

УДК 531/534: [57+61]

## **ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ ХОДЬБЫ БОЛЬНЫХ ДЕТСКИМ ЦЕРЕБРАЛЬНЫМ ПАРАЛИЧОМ**

**К.А. Петрушанская, А.С. Витензон**

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

**Аннотация.** Рассмотрены биомеханическая и иннервационная структура ходьбы больных с диплегической формой детского церебрального паралича. Установлены основные биомеханические особенности ходьбы: сокращение длительности переносной фазы, сгибательная установка нижних конечностей, ограничение движений в суставах, редукция и деформация кривых составляющих опорной реакции. Выявлен высокий уровень электрической активности мышц, измененный ЭМГ-профиль с пролонгированием активности из зоны М (максимальной активности) в зону У (умеренной активности) или в зону Н (низкоамплитудной активности).

Дана биомеханическая и нейрофизиологическая интерпретация полученных фактов, согласно которой изменение кинематики и динамики ходьбы отражает действие патологических факторов, способствующих формированию неправильной позы тела больного, тогда как трансформация электрической активности мышц имеет преимущественно приспособительный характер.

**Ключевые слова:** детский церебральный паралич, биомеханическая и иннервационная структура ходьбы.

### **Введение**

В обширной литературе, посвященной детскому церебральному параличу (ДЦП), работы по изучению структуры локомоции долгое время занимали весьма скромное место. В основном это были электромиографические исследования деятельности мышц при ходьбе до и после различных оперативных вмешательств [1-6].

Лишь в последние десятилетия появился ряд фундаментальных исследований, дающих комплексное биомеханическое обоснование хирургической коррекции позы и ходьбы больных ДЦП [7-11].

Такой интерес к проблеме локомоторных функций у этой категории больных не является случайным, так как данные о структуре ходьбы являются исходными предпосылками для разработки различных аспектов медицинской реабилитации.

В настоящей статье на основании биомеханических и электрофизиологических исследований сделана попытка выявить особенности и механизмы локомоторных нарушений у больных ДЦП.

### Методика и материалы исследований

Комплексная количественная характеристика структуры ходьбы была получена путем синхронной регистрации основных, временных, кинематических, динамических и электромиографических параметров локомоции. С этой целью использовали следующие методики: электроподографию, электрогониографию, электродинамографию и количественную электромиографию.

После обработки и усреднения данных на ПЭВМ все материалы были представлены в виде таблиц и графиков изменения биомеханических и электромиографических параметров в течение цикла ходьбы – биомеханический и электромиографический (ЭМГ) профили [12].

Под наблюдением находились 10 больных с диплегической формой ДЦП в возрасте 14-15 лет. Больные передвигались в произвольном темпе по стендовой дорожке длиной в 14 м. Для больных была типична ходьба на полусогнутых, приведенных и ротированных внутрь ногах, нередко с опорой на передние отделы стоп. Важнейший элемент патологической походки – сгибательная позиция нижних конечностей в течение опорной фазы – почти в 2/3 случаев имела установочный характер и только в 1/3 случаев была обусловлена фиксированными деформациями в суставах ног. Для сравнения по той же программе были исследованы 10 здоровых испытуемых того же возраста.

### Результаты исследований

Несмотря на некоторые различия в клинических проявлениях заболевания, стереотип ходьбы больных ДЦП с синдромом спастической диплегии имеет типичные черты.

**Основные и временные характеристики.** Из табл. 1 видно, что при ходьбе больных ДЦП нарушается нормальное соотношение длительностей опорной и переносной фаз шага: последняя укорачивается на 16%, резко возрастает двуопорная фаза (на 73%). Все это свидетельствует о снижении устойчивости больных при ходьбе; наряду с этим происходит перефазировка внутри опорной фазы, а именно уменьшается время опоры на пятку и всю стопу и увеличивается время опоры на ее передний отдел. Как правило, такая перефазировка опорной фазы связана с эквинусной деформацией, или неправильной установкой стопы при ходьбе. В то же время коэффициент ритмичности (соотношение длительностей переносных фаз шага) приближается к норме, поскольку речь идет о двустороннем примерно одинаковом поражении нижних конечностей.

Длина шага уменьшается в среднем на 25%, темп мало изменяется, а средняя скорость ходьбы понижается на 27%.

**Кинематические характеристики.** Существенно изменяется и рисунок движений в основных суставах нижних конечностей при ходьбе. Обычно отмечают три типа изменений:

- появление исходного угла сгибания во всех суставах ноги, так называемой постоянной составляющей, на которую наслаиваются угловые перемещения (на графиках это выражается в смещении всех кинематических кривых вверх от нулевой линии, соответствующей стоянию с выпрямленными ногами);
- редукция амплитуды всех угловых перемещений и их первых двух производных в основных суставах нижних конечностей;

Таблица 1

Основные и временные характеристики ходьбы в норме и у больных ДЦП

Характеристики ходьбы	Норма, n=10	Ходьба больных ДЦП, n=10	
	M±m	M±m	% к норме
Длительность двойного шага, с	1,23±0,02	1,27±0,01	103
Длина одиночного шага, м	0,69±0,03	0,52±0,02	75*
Средняя скорость, м/с	1,12±0,08	0,82±0,03	73*
Длительность интервала опоры на пятку, %	7,6±0,6	4,1±0,5	54*
Длительность интервала опоры на всю стопу, %	37,6±0,7	32,0±3,1	85
Длительность интервала опоры на носок, %	19,7±0,6	34,5±2,8	175*
Переносная фаза, %	35,1±0,9	29,4±1,5	84*
Двуопорная фаза, %	26,0±1,3	45,0±2,8	173*
Коэффициент ритмичности, %	0,97±0,01	0,95±0,03	98

*Примечания:*

1. Длительность двойного шага принята за 100%.
2. Здесь и в таблицах 2 и 3 знак “\*” в последней колонке означает, что средние значения параметра в норме и у больных различаются с вероятностью ошибки  $\alpha < 0,05$ .

- сдвиг начала и конца отдельных фаз движений (рис. 1).

Более детальное сопоставление кинематики суставов при ходьбе в норме и у больных ДЦП показывает следующее.

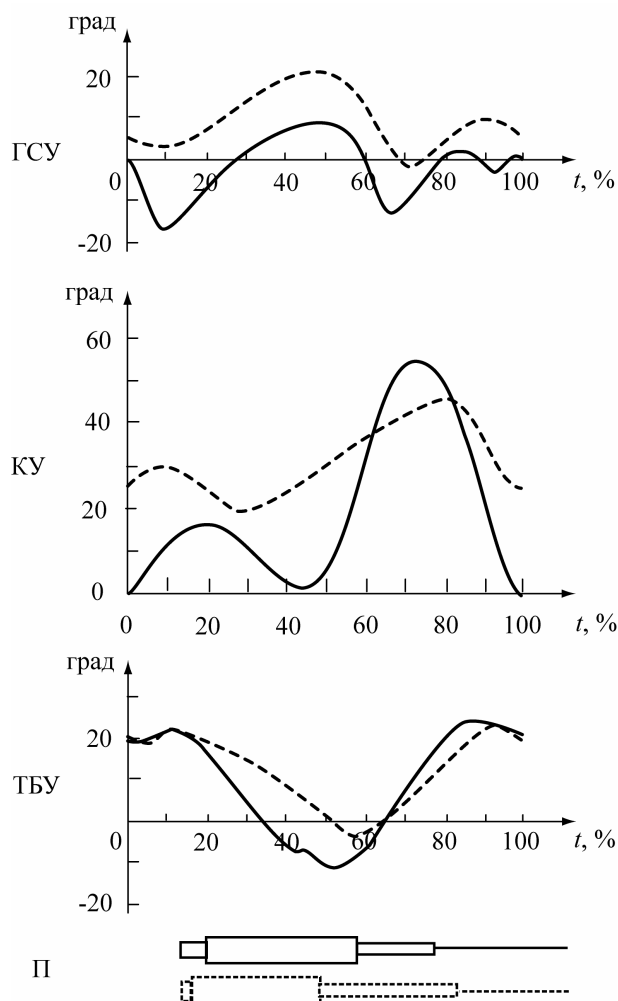


Рис. 1. Графики угловых перемещений в суставах нижних конечностей при ходьбе в норме (сплошная линия) и больных ДЦП (пунктирная линия). ГСУ – голеностопный угол, КУ – коленный угол, ТБУ – тазобедренный угол, П – подограмы

Кривая голеностопного угла (ГСУ) при ходьбе здоровых людей имеет четыре экстремальных значения, из которых два соответствуют подошвенному сгибанию в начале и в конце опорной фазы и два – тыльному сгибанию во время переката стопы через носок и в первой половине переносной фазы. При ходьбе больных эти экстремальные значения сохраняются, однако вся кривая ГСУ практически смещается в область положительных углов, что означает сгибательную позицию ноги (наклон голени вперед); первое подошвенное сгибание редуцируется вследствие кратковременного переката через пятку, тыльное сгибание в опорную фазу увеличивается из-за предварительного наклона голени вперед, второе подошвенное сгибание уменьшается, что указывает на недостаточное отталкивание стопы от опоры; тыльное сгибание в переносную фазу имеет малую амплитуду, что вызывает возможность задевания носком об опорную поверхность.

Кривая угла в коленном суставе (КУ) при ходьбе в норме как бы состоит из двух полувольт – малой и большой. Первая из них характеризует подгибание в суставе, имеющее главным образом амортизационное значение (смягчение нагрузки, переносимой на опорную ногу); вторая полуволна угловых перемещений представляет собой сгибание в коленном суставе в переносную фазу шага. За каждым сгибанием следует практически полное разгибание в суставе.

При ходьбе больных кривая КУ оказывается деформированной. Во-первых, она приподнята над нулевой линией вследствие исходного угла сгибания; во-вторых,

амплитуда подгибания и основного сгибания резко различаются между собой; в третьих, фазы подгибания и последующего разгибания укорочены, а основное сгибание в суставе чрезмерно растянуто и начинается с середины опорной фазы, тогда как следующее за ним разгибание является кратковременным и незавершенным. Все это означает, что больной, не разогнув полностью ногу в суставе в течение переносной фазы, ставит на опору полусогнутую конечность, затем ее слегка разгибает и снова сгибает, как только начинается перекаат стопы через передний отдел.

Кривая угла в тазобедренном суставе (ТБУ) имеет в норме три экстремальных значения: два из них соответствуют сгибанию в суставе, а одно – разгибанию. Каждый цикл ходьбы начинается со сгибания, которое удерживается во время перекаата стопы через пятку, затем происходит разгибание в суставе, которое достигает максимума в середине перекаата стопы через носок, затем снова наступает сгибание в переносную фазу, которое лишь в конце сменяется небольшим разгибанием. При ходьбе больных сохраняются основные элементы кривой ТБУ, отмечается лишь редукция угла разгибания. В табл. 2 приведены экстремальные значения межзвевных углов при ходьбе больных ДЦП.

Отмеченные изменения кинематики ходьбы больных объясняются рядом причин.

Сгибательная позиция ноги в опорную фазу шага является следствием либо пареза мышц-разгибателей, либо спастичности мышц-сгибателей бедра, голени, стопы, либо комбинации того и другого. Нередко она является следствием недостаточности средней ягодичной мышцы, что ведет к перекосу таза, функциональному удлинению конечности и постановке ноги на опору в положении вынужденного сгибания.

Различие в кинематике суставов при ходьбе больных ДЦП, по-видимому, определяется неодинаковым патологическим тонусом окружающих мышц.

Так, наибольшая редукция движений в коленном суставе связана с противоположным действием спастичных мышц-антагонистов. Ограничение сгибания в суставе происходит в результате сокращения четырехглавой мышцы бедра почти до конца опорной фазы, а уменьшение разгибания во второй половине переносной фазы – вследствие сокращения мышц-сгибателей голени (полусухожильной и двуглавой бедра).

Условия движений в тазобедренном суставе более благоприятны: сгибание лишь несколько тормозится сокращением мышц-сгибателей голени, так как в этой фазе коленный сустав согнут и эти двусуставные мышцы укорочены; напротив, разгибание в суставе не выходит за пределы нулевой линии на графике ТБУ из-за сокращения растянутой прямой мышцы бедра.

Изменение рисунка движений в голеностопном суставе обусловлено двумя факторами: исходным наклоном голени вперед и спастическим состоянием трехглавой мышцы голени. Первый из них способствует перемещению межзвевного угла в область тыльного сгибания, второй – вызывает уменьшение амплитуды угловых перемещений в суставе.

Таким образом, неправильная поза нижних конечностей при стоянии и ходьбе является следствием патологических синергий, наблюдающихся у больных ДЦП.

**Динамические характеристики.** Кривые составляющих опорных реакций дают представление о динамических характеристиках ходьбы. В данном исследовании регистрировали вертикальную ( $R_z$ ), продольную ( $R_x$ ) и поперечную ( $R_y$ ) составляющие опорной реакции. В течение опорной фазы каждая из них дает два экстремальных значения, именуемые, соответственно, передним и задним толчком, и одно минимальное значение в середине опорной фазы.

Таблица 2

**Кинематические характеристики ходьбы в норме и у больных ДЦП**

Межзвенные углы	Движение	Норма, n=10	Ходьба больных ДЦП, n=10	
		M±m	M±m	% к норме
Голеностопный угол	Подошвенное сгибание в начале опорной фазы	-16,3±0,7	3,0±0,5	-*
	Тыльное сгибание в опорную фазу	9,1±0,8	21,0±2,2	23*
	Подошвенное сгибание в конце опорной фазы	-12,8±1,5	-2,0±0,7	16*
Коленный угол	Сгибание в опорную фазу	16,8±1,5	30,0±2,7	179*
	Сгибание в переносную фазу	55,0±2,6	46,0±2,7	84*
Тазобедренный угол	Сгибание в опорную фазу	22,0±1,2	22,0±2,4	100
	Разгибание	-10,3±0,8	-3,0±0,8	29*
	Сгибание в переносную фазу	24,5±1,8	23,0±1,9	94

При ходьбе больных ДЦП наблюдаются различные виды изменения кривых составляющих опорных реакций в зависимости от тяжести поражения. На рис. 2 приведены типичные примеры нарушений опорных реакций.

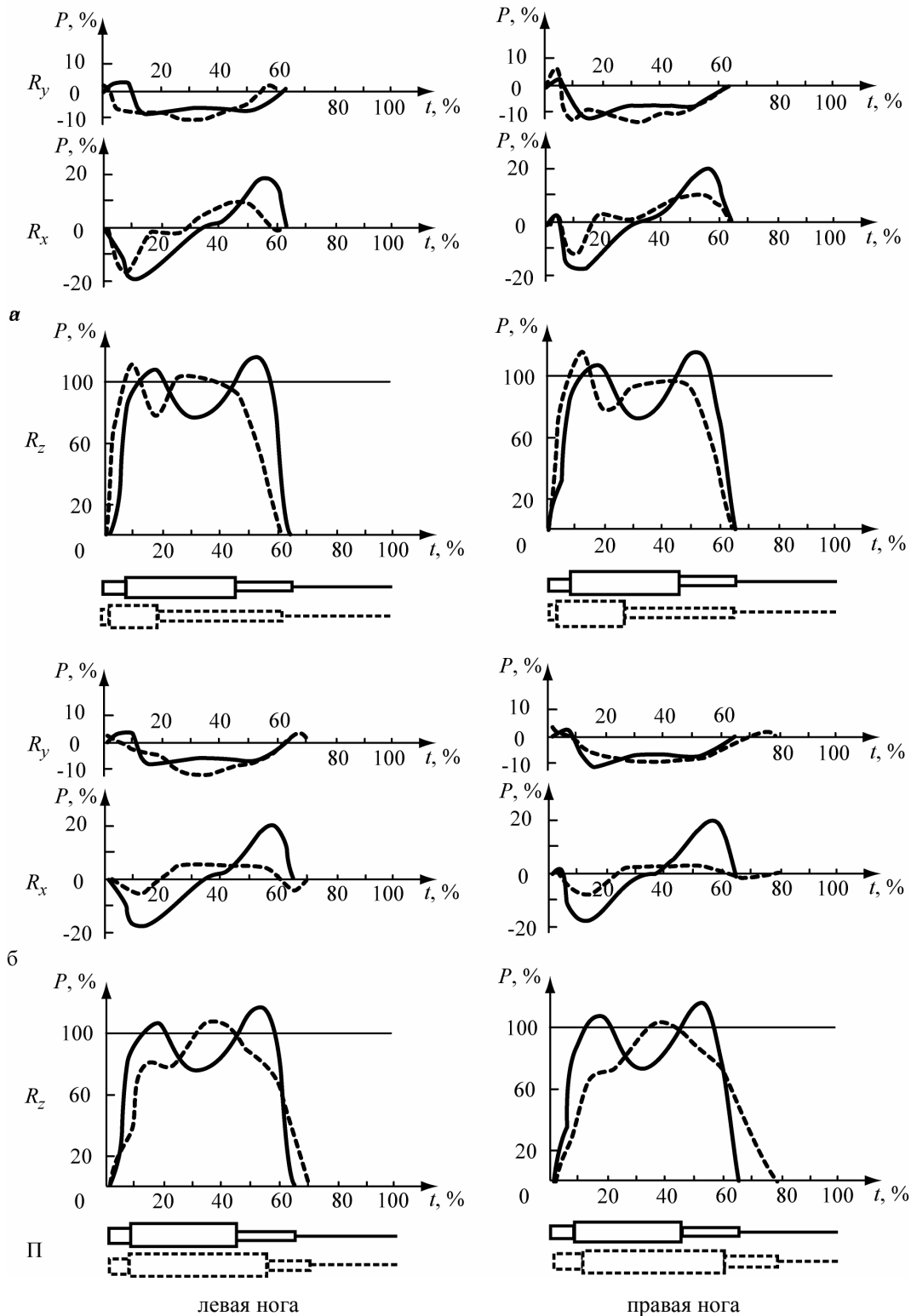


Рис. 2. Опорные реакции при ходьбе в норме (сплошная линия) и у больных ДЦП (пунктирная линия): а – пациент И-ов, б - пациент Л-ко;  $R_y$  – поперечная,  $R_x$  – продольная,  $R_z$  – вертикальная составляющие опорной реакции. Остальные обозначения как на рис. 1

На рис. 2а показаны деформации кривых опорных реакций у больных с умеренным поражением нижних конечностей. Видно резкое уменьшение экстремальных значений составляющих в фазе заднего толчка  $R_z$  и  $R_x$ , сдвиг минимума кривых влево по оси времени, однако кривая  $R_z$  сохраняет свою двухвершинную конфигурацию.

Более сильное нарушение опорных реакций наблюдается у больных с выраженным поражением мышц нижних конечностей; кривая составляющей  $R_z$  приобретает треугольную форму с максимумом в середине опорной фазы, значительно уменьшаются экстремумы кривой  $R_x$  и, наоборот, повышается амплитуда составляющей  $R_y$ , что свидетельствует об увеличении раскачиваний туловища (рис. 2б).

**Электрофизиологические характеристики.** Наибольший интерес представляет изменение электрической активности мышц при ходьбе больных ДЦП.

При привычном темпе передвижения активность мышц нижних конечностей у больных почти в 1,8 раз превышает активность соответствующих мышц здоровых людей. Это превышение неодинаково выражено у различных мышц ноги (табл. 3). Чрезвычайно возрастает активность мышц, разгибающих коленный сустав (наружной широкой, прямой бедра), слегка увеличивается активность икроножной мышцы, примерно одинаково повышается активность мышц-сгибателей (передней большеберцовой, полусухожильной, двуглавой бедра, подвздошно-поясничной), несколько меньше – активность большой и средней ягодичных мышц.

Однако активность становится не только чрезмерно высокой, но и приобретает не свойственное норме распределение в течение цикла ходьбы. Так, активность икроножной мышцы, имеющая обычно максимум в середине опорной фазы (в зоне М), распространяется на ее первую треть (зону У), при этом ее максимальное значение снижается. Активность наружной широкой мышцы и прямой мышцы бедра занимает две трети опорной фазы, т.е. зоны М+У, тогда как при ходьбе в норме зона М ограничивается лишь первой третью опоры. Отмечено, что пролонгирование активности сопровождается ее резким повышением.

Менее четко изменяется активность мышц-сгибателей ноги. Представляет значительный интерес, что активность передней большеберцовой мышцы увеличивается не только в зоне М и У, но и в зоне Н, в то время как при ходьбе в норме активность в этой фазе оказывается резко сниженной. Аналогичное пролонгирование активности на зону Н отмечается и у ряда двусуставных мышц (полусухожильной, двуглавой бедра), которые в данном случае выполняют функцию разгибателей бедра, а не сгибателей голени (рис. 3).

Таким образом, при ходьбе больных ДЦП существенно изменяется ЭМГ-профиль многих мышц. Подчеркнем лишь, что одновременная активность мышц-антагонистов нижних конечностей в опорную фазу шага выступает не как эпизодическое явление, но как основная особенность данной патологической локомоции.

### **Некоторые механизмы локомоторных нарушений у больных ДЦП**

**Биомеханический аспект.** Для объяснения механизма локомоторных нарушений у больных ДЦП могут быть предложены две основные гипотезы.

Согласно одной из них, изменение биомеханической структуры ходьбы является результатом трансформации центральной иннервационной программы локомоции. На справедливость такого предположения как будто указывают данные электромиографических исследований, обнаруживших неизменность ЭМГ-профиля мышц после операций, устраняющих порочную установку нижних конечностей при стоянии и ходьбе [6, 13].



Таблица 3

Средняя электрическая активность мышц (в мкВ) в течение двойного шага при ходьбе в норме и у больных ДЦП

Название мышцы	Норма, n=10	Ходьба больных ДЦП, n=10	
	M±m	M±m	% к норме
Передняя большеберцовая	39,4±2,7	47,5±2,6	121*
Внутренняя икроножная	30,9±1,5	33,0±2,9	107
Наружная широкая	16,0±1,3	43,5±3,1	272*
Полусухожильная	17,0±1,2	32,1±2,0	189*
Прямая бедра	12,5±1,0	42,3±3,0	338*
Двуглавая бедра	15,8±1,5	31,1±1,9	197*
Большая ягодичная	13,3±0,8	22,0±2,8	165*
Средняя ягодичная	17,8±1,6	30,2±3,7	170*
Длинная приводящая	13,7±1,5	26,9±1,9	196*
Подвздошно-поясничная	16,2±2,2	32,0±3,5	198*
Крестцово-остистая	15,1±0,6	31,4±5,0	208*
Прямая живота	9,7±0,8	16,0±1,0	165*
Наружная косая живота	18,3±1,8	23,1±1,6	126
Средняя активность по 13 мышцам	18,1±1,4	31,6±2,7	175*

В соответствии с другой гипотезой, трансформация иннервационного стереотипа ходьбы больных ДЦП не является первичной, а отражает подстройку нервных процессов к биомеханическим условиям локомоции, в частности, к передвижению на полусогнутых нижних конечностях.

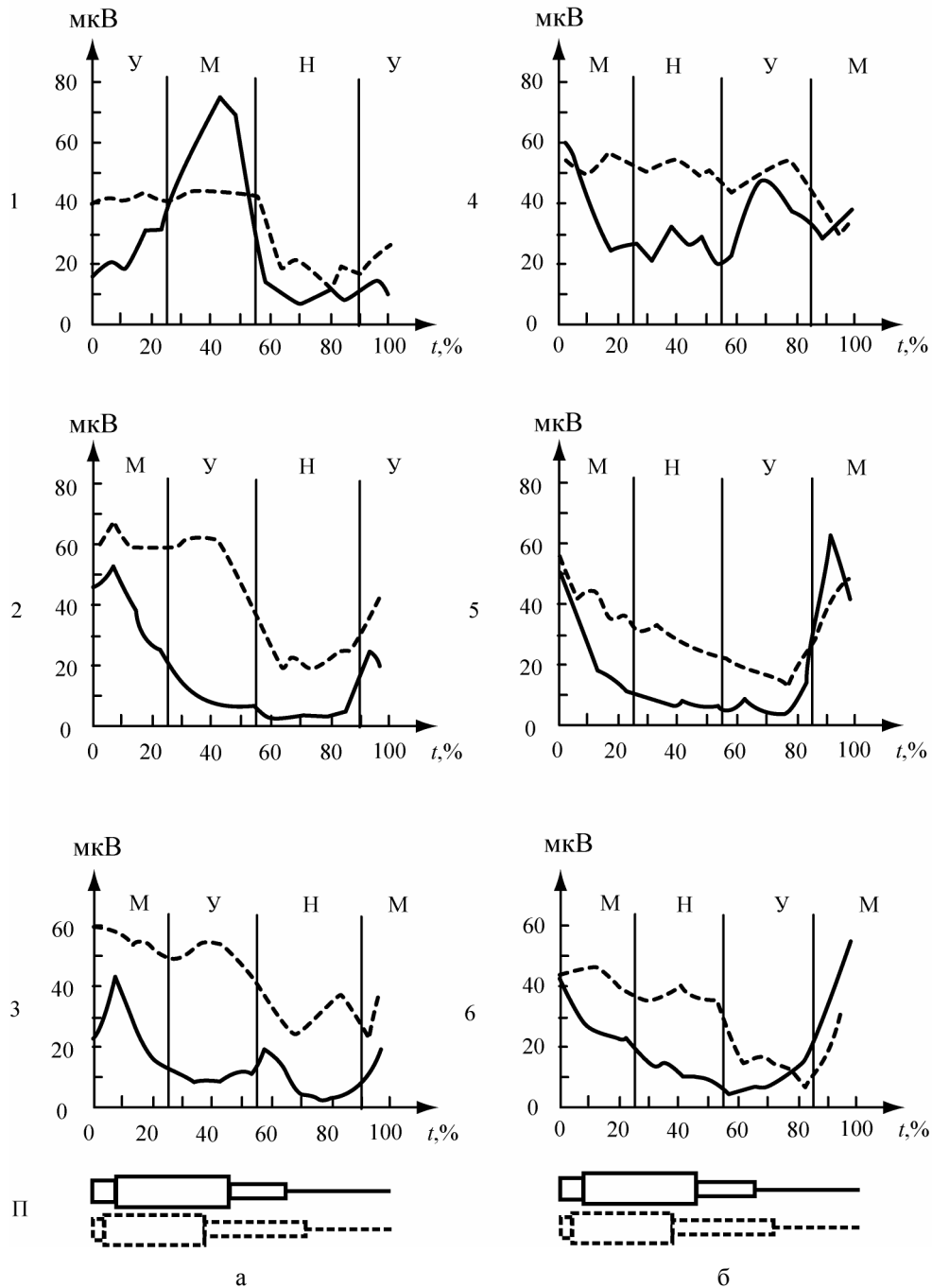


Рис. 3. Графики изменения электрической активности мышц нижних конечностей в норме (сплошная линия) и у больных ДЦП (пунктир) в течение цикла ходьбы. Зоны ЭМГ-профиля: М – максимальная активность, У – умеренная активность, Н – низкоамплитудная активность; а – мышцы-разгибатели, б – мышцы-сгибатели; 1 – икроножная мышца, 2 – наружная широкая мышца, 3 – прямая мышца бедра, 4 – передняя большеберцовая мышца, 5 – полусухожильная мышца, 6 – двуглавая мышца бедра. Остальные обозначения как на рис. 1 (с. 59)

Приведенные данные, по нашему мнению, свидетельствуют в пользу второй гипотезы. Анализ временных, кинематических и динамических параметров указывает на сохранение ведущих признаков нормальной локомоции в биомеханической структуре ходьбы больных ДЦП.

Качественно своеобразны лишь следующие особенности ходьбы больных: наличие постоянного начального угла сгибания в суставах, на который наслаиваются движения, а также выраженные колебания туловища во время локомоции. Однако и эти

особенности ходьбы являются не только следствием спастических контрактур, но и компонентами приспособительных реакций, направленных на поддержание устойчивости с наименьшими затратами мышечной энергии.

С точки зрения биомеханической целесообразности может быть рассмотрена и работа мышц при ходьбе больных.

Так, высоко-амплитудная, резко пролонгированная и одновременная электрическая активность мышц-антагонистов нижних конечностей и таза является отражением той биомеханической ситуации, которая складывается у больных при ходьбе в результате значительного изменения позных характеристик тела.

Наклон таза вперед вследствие спастического состояния мышц-сгибателей бедра, сгибательная установка или деформация в КС, эквинус стоп – все это создает положение, при котором поддержание вертикальной позы больного становится возможным лишь путем развития значительных разгибательных мышечных моментов в ТБС и КС. Последние обеспечиваются сокращением основных мышц-разгибателей ноги: всех головок четырехглавой мышцы бедра – для разгибания в КС, полусухожильной мышцы, полуперепончатой мышцы, двуглавой мышцы бедра и большой ягодичной мышцы – для разгибания в ТБС.

Однако обеспечение устойчивости при стоянии и ходьбе – не единственная причина повышения активности мышц бедра. В чрезмерном возбуждении и сокращении этих мышц при локомоции нетрудно разглядеть и динамическую составляющую, вызванную ослаблением толчковой функции мышц голени. Благодаря более сильному сокращению мышц-разгибателей КС и ТБС в первой трети опорной фазы частично компенсируется недостаточность заднего толчка, вызванного слабостью трехглавой мышцы голени контралатеральной конечности. В дальнейшем сокращение этих мышц бедра обеспечивает опороспособность ноги, сохраняющей сгибательную позицию. Наконец, во второй трети опорной фазы сокращение мышц-разгибателей бедра как бы дополняет деятельность ослабленной трехглавой мышцы голени, контролирующей плавное опускание общего центра масс.

Остается добавить, что сохранение основного ЭМГ-профиля после оперативного вмешательства не противоречит гипотезе о подстройке нервных процессов к новым условиям локомоции у больных ДЦП. Дело в том, что после операции частично сохраняется порочная поза нижних конечностей, спастичность и ослабление мышц и, следовательно, наклонность к прежнему стереотипу движений.

**Нейрофизиологический аспект.** Несмотря на дефицит внутрицентрального торможения у больных ДЦП, о котором можно судить по многим клиническим проявлениям, а в эксперименте – по результатам взаимодействия сухожильных рефлексов [14], ЭМГ-профиль мышц при данном виде патологической локомоции имеет упорядоченный характер.

При умеренном поражении двигательных функций у больных ДЦП работа многих мышц нижних конечностей характеризуется правильным чередованием активности и относительного покоя.

Иначе говоря, у больных ДЦП сохраняется, хотя и в измененном виде, интраспинальная программа ходьбы.

Суть этих изменений сводится в основном к повышению величины электрической активности и в ее пролонгировании на соседнюю фазу шага (обычно из зоны М в зону У). Такая трансформация ЭМГ-профиля мышц, по-видимому, определяется афферентными влияниями, обусловленными стойкой сгибательной позицией нижних конечностей.

При этом следует различать два явления: изменение величины активности и ее пролонгирование на соседнюю фазу шага. Первое связано, вероятно, с изменением

длины мышц, т.е. представляет собой проявление миостатических рефлексов вследствие усиления интенсивности статических ответов мышечных веретен; второе вызвано изменением продолжительности отдельных интервалов опорной фазы шага. Действительно, постоянная сгибательная позиция нижних конечностей в течение опорной фазы сопровождается пролонгированием афферентных воздействий и, тем самым, способствует рефлекторному продлению фазы возбуждения локомоторных центров. Если при этом мышцы растягиваются, то одновременно с пролонгированием фазы повышается активность (наружная широкая, прямая бедра); если же мышца укорачивается, то активность понижается (происходит "срезание" максимума активности, как это наблюдается у икроножной мышцы)<sup>1</sup>.

В то же время отмечаются изменения ЭМГ-профиля мышц, которые не укладываются полностью в эту схему внутрицентральных отношений. Так, у мышц-сгибателей ноги (передней большеберцовой, полусухожильной, двуглавой бедра) электрическая активность из зоны М распространяется также на зону Н, т.е. в ту фазу локомоторного цикла, для которой характерно заторможенное состояние мотонейронного пула. Для ряда мышц, являющихся двусуставными, это можно объяснить двойственной иннервацией при локомоции, а именно тем, что они в опорную фазу выполняют роль разгибателей бедра, а в переносную – сгибателей голени.

Однако такая интерпретация полученных фактов не подходит для выявления нейрофизиологических механизмов изменения ЭМГ-профиля передней большеберцовой мышцы.

Вероятно, речь идет о ранее установленной закономерности – разной жесткости иннервационных программ мышц-антагонистов при ходьбе [15]. Более жесткая, в своей основе, силовая программа мышц-разгибателей предполагает значительное размежевание фаз возбуждения и торможения нейрональных систем генератора локомоторных движений. Более адаптивная интраспинальная программа мышц-сгибателей допускает возможность растормаживания нейронального пула в зоне Н под воздействием афферентных раздражений.

## Выводы

1. Особенности биомеханической структуры ходьбы больных ДЦП являются изменение временной характеристики шага вследствие перефазировки опорной фазы и сокращения длительности переносной фазы, сгибательная установка нижних конечностей на протяжении цикла, ограничение движений в основных суставах ног, редукция и деформация кривых составляющих опорных реакций.
2. Для иннервационной структуры ходьбы больных ДЦП характерны высокий уровень электрической активности мышц бедра в первые две трети опорной фазы и ослабление активности мышц в фазе заднего толчка, резко измененный ЭМГ-профиль мышц с типичным пролонгированием активности из зоны М в зону У (для мышц-разгибателей) и из зоны М в зону Н (для мышц-сгибателей).
3. Изменение биомеханической структуры ходьбы больных ДЦП отражает действие патологических факторов, способствующих формированию неправильной позы тела больного, тогда как трансформация иннервационного стереотипа ходьбы имеет преимущественно приспособительный характер.

---

<sup>1</sup> Уменьшение длины икроножной мышцы происходит вследствие сгибания в коленном суставе.

## Список литературы

1. *Sutherland, D.H.* Clinical and electromyographic study of seven spastic children with internal rotation gait / D.H. Sutherland, L.J. Larsen, R.K. Ashley, J.N. Callander, P.M. James // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1969. – Vol. 51 A, № 6. – P. 1070–1082.
2. *Perry, J.* Gait analysis of the triceps surae in cerebral palsy / J. Perry, M.M. Hoffer, P. Giovan, D. Antonelli, R. Greenberg // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1974. – Vol. 56A, № 4. – P. 511–520.
3. *Perry, J.* Electromyography before and after surgery for hip deformity in children with cerebral palsy / J. Perry, M.M. Hoffer, D. Antonelli, J. Plut, G. Lewis, R. Greenberg // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1976. – Vol. 58A. – P. 201–208.
4. *Perry, J.* Preoperative and postoperative dynamic electromyography as an aid in planning tendon transfers in children with cerebral palsy / J. Perry, M.M. Hoffer // *Journal of Bone and Joint Surgery*. – 1977. – Vol. 59A. – P. 531–537.
5. *Woltering, H.* Electromyographic investigations of gait in cerebral palsied children / H. Woltering, V. Guth, F. Abbink // *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. – 1979. – Vol. 19, № 6. – P. 519–533.
6. *Guth, V.* Comparison pre- and post-operative electromyograms in children with cerebral palsy / V. Guth, F. Abbink, R. Reuken // *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. – 1985. – Vol. 25, № 4. – P. 233–243.
7. *Журавлев, А.М.* Хирургическая коррекция позы и ходьбы при детском церебральном параличе / А.М. Журавлев, И.С. Перхурова, К.А. Семенова, А.С. Витензон. – Ереван: Айастан, 1986. – 230 с.
8. *Gage, J.R.* Gait analysis in cerebral palsy / J.R. Gage. – Mac-Keith Press, 1991.
9. *Perry, J.* Gait analysis of normal and pathological function / J. Perry. – N-Y.: Slack Incorporated, 1992. – 524 p.
10. *Sutherland, D.H.* Rectus femoris release in selected patients with cerebral palsy: a preliminary report / D.H. Sutherland, L.J. Larsen // *Developmental medicine and clinical neurology*. – 1975. – Vol. 17. – P. 26 – 34.
11. *Перхурова, И.С.* Регуляция позы и ходьбы при детском церебральном параличе и некоторые способы коррекции / И.С. Перхурова, В.М. Лузинович, Е.Г. Сологубов. – М.: Книжная палата. – 1996. – 248 с.
12. *Гриценко, Г.П.* Биомеханический комплекс для оценки ходьбы в норме и при нарушениях опорно-двигательного аппарата / Г.П. Гриценко, А.С. Витензон, Я.Л. Славуцкий, И.А. Сутченков // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – Вып. 94. – М.: ЦНИИПП, 1997. – С. 84–87.
13. *Витензон, А.С.* Изменения в структуре ходьбы больных детским церебральным параличом после операции Эггерса / А.С. Витензон, А.М. Журавлев, Н.В. Баскакова // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – Вып. 42. – М.: ЦНИИПП, 1977. – С. 55–62.
14. *Витензон А.С.* Структура ходьбы больных детским церебральным параличом и ее коррекция посредством фазовой электростимуляции мышц / А.С. Витензон, Е.М. Миронов, К.А. Петрушанская, А.А. Скоблин // Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе. – М.: ООО-Зеркало, 1999. – С. 154–196.
15. *Витензон, А.С.* Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека / А.С. Витензон. – М.: Зеркало-М, 1998. – 271 с.

## INVESTIGATION OF GAIT STRUCTURE IN PATIENTS WITH INFANTILE CEREBRAL PALSY

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

Biomechanical and innervative gait structure of patients with diplegic form of infantile cerebral palsy has been considered in this article. The main biomechanical peculiarities of walking of patients with infantile cerebral palsy have been established: reduction of duration of the swing phase, the flexion position of the lower extremities, limitation of movements at the joints, reduction and deformation of the curves of ground reaction force. The innervative structure of walking of patients with infantile cerebral palsy is characterized by high level of electrical activity of muscles, by significantly changed EMG-pattern with prolongation of activity from zone M (maximal activity) to zone T (temperate activity) or zone L (low-amplitude activity).

Biomechanical and neurophysiological interpretation of the received data has been given, according to which changes of kinematics and dynamics of walking reflect action of the pathological factors, promoting formation of a wrong posture of the patient's body, while transformation of electrical activity of muscles is mainly of the adaptive character.

**Key words:** infantile cerebral palsy, biomechanical and innervative gait structure.

*Получено 19 июля 2005*