

© А.С. Витензон, К.А. Петрушанская, 2003

КОНЦЕПЦИЯ ПРИМЕНЕНИЯ ИСКУССТВЕННОЙ КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЙ В ОРТОПЕДИИ, ТРАВМАТОЛОГИИ И ПРОТЕЗИРОВАНИИ

А.С. Витензон, К.А. Петрушанская

Федеральный научно-практический центр медико-социальной экспертизы и реабилитации инвалидов, Москва

Рассмотрены принципы и методика искусственной коррекции движений (ИКД) посредством электростимуляции мышц при патологической ходьбе. Показано, что наиболее важная особенность метода ИКД состоит в фазовом соответствии искусственной и естественной программ возбуждения и сокращения мышц в двигательном акте. При этом обязательным является осуществление электростимуляции в зоне М электромиографического профиля, когда активность мышц приобретает максимальное значение в течение локомоторного цикла. Определены основные функции метода ИКД: терапевтическая, диагностическая и прогностическая. Установлены показания и противопоказания к назначению метода ИКД и его технологические операции. Приведена клинико-инструментальная оценка результатов применения курса ИКД при трех патологических состояниях опорно-двигательного аппарата: культе голени, сколиотической болезни I–II степени, несрастающихся переломах и псевдоартрозах костей голени.

Principles and methods of artificial movement correction (AMC) with muscle electrostimulation during pathologic gait were considered. It was shown that the most important peculiarity of AMC was phase conformity of artificial and natural irritation as well as construction of muscles at movement. Electrostimulation in M zone, when muscle activity at movement is the maximum one, is obligatory. The main functions of AMC were detected: i.e. therapeutic, diagnostic and prognostic. Indications and contraindications for FMC application as well as technological operation were determined. Clinical and instrumentation evaluation of AMC results in certain pathologic changes of loco-motor system, i.e. crus stump, I–II degree of scoliotic deformity, non-union and pseudoarthrosis of bone crus is given.

В течение долгого времени ортопеды и травматологи концентрировали свое внимание на восстановлении костного аппарата конечностей или туловища. Примерно такую же цель — воспроизведение внешней структуры движения — преследовало протезирование. Однако нередко оказывалось, что после самых удачных оперативных вмешательств и оптимального протезирования полная реабилитация больных затягивалась на длительные сроки. Можно предположить, что причиной этого феномена являлся недостаточный учет состояния мышечного компонента опорно-двигательного аппарата. И хотя после оперативных вмешательств всегда прибегали к консервативному лечению (лечебной физкультуре, физиотерапии, тренировке с обратными связями), желаемой эффект нередко не достигался.

В настоящей статье для реабилитации больных с последствиями повреждений и заболеваний опорно-двигательного аппарата предлагается принципиально новый метод — искусственная коррекция движений (ИКД) посредством программируемой электростимуляции (ЭС) мышц при ходьбе.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Для обоснования метода ИКД у 10 здоровых испытуемых при помощи количественной электромиографической методики и электроподогра-

фии исследовался ЭМГ-профиль мышц при ходьбе; кроме того, у 5 из них исследовалось изменение электрической активности (по натуральной и интегрированной ЭМГ) при внесении кратковременных возмущений в биомеханическую структуру ходьбы [7]. Метод ИКД посредством ЭС мышц в виде сеансов длительностью от 30 до 60 мин был применен у трех групп больных: инвалидов, передвигающихся на протезе голени (42 человека), больных с I–II степенью сколиотической болезни (35), больных с несрастающимися переломами и псевдоартрозами костей голени (38). У всех больных исследовались параметры ходьбы с помощью электроподографии, электрогониографии, электродинамографии и количественной электромиографии.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Метод искусственной коррекции движений и его физиологическое обоснование

На основании изучения ЭМГ-профиля мышц и опытов с внесением кратковременных возмущений в биомеханическую структуру ходьбы с регистрацией ответных изменений электрической активности мышц были установлены следующие факты:

- при ходьбе существует центральная иннервационная программа, сформированная с учас-

тием многих отделов головного и спинного мозга; однако в ее основе у животных и человека лежит деятельность интраспинального механизма шагательных движений, который задает циклическую последовательность работы мышц [2, 6];

- 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 соответственно регулярную волну максимальной активности и нерегулярную волну умеренной активности (рис. 1);
- устойчивость максимальной волны активности в зоне М определяется, по-видимому, совокупным действием генератора локомоторных движений, циклическими супраспинальными влияниями (распространяющимися по рубро-, ретикуло-, вестибулоспинальным 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 ее максимум из одной фазы в другую (из зоны М в зону У); эти изменения возможны лишь в пределах запрограммированного периода возбуждения.

Полученные данные имеют чрезвычайно важное значение не только для анализа нормального и патологического ЭМГ-профиля мышц при ходьбе, но и для базисного определения временных программ фазовой ЭС. Последняя в двигательном акте должна осуществляться только в зоне М, что соответствует нормальному иннервационному стереотипу локомоции, так как активность мышц в зоне У является результатом подстройки нервных процессов к патобиомеханическим условиям ходьбы. Следовательно, ЭС мышц в зоне У будет лишь способствовать закреплению ненужного патологического стереотипа движений. основополагающим принципом ИКД является полное и точное соответствие естественной и искусственной программ работы мышц в двигательном акте. Поэтому ИКД представляет собой разновидность фазовой ЭС мышц:

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

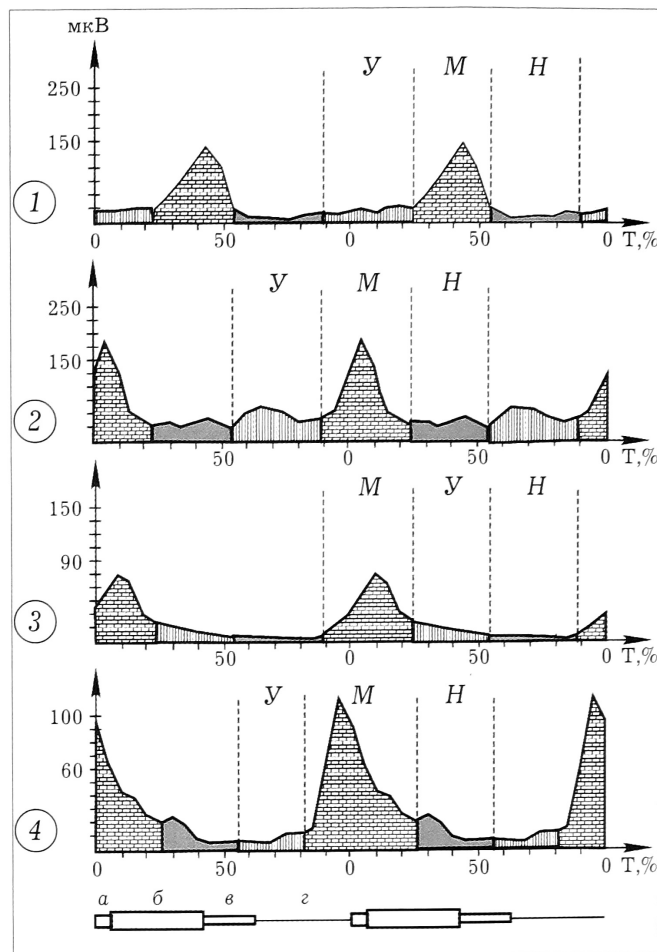


Рис. 1. Зоны электрической активности мышц в течение локомоторного цикла.

М — максимальная активность, У — умеренная активность, Н — низкоамплитудная активность; 1 — икроножная мышца, 2 — передняя большеберцовая, 3 — наружная широкая, 4 — полусухожильная. Под графиками — подограмма (обозначения фаз шага): а — пятка, б — стопа, в — носок, г — перенос.

Здесь и на остальных рисунках: по оси абсцисс — время (в % от длительности двойного шага), по оси ординат — средняя электрическая активность (в мкВ).

- при такой ЭС создается возможность непосредственной коррекции двигательных, в частности локомоторных, центров, поскольку в фазы активности мышц эти центры становятся восприимчивыми («открываются») к афферентным влияниям, которые сопровождают движения и электростимуляцию [1].

ИКД при ходьбе имеет три основные функции: терапевтическую, диагностическую и прогностическую [3]. Главная *терапевтическая функция* заключается в улучшении функционального состояния мышц, коррекции неправильно выполняемых движений, в выработке и поддержании навыка ходьбы, приближающегося к норме. Основным показателем к назначению ИКД является дефицит мышечной функции (ДМФ), приводящий к нарушению биомеханической структуры ходьбы. Он может быть абсолютным (органическим) или относительным (функциональным). *Диагностическая*

функция ИКД состоит в распознавании ДМФ (его степени и фазы). Она основывается на улучшении биомеханических параметров ходьбы под влиянием коррекционных воздействий. Эта функция может быть исследована путем сравнения моментов мышечных сил, вычисленных с помощью математического моделирования, при обычной и скорректированной ходьбе. Прогностическая функция определяется при пробном сеансе ИКД: по эффекту коррекции движений можно судить о дальнейшем течении реабилитационного процесса.

Реализация ИКД предполагает выполнение пяти основных операций [4]:

1) выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц, базирующийся на трех принципах: энергетическом — достижение наибольшего биомеханического эффекта при патологической ходьбе путем коррекции наименьшего числа движений; синдромологическом — использование однократных приемов коррекции при сходном характере двигательных нарушений; динамическом — первоначальное восстановление силовых компонентов ходьбы, а именно функции мышц-разгибателей, направленной на перемещение тела человека в пространстве и обеспечение его устойчивости, и последующее улучшение функции мышц-сгибателей, выполняющих коррекцию движений;

2) определение амплитудной программы ИКД: применяется последовательность прямоугольных импульсов тока с амплитудой 20–250 мА, длительностью 20–250 мкс, частотой следования 40–70 Гц и длительностью пачки импульсов 0,4–0,6 с;

3) установление временной программы ИКД, заключающейся в ЭС в фазы, соответствующие зоне М ЭМГ-профиля мышц; программа задается с помощью датчиков опоры или угловых перемещений: цикл ходьбы принимают за 100%, а фазы стимуляции программируют в процентах локомоторного цикла, обеспечивая таким образом подстройку прибора к разному темпу передвижения больных;

4) выбор параметров электродов для ЭС и их расположения на теле человека: используются эластичные электроды с токопроводящим углеродистым слоем, электроды прикрепляются манжетками в двигательной области мышц;

5) определение режима ЭС при ходьбе (интенсивности ЭС, длительности сеанса и продолжительности курса). За сеанс больной проходит расстояние от 0,5 до 2 км; сеансы проводятся ежедневно, кроме выходных дней, курс рассчитан на 10–20 сеансов в зависимости от тяжести двигательных расстройств.

Медицинские противопоказания к назначению ИКД практически такие же, как при ЭС в покое, однако учитывается состояние сердечно-сосудистой системы и нервно-психической сферы больных.

Процесс реабилитации больных состоит из трех этапов. Первый этап — обследование на диагностическом комплексе с целью оценки степени, фазы

ДМФ и уточнения параметров коррекционных воздействий. Второй этап — проведение курсов ИКД в стационаре, предполагающее выбор реабилитационных программ ходьбы — по горизонтальной поверхности, по лестнице или упражнений на велоэргометре. Первая программа обязательна для всех больных, вторая и третья — только для больных со средней и легкой степенью двигательных расстройств. Третий этап — использование портативных корректоров движения в домашних условиях.

Для проведения коррекции движений в нашем центре разработаны три вида технических устройств: диагностический комплекс, восьмиканальный корректор движений, управляемый от ПЭВМ, и портативный двухканальный корректор движений [4].

Биомеханическая и электрофизиологическая оценка результатов ИКД

1. ИКД при ходьбе инвалидов на протезе голени

Под наблюдением находились 32 инвалида с культей голени в средней трети. У инвалидов с культей голени понижение силы и электрической активности усеченных мышц голени составляет 66–70%, мышц бедра — 30–40%, тазового пояса — 15–20% (по сравнению с сохранившейся нижней конечностью). Следовательно, речь идет о ДМФ усеченной трехглавой мышцы голени, четырехглавой мышцы бедра и большой ягодичной мышцы.

В соответствии с этим применялась одно-, двух-, трехканальная коррекция движений путем ЭС упомянутых ослабленных мышц на стороне ампутации. Курс состоял из 15 ежедневных сеансов коррекции длительностью 45–60 мин. Проведение курса коррекционной тренировки при ходьбе на протезе голени дало следующие результаты: 1) повышение функциональных способностей ослабленных мышц усеченной конечности — прирост силы и максимальной электрической активности в среднем на 30–50% по сравнению с исходным уровнем; 2) уменьшение кинематической и динамической асимметрии, т.е. асимметрии угловых перемещений и опорных реакций обеих ног, выравнивание работы мышц протезированной и сохранившейся конечностей; 3) снижение энерготрат на 14%. При этом изменялся и ЭМГ-профиль мышц: уменьшались максимумы электрической активности сохранившейся конечности и, наоборот, возрастали максимумы активности мышц протезированной конечности. Все это свидетельствует о том, что под влиянием коррекционной тренировки формируется новый, более близкий к норме иннервационный стереотип ходьбы на протезах (рис. 2).

2. ИКД при ходьбе у больных с I–II степенью сколиоза

Исследовались две группы больных: с С-образной формой сколиоза (14 человек) и с S-образной формой (21). В первой группе средняя величина общего угла искривления позвоночника и ротации

позвонков была равна соответственно $16 \pm 1,4$ и $10 \pm 1,0^\circ$. Во второй группе величина общего угла искривления первичной дуги составляла $16 \pm 1,3^\circ$, вторичной дуги — $11 \pm 0,8^\circ$, величина ротации позвонков по первичной дуге равнялась $10 \pm 0,6^\circ$.

Инструментальными исследованиями были выявлены: 1) увеличение вращательных движений таза и плечевого пояса в 1,5 раза относительно нормы; 2) снижение электрической активности мышц спины при максимальном усилии и при ходьбе; 3) асимметрия активности паравerteбральных мышц с явным преобладанием ее на выпуклой стороне искривления позвоночника; 4) нарушение локомоторного стереотипа (у одной трети больных диффузная активность в течение цикла).

Проводился 15-дневный курс коррекционной тренировки: ЭС были подвергнуты крестцово-остистые и ромбовидные мышцы с обеих сторон позвоночника, однако интенсивность стимуляции была более значительной для мышц, расположенных на выпуклой стороне искривления. После курса ИКД отмечено следующее:

- коррекция общего угла искривления у больных с С-образным сколиозом составила 29%, уменьшение угла ротации — 23%, индекс стабильности вырос с 0,65 до 0,81; у больных с S-образной формой сколиоза коррекция первичной дуги равнялась 21%, вторичной дуги — 27%, уменьшение угла ротации — 28%, индекс стабильности возрос с 0,66 до 0,78;

- электрическая активность мышц при максимальном усилии у больных с С-образным сколиозом повысилась в 1,5 раза, причем более значительно — на вогнутой стороне; у больных с S-образным сколиозом рост активности мышц на выпуклой стороне искривления составил 25%, на вогнутой — 65%;

- при обеих формах сколиоза повысилась средняя активность паравerteбральных мышц в течение шага;

- нормализовался ЭМГ-профиль мышц: вместо диффузно распределенной активности в течение цикла появились, как в норме, остроконечные максимумы активности мышц в конце опорной фазы шага (рис. 3).

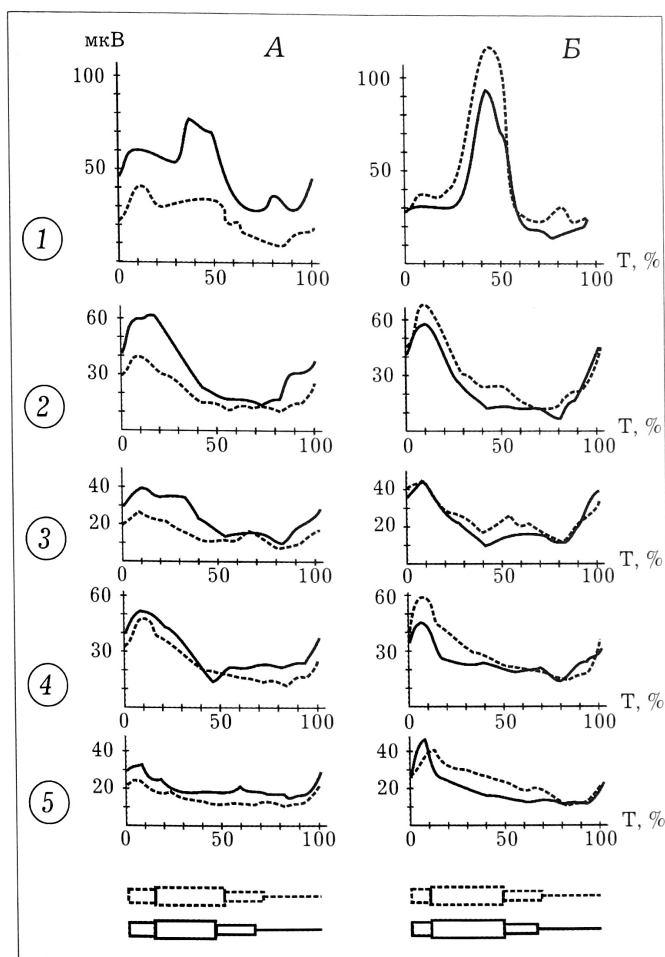


Рис. 2. ЭМГ-профиль мышц-разгибателей протезированной (А) и сохранившейся (Б) нижних конечностей инвалидов при ходьбе на протезе голени до (пунктирная линия) и после (сплошная линия) курса ИКД.

1 — икроножная мышца, 2 — наружная широкая, 3 — прямая мышца бедра, 4 — средняя ягодичная, 5 — большая ягодичная. Под графиками — подограмма.

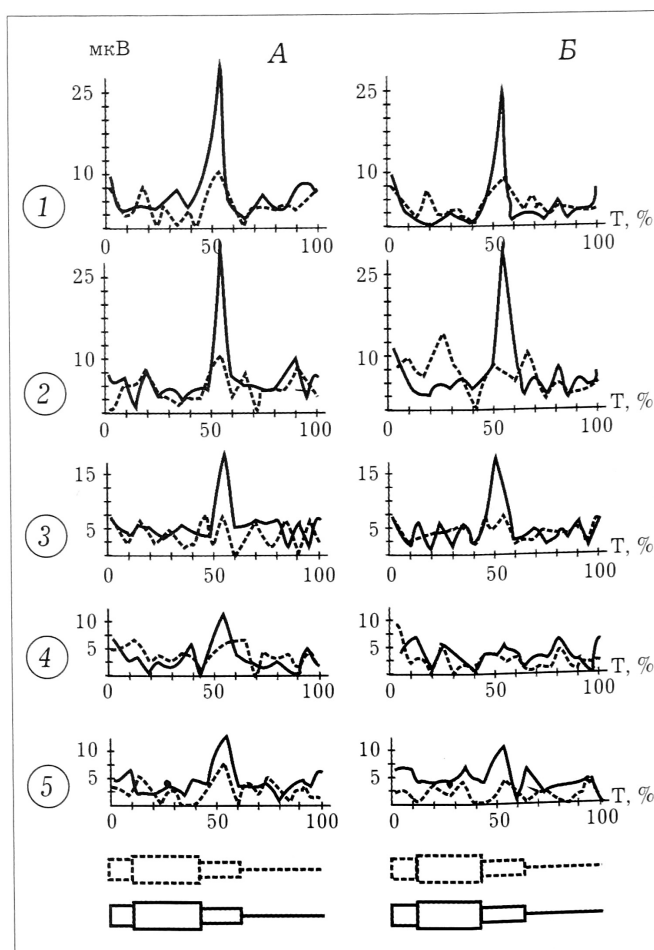


Рис. 3. ЭМГ-профиль крестцово-остистых мышц при ходьбе больных сколиозом I-II степени до (пунктирная линия) и после (сплошная линия) курса ИКД.

А — выпуклая сторона искривления позвоночника, Б — вогнутая; 1–5 — номера пациентов. Под графиками — подограмма.

3. ИКД при ходьбе у больных с несросшимися переломами и ложными суставами костей голени

Под наблюдением находились 38 больных, преимущественно молодого возраста, со сроками несращения от 8 до 20 мес. Основной патологии сопутствовали контрактуры коленного и голеностопного суставов разной степени выраженности —

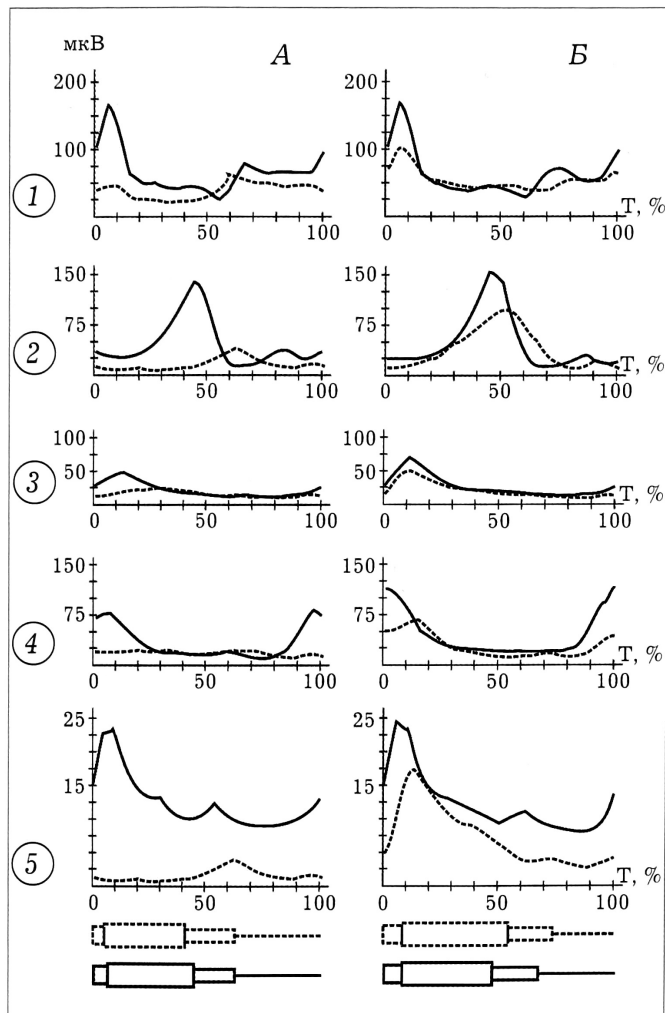


Рис. 4. ЭМГ-профиль мышц при ходьбе больных с несросшимися переломами костей голени до (пунктирная линия) и после (сплошная линия) курса ИКД.

А — пораженная конечность, Б — интактная конечность; 1 — передняя большеберцовая мышца, 2 — икроножная, 3 — наружная широкая, 4 — полусухожильная, 5 — большая ягодичная. Под графиками — пододограмма.

от умеренного ограничения движений в $5-15^\circ$ до значительного, когда амплитуда движений в коленном суставе не превышала $10-15^\circ$, в голеностопном — $5-7^\circ$. До курса ИКД у больных отмечалась резкая временная, кинематическая и динамическая асимметрия, на стороне поражения электрическая активность большинства мышц была резко снижена и нивелирована.

Под влиянием 25–30-дневного курса ИКД в условиях фиксации костных отломков (большой частью методом внеочагового остеосинтеза) произошло улучшение функционального состояния мышц и нормализация биомеханической и иннервационной структуры ходьбы [5]: 1) повысился коэффициент ритмичности ходьбы с 0,62 до 0,92; 2) увеличилась амплитуда движений во всех суставах пораженной конечности в среднем в 2,5 раза; 3) возросли экстремальные значения опорных реакций пораженной ноги в 2,2 раза; 4) нормализовался ЭМГ-профиль мышц — электрическая активность за цикл ходьбы повысилась для пораженной конечности на 86%, для интактной — на 29%; при этом отмечено возрастание максимальной активности мышц при незначительном росте минимальной активности (рис. 4).

Таким образом, под влиянием ИКД восстанавливался не только внешний, но и внутренний стереотип движений.

ЛИТЕРАТУРА

1. Баев К.В. Нейронные механизмы программирования спинным мозгом ритмических движений. — Киев, 1984.
2. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. — М., 1998.
3. Витензон А.С., Миронов Е.М., Петрушанская К.А., Скоблин А.А. Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе. — М., 1999.
4. Витензон А.С., Буровой А.М., Петрушанская К.А. и др. Коррекция ходьбы больных с различной патологией опорно-двигательного аппарата посредством многоканальной программируемой электростимуляции мышц: Метод. рекомендации. — М., 2000.
5. Витензон А.С., Скоблин А.А., Миронов Е.М., Гаврилов А.В. //Протезирование и протезостроение. — 1996. — Вып. 93. — М., ЦНИИПП. — С. 45–59.
6. Шик М.Л. //Физиология движений. — Л., 1976. — С. 234–275.
7. Vitenson A.S., Petrushanskaya K.A. //Rus. J. Biomech. — 2002. — Vol. 6, N 2. — P. 33–50.

