

УДК 531/534:[57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ И ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ОРТЕЗИРОВАНИЯ ПРИ ГЕМИПАРЕЗЕ ЦЕРЕБРАЛЬНОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ

К.А. Петрушанская, Г.П. Гриценко, Б.Г. Спивак, И.А. Сутченков

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

Аннотация. На основании клинико-биомеханических исследований выяснены медицинские показания к ортезированию нижних конечностей у больных с гемипарезом (частичным параличом с одной стороны тела) церебрального генеза. Выявлено, что наиболее выраженные локомоторные нарушения отмечаются при сочетании у больных рекурвации (переразгибания) в коленном суставе с эквинусной (деформация стопы, характеризующаяся ее стойким подошвенным сгибанием) или эквиноварусной (выворот внутрь и подошвенное сгибание стопы, косолапая стопа) деформацией стопы и голеностопного сустава. Детально рассмотрена биомеханическая и иннервационная структура ходьбы у данного контингента больных. Установлены основные биомеханические и физиологические особенности ходьбы этих пациентов: резкое снижение скорости передвижения, выраженная асимметрия временных, кинематических и динамических параметров, выпадение отдельных фаз двигательного цикла, изменение рисунка движений, уменьшение опорной и толчковой функций нижних конечностей, увеличение затрат энергии. В зависимости от степени поражения коленного и голеностопного суставов предложены три варианта ортезирования нижних конечностей. Выявлено, что уже на первом этапе выработки навыка ходьбы в ортезах у больных повышается опорная и толчковая функции нижних конечностей, уменьшается асимметрия, исчезает рекурвация в коленном суставе, снижается опора на трость, незначительно улучшается электромиографический профиль мышц.

Ключевые слова: гемипарез церебрального происхождения, биомеханическая и иннервационная структура ходьбы, электромиографический профиль мышц, ортезирование.

ВВЕДЕНИЕ

Гемипарез церебрального происхождения по-прежнему остаётся распространённым заболеванием центральной нервной системы, возникающим в результате острых нарушений мозгового кровообращения, травм и опухолей головного мозга, а также менингоэнцефалита. Заболеваемость мозговым инсультом в разных странах варьируется от 0,2 до 4 случаев на 1000 населения. В России ежегодно заболевают инсультом свыше 400 000 человек, в США – около 500 000. Ситуация осложняется и тем, что церебральным гемипарезом страдают люди пожилого возраста, имеющие различные заболевания, прежде всего со стороны сердечно-сосудистой системы. Однако согласно мировой статистике происходит постепенное «омоложение» больных с мозговым инсультом [3, 4].

© Петрушанская К.А., Гриценко Г.П., Спивак Б.Г., Сутченков И.А., 2011

Петрушанская Кира Анатольевна, к.б.н., завкабинетом физиологии и эргономики движений, Москва

Гриценко Галина Павловна, к.т.н., в.н.с. кабинета физиологии и эргономики движений, Москва

Спивак Борис Григорьевич, к.м.н., г.н.с. кабинета физиологии и эргономики движений, Москва

Сутченков Игорь Анатольевич, ведущий инженер кабинета физиологии и эргономики движений, Москва

Смертность от мозгового инсульта достаточно высока: так, в России и странах СНГ в течение ближайшего месяца с момента заболевания умирают около 30%, а к концу года – 45–48% больных, 25–30% перенесших инсульт остаются инвалидами до конца жизни, что обуславливает необходимость постоянной и разносторонней помощи государства, а также обязательного активного участия родственников инвалида в процессе реабилитации.

Данное заболевание характеризуется, с одной стороны, высокой терапевтической резистентностью, а с другой – отсутствием эффективных способов и средств для восстановления нарушенных двигательных функций. Ограниченность способов и средств двигательной реабилитации этой категории больных требует разработки новых методов восстановления локомоции. Одним из таких методов является ортезирование нижних конечностей у данного контингента инвалидов.

Целью данной работы явилось клиническое, биомеханическое и электромиографическое обоснование применения средств ортезирования у больных с гемипарезом церебрального генеза.

КЛИНИЧЕСКАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА БОЛЬНЫХ С ГЕМИПАРЕЗОМ ЦЕРЕБРАЛЬНОГО ГЕНЕЗА

Постинсультные нарушения опорно-двигательных функций в поражённых конечностях при церебральном гемипарезе обусловлены выраженностью и локализацией имеющихся у больного парезов и параличей. Наиболее часто встречается капсулярная форма гемипареза, обусловленная поражением внутренней капсулы, где на небольшом участке концентрируются проводящие пути, в том числе двигательные, от соответствующего полушария головного мозга [9].

Это определяет одновременное нарушение функций верхней и нижней конечностей на стороне, контралатеральной очагу поражения. Капсулярная гемиплегия характеризуется спастическим параличом по избирательному типу: вследствие спастичности мышц-сгибателей рука чаще всего находится в положении вынужденного сгибания в локтевом и лучезапястном суставах, отсутствуют или слабо выражены активное разгибание пальцев и схват кисти. Как правило, отмечается контрактура в локтевом, лучезапястном суставах и пальцах.

Клиническая картина нарушений локомоторного акта, а также характер формирующихся вторичных деформаций в суставах нижней конечности зависят, прежде всего, от имеющегося у больного сочетания и соотношения парезов с функциональным ослаблением и спастического гипертонуса различных групп мышц [5, 10].

На нижней конечности чаще всего отмечается повышение тонуса икроножной мышцы, что сопровождается вначале эквинусной установкой стопы в голеностопном суставе.

Патологические установки в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах нижней конечности постепенно трансформируются в деформацию с выраженным ограничением даже пассивной подвижности в каждом из суставов. Ограниченное участие мышц нижних конечностей в локомоторном акте неизбежно приводит к нарастающему функциональному ослаблению другой группы мышц.

Однако основной причиной, способствующей развитию у больных характерных нарушений, является выраженность патологии и функциональное ослабление мышц голеностопного сустава и стопы. Умеренные парезы ягодичных мышц и четырехглавой мышцы бедра значительно меньше влияют на ходьбу больных.

КЛИНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ОРТЕЗИРОВАНИЯ

С целью выбора рациональных методов ортезирования было проведено клиническое исследование 10 больных с церебральным гемипарезом (8 больных – с последствиями ишемического инсульта, 2 пациента – с последствиями черепно-мозговой травмы). Давность заболевания варьировалась от 1,5 до 6 лет. У 7 больных отмечалось левостороннее поражение, а у 3 – правостороннее. Возраст обследованных колебался от 39 до 68 лет. Все больные ходили с опорой на трость.

Клинические исследования показали, что с учетом имеющейся патологии голеностопного сустава в позднем восстановительном и резидуальном остаточном периодах заболевания можно выделить три варианта ортезирования.

При первом варианте на фоне выраженного гипертонуса икроножной мышцы различного генеза (не только постинсультные нарушения) постепенно формируется и прогрессирует эквинусная (чаще – эквиноварусная) деформация голеностопного сустава и стопы с приведением её переднего отдела, супинацией и углублением продольного свода.

Функциональное удлинение конечности в опорную фазу шага, обусловленное эквинусом стопы, может сопровождаться положением «тройного сгибания» в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. Но чаще у больных формируется противоположная деформация в коленном суставе – переразгибание – рекурвация, которая может достигать от 10 до 30°, что, как правило, сопровождается болевым синдромом при опоре на ногу.

При наличии такой патологии голеностопного сустава и рекурвации менее 15° в коленном суставе четверым больным был изготовлен тугор (шина) по индивидуальному гипсовому слепку из прочных листовых или слоистых термопластичных материалов. У этих больных, с рекурвацией в коленном суставе не более 10–15°, тугор на голеностопном суставе сочетался с функциональным ортезом на коленный сустав типа *Orlett* (PO–303), разгибание которого в коленных шарнирах было ограничено на 5–10°.

Второй вариант ортезирования предназначен для больных с умеренной спастичностью икроножной мышцы. Данные пациенты не могут осуществить активную коррекцию эквинусной установки стопы, вследствие чего при ходьбе опора осуществляется вначале на её передний отдел, а затем на пятку. Такая ходьба способствует развитию рекурвации в коленном суставе в пределах 5–10°.

Для нормализации ходьбы у четырех постинсультных больных были успешно использованы ортезы торговой марки *Orlett* (стоподержатели AFO–101) в сочетании с аппаратами на коленный сустав PO–303. Стоподержатель у этих больных хорошо удерживает стопу в корригированном положении и не препятствует её тыльному сгибанию при ходьбе. Кроме того, больные при ходьбе с фиксацией стоподержателем могли пользоваться стандартной обувью с привычной для них высотой каблука.

Наконец, третий вариант ортезирования целесообразно применять в тех случаях, когда вследствие пареза и функциональной слабости икроножной мышцы и тыльных сгибателей стопы при ходьбе в стандартной обуви отмечается отвисание стопы. Из-за слабости икроножной мышцы в опорную фазу шага голень избыточно наклоняется вперёд. Это сопровождается установкой ноги в выраженное положение тройного сгибания, а функция осуществляемого заднего толчка при этом резко ослабляется. Сгибательная установка в коленном суставе может сопровождаться его фронтальной нестабильностью во второй половине опорной фазы шага. Ходьба в стандартной обуви затруднена вследствие отвисания стопы.

Оптимальным результатом ортезирования таких больных (2 чел.) является использование аппарата на коленный сустав PO–303 в сочетании с аппаратом на голеностопном суставе, при этом в шарнирах данного аппарата тыльное сгибание должно быть ограничено в заданных пределах (в зависимости от высоты каблука), а подошвенное сгибание зарессорено с целью обеспечения принудительного подъема стопы в переносную фазу.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

С целью биомеханического и физиологического обоснования применения ортезирования у 10 больных были выполнены две серии исследований: в одной из них были определены отличия локомоции пациентов с церебральным гемипарезом от нормы, а в другой серии было выявлено влияние ортезирования на биомеханическую и иннервационную структуру ходьбы данного контингента инвалидов.

У всех больных регистрировали следующие биомеханические параметры ходьбы: основные показатели (средняя скорость передвижения, длина шага, темп); временные характеристики (длительность цикла, опорной и переносной фаз, интервалов опоры на пятку, всю стопу и носок, двуопорной фазы, интервала τ , т.е. времени от отрыва пятки одной ноги до наступания на опорную поверхность другой ноги, коэффициент ритмичности); кинематические показатели (угловые перемещения в основных суставах нижних конечностей); динамические характеристики (составляющие опорной реакции) в течение локомоторного цикла [6, 13].

Кроме биомеханических параметров ходьбы, у всех больных исследовали также электрическую активность 10 симметричных мышц нижних конечностей и туловища (передней большеберцовой, внутренней икроножной, наружной широкой, полусухожильной, прямой бедра, двуглавой бедра, средней ягодичной, большой ягодичной, длинной приводящей, крестцово-остистой) при ходьбе.

Электрическую активность отводили с помощью поверхностных биполярных электродов, представляющих собой латунные чашечки диаметром 1 см с межэлектродным расстоянием в 4 см; чашечки были расположены на резиновом основании и заполнены электропроводной пастой.

Биотоки усиливали посредством усилителя биопотенциалов и с помощью специального устройства вводили в аналого-цифровое преобразование (АЦП) в виде огибающей электромиографического сигнала с постоянной времени, равной 5 мс. Все параметры обрабатывали с частотой 200 раз в секунду при помощи 12-разрядного АЦП с погрешностью 2 разряда [2, 8].

Помимо данных ЭМГ-профиля мышц, также вычисляли среднюю электрическую активность мышц в течение локомоторного цикла (мощность мышц), суммарный интеграл электрической активности мышц за локомоторный цикл (работу мышц), а также суммарный интеграл за 10 м пути (работу мышц с учетом как темпа, так и длины шага).

БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ И ИННЕРВАЦИОННАЯ СТРУКТУРА ХОДЬБЫ БОЛЬНЫХ С ЦЕРЕБРАЛЬНЫМ ГЕМИПАРЕЗОМ

Биомеханическая структура ходьбы

Клиническая картина ходьбы больных была уточнена посредством биомеханических и электромиографических исследований.

Из этих данных следует, что у пациентов с церебральным гемипарезом наблюдается ухудшение основных показателей локомоции: темп ходьбы уменьшается на 33% (66 шаг/мин), длина двойного шага редуцируется на 54% (0,66 м), средняя скорость передвижения сокращается на 69% (0,36 м/с) (табл. 1).

У всех больных отмечаются резкие нарушения структуры ходьбы в виде временной, кинематической и динамической асимметрий.

Асимметрия временных характеристик ходьбы выражается в изменении соотношения основных фаз шага для обеих нижних конечностей (табл. 2). Коэффициент ритмичности, в норме равный 0,97–1,00, у больных снижается на 35%. Для обеих ног характерно увеличение длительности опорной фазы и уменьшение длительности переносной фазы, однако на менее пораженной конечности эта тенденция выражена в большей степени.

Таблица 1

**Основные характеристики ходьбы в норме ($n = 20$)
и у больных с гемипарезом церебрального происхождения ($n = 10$)**

Параметры	Норма	Без аппарата			В аппарате		
	$M \pm m$	$M \pm m$	% к норме	p	$M \pm m$	% к б/а*	p
Время двойного шага, с	$1,21 \pm 0,03$	$1,82 \pm 0,13$	150	$< 0,05$	$1,86 \pm 0,11$	102	$> 0,05$
Длина двойного шага, м	$1,42 \pm 0,02$	$0,66 \pm 0,08$	46	$< 0,05$	$0,69 \pm 0,08$	105	$> 0,05$
Средняя скорость, м/с	$1,17 \pm 0,03$	$0,36 \pm 0,05$	31	$< 0,05$	$0,37 \pm 0,05$	103	$> 0,05$
Темп, шаг/мин	99 ± 2	66 ± 5	67	$< 0,05$	65 ± 4	98	$> 0,05$

Примечание: здесь и в табл. 2, 3 * б/а – пациенты без аппарата.

Таблица 2

**Временные характеристики ходьбы в норме ($n = 20$)
и у больных с гемипарезом церебрального происхождения ($n = 10$)**

Пара- метры	Норма	Больные											
		Ходьба без аппарата						Ходьба в аппарате					
		Более пораженная нижняя конечность				Менее пораженная нижняя конечность		Более пораженная нижняя конечность			Менее пораженная нижняя конечность		
	$M \pm m$	$M \pm m$	% к нор- ме	p	$M \pm m$	% к нор- ме	p	$M \pm m$	% к б/а*	p	$M \pm m$	% к б/а*	p
Интервал опоры на пятку	$6,5 \pm 0,6$	$2,0 \pm 0,6$	31	<0,05	$2,8 \pm 0,8$	43	<0,05	$5,5 \pm 1,6$	275	>0,05	$4,4 \pm 1,3$	157	>0,05
Интервал опоры на всю стопу	$37,7 \pm 1,0$	$50,7 \pm 2,5$	134	<0,05	$56,6 \pm 4,6$	150	<0,05	$46,5 \pm 3,2$	92	>0,05	$53,8 \pm 3,4$	95	>0,05
Интервал опоры на носок	$18,4 \pm 0,8$	$17,4 \pm 3,3$	95	>0,05	$21,2 \pm 3,2$	115	>0,05	$16,2 \pm 1,5$	93	>0,05	$20,1 \pm 1,5$	95	>0,05
Перенос- ная фаза	$37,4 \pm 0,5$	$29,9 \pm 2,5$	80	<0,05	$19,4 \pm 3,0$	52	<0,05	$31,8 \pm 2,1$	106	>0,05	$21,7 \pm 3,0$	112	>0,05
Двуопор- ная фаза	$12,6 \pm 0,5$	$19,5 \pm 1,3$	155	<0,05	$31,2 \pm 2,6$	248	<0,05	$17,3 \pm 2,0$	89	>0,05	$29,2 \pm 2,4$	94	>0,05
Сдвиг (интер- вал τ)	$5,8 \pm 1,0$	$-13,8 \pm 3,6$	–	<0,05	$1,7 \pm 0,5$	29	<0,05	$-13,0 \pm 2,1$	94	>0,05	$2,8 \pm 0,6$	165	>0,05
Коэф- фициент ритмич- ности	$1,00 \pm 0,01$	$0,65 \pm 0,11$	65	<0,05				$0,68 \pm 0,09$	105	>0,05			

Вследствие неустойчивости, особенно при переносе нагрузки с менее поражённой конечности на более поражённую, сильно затянута двуопорная фаза. Также обращает на себя внимание интервал τ , т.е. время от отрыва пятки одной ноги до наступания на опору другой ноги [11, 12]. На паретичной конечности он инвертирован. Это означает, что больной вначале становится на опорную ногу, а затем лишь отрывает от поверхности пятку контралатеральной стопы. Такая особенность свойственна медленной неустойчивой ходьбе. На менее поражённой конечности отмечается снижение положительного значения интервала τ на 71%. Все изменения временной структуры ходьбы в большей степени характерны для паретичной нижней конечности.

Также сильно трансформирован рисунок локомоторных нарушений, находящийся в тесной зависимости от степени двигательных расстройств (рис. 1). У всех больных отмечается грубое нарушение кинематических параметров ходьбы. Обычно наблюдаются три типа изменений: 1) редукция амплитуды угловых перемещений во всех суставах на обеих ногах; 2) отсутствие фазы второго подошвенного и второго тыльного сгибания в голеностопном суставе, рекурвация в коленном суставе на паретичной нижней конечности; 3) смещение начала и конца отдельных фаз двигательного цикла.

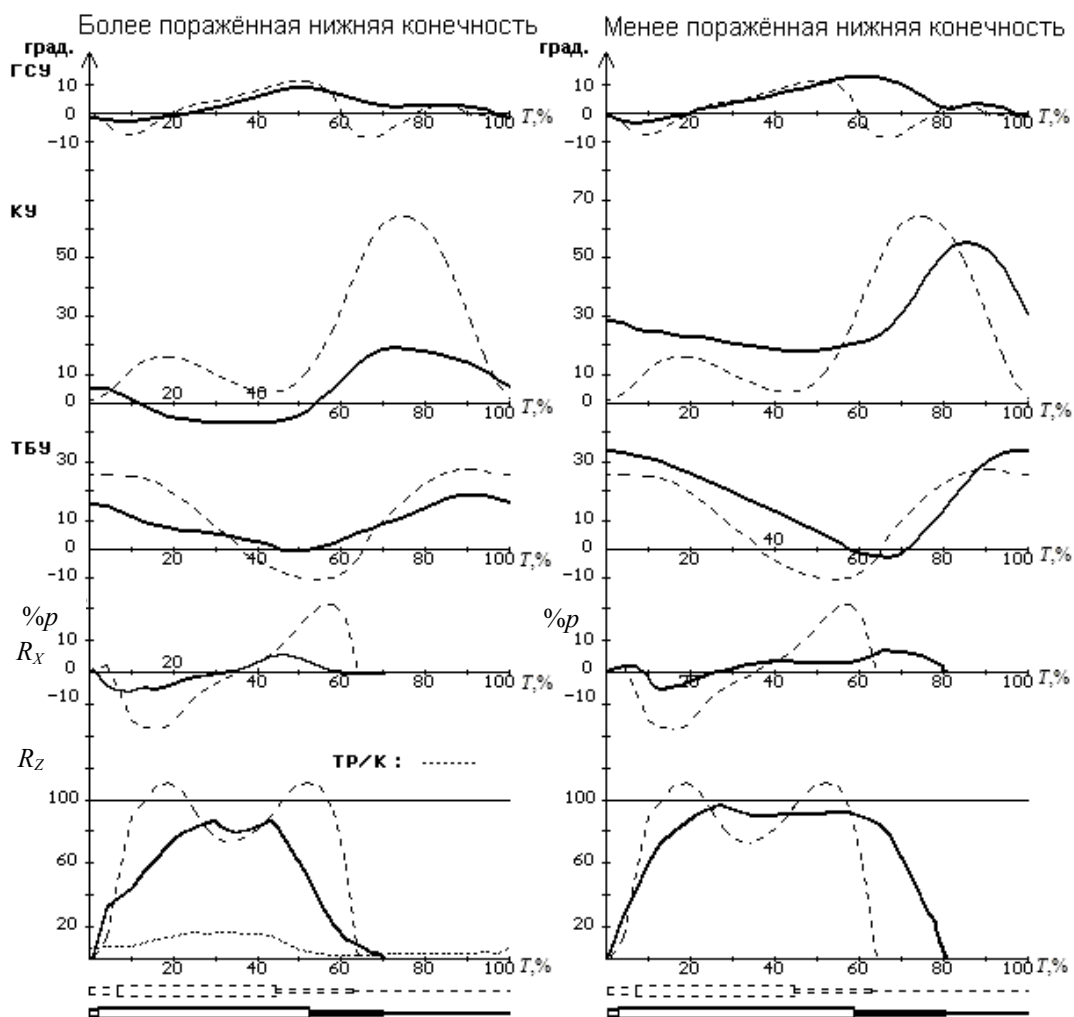


Рис. 1. Кинематические (град.) и динамические параметры (%p) ходьбы в норме (пунктирная линия) и больных с церебральным гемипарезом (сплошная линия). Сверху вниз: ГСУ – голеностопный угол, КУ – коленный угол, ТБУ – тазобедренный угол, R_x – продольная составляющая опорной реакции, R_z – вертикальная составляющая опорной реакции. Под графиками – подограммы

Более детальное сопоставление кинематики суставов при ходьбе в норме и у больных с церебральным гемипарезом показывает следующее.

Кривая угла в голеностопном суставе при ходьбе здоровых людей дает четыре экстремальных значения, из которых два соответствуют подошвенному сгибанию в суставе в начале и в конце опорной фазы, а два – тыльному сгибанию во время переката через носок и в первой половине переносной фазы.

При ходьбе данной группы больных отмечается резкое уменьшение первого подошвенного сгибания на более поражённой конечности в связи с эквинусным положением стопы, а также второго подошвенного сгибания, что указывает на недостаточность отталкивания стопы от опорной поверхности. Отсутствие второго тыльного сгибания обуславливает задевание носком об опорную поверхность. На сохранившейся нижней конечности в кривой голеностопного угла отмечается пролонгирование и увеличение первого тыльного сгибания, резкое снижение второго подошвенного сгибания и отсутствие второго тыльного сгибания.

Кривая коленного угла при ходьбе в норме состоит из двух полуволн: с малой и большой амплитудой. Первая из них характеризует подгибание в коленном суставе, имеющее, главным образом, амортизационное значение. Вторая полуволна отражает сгибание в суставе в переносную фазу. За каждым сгибанием следует практически полное разгибание.

Кривая коленного угла на паретичной нижней конечности у больных с церебральным гемипарезом деформирована: слабо выражено подгибание, отмечается переразгибание (рекурвация) до 7° , резко снижено сгибание в переносную фазу цикла. В кривой коленного угла более сохранной ноги отмечается тенденция к сгибательной установке, что проявляется в виде смещения кривой вверх от нулевой линии, соответствующей позе стояния.

Кривая тазобедренного угла при ходьбе в норме имеет три экстремальных значения, два из них соответствуют сгибанию в суставе, а одно – разгибанию. Каждый цикл начинается со сгибания, которое удерживается в течение интервала опоры на пятку, затем происходит разгибание в суставе, достигающее максимального значения в середине интервала опоры на носок, затем снова наступает сгибание в переносную фазу, которое лишь в конце сменяется небольшим разгибанием.

При ходьбе больных с церебральным гемипарезом на паретичной нижней конечности сохраняются основные элементы угла в тазобедренном суставе, однако отмечается значительное уменьшение амплитуды движений в тазобедренном суставе за счёт снижения угла сгибания и разгибания. Для более сохранной конечности характерно увеличение амплитуды движений в тазобедренном суставе, в основном вследствие резкого увеличения угла сгибания в опорную и переносную фазы шага.

Для всех экстремальных значений кинематических кривых сохранившейся нижней конечности характерен их сдвиг вправо по временной оси, что связано с замедлением ходьбы и её выраженной асимметрией.

Рассмотрение динамических параметров ходьбы (см. рис. 1) также обнаруживает их резкую асимметрию, касающуюся всех составляющих опорной реакции. В данном исследовании регистрировали вертикальную R_z и продольную R_x составляющие опорной реакции. В течение опорной фазы каждая из них дает два максимальных значения: в начале и в конце опорной фазы, именуемые соответственно передним и задним толчками, и одно минимальное – в середине опорной фазы.

Форма кривой R_z искажена на обеих нижних конечностях: на паретичной конечности она приближается к треугольной, максимум располагается в середине опорной фазы, намного ниже уровня веса тела, за счёт использования средств дополнительной опоры; на сохранившейся конечности кривая R_z имеет статический характер, т.е. резко затягиваются передний и задний фронты опорной реакции и практически отсутствует минимум, при этом кривая R_z принимает трапецевидную форму.

Также уменьшаются экстремальные значения R_x составляющей опорной реакции: на поражённой конечности практически отсутствует задний толчок, а на более сохранной, напротив, резко уменьшена по длительности фаза переднего толчка и затянута фаза заднего толчка.

Вся совокупность полученных данных указывает на значительное ослабление опорной и толчковой функций паретичной нижней конечности и закрепощение тех же функций сохранившейся конечности. Следовательно, биомеханические исследования обнаруживают явную недостаточность работы многих мышц паретичной нижней конечности при ходьбе.

Иннервационная структура ходьбы

Дефицит мышечной функции при ходьбе можно выявить, в известной степени, в результате анализа электромиографических кривых на протяжении локомоторного цикла. Как известно, во время нормальной ходьбы электрическая активность мышц концентрируется в определённые фазы двигательного цикла, соответствующие фазам развития наибольших мышечных усилий. При этом функция мышц-разгибателей, сосредоточенная в первой и второй трети опорной фазы, направлена на перемещение общего центра масс и обеспечение устойчивости при ходьбе, тогда как работа мышц-сгибателей в переносную фазу имеет в основном коррекционный характер, поскольку способствует уточнению положений и движений отдельных сегментов тела [7].

Главный динамический эффект при ходьбе создается благодаря суммированию силовых эффектов, производимых мышцами-разгибателями обеих нижних конечностей: трёхглавой мышцей голени (во время заднего толчка) и четырёхглавой мышцей бедра и большой ягодичной мышцей (во время переднего толчка).

У данной группы больных с церебральным гемипарезом, судя по электрической активности, существенно трансформирована работа мышц в течение цикла ходьбы (рис. 2).

На более поражённой нижней конечности отмечается резкое ослабление мышц голени, а также средней ягодичной и полусухожильной мышц, снижение максимумов активности, их пролонгирование и перемещение вправо по временной оси у мышц-разгибателей коленного сустава и тазобедренного сустава – наружной широкой и прямой бедра, двуглавой бедра и большой ягодичной.

На менее поражённой нижней конечности наблюдается незначительное уменьшение максимумов активности и их пролонгирование на всю опорную фазу у большинства мышц. У мышц-разгибателей тазобедренного сустава – двуглавой бедра, большой и средней ягодичных, происходит перемещение максимумов активности в среднюю треть опорной фазы.

Наряду с изменениями ЭМГ-профиля наблюдаются существенные изменения энерготрат при ходьбе (табл. 3). Средняя электрическая активность мышц за локомоторный цикл, эквивалентная мощности, развиваемой мышцами при локомоции, снижается на паретичной нижней конечности на 34% и, напротив, повышается на сохранившейся нижней конечности на 21%. Суммарный интеграл электрической активности, характеризующий работу мышц за время двойного шага, уменьшается на паретичной ноге на 3% и, напротив, возрастает на 80% на сохранившейся ноге. Наконец, суммарный интеграл за 10 м пути, эквивалентный работе мышц с учётом как темпа, так и длины шага, значительно возрастает на обеих ногах: на паретичной конечности – почти в 2 раза, а на сохранившейся – в 3,7 раза.

Таблица 3

**Электрическая активность мышц (мкВ) за время двойного шага в норме ($n = 20$)
и у больных с гемипарезом церебрального происхождения ($n = 10$)**

Параметры	Норма	Больные											
		Ходьба без аппарата						Ходьба в аппарате					
		Более пораженная нижняя конечность			Менее пораженная нижняя конечность			Более пораженная нижняя конечность			Менее пораженная нижняя конечность		
	$M \pm m$	$M \pm m$	% к норме	p	$M \pm m$	% к норме	p	$M \pm m$	% к б/а*	p	$M \pm m$	% к б/а*	p
Суммарная средняя активность	234 ± 31	154 ± 34	66	>0,05	283 ± 37	121	>0,05	150 ± 35	97	>0,05	295 ± 40	104	>0,05
Суммарный интеграл	284 ± 30	276 ± 50	97	>0,05	510 ± 45	180	<0,05	277 ± 53	100	>0,05	549 ± 55	108	>0,05
Суммарный интеграл за 10 м пути	1997 ± 220	3947 ± 410	198	<0,05	7287 ± 523	365	<0,05	4014 ± 630	102	>0,05	7956 ± 702	109	>0,05

ОБСУЖДЕНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ И ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ДАННЫХ

Согласно полученным данным, у больных с гемипарезом церебрального происхождения возникает асимметрия биомеханических и электромиографических параметров, которая имеет двойное происхождение.

С одной стороны, она свидетельствует о частичной, реже – полной утрате двигательных функций паретичной конечности, в связи с чем уменьшается амплитуда движений в суставах, исчезают отдельные фазы двигательного цикла, происходит редукция динамограмм, резко снижается электрическая активность большинства мышц.

С другой стороны, происходит сложная адаптационная перестройка функции сохранившейся конечности, которая содержит два компонента: компенсаторный и подстроечный, причём эти компоненты находятся в диалектическом единстве.

Компенсаторный механизм состоит в том, чтобы путём усиления работы мышц в фазах переднего и заднего толчков обеспечить устойчивость и перемещение тела в пространстве. Подстроечный механизм заключается в создании условий для такой ходьбы и, прежде всего, в обеспечении устойчивости (минимизации риска падения).

У больных с церебральным гемипарезом действие этих двух механизмов в основном находит выражение в выполнении функций более сохранной нижней конечности.

Феноменология компенсаторного механизма состоит в увеличении амплитуды движений в основных суставах ноги, росте экстремумов опорной реакции, в повышении максимумов электрической активности мышц с её концентрацией в первой половине фазы опоры. Подстроечные механизмы проявляются в замедлении и аритмии ходьбы, в увеличении длительности опорной фазы, в пролонгировании активности на большую часть локомоторного цикла, в повышении минимальных значений электрической активности, в известном сдерживании мышечных сил, вызывающих усиление заднего толчка. При этом мышцы более сохранной нижней конечности оказываются не просто перегруженными, а именно закреплёнными: они работают в режимах, отдалённых от области резонансных частот, свойственных среднему темпу ходьбы; длительность максимальных значений активности резко увеличена, отдых мышц сокращён и неполноценен вследствие постоянной промежуточной активности.

Анализ энергетических параметров ходьбы выявляет патологические и компенсаторные элементы при ходьбе данного контингента инвалидов.

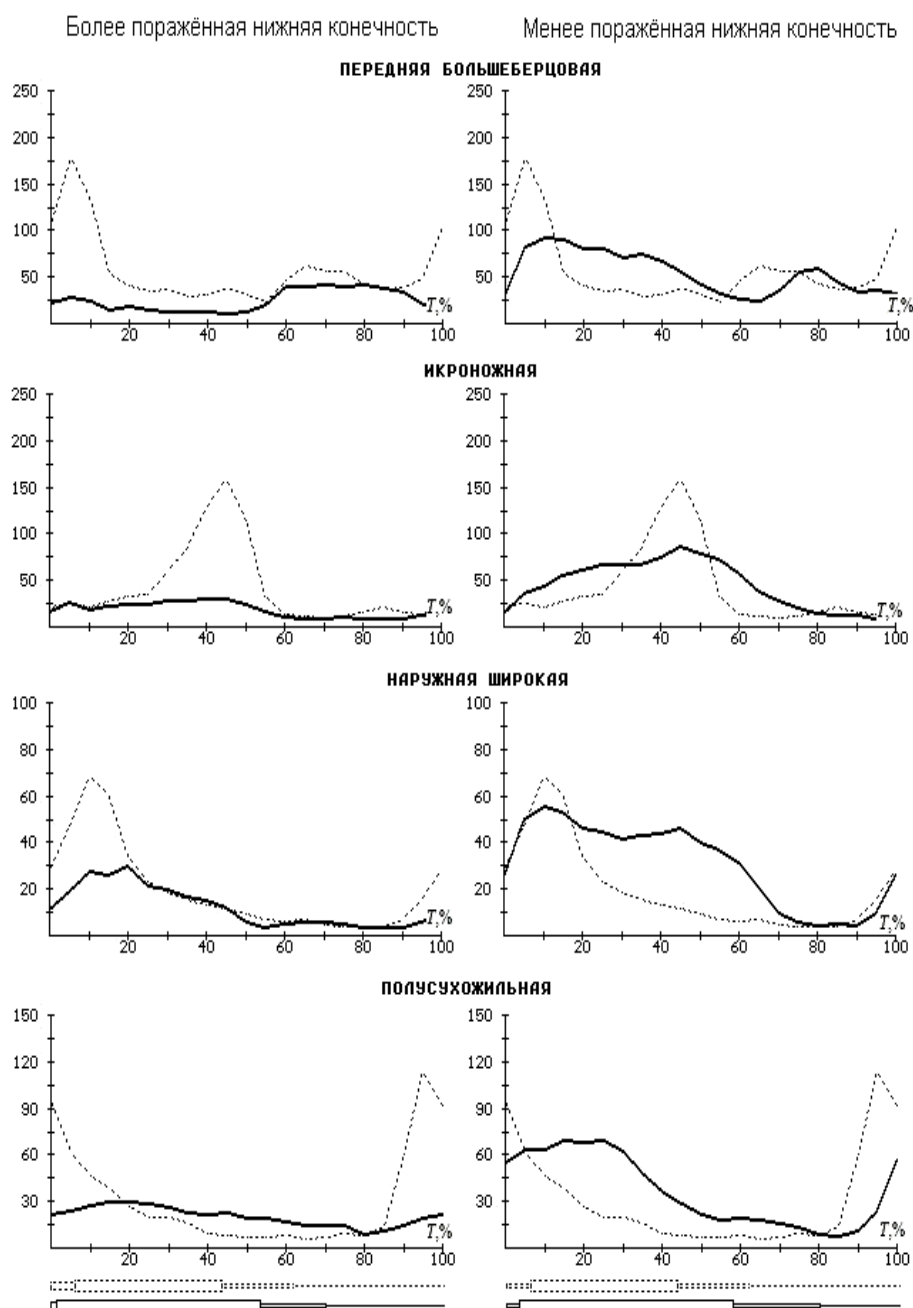


Рис. 2. Электрическая активность мышц (мкВ) в норме (пунктирная линия) и у больных с церебральным гемипарезом (сплошная линия). Под графиками – подограммы

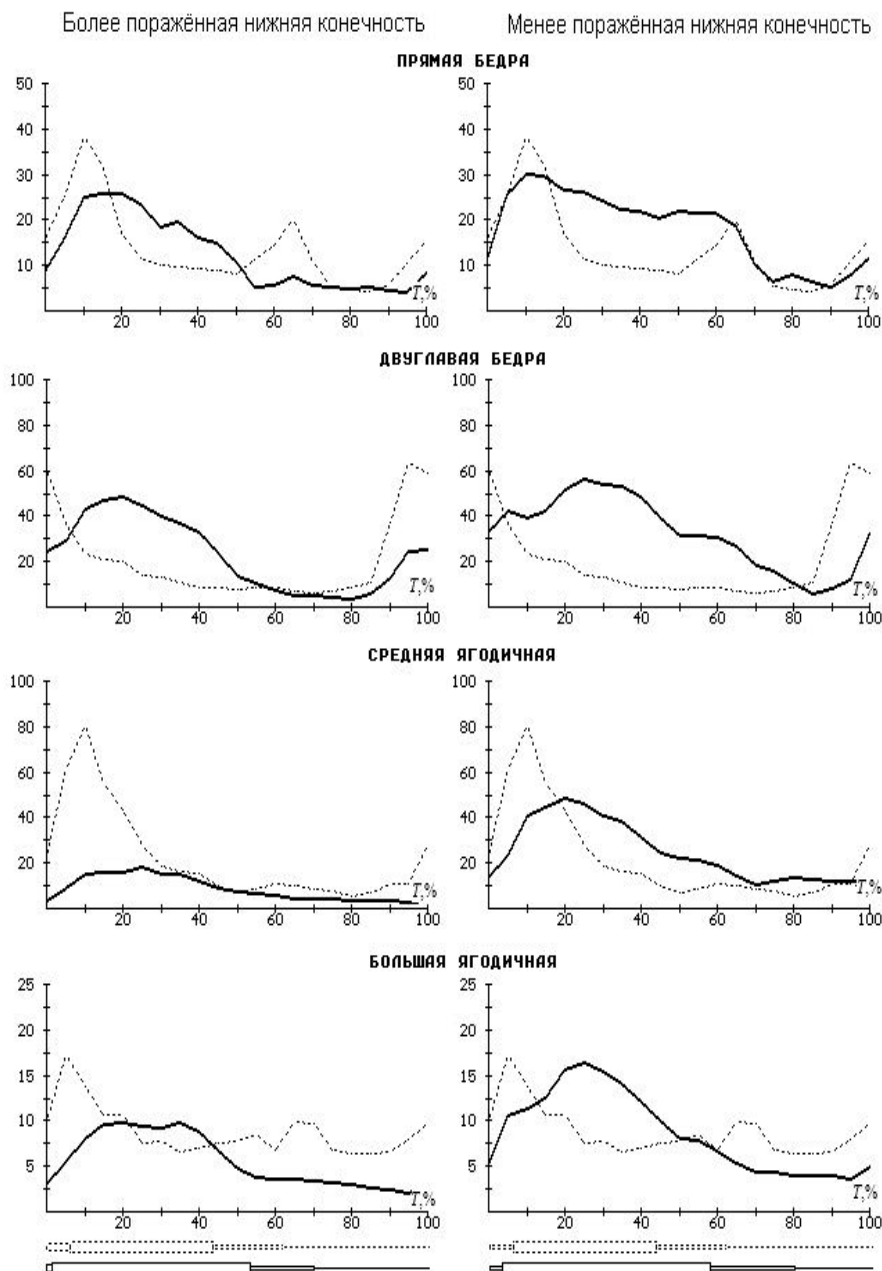


Рис. 2. Окончание

Как видно, у больных с церебральным гемипарезом отмечается снижение средней электрической активности и суммарного интеграла электрической активности на паретичной нижней конечности и, напротив, повышение тех же параметров на сохранившейся конечности, что указывает на значительное увеличение работы мышц данной ноги. Обращает на себя внимание и тот факт, что средняя электрическая активность меняется незначительно, в то время как суммарный интеграл и особенно суммарный интеграл за 10 м пути значительно возрастает. Это расхождение различных параметров электрической активности указывает на основной компенсаторный механизм двигательных нарушений при локомоторных расстройствах: увеличение длительности максимумов активности мышц. Как видно, подстройка работы мышц к новым неблагоприятным патобиомеханическим условиям ходьбы заключается не в увеличении амплитуды максимумов, а в их расширении и в смещении в смежные фазы цикла. Это, с одной стороны, обеспечивает устойчивость при ходьбе, а с другой стороны, уменьшает антропоморфность походки, в частности, баллистический характер локомоторных движений.

Обращает на себя внимание также параллелизм в трансформации ЭМГ-профиля и вертикальной составляющей опорной реакции. Это доказывает, что между биомеханическими и электромиографическими параметрами ходьбы имеется органическая связь. Казалось бы, устойчивость иннервационной структуры ходьбы не должна существенно изменяться под влиянием текущей биомеханической ситуации. Тем не менее в соответствии с изменением величины и локализации вертикальной нагрузки происходит отчётливое перемещение электрической активности мышц из одной части опорной фазы в другую. Следовательно, иннервационная структура ходьбы больных с гемипарезом церебрального генеза характеризуется, с одной стороны, значительной стабильностью, а с другой – адаптивной изменчивостью основных, временных и амплитудных параметров электрической активности мышц.

Результаты биомеханических и электромиографических исследований демонстрируют отчётливое нарушение опорной и двигательной функций паретичной нижней конечности при ходьбе, что обуславливает необходимость применения средств ортезирования у данного контингента инвалидов.

РЕЗУЛЬТАТЫ ПРИМЕНЕНИЯ СРЕДСТВ ОРТЕЗИРОВАНИЯ У БОЛЬНЫХ С ГЕМИПАРЕЗОМ ЦЕРЕБРАЛЬНОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ

Биомеханические параметры

При оценке результатов применения ортезов у больных с церебральным гемипарезом необходимо иметь в виду, что, во-первых, речь идет об очень тяжёлом контингенте инвалидов с давностью заболевания больше года. Согласно неврологическим исследованиям, спустя год после инсульта происходит полная консолидация всех патологических признаков. Следовательно, даже незначительное улучшение ходьбы этих больных является реальным достижением. Второе обстоятельство заключается в том, что процесс выработки правильного навыка ходьбы в аппаратах, как, впрочем, и процесс выработки любого двигательного навыка, должен проходить этап преодоления избыточного количества степеней свободы, что сопровождается повышением энергозатрат [1].

Тем не менее сочетанное применение ортеза на коленный сустав торговой марки *Orlett (PO-303)* со стоподержателем *AFO-101* или с тугором на голеностопный сустав приводит к определённым улучшениям биомеханической и иннервационной структуры ходьбы.

Прежде всего, происходит незначительное улучшение основных и временных параметров ходьбы (см. табл. 1, 2). Так, длина шага возрастает на 5%, средняя скорость передвижения – на 3%, длительность двуопорной фазы снижается на обеих нижних конечностях: на паретичной конечности – на 11%, а на сохранившейся – на 6%. Уменьшается длительность интервала опоры на передний отдел стопы на обеих ногах, незначительно возрастает коэффициент ритмичности.

Также отмечаются положительные тенденции в изменении кинематических параметров (рис. 3). Характер движений и структура кинематических параметров во всех суставах остаются прежними. При ходьбе в аппарате полностью устраняется рекурвация в коленном суставе паретичной нижней конечности, повышается амплитуда основного сгибания в коленном суставе на 5°, незначительно возрастает амплитуда движений в тазобедренном суставе. На сохранившейся нижней конечности отмечается уменьшение сгибательной позиции, увеличение разгибания в тазобедренном суставе.

Однако в наибольшей степени изменяются динамические параметры ходьбы. При ходьбе в аппарате выявлено существенное улучшение структуры продольной составляющей R_x : увеличение экстремальных значений в фазе переднего толчка на обеих нижних конечностях и незначительное повышение амплитуды заднего толчка на более сохранной конечности. Максимальные значения вертикальной составляющей R_z слегка возрастают на паретичной конечности, при этом снижается опора на трость.

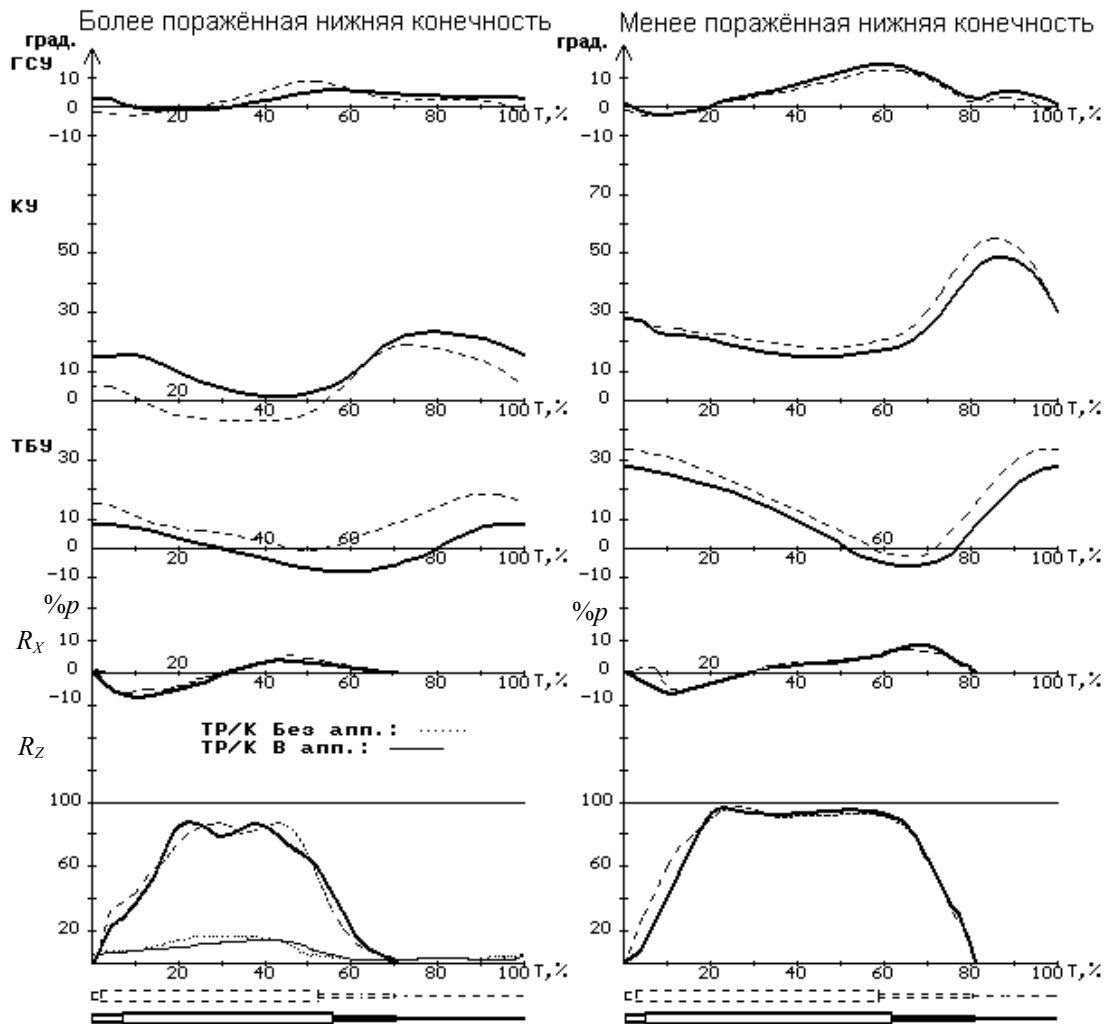


Рис. 3. Кинематические (град.) и динамические (%р) параметры больных гемипарезом при ходьбе без аппарата (пунктирная линия) и в аппарате (сплошная линия). Сверху вниз: ГСУ – голеностопный угол, КУ – коленный угол, ТБУ – тазобедренный угол, R_x – продольная составляющая опорной реакции, R_z – вертикальная составляющая опорной реакции. Под графиками – подограммы

Электромиографические параметры

Сравнение осреднённых результатов ходьбы в аппарате и без аппарата у 10 больных с церебральным гемипарезом выявляет следующие изменения ЭМГ-профиля мышц (рис. 4). На более поражённой ноге величина электрической активности мышц практически не изменяется, лишь у наружной широкой мышцы происходит некоторое повышение максимума активности, а у двуглавой мышцы бедра отмечается перемещение максимума в среднюю треть опорной фазы.

На менее поражённой конечности расположение максимумов активности остаётся неизменным, а их амплитуда незначительно возрастает. Отмечается равномерное снижение активности у прямой мышцы бедра и средней ягодичной мышцы. Наибольшее возрастание максимума наряду с его пролонгированием наблюдается только у большой ягодичной мышцы.

Таким образом, на первом этапе освоения ходьбы в ортопедическом аппарате у данной группы больных происходят очень незначительные изменения ЭМГ-профиля мышц. На более поражённой нижней конечности они ограничиваются снижением максимумов активности двуглавой мышцы бедра и его перемещением в среднюю треть опорной фазы, что связано с замедлением разгибания в тазобедренном суставе.

Некоторое повышение максимума активности большой ягодичной мышцы связано с тем, что более полноценные мышцы сохранившейся конечности в процессе освоения аппарата должны развивать несколько большую активность. Однако взаимодействие различных мышечных групп имеет не только межконечностный, но и отчётливый межсегментарный характер, в силу чего на одной и той же конечности у одних мышц повышается их мощность и работа, а у других мышц, напротив, понижается.

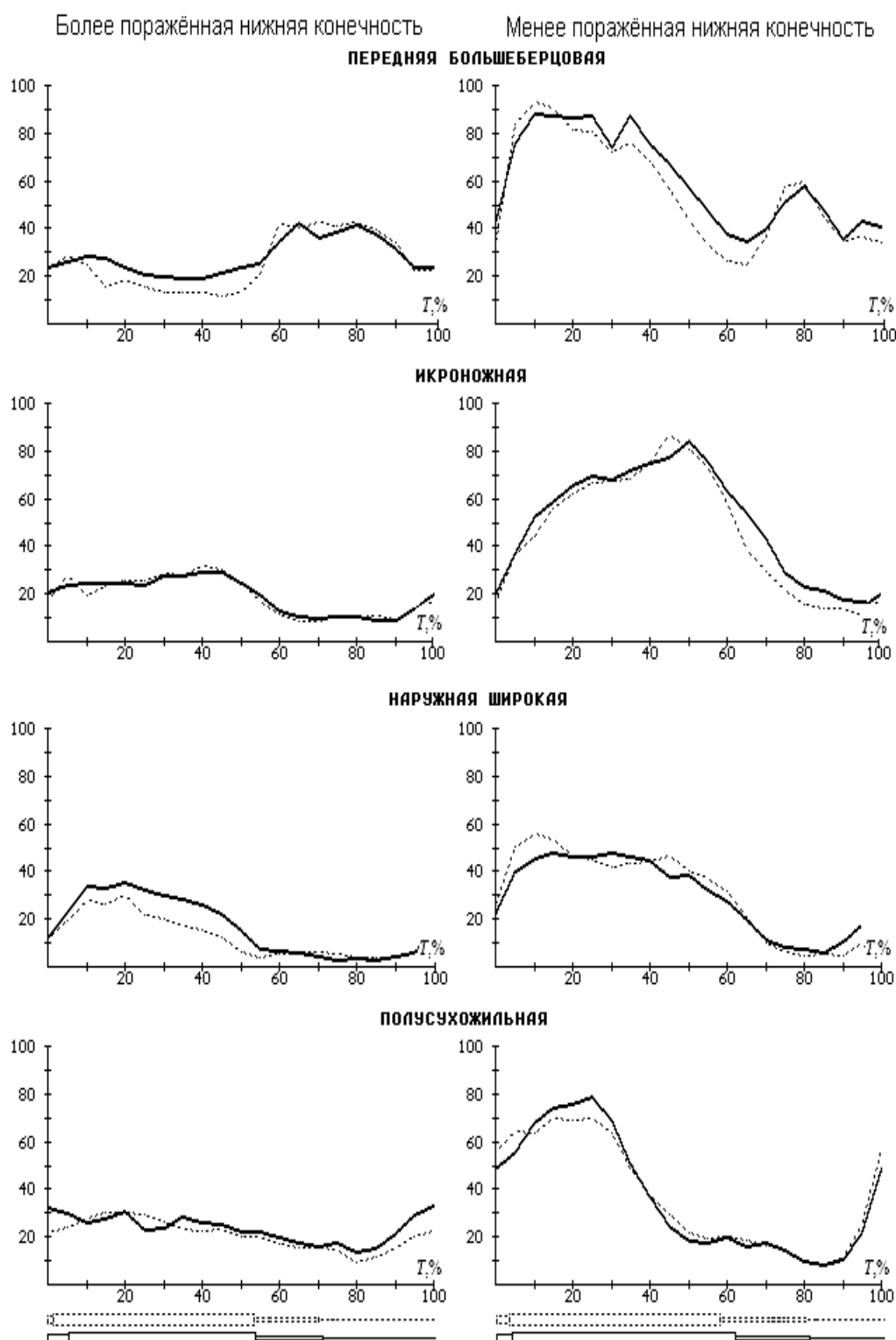
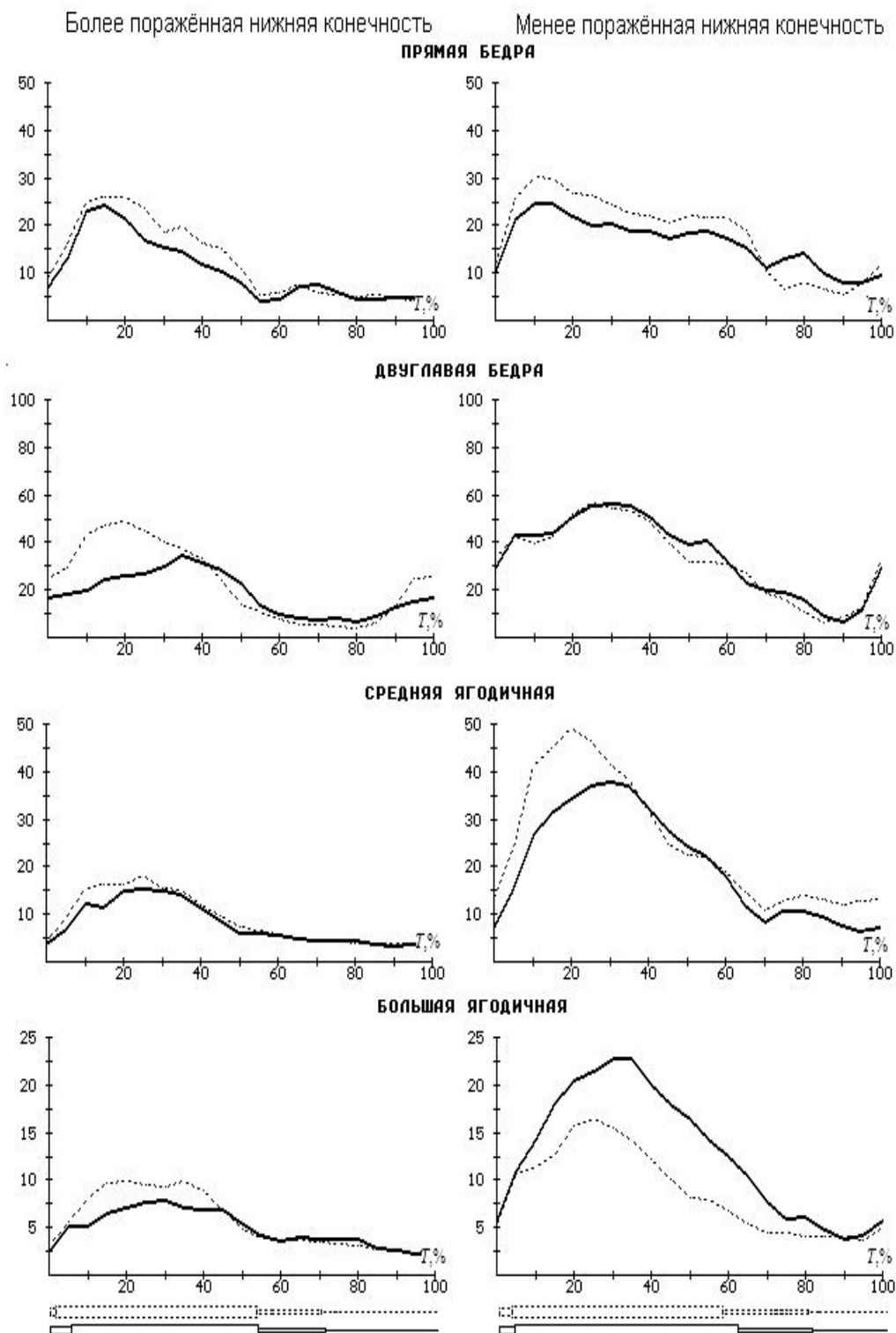


Рис. 4. Электрическая активность мышц (мкВ) больных с церебральным гемипарезом при ходьбе без аппарата (пунктирная линия) и в аппарате (сплошная линия). Под графиками – подограммы



Судя по осреднённым данным, величина электрической активности мышц за цикл на стороне паретичной конечности остаётся практически постоянной, тогда как на стороне сохранившейся ноги наблюдается незначительное увеличение активности. Истолкование этих данных состоит в том, что по мере адаптации больного к ходьбе в аппарате происходит постепенное повышение силы мышц, вследствие чего повышается опороспособность паретичной конечности, а сохранившаяся конечность может развить более сильный задний толчок.



Рис. 5. Ортезирование больных с гемипарезом церебрального происхождения. Слева – стоподержатель *AFO-101*; справа – ортез на коленный сустав торговой марки *Orlett (PO-303)*

Полученные результаты доказывают, что, несмотря на значительную давность заболевания, ортезирование нижних конечностей у данного контингента больных позволяет устранить рекурвацию в коленном суставе, улучшить опорную и двигательную функции паретичной нижней конечности. Одновременно с этим происходит разгрузка сохранившейся ноги, связанная с её адаптацией к локомоторным нарушениям поражённой ноги.

Согласно данным биомеханических и электромиографических исследований, оптимальным вариантом ортезирования у данного контингента больных является сочетание ортеза на коленный сустав торговой марки *Orlett (PO-303)* со стоподержателем *AFO-101* или тутором на голеностопном суставе. Все больные отмечают, что при использовании данных ортезов они приобретают возможность ходить более быстро и длительно, при этом утомляясь меньше, чем при ходьбе без ортеза, а в некоторых случаях даже отказаться от применения дополнительной опоры (рис. 5).

Необходимо отметить, что данная работа является первым этапом исследования влияния ортезирования на биомеханическую и иннервационную структуру ходьбы. Цель дальнейших исследований состоит в определении длительности курса применения ортезов, что обуславливает необходимость комплексного обследования данной группы больных 1 раз в три месяца.

Можно полагать, что применение ортезов торговой марки *Orlett* в раннем восстановительном периоде заболевания позволит предотвратить развитие нарастающих патологических изменений в поражённых конечностях, восстановить утраченные функции опорно-двигательного аппарата. Тем не менее данному

контингенту инвалидов необходима комплексная реабилитация: в частности, сочетание методов ортезирования с применением искусственной коррекции движений будет способствовать повышению опорной и толчковой функций обеих нижних конечностей, нормализации работы мышц, уменьшению хромоты, раскачиваний туловища и в итоге – формированию приближающегося к норме навыка ходьбы.

Выводы

1. Ходьба больных с церебральным гемипарезом характеризуется следующими особенностями: резким снижением основных параметров (темпа, длины шага, средней скорости передвижения), выраженной асимметрией временных, кинематических и динамических параметров, выпадением отдельных фаз двигательного цикла, изменением рисунка движений, редукцией амплитуды угловых перемещений во всех суставах, уменьшением опорной и толчковой функций нижних конечностей, грубой трансформацией ЭМГ-профиля мышц, повышением энерготрат.

2. Локомоторные нарушения в наибольшей степени выражены у больных с рекурвацией в коленном суставе в сочетании с эквинусной (или эквиноварусной) деформацией голеностопного сустава и стопы.

3. Оптимальным вариантом ортезирования больных с церебральным гемипарезом является сочетание ортезов на коленном суставе торговой марки *Orlett (PO-303)* со стоподержателем *AFO-101* или тутором на голеностопном суставе.

4. Применение данных ортезов позволяет повысить опорную и толчковую функцию нижних конечностей, улучшить временную структуру шага, полностью устранить рекурвацию в коленном суставе, увеличить амплитуду движений во всех суставах, уменьшить нагрузку на дополнительную опору.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бернштейн Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности. – М.: Медицина, 1966. – 349 с.
2. Гриценко Г.П., Витензон А.С., Славущий Я.Л., Сутченков И.А. Биомеханический комплекс для оценки ходьбы в норме и при нарушениях опорно-двигательного аппарата // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1997. – Вып. 94. – С. 84–88.
3. Виленский Б.С. Инсульт: профилактика, диагностика и лечение. – СПб.: Сандра, 1999. – 338 с.
4. Витензон А.С., Миронов Е.М., Петрушанская К.А., Скоблин А.А. Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе. – М.: Зеркало, 1999. – 503 с.
5. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. – М.: Зеркало-М, 1998. – 272 с.
6. Витензон А.С., Гриценко Г.П., Петрушанская К.А., Сутченков И.А. Биомеханические исследования структуры ходьбы больных с гемипарезом церебрального происхождения // Биомеханика–2002: материалы VI Всерос. конф. – Н. Новгород, 2002. – С. 115.
7. Витензон А.С. Физиологическая роль различных мышц нижних конечностей при ходьбе // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1974. – Вып. 32. – С. 45–57.
8. Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией. – М.: МБН, 2003. – 448 с.
9. Королев А.А., Сулова Г.А. Проблема спастичности у пациентов, перенёсших церебральный инсульт // Вестник Всероссийской гильдии протезистов-ортопедов. – 2010. – № 3 (41). – С. 137.
10. Королев А.А., Сулова Г.А. Современные представления о регуляции двигательных функций после мозгового инсульта // Вестник Всероссийской гильдии протезистов-ортопедов. – 2010. – № 3 (41). – С. 138.
11. Лисица И.Б., Саранцев А.В. Исследование вариативности временной структуры шага // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1986. – Вып. 74. – С. 77–93.
12. Лисица И.Б., Саранцев А.В. Определение временной структуры шага // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – М.: ЦНИИПП, 1991. – Вып. 91. – С. 65–71.
13. Петрушанская К.А., Витензон А.С., Гриценко Г.П., Сутченков И.А. Электромиографические исследования структуры ходьбы больных с гемипарезом церебрального происхождения // Биомеханика–2002: материалы VI Всерос. конф. – Н. Новгород, 2002. – С. 157.

BIOMECHANICAL AND PHYSIOLOGICAL FOUNDATION OF APPLICATION OF ORTHETICS OF THE LOWER EXTREMITIES IN HEMIPARESIS OF THE CEREBRAL ORIGIN

**K.A. Petrushanskaya, G.P. Gritsenko, B.G. Spivak, I.A. Sutchenkov
(Moscow, Russia)**

Medical indications for orthotics of the lower extremities in patients with hemiparesis of the cerebral origin have been revealed on the basis of clinico-biomechanical investigations of walking. It has been established, that the most expressed locomotor disturbances are examined in combination of recurvation at a knee joint with equinus (more often equinovarus) deformation at an ankle joint and foot. Biomechanical and innervative structure of walking of this contingent of patients has been examined in detail. The main biomechanical and physiological peculiarities of walking of patients with the cerebral hemiparesis have been clarified: sharp decrease of mean walking velocity, the expressed asymmetry of the temporal, kinematic and dynamic parameters, absence of the separate phases of the locomotor cycle, change of electromyographic pattern of muscles, reduction of the supporting and push functions of the lower extremities, growth of energy expenditures. Three variants of orthotics of the lower extremities have been put forward in dependence on the degree of affection of the ankle and knee joints. It has been established, that the positive changes of locomotion take place even in an early stage of formation of a new stereotype of walking in orthoses: increase of the supporting and push functions of the lower extremities, decrease of asymmetry, absence of recurvation at a knee joint, reduction of the support on cane, inconsiderable improvement of electromyographic pattern of muscles.

Key words: hemiparesis of the cerebral origin, biomechanical and innervative structure of walking, electromyographic pattern of muscles, orthotics.

Получено 05 сентября 2011