

# Восстановительное лечение больных детским церебральным параличом посредством функциональной электростимуляции мышц при ходьбе

К.А. ПЕТРУШАНСКАЯ, А.С. ВИТЕНЗОН

## Rehabilitation treatment of patients with children cerebral palsy using functional muscle electrostimulation during gait

K.A. PETRUSHANSKAYA, A.S. VITENZON

Федеральное бюро медико-социальной экспертизы Министерства здравоохранения и социального развития РФ, Москва

Описана методика исследования биомеханических и электромиографических параметров ходьбы больных с диплегической формой ДЦП, установлены особенности биомеханической и иннервационной структуры локомоторного акта у данной категории пациентов. Выявлены показания для электростимуляции (ЭС) мышц во время ходьбы. Наилучший лечебный эффект достигнут при комбинированной четырехканальной ЭС больших ягодичных мышц в первой половине опорной фазы и ЭС передних большеберцовых мышц в конце опорной и в течение переносной фаз. В результате курса ЭС мышц при ходьбе продемонстрировано положительное влияние лечения на процесс двигательной реабилитации больных с диплегической формой ДЦП.

**Ключевые слова:** структура ходьбы, функциональная электростимуляция, больные ДЦП, восстановление двигательных функций.

A technique for investigation of biomechanical and electromyographic parameters of gait in patients with diplegic form of children cerebral palsy (CCP) was described. Peculiarities of biomechanical and innervation structure of locomotor act in such patients were found. Recommendations for muscle electrostimulation during gait were specified. The best therapeutic effect was achieved in the combined four-channel electrostimulation of gluteus maximus muscles in the first half of support phase and of anterior tibial muscles in the end of the support phase and during the transfer phase. The muscle electrostimulation during gait demonstrated a positive effect of the treatment on the process of movement rehabilitation of CCP patients with diplegic form.

**Key words:** gait structure, functional electrostimulation, children cerebral palsy, rehabilitation of movement function.

В последние десятилетия проблема лечения детского церебрального паралича (ДЦП) приобрела большую актуальность и социальную значимость в связи с распространенностью этого заболевания, приводящего к тяжелой инвалидизации.

Известно, что у больных ДЦП поражение головного и спинного мозга, недоразвитие центральных структур, задержка миелинизации нервных волокон в условиях патологической активности центров мозгового ствола приводят к глубокому нарушению двигательных функций [7]. В резидуальной стадии заболевания, когда окончательно оформляются патологические двигательные стереотипы, возникает ряд компенсаторных приспособлений, без которых невозможны как поддержание ортоградной позы, так и любые виды локомоции.

Многообразие форм заболевания, торпидность его течения обуславливают поиск новых методов и средств лечения больных ДЦП. Одним из них является функциональная электростимуляция мышц при ходьбе, которая оказалась эффективной при коррекции различных двигательных расстройств [1].

Цель работы выявить на основе многолетних исследований ходьбы больных ДЦП наиболее общие механизмы локомоторных нарушений и осуществить целенаправленный выбор рациональных методов лечения.

### Материал и методы

Обследовали 25 больных с диплегической формой ДЦП, для которых была типична комбинация пареза преимущественно мышц-разгибателей со спастичностью мышц-сгибателей нижних конечностей. Больные ходили на полусогнутых, приведенных и ротированных внутрь ногах с опорой на передние отделы стоп. При этом передвижение сопровождалось сильными раскачиваниями туловища относительно фронтальной, сагиттальной и горизонтальной плоскостей. Важнейший элемент патологи-

© К.А. Петрушанская, А.С. Витензон, 2009

*Zh Nevrol Psikhiatr Im SS Korsakova* 2009;109:1:27

ческой походки — сгибательная позиция нижних конечностей в течение опорной фазы шага — почти в  $\frac{2}{3}$  случаев имела установочный характер и только в  $\frac{1}{3}$  была обусловлена фиксированными деформациями в суставах ног.

Для исследования ходьбы больных был применен комплекс биомеханических и электрофизиологических методов: электроподография, электрогониография, электродинамография и количественная электромиография [3].

Исследовали параметры локомоции: основные (темпы, длина шага, средняя скорость передвижения), временные (длительность опорной, переносной, двухопорной фазы шага, интервалы опоры на пятку, всю стопу, носок, коэффициент ритмичности), кинематические [угловые перемещения в тазобедренном (ТБС), коленном (КС) и голеностопном (ГСС) суставах], динамические [вертикальная (Rz), продольная (Rx) и поперечная (Ry) составляющие главного вектора опорной реакции].

Электрическую активность мышц при ходьбе определяли с помощью установки для электромиографии (ЭМГ), состоявшей из усилителя биопотенциалов УБФ-4 с устройствами, позволявшими ввод в АЦП не натуральной электромиограммы, а ее огибающей при малой постоянной времени (5 мс), персонального компьютера и программного обеспечения для ввода и обработки результатов измерения. Для отведения электрической активности мышц применяли накожные электроды, заполняемые электропроводной пастой. Все параметры обрабатывали с частотой 200 раз в секунду при помощи 12-разрядного АЦП специальной программой сема измерения на персональном компьютере. В ряде исследований для оценки энерготрат больных при ходьбе применяли метод непрямой калориметрии — исследование энергетических параметров ходьбы [5].

#### *Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы больных ДЦП*

Несмотря на значительные различия в клинических проявлениях заболевания, стереотип ходьбы больных со спастической диплегией характеризуется однообразием. Биомеханические исследования выявляют резкое изменение основных и временных параметров ходьбы. Существенно уменьшаются длина шага и средняя скорость передвижения, нарушается правильное соотношение между фазой опоры и переноса: последняя укорачивается на 16%, значительно возрастает (на 75%) длительность двухопорной фазы, что свидетельствует о снижении устойчивости больных при ходьбе; происходит перефазировка внутри опорной фазы: становятся меньше интервалы опоры на пятку и всю стопу, возрастает интервал опоры на передний отдел стопы. Как правило, перефазировка опорной фазы связана с эквинусной установкой или деформацией стопы. В то же время коэффициент ритмичности приближается к норме, поскольку у больных с диплегией отмечается примерно одинаковое поражение обеих нижних конечностей.

Значительно изменяется рисунок движений в основных суставах ног при ходьбе. Обычно наблюдаются три типа нарушений кинематики: 1) появление исходного угла сгибания во всех суставах ноги в виде сдвига кривых угловых перемещений вверх от нулевой линии, означающей стояние; 2) редукция амплитуды межзвенных углов, угловых скоростей и ускорений; 3) смещение начала и конца отдельных фаз двигательного цикла.

Так, в ГСС вся кривая межзвенного угла перемещается в область положительных значений вследствие наклона голени вперед, резко снижены амплитуды первого и второго подошвенных сгибаний, увеличено экстремальное значение тыльного сгибания в опорную фазу и уменьшено его значение в переносную, что создает возможность задевания носком об опорную поверхность.

Кривая угла в КС при ходьбе больных деформирована и приподнята вверх от линии стояния; величина подгибания в опору и сгибания во время переноса незначительно различаются между собой, длительность отдельных фаз двигательного цикла резко изменена. Кривая угла в ТБС сохраняет основные фазы, однако амплитуда угла разгибания в конце опорной фазы значительно уменьшена.

Различие в кинематике суставов ноги при ходьбе создается неодинаковой патологией тонуса мышц, преимущественной спастичностью мышц-сгибателей бедра, голени и стопы. Следует отметить, что неправильная поза нижних конечностей при стоянии, являющаяся следствием патологических синергий, сохраняется и в процессе локомоции (рис. 1, А).

Кривые составляющих опорной реакции дают представление о динамических параметрах ходьбы. У больных ДЦП наблюдается уменьшение величины переднего и заднего толчков как для вертикальной, так и продольной составляющих, смещение максимумов реакции по времени, а при использовании дополнительной опоры — изменение конфигурации Rz-составляющей (трапециевидная или треугольная форма) наряду с редукцией экстремальных значений Rx-составляющей (рис. 1, Б).

Наибольший интерес представляет изменение электрической активности мышц нижних конечностей при ходьбе больных ДЦП. При привычном темпе ходьбы активность мышц у больных почти в 1,8 раза превышает таковую здоровых людей. Это превышение неодинаково выражено у различных мышц нижних конечностей. Резко возрастает активность мышц, разгибающих КС (наружной широкой и прямой мышцы бедра), слегка увеличивается активность икроножной мышцы и сравнительно равномерно в течение цикла повышается активность мышц-сгибателей (передней большеберцовой, полусухожильной, двуглавой бедра, подвздошно-поясничной).

Активность мышц становится не только чрезмерно высокой, но и приобретает не свойственный норме ЭМГ-профиль. Ранее проведенные нейрофизиологические исследования работы мышц при ходьбе показывают, что в ЭМГ-профиле существуют три зоны активности: М (максимальная), У (умеренная) и Н (низкоамплитудная). Первые две зоны соответствуют периоду возбуждения мотонейронного пула, третья — его торможению [6]. У больных ДЦП происходит смещение зон активности вследствие нарушения биомеханической структуры локомоторного акта (ходьба на полусогнутых нижних конечностях).

Так, активность икроножной мышцы, имеющая обычно максимум в середине опорной фазы (зоне М), распространяется на начальную фазу опоры (зону У). Активность наружной широкой мышцы и прямой мышцы бедра занимает большую часть опорной фазы, т.е. зоны М и У. Активность передней большеберцовой мышцы, помимо зон М и У, присутствует также в зоне Н. Аналогичное распределение активности характерно для ЭМГ-профиля полусухожильной мышцы и двуглавой мышцы бедра (рис. 2).

В результате изменения ЭМГ-профиля электрическая активность большинства исследованных мышц сосредоточивается в первые  $\frac{2}{3}$  опорной фазы, обуславливая тем самым большую опору нижних конечностей. В то же время уменьшение активности в фазе заднего толчка приводит к значительному ослаблению двигательной функции нижних конечностей больных.

## Результаты и обсуждение

### *Показания к функциональной электростимуляции (ФЭС)*

Основным показанием для ФЭС у больных ДЦП является дефицит мышечной функции (ДМФ), проявляющийся во время ходьбы патологическими элементами локомоции. Наиболее часто встречается ДМФ трехглавой мышцы голени, передней большеберцовой, большой и средней ягодичной, реже — мышц-разгибателей и сгибателей голени.

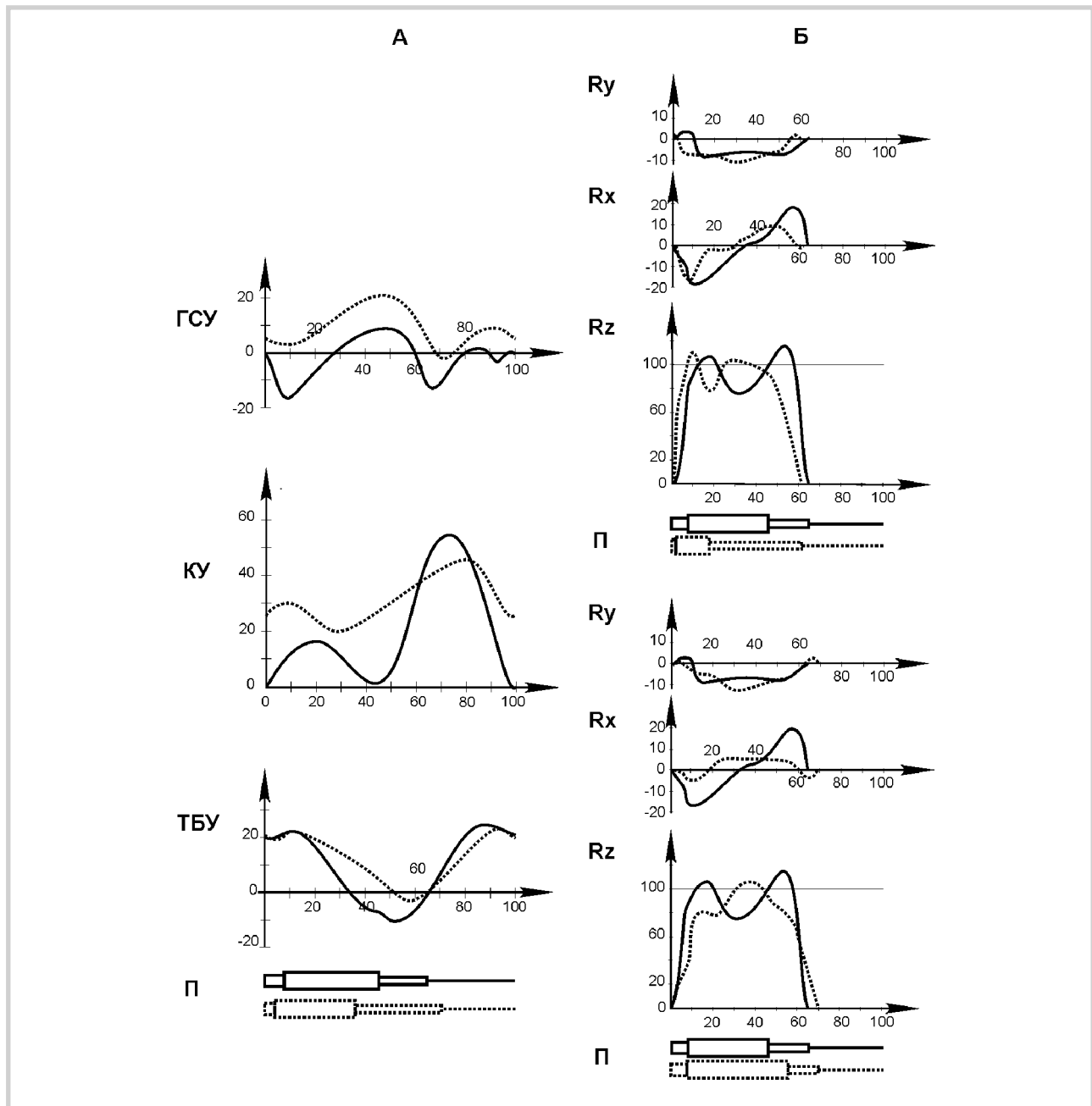
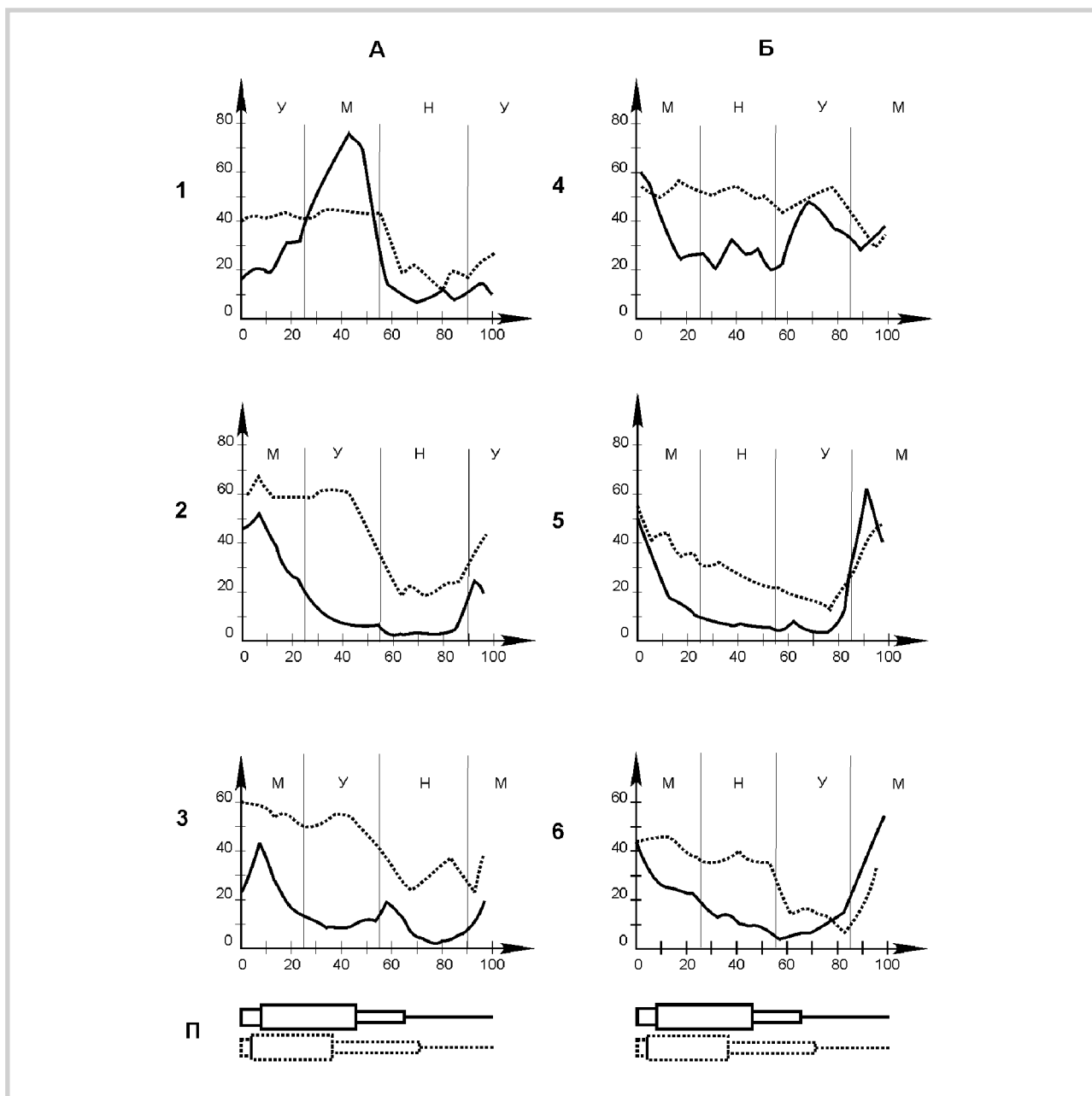


Рис. 1. А — графики угловых перемещений в суставах нижних конечностей при ходьбе в норме (сплошная линия) и больных ДЦП (пунктир).

ГСУ — голеностопный угол, КУ — коленный угол, ТБУ — тазобедренный угол, П — подграмма. По оси ординат — углы в градусах, по оси абсцисс — время (за 100% принята длительность двойного шага). Б — опорные реакции при ходьбе в норме (сплошная линия) и больных ДЦП (пунктир). Вверху — пациент И., внизу — пациент Л. Ry — поперечная, Rx — продольная, Rz — вертикальная составляющие опорной реакции. По оси ординат — величина опорной реакции в % к весу тела, по оси абсцисс — время.

Недостаточность функции передней большеберцовой мышцы проявляется при ходьбе отвисанием стопы, цеплянием носка об опорную поверхность, опорой в начале шага на передний отдел стопы. Недостаточность функции трехглавой мышцы голени выражается при ходьбе постоянной сгибательной установкой нижних конечностей, опорой в начале шага на всю стопу, шаркающей походкой, ослаблением отталкивания стопы от опоры. Недостаточ-

ность функции четырехглавой мышцы бедра проявляется при ходьбе сгибательной установкой нижних конечностей, избыточными колебаниями туловища относительно сагиттальной плоскости, увеличением поясничного лордоза. Недостаточность функции мышц-сгибателей голени в изолированном виде наблюдается редко. Эта патология характеризуется рекурвацией в КС во время опоры на всю стопу, затрудненным и ограниченным сгибанием в КС



**Рис. 2.** Графики изменения электрической активности мышц нижних конечностей в норме (сплошная линия) и больных ДЦП (пунктирная линия) в течение цикла ходьбы.

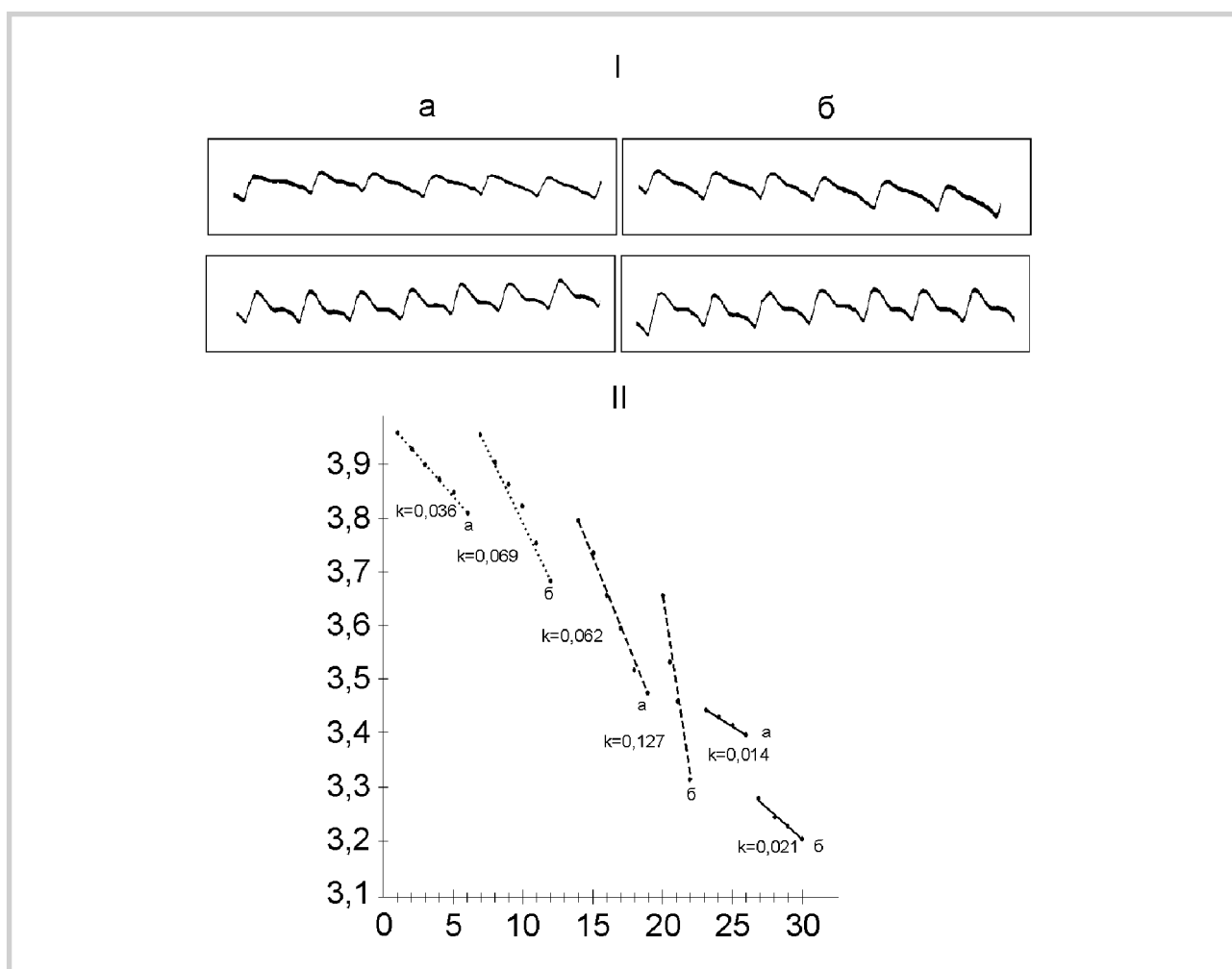
А — мышцы-разгибатели, Б — мышцы-сгибатели. Зоны ЭМГ-профиля: М — максимальная активность, У — умеренная активность, Н — низкоамплитудная активность. 1 — икроножная мышца, 2 — наружная широкая мышца, 3 — прямая мышца бедра, 4 — передняя большеберцовая мышца, 5 — полусухожильная мышца, 6 — двуглавая мышца бедра. П — подограммы. По оси ординат — электрическая активность (мкВ), по оси абсцисс — время.

в переносную фазу. Недостаточность функции средней ягодичной мышцы вызывает выраженные раскачивания туловища относительно фронтальной плоскости, увеличение сгибания в КС и ТБС в переносную фазу и в начале опорной фазы, во время переката стопы через пятку. Недостаточность функции большой ягодичной мышцы проявляется при ходьбе чрезмерными колебаниями туловища относительно сагиттальной плоскости, увеличением поясничного лордоза вследствие наклона таза вперед, легкой сгибательной установкой нижних конечностей. Наконец,

у некоторых больных ДЦП наблюдается недостаточность функции мышц спины и живота, что обуславливает значительные колебания туловища при ходьбе.

*Противопоказания к ФЭС*

Абсолютные противопоказания к ФЭС при ходьбе больных ДЦП в основном те же, что и при других заболеваниях опорно-двигательного аппарата [2]. Относительными противопоказаниями являются эпилептический синдром в анамнезе, плохая переносимость электрораз-



**Рис. 3. Магистральное кровообращение и тканевый кровоток в стимулированной мышце.**

I — сфигмограммы средней трети голени у больных ДЦП: а — до курса электростимуляции, б — после курса электростимуляции при ходьбе. II — кривые поглощения  $\text{Na}^{24}$ , введенного в икроножную мышцу больных ДЦП в покое и при различных видах мышечной работы. а — до курса электростимуляции, б — после курса электростимуляции. По оси абсцисс — время в минутах, по оси ординат — логарифм числа импульсов, определяющих величину гамма-излучения. Наклон кривых характеризует интенсивность мышечного кровотока.

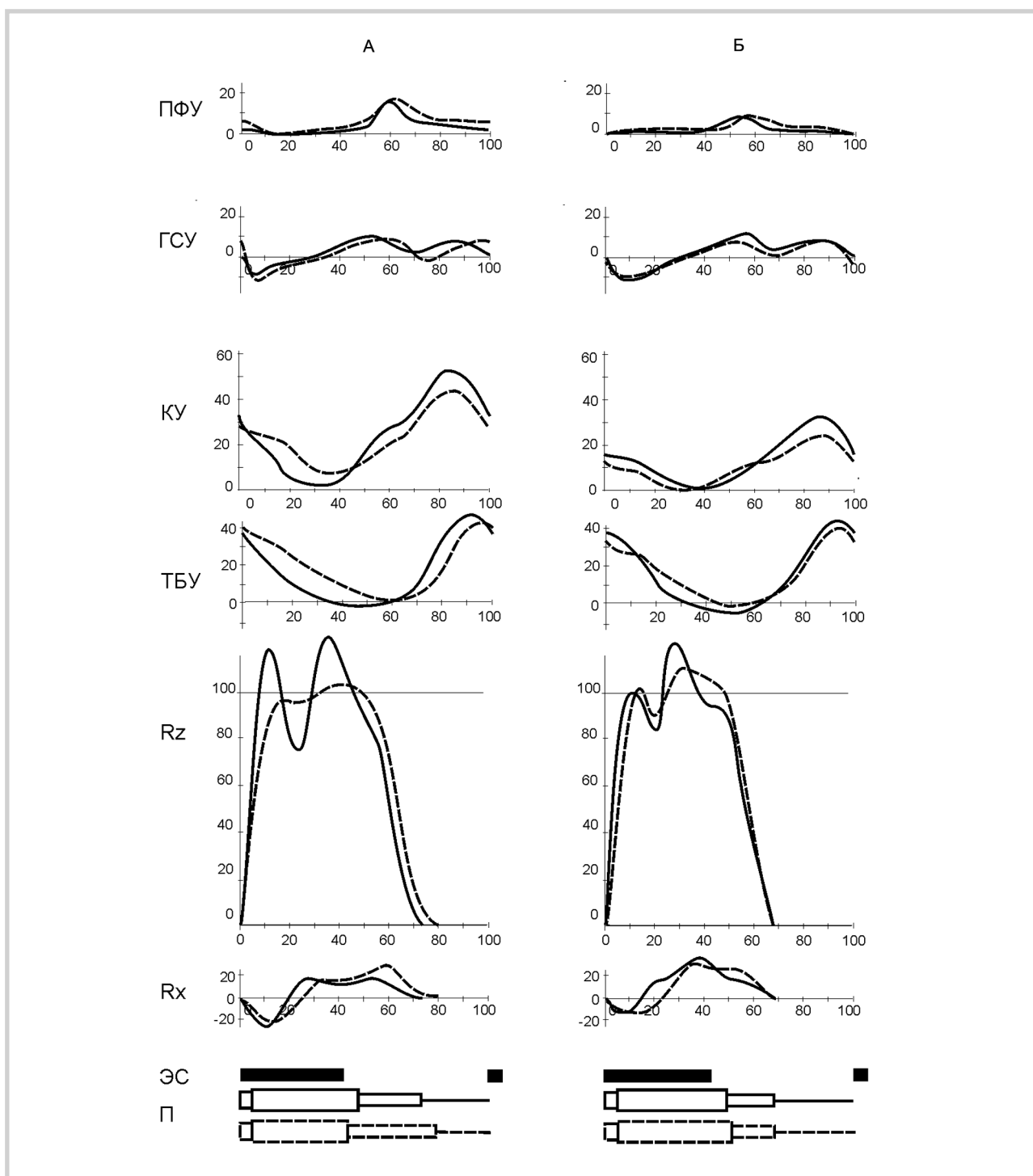
Сплошная линия — при стоянии, пунктирная — при ходьбе, линия из точек — в покое.

дражений небольшой интенсивности, фиксированные деформации суставов, выраженная спастичность мышц.

При диплегической форме ДЦП основным видом коррекции является усиление разгибательно-отводящих движений в ТБС путем электростимуляции (ЭС) большой и средней ягодичной мышц в первые  $\frac{2}{3}$  опорной фазы. Такая коррекция обеспечивает не только выпрямление нижней конечности в течение опорной фазы, но и способствует уменьшению внутренней ротации и приведения бедер, обуславливает повышение устойчивости и редукцию раскачиваний туловища относительно фронтальной и сагиттальной плоскостей. Этот вид коррекции целесообразно сочетать с подъемом стопы в ГСС посредством ЭС передней большеберцовой мышцы в конце опорной и в течение переносной фаз. Указанные коррекции облегчают перенос конечности и позволяют начать следующий шаг с опоры на пятку. При двустороннем поражении применяют четырехканальную коррекцию движений обеих нижних конечностей посредством ЭС.

Меньшую роль играют другие комбинации коррекционных воздействий, например коррекция разгибательных движений в КС и ТБС посредством ЭС четырехглавых мышц бедра и больших ягодичных мышц.

Наблюдения показывают, что эффективность коррекционных воздействий зависит от предварительного лечения больных ДЦП, а именно от нормализации периферического патологического фона (наличия контрактур в суставах). Поэтому путем оперативных вмешательств и ортезирования следует максимально устранить порочную позицию туловища и нижних конечностей при стоянии и ходьбе. С этой целью могут быть использованы аддукторотомия, превращение двусуставных мышц в односуставные путем отсечения внутренних и наружных сгибателей от голени и перемещения их на бедро (операция Эггерса), отсечение прямой мышцы бедра от тазовых костей (операция А.М. Журавлева) и др. При спастическом состоянии трехглавой мышцы голени может быть рекомендовано этапное функциональное ортезирование голеностопно-

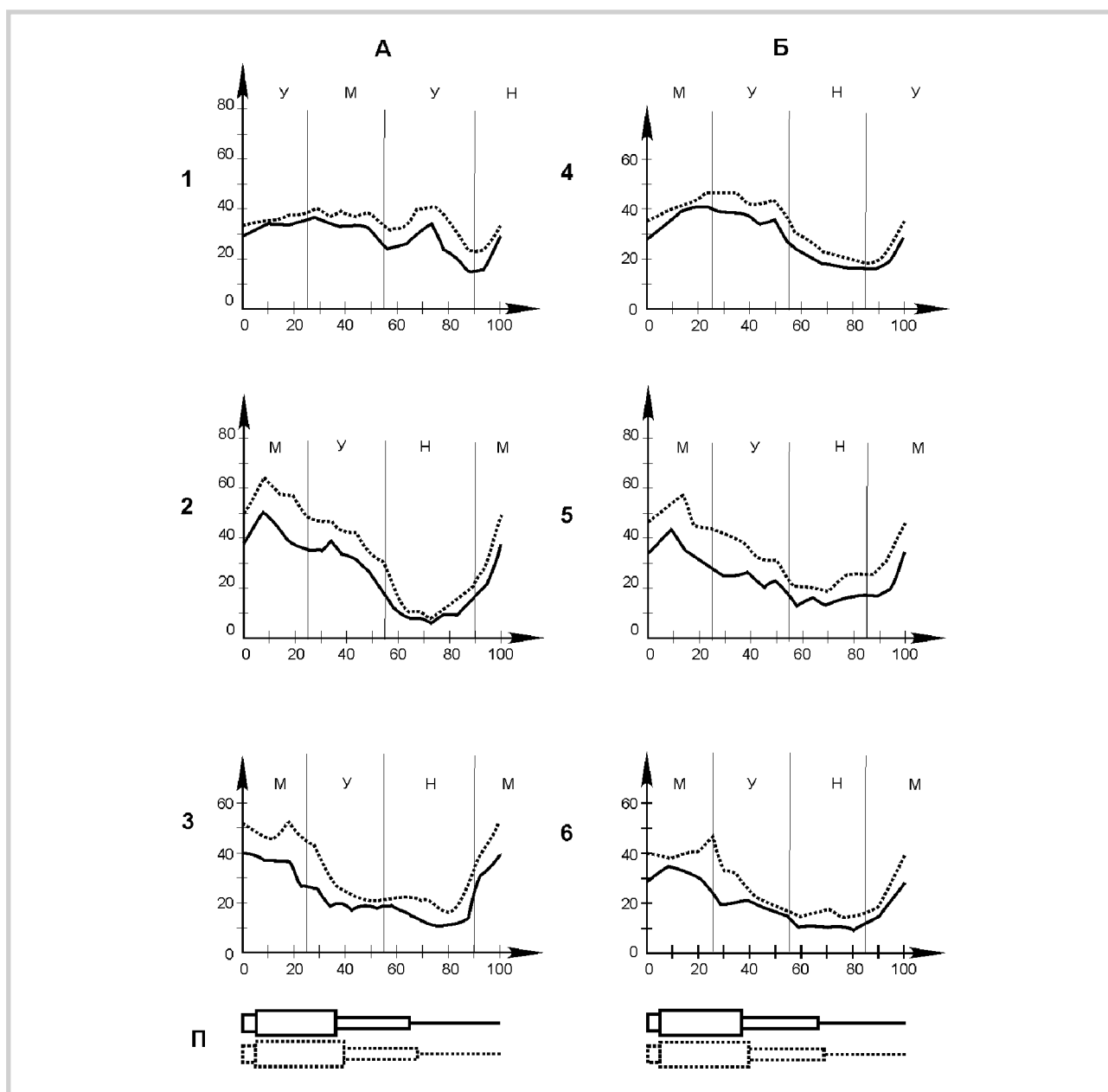


**Рис. 4.** Изменение биомеханической структуры ходьбы больного ДЦП при коррекции движений в обоих тазобедренных суставах посредством попеременной электростимуляции правой и левой большой и средней ягодичных мышц.

ПФУ — плюснефаланговый угол, ГСУ — голеностопный угол, КУ — коленный угол, ТБУ — тазобедренный угол, Rz — вертикальная составляющая опорной реакции, Rx — продольная составляющая опорной реакции, ЭС — отметки электростимуляции ягодичных мышц, П — подограммы. Сплошная линия — ходьба с коррекцией, пунктирная — без коррекции. По оси ординат — амплитуда межзвеновых углов (в °) и опорных реакций (в % R), по оси абсцисс — длительность цикла ходьбы (Т, %). А — правая нога, Б — левая.

го сустава, предполагающее сперва полное выключение движений в суставе на несколько месяцев с дальнейшим постепенным высвобождением двигательной активности мышц [4].

В остальном организация ФЭС при ходьбе больных ДЦП не отличается от общепринятой. Для ЭС используют последовательность электрических импульсов амплитудой 50–250 мА, длительностью 50–200 мкс и частотой



**Рис. 5.** Графики изменения ЭМГ-профиля мышц нижних конечностей до (пунктирная линия) и после (сплошная линия) курса ИКД при ходьбе больных ДЦП.

По оси абсцисс — время, по оси ординат — электрическая активность в мкВ. 1 — передняя большеберцовая мышца, 2 — икроножная мышца, 3 — наружная широкая мышца, 4 — прямая мышца бедра, 5 — полусухожильная мышца, 6 — двуглавая мышца бедра. Под графиками — подограммы. Остальные обозначения как на рис. 2.

50–60 Гц. Интенсивность электрического раздражения должна быть достаточной для осуществления коррекционных воздействий и вместе с тем находиться в пределах комфортной (безболевого) зоны.

Временную программу устанавливают при помощи датчиков синхронизации коленного или тазобедренного углов, укрепленных на одной или двух нижних конечностях. При этом обязательным условием применения ФЭС является совпадение фазы стимуляции с зоной М нормального стереотипа ходьбы, так как только такая временная программа гарантирует выработку у больных

правильного навыка ходьбы. Режим ЭС при ходьбе сводится к коррекционной тренировке в течение 30–45 мин на расстояние до 2 км в течение 15–20 сеансов. Повторные курсы проводятся один раз в полгода.

Под влиянием двадцатидневного курса электростимуляционной тренировки происходят два типа изменений: улучшается функциональное состояние мышц и частично нормализуются биомеханическая и иннервационная программы ходьбы. Клинически отмечается увеличение силы стимулируемых мышц на 1–2 балла, уменьшение симптома Тренделенбурга на 3–7°, ослабление сгибательной

позиции нижних конечностей и раскачиваний туловища во время ходьбы, увеличение средней скорости передвижения.

Инструментальные исследования показывают прирост силы и максимальной электрической активности стимулируемых мышц в 1,3 раза, что свидетельствует о некотором восстановлении их функции. Наряду с этим наблюдается улучшение магистрального кровообращения и тканевого кровотока (рис. 3).

Оптимизируются биомеханические параметры ходьбы: рост длины шага и темпа передвижения, увеличивается скорость ходьбы в среднем на 12%, становится более правильным соотношение основных фаз цикла благодаря большей продолжительности (на 12%) переносной фазы.

Анализ угловых перемещений в суставах после функциональной ЭС мышц демонстрирует уменьшение сгибательной позиции нижних конечностей, а динамограмма опорных реакций указывает на появление опорных толчков (рис. 4). Наиболее заметные сдвиги после курса электростимуляционной тренировки возникают в электрической активности мышц. Средняя электрическая активность мышц нижних конечностей за цикл снижается на 14%. При этом она уменьшается преимущественно в зоне М ЭМГ-профиля, демонстрируя ослабление нагрузки на мышцы в наиболее ответственные фазы шага (рис. 5).

Полученные результаты хорошо согласуются с данными газо-энергетических исследований, осуществленных методом непрямой калориметрии: после курса лечения снижение энерготрат составляет 31% по сравнению с исходным уровнем. Это можно объяснить только частичной нормализацией биомеханической структуры ходьбы, уменьшением сгибательной позиции нижних конечностей и редукцией вращательных движений туловища. Результаты коррекционной тренировки остаются стабильными в течение 6—12 мес, после чего необходима дополнитель-

ная тренировка, которая может быть осуществлена в домашних условиях с помощью портативных корректоров движений.

В заключение следует отметить, что под влиянием лечения, включающего ФЭС, изменяется социальный статус больных: у ряда пациентов появляется возможность самостоятельного передвижения, самообслуживания, освоения ранее недоступных специальностей, создания полноценной семьи.

Таким образом, основными признаками ходьбы больных ДЦП с диплегической формой поражения является сгибательная позиция нижних конечностей на протяжении локомоторного цикла, ограничение движений в суставах ног наряду с увеличением раскачиваний туловища, ослабление активности в фазе заднего толчка и ее резкое усиление в первые  $\frac{2}{3}$  опорной фазы. Наибольший эффект лечения больных ДЦП методом ФЭС достигается при комбинированной четырехканальной ЭС больших ягодичных мышц в первой половине опорной фазы и ЭС передних большеберцовых мышц в конце опорной и в течение переносной фаз.

Для проведения ФЭС эффективна последовательность электрических импульсов амплитудой 50—250 мА, длительностью 50—200 мкс и частотой 50—60 Гц: фаза ЭС должна совпадать с зоной М нормального иннервационного стереотипа.

Эффективность коррекционного воздействия существенно зависит от предварительного лечения, нормализующего порочную позу нижних конечностей у больных ДЦП.

В результате курса ФЭС наблюдается увеличение силы паретичных мышц, улучшение периферического кровообращения, нормализация биомеханической и иннервационной структуры локомоции, снижение энерготрат при ходьбе.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Витензон А.С., Миронов Е.М., Петрушанская К.А., Скоблин А.А. Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе. М: ООО «Зеркало» 1999; 503.
2. Витензон А.С., Петрушанская К.А., Скворцов Д.В. Руководство по применению метода искусственной коррекции ходьбы и ритмических движений посредством программируемой электростимуляции мышц. М: Научно-медицинская фирма МБН 2005; 300.
3. Гриценко Г.П., Витензон А.С., Славуцкий Я.Л., Сутченков И.А. Биомеханический комплекс для оценки ходьбы в норме и при нарушениях опорно-двигательного аппарата. Протезирование и протезостроение. Сборник трудов ЦНИИПП. М 1997; 94: 84—87.
4. Журавлев А.М., Перхурова И.С., Семенова К.А., Витензон А.С. Хирургическая коррекция позы и ходьбы при детском церебральном параличе. Ереван: Айастан 1986; 230.
5. Ильина Ю.П., Витензон А.С., Баскакова Н.В. Энергетическая оценка ходьбы больных детским церебральным параличом при применении электрической стимуляции мышц. Протезирование и протезостроение. Сборник трудов ЦНИИПП. М 1979; 52: 45—50.
6. Петрушанская К.А., Витензон А.С. Закономерности изменения электромиографического профиля мышц при некоторых нарушениях ходьбы. Физиология человека 2006; 12: 6: 52—60.
7. Семенова К.А. Детские церебральные параличи. М: Медицина 1968.