



УДК 531/534: [57+61]

ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОБОСНОВАНИЯ МЕТОДА ИСКУССТВЕННОЙ КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЙ ПОСРЕДСТВОМ ПРОГРАММИРУЕМОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ МЫШЦ ПРИ ХОДЬБЕ

А.С. Витензон, К.А. Петрушанская

Федеральное бюро медико-социальной экспертизы Министерства здравоохранения и социального развития РФ, Россия, 127486, Москва, ул. Ивана Сусанина, 3, e-mail: fgufbmsebiomech@rambler.ru

Аннотация. В статье даны физиологические обоснования впервые разработанного в отечественной медицине метода искусственной коррекции движений посредством электрической стимуляции мышц. Рассмотрены следующие аспекты: 1) идеология метода – фазовая электрическая стимуляция мышц в двигательном цикле в интервалах их наибольшего возбуждения и сокращения; 2) основные функции искусственной коррекции движений (терапевтическая, диагностическая, прогностическая); 3) концепция дефицита мышечной функции при патологической ходьбе; 4) гипотеза образования нового двигательного навыка под влиянием фазовой электрической стимуляции; 5) физиологические обоснования основных технологических операций при проведении метода искусственной коррекции движений (выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц, определение амплитудной и временной программ электрической стимуляции, установление режимов электрической стимуляции при ходьбе). В заключение подчеркнута высокая эффективность метода искусственной коррекции движений для реабилитации большого контингента больных с нарушениями опорно-двигательных функций.

Ключевые слова: искусственная коррекция движений, электрическая стимуляция мышц, дефицит мышечной функции, зоны активности мышц.

ВВЕДЕНИЕ

В последние десятилетия метод искусственного управления или коррекции движений находит всё большее распространение в клинической практике, охватывая всё новые области медицины.

Одновременно делаются попытки теоретического осмысления этого метода. Так, в обзорной статье *J. Massion* (1992) [26] прослеживается достаточно сложный путь от изучения естественной локомоции животных к искусственному управлению патологической ходьбой человека. Такая попытка представляется авторам весьма своевременной, поскольку теоретические аспекты искусственной коррекции движений всё ещё недостаточно разработаны, несмотря на целый ряд блестящих физиологических экспериментов, выполненных на животных [2, 3, 20, 23, 29] и человеке [5, 18, 22].

В данной статье сделана попытка проанализировать основные физиологические и биомеханические закономерности, которые явились обоснованиями для построения метода искусственной коррекции движений посредством электростимуляции мышц.

ИДЕОЛОГИЯ МЕТОДА ИСКУССТВЕННОЙ КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЙ

В настоящее время достоверно известно, что при ходьбе человека действует центральная иннервационная программа [6, 27, 28]. В основе этой программы, несмотря на многоуровневый характер управления, как у животных, так и, вероятно, у человека, лежит деятельность относительно автономного интраспинального механизма шагательных движений, который задаёт циклическую последовательность работы мышц [3, 20, 22].

Так, путём внесения кратковременных возмущений в биомеханическую структуру ходьбы с одновременной регистрацией ответных изменений электрической активности были установлены следующие факты [30]:

- в иннервационной программе каждой мышцы при ходьбе следует различать период торможения, когда афферентные воздействия не могут реализоваться, и период возбуждения, когда они способны проявиться; при этом в периоде возбуждения можно выделить две зоны М и У, характеризующие регулярную волну максимальной активности и нерегулярную волну умеренной активности (рис. 1);
- устойчивость максимальной активности в зоне М определяется, по-видимому, совокупным действием генератора локомоторных движений, циклических супраспинальных влияний (распространяющихся по рубро-, ретикуло-, вестибуло-спинальным путям) и различной, прежде всего, проприорецептивной афферентацией от конечности; усиление активности в зоне У зависит от афферентных воздействий;
- афферентные факторы при ходьбе могут изменять начало, длительность и степень активации мышц, а также трансформировать и самый рисунок электрической активности, смещая её максимум из одной фазы в другую (обычно из зоны М в зону У); эти изменения возможны лишь в пределах запрограммированного периода возбуждения.

Полученные данные имеют существенное значение не только для анализа нормального и патологического ЭМГ-профиля мышц при ходьбе, но и для базисного определения временных программ фазовой электростимуляции мышц.

Данная программа в двигательном акте должна осуществляться только в зоне М, что соответствует нормальному иннервационному стереотипу локомоции, тогда как возросшая активность в зоне У является результатом подстройки нервных процессов к патобиомеханическим условиям ходьбы.

Следовательно, электростимуляция мышц в зоне У будет лишь способствовать закреплению патологического стереотипа движений.

Таким образом, основополагающим принципом искусственной коррекции движений является полное и точное соответствие естественной и искусственной программ работы мышц в двигательном акте.

Поэтому искусственная коррекция движений представляет собой разновидность фазовой электростимуляции мышц:

- фазовая электростимуляция мышц обеспечивает биомеханическую целесообразность искусственной коррекции движений, поскольку не нарушает обычную программу ходьбы, а лишь исправляет те её элементы, которые оказались ослабленными в результате дефицита функции отдельных мышц;
- этот вид электростимуляции мышц позволяет получить плавность результирующего движения благодаря наложению синхронного сокращения двигательных единиц, вызванного электрическим стимулом, на их естественную асинхронную деятельность;

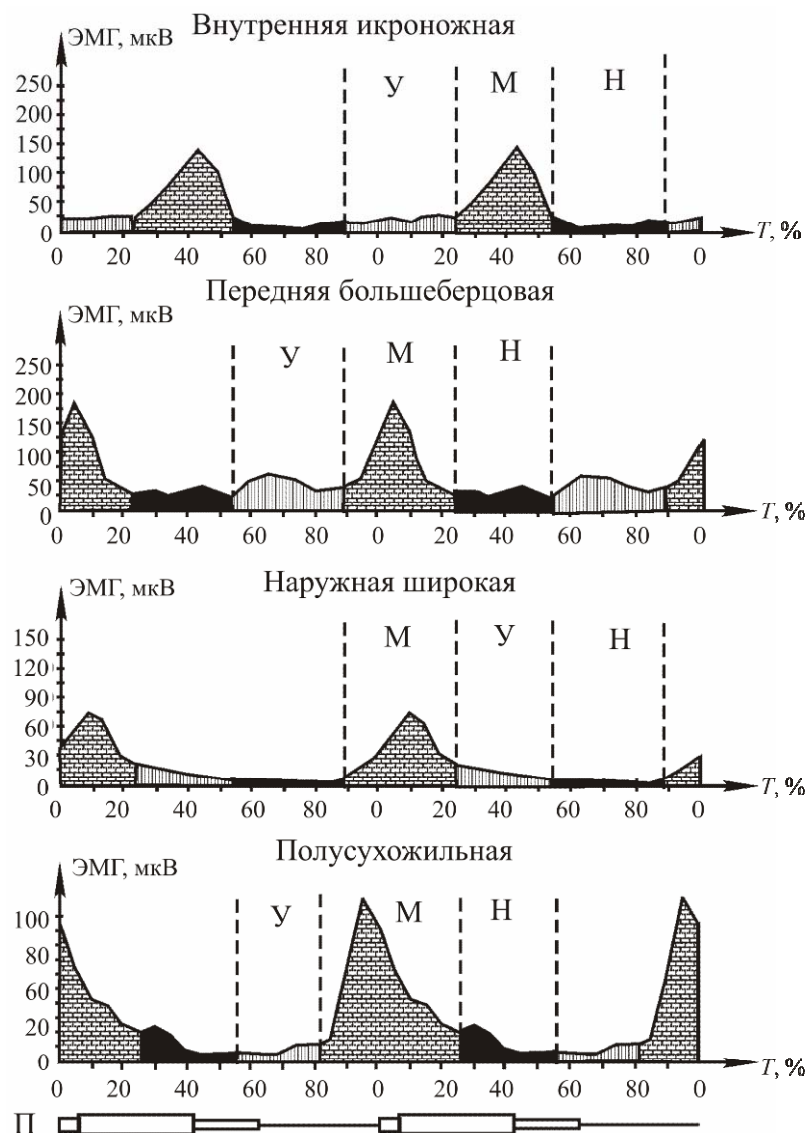


Рис. 1. Зоны электрической активности мышц в течение локомоторного цикла: М – максимальная активность, У – умеренная активность, Н – низкоамплитудная активность, П – подпрограмма

- при такой электростимуляции создаётся возможность непосредственной коррекции двигательных, в частности локомоторных центров, так как в фазы активности мышц эти центры становятся восприимчивыми («открываются») для афферентных влияний, которые сопровождают электростимуляцию и вызванное ею движение [3].

Для искусственного управления работой мышц также существенно взаимодействие супраспинальных и афферентных факторов с интраспинальной программой ходьбы. Упомянутые факторы оказывают влияние на ходьбу с обязательным учётом программы мышечных возбуждений в течение локомоторного цикла.

Однако характер этих воздействий зависит от условий протекания локомоции. При повышении темпа ходьбы изменение амплитуды электрической активности мышц, то есть числа активированных альфа-мотонейронов спинного мозга, является прерогативой супраспинального управления. При постоянном темпе, но изменяющейся нагрузке на мышцы, что может быть связано с варьированием позовых характеристик тела человека при ходьбе, афферентные факторы также влияют на амплитуду электрической активности мышц [5].

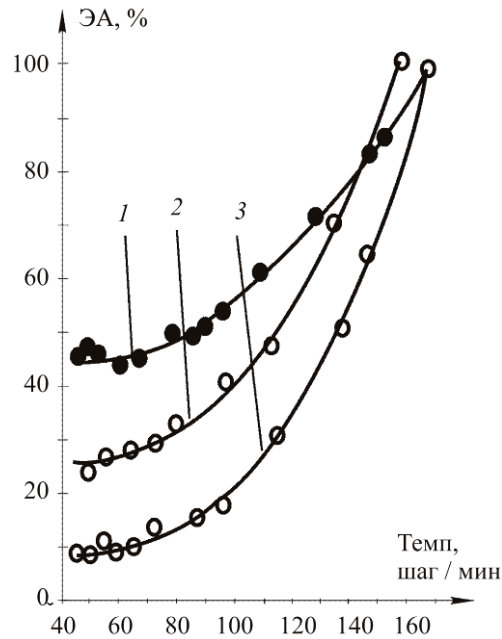


Рис. 2. Зависимость средней электрической активности мышц нижней конечности от темпа ходьбы: 1 – камбаловидная мышца, 2 – наружная широкая мышца, 3 – прямая мышца бедра. На оси ординат – средняя электрическая активность (ЭА) мышц за цикл в процентах (за 100% принята активность при максимальном темпе), на оси абсцисс – темп (шаг / мин)

Известное представление о вкладе супраспинальных и афферентных влияний в возбуждение спинальных мотонейронов даёт уравнение $F(v) = av^2 + b$, описывающее зависимость средней электрической активности мышц в течение цикла $F(v)$ от темпа или скорости v ходьбы (рис. 2).

Коэффициент a , характеризующий крутизну возрастания электрической активности при повышении темпа ходьбы, отражает увеличение мощности супраспинальных влияний, тогда как коэффициент b определяет исходный уровень активности, в основном зависящий от нагрузки на мышцы, т.е. от интенсивности афферентных влияний. Обращает на себя внимание тот факт, что при ходьбе в норме значение коэффициента a для разных мышц примерно одинаково, в то время как величина коэффициента b сильно различается [8].

Этот факт, как кажется авторам, демонстрирует важную нейрофизиологическую закономерность ходьбы: супраспинальное управление работой мышц по темпу имеет для всех мышечных групп общий неиндивидуализированный характер, тогда как афферентное управление работой мышц, отражая нагрузку, которую они несут, является сугубо индивидуальным.

Из этой закономерности следует ряд заключений, имеющих существенное значение для понимания процессов, происходящих при патологической ходьбе.

1. Все возможные компенсации и коррекции двигательных нарушений при ходьбе достигаются, как правило, путём изменения позовых характеристик тела человека, иначе говоря, путём повышения той доли активности, которую отражает коэффициент b .
2. Применение искусственной системы управления работой мышц позволяет получить такой же биомеханический эффект без изменения позы посредством добавочного сокращения мышц, вызванного их электростимуляцией. Единственное ограничение метода искусственной коррекции движений состоит в том, что используется всегда медленный или средний темп ходьбы, при котором остаётся резервная способность мышц к возбуждению и сокращению.

Причём, в отличие от естественного управления, усиление работы мышц посредством электростимуляции может быть достигнуто независимо от существующей биомеханической ситуации (скорости ходьбы, рельефа местности и т.п.), к которой обычно привязана деятельность центральной нервной системы и мышц. Кроме того, это усиление работы мышц имеет строго избирательный и лимитированный характер, поскольку оно должно обеспечить только коррекцию неправильно выполняемых движений. Поэтому такой способ исправления движения является для больных менее утомительным и легче воспроизводимым.

ФУНКЦИИ МЕТОДА ИСКУССТВЕННОЙ КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЙ

Искусственная коррекция движений при ходьбе выполняет три важные функции: терапевтическую, диагностическую и прогностическую. Главная – терапевтическая функция – заключается в улучшении функционального состояния мышц, в коррекции неправильно выполняемых движений, выработке и поддержании навыка ходьбы, приближающегося к норме.

Основным показанием к назначению искусственной коррекции движений является дефицит мышечной функции, приводящий к нарушению биомеханической структуры ходьбы.

Различают относительный и абсолютный дефицит мышечной функции. Первый наблюдается, главным образом, при ортопедических заболеваниях, второй – преимущественно при нервных болезнях и травмах.

Относительный дефицит мышечной функции по своей природе является функциональным: он связан с недостаточным поступлением в центральную нервную систему возбуждающих импульсов от мышечных, суставных и других рецепторов конечностей, что приводит к ослаблению рефлекторной деятельности двигательных центров. Причиной относительного дефицита мышечной функции является уменьшение биомеханической функции мышц в двигательном акте либо вследствие её замещения внешним устройством (ортезом, протезом, дополнительной опорой), либо в результате перераспределения работы между мышцами разных сегментов одной или обеих нижних конечностей.

Абсолютный дефицит мышечной функции всегда имеет органический характер, так как обусловлен повреждением нервно-мышечных структур и выявляется при вялых и спастических парезах (параличах), а также при поражении мышц.

Проявления относительного и абсолютного дефицита мышечной функции в двигательном акте неодинаковы. При относительном дефиците мышечной функции ограничение афферентного притока в центральную нервную систему сказывается преимущественно на максимальных значениях электрической активности в цикле ходьбы, то есть в фазах наибольших мышечных усилий (в зоне М), тогда как при абсолютном дефиците мышечной функции уменьшение активности обнаруживается в течение всего локомоторного цикла.

Причиной такого дифференцированного изменения ЭМГ-профиля мышц, вероятно, является механизм сопряжения активности альфа- и гамма- мотонейронов [10], предполагающий их одновременное возбуждение в двигательном цикле. Поэтому уменьшение нагрузки на мышцу, приводя к ослаблению афферентационного максимума, должно рефлекторно вызывать также снижение эфферентной активности.

Концепция дефицита мышечной функции как основного критерия метода искусственной коррекции движений позволяет существенно расширить сферу его использования, распространив с группы чисто неврологических болезней, как это имеет место в зарубежных исследованиях, на большую часть заболеваний и поражений опорно-двигательного аппарата.

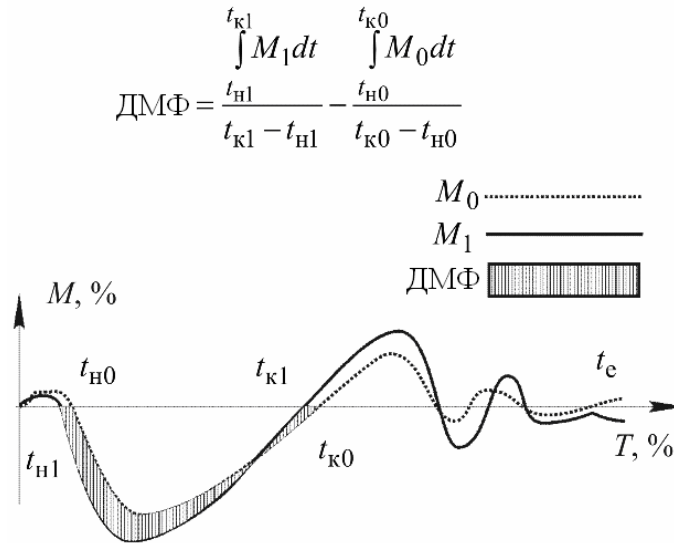


Рис. 3. Определение дефицита мышечной функции при ходьбе: M – суставные моменты, t_n , t_k – время начала и конца определения дефицита мышечной функции, 0 и 1 – индекс величин до и после коррекционного воздействия

Диагностическая функция заключается в определении дефицита мышечной функции при ходьбе, поскольку такая задача не всегда может быть решена с помощью клинических и даже инструментальных исследований.

О наличии дефицита мышечной функции следует говорить только в том случае, когда путём приложения добавочных мышечных сил, вызываемых электрической стимуляцией, удаётся устранить тот или иной дефект движения. При этом возникает возможность установить как степень дефицита мышечной функции, так и фазу его проявления в двигательном цикле. О степени дефицита мышечной функции судят по выраженности коррекционного эффекта, обусловленного оптимальным электрическим раздражением, а о фазе проявления дефицита мышечной функции – по тому интервалу локомоторного цикла, когда коррекция движений оказалась результативной.

Обе эти задачи позволяет решить разработанный авторами метод выявления дефицита мышечной функции путём сопоставления развёрток суставных моментов, вычисленных с помощью метода математического моделирования при обычной и скорректированной ходьбе [11] (рис. 3).

Методика определения дефицита мышечной функции при ходьбе базируется на следующей последовательности операций:

- получение развёртки суставных моментов в течение цикла или его фазы в основных сочленениях ноги без применения и с применением коррекционного воздействия;
- измерение приростов моментов со знаком «плюс» или «минус» за определённые фазы цикла (интервалы переднего и заднего толчка опорной реакции) путём сравнения средних моментов, соответствующих обычной и скорректированной ходьбе;
- определение дефицита функции стимулируемой группы мышц по приросту моментов в соответствии с фазой шага, если метод искусственной коррекции движений приводит к частичной или полной нормализации структуры ходьбы.

Методика определения дефицита мышечной функции позволяет уточнить характер корректирующего воздействия, значение параметров временной и амплитудной программ искусственной коррекции движений, а также эффективность проведённого курса электростимуляционной тренировки.

Наконец, прогностическая функция метода искусственной коррекции движений определяется по коррекционному эффекту, полученному при пробном сеансе тренировки. Положительный результат даёт основание для благоприятного прогноза.

ОБРАЗОВАНИЕ НОВОГО ДВИГАТЕЛЬНОГО НАВЫКА – ОСНОВНОЕ НАЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА ИСКУССТВЕННОЙ КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЙ

В течение многих лет область применения электростимуляции обычно ограничивалась рамками восстановления отдельного органа – мышцы человека. С помощью электростимуляции удавалось замедлить, а иногда и предотвратить атрофические процессы, развивающиеся в мышечной ткани при повреждении нервных структур или самих мышц, усилить кровообращение и обмен веществ и в итоге – улучшить возбудимость и сократительные свойства мышц. Однако эти позитивные изменения функции мышц не всегда приводили к реабилитации целостного двигательного акта.

Электростимуляция мышц в покое имела следующие ограничения:

- протекала в условиях, весьма далёких от реальных условий функционирования мышц;
- не требовала активного участия больного и, будучи никак не связанной с координацией двигательного акта, не могла непосредственно влиять ни на коррекцию, ни, тем более, на выработку нового двигательного стереотипа.

Значительным шагом вперёд явилось новое направление, возникшее в начале шестидесятых годов, – функциональная электрическая стимуляция. Сущность этого направления состоит в том, что электростимуляция используется как способ восстановления не отдельного органа – мышцы, а сложного двигательного акта. Эта главная черта метода функциональной электрической стимуляции определяет его основные особенности:

- электростимуляция включается в определённые фазы двигательного цикла, соответствующие фазам естественного возбуждения и сокращения мышц;
- в качестве объекта стимуляционного воздействия выступает не отдельная мышца, а конечности или туловище человека; при этом воздействие электрического тока, незначительное по мощности, вызывает освобождение мышечной энергии большой мощности;
- в результате усиления функции ослабленных мышц и коррекции нарушенных движений происходит формирование приближающегося к норме двигательного стереотипа.

По-видимому, фазовое соответствие искусственной и естественной программ возбуждения и сокращения мышц в течение локомоторного цикла содействует выработке нового стереотипа ходьбы, так как при этом не нарушается автоматизм ходьбы, а подчёркиваются те её элементы, которые в результате патологического процесса оказались ослабленными или даже полностью утраченными.

Действительно, полученные авторами данные указывают, что в результате курса искусственной коррекции движений нередко удаётся получить преобразованный двигательный навык с электромиографическим профилем, свойственным нормальной ходьбе.

Так, возникновение отчётливых максимумов в монотонной активности мышц паретичной нижней конечности при вялых и спастических параличах, на культе голени и бедра при ходьбе на протезах, усиление пиковой активности в паравертебральных мышцах при сколиозе, остеохондрозе и переломах позвоночника представляют собой яркие, но отнюдь не единичные примеры становления правильного навыка ходьбы

(в её электромиографическом аспекте) под влиянием фазовой электростимуляции мышц (рис. 4).

Каковы же гипотетические механизмы образования нового навыка под влиянием функциональной электрической стимуляции?

Под воздействием чрескожной электростимуляции возникает несколько афферентных потоков в центральной нервной системе. Следует отметить, что первоначальный афферентный поток связан с электростимуляцией. Распространяясь по чувствительным нервам в спинной и, вероятно, в головной мозг, он может создавать известную предраспорядку в состоянии различных центров, в том числе локомоторных. Вторичный афферентный поток, следующий за первоначальным с некоторой паузой, возникает от самих корректируемых движений; он адресуется уже непосредственно двигательным центрам спинного мозга, но осознаётся испытуемым, то есть доходит до уровня коры больших полушарий. По-видимому, на высших уровнях центральной нервной системы происходит взаимодействие этих афферентных потоков, что способствует образованию комплексного условного рефлекса. Под влиянием этого рефлекса в одних случаях происходит перераспределение супраспинальных воздействий к симметричным двигательным центрам (при односторонних поражениях нижних конечностей), а в других случаях отмечается фазовое усиление их активности. На этом фоне под влиянием текущей афферентации от рецепторов конечности (афферентов I_a , I_b , низкопороговых кожных и др.) формируется максимум возбуждения мышц в локомоторном цикле, т.е. приближающийся к норме ЭМГ-профиль мышц, иначе говоря, правильный навык ходьбы [14].

КОНЦЕПЦИЯ ТЕХНОЛОГИИ МЕТОДА ИСКУССТВЕННОЙ КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЙ

Реализация метода искусственной коррекции движений предусматривает пять основных операций:

- 1) выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц;
- 2) определение амплитудной программы электростимуляции мышц, то есть вида и параметров стимулирующих сигналов;
- 3) установление временной программы электростимуляции, то есть фаз стимуляции мышц в течение цикла и способа её задания;
- 4) выбор типа, формы и размеров электродов, а также их локализации на теле больного;
- 5) поиск адекватного режима электростимуляции мышц при ходьбе.

Выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц при ходьбе

Программа выбора мышц и движений основывается на трёх принципах: энергетическом – достижении наибольшего биомеханического эффекта при патологической ходьбе путём коррекции наименьшего числа движений; синдромологическом – использовании однозначных приёмов коррекции при сходном характере двигательных нарушений; динамическом – первоначальном восстановлении силовых компонентов ходьбы, а именно, мышц-разгибателей, и лишь в последующем улучшении функции мышц-сгибателей.

Последний принцип нуждается в пояснении и физиологическом обосновании. Согласно известным представлениям и данным литературы [7] мышцы-антагонисты нижних конечностей существенно различаются между собой в связи с выполняемыми ими локомоторными функциями.

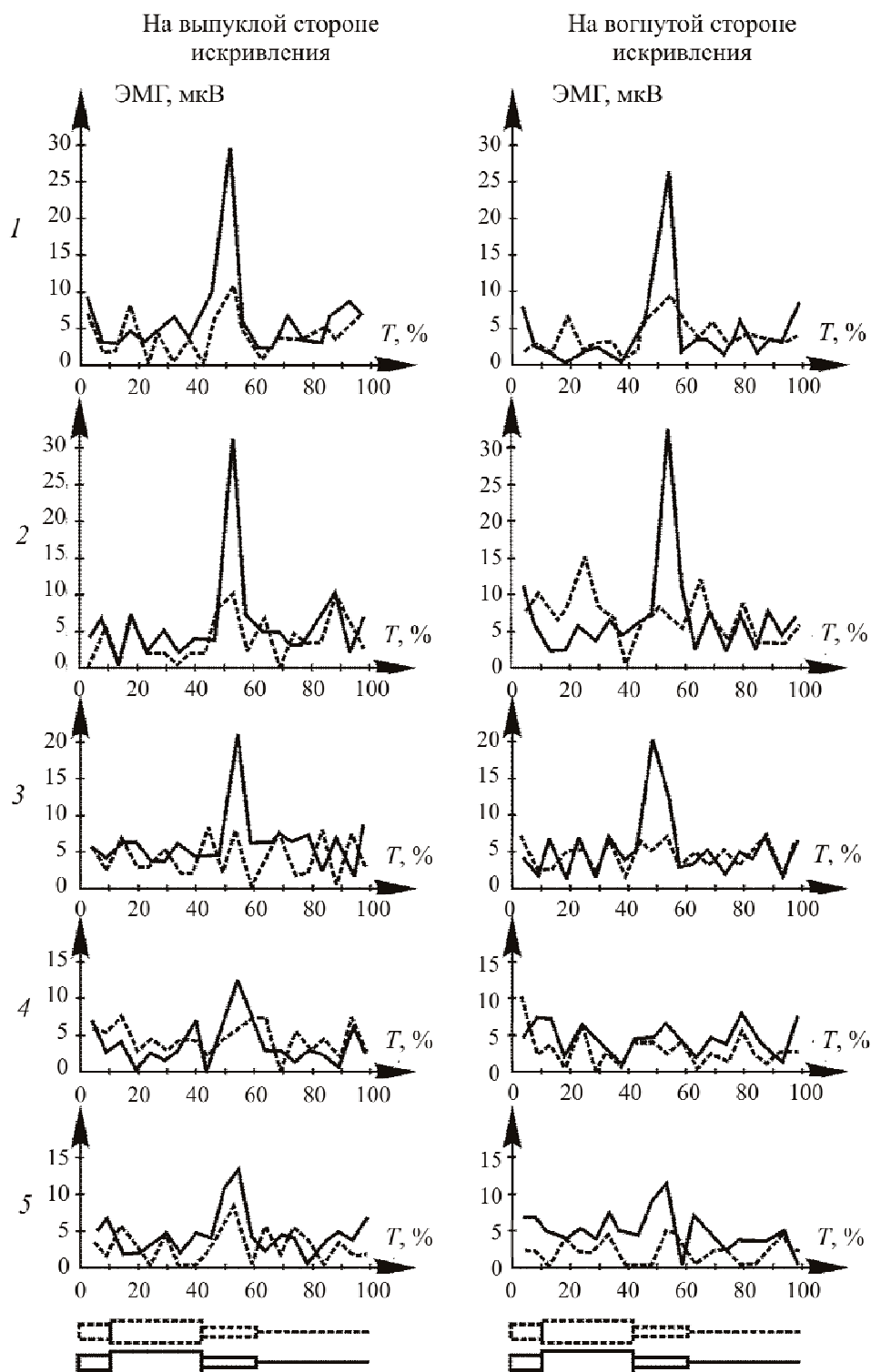


Рис. 4. Изменение ЭМГ-профиля крестцово-остистых мышц у разных больных сколиозом (1–5) до (пунктирная линия) и после (сплошная линия) курса искусственной коррекции движений. Под графиками даны подограммы

- Во-первых, по анатомическому строению. Мышцы-разгибатели, особенно односуставные, представляют собой мышцы с большим поперечником и, следовательно, способны развивать большую силу, которая прогрессирует у человека в возрастном аспекте. Наоборот, длинные и тонкие мышцы-сгибатели содействуют значительному перемещению сегментов конечности; филогенетически они образованы

из односуставных мышц, имеющих собственное кровообращение и иннервацию.

- Во-вторых, мышцы-разгибатели как у животного, так и у человека функционируют строго в опорную фазу шага (исключение составляют лишь отдельные двусуставные мышцы). Работа этих мышц в фазу опоры осуществляет силовое обеспечение локомоции в течение всего цикла. Активность мышц-сгибателей менее чётко сконцентрирована в цикле ходьбы, хотя при хорошо выработанном навыке возникает на границе опорной и переносной фаз шага.
- В третьих, мышцы-разгибатели создают перемещение общего центра масс, двигая тело как перевёрнутый маятник с точкой опоры в области голеностопного сустава (рис. 5) [13]. Мышцы – сгибатели преимущественно корректируют движения в переносную фазу шага. Причём эти движения подготовлены в основном предшествующей работой мышц-разгибателей в фазе опоры.

Таким образом, мышцы-разгибатели составляют силовую, а мышцы-сгибатели – коррекционную части локомоторной синергии. В соответствии с обозначенными локомоторными функциями мышцы-разгибатели имеют более жёсткую иннервационную программу ходьбы, а мышцы-сгибатели – более адаптивную. С учётом этих принципов основными объектами электростимуляции при патологической ходьбе по горизонтальной поверхности и по лестнице вверх должны быть мышцы-разгибатели тазобедренного и коленного суставов, а именно большая и средняя ягодичные, большая приводящая, четырёхглавая мышца бедра в первой половине или двух третях опорной фазы. При ходьбе по лестнице вниз помимо этих групп мышц необходимо также проводить стимуляцию трёхглавой мышцы голени, чтобы обеспечить жёсткое подошвенное сгибание при постановке стопы на нижестоящую ступеньку. В необходимых случаях, например при отвисании или эквинусе стопы, а также при слабости мышц-сгибателей голени электростимуляция упомянутых выше мышц должна сочетаться с искусственным сокращением передней большеберцовой мышцы, дистальных порций полусухожильной мышцы, двуглавой мышцы бедра и других сгибателей коленного и тазобедренного суставов в конце опорной и в первой половине переносной фазы.

Амплитудная программа электростимуляции мышц при ходьбе

Для электростимуляции мышц применяют в основном три вида электрических сигналов. Первый – синусоидальный с высокой несущей частотой порядка 2500–10000 Гц, модулированный более низкой частотой 25–100 Гц. Второй – последовательность импульсов напряжения или тока обычно прямоугольной формы, однофазных или бифазных, с частотой следования от 25 до 100 Гц. По данным электрофизиологических исследований, уже при частоте импульсов следования 25 Гц и выше наступает слитный тетанус: при этом тонические двигательные единицы требуют меньшей частоты стимуляции, чем фазические. Дальнейшее повышение частоты раздражения способствует лишь увеличению скорости сокращения мышц [16]. Короткая длительность импульса 20–300 мкс при амплитуде 30–60 В определяет его безболезненность [21].

Третий – биоэлектрическая активность мышцы, которая рассматривается как стимулирующий сигнал и используется в обработанном или натуральном виде [1].

Сравнительное исследование первых двух сигналов показывает преимущество импульсного стимулирующего сигнала перед синусоидальным сигналом, частотно-модулированным: возможность получения бóльшей силы сокращения мышцы в статическом режиме и меньшую утомляемость при динамической работе.

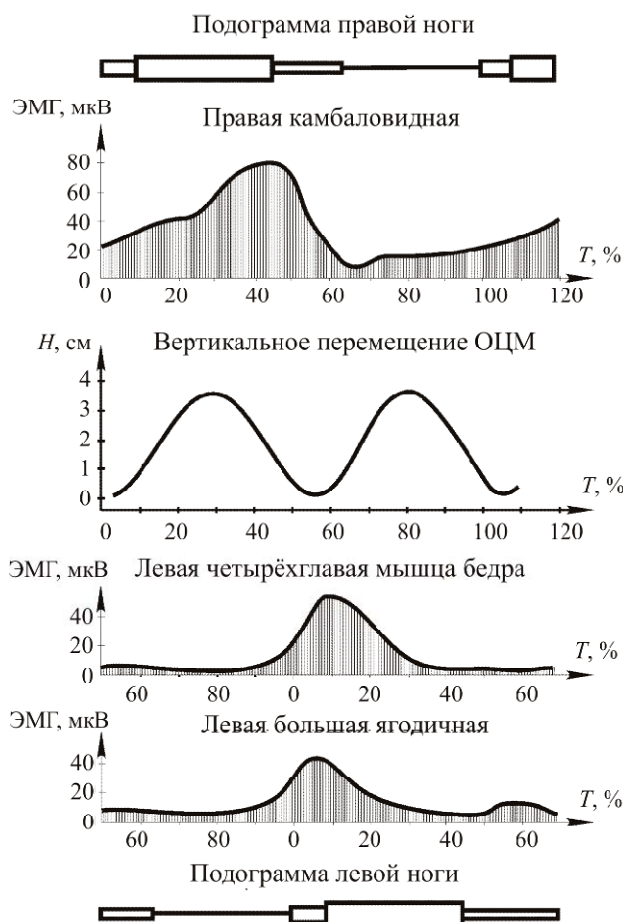


Рис. 5. Графики вертикальных перемещений общего центра масс тела человека (ОЦМ) и изменения электрической активности мышц-разгибателей нижних конечностей в течение цикла ходьбы

При использовании последовательности прямоугольных импульсов тока наибольший момент силы мышц наблюдался при применении импульсов малой длительности, но большой амплитуды.

Так, увеличение длительности до 1000 мкс снижает максимально возможный момент силы в среднем на 50% по сравнению с моментом силы, соответствующим малым длительностям (60–200 мкс). Кроме того, коротким импульсам на границе комфортной (безболезненной) зоны соответствует меньшее значение электрического разряда (произведение τI_{cp}), чем при более длительных импульсах. Далее было установлено, что для управления силой мышечного сокращения может быть использована как длительность импульсов, так и их амплитуда, тогда как применение частоты следования стимулирующих импульсов в качестве управляющего параметра уменьшает динамический диапазон изменения силы (рис. 6).

Что касается натуральной биоэлектрической активности, то её использование в качестве стимулирующего сигнала затруднено вследствие большой вариативности и значительного отличия её параметров (по частоте и длительности импульсов) от значений электрического сигнала, обеспечивающего эффективное и стабильное сокращение мышц.

По полученным данным, при различной патологии опорно-двигательного аппарата могут быть предложены следующие параметры прямоугольных электрических импульсов:

- амплитуда напряжения до 60 В (или сила тока до 250 мА);
- длительность импульса от 20 до 250 мкс;
- частота следования от 40 до 100 Гц (в среднем 60 Гц).

Временная программа электростимуляции мышц при ходьбе

Временная программа электростимуляции 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. При этом мышцы должны стимулироваться только в зоне М двигательного цикла, то есть в фазы наибольшего возбуждения при обычном стереотипе нормальной ходьбы.

Фазы возбуждения мышц в двигательном цикле могут быть выявлены с помощью электромиографических исследований: осреднённая электромиограмма, записанная одновременно с кинематическими параметрами, позволяет установить достаточно точно основные волны активности мышц [19].

Временная программа электростимуляции в течение двигательного цикла может быть задана двумя способами:

- с помощью искусственного генератора, определяющего режим и фазы воздействия на мышцы;
- с помощью биомеханических параметров, характеризующих движение человека.

В первом случае испытуемый должен приспосабливаться к временной программе, навязанной извне, что резко затрудняет процесс обучения, во втором – становится актуальным выбор выделения информации о фазах шага и ввода её в систему управления.

В свою очередь, второй способ может быть реализован в двух вариантах: один из них предполагает только задание начала и конца двигательного цикла, внутри которого программируется фаза стимуляции, другой – предусматривает более или менее жёсткую связь граничных точек фазы стимуляции с какими-либо характерными точками двигательного цикла.

Первый вариант является более общим, так как для своего осуществления требует только постоянного измерения двигательного цикла, тогда как фаза стимуляции остаётся какой-то его запрограммированной постоянной частью.

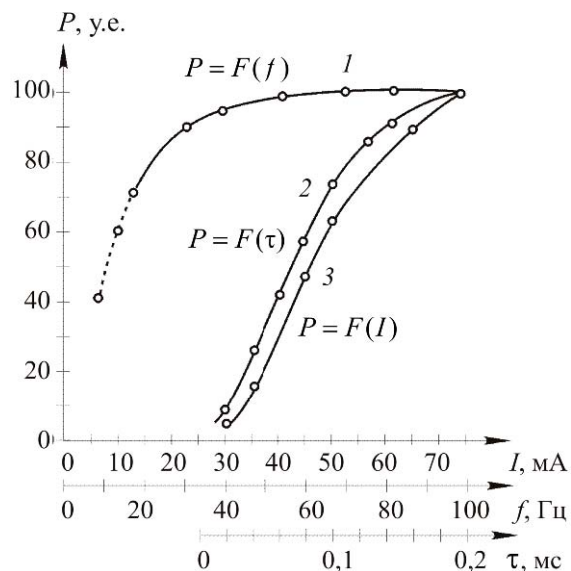


Рис. 6. Зависимость величины статического момента силы P (в процентах от максимума), развиваемого мышцами – разгибателями голени, от параметра сигнала в виде прямоугольных импульсов тока: 1 – частоты f (Гц), 2 – длительности τ (мс), 3 – амплитуды I (мА)

Приемлемость второго варианта определяется тем, насколько при разных темпах движения сохраняется положение данной фазы в цикле. При втором варианте необходимо соблюдение ряда условий: наличие характерных точек в цикле ходьбы, небольшие временные интервалы между этими точками и началом или концом фазы стимуляции, малая смещаемость точек по оси времени при изменении темпа движения [4].

В настоящее время при разработке систем искусственной коррекции движений используются оба варианта задания временной программы. Причём в качестве информативного параметра для первого, наиболее распространённого, варианта обычно служат подографические данные, измеряемые с помощью датчиков опоры, вмонтированных в стельку или подошву обуви, или угловые перемещения в суставах (коленном или тазобедренном), регистрируемые посредством гониометрических датчиков.

С целью разработки универсальной временной программы электростимуляции были осуществлены электромиографические исследования ходьбы десяти здоровых испытуемых в широком диапазоне темпов от 74 до 140 шаг / мин [9]. Все измерения были проведены путём отведения от мышц голени и бедра (передней большеберцовой, икроножной, четырёхглавой бедра, полусухожильной) электрической активности поверхностными электродами, её последующего усиления с помощью усилителя УБФ-4, преобразования натуральной электромиограммы в огибающую с постоянной времени 5 мс, с которой посредством аналогово-цифрового преобразователя считывали показания 200 раз в секунду.

Обработка экспериментальных данных была осуществлена с помощью персонального компьютера. Получены графики распределения электрической активности мышц (ЭМГ-профиль) при пяти различных темпах передвижения, установлены количественные зависимости длительности (τ) и амплитуды (A) основной волны электрической активности мышцы от длительности локомоторного цикла (рис. 7 и 8). Методом наименьших квадратов найдено алгебраическое выражение, описывающее эту зависимость.

В результате исследования выявлены следующие закономерности:

- основной иннервационный стереотип (ЭМГ-профиль мышц) сохраняется при разных темпах ходьбы, хотя при крайних из них возможно появление дополнительных волн активности, имеющих коррекционное значение;
- фазовая структура волн активности, то есть число дискретных фаз активности, равных 5% длительности цикла, остаётся постоянным при всех исследованных темпах ходьбы: в то же время при её ускорении отмечается сдвиг влево на одну дискретную фазу как начальной части, так и её максимума;
- изменение длительности волны активности (τ) находится в линейной зависимости от продолжительности локомоторного цикла (T) и может быть описано уравнением $\tau = 0,38T + 0,00044$ в диапазоне T от 0,83 до 1,68 с при среднеквадратическом отклонении данного представления, равном 0,00158 (рис. 9).

Из приведённых данных следует, что временная программа электростимуляции при разных темпах ходьбы может быть построена относительно просто:

- она должна соответствовать фазам, образующим волну активности мышц;
- число фаз активности, составляющих волну и, следовательно, фазу электростимуляции мышц, при всех темпах должно оставаться постоянным;

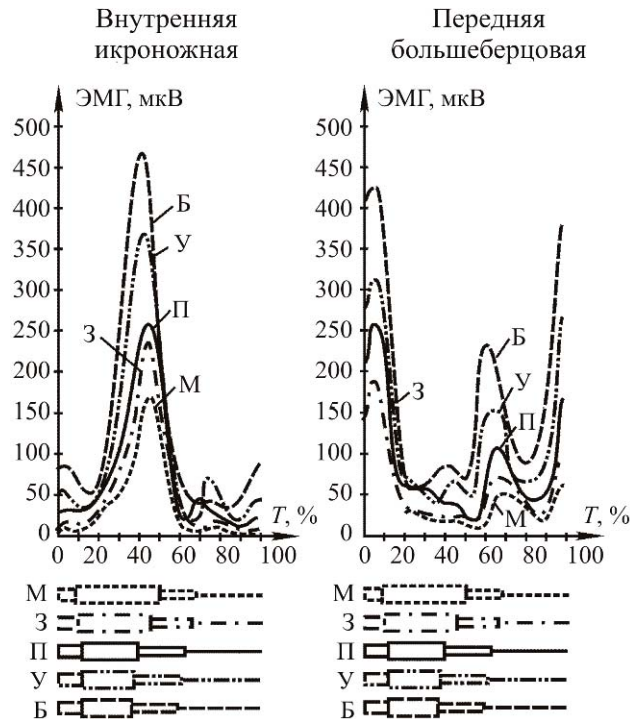


Рис. 7. Изменение электрической активности мышц голени в течение цикла при разных темпах ходьбы: М – медленный темп, З – замедленный темп, П – произвольный темп, У – ускоренный темп, Б – быстрый темп. Под графиками даны подограммы

- при ускорении ходьбы, обычно начиная с произвольного темпа, электростимуляция мышц должна сдвигаться на одну фазу влево по оси времени, то есть на 5% цикла;
- абсолютная длительность фазы электростимуляции при разных темпах ходьбы должна изменяться в линейной зависимости от продолжительности локомоторного цикла.

Таким образом, для реализации временной программы электростимуляции необходимо лишь непрерывное измерение длительности двигательного цикла, внутри которого фаза стимуляции всегда остаётся определённой запрограммированной частью.

В разработанном корректоре движений, управляемом от ЭВМ, временная программа задаётся с помощью биомеханических параметров, позволяющих постоянно измерять длительность локомоторного цикла. При ходьбе такими информативными параметрами являются экстремальные значения межзвённых углов (коленного или тазобедренного), а также подограмма.

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

Временной отсчёт ведётся от экстремального значения коленного или тазобедренного угла в переносную фазу предшествующего шага. При этом длительность всего цикла ходьбы принимается за 100% (рис. 10).

Имплантированная и поверхностная технология электрической стимуляции мышц

Уже в течение многих лет наряду со стимуляцией мышц через поверхностные (накожные) электроды используется вживление электродов, а в последнее время – миниатюрных электростимуляторов. Эта весьма изощрённая имплантируемая

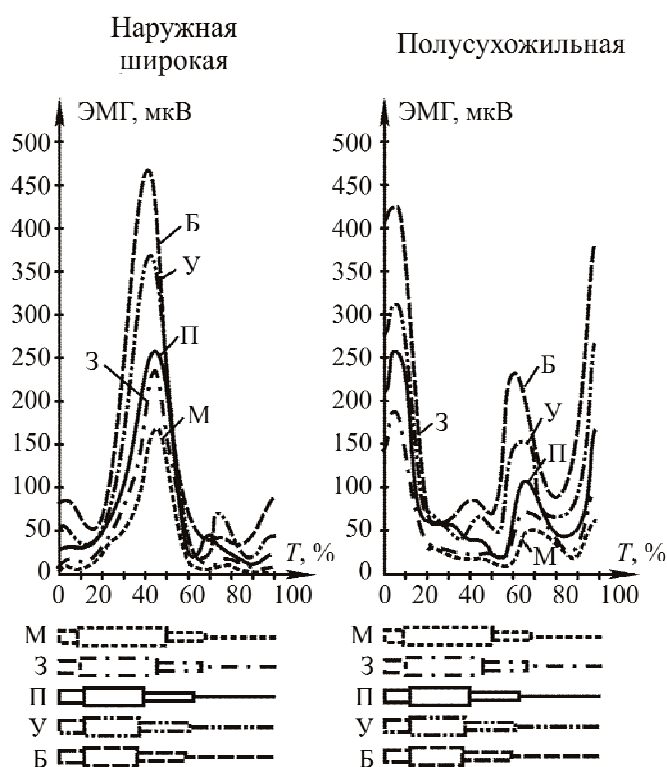


Рис. 8. Изменение электрической активности мышц бедра в течение цикла при разных темпах ходьбы. Под графиками даны подограммы. Остальные обозначения аналогичны обозначениям на рис. 7

технология электростимуляции получила известное распространение как в исследовательской работе, так и в клинической практике.

По мнению ряда авторов [24, 25], преимущество имплантируемой технологии по сравнению с поверхностной состоит в следующем:

- возможность электростимуляции не только поверхностнолежащих, но и глубоко расположенных мышц и нервов, а также мышц, окружённых большим слоем подкожно-жировой клетчатки;
- достижение значительно большего сократительного, а следовательно, и двигательного эффекта вследствие непосредственной близости электрода к объекту стимуляции;
- получение более градуального сокращения мышцы, необходимого для плавного характера движения, осуществляемого при помощи электростимуляции;
- возможность отдельного сокращения близко расположенных, в особенности мелких мышц, что чрезвычайно важно для тонкого и точного управления движениями верхней конечности, в первую очередь движениями кисти и пальцев;
- охват стимуляцией большого числа мышц, участвующих в данном двигательном акте;
- косметичность имплантируемых систем и эксплуатационном удобстве для больных.

Вместе с тем эта технология имеет ряд ограничений, связанных с необходимостью оперативного вмешательства, иногда достаточно обширного, с частичной потерей рабочих свойств электродов вследствие их инкапсуляции или разрушения в тканях, со сложностью управления большим количеством мышц.

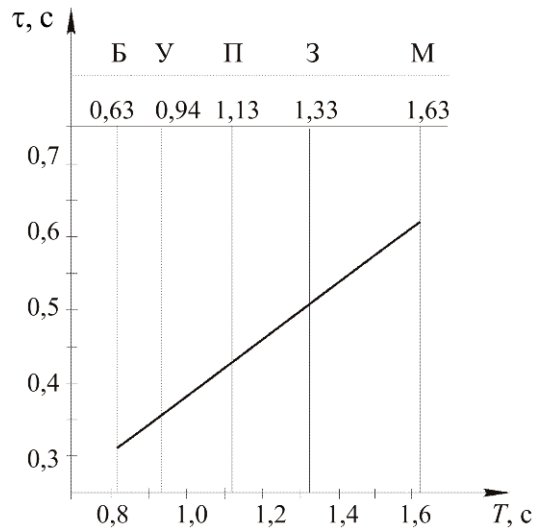


Рис. 9. Зависимость длительности волны электрической активности мышцы τ_i (с) от длительности локомоторного цикла T_i (с) при разных темпах ходьбы. Остальные обозначения аналогичны обозначениям на рис. 7

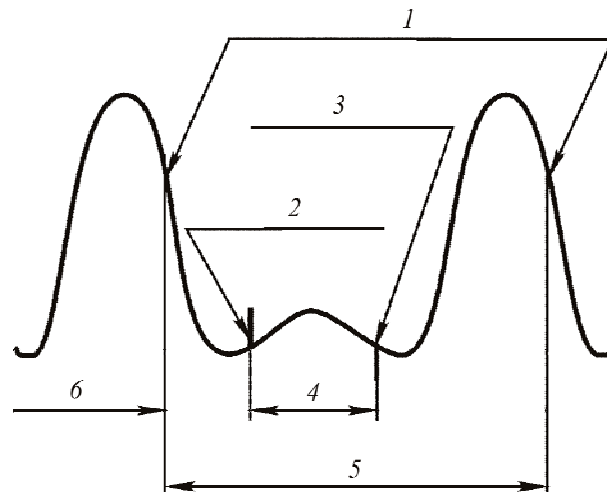


Рис. 10. Гониограмма коленного межзвеного угла с наложенными на неё отметками начала и конца стимулируемых импульсов, формируемых корректором, адаптированным к темпу выполняемых движений: 1 – точка отчёта, 2 – начало пачки стимулируемых импульсов, 3 – конец пачки стимулируемых импульсов, 4 – длительность пачки стимулируемых импульсов, 5 – период движения, 6 – время задержки пачки стимулируемых импульсов

Поэтому, несмотря на значительный интерес исследователей, особенно зарубежных, к имплантируемой технологии, по-прежнему сохраняет своё значение электростимуляции мышц посредством поверхностных электродов. Эта технология не требует оперативного вмешательства, не является инвазивной, проста и удобна в условиях клиники. Она применима во всех случаях, когда стимулируют паретичные, а не парализованные мышцы, преимущественно на туловище и нижних конечностях. Для поверхностной электростимуляции разработаны и многократно испытаны гибкие электроды, состоящие из трёх слоёв: внутреннего влагоудерживающего, среднего токопроводящего и внешнего влагоизолирующего. Они имеют прямоугольную форму с примерным соотношением сторон 4–5:1, их расположение должно быть перпендикулярно ходу мышечных волокон, а размеры – равными поперечнику мышцы.

Специальными исследованиями установлено, что требования к расположению электродов не являются очень строгими, так как при ходьбе смещение двигательной области под электродом оказывает небольшое влияние на эффект коррекции [17].

На рис. 11 показаны примерные места расположения поверхностных электродов на теле человека. Эти места определяются анатомической локализацией соответствующих мышц. Активный электрод устанавливают на двигательную область, индифферентный – помещают на расстояние 4–8 см от активного, причём всегда перпендикулярно ходу мышечных волокон. Электроды смачивают физиологическим раствором и фиксируют к телу резиновыми манжетками.

Режимы электростимуляции мышц при выполнении движений

Режим электростимуляции при осуществлении двигательных актов складывается из следующих составляющих:

- параметров амплитудной и временной программ электростимуляции мышц;
- интенсивности и длительности сеансов тренировки;
- общей продолжительности курса лечения.

При этом должны быть выполнены следующие требования:

- выбор параметров амплитудной и временной программ должен быть полностью адаптирован к каждому больному, т.е. учитывать тяжесть и распространённость поражения опорно-двигательного аппарата;
- интенсивность тренировки (темп и число циклов движения) должна постепенно возрастать до некоторой величины, определяемой по состоянию утомления и реакции сердечно-сосудистой системы;

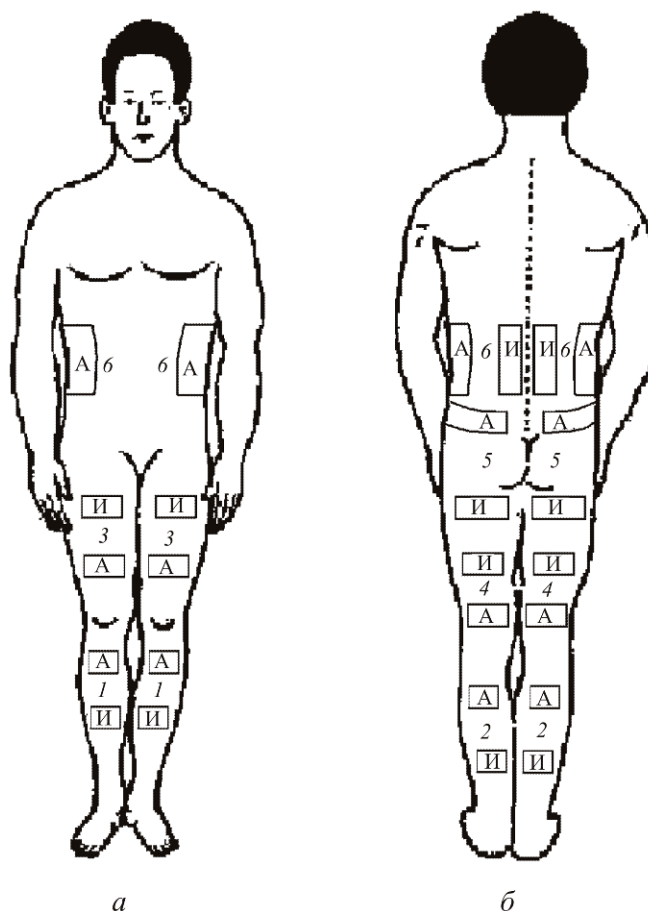


Рис. 11. Расположение электродов на теле больного: *а* – вид спереди, *б* – вид сзади. А – активный электрод, И – индифферентный электрод. 1 – передняя большеберцовая мышца, 2 – трёхглавая мышца голени, 3 – четырёхглавая мышца бедра, 4 – мышцы-сгибатели голени, 5 – большая и средняя ягодичные мышцы, 6 – крестцово-остистая мышца и межрёберные мышцы

- общая продолжительность курса должна основываться на достижении предельного для данных условий тренировочного эффекта в отношении силы мышц и координации движений.

Помимо этих общих требований могут быть выдвинуты дополнительные:

- тренировка должна проходить на исправленном периферическом фоне, предусматривающем устранение контрактур в суставах и снижение спастичности;
- предшествующая двигательному акту тренировка элементарных движений типа сгибания-разгибания в суставах должна осуществляться сначала в изометрическом, а затем в изотоническом режимах;
- в тренировку следует вовлекать все мышцы, участвующие в упражнении, с целью получения симметричного эффекта их усиления;
- стимуляция должна прекращаться при уменьшении силы сокращения и появления тремора мышц;
- следует использовать наименьшую частоту раздражения, ещё способную вызвать тетанический ответ мышц.

Применительно к задаче коррекции движений при патологической ходьбе это означает, что больной в первые дни тренировки должен проходить не более 0,5 км в медленном или произвольном темпе; в последующем скорректированная ходьба может увеличиваться до 2 км. При средней длине шага 0,5 м и средней длительности электростимуляции 0,5 с больной получает на каждую мышцу 1000 стимулирующих посылок на 1 км пути общей продолжительностью 500 с.

Тем не менее столь длительная стимуляция не сопровождается утомлением больного, поскольку продолжительность стимуляции не превышает половины времени цикла, а интенсивность сокращения, вызванного электростимуляцией, обычно не выходит за пределы средней. Такая коррекция движений, как правило, не вызывает заметных сдвигов со стороны сердечно-сосудистой системы, отмечаются лишь незначительное увеличение частоты пульса и артериального давления, соответствующее слабой или средней нагрузке [12, 15]. Общий курс состоит из 15–20 ежедневных сеансов, после чего желательно или поддерживающее лечение (1–2 сеанса в неделю) или повторный курс, но не ранее, чем через 4–6 месяцев.

В результате проведённого курса коррекционной тренировки улучшаются функциональные свойства мышц, наступают позитивные изменения в биомеханической и иннервационной структуре ходьбы, а в менее тяжёлых случаях нормализуется и локомоторный навык.

К настоящему времени в клинике Федерального бюро экспертизы и реабилитации инвалидов метод искусственной коррекции движений успешно применён более чем у 7000 больных. Высокий терапевтический эффект достигнут при последствиях полиомиелита, последствиях повреждения спинного мозга на разных уровнях, при детском церебральном параличе, гемипарезе вследствие острого нарушения мозгового кровообращения, при I–III степенях сколиотической болезни, остеохондрозе позвоночника, при неосложнённых переломах тел грудных и поясничных позвонков, при переломах костей голени с образованием ложных суставов, у инвалидов с культями голени и бедра, пользующихся протезами, при атеросклерозе сосудов нижних конечностей с явлениями артериальной недостаточности (I–III степени).

Установлено, что в течение двадцатидневного курса лечения удаётся получить такой восстановительный эффект, который при других способах реабилитации достигается лишь после многолетней упорной тренировки, особенно при последствиях повреждения спинного мозга. В целом сроки реабилитации могут быть сокращены в 2–3 раза.

Метод искусственной коррекции движений имеет широкую перспективу применения в различных областях медицины: неврологии, нейрохирургии, травматологии, ортопедии, протезировании и ангиологии.

Выводы

1. В иннервационной программе каждой мышцы следует различать периоды, соответствующие возбуждению и торможению мотонейронного пула: при этом в периоде возбуждения можно выделить две зоны – М и У, характеризующие регулярную волну максимальной активности и нерегулярную волну умеренной активности. Устойчивость максимальной активности в зоне М определяется, вероятно, совокупным действием генератора локомоторных движений, циклическими супраспинальными влияниями и различной афферентацией от конечности; усиление активности в зоне У полностью зависит от афферентных воздействий.

2. Электрическая стимуляция мышц при ходьбе человека должна осуществляться только в зоне М, что соответствует нормальному иннервационному стереотипу локомоции, в то время как стимуляция в зоне У будет способствовать лишь закреплению патологического навыка ходьбы, обусловленного нарушением опорно-двигательных функций.

3. В результате электростимуляции мышц при ходьбе возможны частичная, а в ряде случаев полная компенсация дефицита мышечной функции и формирование нового улучшенного навыка ходьбы у больных с различными заболеваниями или поражениями опорно-двигательного аппарата.

4. Необходимыми условиями для выработки нового навыка ходьбы являются следующие: а) точное соответствие искусственной и естественной программ возбуждения и сокращения мышц в зоне М; б) правильный выбор стимулируемых мышц (преимущественное использование мышц-разгибателей нижних конечностей и туловища); в) применение прямоугольных электрических сигналов короткой длительности, обуславливающих комфортные условия раздражения при выполнении двигательных актов; г) временная программа электростимуляции, полностью адаптированная к темпу передвижения больных.

5. Рассмотренные физиологические рекомендации способствовали разработке и широкому применению высокоэффективного метода искусственной коррекции движения посредством электростимуляции мышц в отечественной медицине.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алеев Л.С., Бунимович С.Г. Многоканальный метод воздействия при управлении некоторыми двигательными функциями. Моделирование в биологии и медицине. – Киев: Наукова Думка, 1965. – С. 164–171.
2. Аршавский Ю.И., Гельфанд И.М., Орловский Г.Н. Мозжечок и управление ритмическими движениями. – М.: Наука, 1984. – 165 с.
3. Баев К.В. Нейронные механизмы программирования спинным мозгом ритмических движений. – Киев: Наукова Думка, 1984. – 156 с.
4. Балякина Г.Н., Витензон А.С. Биомеханические и электрофизиологические предпосылки построения программы коррекции ходьбы в разном темпе на протезе бедра // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1986. – Вып. 75. – С. 48–63.
5. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. – М.: ООО «Зеркало–М», 1998. – 272 с.
6. Витензон А.С. Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека: дис. ... д-ра мед. наук. – М., 1982.
7. Витензон А.С., Петрушанская К.А. К фазовому анализу ходьбы и некоторых ритмических движений человека // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 1. – С. 19–34.

8. Витензон А.С., Саранцев А.В. Зависимость электрической активности мышц нижних конечностей от скорости ходьбы // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1971. – Вып. 27. – С. 26–39.
9. Витензон А.С., Славущий Я.Л., Буровой А.М., Петрушанская К.А. Алгоритмы временной и амплитудной программ электростимуляции мышц при ходьбе и построение адаптивного к темпу корректора движений // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1996. – Вып. 93. – С. 21–29.
10. Гранит Р. Основы регуляции движений. – М.: Мир, 1973.
11. Гриценко Г.П., Витензон А.С. Новый метод определения дефицита мышечной функции (ДМФ) при патологической ходьбе // Актуальные вопросы медицинской реабилитации больных с патологией опорно-двигательной и нервной систем: тез. докл. IV науч.–практ. конф., посвящённой десятилетию Московского центра медицинской реабилитации. – М., 1999. – С. 265–266.
12. Коновалова Н.Г., Виноградов В.И. Влияние коррекции ходьбы на протезах посредством электрической стимуляции мышц на состояние сердечно-сосудистой системы инвалидов // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1984. – Вып. 70. – С. 54–59.
13. Лапаев М.И. Система измерения линейных перемещений общего центра масс тела человека при ходьбе // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1973. – Вып. 31. – С. 153–157.
14. Петрушанская К.А. Физиологические аспекты формирования двигательного навыка посредством программируемой электростимуляции мышц при ходьбе // Актуальные вопросы медицинской реабилитации больных с патологией опорно-двигательной и нервной систем: тез. докл. IV науч.–практ. конф., посвящённой десятилетию Московского центра медицинской реабилитации. – М., 1999. – С. 255.
15. Петрушанская К.А., Котошук Г.И. Коррекция ходьбы посредством электрической стимуляции мышц и состояние сердечно-сосудистой системы у больных с последствиями полиомиелита // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1987. – Вып. 78. – С. 59–65.
16. Савельев Л.А. Исследование и разработка систем коррекции движения в коленном суставе при ходьбе больных детским церебральным параличом: дис. ... канд. мед. наук. – М., 1975.
17. Савельев Л.А., Борисов Э.И., Витензон А.С. Исследование и выбор геометрических параметров электродов для системы коррекции движений в коленном суставе человека при ходьбе // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1976. – Вып. 38. – С. 30–35.
18. Славущий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. – М.: Медицина, 1982. – 289 с.
19. Славущий Я.Л., Бороздина А.А. Количественные исследования электрической активности мышц и биомеханических особенностей ходьбы по лестнице и по горизонтальной поверхности // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1968. – Вып. 21. – С. 99–114.
20. Шик М.Л. Управление наземной локомоцией млекопитающих животных. Физиология движений. – Л.: Наука, 1976. – С. 234–275.
21. Bowman B., Meadows P., Su N. Effects of stimulus pulse duration on comfort during controlled motor contraction // Proceedings of the 8-th International Symposium on External Control of Human Extremities, Dubrovnik, 1984. – Belgrade: Yugoslav Committee for Electronics and Automation. – 1984. – P. 429–439.
22. Capaday C., Stein R.B. Difference in the amplitude of the human soleus H-reflex during walking and standing // J. Physiol. – London. – 1987. – Vol. 392. – P. 513–522.
23. Grillner S. Locomotion in vertebrates: central mechanisms and reflex interaction // Physiol. Rev. – 1975. – Vol. 55. – P. 274–304.
24. Handa Y., Naito A., Ichie M., Handa T., Matsushita N., Moshimiya N. EMG-based stimulation pattern of FES for the paralysed upper extremities // Proceedings of the 9-th International Symposium on External Control of Human Extremities, Dubrovnik, 1987. – Belgrade: Yugoslav Committee for Electronics and Automation. – 1987. – P. 329–337.
25. Marsolais E.B., Kobetic R. Functional paraplegic walking with electrical stimulation // Rehabilitation Report and Progress Report. – Department of Veteran Affairs, Baltimore. – 1997. – P. 82–83.
26. Massion J. From natural to artificial locomotion. Restoration of walking for paraplegics. Recent advancements and trends. Ed. by A. Pedotti, M. Ferrarin. Amsterdam–Oxford–Washington–Tokyo: IOS Press, 1992. – P. 3–13.
27. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. New York: Charles B. Slack, 1992. – 524 p.
28. Shiavi R. Electromyographic pattern in adult locomotion: a comprehensive review // J. Rehabilitation and Development. – 1985. – Vol. 22., No. 3. – P. 85–98.
29. Shik M.L., Orlovsky G.N. Neurophysiology of locomotor automatism // Physiol. Rev. – 1976. – Vol. 56. – P. 465–501.
30. Vitenson A.S., Petrushanskaya K.A. Regularities of a change of electromyographic pattern of muscles in normal and physically modelled human walking // Russian Journal of Biomechanics. – 2002. – Vol. 6, No. 2. – P. 33–50.

PHYSIOLOGICAL FOUNDATIONS OF A METHOD OF ARTIFICIAL CORRECTION OF MOVEMENTS BY MEANS OF PROGRAMMABLE ELECTRICAL STIMULATION OF MUSCLES DURING WALKING

A.S. Vitenson, K.A. Petrushanskaya (Moscow, Russia)

A method of artificial correction of movements has been firstly elaborated in the domestic medicine. The physiological foundations of the method of artificial correction of movements by means of programmable electrical stimulation of muscles are given in this article. The following aspects have been considered: 1) the ideology of the method – phase electrical stimulation in the locomotor cycle in the intervals of their greatest excitation and contraction; 2) the main functions of the method of artificial correction of movements (therapeutic, diagnostic, and prognostic); 3) conception of a deficit of a muscular function in pathological walking; 4) hypothesis of formation of a new locomotor stereotype under the influence of phase electrical stimulation; 5) physiological foundations of the main technological operations during realization of the method of artificial correction of movements (choice of movements, needing correction and muscles, needing stimulation, determination of the amplitude and temporal programs of electrical stimulation, establishment of the regimes of electrical stimulation during walking). High efficiency of the method of artificial correction of movements for rehabilitation of a large contingent of patients with the disorders of the locomotor system is recorded in the conclusion of this article.

Key words: artificial correction of movements, electrical stimulation of muscles, deficit of muscular function, zones of muscle activity.

Получено 31 марта 2010