



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.2.04

УДК 531/534: [57+61]

ПЕРВЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ПРИМЕНЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ МЫШЦ ПРИ ХОДЬБЕ У ПАЦИЕНТОВ С РАССЕЯННЫМ СКЛЕРОЗОМ

К.А. Петрушанская, С.В. Котов, В.Ю. Лиждвой

Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского, Москва, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 11 ноября 2021

Одобрена: 29 марта 2022

Принята к публикации: 17 июня 2022

Ключевые слова:

рассеянный склероз, биомеханическая структура ходьбы, функциональная электрическая стимуляция мышц.

АННОТАЦИЯ

На основании проведения функциональной электрической стимуляции мышц у 9 больных рассеянным склерозом выявлены особенности реализации метода искусственной коррекции движений. Выяснено, что основные особенности функциональной электрической стимуляции мышц, свойственные другим патологиям, сохраняются также и у больных рассеянным склерозом, однако у таких больных имеются специфические особенности применения данного метода, связанные с повышенной утомляемостью. С точки зрения авторов исследования, к таким особенностям относятся небольшая длительность сеанса (не более 20 минут), малое количество сеансов (8–9), незначительное количество коррекционных воздействий (не более 4 мышц), невысокая интенсивность сокращения, прекращение сеанса тренировки при появлении минимального утомления, необходимость полного отдыха в течение 1,5 часа до и после сеанса функциональной электрической стимуляции. На основании проведения 76 сеансов функциональной электрической стимуляции у 9 больных рассеянным склерозом выявлены основные коррекционные воздействия, необходимые данному контингенту больных, особенности временной и амплитудной программ функциональной электрической стимуляции, преимущества многоканальной функциональной электрической стимуляции перед традиционной одноканальной, применяемой у пациентов с рассеянным склерозом. На примере конкретной больной авторы выяснили, что при выполнении этих условий всего через 6–7 сеансов функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе наблюдается существенное улучшение биомеханической структуры ходьбы, которое проявляется в значительном увеличении средней скорости передвижения, темпа и длины шага, повышении устойчивости, уменьшении временной, кинематической и динамической асимметрии, снижении рекурвации в коленном суставе, возрастании угла сгибания в коленном суставе и тазобедренном суставе, появлении нового элемента в кривой коленного угла – подгибания в коленном суставе на обеих ногах, в значительном усилении переднего и заднего толчков вертикальной составляющей R_z опорной реакции.

© ПНИПУ

© Петрушанская Кира Анатольевна – к.б.н., старший научный сотрудник отделения неврологии, e-mail: moniki@monikiweb.ru ID: 0000-0001-6483-2867

© Котов Сергей Викторович – д.м.н., профессор, руководитель неврологического отделения, e-mail: kotovsv@yandex.ru ID: 0000-0002-8706-7317

© Лиждвой Виктория Юрьевна – к.м.н., старший научный сотрудник отделения неврологии, e-mail: moniki@monikiweb.ru ID: 0000-0003-0367-8282



Введение

Рассеянный склероз является хроническим, аутоиммунным заболеванием, при котором поражается как миелиновая оболочка нервных волокон головного и спинного мозга, так и сами аксоны. Ситуация осложняется тем, что дебют данного заболевания происходит обычно в молодом возрасте. Рассеянный склероз является распространенным воспалительно-дегенеративным заболеванием, приводящим к нарушению двигательных функций, в том числе к нарушениям ходьбы, которые наблюдаются более чем у 40 % пациентов [2; 3; 8; 10; 12].

По данным Международного общества больных рассеянным склерозом, в 2002 г. в мире было зарегистрировано 1,5 млн таких пациентов, в 2010 г. – уже 2 млн, а в 2013 г. – 2,3 млн, т.е. только за три года количество больных рассеянным склерозом увеличилось на 15 %. В России насчитывается более 150 тыс. пациентов рассеянным склерозом. Заболеваемость рассеянным склерозом в среднем достигает 8–10 новых случаев на 100 тыс. человек [2; 3; 8; 12]. Только в Москве проживает порядка 7 тыс. пациентов с этим диагнозом.

Стоимость лечения этого заболевания очень высокая и достигает в европейских странах 50–60 тыс. евро на одного пациента в год [2; 3].

Рассеянный склероз имеет тенденцию к омоложению. При этом рост заболеваемости происходит одновременно с увеличением процента заболевших подростков и детей, особенно девушек [2; 3; 8].

При рассеянном склерозе отмечается многообразие проявлений и их сочетание: паразетез, спастичность, гемипарез, мозжечковая атаксия, нейрогенный мочевой пузырь, ретробульбарный неврит, болевой синдром, астенизация, ипохондрия, эйфория, астено-депрессивный синдром, что приводит к различным нарушениям функций организма, в частности, статико-динамической, сенсорной, функции выделения и психической [1–3; 9; 10].

В настоящее время многие аспекты лечения данного заболевания уже хорошо известны. Между тем аспекты двигательной реабилитации по-прежнему остаются недостаточно изученными. Однако именно двигательная реабилитация является наиболее актуальной проблемой при данном заболевании [2; 3; 8–10; 17].

Даже незначительное восстановление функции передвижения у больных рассеянным склерозом является очень сложной задачей. В настоящее время существует ряд методов восстановления функции передвижения у данного контингента пациентов: это и традиционные методы лечебной физической культуры (массаж, физиотерапия, лечебная гимнастика), выполнение упражнений на велоэргометре, опорная стимуляция посредством аппарата «Корвит», применение роботизированной механотерапии посредством комплекса «Локомот», наконец, тренировка ходьбы в экзоскелете [2; 3; 8–12].

С нашей точки зрения, одним из наиболее эффективных методов реабилитации пациентов с рассеянным склерозом является применение функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе. К настоящему времени метод функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе только в Федеральном центре медико-социальной экспертизы и Федеральном бюро медико-социальной экспертизы успешно применен более чем у 9 тыс. пациентов с самыми различными заболеваниями опорно-двигательной и нервной систем: у больных с последствиями полиомиелита, с последствиями позвоночно-спинномозговой травмы в различных отделах, с последствиями инсульта, у детей с диплегической и гемипаретической формами детского церебрального паралича, со сколиозом, остеохондрозом, с несросшимися переломами костей голени и ложными суставами, у инвалидов с культями голени и бедра, передвигающихся на протезах [4–6].

Между тем применение функциональной электрической стимуляции мышц у пациентов с рассеянным склерозом описано лишь в нескольких работах. Авторы данных работ, подробно описывая параметры стимуляции мышц, практически не демонстрируют результаты после курса тренировок [2; 3; 12; 27].

Так, А.Н. Бойко и соавт. [2; 3] применили многоканальную функциональную электрическую стимуляцию мышц при ходьбе у 98 больных рассеянным склерозом. Авторы оценивали эффективность курса многоканальной функциональной электрической стимуляции только по стабилметрическому анализу основных параметров. Результаты курса тренировок показали достоверное позитивное влияние курса стимуляции в сочетании с занятиями на стабилметрической платформе на восстановление двигательной функции и поддержание вертикальной стойки. Тем не менее авторы указывают, что этот результат является кратковременным, так как при повторном обследовании через 3 месяца не обнаруживаются статистически значимые изменения.

Ряд авторов полагает, что основная проблема у больных рассеянным склерозом – это отвисание стопы, или эквинус стопы или голеностопного сустава. Поэтому они считают, что пациентов с рассеянным склерозом достаточно проводить одноканальную стимуляцию, а именно коррекцию тыльного сгибания в голеностопном суставе посредством электрической стимуляции передней большеберцовой мышцы [14; 15; 19; 20; 22; 23; 26–28]. С точки зрения авторов, курс стимуляции должен быть продолжительным – в течение 20 недель. Можно полагать, что такой подход к функциональной электрической стимуляции является весьма формальным, так как не учитывается, что у больных рассеянным склерозом имеется целый ряд двигательных нарушений, которые охватывают не только мышцы голеностопного сустава.

Поскольку такой длительный курс реабилитации не может быть проведен ни в одном стационаре, то

больного обучают пользованию стимулятором, он (она) проводит всю тренировку самостоятельно дома и приезжает в стационар только для периодического обследования. При этом пользование стимулятором является для пациентов весьма свободным: он может ходить со стимуляцией один раз в неделю, но в течение 7–8 часов, выходить с ним на прогулку или тренироваться по полчаса в день. Таким образом, режим стимуляции является абсолютно неопределенным [15; 19; 22; 23].

Кроме того, в ряде случаев не учитываются особенности данного заболевания и у пациентов с рассеянным склерозом применяется такой же режим функциональной электрической стимуляции, как у больных с инсультом [14–15; 27].

Как показали наши предыдущие исследования, у пациентов с рассеянным склерозом отмечаются общие нарушения ходьбы, свойственные и другим патологиям, а именно снижение скорости передвижения, уменьшение устойчивости, ослабление опорной и толчковой функций нижних конечностей, резкое снижение электрической активности мышц в течение локомоторного цикла [10; 11].

Но у больных рассеянным склерозом имеются и специфические особенности, характерные только для данного заболевания, а именно циклический характер вертикальной составляющей опорной реакции R_z и электрической активности мышц в течение локомоторного цикла, шаткость походки, треугольная или трапециевидная форма R_z -кривой, эквинус стопы и голеностопного сустава, нередко в сочетании с рекурвацией в коленном суставе, резкое уменьшение основного сгибания в коленном суставе на одной или обеих ногах [11].

С нашей точки зрения, даже незначительное улучшение ходьбы после курса реабилитации является важным для больных рассеянным склерозом. Поэтому представляется целесообразным представить наши первые результаты применения функциональной электрической стимуляции мышц у пациентов с рассеянным склерозом и дать клиничко-биомеханическое обоснование применения этого метода у данного контингента больных.

Цель данной работы – продемонстрировать первые результаты применения функциональной электрической стимуляции мышц у больных рассеянным склерозом.

Материалы и методы исследования

Под наблюдением находились 9 больных рассеянным склерозом. Они были госпитализированы в неврологическое отделение Московского областного научно-исследовательского клинического института имени М.Ф. Владимирского. Вторично-прогрессирующее течение заболевания отмечалось у 6 больных, у 2 – ремиттирующее течение, у одного – первично-прогрессирующее течение.

Давность заболевания у одной больной составила 2 года, у 5 – 7–9 лет, у 3 – свыше 12 лет. Оценка по шкале инвалидизации *EDDS* составила у 5 пациентов 6–6,5 балла, у 2 – 5,5 балла, у одного – 4 балла, у одного – 3 балла. Срок госпитализации – 15 дней. 8 из 9 больных принимали препараты, изменяющие течение рассеянного склероза первой линии.

Основные особенности метода искусственной коррекции движения

Как уже было сказано выше, одним из наиболее эффективных методов восстановления двигательных функций у пациентов с рассеянным склерозом является применение функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе.

Сущность данного метода состоит в том, что электрическая стимуляция мышц во время локомоции происходит в точном соответствии с естественным возбуждением и сокращением мышц в двигательном акте. Благодаря этому в процессе длительной тренировки улучшается функциональное состояние мышц, корректируются неправильно выполняемые движения и постепенно вырабатывается двигательный стереотип, приближающийся к норме [4–6].

В отличие от зарубежных исследований, имеющих узко неврологическую направленность, нами была разработана принципиально новая концепция применения искусственной коррекции движений. Согласно отечественной концепции, основным показанием к назначению данного метода является дефицит мышечной функции, приводящий к нарушению биомеханической структуры двигательного акта [4–6].

Основными функциями электростимуляции скелетных мышц при ходьбе являются диагностическая, терапевтическая и прогностическая. Диагностическая функция заключается в определении дефицита мышечной функции при ходьбе, поскольку такая задача не всегда может быть решена с помощью клинических и даже инструментальных методов.

О степени дефицита мышечной функции судят по биомеханической выраженности коррекционного эффекта, а о фазе его проявления – по тому интервалу локомоторного цикла, когда коррекция оказывается результативной. Различают абсолютный и относительный дефицит мышечной функции.

В первом случае речь идет о поражении нервномышечных структур, во втором – об ослаблении мышц в связи с их недостаточным функционированием. Прогностическая функция тесно связана с диагностической. Эффективность коррекции во время пробного сеанса дает основание для благоприятного прогноза. Наиболее важная – терапевтическая функция – предусматривает решение трех задач – укрепление ослабленных мышц, коррекцию неправильно выполняемых движений и выработку приближающегося к норме двигательного стереотипа [4–6; 13].

Реализация искусственной коррекции движений посредством электрической стимуляции мышц предполагает выполнение пяти основных операций:

- выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц;
- определение амплитудной программы функциональной электрической стимуляции;
- определение временной программы функциональной электрической стимуляции;
- выбор типа, формы, размеров электродов и их локализации на теле человека;
- поиск адекватного режима функциональной электрической стимуляции [4–6].

Выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц базируется на трех принципах: энергетическом – достижение наибольшего биомеханического эффекта при патологической ходьбе путем коррекции наименьшего числа движений; синдромологическом – использование однозначных приемов коррекции при сходном характере двигательных нарушений; динамическом – первоначальном восстановлении силовых компонентов локомоции, а именно функции мышц-разгибателей, направленной на перемещение тела человека в пространстве и обеспечение устойчивости и последующее восстановление функции мышц-сгибателей, выполняющих коррекцию движений преимущественно в переносную фазу шага [4–6; 13].

Определение амплитудной программы функциональной электрической стимуляции предполагает применение последовательности прямоугольных импульсов тока с амплитудой 10–100 мА, длительностью 20–250 мкс и частотой следования 40–70 Гц.

Установление временной программы функциональной электрической стимуляции заключается в том, что электрическая стимуляция применяется в фазы, соответствующие максимальному возбуждению мышц (в зоне М) при нормальной ходьбе; данная программа задается с помощью датчиков опоры или датчиков угловых перемещений; при этом весь локомоторный цикл принимается за 100 %, а фазы стимуляции мышц программируются в процентах к локомоторному циклу [4–6; 13].

Выбор параметров электродов и их расположения на теле человека: применяются многослойные эластичные электроды с токопроводящим углеродистым слоем; электроды прикрепляются манжетками к двигательной области мышц, где располагаются окончания двигательных нервов.

Поиск адекватного режима функциональной электрической стимуляции предполагает определение интенсивности электрической стимуляции, длительности сеанса и продолжительности курса [4–6].

Для функциональной электрической стимуляции мышц применяли 8-канальный стимулятор «МБН-Стимул», разработанный научно-медицинской фирмой «МБН». Данный стимулятор имеет ряд преимуществ перед аналогичными устройствами.

Основным преимуществом стимулятора «МБН-Стимул» является сочетание обратной связи с автономным

принципом работы, позволяющее значительно расширить возможности применения данного метода, а именно:

- проводить стимуляцию мышц в помещениях с меньшей площадью;
- осуществить функциональную электрическую стимуляцию мышц за пределами помещения (на улице, на стадионе);
- проводить функциональную электрическую стимуляцию не только при ходьбе по горизонтальной поверхности, но и по лестнице, по наклонной поверхности, при выполнении ритмических упражнений на велоэргометре;
- обеспечить комфорт и независимость передвижения в связи с отсутствием проводов;
- сочетать применение функциональной электрической стимуляции мышц с другими методами реабилитации, в частности, с роботизированной механотерапией, с тренировкой ходьбы в экзоскелете.

Методика проведения функциональной электрической стимуляции у больных рассеянным склерозом

Выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц

Всего у 9 больных рассеянным склерозом было проведено 76 сеансов функциональной электрической стимуляции: 4-канальная функциональная электрическая стимуляция применялась в 50 сеансах, 3-канальная – в 15 сеансах, 2-канальная электрическая стимуляция – в 11 сеансах.

У больных с преимущественно гемипаретическим поражением объектом коррекции являлось разгибание ноги в тазобедренном суставе посредством совокупности мышц – большой и средней ягодичных в первые две трети опорной фазы. Такая коррекция обеспечивает не только выпрямление нижней конечности в опорной фазе, но и одновременно уменьшение внутренней ротации и приведения бедер, повышение устойчивости, ослабление раскачивания туловища относительно сагиттальной и фронтальной плоскостей.

В качестве дополнительной коррекции применяли электрическую стимуляцию четырехглавой мышцы бедра. Благодаря электрической стимуляции четырехглавой мышцы бедра в конце переносной и в первой половине опорной фазы удается получить редукцию сгибательной установки нижней конечности вследствие разгибания в коленном суставе.

У 3 больных отмечалось слабость мышц-сгибателей тазобедренного сустава, в частности прямой мышцы бедра. Такие больные испытывали сложности при подъеме по лестнице, при входе в транспорт, при ходьбе вверх по наклонной поверхности. В таком случае применяли электрическую стимуляцию прямой мышцы бедра в конце опорной и в первой половине переносной фазы.

Восьми пациентам осуществлялась коррекция тыльного сгибания в голеностопном суставе посредством электрической стимуляции передней большеберцовой мышцы в конце опорной и в течение переносной фазы. Указанная

коррекция облегчает перенос паретичной нижней конечности, предотвращая задевание носком об опорную поверхность, и позволяет начать следующий шаг с опоры на пятку.

Наконец, у 3 больных отмечалась рекурвация (переразгибание) в коленном суставе. В биомеханическом плане рекурвация проявляется в том, что разгибание в коленном суставе выходит за пределы нулевой линии и принимает отрицательное значение. В таких случаях мы применяли электрическую стимуляцию мышц-сгибателей голени – полусухожильной и двуглавой мышцы бедра в опорную фазу шага, а именно в период от 10 до 35 % локomotorного цикла. Такая коррекция способствовала сгибанию в коленном суставе, укреплению мышц-сгибателей коленного сустава и, кроме того, предотвращала переразгибание в коленном суставе в опорную фазу шага. У пациентов с двусторонним поражением применяли электрическую стимуляцию тех же мышц, но с двух сторон.

У 3 больных наблюдалось выраженное раскачивание туловища относительно фронтальной и сагиттальной плоскостей. Им была показана электрическая стимуляция крестцово-остистых мышц и наружных косых мышц живота в конце опорной и в течение переносной фаз.

Необходимо отметить, что в связи с повышенной утомляемостью четырехканальная стимуляция мышц является оптимальным вариантом для пациентов с рассеянным склерозом.

Амплитудную программу функциональной электрической стимуляции подбирали с таким расчетом, чтобы получить сравнительно небольшое сокращение мышц, вызывающее коррекционный эффект. Обычно использовали последовательность прямоугольных электрических импульсов амплитудой до 100 мА, длительностью от 20 до 220 мкс и частотой от 40 до 100 Гц (в среднем 60 Гц).

Обычно подбирают такую интенсивность электрической стимуляции, которая при коротком воздействии обеспечивает коррекцию движений при ходьбе [4–6]. Как показали наши исследования, у 6 из 9 больных рассеянным склерозом наблюдалось появление минимального сокращения, видимого глазом, при интенсивности – 60–65 мА, в то время как максимальная интенсивность комфортного для больного сокращения составляла 70 мА. Характерно, что данное явление отмечалось у пациентов на всех мышцах, которые подвергались коррекционному воздействию.

Временная программа электрической стимуляции определяет фазы стимуляции мышц в течение двигательного цикла. Она базируется на представлении, что фазы искусственного возбуждения и сокращения мышц должны соответствовать фазам их естественного возбуждения и сокращения [4–6; 13].

С этой целью в комплексе «МБН-Стимул» используются 4 варианта датчиков на правой и левой ногах: тазобедренный, коленный, пяточный и носковый. Эти датчики необходимы для определения начала и конца двигательного цикла, внутри которого жестко программируется фаза стимуляции. Именно такой вариант временной программы

функциональной электрической стимуляции является наиболее общим, так как для своего осуществления требует только постоянное измерение двигательного цикла, в то время как фаза стимуляции остается его запрограммированной частью.

В комплексе «МБН-Стимул» предусмотрена высокая точность временной программы функциональной электрической стимуляции. Определение временной программы осуществляется в несколько этапов: выбор датчика синхронизации, выбор времени реализации того или иного движения в тазобедренном или в коленном суставе и, наконец, определение величины угла.

Как только программа определила начало и конец двигательного цикла, можно проводить функциональную электрическую стимуляцию при ходьбе. Таким образом, для определения начала и конца двигательного цикла необходимо правильно выбрать датчик синхронизации, величину экстремума (сгибания или разгибания в суставе) и время возникновения этого экстремума.

При этом предполагается, что даже при грубом нарушении ходьбы происходит лишь смещение экстремальных значений вправо по временной оси и уменьшение величины углов, и что эти нарушения остаются неизменными от шага к шагу.

У ряда пациентов с рассеянным склерозом отмечается выраженная атаксия. В биомеханическом плане она может проявляться в том, что угол сгибания в коленном суставе в одном шаге приурочен к 50 % цикла, а в другом – к 70 %. Кроме того, в течение одного прохода меняется величина угла от 40° до 60° (рис. 1). Такая картина изменения коленного или тазобедренного угла в течение одного прохода свидетельствует, что синхронизация электрической стимуляции от датчика ипсилатеральной ноги неосуществима.

Поскольку такая ситуация является типичной у больных рассеянным склерозом, то синхронизация возможна только от датчика тазобедренного или коленного сустава противоположной ноги со сдвигом фазы электрической стимуляции в соответствии с временной структурой шага конкретного больного (обычно 50–52 %). В тех случаях, когда такая картина отмечается на обеих ногах, проведение стимуляции становится невозможным. Как уже было сказано выше, одним из наиболее эффективных методов восстановления двигательных функций у больных рассеянным склерозом является применение функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе.

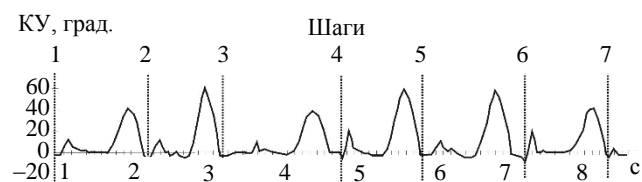


Рис. 1. Изменение коленных углов у больного рассеянным склерозом в течение одного прохода. Цифры обозначают последовательность шагов

Режим тренировки

Как показали наши наблюдения, при электрической стимуляции мышц у пациентов с рассеянным склерозом целесообразно использовать следующий режим тренировки:

- оптимальное количество коррекционных воздействий и стимулируемых мышц – не более 4;
- максимальное время стимуляции – 20 минут;
- максимальное количество сеансов – 8–9;
- сокращение мышц должно быть комфортным для больного;
- амплитуда сокращения не должна быть очень высокой; достаточно получить минимальное сокращение, видимое глазом;
- стимуляция должна прекращаться при минимальном утомлении больного; во время сеанса стимуляции в середине сеанса целесообразно делать перерыв.

Как показали наши исследования, необходим очень тщательный предварительный отбор больных рассеянным склерозом для определения возможности проведения у них функциональной электрической стимуляции мышц. Поэтому были выдвинуты следующие требования для определения возможности применения функциональной электрической стимуляции мышц у больных рассеянным склерозом:

- 1) возможность получить сокращение мышц, видимое глазом;
- 2) способность пациента стоять в течение 10–15 минут (минимальное время, необходимое для определения амплитудной программы функциональной электрической стимуляции);
- 3) сила мышц нижних конечностей должна быть не меньше 3 баллов;
- 4) возможность пациента пройти расстояние не меньше 10 м;
- 5) скорость ходьбы больного должна быть выше 0,5 км/ч.

С точки зрения авторов исследования, целесообразно рассмотреть наши первые результаты применения функциональной электрической стимуляции мышц на примере конкретной больной рассеянным склерозом Т.

Клинический случай

Пациентка Т., 32 года. Диагноз: рассеянный склероз. Ремиттирующее течение заболевания. Стадия неполной ремиссии. Давность заболевания – 2 года. Оценка по шкале инвалидизации EDSS – 3 балла. Сила мышц на левой ноге – 5 баллов, на правой – 4 балла. Основная жалоба больной – быстрая утомляемость при ходьбе. Максимальное количество шагов, которое пациентка могла пройти до курса функциональной электрической стимуляции – 500, далее она должна была сделать остановку и отдохнуть.

Больной проведены исследования биомеханической структуры ходьбы до и после курса тренировки. Иссле-

дованы следующие показатели ходьбы: основные параметры (скорость, темп, длина двойного шага, длительность локомоторного цикла), временные параметры (длительность опорной, двуопорной и переносной фаз), кинематические параметры (угловые перемещения в основных суставах нижней конечности – тазобедренном, коленном и голеностопном) и динамические параметры (вертикальная R_z -составляющая главного вектора опорной реакции). На основании биомеханических параметров получены важнейшие энергетические параметры ходьбы – моменты мышечных сил в суставах нижних конечностей.

Результаты

Как видно из табл. 1, у больной отмечается снижение основных параметров ходьбы по сравнению с нормой, а именно скорости ходьбы – на 47 % (2,24 км/ч) за счет снижения темпа на 16 % (83 шаг/мин) и длины двойного шага – на 37 % (0,90 м). Также у пациентки отмечается нарушение временной структуры ходьбы, проявляющееся в резком увеличении длительности опорной и двуопорной фаз и уменьшении продолжительности переносной фазы.

Таблица 1

Основные параметры ходьбы в норме и у пациентки с рассеянным склерозом

Параметр	Норма	Больная	
	ср.	ср.	% к норме
Длина двойного шага, м	1,42	0,90	63
Длительность цикла, с	1,21	1,45	120
Скорость ходьбы, км/ч	4,21	2,23	53
Темп ходьбы, шаг/мин	99	83	84

Таблица 2

Временные параметры ходьбы в норме и у больной рассеянным склерозом

Параметр	Норма		Больная			
	лев.	прав.	лев.		прав.	
	ср.	ср.	ср.	% к норме	ср.	% к норме
Длительность опорной фазы	62,4	62,4	69,3	111	70,2	115
Длительность переносной фазы	37,6	37,6	30,7	82	29,8	79
Длительность двуопорной фазы	12,4	12,4	21,6	174	17,9	144

Наибольшие изменения наблюдаются в кривых кинематических параметров ходьбы (рис. 2).

При ходьбе здоровых людей кривая угла в голеностопном суставе имеет четыре экстремальных значения, из которых два соответствуют подошвенному сгибанию

в суставе в начале и в конце опорной фазы, а два – тыльному сгибанию во время переката стопы через носок и в первой половине переносной фазы [4–7].

При ходьбе больной рассеянным склерозом в кривой голеностопного угла на левой ноге отмечается эквинус, кривая угла начинается с отрицательных значений (-5°). Первое тыльное сгибание резко снижено (2°) и пролонгировано на большую часть опорной фазы, при этом его величина не изменяется на протяжении от $t = 20\%$ до $t = 50\%$ цикла. Второе подошвенное сгибание превышает норму, его величина составляет -12° . Второе тыльное сгибание отсутствует.

В кривой правого голеностопного угла также отмечается эквинус. Первое тыльное сгибание снижено до 7° . Второе подошвенное сгибание также редуцировано до -6° . Второе тыльное сгибание также отсутствует.

При ходьбе в норме кривая угла в коленном суставе состоит из двух полуовал с малой и большой амплитудой. Первая из них характеризует подгибание в коленном суставе, имеющее, главным образом, амортизационное

значение; вторая полуовална отражает сгибание в суставе в переносную фазу. За каждым сгибанием в коленном суставе следует практически полное разгибание в суставе [4–7].

При ходьбе больной рассеянным склерозом в кривой левого коленного угла практически отсутствует подгибание, что указывает на отсутствии явления амортизации в коленном суставе левой нижней конечности. Отмечается выраженная рекурвация в коленном суставе, что в биомеханическом плане проявляется в том, что величина разгибания в коленном суставе принимает отрицательное значение. При этом разгибание в коленном суставе очень продолжительное. Величина основного сгибания снижена на левой ноге до 38° , экстремум сгибания смещен вправо по временной оси.

На правой ноге в кривой коленного угла также отмечается незначительная рекурвация в коленном суставе, снижено подгибание, но величина основного сгибания приближается к норме,

При ходьбе в норме кривая тазобедренного угла имеет три экстремальных значения: два из них соответствуют сгибанию в суставе, одно из них – разгибанию. Каждый цикл начинается со сгибания, которое удерживается в течение интервала опоры стопы на пятку, далее происходит разгибание в суставе, достигающее максимального значения в середине интервала опоры на носок [4–7].

У больной Т. в кривой левого тазобедренного угла в самом начале шага отмечается горизонтальная площадка. Сгибание в тазобедренном суставе в опорную фазу снижено до 20° , разгибание в тазобедренном суставе – довольно продолжительное, оно завершается лишь на уровне 60% цикла, величина его составляет -13° . Сгибание в переносную фазу также ниже нормы. Таким образом, снижение амплитуды движений в левом тазобедренном суставе происходит исключительно за счет уменьшения угла сгибания в тазобедренном суставе как в опорную, так и в переносную фазу.

В кривой правого тазобедренного угла, напротив, отсутствует горизонтальная площадка в начале шага. Величина угла сгибания в тазобедренном суставе в опорную фазу ниже нормы – 25° . Разгибание в тазобедренном суставе происходит ускоренно; пик разгибания приурочен к 50% цикла, величина разгибания превышает норму – -13° . Сгибание в переносную фазу также происходит ускоренно. При этом максимум сгибания (37°) смещен влево по временной оси – на уровне 83% . В конце цикла отмечается незначительное разгибание в тазобедренном суставе.

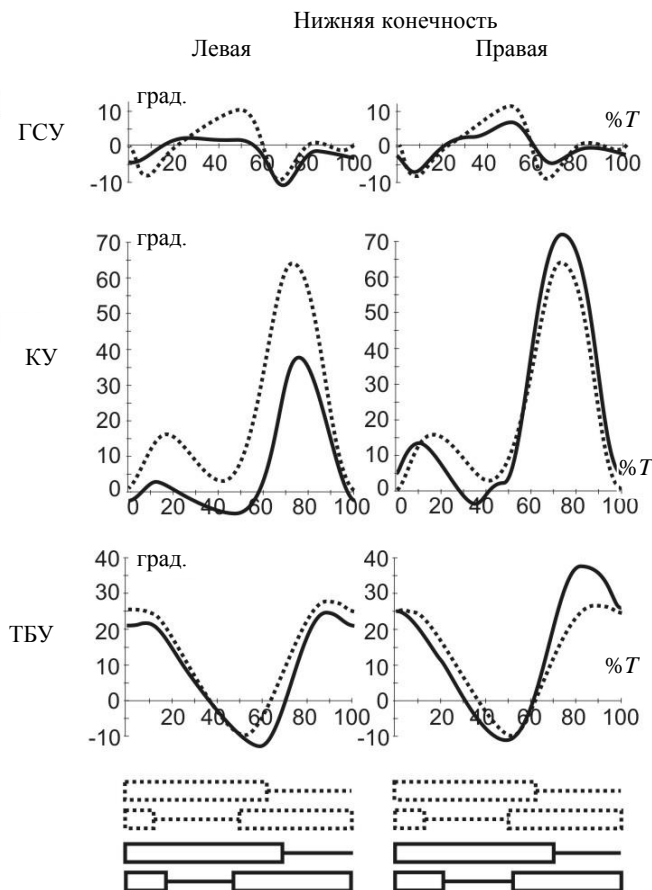


Рис. 2. Угловые перемещения в суставах нижних конечностей при ходьбе в норме и у пациентки Т. с рассеянным склерозом. Пунктирная линия – угловые перемещения при ходьбе в норме, сплошная линия – угловые перемещения при ходьбе больной. ТБУ – тазобедренный угол, КУ – коленный угол, ГСУ – голеностопный угол. Под графиками – подограммы. По оси абсцисс – длительность локомоторного цикла в %, по оси ординат – угловые перемещения в градусах

Динамические параметры

При ходьбе по горизонтальной поверхности в норме вертикальная составляющая опорной реакции R_z имеет двухвершинную форму с четко выраженными передним и задним толчками и симметрично расположенным минимумом (рис. 3). Экстремум переднего толчка приходится на $17 - 18\%$ цикла, заднего толчка – на 51% цикла,

минимум приурочен к 33 – 34 % цикла. Величины экстремумов на обеих ногах примерно одинаковы. Приблизительно равны значения экстремумов в фазах переднего и заднего толчков [4–7].

При ходьбе больной Т. на левой ноге вертикальная составляющая R_z опорной реакции имеет двугорбую форму. Экстремум переднего толчка ослаблен (110 %) и смещен вправо по временной оси – на уровне 17 % цикла. Задний толчок также снижен по сравнению с нормой – 109 %. На правой ноге R_z -кривая также имеет двугорбую форму. При этом оба максимума снижены, они едва достигают уровня веса тела. Минимум слабо выражен, его величина превышает норму – 88 %.

Энергетические параметры ходьбы

К числу энергетических параметров локомоции относятся моменты мышечных сил, вычисленные методом математического моделирования. В данном исследовании используется математическая модель, разработанная Г.П. Гриценко [7]. На основе этой модели рассчитываются суставные моменты в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах в течение локомоторного цикла. Модель предназначена для исследования ходьбы в сагиттальной плоскости по горизонтальной опорной поверхности.

На рис. 4 представлена развертка моментов мышечных сил в суставах нижних конечностей в норме и при рассеянном склерозе на примере пациентки Т. Как видно из данного рисунка, при ходьбе в норме кривые мо-

ментов мышечных сил в тазобедренном и коленном суставах содержат две основные фазы, тогда как в голеностопном суставе наблюдается одна [4; 5; 7].

В норме первая фаза моментов в тазобедренном и коленном суставах при произвольном темпе занимает 35 % цикла, т.е. две начальные трети опорной фазы. Ее конец совпадает с завершением интервала опоры на всю стопу. Эта фаза является отрицательной, ее экстремум проецируется на $t = 13 – 15 %$ цикла. Данная фаза отражает деятельность мышц-разгибателей, которые, с одной стороны, обеспечивают опорность нижней конечности, а с другой стороны, подъем общего центра масс до наивысшего положения [5; 7].

Вторая фаза моментов в тазобедренном и коленном суставах имеет длительность 20 % цикла и располагается в последней трети опорной фазы. По своему назначению моменты мышечных сил в этой фазе направлены на отталкивание ноги от опорной поверхности и обусловлены работой трехглавой мышцы голени и мышц-сгибателей бедра [4; 5; 7].

В голеностопном суставе кривая моментов мышечных сил образует одну фазу длительностью в 50 % цикла. Она начинается при $t = 18 %$ и заканчивается в конце опорной фазы, ее экстремум приходится на 52 % цикла.

У больной Т. отмечается существенное изменение моментов мышечных сил в суставах нижних конечностей. Как видим из рис. 4, на обеих ногах наблюдается уменьшение величины моментов мышечных сил в тазобедренном и коленном суставах в фазах переднего и заднего толчков. В кривых коленного сустава на обеих

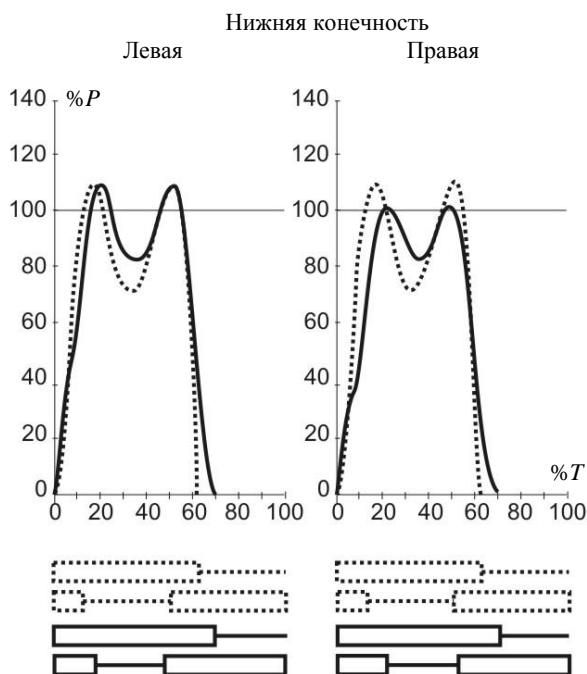


Рис. 3. Вертикальная составляющая опорной реакции R_z в течение локомоторного цикла в норме и у пациентки Т. с рассеянным склерозом. Пунктирная линия – кривая R_z в норме, сплошная линия – R_z -кривая у пациентки. По оси абсцисс – длительность локомоторного цикла в %, по оси ординат – величина вертикальной составляющей R_z в % к весу тела

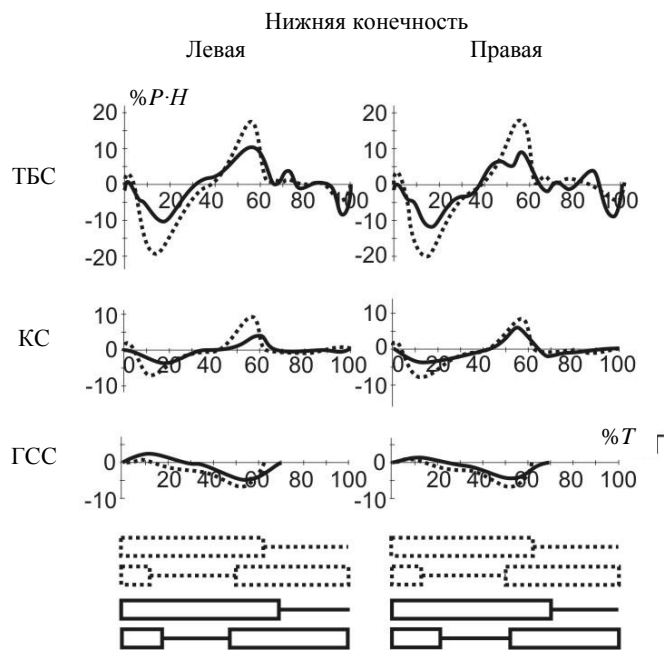


Рис. 4. Моменты мышечных сил в суставах нижних конечностей в норме и у пациентки Т. с рассеянным склерозом. Пунктирная линия – моменты мышечных сил при ходьбе в норме, сплошная линия – моменты мышечных сил при ходьбе при рассеянном склерозе. По оси абсцисс – длительность локомоторного цикла в %, по оси ординат – моменты мышечных сил в суставах нижних конечностей в % $P \cdot H$, где (H – рост человека). Остальные обозначения те же, что и на рис. 2

ногах первая фаза моментов мышечных сил резко снижена и пролонгирована. Все экстремумы моментов мышечных сил на обеих ногах смещены вправо по временной оси в связи с резким снижением темпа передвижения.

Таким образом, для ходьбы данной пациентки рассеянным склерозом характерны следующие особенности:

1) снижение средней скорости ходьбы и ее составляющих – темпа и длины двойного шага;

2) трансформация временной структуры ходьбы: увеличение длительности опорной и двуопорной фаз и уменьшение длительности переносной фазы;

3) нарушение кинематических параметров ходьбы, которое проявляется в уменьшении амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей, в наличии эквинуса в голеностопном суставе и рекурвации в коленном суставе на обеих ногах, в отсутствии некоторых элементов в кривых угловых перемещений, в частности, сгибания в коленном суставе в опорную фазу на обеих ногах, второго тыльного сгибания в голеностопном суставе на обеих ногах, наконец, в смещении всех экстремальных значений вправо по временной оси;

4) снижение опорной и толчковой функций обеих нижних конечностей;

5) резкое уменьшение величины моментов мышечных сил в тазобедренном и коленном суставах, пролонгирование первой фазы моментов в коленном суставе.

Организация тренировки у пациентки с рассеянным склерозом

Больная прошла курс электрической стимуляции мышц при ходьбе. Длительность курса составила 6 сеансов. Была проведена 4-канальная электрической стимуляции мышц при ходьбе: обеих больших и средних ягодичных – для осуществления разгибания и отведения в тазобедренном суставе и обеих прямых мышц бедра – для реализации сгибания в тазобедренном суставе в переносную фазу шага.

Длительность сеанса функциональной электрической стимуляции составляла не более 15 минут. При ходьбе с функциональной электрической стимуляции пациентка передвигалась медленнее, чем без электрической стимуляции, с темпом 70 шаг/мин. В течение сеанса через 5–7 мин электрической стимуляции мышц больной требовался небольшой перерыв, а затем она продолжала ходить с электрической стимуляции еще 7–8 мин. Таким образом, за 15-минутный сеанс больная делала примерно 1040–1050 шагов, проходя за это время расстояние 380–390 м.

Результаты после курса функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе

После курса функциональной электрической стимуляции мышц у пациентки Т. отмечается значительное

повышение средней скорости передвижения – на 21 % (с 2,24 до 2,71 км/ч) за счет увеличения как темпа (на 11 %), так и длины двойного шага (на 9 %).

В то же время временные параметры ходьбы существенно не изменяются.

В наибольшей степени изменяются кинематические параметры ходьбы (рис. 5).

На левой ноге сохраняется эквинус в голеностопном суставе, кривая также начинается с отрицательных значений. При этом возрастает величина первого тыльного сгибания с 2° до 4°, однако тыльное сгибание остается очень продолжительным, и его величина не изменяется с 20 до 55 % цикла. Второе подошвенное сгибание не изменяется. На правой ноге в кривой голеностопного угла отмечается только незначительное возрастание второго подошвенного сгибания в голеностопном суставе.

На левой ноге в кривой коленного угла появляется сгибание в коленном суставе в опорную фазу шага (подгибание) до 9°, наблюдается уменьшение явления рекурвации (с –5° до –3°). Наиболее важным приобретением после курса электростимуляционной тренировки является значительное увеличение угла сгибания в переносную фазу – с 38° до 45°.

Таблица 3

Основные параметры ходьбы до и после курса функциональной электрической стимуляции мышц у пациентки Т.

Параметр	До курса		После курса	
	ср.	ср.	ср.	% *
Длина двойн. шага, м	0,90	0,98	109	
Длительн. цикла, с	1,45	1,30	90	
Скорость ходьбы, км/ч	2,23	2,71	121	
Темп ходьбы, шаг/мин	83	92	111	

Примечание: * – % к данным до курса электрической стимуляции.

Таблица 4

Временные параметры ходьбы пациентки Т. до и после курса функциональной электрической стимуляции

Параметр	До курса		После курса			
	лев.	прав.	лев.		прав.	
	ср.	ср.	ср.	% к норме	ср.	% к норме
Длительность опорной фазы	69,3	70,2	70,0	101	71,5	102
Длительность переносной фазы	30,7	29,8	30,0	98	28,5	96
Длительность двуопорной фазы	21,6	17,9	21,2	98	20,3	113

В кривой правого коленного угла также появляется сгибание в опорную фазу до 8° , разгибание в коленном суставе в опорную фазу шага становится более продолжительным, оно завершается на уровне 40 % цикла. Рекурвация в коленном суставе сохраняется. Наблюдается незначительное снижение основного сгибания.

В кривой левого тазобедренного угла отмечается значительное увеличение амплитуды движений по сравнению с началом курса – с 33° до 48° . При этом повышение амплитуды происходит в основном за счет возрастания угла сгибания в тазобедренном суставе в опорную фазу – с 20° до 30° , и в меньшей степени – за счет угла разгибания в суставе – с -13° до -18° .

Кривая правого тазобедренного угла после курса функциональной электрической стимуляции принимает более правильную форму, уменьшается величина угла сгибания в переносную фазу. В начале опорной фазы появляется горизонтальная площадка, соответствующая по времени двуопорной фазе.

На рис. 6 представлены динамические параметры ходьбы до и после курса функциональной электрической стимуляции мышц. Как видно из данного рисунка, на левой ноге отмечается значительное увеличение обоих толчков вертикальной составляющей R_z : соответ-

ственно переднего толчка – со 110 до 122 % и заднего толчка – со 109 до 118 %. На правой ноге наблюдается незначительное ослабление переднего толчка наряду с уменьшением его продолжительности и резкое усиление заднего толчка.

Моменты мышечных сил в суставах нижних конечностей до и после курса функциональной электрической стимуляции

После курса функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе на обеих ногах в тазобедренном коленном суставах наблюдается значительное возрастание моментов мышечных сил в фазы переднего и заднего толчков (рис. 7). Повышение моментов мышечных сил в фазу переднего толчка указывает на значительное возрастание опороспособности более пораженной ноги, в то время как увеличение моментов мышечных сил в фазу заднего толчка свидетельствует о повышении толчковой функции этой ноги. Основным достижением является увеличение моментов мышечных сил в тазобедренном и коленном суставах в фазу заднего толчка на менее пораженной ноге. Таким образом, увеличение опороспособности более пораженной ноги приводит к возрастанию толчковой функции менее пораженной ноги.

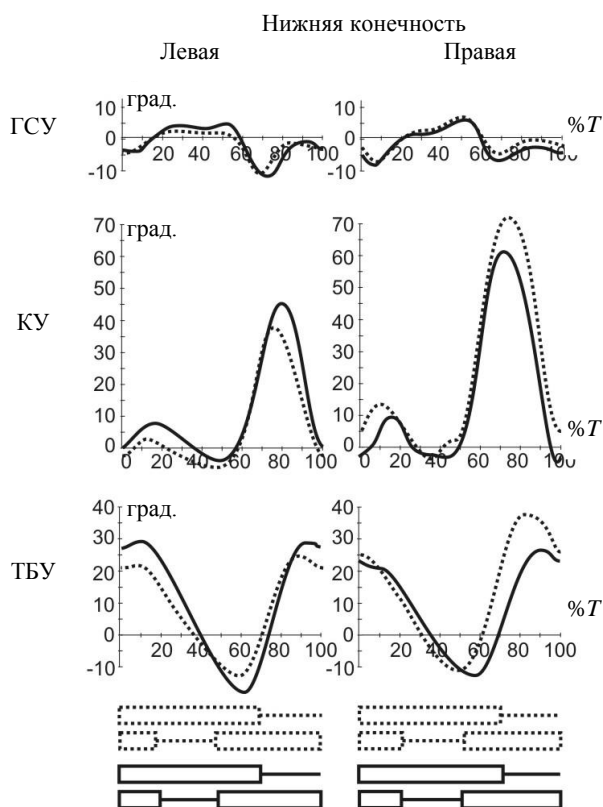


Рис. 5. Угловые перемещения в суставах нижних конечностей у пациентки Т. до и после курса функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе. Пунктирная линия – угловые перемещения до курса функциональной электрической стимуляции, сплошная линия – угловые перемещения после курса функциональной электрической стимуляции. Остальные обозначения те же, что и на рис. 2

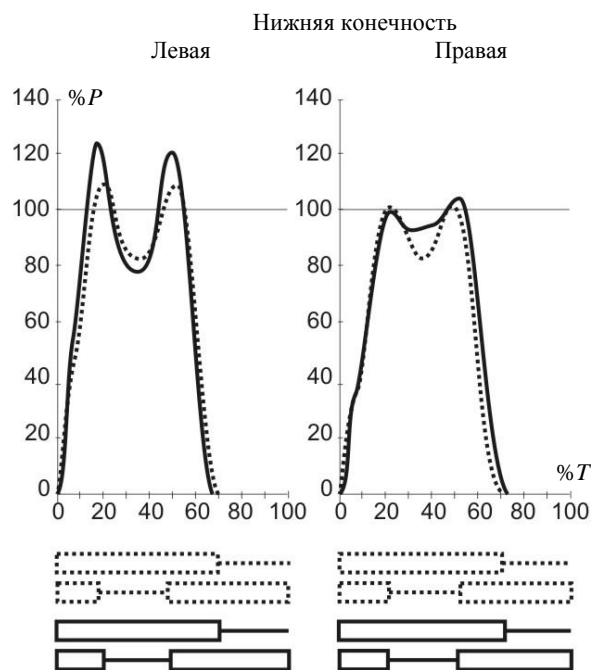


Рис. 6. Вертикальная составляющая опорной реакции R_z у пациентки Т. до и после курса функциональной электрической стимуляции мышц. Пунктирная линия – вертикальная составляющая R_z до курса функциональной электрической стимуляции, сплошная линия – вертикальная составляющая после курса функциональной электрической стимуляции. Остальные обозначения те же, что и на рис. 3

Обсуждение результатов

В настоящее время уже не вызывает сомнения тот факт, что пациентам с рассеянным склерозом необходима двигательная реабилитация. Тем не менее данные разных авторов по этому вопросу весьма противоречивы. Особенно это касается вопроса применения функциональной электрической стимуляции мышц у данного контингента больных. С нашей точки зрения, наибольшие разногласия возникают по следующим вопросам:

- какое количество коррекционных воздействий можно считать оптимальным для больных рассеянным склерозом;
- какие мышцы должны быть объектами коррекционных воздействий;
- насколько актуальна точность временной программы функциональной электрической стимуляции у больных рассеянным склерозом;
- какие условия необходимы для организации правильного режима функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе;
- какой результат функциональной электрической стимуляции мышц можно считать положительным?

Как видно из полученных данных по 9 пациентам рассеянным склерозом, в зависимости от выраженности и локализации поражения у больных данной патологией может успешно применяться многоканальная электрической стимуляции мышц.

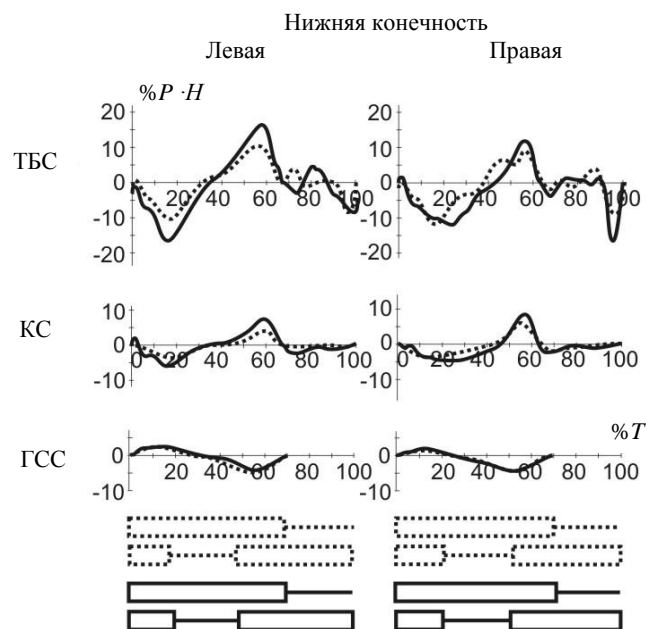


Рис. 7. Моменты мышечных сил в суставах нижних конечностей до и после курса функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе у пациентки Т. Пунктирная линия – моменты мышечных сил до курса функциональной электрической стимуляции мышц, сплошная линия – моменты мышечных сил после курса функциональной электрической стимуляции мышц. Остальные обозначения – те же, что и на рис. 4

Одноканальная коррекция может использоваться у пациентов с незначительным поражением. Как было отмечено выше, у большинства больных рассеянным склерозом отмечается ослабление тыльного сгибания в голеностопном суставе, что требует электрической стимуляции передней большеберцовой мышцы [2; 3; 15; 16; 19; 20; 22; 26–28].

Однако у этих же пациентов часто наблюдается рекурвация в коленном суставе (переразгибание в коленном суставе), что требует коррекции сгибания в коленном суставе посредством электрической стимуляции полусухожильной мышцы и двуглавой мышцы бедра в опорную фазу шага. Как показали наши многочисленные исследования, у большинства больных рассеянным склерозом отмечается выраженное ослабление большой и средней ягодичных мышц даже при незначительной степени заболевания. Таков далеко не полный перечень мышц, которые необходимо подвергать коррекции.

Решение о выборе корректируемых движений и стимулируемых мышц, а также о количестве коррекционных воздействий, принимается специалистами отделения неврологии МОНКИ на основании клинического осмотра и исследования ЭМГ-профиля мышц больного при ходьбе.

Наиболее важный вопрос касается точности временной программы функциональной электрической стимуляции. Как уже было сказано выше, мышцы должны стимулироваться только в фазу М (в зоне максимальной активности) двигательного цикла, т.е. в фазу наибольшего возбуждения мышц при обычном стереотипе нормальной ходьбы по горизонтальной поверхности [4–6; 13].

В электростимуляторе «МБН-Стимул» временная программа электрической стимуляции задается с помощью биомеханических параметров, позволяющих постоянно измерять длительность локомоторного цикла.

Фазы стимуляции программируются внутри двигательного цикла в соответствии с ранее установленным процентным значением электромиографического профиля, под которым подразумевается расположение основной волны активности мышцы на протяжении двигательного цикла.

Как уже было упомянуто, при применении функциональной электрической стимуляции ряд авторов предполагает формальный подход к определению временной программы функциональной электрической стимуляции. В частности, когда речь идет о тыльном сгибании в голеностопном суставе в переносную фазу, то авторы применяют электрическую стимуляцию передней большеберцовой мышцы не в ограниченный период локомоторного цикла ($55\% < T < 80\%$), а в течение всей переносной фазы [14; 15; 20; 22; 27; 28].

Второй проблемой у некоторых исследователей является применение для синхронизации датчиков в голеностопном суставе. Применение датчиков голеностопного сустава, с нашей точки зрения, нецелесообразно, так как движения в голеностопном суставе очень вари-

тивны; у ряда пациентов тыльное сгибание отсутствует, а именно коррекция тыльного сгибания в голеностопном суставе необходима в первую очередь таким больным. Следовательно, подавляющее большинство шагов при электрической стимуляции передней большеберцовой мышцы осуществляется в неадекватную фазу, что резко увеличивает сроки реабилитации [14; 15].

Помимо этого, в ряде случаев электрической стимуляции, когда стоит задача плавного опускания стопы на опорную поверхность, электрическую стимуляцию передней большеберцовой мышцы целесообразно проводить с конца переносной фазы – от 85 % предыдущего цикла до 10 % следующего цикла [4–6; 13].

Особый интерес вызывает вопрос о количестве сеансов. Как указывают некоторые авторы, улучшение ходьбы отмечается через 20 недель тренировки, и это улучшение весьма незначительное [14; 15; 19; 23; 25–28]. Можно полагать, что незначительное улучшение объясняется, во-первых, неточностью временной программы электрической стимуляции, во-вторых, проведением электрической стимуляции самим больным в домашних условиях, в-третьих, одноканальным вариантом стимуляции, наконец, в-четвертых, быстрой утомляемостью больных рассеянным склерозом.

С нашей точки зрения, первые положительные результаты применения функциональной электрической стимуляции мышц у пациентов с рассеянным склерозом объясняются несколькими причинами: тщательным отбором больных, детальным биомеханическим обследованием до проведения курса функциональной электрической стимуляции с целью выявления дефицита мышечной функции отдельных мышц, применением многоканальной, а не одноканальной функциональной электрической стимуляции мышц, незначительной амплитудой сокращения, а самое главное, адекватной временной программой функциональной электрической стимуляции, т.е. четким соответствием фазы электрической стимуляции с зоной максимального возбуждения и сокращения мышц (с зоной М). В связи с повышенной утомляемостью больных рассеянным склерозом нам представляется целесообразным проводить курсы функциональной электрической стимуляции мышц несколько раз в год, но с небольшим количеством сеансов.

После курса функциональной электрической стимуляции все 9 пациентов рассеянным склерозом отмечают

значительное улучшение ходьбы, а именно уменьшение утомления при ходьбе, возможность пройти большее расстояние, снижение риска падения, повышение устойчивости, возрастание скорости передвижения.

Наши дальнейшие исследования будут направлены на изучение возможности проведения функциональной электрической стимуляции у более тяжелых пациентов с рассеянным склерозом, а также на возможности сочетания функциональной электрической стимуляции с другими методами реабилитации, в частности, с тренировкой ходьбы в экзоскелете, с традиционными методами лечебной физической культуры, с ритмическими упражнениями на велоэргометре.

Заключение

1. Ходьбе пациентов с рассеянным склерозом присущи следующие особенности: снижение средней скорости передвижения, темпа и длины шага, высокая вариативность походки, выраженная неустойчивость при ходьбе, снижение величины угловых перемещений в суставах нижних конечностей, отсутствие подгибания в кривой коленного угла.

2. В связи с повышенной утомляемостью больных рассеянным склерозом электрическая стимуляция мышц должна проходить у данного контингента в щадящем режиме, что предполагает уменьшение количества сеансов, небольшую интенсивность сокращения, снижение количества коррекционных воздействий до 4, уменьшение длительности сеанса до 15 минут, наличие перерывов во время тренировки.

3. В результате курса электростимуляционной тренировки отмечается существенное улучшение биомеханической структуры ходьбы, а именно повышение скорости передвижения, темпа и длины шага, возрастание устойчивости, появление подгибания в кривых коленного угла на обеих ногах, практическое исчезновение рекурвации в коленном суставе, увеличение основного сгибания коленного сустава, значительное возрастание моментов мышечных сил в суставах нижних конечностей. Продолжение исследований в этом направлении очень перспективно в медицине для оценки структуры, состояния и жизнеспособности тканей, а также для определения интенсивности происходящих в них патофизиологических процессов.

Список литературы

1. Батышева Т.Т., Бойко А.Н., Русина Л.Р., Скворцов Д.В. Функциональная двигательная симптоматика рассеянного склероза по данным биомеханического исследования // Медицинская реабилитация пациентов с патологией опорно-двигательной и нервной систем: материалы VII гор. научно-практич. конф. – М., 2006. – С. 243–245.
2. Бойко А.Н., Гусева М.Е., Сиверцева С.Р., Батышева Т.Т. Жизнь рассеянным склерозом: руководство для пациентов, их семей и медицинских работников. – М.: Практическая медицина, 2019. – 376 с.
3. Бойко А.Н., Овчаров В.В., Петров А.В. [и др.]. Лечебная физкультура для больных рассеянным склерозом: методическое руководство. – М.: Реал Тайм, 2013. – 88 с.
4. Витензон А.С., Миронов Е.М., Петрушанская К.А., Скоблин А.А. Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе. – М.: Зеркало, 1999. – 504 с.

5. Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией. – М.: Научно-медицинская фирма «МБН», 2003. – 448 с.
6. Витензон А.С., Петрушанская К.А. Концепция развития метода и средств искусственной коррекции движений посредством электрической стимуляции мышц // Медико-социальная экспертиза и реабилитация. – 2004. – № 1. – С. 29–33.
7. Гриценко Г.П. Методы исследования ходьбы человека // Реабилитация инвалидов с культей бедра посредством программируемой электростимуляции мышц при ходьбе / под ред. А.С. Витензона, А.М. Иванова, Г.П. Гриценко, К.А. Петрушанской. – М.: Зеркало-М, 2001. – С. 9–32.
8. Дорохов А.Д., Шкильнюк Г.Г., Цветкова Т.А., Столяров И.Д. Особенности нарушений ходьбы при рассеянном склерозе // Практическая медицина. – 2019. – Т. 17, № 7. – С. 28–32.
9. Климов Ю.А., Бойко А.Н., Попова Н.Ф. Аппаратные методы реабилитации двигательных нарушений у больных рассеянным склерозом // Журнал неврологии и психиатрии. – 2011. – Т. 11, вып. 2. – С. 82–87.
10. Котов С.В., Лиждвой В.Ю., Секирин А.Б., Петрушанская К.А., Письменная Е.В. Эффективность применения экзоскелета EchoAtlet для восстановления функции ходьбы у больных рассеянным склерозом // Журнал неврологии и психиатрии. – 2017. – Т. 10, вып. 2. – С. 41–46.
11. Котов С.В., Петрушанская К.А., Лиждвой В.Ю., Письменная Е.В., Секирин А.Б., Сутченков И.А. Клинико-физиологическое обоснование применения экзоскелета «ЭкзоАтлет» при ходьбе больных рассеянным склерозом // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 2. – С. 125–142.
12. Литвинова Н.Ю., Белова А.Н., Шейко Г.Е. [и др.]. Физическая реабилитация больных рассеянным склерозом // Лечебная физкультура и спортивная медицина. – 2019. – № 1. – С. 40–51.
13. Петрушанская К.А. Нейрофизиологическое обоснование фазовой электрической стимуляции мышц при патологической ходьбе // Материалы Российской научно-практической конференции «Современное состояние протезно-ортопедической помощи населению Российской Федерации и перспективы развития». – М., 2004. – С. 35–38.
14. Barrett C.L., Mann G.E., Taylor P.N., Strike P.A. A randomized trial to investigate the effects of functional electrical stimulation and the therapeutic exercise on walking performance for people with multiple sclerosis // Multiple Sclerosis. – 2009. – Vol. 15. – P. 493–504.
15. Bulley C., Mercer T.N., Hooper J.E. [et al.]. Experiences of functional electrical stimulation (FES) and ankle foot orthoses (AFOs) for foot drop in people with multiple sclerosis // Disability and Rehabilitation. Assist. Technology. – 2015. – Vol. 10. – P. 458–467.
16. Chang Y.J., His M.J., Chan S.M. [et al.]. Decreased central fatigue in multiple sclerosis patients after 8 weeks of surface functional electrical stimulation // Journal of Rehabilitation Research and Development. – 2011. – Vol. 48. – P. 555–564.
17. Comber L., Galvin R., Coote S. Gait deficits in people with multiple sclerosis. A systematic review and meta-analysis // Gait and Posture. – 2017. – Vol. 51, no. 4. – P. 25–35. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.09.026
18. Crenshaw S.J., Royer T.D., Richards J.G., Hudson D.J. Gait variabilities in people with multiple sclerosis // Multiple Sclerosis. – 2016. – Vol. 12. – P. 613–619.
19. Dapul G., Bethhouse F. Functional electrical stimulation for drop foot in multiple sclerosis // US Neurology. – 2015. – P. 10–18.
20. Downing A., Wan Ryn D., Fecko A. [et al.]. A two-week trial of functional electrical stimulation positively effects gait function and quality of life in people with multiple sclerosis. // International Journal of MS Care. – 2014. – Vol. 16. – P. 146–152.
21. Heine M., Van de Port I., Rietberg M.B. [et al.]. Exercise therapy for fatigue in multiple sclerosis // Cochrane Database Syst. Rev. – 2015. – Vol. 9. – Article no. CD009956.
22. Miller L., McFayden A., Lord A. [et al.]. Functional electrical stimulation for drop foot in multiple sclerosis. A systematic review and meta-analysis of the effects on gait speed // Achieves of Physical Medicine and Rehabilitation. – 2017. – Vol. 98. – P. 1435–1452.
23. Paul L., Rafferty D., Young S., Miller L., Mattison P., McFayden A. The effect of functional electrical stimulation on the physiological cost of gait in people with multiple sclerosis // Multiple Sclerosis. – 2008. – Vol. 14. – P. 954–961.
24. Scott S.M., Van der Linden M.L., Hooper J.E. [et al.]. Quantification of gait kinematics and walking ability of people with multiple sclerosis. Who are new users of functional electrical stimulation // Journal of Rehabilitation Medicine. – 2013. – Vol. 45, no. 4. – P. 364–369.
25. Souza A., Helechro A., Cooper R. [et al.]. Multiple sclerosis and mobility-related assistive technology: systematic review of literature // J. Rehab. and Res. Dev. – 2010. – Vol. 47. – P. 2013–2024.
26. Stein R.B., Everaert D., Thompson A.K. [et al.]. Long-term therapeutic and orthotic effects of a foot drop stimulation on walking performance in progressive and non-progressive neurological disorders. // Neurorehabilitation and Neural Repair. – 2010. – Vol. 24, no. 2. – P. 152–167.
27. Street T., Taylor P.N., Swain I. Effectiveness of functional electrical stimulation on walking speed, functional category and clinically meaningful changes for patients with multiple sclerosis // Achieves of Physical Medicine and Neurorehabilitation. – 2015. – Vol. 96, no. 4. – P. 667–672.
28. Taylor P., Barrett C., Mann G., Wareham W., Swain I. A feasibility study to investigate the effect of functional electrical stimulation and physical therapy exercise on the quality of gait of people with multiple sclerosis. FES for dropped foot and hip stability in multiple sclerosis // Neuromodulation. – 2014. – Vol. 17, no. 1. – P. 75–84.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

FIRST RESULTS OF APPLYING ELECTRICAL STIMULATION OF MUSCLES DURING WALKING IN PATIENTS WITH MULTIPLE SCLEROSIS

Petrushanskaya K.A., Kotov S.V., Lizhdvoi V.Yu.

Moscow Regional Research Clinical Institute Named after M.F. Vladimirsky, Moscow, Russia

ARTICLE INFO

Received: 11 November 2021
Approved: 29 March 2022
Accepted for publication: 17 June 2022

Keywords:

multiple sclerosis, biomechanical structure of walking, functional electrical stimulation of muscles.

ABSTRACT

On the basis of a course of functional electrical stimulation (FES) in 9 patients with multiple sclerosis (MS), the authors revealed peculiarities of the method of artificial correction of movements in this cohort of patients. The authors found that the main features of the FES method, characteristic of other diseases, also remain in patients with MS. However, these patients have specific requirements for the method application, connected with their increased fatigability. Authors suppose, that the following peculiarities may be assumed as the specific ones: short duration of the session (no more than 20 minutes), small number of sessions (8–9), modest quantity of the correctional influences (no more than 4 muscles), low intensity of contraction; session termination with the appearance of minimal fatigue; necessity of complete rest for 1.5 hours before and after the session of FES. Following 76 sessions of FES in 9 patients with MS, the authors revealed the main correctional influences, necessary for this cohort of patients, peculiarities of the temporal and amplitude programs of FES, advantages of multichannel FES over the traditional single-channel FES, usually applied in patients with MS. The example of a certain patient helped the authors to find out, that as long as these conditions can be ensured, considerable improvement of the biomechanical structure of walking is observed in this patient only after 6–7 sessions of FES. This is revealed in a remarkable increase of the mean walking velocity, cadence and double step length, in the growth of stability, the diminution of the temporal, kinematic and dynamic asymmetry, in a decrease of recurvation at the knee joint, in an increase of flexion angle at the knee and hip joints, in the appearance of a new element in the curve of knee angle – flexion at the knee joint in the stance phase, in a remarkable strengthening of heel-strike and push-off of the vertical component R_z of the ground reaction force.

© PNRPU