнаружено, что большинство ключевых параметров функциональной электростимуляции, применяемых и рекомендуемых, не являются строго и научно обоснованными. Критерии проведения самих процедур функциональной электростимуляции и число курсов не определены, а количество противопоказаний по мере развития метода снижено. Используемые для реализации функциональной электростимуляции системы существенно отличаются по возможностям настройки работы и синхронизации с движением.

Учитывая актуальность задачи быстрого восстановления двигательных функций, а также положительное воздействие функциональной электростимуляции как на физические, так и психологические аспекты здоровья пациентов неврологического профиля, авторы подчёркивают необходимость дальнейшего исследования с целью уточнения оптимальных параметров функциональной электростимуляции и методологии её применения.

Ключевые слова: электростимуляция; инсульт; нейрореабилитация; ходьба.

Как цитировать:

Скворцов Д.В., Климов Л.В., Гребенкина Н.В. Метод функциональной электрической стимуляции: рекомендуемые параметры применения // Физическая и реабилитационная медицина, медицинская реабилитация. 2024. Т. 6, № 3. С. 263–279. DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab635187>

DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab635187>

Functional electrical stimulation method: recommended application parameters

Dmitry V. Skvortsov^{1, 2, 3}, Leonid V. Klimov¹, Natalya V. Grebenkina²

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

Functional electrical stimulation involves the use of electrical impulses to stimulate muscles during motor activity, particularly in patients with an acute cerebrovascular accident and are undergoing rehabilitation to regain their ability to walk.

This study aimed to examine the existing literature on the use of functional electrical stimulation, focusing on the application methods and stimulation parameters.

The authors analyzed the studies and determined scientifically validated parameters for stimulation and methods of applying functional electrical stimulation. This article provides a summary of key parameters such as frequency, waveform, amplitude, and duration of the electrical pulse and information on the placement of electrodes and synchronization of the pulses with movement, specifically with the gait cycle. Additionally, it covers aspects such as the timing of procedures and frequency and duration of treatment. The currently known aspects, advantages, and limitations of the method are discussed. Notably, several key parameters used in functional electrical stimulation have not been scientifically justified. The criteria for conducting functional electrical stimulation procedures and courses are unclear, and contraindications are reduced as the method evolves. Systems used for implementing functional electrical stimulation vary significantly in their capabilities for setting up work and synchronization with movement.

Considering the importance of rapidly restoring motor functions and the positive impact of functional electrical stimulation on physical and psychological health of neurological patients, further investigation is required to determine optimal parameters for functional electrical stimulation and its application methodology.

Keywords: electric stimulation; stroke; neurological rehabilitation; gait.

To cite this article:

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: <https://doi.org/10.36425/rehab635187>

Список сокращений

ФЭС — функциональная электростимуляция
CFT (constant frequency trains) — последовательности с постоянной частотой

DFT (doublet frequency trains) — последовательности с двойной частотой
VFT (variable frequency trains) — последовательности с переменной частотой

ВВЕДЕНИЕ

Острое нарушение мозгового кровообращения или травма спинного мозга вследствие возникающей денервации приводят к развитию слабости или паралича в той или иной группе мышц, что в свою очередь сопровождается нарушением физического и социального функционирования человека, его автономности и возможности самообслуживания. В связи с актуальностью задачи быстрого восстановления двигательных функций современные научные исследования рассматривают возможность применения новых направлений в реабилитации, которые позволяют оптимизировать сроки решения этой задачи. Одним из таких направлений является электростимуляция мышц.

На сегодняшний день используются различные формы электрической стимуляции мышц с целью восстановления двигательной активности. В клинической практике применения данного метода медицинские специалисты преследуют следующие цели: увеличение мышечной силы в поражённых конечностях, уменьшение выраженности атрофии мышц, увеличение диапазона движений в определённом двигательном сегменте, снижение боли, связанной с нарушением двигательной активности [1, 2].

Выделяют следующие виды электростимуляции: нервно-мышечная электростимуляция (neuromuscular electrical stimulation, NMES), которая используется взаимозаменяемо с электростимуляцией (electrical stimulation, ES); чрескожная электрическая стимуляция нервов (transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS); функциональная электростимуляция (functional electrical stimulation, FES).

Возможность использования нервно-мышечной электростимуляции (NMES) для получения мышечного сокращения на частотах 20–50 Гц была описана в 1964 году [3]. Позднее появилась методика чрескожной электрической стимуляции нервов (TENS), при которой стимул распространяется по более мелким афферентным волокнам, и в случае терапии хронической боли в спине предполагается использование высоких частот (30 Гц) [4], а низкие частоты (2–10 Гц) применяются преимущественно для воздействия на сенсорные нервные волокна без активации двигательных [5].

Функциональная электростимуляция (ФЭС) — метод, который наиболее часто обсуждается в современной литературе. Обращает на себя внимание, что данная методика преимущественно используется именно в контексте выполнения определённой функциональной задачи, как это

и было первоначально описано J.H. Мое и соавт. [2]. В частности, ФЭС используется для воспроизведения паттерна активации мышц нижних конечностей в процессе восстановления функции ходьбы [6].

Несмотря на получаемые положительные результаты использования различных методов электростимуляции, обращает на себя внимание, что существенным ограничением любой не физиологически индуцированной мышечной активации является последующее общее снижение эффективности сокращения и склонность к развитию нервно-мышечной усталости. Следовательно, должны быть разработаны стратегии, которые позволят, с одной стороны, компенсировать высокую степень утомления, с другой — быть максимально приближенными к той или иной функциональной активности (например, ходьбе). Этой возможностью обладает метод ФЭС, в котором электростимуляция мышц осуществляется непосредственно в рамках того или иного двигательного акта, в частности у пациентов после острого нарушения мозгового кровообращения в процессе восстановления функции ходьбы [7, 8].

Именно полное понимание настроек, управляющих стимуляцией, имеет важное значение как для безопасности пациента, так и для успеха проводимого вмешательства. Следует учитывать как частоту, ширину/длительность импульса, так и рабочий цикл, интенсивность/амплитуду, время нарастания, структуру пульса, продолжительность программы, частоту выполнения программы и задействованную актуальную мышечную группу.

Целью научного обзора ставилось изучение имеющейся литературы по ФЭС с точки зрения методики применения и используемых параметров стимуляции.

Методология поиска источников

Для поиска источников литературы использованы базы данных PubMed, eLibrary. Поиск производился по ключевым словам и комбинациям: «инсульт», «травма спинного мозга», «реабилитация», «электростимуляция», «функциональная электростимуляция», «stroke», «spinal cord injury», «rehabilitation», «electrical stimulation», «functional electrical stimulation», «gait», «neuromuscular electrical stimulation», «neurology».

В анализ включались аналитические обзоры, клинические и экспериментальные исследования, рекомендации научных сообществ, полные тексты статей на русском или английском языках, исключались — дублирующие публикации, клинические случаи.

При прочих равных условиях предпочтение отдавалось источникам на глубину до 10 лет.

ПАРАМЕТРЫ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Основными техническими параметрами электростимуляции являются форма и амплитуда электрического импульса, его частота, длительность, используемые электроды и место их расположения на теле пациента. Кроме этого, в отличие от других методов стимуляции ФЭС синхронизируется с движением так, чтобы вызывать действие мышцы в физиологически обоснованную фазу, именно поэтому требуется установка таких параметров, как начало и окончание стимулирующих импульсов в цикле движения. Для нижних конечностей режим ФЭС применяется преимущественно при ходьбе. Таким образом, одно из технических условий — это наличие синхронизации с циклом движения, в рассматриваемом случае — с циклом шага.

К методическим вопросам можно отнести собственно цели проводимой процедуры и аспекты её реализации (длительность, количество и пр.).

Частота электростимуляции

Понятие «частота» относится к числу импульсов, генерируемых в секунду во время стимуляции, единицей измерения частоты является Герц (1 Гц — 1 импульс в секунду).

В зависимости от целей и задач проводимой процедуры частота электростимуляции может быть изменена, при этом в большинстве клинических протоколов используются частоты в диапазоне от 20 до 50 Гц [9]. В частности, при проведении ФЭС описана возможность использования частот от 40 до 100 Гц (в среднем 60 Гц) [10, 11].

Известно, что электрический импульс на разных частотах по-разному воздействует на различные части двигательной цепи вообще и мышцы в частности. Так, например, низкочастотная стимуляция обеспечивает плавное сокращение мышц и позволяет избежать усталости и дискомфорта во время проведения процедуры [12], но при этом частоты ниже 16 Гц являются недостаточными для того, чтобы вызвать сокращение необходимой силы [13]. В то же время стимуляция с частотой от 50 до 80 Гц приводит к быстрому снижению силы в среднем через 20 секунд от момента начала воздействия [14], а постоянная частота 30 Гц сохраняет силу лучше, чем при уменьшении частоты (с 30 до 15 Гц) [15]. Кроме того, C.S. Mang и соавт. [16] в своём исследовании показали, что высокие частоты периферической стимуляции (100 Гц) могут оказывать влияние на кортикоспинальный тракт.

Таким образом, для активации в первую очередь сенсорных аксонов (т.е. соматосенсорной стимуляции) и усиления сенсорной обратной связи возможно использование частоты, близкой к порогу моторики (от 3 до 30 Гц) [17]. Другой подход заключается в подаче импульсов

с интенсивностью выше моторного порога для активации как сенсорных, так и моторных волокон и генерации функциональных сокращений, в частности с частотой 100 Гц (что было более эффективным, чем 10, 50, 200 Гц) [16]. Данный вариант предназначен для использования во время сеансов реабилитации с целью создания и поддержки функциональных движений.

Частота стимуляции и реакция мышц

Известно, что каждый импульс стимуляции с правильно подобранной амплитудой и длительностью вызывает сначала сокращение мышцы, которое характеризуется резким увеличением силы, а затем — медленным возвратом [18] в расслабленное состояние. При этом повторная стимуляция мышцы через короткий промежуток времени вызывает дополнительные мышечные сокращения: именно такое тетаническое сокращение является желательным при применении ФЭС. Считается, что 16–20 Гц — минимальная частота, необходимая для того, чтобы вызвать достаточно продолжительные (близкие к тетаническим) сокращения, при этом чаще всего используется частота 40 Гц [19], так как более сильные (тетанические) сокращения могут привести к более быстрому утомлению мышц. На практике частота стимуляции варьирует в диапазоне от 20 до 50 Гц [20].

В нескольких исследованиях изучалось влияние различных режимов стимуляции на отдачу силы и нервно-мышечное утомление. Наиболее распространёнными изучаемыми моделями стимуляции являются последовательности с постоянной (constant frequency trains, CFT), переменной (variable frequency trains, VFT) и двойной (doublet frequency trains, DFT) частотой [21–24].

Последовательности с постоянной частотой (CFT) — это последовательности стимуляции, в которой частота остаётся постоянной на протяжении всей последовательности. Последовательности с переменной частотой (VFT) начинаются с начального дублета (двух близко расположенных импульсов, обычно с интервалом 5–10 мкс), за которыми следуют импульсы с выбранной частотой. Идея VFT возникла в результате исследований, в ходе которых было обнаружено, что мышцы обладают «цепляющим» свойством — уникальной механической реакцией на стимуляцию, которая позволяет мышцам выдерживать более высокий уровень нагрузки, чем обычно [25]. Эта реакция усиливает мышечное напряжение перед сокращением, когда за коротким высокочастотным импульсом следует серия субтетанических импульсов [26]. Данный феномен, по-видимому, является неотъемлемым свойством отдельных мышечных клеток [27]. В частности, при изометрическом сокращении B. Bigland-Ritchie и его коллеги [23] показали, что чередование импульсов, начинающееся с удвоения, приводит к более медленному снижению силы, а значит, позднему развитию их утомления.

В других исследованиях проводилось сравнение результатов использования CFT, DFT и VFT на мышцах

нижних конечностей и было показано, что тренировки с использованием VFT более эффективны при воздействии на четырёхглавую мышцу бедра [27].

В исследовании под руководством M.B. Kebaetse [28] изучался эффект использования CFT, VFT и DFT на четырёхглавую мышцу бедра с одинаковым интервалом между импульсами (50 мс, частота 20 Гц), при этом использование DFT было более эффективным для создания концентрических сокращений.

Эти результаты свидетельствуют о том, что может существовать несколько оптимальных схем стимуляции, но они будут зависеть от задачи, формы заболевания и исследуемой группы мышц, что было продемонстрировано в работе W.B. Scott и S.A. Binder-MacLeod [29], показавшей, что комбинирование типов стимуляции может быть полезной стратегией для компенсации быстрой утомляемости у пациентов.

Возможно, разные типы стимуляции имеют отличающийся эффект для мышц. Есть и другой момент: при ходьбе у мышц нижних конечностей существенно меняется вариант функции много раз за цикл шага (концентрический, эксцентрический, изометрический) [30]. Это может давать вариабельность эффекта стимуляции, но адаптировать режим стимуляции к многократно меняющемуся режиму действия мышцы пока не представляется технически возможным.

Форма и длительность импульса

Традиционно при электростимуляции выделяют следующие геометрические формы сигналов — квадратную, прямоугольную и синусоидальную волну. Данные формы имеют по два варианта фаз степени воздействия — однофазную (электрический ток поднимается выше нулевой базовой линии) и двухфазную, или переменную (ток, который чередуется изменениями выше и ниже базовой линии) [31]. Для таких вариантов тока основной его параметр — длительность импульса, т.е. время, в течении которого продолжается импульс. При этом если импульс имеет две фазы (положительную в сочетании с отрицательной), то длительность импульса учитывает обе имеющиеся фазы [32] таким образом, чтобы общее количество передаваемой энергии положительной и отрицательной фазы было равным.

С точки зрения воздействия на организм, монофазные импульсы могут оказывать негативное воздействие, передавая организму энергию, которая никогда не уравновешивается импульсом противоположного направления, создавая потенциальную возможность повреждения стимулируемой ткани [33]. Следовательно, наиболее эффективной для электростимуляции является квадратная или прямоугольная форма двухфазного импульса за счёт мгновенного увеличения силы тока до максимального уровня [34].

Обсуждается использование ФЭС при длительности импульса от 300 до 600 мкс [35]. В других исследованиях [10, 11]

продемонстрировано, что при использовании последовательности прямоугольных импульсов тока наибольший момент силы мышц наблюдается с импульсами малой длительности (60–200 мкс), но большой амплитуды. Наиболее часто в литературе встречаются данные об использовании параметра длительности в диапазоне от 100 до 300 мкс [36]. Увеличение длительности до 1000 мкс снижает максимально возможный момент силы в среднем на 50%. Обнаружено также, что при высокой интенсивности и большей длительности импульсов происходит повышение возбудимости кортикомоторных проекций на стимулируемые мышцы [37].

В исследовании O. Lagerquist и D.F. Collins [38] сравнивались длительности импульсов 50, 200, 500 и 1000 мкс при стимуляции камбаловидной мышцы частотой 20 Гц. Обнаружено, что более широкие импульсы (200, 500, 1000 мкс) вызывают более сильные сокращения (чем 50 мкс) и дополнительно повышают общие сократительные свойства мышц, позволяя при этом избежать усталости.

Размещение электродов

Эффективность воздействия на нижележащие ткани зависит от размера и расположения электрода, а также от проводимости поверхности раздела кожа-электрод [39]. Ранее на поверхность электродов наносился токопроводящий гель для улучшения передачи тока. В настоящее время для удобства используются стимулирующие электроды с адгезивным (клеящим) электропроводным гелем. Электроды с большей площадью активируют большее количество мышечной ткани, но при этом ток рассеивается по поверхности, а, следовательно, плотность его воздействия снижается. В то же время меньшие по размеру электроды увеличивают плотность тока, обеспечивая его фокусную концентрацию с меньшей вероятностью попадания стимуляции на близлежащие мышцы, но при этом увеличивается вероятность возникновения неприятных ощущений у пациента [40]. В ряде случаев сочетание площади, интенсивности и длительности стимуляции может привести к раздражению и даже ожогу кожи.

Относительно размещения электродов в настоящее время нет единого мнения специалистов. Часто производители оборудования рекомендуют схемы размещения электродов, не ссылаясь на какую-либо доказательную базу. Общие тенденции расположения электродов, которые обсуждаются в обозреваемых источниках, следующие: непосредственно над брюшком стимулируемой мышцы [41] или на область проекции нервного волокна, расположенного проксимальнее данной мышцы, в месте, где нерв проходит близко к поверхности кожи (например, на большеберцовой кости — в подколенной ямке) [34].

Для оценки эффективности расположения электродов используется следующее правило: электроды сначала размещаются над нервом, иннервирующим мышцу,

подлежащую стимуляции, и осуществляется пробная стимуляция: если полученное движение является желаемым, то производится стимуляция в движении. При получении отрицательного результата электроды перемещаются (обычно не более нескольких сантиметров), и процесс повторяется до тех пор, пока не будет получен требуемый результат [33].

Поскольку для каждой мышцы используются по два электрода, то расстояние между ними в соотношении с размерами стимулируемой мышцы также оказывает влияние на эффективность воздействия, поскольку изменяет площадь, подвергаемую воздействию стимулирующих импульсов. Производители оборудования для ФЭС, а также имеющиеся исследования не уделяют должного внимания этому вопросу. В настоящее время основными являются рекомендации, приводимые производителями данного оборудования, не имеющие фактической аргументации.

СТЕПЕНЬ ИНТЕНСИВНОСТИ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Выделяют следующие клинические ориентиры для регулировки степени интенсивности проводимой стимуляции:

- сенсорный порог — самая низкая интенсивность, при которой стимуляция может быть воспринята человеком, даже если не происходит никаких мышечных сокращений;
- моторный порог — минимальная интенсивность, которая приводит к видимому мышечному сокращению, даже если сокращение не приводит к движению;
- максимально переносимая интенсивность — максимальный уровень электростимуляции, который человек может переносить, не ощущая дискомфорта;
- интенсивность проводимой стимуляции — интенсивность, используемая для стимуляции во время фактического использования ФЭС.

Процесс определения интенсивности стимуляции (т.е. регулировки частоты, длительности и амплитуды импульса) выполняется непосредственно после определения расположения электродов. Нередко на практике в приборах фиксируется один из параметров, и тогда последующая настройка происходит за счёт другого (например, при фиксированной длительности импульса для интенсивности стимуляции регулируется амплитуда) [33].

Общие рекомендации для проведения ФЭС: подача пробного стимулирующего импульса должна приводить к видимому сокращению мышцы, движению (пусть и незначительному) в суставе и вызывать максимальные, но терпимые болевые ощущения [10, 11]. Имеются и другие варианты. Так, в работе Т.А. Thrasher и соавт. [42] рекомендуется при пробных стимуляциях достигнуть болевого порога, а рабочую стимуляцию проводить на уровне 75% от максимальной.

ТОЧНОСТЬ УСТАНОВКИ НАЧАЛА И КОНЦА СТИМУЛЯЦИИ В ЦИКЛЕ ДВИЖЕНИЯ, СИНХРОНИЗАЦИЯ

При проведении ФЭС для восстановления функции ходьбы необходимо установить начало и окончание работы стимулирующего канала относительно цикла шага. Таким образом, нужна не только установка программы стимуляции, но и синхронизация работы стимулирующего канала с циклом шага (иногда с циклом другого движения). В доступной литературе нам не удалось обнаружить источников, которые могли бы обосновать точность установки того и другого момента, да и самой синхронизации, поэтому пришлось обратиться к техническим параметрам производителей данного вида оборудования.

Интересующие вопросы: точность (или разрешающая способность) системы для установки начала и конца пачки стимулирующих импульсов; как устроена синхронизация стимуляции с циклом шага и какова её точность? Собственно, синхронизация, если проще, — это способ регистрации цикла шага в режиме реального времени. Именно данные по длительности и началу цикла шага используются для установки в последующем начала и окончания работы стимулирующего канала. Результаты отражены в табл. 1.

В литературе не отражены данные, какой должна быть точность установки начала и окончания работы стимулирующего канала. Можно оперировать только косвенной информацией. В частности, в классических руководствах, описывающих биомеханические параметры ходьбы [30, 43, 44], цикл шага принято делить на 100%. Именно с точностью до 1% приведены режимы стимуляции мышц при ходьбе в руководстве А.С. Витензона с соавт. [10]. Из отечественных систем для ФЭС этому критерию соответствуют «МБН-Стимул», «Траст-М» и Стэдис-Стим». Такой прибор, как «Мультиимостим-Анкорд», имеет разрешающую способность 1/16 цикла шага, т.е. не точнее 6,25% цикла шага. Приборы компании Restorative Therapies (США) RT600 и RT300 представляют собой тренажёры с приводом для нижних конечностей. Таким образом, синхронизация осуществляется от привода, двигающего ноги, и установлена производителем. Данных о том, с какой точностью это сделано, не удалось обнаружить, но сама привязка к активному приводу решает очень многое, включая и устойчивую синхронизацию. Замыкают таблицу две системы, которые имеют возможность внешней синхронизации, однако их штатный режим — синхронизация от кнопки, включаемой вручную. Это приборы компаний Compex SA (Швейцария) и Hasomed (Германия). В исследовании Т.А. Thrasher и соавт. [42] приводятся значения точности попадания в нужную фазу после обучения пациента, равные примерно 300 мс. Иначе говоря, пациент вручную инициировал стимуляцию нажатием кнопки примерно за 300 мс до начала движения (перед началом фазы переноса).

Таблица 1. Разрешающая способность (точность) установки начала и окончания пачки стимулирующих импульсов в цикле шага, тип синхронизирующих устройств

Table 1. Resolution (accuracy) in setting the start and end of a set of stimulating pulses during a gait cycle and types of synchronization devices

Система / System	Разрешающая способность (цикл шага) / Resolution (step cycle)	Синхронизация / Synchronisation
МБН-Стимул / MBN-Stimul	1/100	Опорные и гониометрические датчики / Reference and goniometric sensors
Мультимиостим-Аккорд / Mul'timiosstim-Akkord	1/16	Гониометр для коленного сустава / Goniometer for the knee joint
Траст-М / Trast-M	1/100	Первичные данные инерционных каналов / Primary data of inertial channels
Стэдис-Стим / Stedis-Stim	1/200	Нейросеть на основе данных инерционных каналов / Neural network based on inertial channel data
Косима / Cosyma	-	Гониометр для коленного сустава / Goniometer for the knee joint
RT600 и RT300	-	От привода / From the drive
Complex SA	-	Ручная кнопка / Manual button
Hasomed	-	Ручная кнопка Электронный триггер / Manual button Electronic trigger

СПОСОБЫ ПРАКТИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Время процедуры

Продолжительность процедуры варьирует от 20 до 60 минут, при этом наиболее часто встречаются протоколы ФЭС с длительностью интервенции 30 минут [36, 45]. Следует отметить, что ни один автор не даёт обоснования для выбора того или иного режима дозирования. Увеличение продолжительности стимуляции не способствует получению более успешных результатов: согласно данным M. Vromans и P.D. Faghri [46], следует ограничивать продолжительность процедуры ФЭС (при условии постоянной интенсивности тока) до ~14 минут для крупных групп мышц и ~16 минут для мелких групп, что связано с наступлением мышечно-го утомления на 6–16-й минуте стимуляции. Исследование A. Casabona и соавт. [47] подтверждает данную гипотезу, подчёркивая большую эффективность 20-минутных тренировок с использованием ФЭС в сравнении с 40-минутными, так как первые обеспечивают адекватный контроль уровня утомления у пациентов.

Количество процедур и продолжительность их применения

Как и в случае со временем процедур, количество и продолжительность их применения выбираются

исследователями произвольно. Наиболее часто в протоколах ФЭС можно встретить следующую дозировку: 1 раз в день, 5–6 раз в неделю [36, 45]. Длительность курса варьирует от 3 до 20 недель с наиболее часто встречающейся продолжительностью 3–4 недели. Вероятно, данная длительность курса ФЭС связана с тем, что тренировка на устойчивость к усталости занимает несколько недель, в течение которых происходит преобразование волокон с постепенным изменением типа миозина, а капиллярная сеть расширяется и становится более разветвлённой [48]. В другой работе отмечены положительные результаты восстановления ходьбы с использованием ФЭС по схеме трёх-пятисовых занятий в неделю в течение как минимум 4 недель [49].

ОДНОКАНАЛЬНАЯ И МНОГОКАНАЛЬНАЯ СТИМУЛЯЦИЯ

Электрическая стимуляция осуществляется через отдельные каналы стимуляции. Канал стимуляции состоит из пары электродов (катода и анода), которые используются для подачи сложных стимулирующих импульсов. Стимулятор может иметь один (одноканальная стимуляция) или несколько каналов стимуляции (многоканальная стимуляция), каждый из которых может стимулировать отдельные мышцы, используя уникальные настройки. Многоканальный программируемый стимулятор, позволяющий задать последовательность, в которой активен каждый

канал, даёт возможность выполнять различные функциональные движения, в частности движения при ходьбе.

К одноканальным стимуляторам относятся неинвазивные системы Odstock (Великобритания), NESS L300 (Австралия) и WalkAid Foot Drop Stimulator (США), использование которых оправдано при синдроме падающей стопы, так как воздействие ограничено только передней большеберцовой мышцей (*m. tibialis anterior*). Эффектов одноканальной стимуляции недостаточно для улучшения других нарушений ходьбы, таких как недостаточное продвижение вперёд в периоде опоры и уменьшение угла сгибания в коленном суставе в периоде переноса [50]. Мультицентровое исследование ФЭС-систем для коррекции отвисающей стопы не показало очевидного результата [51].

Двухканальная ФЭС может быть применена на тыльном сгибателе стопы и задней группе мышц бедра для коррекции падающей стопы и переразгибания коленного сустава [52, 53]. Она также применяется на средней ягодичной мышце в периоде опоры и на передней большеберцовой мышце в периоде переноса, что может улучшить пространственно-временные параметры ходьбы у постинсультных пациентов с гемипарезом [53, 54]. При четырёхканальной ФЭС поверхностные электроды накладываются на мышцы нижних конечностей, чаще всего на четырёхглавую мышцу бедра (*m. quadriceps femoris*), подколенное сухожилие (*hamstring*), переднюю большеберцовую (*m. tibialis anterior*) и икроножную (*gastrocnemius*) мышцы. Таким образом, многоканальная ФЭС может имитировать нормальную последовательность сокращения мышц нижних конечностей, осуществляя воздействие на основные мышечные группы, задействованные в акте ходьбы [55]. В целом, многоканальная стимуляция даёт результаты лучше, чем одноканальная [56–58].

ОСНОВНЫЕ АСПЕКТЫ ПРОВЕДЕНИЯ СЕАНСА ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИОННОЙ ТЕРАПИИ

Выделяют следующие компоненты, необходимые для проведения ФЭС.

1. Пациент должен пытаться активно выполнять поставленную двигательную задачу (рекомендуется перед проведением электростимуляции произвести актуальные функциональные движения поражённой конечностью (конечностями), и после нескольких секунд попыток медицинский специалист запускает стимуляцию с установками для выполнения необходимого движения, причём данная процедура может повторяться несколько раз на каждом сеансе).
2. Система ФЭС включает механизированный или роботизированный тренажёр, который выполняет запланированное движение, что также генерирует соответствующую корректную сенсорную обратную связь.

3. Медицинский специалист направляет движение конечности, чтобы обеспечить качество и правильность движений (считается, что повторяющееся одновременное проявление намерения пациента двигаться и сенсорная обратная связь, возникающая в результате движения с помощью ФЭС, вызывают нейропластические изменения, которые, в конечном итоге, приводят к восстановлению произвольной двигательной функции [59]).

По мере восстановления у пациента способности к произвольным движениям использование ФЭС постепенно сокращается до полного прекращения в конце проводимого вмешательства [33].

В настоящее время существуют разные методики проведения ФЭС при тренировке функции ходьбы. Например, для стимуляции в цикле шага посредством управления с открытым контуром, где во время середины и конца периода опоры четырёхглавая мышца и икроножная/камбаловидная мышца стимулировались непрерывно, в то время как мышцы задней группы бедра и передняя большеберцовая мышца получали стимуляцию, когда субъект собирался начать фазу переноса [42]. Другой вариант — стимуляция мышц в физиологическую фазу их возбуждения [10, 11].

ОГРАНИЧЕНИЯ ПРОВЕДЕНИЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

Хотя электрическая стимуляция способна вызывать движение в денервированных, парализованных или спастичных мышцах, она, по своей сути, менее эффективна, чем движение человека. Но основная проблема — это чрезмерное нервно-мышечное переутомление, которое развивается в процессе процедуры. Причин нервно-мышечного утомления при проведении процедуры несколько.

1. Стимуляция имеет тенденцию изменять нормальный порядок набора двигательных единиц [60]. При нормальном движении человека в первую очередь активируются более мелкие, устойчивые к утомлению двигательные единицы, что помогает отсрочить наступление утомления; однако предполагается, что включение двигательных единиц при электрически вызванных сокращениях происходит более случайным образом, что снижает естественный уровень устойчивости к утомлению [61]. Несмотря на то, что изменение принципа размера Henneman (когда меньшие двигательные единицы задействуются раньше крупных во время произвольных сокращений) [62] является распространённым недостатком, некоторые исследователи предполагают, что активация может быть менее систематической или неселективной, а не наоборот [63].
2. Электростимуляция мышечных волокон происходит одновременно, что сильно отличается от обычного, несинхронизированного, высокоэффективного процесса

задействования и прекращения работы двигательных единиц, наблюдаемого при произвольных мышечных сокращениях. Во время этих сокращений двигательная система человека компенсирует усталость, увеличивая частоту срабатывания активных двигательных единиц и/или привлекая новые двигательные единицы для замены других, которые были выведены из строя из-за усталости [64]. Соответственно, одновременная активация двигательных единиц, наблюдаемая во время электростимуляции, может приводить не к плавному развитию мышечного усилия, а к нескоординированным и неэффективным движениям.

3. Электроды, которые используются для поверхностной стимуляции, направляют ток точно под поверхность электрода, и поскольку ток будет проходить через подкожную ткань различной вязкости, что создаёт определённое сопротивление, то его сила будет уменьшена, а глубина проникновения — ограничена. А. J. Fuglevand и соавт. [65] отметили, что поверхностно-стимулирующие электроды обычно достигают поверхностных двигательных единиц на расстоянии 10–12 мм в непосредственной близости от поверхности электрода. Таким образом, при стандартной поверхностной стимуляции активация более глубоких структур обычно сложно реализуема, хотя увеличение длительности или амплитуды импульса может способствовать увеличению проникновения тока в мышцы, расположенные в более глубоких слоях [66].

Ещё одно ограничение применения метода связано с его сомнительной долгосрочной эффективностью. В ряде исследований имеются данные о том, что полученные на терапии положительные результаты через некоторое время уменьшаются, например, спастичность у детей с церебральным параличом [67]. Такая частая патология для применения этого метода, как отвисающая стопа, не продемонстрировала результата в мультицентровом исследовании [51]. При этом в отношении реабилитации последствий травм позвоночника некоторые исследователи предполагают, что электростимуляция помогает компенсировать мышечную атрофию и нарушение двигательных функций, но в случае длительного применения методики [68].

ПРЕИМУЩЕСТВА ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ

Как упоминалось ранее, ФЭС — это процесс сочетания электрической стимуляции с функциональными задачами, такими как ходьба, езда на велосипеде или хватание предметов, для различных реабилитационных целей и при различных диагнозах.

Использование ФЭС способствует укреплению мышц [41], улучшает локальное кровообращение [69], уменьшает

боль [70], замедляет мышечную атрофию [71] и уменьшает спастичность [72]. Помимо этого, имеются положительные данные влияния ФЭС на сенсорные волокна после выполнения программы двигательной стимуляции [73].

Когда электростимуляция сочетается с дополнительными методами реабилитации, такими как выполнение подобранных упражнений или тренировки на основе функциональных задач, это приводит к получению более надёжных результатов [74]. Отмечено повышение психологической мотивации у пациентов на фоне использования ФЭС, связанное с ощущением активного движения мышц в процессе выполнения процедуры [75].

ОБСУЖДЕНИЕ

В настоящий момент рекомендуемая частота стимуляции варьирует от 20 до 50 Гц с некоторым общим рекомендуемым значением 40 Гц [76]. Применение более сложных, с изменяемой частотой или наличием дополнительных пауз вариантов стимуляции требует углубления имеющихся экспериментальных данных.

Мышцы нижней конечности имеют различную реакцию на один и тот же тип стимуляции по частоте, в частности для типа VFT [27]. Таким образом, вполне оправдана стимуляция каждой мышцы в своём режиме по частоте. Однако такая настройка является не столько индивидуальным техническим процессом, сколько экспериментально-исследовательским. Маловероятно, чтобы это можно было проводить в ручном режиме, а для использования искусственного интеллекта в работе каналов стимуляции пока недостаёт экспериментальных данных.

В отношении длительности импульса, в отличие от рекомендации Т.А. McLoda и J.A. Carmack [32], на практике производители оборудования поступают по-разному и могут указывать длительность только одной полу-волны. Таким образом, как задаётся данный параметр, нужно сверять с документацией производителя оборудования. При этом в настоящее время основным типом стимулирующих импульсов являются двухполярные [33]. Есть основание считать, что системы с однополярными импульсами являются устаревшими. Технически стимулирующий канал, дающий однополярный импульс, проще и дешевле. И это было определяющим в более ранние периоды времени.

Частота и длительность импульсов взаимосвязаны. Рассмотрим это на примере обычного однополярного меандра (рис. 1). В верхнем ряду меандр с частотой 7 Гц. Длительность «Д» и интервал «И» между импульсами равны. Таким образом, и та и другая длительность составляют порядка 77 мс (реально 76,92 мс). Если добавить длительность, то частота снижается. Увеличение длительности в 3 раза снижает частоту до 2,3 Гц. Таким образом, при этой длительности уже нельзя оставить частоту импульсов прежней или тем более повысить её. Всё это остаётся верным только для частного случая равных

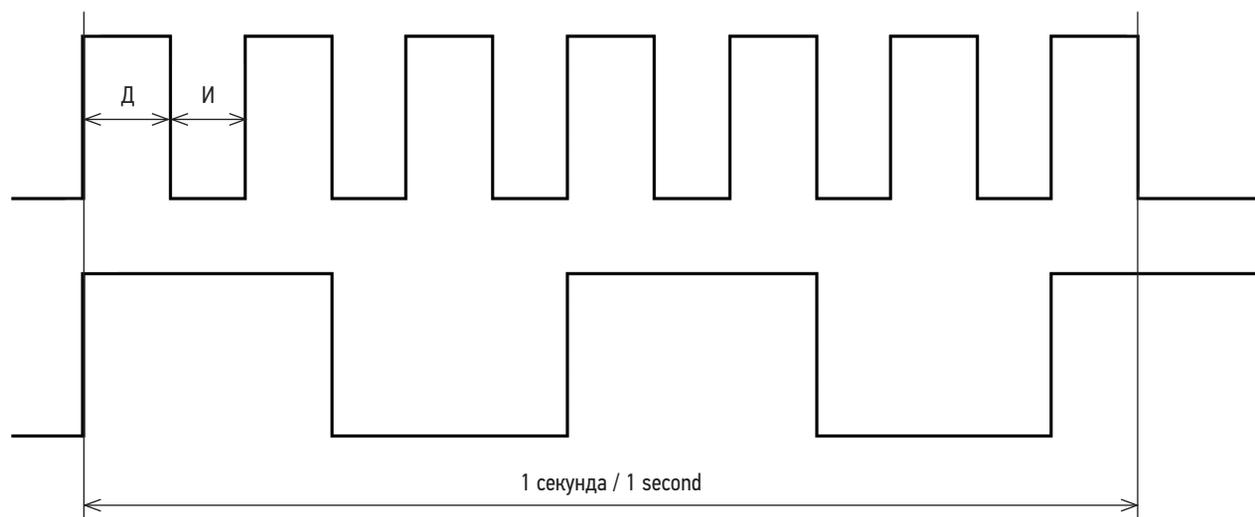


Рис. 1. Однополярный меандр. Вверху — последовательность импульсов на частоте 7 Гц, внизу — 2,3 Гц. Буквой «Д» обозначена длительность импульса, буквой «И» — интервал.

Fig. 1. The unipolar meander. At the top is a sequence of pulses at a frequency of 7 Hz, at the bottom — 2.3 Hz. Д, pulse duration, И, interval.

интервалов «Д» и «И». При длительности импульса 1 секунду уже не представляется возможным задать частоту его следования выше 1 Гц.

В частном варианте работы стимулирующего канала увеличение длительности импульса также ведёт к снижению его частоты. Соответственно, при постоянно заданной частоте максимальная длительность импульса будет иметь технический предел. Впрочем, как правило, производители оборудования не позволяют установить несовместимые друг с другом параметры.

Какова же должна быть длительность импульса? В исследованиях под руководством А.С. Витензона [10, 11] приводится значение 60–200 мкс. Результаты были получены для однополярной стимуляции. Более длительные импульсы вызывают более сильные сокращения [38]. Производители оборудования могут рекомендовать определённые значения или иметь уже готовые методики с установленными параметрами, однако рекомендуемые пределы остаются в ведении самого врача.

В отношении того, каковы должны быть площадь электродов и место их установки, существуют общие рекомендации в диапазоне от того, что основное брюшко мышцы должно быть между электродами, до того, что один электрод находится в месте входа нерва в мышцу, а другой — у начала сухожилия. При этом любое положение электродов на брюшке мышцы позволяет получить её сокращение под действием стимулирующего импульса.

По установке интенсивности стимуляции пока существуют лишь общие рекомендации: получение на пробный стимул видимого сокращения мышцы и движения в соответствующем суставе, при этом ощущения пациента должны быть существенными, но не достигать болевого порога. С учётом изменения чувствительности у значительного

количества пациентов с неврологической патологией эта рекомендация не всегда может дать нужный результат. При этом опускается важный технический момент. Какой длительности даётся пробный стимул для определения интенсивности стимуляции? От длительности будет зависеть прямо пропорционально и интенсивность. В любом случае пробный стимул может лишь чисто случайно совпадать с теми, которые будут использоваться во время ходьбы пациента. Одним словом, пробная стимуляция является довольно приблизительной для оценки интенсивности. В связи с этим и другими вышеприведёнными параметрами для автономных систем стимуляции, не имеющих роботизированного привода, представляется необходимым иметь возможность контроля биомеханических параметров ходьбы в режиме реального времени.

В отношении точности установки начала и окончания пачки стимулирующих импульсов информация практически отсутствует, однако можно ориентироваться на стандартную практику, когда формат цикла шага представляет 100%, и установка точности может осуществляться до 1%. В условиях патологической ходьбы с большей длительностью цикла шага, чем у здорового человека, это даёт разрешающую способность в абсолютном времени около 0,02 секунд (для цикла шага 2 секунды) с учётом того, что цикл шага делится на 100 частей. Ручная синхронизация, которая оценивается приблизительно в 300 мс [42], в этих условиях даёт точность на порядок ниже (~0,3 секунды). В условиях патологической ходьбы это составит 15% цикла шага (при цикле длительностью 2 секунды). Таким образом, стимуляция может попасть в периоды цикла шага, не предназначенные для этого. Другой аспект ручной синхронизации в том, что она несовершенна не только по времени, но и вариабельна и требует постоянной концентрации внимания.

Автоматические системы синхронизации, использующие «привязку» к приводу тренажёра, или методы искусственного интеллекта являются более предпочтительными. Промежуточное положение занимают системы с прямой синхронизацией от датчика движения, при этом качество синхронизации зависит от двух факторов — частоты, на которой проводится регистрация данных, и характера получаемых данных. Частота касается разрешающей способности и напрямую влияет на точность. Качество получаемых данных — менее очевидный параметр. К примеру, в табл. 1 ряд систем синхронизации работает от гониометра коленного сустава. При патологической ходьбе (гемипарез при церебральном инсульте) именно функция коленного сустава существенно страдает. Во многих случаях он вообще не может использоваться для синхронизации ФЭС с циклом шага на данной ноге. Тогда производители рекомендуют использовать тот же датчик на здоровой стороне. Правда, при этом упускается тот факт, что существует значительное отличие момента начала цикла шага в норме (относительно такового на другой ноге) и при гемипарезе в частности [77]. Таким образом, фазы стимуляции на паретичной стороне могут оказаться сильно смещёнными относительно установленных.

В отношении длительности проведения ФЭС данные литературы приводят длительности в диапазоне 20–60 минут без какого-либо обоснования. Известно, что многократное повторение способствует закреплению двигательного стереотипа, в том числе и искусственно поддерживаемого методом ФЭС. Но это входит в противоречие с физическими возможностями пациентов осуществлять длительные сеансы стимуляции. Только по этой причине можно рекомендовать продолжительность сеанса до 20 минут как безопасную.

Частота проведения стимуляций и их общее количество также существенно варьируют от исследования к исследованию. При прочих равных условиях можно рекомендовать проводить сеансы ежедневно. С учётом того, что это ещё и тренировка ходьбы в целом, то предпочтительная длительность курса может быть от 3 недель. Однако критерии точной дозировки остаются неизвестными. Можно констатировать, что в реальных условиях длительность курса будет определяться другими факторами.

Полученные данные позволяют утверждать, что многоканальная стимуляция имеет существенные преимущества перед одноканальной даже при локальной патологии. Варианты количества каналов и программа их работы пока не имеют отчётливых рекомендаций и критериев. Собственно, программа стимуляции мышц в цикле шага имеет различные варианты [11, 42], которые основаны на фундаментальных физиологических данных, данных собственных исследований и понимании происходящих процессов авторами. С учётом градиентного снижения стимуляции [33] количество возможных вариантов достаточно велико. Прямое

обоснование имеет активация в физиологически обоснованную фазу [10, 11], однако такой режим стимуляции будет оправдан только при относительно лёгкой степени расстройства.

Само действие электрического тока при поверхностной стимуляции, по данным исследований, даёт противоречивые эффекты как в экспериментах, так и в практическом применении. Возможно, что по этой причине пока на практике большинство настраиваемых параметров не имеют отчётливых критериев регулировки.

Поскольку ток, проходящий от электродов к мышцам, не имеет возможности глубокого проникновения, то относительным противопоказанием может быть ожирение, однако насколько оно снижает эффективность и каковы критерии, ещё требуется установить.

Таким образом, ФЭС вошла в рутинную практику для восстановления функции ходьбы, но при этом остаётся сферой, где большинство параметров стимуляции не имеют обоснованных критериев и применяются эмпирически.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Несмотря на выявленные положительные эффекты, полученные от применения ФЭС, можно говорить, скорее, о тенденциях использования метода в системе реабилитации, чем о чётко установленных критериях выполнения процедуры. Применяемые и рекомендуемые параметры стимуляции большей частью не имеют фактического обоснования. К достаточно устойчивым тенденциям можно отнести следующие параметры: возможный диапазон использования частот при электростимуляции от 20 до 50 Гц; применение более эффективной для стимуляции двухфазного импульса прямоугольной формы; установка длительности фазы импульса 60–200 мкс и более. Практическая установка данных параметров является тем не менее больше натурным экспериментом, чем рутинным процессом. Отчётливые критерии настройки этих параметров отсутствуют. По этой причине для автономных систем ФЭС важно иметь контроль биомеханических параметров в режиме реального времени. Это может дать подсказку для специалиста, проводящего ФЭС.

Техническая реализация ФЭС (установка начала и завершения пачки стимулирующих импульсов, синхронизация с циклом шага) достаточно качественно реализована только в гибридных системах с механическим приводом и некоторых автономных системах ФЭС с искусственным интеллектом. В целом можно рекомендовать придерживаться для определения этих параметров точности в 1% цикла шага. Для синхронизации нужно использовать биомеханические данные ноги, которая стимулируется.

Рекомендуемая длительность одного сеанса стимуляции может быть определена от 20 минут и более. В любом случае ориентироваться нужно на самочувствие пациента и контрольные биомеханические данные в процессе стимуляции.

Дальнейшего изучения требуют такие аспекты, как площадь и зона размещения накожных электродов; параметры регулировки степени интенсивности стимуляции; длительность одиночного сеанса; их количество на курс. Большинство источников склоняются к ежедневному выполнению ФЭС-тренировки (по факту 5 раз в неделю). Продолжительность курса 1, 2 и более недель определяется, скорее, возможностями лечебных учреждений, чем наличием обоснованных критериев.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Источник финансирования. Государственное задание ФГБУ ФЦМН ФМБА России «НейроСтим2024».

Конфликт интересов. Авторы данной статьи подтвердили отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

Вклад авторов. Д.В. Скворцов — дизайн исследования, поиск и обработка литературы, написание рукописи; Л.В. Климов, Н.В. Гребенкина — поиск и обработка литературы, написание рукописи. 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 carried out within the framework of the state assignment of the Federal State Budgetary Institution of the Federal Medical and Biological Agency of Russia "NeuroStim2024".

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

Author contribution. D.V. Skvortsov — research design, search and processing of literature, manuscript writing; L.V. Klimov, N.V. Grebenkina — search and processing of literature, manuscript writing. 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. Гурьянова Е.А., Ковальчук В.В., Тихоплав О.А., Литвак Ф.Г. Функциональная электростимуляция при восстановлении ходьбы после инсульта. Обзор научной литературы // Физическая и реабилитационная медицина, медицинская реабилитация. 2020. Т. 2, № 3. С. 244–262. EDN: DIKKPO doi: 10.36425/rehab34831
2. Moe J.H., Post H.W. Functional electrical stimulation for ambulation in hemiplegia // *J Lancet*. 1962. Vol. 82. P. 285–288.
3. Valenti F. L'elettrostimolazione neuromuscolare nella pratica clinica [neuromuscular electrostimulation in clinical practice. (In Italian).] // *Acta Anaesthesiol*. 1964. Vol. 15. P. 227–245.
4. Deyo R.A., Walsh N.E., Martin D.C., et al. A controlled trial of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and exercise for chronic low back pain // *N Engl J Med*. 1990. Vol. 322, N 23. P. 1627–1634. doi: 10.1056/NEJM199006073222303
5. Sluka K.A., Walsh D. Transcutaneous electrical nerve stimulation: Basic science mechanisms and clinical effectiveness // *J Pain*. 2003. Vol. 4, N 3. P. 109–121. doi: 10.1054/jpai.2003.434
6. Kesar T.M., 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. Vol. 90, N 1. P. 55–66. doi: 10.2522/ptj.20090140
7. Wilder R.P., Wind T.C., Jones E.V., et al. Functional electrical stimulation for a dropped foot // *J Long Term Eff Med Implants*. 2002. Vol. 12, N 3. P. 149–159.
8. Li X., Li H., Liu Y., et al. The effect of electromyographic feedback functional electrical stimulation on the plantar pressure in stroke patients with foot drop // *Front Neurosci*. 2024. Vol. 18. P. 1377702. EDN: JQFODY doi: 10.3389/fnins.2024.1377702
9. De Kroon J.R., Ijzerman M.J., Chae J., et al. Relation between stimulation characteristics and clinical outcome in studies using electrical stimulation to improve motor control of the upper extremity in stroke // *J Rehabil Med*. 2005. Vol. 37, N 2. P. 65–74. doi: 10.1080/16501970410024190
10. Витензон А.С., Петрушанская К.А., Скворцов Д.В. Руководство по применению метода искусственной коррекции ходьбы и ритмических движений посредством программируемой электростимуляции мышц. Москва: Т.М. Андреева, 2004. 284 с.
11. Витензон А.С., Петрушанская К.А. Физиологические обоснования метода искусственной коррекции движений посредством программируемой электростимуляции мышц при ходьбе // *Российский журнал биомеханики*. 2010. Т. 14, № 2. С. 7–27. EDN: MSOHVH
12. Bhadra N., Peckham P.H. Peripheral nerve stimulation for restoration of motor function // *J Clin Neurophysiol*. 1997. Vol. 14, N 5. P. 378–393. doi: 10.1097/00004691-199709000-00004
13. Kebaetse M.B., Turner A.E., Binder-Macleod S.A. Effects of stimulation frequencies and patterns on performance of repetitive, nonisometric tasks // *J Appl Physiol* (1985). 2002. Vol. 92, N 1. P. 109–116. doi: 10.1152/jappl.2002.92.1.109
14. Bigland-Ritchie B., Jones D.A., Woods J.J. Excitation frequency and muscle fatigue: Electrical responses during human voluntary and stimulated contractions // *Exp Neurol*. 1979. Vol. 64, N 2. P. 414–427. doi: 10.1016/0014-4886(79)90280-2
15. Fuglevand A.J., Keen D.A. Re-evaluation of muscle wisdom in the human adductor pollicis using physiological rates of stimulation // *J Physiol*. 2003. Vol. 549, Pt. 3. P. 865–875. doi: 10.1113/jphysiol.2003.038836
16. Mang C.S., Lagerquist O., Collins D.F. Changes in corticospinal excitability evoked by common peroneal nerve stimulation depend on stimulation frequency // *Exp Brain Res*. 2010. Vol. 203, N 1. P. 11–20. EDN: WESJMZ doi: 10.1007/s00221-010-2202-x
17. Hoffman L.R., Field-Fote E.C. Cortical reorganization following bimanual training and somatosensory stimulation in cervical spinal cord injury: A case report // *Phys Ther*. 2007. Vol. 87, N 2. P. 208–223. doi: 10.2522/ptj.20050365

18. Kandel E., Schwartz J., Jessell T., et al. Principles of neural science. New York: McGraw Hill Professional, 2000.
19. Popovic M.R., Keller T., Pappas I.P., et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprosthesis // *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2001. Vol. 20, N 1. P. 82–93. doi: 10.1109/51.897831
20. Baker L.L. Neuromuscular electrical stimulation: A practical guide. 4th ed. Downey, Calif.: Los Amigos Research & Education Institute, Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, 2000. 252 p.
21. Janssen T.W., Bakker M., Wyngaert A., et al. Effects of stimulation pattern on electrical stimulation-induced leg cycling performance // *J Rehabil Res Dev.* 2004. Vol. 41, N 6A. P. 787–796. EDN: XRFRCN doi: 10.1682/jrrd.2004.03.0030
22. Kebaetse M.B., Binder-Macleod S.A. Strategies that improve human skeletal muscle performance during repetitive, non-isometric contractions // *Pflugers Arch.* 2004. Vol. 448, N 5. P. 525–532. doi: 10.1007/s00424-004-1279-0
23. Bigland-Ritchie B., Zijdwind I., Thomas C.K. Muscle fatigue induced by stimulation with and without doublets // *Muscle Nerve.* 2000. Vol. 23, N 9. P. 1348–1355. doi: 10.1002/1097-4598(200009)23:9<1348::aid-mus5>3.0.co;2-0
24. Doucet B.M., Griffin L. Maximal versus submaximal intensity stimulation with variable patterns // *Muscle Nerve.* 2008. Vol. 37, N 6. P. 770–777. doi: 10.1002/mus.20992
25. Van Lunteren E., Moyer M. Combination of variable frequency train stimulation and K⁺ channel blockade to augment skeletal muscle force // *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2004. Vol. 12, N 2. P. 288–294. doi: 10.1109/TNSRE.2004.828426
26. Burke R.E., Rudomin P., Zajac F.E. The effect of activation history on tension production by individual muscle units // *Brain Res.* 1976. Vol. 109, N 3. P. 515–529. EDN: XRDLNB doi: 10.1016/0006-8993(76)90031-7
27. Binder-Macleod S.A., Lee S.C., Russ D.W., Kucharski L.J. Effects of activation pattern on human skeletal muscle fatigue // *Muscle Nerve.* 1998. Vol. 21, N 9. P. 1145–1152. doi: 10.1002/(sici)1097-4598(199809)21:9<1145::aid-mus5>3.0.co;2-7
28. Baker C., Kebaetse M.B., Lee S.C., Binder-Macleod S.A. A novel stimulation pattern improves performance during repetitive dynamic contractions // *Muscle Nerve.* 2001. Vol. 24, N 6. P. 744–752. EDN: XQPMWN doi: 10.1002/mus.1065
29. Scott W.B., Binder-Macleod S.A. Changing stimulation patterns improves performance during electrically elicited contractions // *Muscle Nerve.* 2003. Vol. 28, N 2. P. 174–180. doi: 10.1002/mus.10412
30. Winter D.A., Scott S.H. Technique for Interpretation of electromyography for concentric and eccentric contraction in gait // *J Electromyogr Kinesiol.* 1991. Vol. 1, N 4. P. 263–269.
31. Gracanic F., Trnkoczy A. Optimal stimulus parameters for minimum pain in the chronic stimulation of innervated muscle // *Arch Phys Med Rehabil.* 1975. Vol. 56, N 6. P. 243–249.
32. McLoda T.A., Carmack J.A. Optimal burst duration during a facilitated quadriceps femoris contraction // *J Athl Train.* 2000. Vol. 35, N 2. P. 145–150.
33. Marquez-Chin C., Popovic M.R. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: A review // *Biomed Eng Online.* 2020. Vol. 19, N 1. P. 34. EDN: YVDPJF doi: 10.1186/s12938-020-00773-4
34. Collins D.F. Central contributions to contractions evoked by tetanic neuromuscular electrical stimulation // *Exercise Sport Sci Rev.* 2007. Vol. 35, N 3. P. 102–109. doi: 10.1097/jes.0b013e3180a0321b
35. Eser P.C., Donaldson Nde N., Knecht H., Stüssi E. Influence of different stimulation frequencies on power output and fatigue during FES-cycling in recently injured SCI people // *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2003. Vol. 11, N 3. P. 236–240. doi: 10.1109/TNSRE.2003.817677
36. Kristensen M.G., Busk H., Wienecke T. Neuromuscular electrical stimulation improves activities of daily living post stroke: A systematic review and meta-analysis // *Arch Rehab Res Clin Transl.* 2021. Vol. 4, N 1. P. 100167. EDN: ZTLZYQ doi: 10.1016/j.arrct.2021.100167
37. Chipchase L., Schabrun S., Hodges P. Peripheral electrical stimulation to induce cortical plasticity: A systematic review of stimulus parameters // *Clin Neurophysiol.* 2011. Vol. 122, N 3. P. 456–463. doi: 10.1016/j.clinph.2010.07.025
38. Lagerquist O., Collins D.F. Influence of stimulus pulse width on M-waves, H-reflexes, and torque during tetanic low-intensity neuromuscular stimulation // *Muscle Nerve.* 2010. Vol. 42, N 6. P. 886–893. doi: 10.1002/mus.21762
39. Livshitz L.M., Mizrahi J., Einziger P.D. Interaction of array of finite electrodes with layered biological tissue: Effect of electrode size and configuration // *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2001. Vol. 9, N 4. P. 355–361. doi: 10.1109/7333.1000115
40. Sha N., Kenney L.P., Heller B.W., et al. A finite element model to identify electrode influence on current distribution in the skin // *Artif Organs.* 2008. Vol. 32, N 8. P. 639–643. doi: 10.1111/j.1525-1594.2008.00615.x
41. Mangold S., Keller T., Curt A., Dietz V. Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury // *Spinal Cord.* 2005. Vol. 43, N 1. P. 1–13. doi: 10.1038/sj.sc.3101644
42. Thrasher T.A., Flett H.M., Popovic M.R. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation // *Spinal Cord.* 2006. Vol. 44, N 6. P. 357–361. doi: 10.1038/sj.sc.3101864
43. Perry J., Burnfield J.M. Gait analysis: Normal and pathological function. 2nd ed. New Jersey: Slack Incorporated, 2010. 570 p. doi: 10.1201/9781003525592
44. Kirtley C. Clinical gait analysis: Theory and practice. Elsevier Health Sciences, 2006. 316 p.
45. 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. EDN: MCMEUB doi: 10.1371/journal.pone.0285523
46. Vromans M., Faghri P.D. Functional electrical stimulation-induced muscular fatigue: Effect of fiber composition and stimulation frequency on rate of fatigue development // *J Electromyogr Kinesiol.* 2018. Vol. 38. P. 67–72. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.11.006
47. Casabona A., Valle M.S., Dominante C., et al. Effects of functional electrical stimulation cycling of different duration on viscoelastic and electromyographic properties of the knee in patients with spinal cord injury // *Brain Sci.* 2021. Vol. 11, N 1. P. 7. EDN: KVEKXD doi: 10.3390/brainsci11010007
48. Rushton D.N. Functional electrical stimulation // *Physiological Measurement.* 1997. Vol. 18, N 4. P. 241–275. doi: 10.1088/0967-3334/18/4/001

- 49.** Thrasher T.A., Popovic M.R. Functional electrical stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation. (In English, French) // *Ann Readapt Med Phys*. 2008. Vol. 51, N 6. P. 452–460. doi: 10.1016/j.annrmp.2008.05.006
- 50.** Woolley S.M. Characteristics of gait in hemiplegia // *Top Stroke Rehabil*. 2001. Vol. 7, N 4. P. 1–18. doi: 10.1310/JB16-V04F-JAL5-H1UV
- 51.** Matsumoto S., Shimodozono M., Noma T., et al. Effect of functional electrical stimulation in convalescent stroke patients: A multicenter, randomized controlled trial. The rally trial investigators // *J Clin Med*. 2023. Vol. 12, N 7. P. 2638. EDN: ZJUOMI doi: 10.3390/jcm12072638
- 52.** Springer S., Vatine J.J., Wolf A., Laufer Y. The effects of dual-channel functional electrical stimulation on stance phase sagittal kinematics in patients with hemiparesis // *J Electromyogr Kinesiol*. 2013. Vol. 23, N 2. P. 476–482. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.10.017
- 53.** Kesar T.M., Perumal R., Reisman D.S., et al. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles: Effects on poststroke gait // *Stroke*. 2009. Vol. 40, N 12. P. 3821–3827. doi: 10.1161/STROKEAHA.109.560375
- 54.** Kim J.H., Chung Y., Kim Y., Hwang S. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke // *Gait Posture*. 2012. Vol. 36, N 1. P. 65–67. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.006
- 55.** Bao X., Luo J.N., Shao Y.C., et al. 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. Vol. 56, N 1. P. 34–40. doi: 10.23736/S1973-9087.19.05879-9
- 56.** Dong Y., Wang K., He R., et al. Hybrid and adaptive control of functional electrical stimulation to correct hemiplegic gait for patients after stroke // *Front Bioeng Biotechnol*. 2023. Vol. 11. P. 1246014. EDN: XESGZL doi: 10.3389/fbioe.2023.1246014
- 57.** Sijobert B., Azevedo C., Pontier J., et al. A sensor-based multichannel FES system to control knee joint and reduce stance phase asymmetry in post-stroke gait // *Sensors (Basel)*. 2021. Vol. 21, N 6. P. 2134. doi: 10.3390/s21062134
- 58.** Araki S., Kawada M., Miyazaki T., et al. Effect of functional electrical stimulation of the gluteus medius during gait in patients following a stroke // *Biomed Res Int*. 2020. Vol. 2020. P. 8659845. doi: 10.1155/2020/8659845
- 59.** Nagai M.K., Marquez-Chin C., Popovic M.R. Why is functional electrical stimulation therapy capable of restoring motor function following severe injury to the central nervous system? // *Tuszynski MH. Translational neuroscience: Fundamental approaches for neurological disorders*. Springer, 2016. P. 479–498.
- 60.** Vanderthommen M., Duchateau J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system // *Exerc Sport Sci Rev*. 2007. Vol. 35, N 4. P. 180–185. doi: 10.1097/jes.0b013e318156e785
- 61.** Gregory C.M., Bickel C.S. Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation // *Phys Ther*. 2005. Vol. 85, N 4. P. 358–364.
- 62.** Henneman E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge // *Science*. 1957. Vol. 126, N 3287. P. 1345–1347. EDN: ICSTQL doi: 10.1126/science.126.3287
- 63.** Bickel C.S., Gregory C.M., Dean J.C. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: A critical appraisal // *Eur J Appl Physiol*. 2011. Vol. 111, N 10. P. 2399–2407. EDN: VVPQKC doi: 10.1007/s00421-011-2128-4
- 64.** Carpentier A., Duchateau J., Hainaut K. Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus // *J Physiol*. 2001. Vol. 534, Pt. 3. P. 903–912. EDN: YJEPTW doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.00903.x
- 65.** Fuglevand A.J., Winter D.A., Patla A.E., Stashuk D. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: Influence of electrode size and spacing // *Biol Cybern*. 1992. Vol. 67, N 2. P. 143–153. doi: 10.1007/BF00201021
- 66.** Denegar C., Saliba E., Saliba S., et al. Therapeutic modalities for musculoskeletal injuries. Champaign, IL: Human Kinetics, 2009. 294 p.
- 67.** Ozer K., Chesher S.P., Scheker L.R. Neuromuscular electrical stimulation and dynamic bracing for the management of upper-extremity spasticity in children with cerebral palsy // *Dev Med Child Neurol*. 2006. Vol. 48, N 7. P. 559–563. EDN: HWBMTD doi: 10.1017/S0012162206001186
- 68.** Shields R.K., Dudley-Javoroski S. Musculoskeletal plasticity after acute spinal cord injury: Effects of long-term neuromuscular electrical stimulation training // *J Neurophysiol*. 2006. Vol. 95, N 4. P. 2380–2390. doi: 10.1152/jn.01181.2005
- 69.** Van Duijnhoven N.T., Janssen T.W., Green D.J., et al. Effect of functional electrostimulation on impaired skin vasodilator responses to local heating in spinal cord injury // *J Appl Physiol* (1985). 2009. Vol. 106, N 4. P. 1065–1071. doi: 10.1152/jappphysiol.91611.2008
- 70.** Koyuncu E., Nakipoğlu-Yüzer G.F., Doğan A., Ozgirgin N. The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients: A randomized controlled trial // *Disabil Rehabil*. 2010. Vol. 32, N 7. P. 560–566. doi: 10.3109/09638280903183811
- 71.** Gargiulo P., Reynisson P.J., Helgason B., et al. Muscle, tendons, and bone: Structural changes during denervation and FES treatment // *Neurol Res*. 2011. Vol. 33, N 7. P. 750–758. doi: 10.1179/1743132811Y.0000000007
- 72.** Sahin N., Ugurlu H., Albayrak I. The efficacy of electrical stimulation in reducing the post-stroke spasticity: A randomized controlled study // *Disabil Rehabil*. 2012. Vol. 34, N 2. P. 151–156. doi: 10.3109/09638288.2011.593679
- 73.** Langhorne P., Coupar F., Pollock A. Motor recovery after stroke: A systematic review // *Lancet Neurol*. 2009. Vol. 8, N 8. P. 741–754. doi: 10.1016/S1474-4422(09)70150-4
- 74.** Santos M., Zahner L.H., McKiernan B.J., et al. Neuromuscular electrical stimulation improves severe hand dysfunction for individuals with chronic stroke: A pilot study // *J Neurol Phys Ther*. 2006. Vol. 30, N 4. P. 175–183. doi: 10.1097/01.npt.0000281254.33045.e4
- 75.** Dolbow D.R., Gorgey A.S., Cifu D.X., et al. Feasibility of home-based functional electrical stimulation cycling: Case report // *Spinal Cord*. 2012. Vol. 50, N 2. P. 170–171. doi: 10.1038/sc.2011.115
- 76.** Popovic M.R., Keller T., Pappas I.P., et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprosthesis // *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2001. Vol. 20, N 1. P. 82–93. doi: 10.1109/51.897831
- 77.** Skvortsov D.V., Kaurkin S.N., Ivanova G.E. A study of biofeedback gait training in cerebral stroke patients in the early recovery phase with stance phase as target parameter // *Sensors*. 2021. Vol. 21, N 21. P. 7217. EDN: MKCCUM doi: 10.3390/s21217217

REFERENCES

1. Guryanova EA, Kovalchuk VV, Tikhoplav OA, Litvak FG. Functional electrical stimulation for restoration of gait and motor recovery after a stroke. review of scientific literature *Physical Rehab Medicine Medical Rehab*. 2020;2(3):244–262. EDN: DIKKPO doi: 10.36425/rehab34831
2. Moe JH, Post HW. Functional electrical stimulation for ambulation in hemiplegia. *J Lancet*. 1962;82():285–288.
3. Valenti F. L'elettrostimolazione neuromuscolare nella pratica clinica [neuromuscular electrostimulation in clinical practice. (In Italian)]. *Acta Anaesthesiol*. 1964;15():227–245.
4. Deyo RA, Walsh NE, Martin DC, et al. A controlled trial of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and exercise for chronic low back pain. *N Engl J Med*. 1990;322(23):1627–1634. doi: 10.1056/NEJM199006073222303
5. Sluka KA, Walsh D. Transcutaneous electrical nerve stimulation: Basic science mechanisms and clinical effectiveness. *J Pain*. 2003;4(3):109–121. doi: 10.1054/jpai.2003.434
6. 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
7. Wilder RP, Wind TC, Jones EV, et al. Functional electrical stimulation for a dropped foot. *J Long Term Eff Med Implants*. 2002;12(3):149–159.
8. Li X, Li H, Liu Y, et al. The effect of electromyographic feedback functional electrical stimulation on the plantar pressure in stroke patients with foot drop. *Front Neurosci*. 2024;18:1377702. EDN: JQFODY doi: 10.3389/fnins.2024.1377702
9. De Kroon JR, Ijzerman MJ, Chae J, et al. Relation between stimulation characteristics and clinical outcome in studies using electrical stimulation to improve motor control of the upper extremity in stroke. *J Rehabil Med*. 2005;37(2):65–74. doi: 10.1080/16501970410024190
10. Vitenzon AS, Petrushanskaya KA, Skvortsov DV. Manual on the application of the method of artificial correction of walking and rhythmic movements by means of programmed electrical stimulation of muscles. Moscow: T.M. Andreeva; 2004. 284 p. (In Russ).
11. Vitenzon AS, Petrushanskaya KA. Physiological substantiation of the method of artificial correction of movements by means of programmed electrical stimulation of muscles during walking. *Rossiiskii zhurnal biomekhaniki*. 2010;14(2):7–27. (In Russ). EDN: MSOHVH
12. Bhadra N, Peckham PH. Peripheral nerve stimulation for restoration of motor function. *J Clin Neurophysiol*. 1997;14(5):378–393. doi: 10.1097/00004691-199709000-00004
13. Kebaetse MB, Turner AE, Binder-Macleod SA. Effects of stimulation frequencies and patterns on performance of repetitive, nonisometric tasks. *J Appl Physiol (1985)*. 2002;92(1):109–116. doi: 10.1152/jappl.2002.92.1.109
14. Bigland-Ritchie B, Jones DA, Woods JJ. Excitation frequency and muscle fatigue: Electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. *Exp Neurol*. 1979;64(2):414–427. doi: 10.1016/0014-4886(79)90280-2
15. Fuglevand AJ, Keen DA. Re-evaluation of muscle wisdom in the human adductor pollicis using physiological rates of stimulation. *J Physiol*. 2003;549(Pt. 3):865–875. doi: 10.1113/jphysiol.2003.038836
16. Mang CS, Lagerquist O, Collins DF. Changes in corticospinal excitability evoked by common peroneal nerve stimulation depend on stimulation frequency. *Exp Brain Res*. 2010;203(1):11–20. EDN: WESJMZ doi: 10.1007/s00221-010-2202-x
17. Hoffman LR, Field-Fote EC. Cortical reorganization following bimanual training and somatosensory stimulation in cervical spinal cord injury: A case report. *Phys Ther*. 2007;87(2):208–223. doi: 10.2522/ptj.20050365
18. Kandel E, Schwartz J, Jessell T, et al. *Principles of neural science*. New York: McGraw Hill Professional; 2000.
19. Popovic MR, Keller T, Pappas IP, et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprosthesis. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2001;20(1):82–93. doi: 10.1109/51.897831
20. Baker LL. Neuromuscular electrical stimulation: A practical guide. 4th ed. Downey, Calif.: Los Amigos Research & Education Institute, Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center; 2000. 252 p.
21. Janssen TW, Bakker M, Wyngaert A, et al. Effects of stimulation pattern on electrical stimulation-induced leg cycling performance. *J Rehabil Res Dev*. 2004;41(6A):787–796. EDN: XRFRCN doi: 10.1682/jrdd.2004.03.0030
22. Kebaetse MB, Binder-Macleod SA. Strategies that improve human skeletal muscle performance during repetitive, non-isometric contractions. *Pflugers Arch*. 2004;448(5):525–532. doi: 10.1007/s00424-004-1279-0
23. Bigland-Ritchie B, Zijdwind I, Thomas CK. Muscle fatigue induced by stimulation with and without doublets. *Muscle Nerve*. 2000;23(9):1348–1355. doi: 10.1002/1097-4598(200009)23:9<1348::aid-mus5>3.0.co;2-0
24. Doucet BM, Griffin L. Maximal versus submaximal intensity stimulation with variable patterns. *Muscle Nerve*. 2008;37(6):770–777. doi: 10.1002/mus.20992
25. Van Lunteren E, Moyer M. Combination of variable frequency train stimulation and K⁺ channel blockade to augment skeletal muscle force. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2004;12(2):288–294. doi: 10.1109/TNSRE.2004.828426
26. Burke RE, Rudomin P, Zajac FE. The effect of activation history on tension production by individual muscle units. *Brain Res*. 1976;109(3):515–529. EDN: XRDLNB doi: 10.1016/0006-8993(76)90031-7
27. Binder-Macleod SA, Lee SC, Russ DW, Kucharski LJ. Effects of activation pattern on human skeletal muscle fatigue. *Muscle Nerve*. 1998;21(9):1145–1152. doi: 10.1002/(sici)1097-4598(199809)21:9<1145::aid-mus5>3.0.co;2-7
28. Baker C, Kebaetse MB, Lee SC, Binder-Macleod SA. A novel stimulation pattern improves performance during repetitive dynamic contractions. *Muscle Nerve*. 2001;24(6):744–752. EDN: XQPMWN doi: 10.1002/mus.1065
29. Scott WB, Binder-Macleod SA. Changing stimulation patterns improves performance during electrically elicited contractions. *Muscle Nerve*. 2003;28(2):174–180. doi: 10.1002/mus.10412
30. Winter DA, Scott SH. Technique for Interpretation of electromyography for concentric and eccentric contraction in gait. *J Electromyograp Kinesiol*. 1991;1(4):263–269.
31. Gracanic F, Trnkoczy A. Optimal stimulus parameters for minimum pain in the chronic stimulation of innervated muscle. *Arch Phys Med Rehabil*. 1975;56(6):243–249.

32. McLoda TA, Carmack JA. Optimal burst duration during a facilitated quadriceps femoris contraction. *J Athl Train*. 2000;35(2):145–150.
33. 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. EDN: YVDPJF doi: 10.1186/s12938-020-00773-4
34. Collins DF. Central contributions to contractions evoked by tetanic neuromuscular electrical stimulation. *Exercise Sport Sci Rev*. 2007;35(3):102–109. doi: 10.1097/jes.0b013e3180a0321b
35. Eser PC, Donaldson Nde N, Knecht H, Stüssi E. Influence of different stimulation frequencies on power output and fatigue during FES-cycling in recently injured SCI people. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2003;11(3):236–240. doi: 10.1109/TNSRE.2003.817677
36. Kristensen MG, Busk H, Wienecke T. Neuromuscular electrical stimulation improves activities of daily living post stroke: A systematic review and meta-analysis. *Arch Rehab Res Clin Transl*. 2021;4(1):100167. EDN: ZTLZYQ doi: 10.1016/j.arrct.2021.100167
37. Chipchase L, Schabrun S, Hodges P. Peripheral electrical stimulation to induce cortical plasticity: A systematic review of stimulus parameters. *Clin Neurophysiol*. 2011;122(3):456–463. doi: 10.1016/j.clinph.2010.07.025
38. Lagerquist O, Collins DF. Influence of stimulus pulse width on M-waves, H-reflexes, and torque during tetanic low-intensity neuromuscular stimulation. *Muscle Nerve*. 2010;42(6):886–893. doi: 10.1002/mus.21762
39. Livshitz LM, Mizrahi J, Einziger PD. Interaction of array of finite electrodes with layered biological tissue: Effect of electrode size and configuration. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2001;9(4):355–361. doi: 10.1109/7333.1000115
40. Sha N, Kenney LP, Heller BW, et al. A finite element model to identify electrode influence on current distribution in the skin. *Artif Organs*. 2008;32(8):639–643. doi: 10.1111/j.1525-1594.2008.00615.x
41. Mangold S, Keller T, Curt A, Dietz V. Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2005;43(1):1–13. doi: 10.1038/sj.sc.3101644
42. 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
43. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: Normal and pathological function*. 2nd ed. New Jersey: Slack Incorporated; 2010. 570 p. doi: 10.1201/9781003525592
44. Kirtley C. *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Elsevier Health Sciences; 2006. 316 p.
45. 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. EDN: MCMEUB doi: 10.1371/journal.pone.0285523
46. Vromans M, Faghri PD. Functional electrical stimulation-induced muscular fatigue: Effect of fiber composition and stimulation frequency on rate of fatigue development. *J Electromyogr Kinesiol*. 2018;38:67–72. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.11.006
47. Casabona A, Valle MS, Dominante C, et al. Effects of functional electrical stimulation cycling of different duration on viscoelastic and electromyographic properties of the knee in patients with spinal cord injury. *Brain Sci*. 2021;11(1):7. EDN: KVEKXD doi: 10.3390/brainsci11010007
48. Rushton DN. Functional electrical stimulation. *Physiological Measurement*. 1997;18(4):241–275. doi: 10.1088/0967-3334/18/4/001
49. Thrasher TA, Popovic MR. Functional electrical stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation. (In English, French). *Ann Readapt Med Phys*. 2008;51(6):452–460. doi: 10.1016/j.annrmp.2008.05.006
50. Woolley SM. Characteristics of gait in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil*. 2001;7(4):1–18. doi: 10.1310/JB16-V04F-JAL5-H1UV
51. Matsumoto S, Shimodozono M, Noma T, et al. Effect of functional electrical stimulation in convalescent stroke patients: A multicenter, randomized controlled trial. The rally trial investigators. *J Clin Med*. 2023;12(7):2638. EDN: ZJUOMI doi: 10.3390/jcm12072638
52. Springer S, Vatine JJ, Wolf A, Laufer Y. The effects of dual-channel functional electrical stimulation on stance phase sagittal kinematics in patients with hemiparesis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23(2):476–482. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.10.017
53. Kesar TM, Perumal R, Reisman DS, et al. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles: Effects on poststroke gait. *Stroke*. 2009;40(12):3821–3827. doi: 10.1161/STROKEAHA.109.560375
54. Kim JH, Chung Y, Kim Y, Hwang S. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait Posture*. 2012;36(1):65–67. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.006
55. Bao X, Luo JN, Shao YC, et al. 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
56. Dong Y, Wang K, He R, et al. Hybrid and adaptive control of functional electrical stimulation to correct hemiplegic gait for patients after stroke. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023;11:1246014. EDN: XESGZL doi: 10.3389/fbioe.2023.1246014
57. Sijbert B, Azevedo C, Pontier J, et al. A sensor-based multichannel FES system to control knee joint and reduce stance phase asymmetry in post-stroke gait. *Sensors (Basel)*. 2021;21(6):2134. doi: 10.3390/s21062134
58. Araki S, Kawada M, Miyazaki T, et al. Effect of functional electrical stimulation of the gluteus medius during gait in patients following a stroke. *Biomed Res Int*. 2020;2020:8659845. doi: 10.1155/2020/8659845
59. Nagai MK, Marquez-Chin C, Popovic MR. *Why is functional electrical stimulation therapy capable of restoring motor function following severe injury to the central nervous system?* In: Tuszynski MH. *Translational neuroscience: Fundamental approaches for neurological disorders*. Springer; 2016. P. 479–498.
60. Vanderthommen M, Duchateau J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc Sport Sci Rev*. 2007;35(4):180–185. doi: 10.1097/jes.0b013e318156e785
61. Gregory CM, Bickel CS. Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Phys Ther*. 2005;85(4):358–364.
62. Henneman E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*. 1957;126(3287):1345–1347. EDN: ICSTQL doi: 10.1126/science.126.3287
63. Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: A critical appraisal.

Eur J Appl Physiol. 2011;111(10):2399–2407. EDN: VVPQKC
doi: 10.1007/s00421-011-2128-4

64. Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K. Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *J Physiol.* 2001;534(Pt. 3):903–912. EDN: YJEPTW
doi: 10.1111/j.1469-7793.2001.00903.x

65. Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE, Stashuk D. Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: Influence of electrode size and spacing. *Biol Cybern.* 1992;67(2):143–153. doi: 10.1007/BF00201021

66. Denegar C, Saliba E, Saliba S, et al. Therapeutic modalities for musculoskeletal injuries. Champaign, IL: Human Kinetics; 2009. 294 p.

67. Ozer K, Cheshier SP, Scheker LR. Neuromuscular electrical stimulation and dynamic bracing for the management of upper-extremity spasticity in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2006;48(7):559–563. EDN: HWBMTD
doi: 10.1017/S0012162206001186

68. Shields RK, Dudley-Javoroski S. Musculoskeletal plasticity after acute spinal cord injury: Effects of long-term neuromuscular electrical stimulation training. *J Neurophysiol.* 2006;95(4):2380–2390. doi: 10.1152/jn.01181.2005

69. Van Duijnhoven NT, Janssen TW, Green DJ, et al. Effect of functional electrostimulation on impaired skin vasodilator responses to local heating in spinal cord injury. *J Appl Physiol (1985).* 2009;106(4):1065–1071. doi: 10.1152/jappphysiol.91611.2008

70. Koyuncu E, Nakipoğlu-Yüzer GF, Doğan A, Ozgirgin N. The effectiveness of functional electrical stimulation for the treatment

of shoulder subluxation and shoulder pain in hemiplegic patients: A randomized controlled trial. *Disabil Rehabil.* 2010;32(7):560–566. doi: 10.3109/09638280903183811

71. Gargiulo P, Reynisson PJ, Helgason B, et al. Muscle, tendons, and bone: Structural changes during denervation and FES treatment. *Neural Res.* 2011;33(7):750–758. doi: 10.1179/1743132811Y.0000000007

72. Sahin N, Ugurlu H, Albayrak I. The efficacy of electrical stimulation in reducing the post-stroke spasticity: A randomized controlled study. *Disabil Rehabil.* 2012;34(2):151–156. doi: 10.3109/09638288.2011.593679

73. Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: A systematic review. *Lancet Neurol.* 2009;8(8):741–754. doi: 10.1016/S1474-4422(09)70150-4

74. Santos M, Zahner LH, McKiernan BJ, et al. Neuromuscular electrical stimulation improves severe hand dysfunction for individuals with chronic stroke: A pilot study. *J Neurol Phys Ther.* 2006;30(4):175–183. doi: 10.1097/01.npt.0000281254.33045.e4

75. Dolbow DR, Gorgey AS, Cifu DX, et al. Feasibility of home-based functional electrical stimulation cycling: Case report. *Spinal Cord.* 2012;50(2):170–171. doi: 10.1038/sc.2011.115

76. Popovic MR, Keller T, Pappas IP, et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprosthesis. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2001;20(1):82–93. doi: 10.1109/51.897831

77. 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.* 2021;21(21):7217. EDN: MKCCUM doi: 10.3390/s21217217

ОБ АВТОРАХ

*** Гребенкина Наталья Вячеславовна;**

адрес: Россия, 117513, Москва, ул. Островитянова, д. 1;
ORCID: 0000-0002-8441-2285;
eLibrary SPIN: 6621-3836;
e-mail: grebenkina_nv@rsmu.ru

Скворцов Дмитрий Владимирович, д-р мед. наук, профессор;

ORCID: 0000-0002-2794-4912;
eLibrary SPIN: 6274-4448;
e-mail: dskvorts63@mail.ru

Климов Леонид Владимирович, канд. мед. наук;

ORCID: 0000-0003-1314-3388;
eLibrary SPIN: 5618-0734;
e-mail: dr.klimov@mail.ru

AUTHORS' INFO

*** Natalya V. Grebenkina;**

address: 1 Ostrovityanova street, 117513 Moscow, Russia;
ORCID: 0000-0002-8441-2285;
eLibrary SPIN: 6621-3836;
e-mail: grebenkina_nv@rsmu.ru

Dmitry V. Skvortsov, MD, Dr. Sci. (Medicine), Professor;

ORCID: 0000-0002-2794-4912;
eLibrary SPIN: 6274-4448;
e-mail: dskvorts63@mail.ru

Leonid V. Klimov, MD, Cand. Sci. (Medicine);

ORCID: 0000-0003-1314-3388;
eLibrary SPIN: 5618-0734;
e-mail: dr.klimov@mail.ru

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author