ISSN 1812-5123. Российский журнал биомеханики. 2013. Т. 17, № 3 (61): 90–111

Российский Журнал Биомеханики
www.biomech.ru

УДК 531/534:[57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ И ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ХОДЬБЫ У ЛИЦ С УСТАНОВОЧНЫМ ПОВЕДЕНИЕМ

К.А. Петрушанская[1, 4], А.С. Витензон[2], Б.Г. Спивак[2], Г.П. Гриценко[2], И.А. Сутченков[3]

[1] Научный центр здоровья детей Российской академии медицинских наук, Россия, 119991, Москва, Ломоносовский проспект, 2/1, e-mail: info@nczd.ru
[2] Федеральное бюро медико-социальной экспертизы, Россия, 127486, Москва, ул. Ивана Сусанина, 3, e-mail: fbmse@fbmse.ru
[3] Научно-медицинская фирма МБН, Россия, 105120, г. Москва, 2-й Сыромятнический переулок, 10, оф. 6, e-mail: info@mbn.ru
[4] Российский реабилитационный центр «Детство», Россия, 142031, Московская обл., Домодедовский р-н, д. Лукино, e-mail: detstvo1996@mail.ru

Аннотация. При обследовании 503 больных с целью выявления степени двигательных нарушений авторами была выявлена группа пациентов с установочным поведением. Выяснение особенностей ходьбы у таких лиц является сложной задачей по нескольким причинам. Прежде всего, имеется явное расхождение клинического диагноза и походки больных во время исследования. На основании инструментальных исследований авторы выявили, что у лиц с установочным поведением формируется уникальный тип походки, который, с одной стороны, не характерен ни для одного заболевания, а с другой стороны, вне зависимости от возраста и диагноза свойственен только пациентам с таким поведением. Для данного типа походки характерны следующие особенности: 1) резкое, неантропоморфное уменьшение длины двойного шага; 2) менее резкое снижение темпа передвижения; 3) несоответствие длины шага темпу передвижения при определенной скорости ходьбы; 4) значительное снижение амплитуды движений во всех суставах нижних конечностей; 5) неадекватная форма вертикальной составляющей опорной реакции и крайне низкая амплитуда продольной составляющей; 6) снижение, вплоть до нивелирования, максимумов электрической активности мышц наряду с увеличением минимальной (фоновой) активности. Полученные данные представляют интерес прежде всего с практической точки зрения, так как врачам-экспертам необходимы объективные инструментальные доказательства установочного поведения. Вероятной причиной различий ходьбы настоящих больных и лиц с установочным поведением является изменение соотношения темпа и длины шага при одной и той же скорости передвижения, что является еще одним доказательством ранее выявленной закономерности: ходьба в разном темпе и ходьба с разной длиной шага представляют собой две самостоятельные задачи. Возможность независимой фиксации темпа и длины шага и их различное влияние на параметры ходьбы свидетельствуют о том, что существуют отдельные механизмы для управления обеими переменными.

Ключевые слова: установочное (симулирующее) поведение, биомеханические и электромиографические параметры ходьбы, последствия позвоночно-спинномозговой травмы в шейном отделе, гемипаретическая форма ДЦП (детский церебральный паралич с односторонним поражением).

© Петрушанская К.А., Витензон А.С., Спивак Б.Г., Гриценко Г.П., Сутченков И.А., 2013

Петрушанская Кира Анатольевна, к.б.н., с.н.с. отдела восстановительного лечения детей с церебральными параличами Научного центра здоровья детей Российской академии медицинских наук, Москва
Витензон Анатолий Самойлович, Москва
Спивак Борис Григорьевич, к.м.н., г.н.с. Федерального бюро медико-социальной экспертизы, Москва
Гриценко Галина Павловна, к.т.н., в.н.с. кабинета физиологии и эргономики движений, Москва
Сутченков Игорь Анатольевич, инженер научно-медицинской фирмы МБН, Москва

Введение

Последние 20 лет в лаборатории биомеханики Центрального научно-исследовательского института протезирования и протезостроения, затем Федерального центра экспертизы и реабилитации инвалидов и, наконец, Федерального бюро медико-социальной экспертизы детально изучалась биомеханическая и иннервационная структура ходьбы в норме и при различных заболеваниях опорно-двигательной системы: при последствиях полиомиелита, у больных детским церебральным параличом с односторонним поражением, у инвалидов с последствиями позвоночно-спинномозговой травмы в различных отделах, у больных сколиозом, остеохондрозом, гемипарезом (односторонним парезом) церебрального генеза и т.д. [3–5, 8].

Осредненные данные позволили авторам выявить общие закономерности изменения ходьбы при различных заболеваниях опорно-двигательного аппарата, определить особенности патологических и компенсаторных механизмов у больных с одно- и двусторонней патологией. Помимо исследований ходьбы по горизонтальной поверхности, авторы исследовали ходьбу вверх и вниз по лестнице, а также при выполнении ритмических движений на велоэргометре. Таким образом, за эти годы в лабораторных условиях авторами был накоплен колоссальный опыт в исследовании биомеханической и иннервационной структуры ходьбы. Необходимо отметить, что все эти годы авторы имели дело с больными, госпитализированными с целью восстановления нарушенных двигательных функций.

Тем не менее авторы столкнулись с рядом неизвестных им ранее проблем, когда в 2005 г. перед лабораторией была поставлена качественно новая задача – определить с помощью биомеханических и электромиографических методов степень нарушения передвижения больных. Данные исследования проводились с целью установления группы инвалидности. За 5 лет авторы исследовали биомеханическую и иннервационную структуру ходьбы у 503 больных. Наряду с настоящими больными была обнаружена группа лиц с установочным поведением (т.е. симулянтов и аггравантов). У данной группы был выявлен специфический вид походки, который не наблюдается ни при одной патологии. Между тем вне зависимости от диагноза локомоторные нарушения у лиц с установочным поведением имели характерные особенности. Выявление этих особенностей оказалось чрезвычайно сложной проблемой, поскольку лица с установочным поведением искусственно замедляли ходьбу, постоянно меняли темп и длину шага, использовали ненужную им дополнительную опору или, напротив, не использовали столь необходимые для них костыли или трости, ходили приставным шагом и т.д.

Данная проблема стала весьма актуальной для лабораторного исследования по следующим причинам:

Во-первых, из-за резкого несоответствия клинического диагноза и походки лиц с установочным поведением во время биомеханического исследования.

Во-вторых, наблюдения за ходьбой лиц с установочным поведением показали, что их средняя скорость передвижения вне лаборатории была в 7–8 раз выше, чем во время биомеханических исследований.

В-третьих, некоторые лица с установочным поведением сознательно в процессе длительной тренировки сформировали у себя неправильный навык ходьбы и ходили таким образом везде.

Наконец, в-четвертых, у авторов не всегда была возможность провести повторные исследования, так как многие больные являлись амбулаторными. Однако, как показал опыт, при повторных исследованиях была отмечена такая же картина установочного поведения.

Необходимо также отметить, что, несмотря на бурный расцвет биомеханических и электромиографических исследований ходьбы, в настоящее время практически отсутствуют данные по ходьбе лиц с установочным поведением. В этом плане очень интересна статья [10], в которой авторы впервые применили биомеханические исследования ходьбы с целью выявления индивидуальных особенностей походки и осанки при идентификации личности. Сама по себе идея применения биомеханических исследований для идентификации личности является чрезвычайно оригинальной и, вне всякого сомнения, будет в дальнейшем применяться правоохранительными органами. Также авторы совершенно справедливо отмечают, что незнакомые режимы передвижения и отсутствие предварительной подготовки к ним сводят к минимуму возможность самоконтроля и способствуют проявлению индивидуальных особенностей походки.

Однако перед авторами данной работы была поставлена цель выявить не индивидуальные особенности, а общие закономерности изменения ходьбы у лиц с установочным поведением. С точки зрения авторов, здесь возникают два вопроса, которые, по существу, представляют собой два этапа данной работы:

1. Возможно ли, не зная больного, даже не видя его, а только проанализировав данные инструментальных исследований, сделать объективное заключение о наличии у него установочного поведения?

2. Поскольку мы в большинстве случаев имеем дело с аггравантами, а не с симулянтами, то необходимо выяснить, какие нарушения их двигательных функций связаны с реальной патологией, а какие – с установочным поведением.

В данной статье авторы сделали попытку ответить только на первый вопрос.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Как показали исследования авторов, наиболее информативным методом для решения данной проблемы является сопоставление ходьбы больного или группы больных с ходьбой лица с установочным поведением с таким же диагнозом.

Посредством диагностического инструментального комплекса исследовали следующие биомеханические параметры ходьбы: основные, временные, кинематические и динамические [3–5, 8, 10].

По подограмме определяли основные и временные параметры ходьбы, а именно: длительность цикла, темп ходьбы, среднюю длину шага расчетным путем, среднюю скорость ходьбы, продолжительность опорной, двуопорной и переносной фаз, интервалов опоры на пятку, всю стопу и ее передний отдел, интервал τ – время от отрыва пятки одной ноги до начала наступания на опору другой ноги, коэффициент ритмичности (отношение длительности переносной фазы обеих ног).

Кинематические параметры (угловые перемещения в голеностопном, коленном и тазобедренном суставах обеих нижних конечностей) регистрировали посредством многозвенных электрогониометров.

Динамические параметры (вертикальную R_z, продольную R_x и поперечную R_y составляющие главного вектора опорной реакции) исследовали посредством динамографической методики.

Синхронно с угловыми перемещениями записывали электрическую активность десяти симметричных мышц нижних конечностей и туловища (передней большеберцовой, икроножной, наружной широкой, полусухожильной, прямой бедра, двуглавой бедра, средней ягодичной, большой ягодичной, длинной приводящей и крестцово-остистой).

Для исследования электрической активности мышц применялись биполярные накожные электроды, изготовленные из латуни в виде плоских чашечек.

Диаметр электродов был равен 10 мм, а постоянное межэлектродное расстояние 40 мм. Электроды заполнялись электропроводной пастой, затем их помещали над мышечным брюшком и фиксировали на коже полосками лейкопластыря и эластичным бинтом. Далее активность усиливали усилителем биопотенциалов УБФ-4 и регистрировали через аналого-цифровой преобразователь на компьютер в виде огибающей с постоянной времени 5 мс.

Измеряемые параметры (угловые перемещения и огибающую электромиограммы) обрабатывали с частотой 200 раз в секунду при помощи 12-разрядного аналого-цифрового преобразователя с погрешностью 1–2 разряда программой съема измерений. По полученным данным строили графики изменения различных параметров ходьбы в течение локомоторного цикла.

Кроме того, в процессе электромиографических исследований были получены важнейшие энергетические параметры ходьбы:

а) средняя электрическая активность мышц (мкВ), эквивалентная мощности мышц;

б) суммарный интеграл электрической активности (мкВ·с) в течение двигательного цикла, эквивалентный работе мышц;

в) суммарный интеграл электрической активности за 10 м пути – работа мышц (мкВ·с) в течение цикла ходьбы с учетом как темпа, так и длины шага.

Результаты исследований

С целью выявления особенностей ходьбы лиц с установочным поведением сопоставим ходьбу больного с последствиями позвоночно-спинномозговой травмы в шейном отделе и пациента с установочным поведением с тем же диагнозом. У обоих пациентов средняя скорость ходьбы была одинаковой – 0,28 км/ч.

В табл. 1 приведены основные параметры ходьбы больного с травмой спинного мозга (А) и пациента с установочным поведением (Б). Видно, что у больного А длина двойного шага составляет 0,52 м, а темп ходьбы равен 17 шаг/мин.

У пациента Б длина двойного шага равна 0,28 м, а темп ходьбы снижается до 33 шаг/мин. Таким образом, главной особенностью механизма уменьшения скорости больного А является более резкое снижение темпа ходьбы по сравнению с длиной шага. Напротив, основной механизм уменьшения скорости ходьбы у пациента с установочным поведением – преимущественное снижение длины шага по сравнению с темпом.

Также отмечаются определенные отличия во временной структуре шага у больного с последствиями травмы спинного мозга (А) и пациента Б (табл. 2). Для обоих пациентов характерно значительное увеличение длительности опорной и двуопорной фаз и, напротив, уменьшение длительности переносной фазы, однако у пациента с установочным поведением эти изменения выражены в большей степени. В частности, длительность двуопорной фазы, свидетельствующей о статической устойчивости, у больного А существенно ниже, чем у пациента Б. Дальнейшее сопоставление временных параметров у данных больных выявило, что у пациента Б возникает более отчетливая трансформация самой опорной фазы: возрастание длительности интервалов опоры на пятку и носок и уменьшение продолжительности интервала опоры на всю стопу. Можно полагать, что трансформация опорной фазы, резкое увеличение длительности двуопорной фазы, а также некоторое уменьшение отрицательного значения интервала τ связаны с непропорциональным изменением соотношения темпа и длины шага при определенной скорости ходьбы. Полученные данные позволяют сделать вывод, что у больного с последствиями травмы спинного мозга в шейном отделе отмечаются менее выраженные изменения временных параметров ходьбы по сравнению с аналогичными параметрами ходьбы пациента с установочным поведением.

Таблица 1

Основные характеристики ходьбы в норме у больного с последствиями позвоночно-спинномозговой травмы в шейном отделе А и у больного с установочным поведением с таким же диагнозом Б

Параметры	Норма	Больной с травмой спинного мозга (А)		Больной с установочным поведением (Б)	
	Сред.	Сред.	% к норме	Сред.	% к норме
Длина двойного шага, м	1,42	0,52	37	0,28	20
Длительность двойного шага, с	1,21	6,92	572	3,62	299
Средняя скорость, км/ч	4,22	0,27	6	0,28	7
Темп, шаг/мин	99	17	17	33	33

Таблица 2

Временные характеристики ходьбы (в процентах к длительности двойного шага) в норме, у больного А и пациента с установочным поведением с таким же диагнозом Б

Нога	Параметры	Норма	Пациент А		Пациент Б	
		Сред.	Сред.	% к норме	Сред.	% к норме
Правая нижняя конечность	Опора на пятку	6,4	0,2	3	2,1	33
	Опора на всю стопу	37,3	67,1	180	60,9	163
	Опора на носок	19,0	22,9	121	31,5	166
	Переносная фаза	37,3	9,8	26	5,5	15
	Двуопорная фаза	12,7	43,3	341	45,0	354
	Сдвиг (интервал τ)	6,6	–13,7	–	–10,5	–
Левая нижняя конечность	Опора на пятку	6,4	2,1	33	3,8	59
	Опора на всю стопу	37,3	72,3	194	61,9	166
	Опора на носок	18,8	15,3	81	26,8	143
	Переносная фаза	37,5	10,3	27	7,5	20
	Двуопорная фаза	12,7	36,6	288	42,0	331
	Сдвиг (интервал τ)	6,6	–28,0	–	–18,2	–
Коэффициент ритмичности		0,99	0,95	96	0,97	98

На рис. 1 представлены кинематические и динамические параметры ходьбы больного А. Обратим внимание на следующие особенности:

1. Максимальное разгибание в тазобедренном суставе происходит примерно на уровне 65% локомоторного цикла.

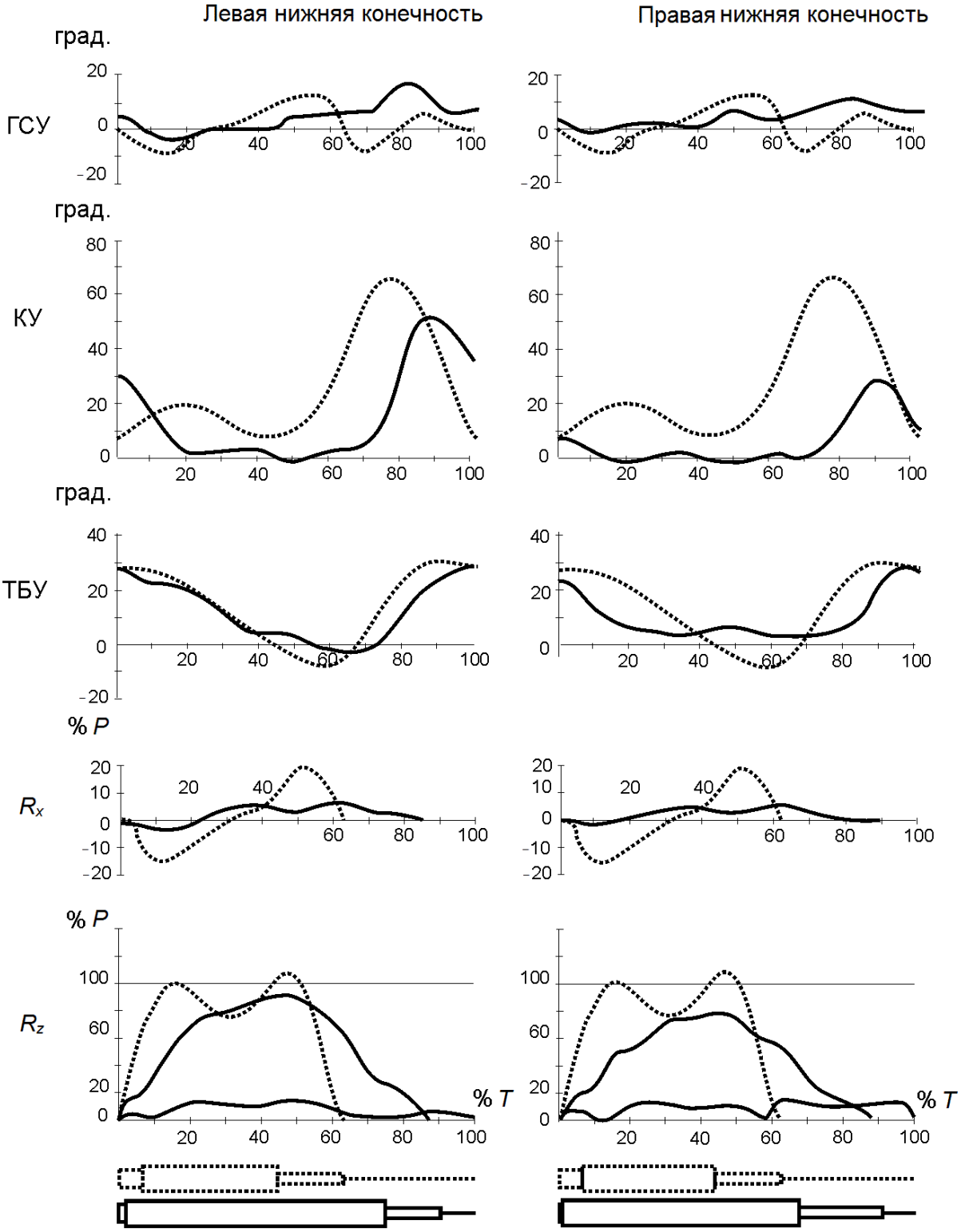

Рис. 1. Кинематические (град) и динамические (% к весу тела) параметры при ходьбе больного А. Диагноз: последствия позвоночно-спинномозговой травмы в шейном отделе. ГСУ – голеностопный угол; КУ – коленный угол; ТБУ – тазобедренный угол. R_x – продольная, R_z – вертикальная составляющие опорной реакции. Пунктирная линия – норма, сплошная линия – больной. Под графиками – подограммы

2. На обеих ногах сгибание в коленном суставе реализуется на уровне 85% цикла.

3. Заметна четкая асимметрия, правая нога является более пораженной.

4. В кривой голеностопного угла отмечается значительное снижение амплитуды первого и второго подошвенного сгибания, редукция и пролонгирование первого тыльного сгибания, отсутствие второго тыльного сгибания.

5. Несмотря на низкую скорость передвижения, у больного сохраняется продольная составляющая R_x опорной реакции, однако она значительно редуцирована.

6. Поскольку больной передвигается с помощью ходилки (т.е. двойной дополнительной опоры), кривая вертикальной составляющей R_z опорной реакции имеет треугольную форму.

На рис. 2 показана биомеханическая структура ходьбы пациента с установочным поведением. В лаборатории данный пациент передвигался со скоростью 0,28 км/ч, используя при ходьбе двойную дополнительную опору в виде двух костылей. В коридоре своего отделения больной передвигался со скоростью 2 км/ч с помощью одного костыля. Для биомеханической структуры ходьбы данного пациента характерны следующие особенности:

1. Резкое уменьшение амплитуды угловых перемещений во всех суставах нижних конечностей, что связано с искусственным замедлением отдельных фаз передвижения. Больной сознательно замедляет разгибание в тазобедренном суставе, происходит плавное снижение амплитуды движений, вследствие чего максимальное разгибание происходит на уровне 75% локомоторного цикла. При этом амплитуда движений в тазобедренном суставе едва достигает 10º.

2. Значительное снижение амплитуды сгибания в коленном суставе в переносную фазу (соответственно 15º на правой ноге и 20º на левой ноге). Также отмечается сдвиг всех экстремальных значений вправо по временной оси. У данного пациента сгибание в переносную фазу происходит на уровне 95% локомоторного цикла, т.е. значительно позже, чем у больного А с тем же диагнозом, передвигающегося с такой же скоростью.

3. На обеих нижних конечностях практически исчезают основные фазы голеностопного угла: первое тыльное сгибание, второе подошвенное и второе тыльное сгибание.

4. В связи с резким, неантропоморфным снижением длины шага фактически отсутствует продольная составляющая R_x опорной реакции.

5. Данный больной необоснованно использует дополнительную опору на два костыля, он дважды в течение опорной фазы переставляет костыли.

Однако существенные отличия отмечаются не только в биомеханической, но и в иннервационной структуре ходьбы данных пациентов. На рис. 3 представлен электромиографический профиль мышц нижних конечностей и туловища при ходьбе у больного А. Поскольку больной ходит с двойной дополнительной опорой, активность ряда мышц нижних конечностей (двуглавой бедра, внутренней икроножной, средней ягодичной) перемещается в среднюю треть опорной фазы в соответствии с перемещением вертикальной нагрузки. Распределение активности имеет асимметричный характер: происходит перераспределение активности между мышцами одной ноги и мышцами обеих нижних конечностей; иначе говоря, недостаточность функции одних мышц компенсируется резким повышением активности других мышц.

На рис. 4 представлена электрическая активность пациента с установочным поведением. Заметно резкое снижение максимумов активности большинства мышц, повышение минимальной (фоновой) активности, отсутствие перемещения активности в среднюю треть опорной фазы.

В табл. 3 приведены энергетические параметры ходьбы у больного А и пациента с установочным поведением Б. У обоих пациентов наблюдается повышение суммарной средней электрической активности мышц за локомоторный цикл: у больного А прирост

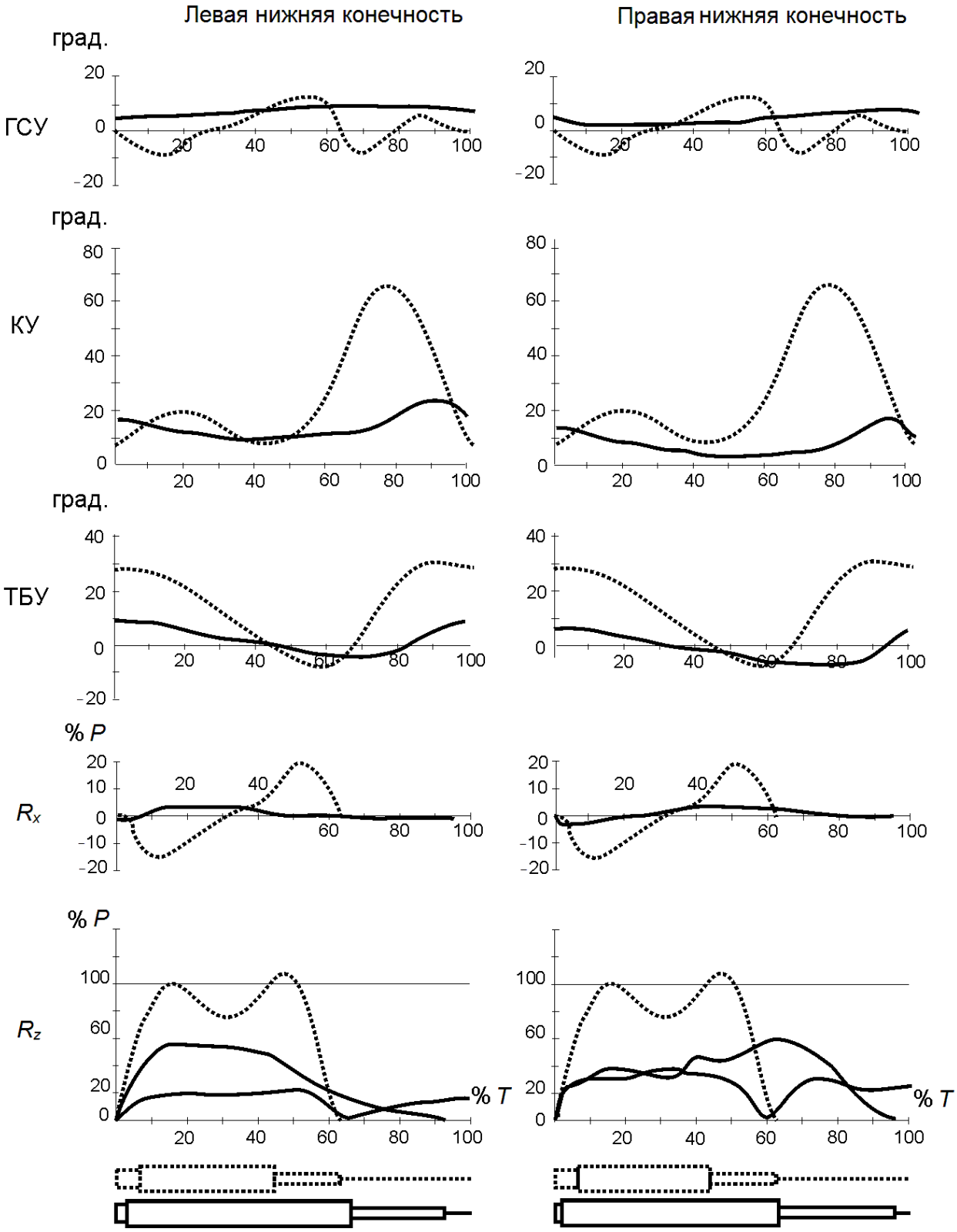

Рис. 2. Кинематические (град) и динамические (% к весу тела) параметры при ходьбе в норме и пациента с установочным поведением Б. Диагноз: последствия позвоночно-спинномозговой травмы в шейном отделе. Пунктирная линия – норма, сплошная линия – пациент. Остальные обозначения – как на рис. 1

составляет 36%, а у пациента Б – 79%. Суммарный интеграл электрической активности увеличивается соответственно в 7,8 и 5,3 раза, а суммарный интеграл за 10 м пути – примерно в 21,3 и 27 раз по сравнению с аналогичными параметрами при ходьбе в норме.

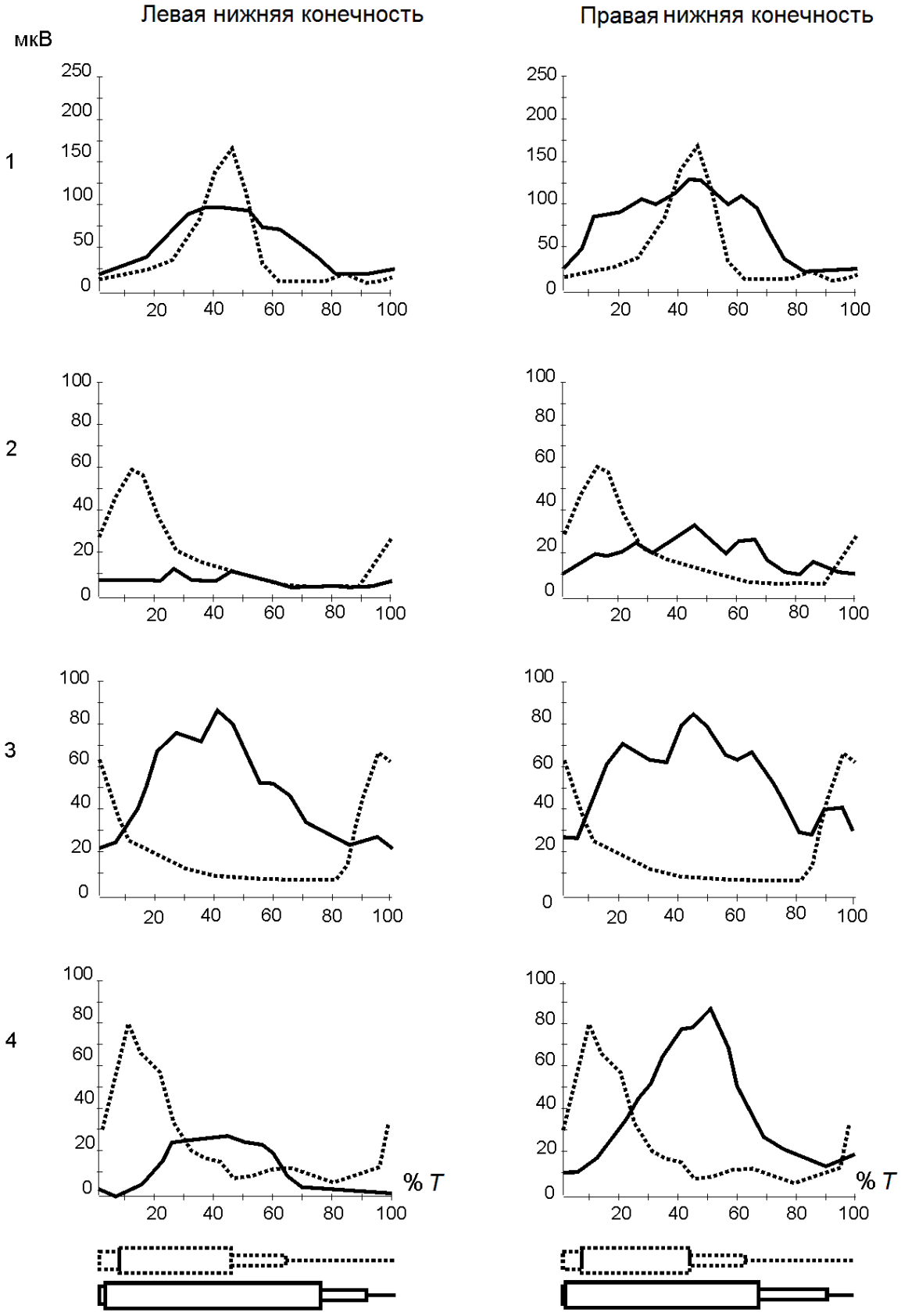

Рис. 3. Электромиографический профиль мышц нижних конечностей при ходьбе в норме и у больного А: *1* – икроножная; *2* – наружная широкая; *3* – двуглавая бедра; *4* – средняя ягодичная мышцы. Пунктирная линия – норма, сплошная линия – больной

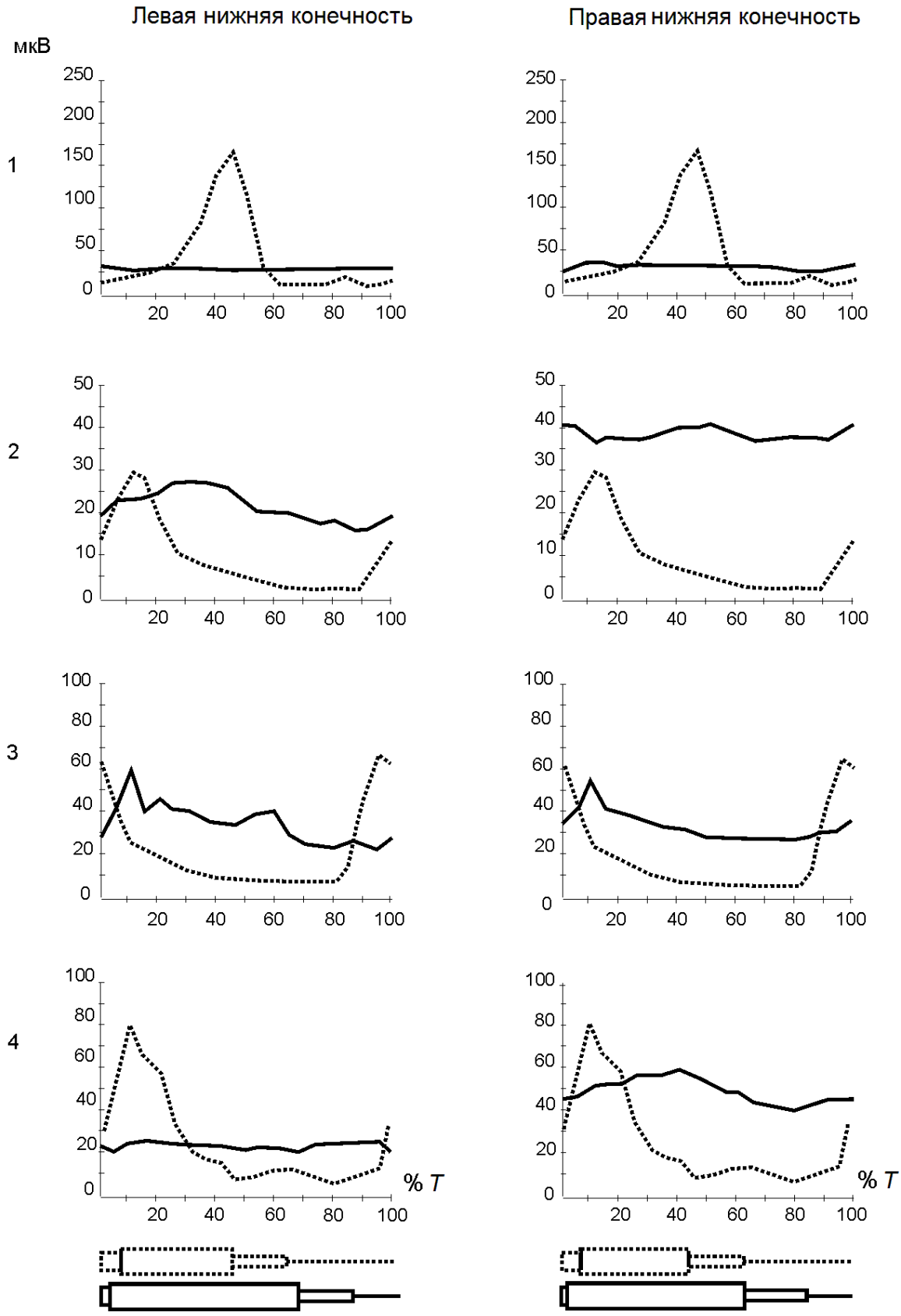

Рис. 4. Электромиографический профиль мышц нижних конечностей в норме и у больного с установочным поведением Б: *1* – икроножная; *2* – прямая бедра; *3* – двуглавая бедра; *4* – средняя ягодичная мышцы. Пунктирная линия – норма, сплошная линия – больной

Таблица 3

Энерготраты при ходьбе в норме у больного А и пациента с установочным поведением Б с таким же диагнозом

Параметры	Норма	Пациент А		Пациент Б	
	Сред.	Сред.	% к норме	Сред.	% кнорме
Суммарная средняя активность	470	640	136	840	179
Суммарный интеграл	569	4429	778	3041	534
Суммарный интеграл за 10 м пути	4007	85 173	2126	108 607	2710

Таблица 4

Основные характеристики ходьбы здоровых детей 7–8 лет (*n* = 10), детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича (*n* = 10) и ребенка с установочным поведением с таким же диагнозом В

Параметры	Норма	Больные с детским церебральным параличем		Больной с установочным поведением (В)	
	Сред.	Сред.	% к норме	Сред.	% к норме
Длина двойного шага, м	1,04	0,85	82	0,36	35
Длительность двойного шага, с	0,99	1,21	122	1,41	142
Средняя скорость, км/ч	3,78	2,52	67	0,92	24
Темп, шаг/мин	121	99	81	85	70

Таким образом, у пациента с установочным поведением отмечается более выраженное повышение энерготрат при ходьбе, чем у больного А, причем это повышение происходит преимущественно вследствие двух причин: значительного повышения средней активности мышц, т.е. их мощности и резкого, неантропоморфного укорочения длины шага.

Как показали дальнейшие исследования, преимущественное уменьшение длины шага по сравнению с темпом ходьбы характерно для лиц с установочным поведением с другими диагнозами. В этом плане целесообразно рассмотреть особенности ходьбы по группе детей 7–8 лет с гемипаретической формой детского церебрального паралича с односторонним поражением (10 чел.) [6, 7] и ребенка 8 лет (В) с установочным поведением (диагноз: гемипаретическая форма детского церебрального паралича с односторонним поражением, правосторонний гемипарез).

В табл. 4 приведены основные параметры ходьбы здоровых детей (в возрасте 7–8 лет), осредненные данные по группе детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича с односторонним поражением такого же возраста и больного (В).

Для детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича с односторонним поражением характерно снижение скорости передвижения до 2,5 км/ч; при этом у них сохраняется достаточно высокий темп ходьбы (99 шаг/мин), а длина двойного шага достигает 0,85 м. У ребенка с установочным поведением отмечается

в первую очередь резкое снижение скорости ходьбы – до 0,94 км/ч. Несмотря на столь низкую скорость передвижения, больной ходил без дополнительной опоры.

В коридоре своего отделения больной ходил со скоростью 4 км/ч. Кроме того, снижение скорости ходьбы, так же как и в первом случае, происходит за счет резкого снижения длины двойного шага (0,36 м) и в меньшей степени вследствие уменьшения темпа передвижения (85 шаг/мин).

На рис. 5 представлена биомеханическая структура ходьбы детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича с односторонним поражением. Отметим наиболее типичные особенности ходьбы данного контингента больных:

1. Наибольшие отличия отмечаются в движениях в голеностопных суставах. Характер движения голеностопного сустава отражает эквинусное положение стопы. Первое тыльное сгибание резко снижено. Второе подошвенное сгибание практически отсутствует, что отражает слабое отталкивание ноги от опорной поверхности.

2. Также изменен характер движений в обоих коленных суставах. У детей отмечается примерно одинаковое снижение основного сгибания в коленном суставе, но с пораженной стороны несколько более выраженное.

3. Наименьшие изменения наблюдаются в движениях в тазобедренном суставе, однако и здесь происходит снижение как сгибания в опорную фазу шага, так и разгибания, т.е. уменьшение амплитуды движений на пораженной стороне.

4. Исследования динамических параметров ходьбы показывают их амплитудные и временные отличия от нормы. На пораженной стороне наблюдается снижение переднего толчка по обеим составляющим (вертикальной R_z и продольной R_x) и еще большая редукция заднего толчка, особенно по продольной (R_x) составляющей. На сохранившейся ноге отмечается статический характер вертикальной составляющей опорной реакции (R_z), уменьшение переднего и заднего толчков продольной составляющей R_x [6, 7].

На рис. 6 показана биомеханическая структура ходьбы пациента с установочным поведением (В). Поскольку у данного пациента диагноз – правосторонний гемипарез, это предполагает, что мы имеем дело с четкой односторонней патологией, иначе говоря, патологические элементы сосредоточиваются в движениях и работе мышц паретичной нижней конечности, а компенсаторные элементы преимущественно концентрируются в движениях и работе мышц сохранившейся конечности. Между тем некоторая асимметрия проявляется только в незначительном уменьшении основного сгибания в коленном суставе и тыльного сгибания в голеностопном суставе на пораженной конечности.

О наличии установочного поведения свидетельствуют следующие особенности походки данного пациента:

1) значительный сдвиг всех экстремальных значений вправо во временной оси, в частности, основное сгибание в коленном суставе происходит на уровне 90% локомоторного цикла, а разгибание в тазобедренном суставе реализуется на уровне 65% цикла;

2) резкое ослабление заднего толчка продольной составляющей R_x опорной реакции на обеих ногах, при этом на сохранившейся ноге задний толчок практически отсутствует, что указывает на фактическое отсутствие толчковой функции данной конечности;

3) одинаковая форма и величина вертикальной составляющей R_z опорной реакции на обеих ногах.

Однако наибольший интерес представляет сопоставление электрической активности мышц нижних конечностей и туловища в течение локомоторного цикла у группы детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича с односторонним поражением и ребенка с установочным поведением с тем же диагнозом.

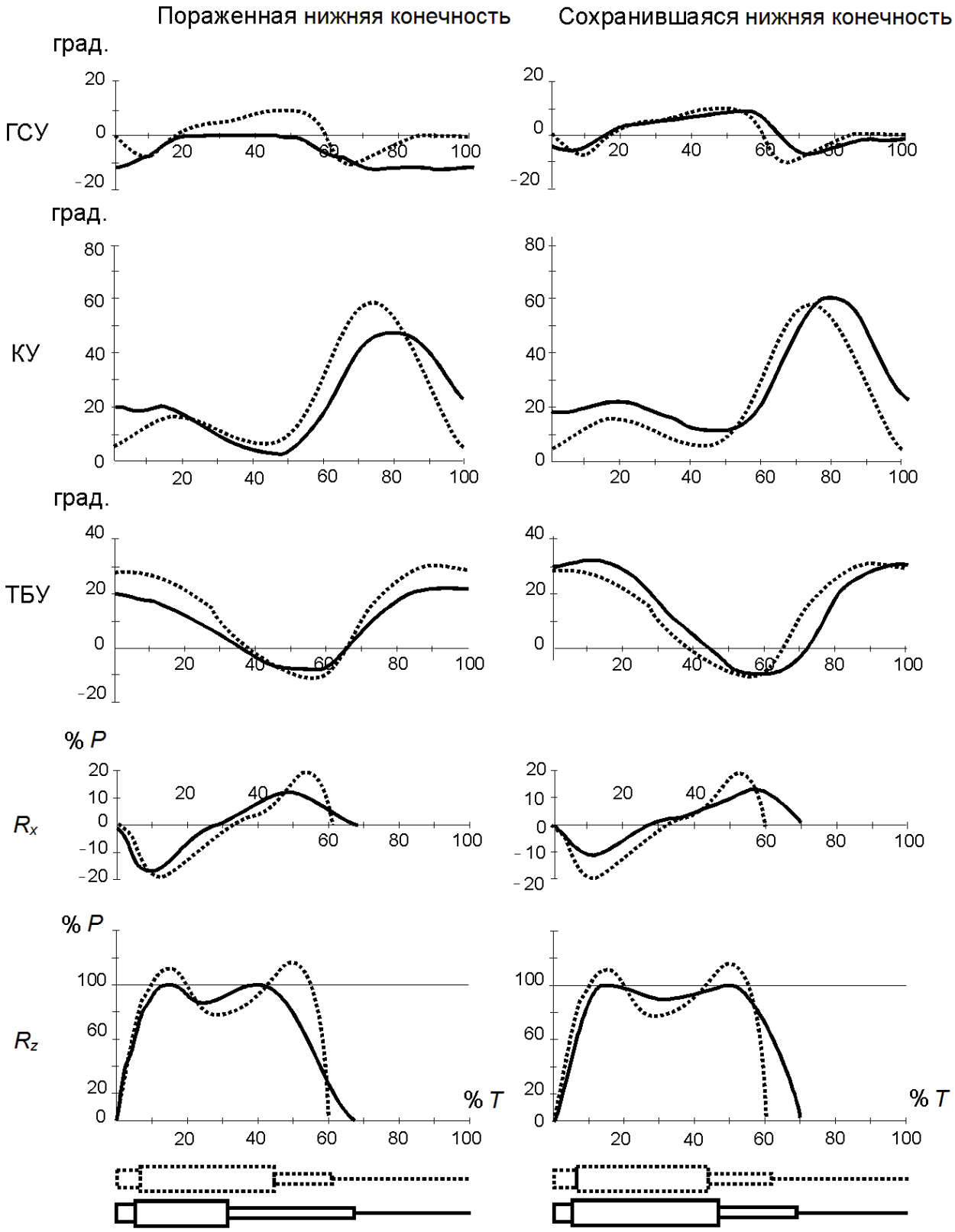

Рис. 5. Кинематические (град) и динамические (% к весу тела) параметры при ходьбе здоровых детей 7–8 лет и детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича того же возраста. Пунктирная линия – здоровые дети, сплошная линия – больные детским церебральным параличом. Под графиками – подограммы. Остальные обозначения – как на рис. 1

ISSN 1812-5123. Российский журнал биомеханики. 2013. Т. 17, № 3 (61): 90–111

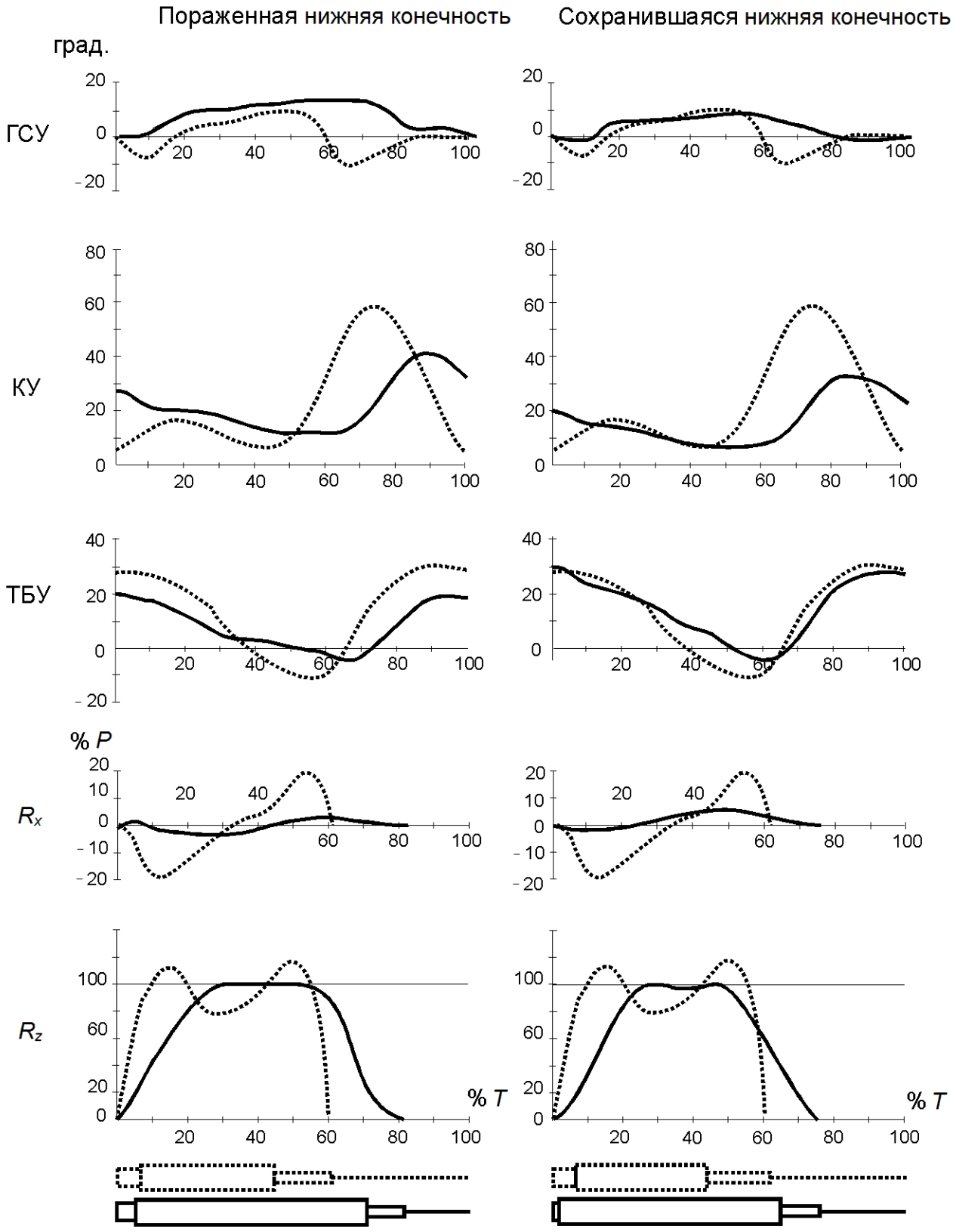

Рис. 6. Кинематические (град) и динамические (% к весу тела) параметры при ходьбе здоровых детей 7–8 лет и больного с установочным поведением В. Пунктирная линия – здоровые дети, сплошная линия – больной. Под графиками – подограммы. Остальные обозначения – как на рис. 1

На рис. 7 показаны осредненные данные электромиографического профиля группы детей 7–8 лет с гемипаретической формой детского церебрального паралича с односторонним поражением. Для данной группы больных характерно значительное снижение максимумов электрической активности обеих мышц голени: передней большеберцовой и икроножной. При этом на стороне пареза отмечается полное нивелирование максимумов активности передней большеберцовой мышцы. В то же время максимумы активности икроножных мышц уменьшаются по амплитуде, но увеличиваются по длительности.

Активность мышц бедра меняется следующим образом: наблюдается некоторое повышение максимумов и их большая отчетливость у обеих средних ягодичных мышц наряду со значительным уменьшением активности больших ягодичных мышц.

На рис. 8 представлена электрическая активность мышц при ходьбе ребенка с установочным поведением. Характерно, что в данном случае отмечается резкое и примерно одинаковое снижение активности на обеих ногах, при этом на некоторых мышцах сохранившейся конечности снижение выражено в большей степени. Наряду с этим максимумы активности ряда мышц пролонгированы и смещены вправо по временной оси.

В табл. 5 приведены данные энерготрат при ходьбе здоровых детей, детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича с односторонним поражением и ребенка с установочным поведением (В). У детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича с односторонним поражением наблюдается снижение всех энергетических параметров ходьбы: суммарной средней активности мышц и суммарного интеграла соответственно на 57 и 48%, а также суммарного интеграла за 10 м пути – на 36%.

У ребенка с установочным поведением (В) уменьшается суммарная средняя активность (на 35%), незначительно изменяется суммарный интеграл за локомоторный цикл, в то время как суммарный интеграл за 10 м пути значительно возрастает (в 2,7 раза). Необходимо отметить, что все параметры энерготрат у ребенка с установочным поведением значительно выше по сравнению с соответствующими параметрами по группе детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича (см. табл. 5).

Таким образом, прослеживается определенная тенденция изменения энерготрат при ходьбе лиц с установочным поведением: значительное повышение суммарной средней активности и суммарного интеграла за 10 м пути, в то время как суммарный интеграл за локомоторный цикл возрастает в значительно меньшей степени.

Таблица 5

Энерготраты при ходьбе здоровых детей 7–8 лет, детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича, и ребенка с установочным поведением с таким же диагнозом В

Параметры	Норма	Детский церебральный паралич		Пациент В	
	Сред.	Сред.	% к норме	Сред.	% к норме
Суммарная средняя активность	910	390	43	590	65
Суммарный интеграл	900	472	52	832	92
Суммарный интеграл за 10 м пути	8654	5553	64	23 111	267

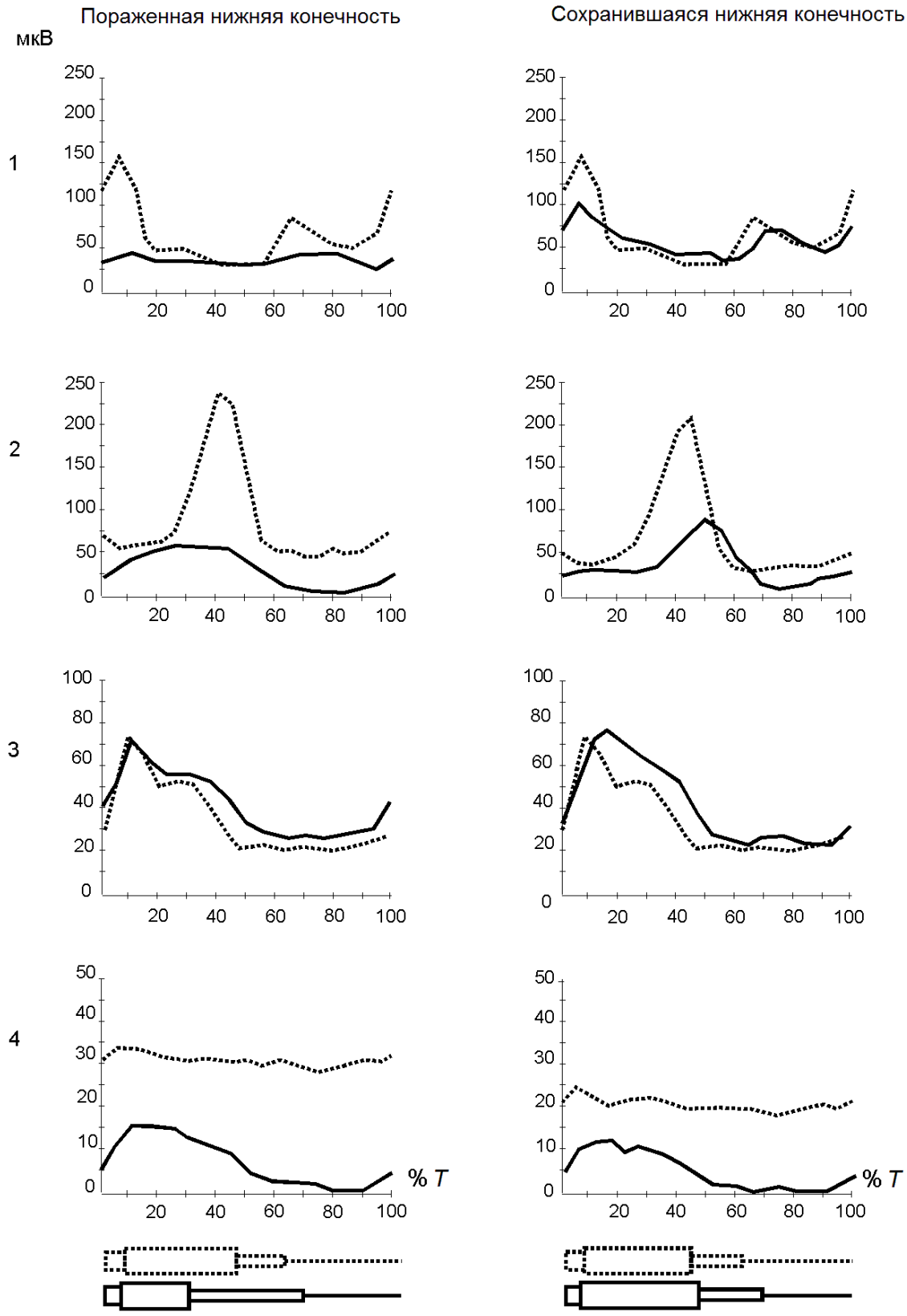

Рис. 7. Электромиографический профиль мышц нижних конечностей у здоровых детей 7–8 лет и у детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича такого же возраста: *1* – передняя большеберцовая; *2* – икроножная; *3* – средняя ягодичная; *4* – большая ягодичная. Пунктирная линия – здоровые дети, сплошная линия – больные детским церебральным параличом. Под графиками – подограммы

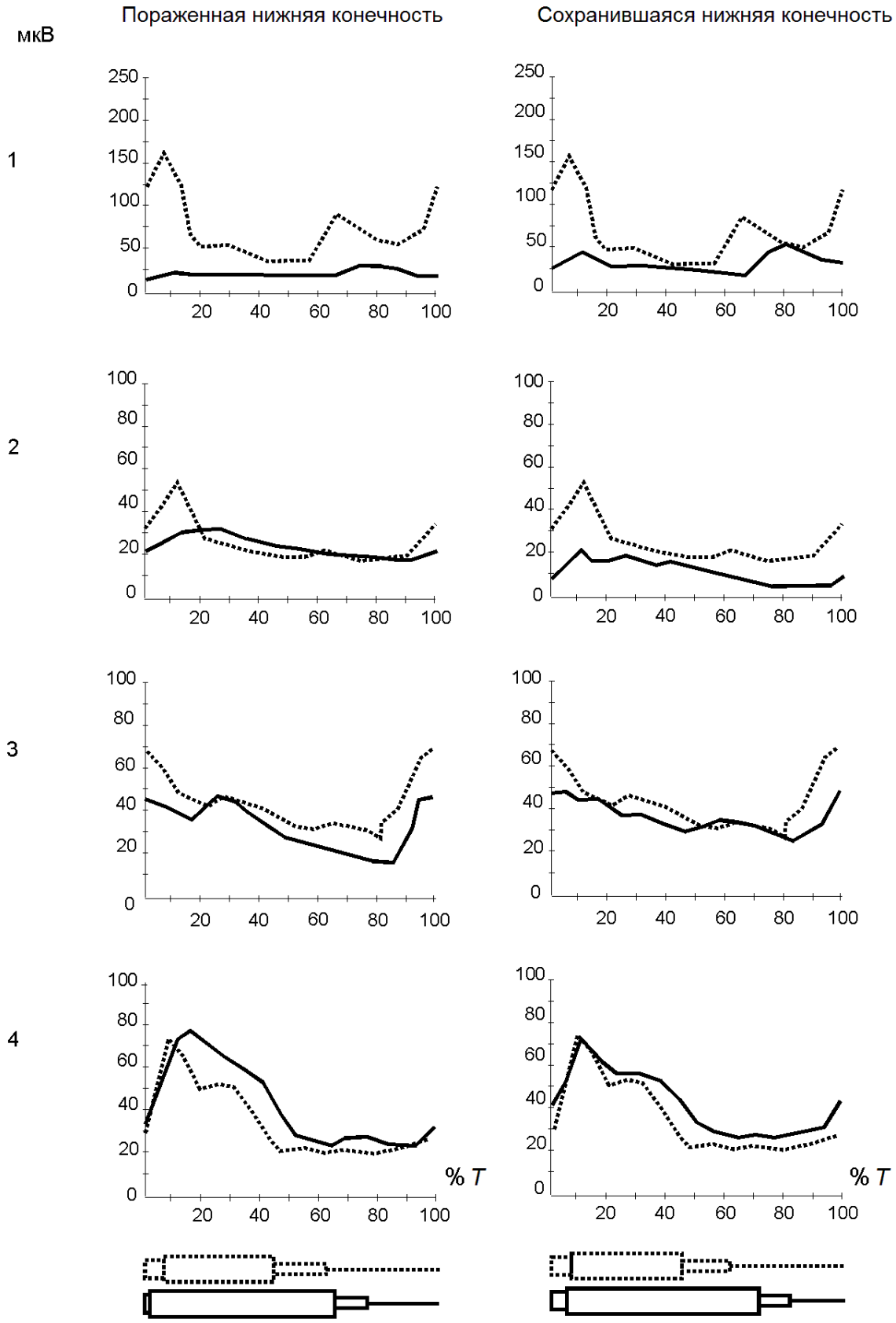

Рис. 8. Электромиографический профиль мышц нижних конечностей у здоровых детей 7–8 лет и у больного с установочным поведением В: *1* – передняя большеберцовая; *2* – наружная широкая; *3* – двуглавая бедра; *4* – средняя ягодичная. Пунктирная линия – здоровые дети, сплошная линия – больной. Под графиками – подограммы

ISSN 1812-5123. Российский журнал биомеханики. 2013. Т. 17, № 3 (61): 90–111

Обсуждение полученных результатов

Полученные данные, несомненно, представляют интерес с практической точки зрения, так как врачам-экспертам крайне необходимы объективные инструментальные доказательства установочного поведения.

Однако результаты исследований ходьбы лиц с установочным поведением далеко выходят за рамки сугубо утилитарного практического применения. Вероятной причиной различий ходьбы настоящих больных и лиц с установочным поведением является различное соотношение темпа и длины шага при одной и той же скорости передвижения, что доказывает тот факт, что ходьба в разном темпе и ходьба с разной длиной шага представляют собой две самостоятельные задачи.

Витензон и соавторы [1, 2] показали возможность изолированного изменения каждой из этих характеристик при искусственных условиях, т.е. когда фиксируется либо темп, либо длина шага. Также было выяснено, что в биомеханическом аспекте различие этих задач заключается в том, что повышение темпа ведет лишь к ускорению движений конечности, тогда как увеличение длины шага способствует перемещению всего тела в пространстве. Вместе с тем обе переменные в естественном локомоторном акте ассоциированы между собой.

Поскольку при ходьбе детей раннего возраста не существует строгой связи между темпом и длиной шага, следует думать, что ассоциация механизмов, управляющих обеими переменными, складывается в онтогенезе человека условно-рефлекторным путем. В результате этого более быстрому темпу начинает соответствовать большая длина шага, что приводит к увеличению линейной скорости ходьбы.

Лицам с установочным поведением невыгодно резко уменьшать темп в связи с явлениями резонанса, так как минимизация мышечной активности при произвольном темпе (в данном случае – оптимальном для больных) представляет собой результат приспособления частоты вынужденных (мышечных) сил к частоте собственных колебаний нижних конечностей [9].

Также в связи с изменением соотношения темпа и длины шага происходит грубая трансформация временных параметров ходьбы, при которой длительность опорной фазы достигает 95%, а длительность переносной фазы – 5% локомоторного цикла. Согласно многолетним следованиям авторов, ни у одного больного, даже с самым тяжелым нарушением функции передвижения, не отмечалось такого соотношения длительности опорной и переносной фаз. Вследствие этого у лиц с установочным поведением происходит сдвиг экстремальных значений кинематических и динамических параметров вправо по временной оси, в частности, сгибание в коленном суставе в переносную фазу осуществляется на уровне 95% цикла, а разгибание в тазобедренном суставе происходит на уровне 75% цикла, т.е. значительно позже, чем у больных с таким же диагнозом.

Одним из механизмов резкого снижения длины шага является искусственное замедление отдельных фаз локомоторного цикла. При сопоставлении угловых перемещений в тазобедренном суставе больного А и пациента с установочным поведением В видно, что разгибание в тазобедренном суставе у больного А начинается на уровне 20% цикла. Это связано с тем, что в связи с уменьшением сгибания в тазобедренном суставе больному очень сложно вынести вперед ногу. Между тем у пациента с установочным поведением разгибание начинается в самом начале цикла, и так как пациент искусственно замедляет это разгибание, то оно происходит постепенно и достигает максимального значения на уровне 75% цикла.

Отдельного рассмотрения требует изменение динамических параметров при ходьбе настоящих больных и лиц с установочным поведением. Согласно многолетним

исследованиям авторов, вертикальная составляющая R_z опорной реакции принимает треугольную форму во всех случаях, когда вследствие грубой патологии опорно-двигательного аппарата больные должны применять при ходьбе двойную дополнительную опору на костыли или трости. Именно такая картина отмечается у больного А.

Аналогичная трансформация динамических параметров ходьбы наблюдается и у больных с другими заболеваниями. На рис. 9 показаны опорные реакции и электрическая активность мышц больного Г с глубоким парапарезом нижних конечностей (парезом обоих конечностей) в результате повреждения грудного отдела спинного мозга. Ходьба данного больного характеризуется замедленным темпом и крайне малой длиной шага (опорная фаза достигает почти 90% цикла, а переносная редуцирована до 10%). Нагрузка на каждую ногу возникает лишь в середине опоры, вследствие чего именно в эту фазу появляется максимум активности многих мышц. Данный максимум активности служит для поддержания устойчивости и сохранения вертикальной позы, так как больной передвигается на полусогнутых ногах с дополнительной опорой на две трости.

Что касается пациента с установочным поведением, то можно полагать, что пациент необоснованно использует двойную дополнительную опору. Во-первых, он дважды в течение опорной фазы переставляет костыли. Во-вторых, поскольку замедление ходьбы сказывается в основном на уменьшении длины шага и в меньшей степени на темпе ходьбы, больной сознательно использует второй костыль, так как уменьшить темп он может только с помощью дополнительной опоры. В-третьих, дополнительная опора создает некоторую асимметрию динамических параметров при ходьбе.

В целом же для биомеханической структуры ходьбы данного пациента типична практически полная симметрия движений во всех суставах нижних конечностей, а также вертикальной R_z и продольной R_x составляющих опорной реакции.

С точки зрения авторов, особое внимание должно быть уделено изменению энергетических параметров при ходьбе настоящих больных и лиц с установочным поведением.

Наибольший интерес представляют данные изменения энергетических параметров у больного с последствиями травмы спинного мозга в шейном отделе и пациента с установочным поведением с тем же диагнозом

Как уже было указано выше, у пациента с установочным поведением отмечается большее повышение электрической активности мышц и суммарного интеграла за 10 м пути, в то время как суммарный интеграл за локомоторный цикл у данного пациента ниже по сравнению с соответствующими параметрами у больного А.

Сопоставление электромиографического профиля при ходьбе больного А с электромиографическим профилем пациента с установочным поведением показывает, что у больного А одни мышцы ослаблены, другие мышцы дают высокую активность в течение локомоторного цикла, при этом между четко выраженными периодами возбуждения имеются периоды торможения. У больного с установочным поведением (Б) отмечается существенное увеличение уровня минимальной активности наряду со снижением максимальной активности. Следовательно, увеличение средней электрической активности мышц происходит у него не за счет повышения максимумов активности, а вследствие повышения фоновой активности, которая в основном определяется мощностью афферентных воздействий. Кроме того, у данного пациента значительно возрастает период активности мышц и резко уменьшен период покоя, вследствие чего отношение длительности активности к длительности периода покоя $T_а/T_п$ значительно превышает аналогичные показатели у больного А.

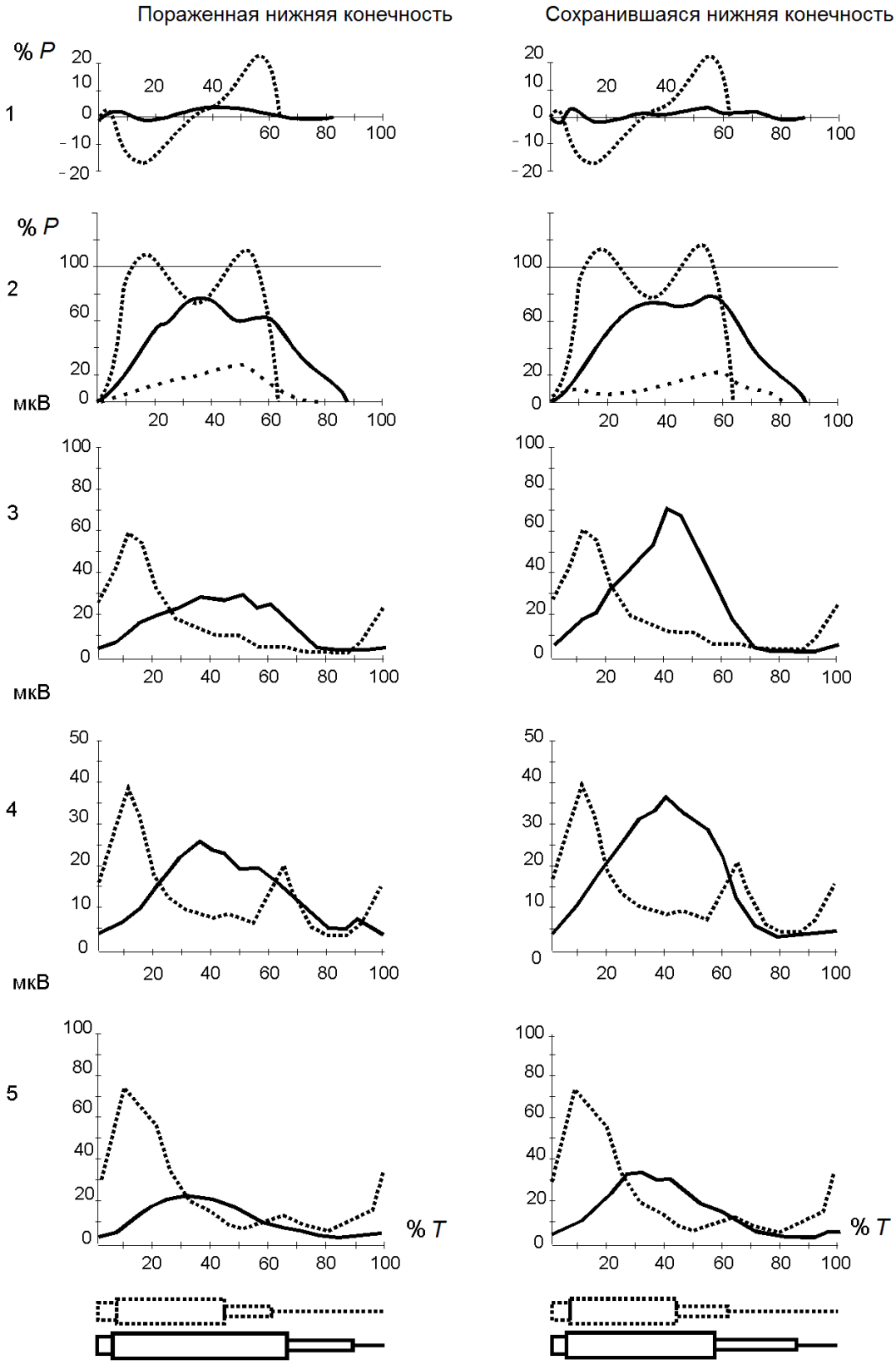

Рис. 9. Динамические параметры ходьбы и электромиографический профиль мышц нижних конечностей в норме и у больного Г. Диагноз: последствия позвоночно-спинномозговой травмы в грудном отделе, глубокий парапарез: *1* – продольная R_x; *2* – вертикальная R_z составляющие опорной реакции (% *p*); *3* – наружная широкая, *4* – прямая бедра; *5* – средняя ягодичная мышцы (мкВ). Пунктирная линия – норма, сплошная линия – больной. Под графиками – подограммы

Уменьшение суммарного интеграла у пациента с установочным поведением (Б) связано исключительно с меньшей длительностью цикла, т.е. с более высоким темпом ходьбы. Напротив, основной причиной резкого повышения суммарного интеграла за 10 м пути у данного пациента является в первую очередь неантропоморфное уменьшение длины двойного шага. Таким образом, грубые изменения работы мышц приводят к значительному повышению энерготрат при ходьбе данного пациента [10].

Полученные данные свидетельствуют о том, что в настоящее время определены объективные биомеханические и электромиографические критерии, позволяющие выявить у больных наличие установочного поведения. Авторы полагают, что данные исследования представляют интерес не только с практической, но и с теоретической точки зрения, так как ходьба лиц с установочным поведением является своего рода моделью, выявляющей различное влияние темпа и длины шага на биомеханическую и иннервационную структуру локомоторного акта. Тем не менее остается открытым второй вопрос: в какой степени двигательные нарушения связаны с реальной патологией, а в какой – с установочным поведением. Для решения данного вопроса планируется проведение биомеханических и электромиографических исследований ходьбы в широком диапазоне скоростей – от 0,5 до 5 км/ч на группе здоровых испытуемых с целью определения закономерностей изменения биомеханических и электромиографических параметров при разных условиях ходьбы.

Выводы

1. У лиц с установочным поведением вне зависимости от диагноза и возраста выявлен специфический тип походки, который не наблюдается ни при одной патологии опорно-двигательного аппарата.

2. Для данного типа походки характерны следующие особенности: 1) неантропоморфное уменьшение длины двойного шага; 2) менее резкое снижение темпа передвижения; 3) несоответствие длины шага темпу передвижения при определенной скорости ходьбы; 4) значительное уменьшение амплитуды движений во всех суставах нижних конечностей и резкий сдвиг экстремальных значений вправо по временной оси; 5) неадекватная форма вертикальной составляющей R_z опорной реакции и крайне низкая амплитуда продольной составляющей R_x; 6) нерациональное использование дополнительной опоры; 7) снижение вплоть до нивелирования максимумов электрической активности мышц наряду с увеличением минимальной (фоновой) активности.

Полученные результаты являются еще одним свидетельством ранее выявленной закономерности: ходьба в разном темпе и ходьба с разной длиной шага – это две самостоятельные задачи. Возможность независимой фиксации темпа и длины шага и их различное влияние на параметры ходьбы свидетельствуют о том, что существуют отдельные механизмы для управления обеими переменными.

Список литературы

1. Витензон А.С., Баскакова Н.В. Влияние длины шага на биомеханические и электрофизиологические параметры ходьбы в норме // Протезирование и протезостроение: сб. тр. / ЦНИИПП. – М., 1975. – Вып. 35. – С. 19–31.
2. Витензон А.С., Баскакова Н.В. Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы при изменении темпа и длины шага // Протезирование и протезостроение: сб. тр. / ЦНИИПП. – М., 1978. – Вып. 44. – С. 5–16.
3. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. – М.: Зеркало, 1998. – 272 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., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией. – М.: МБН, 2003. – 448 с.
6. Витензон А.С., Петрушанская К.А., Гриценко Г.П., Сутченков И.А., Газалиева А.М. Иннервационная структура ходьбы детей с гемипаретической формой детского церебрального паралича // Человек и его здоровье: тез. XV Рос. нац. конгресса. – СПб., 2010. – С. 72.
7. Гриценко Г.П., Петрушанская К.А., Витензон А.С., Газалиева А.М., Сутченков И.А. Биомеханическая структура ходьбы здоровых детей и больных с гемипаретической формой ДЦП // Человек и его здоровье: тез. XV Рос. нац. конгресса. – СПб., 2010. – С. 73–74.
8. Миронов А.С., Витензон А.С., Петрушанская К.А. Восстановительное лечение больных с последствиями позвоночно-спинномозговой травмы. – Тверь: Клевер, 2009. – 228 с.
9. Саранцев А.В., Витензон А.С. Явления резонанса при ходьбе человека // Протезирование и протезостроение: сб. тр. / ЦНИИПП. – М., 1973. – Вып. 31. – С. 62–71.
10. Шендеров В.А., Китаев Н.Н., Негреева М.Б. Биомеханическая экспертиза: выявление индивидуальных особенностей походки и осанки при идентификации личности // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 2. – С. 75–78.

BIOMECHANICAL AND ELECTROPHYSIOLOGICAL INVESTIGATIONS OF WALKING IN PATIENTS WITH MALINGERING BEHAVIOUR

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

A group of patients with malingering behaviour has been revealed during observation of walking of 503 patients with different diseases of the locomotor system. Exposure of peculiarities of walking of such patients presents a serious problem because of some reasons. First of all, because of considerable discrepancy of the clinical diagnosis and walking of patients with malingering behaviour during the biomechanical investigation. On the basis of the instrumental investigations it has been demonstrated for the first time, that the specific type of gait is formed in patients with malingering behaviour, which on the one hand, is non-typical of any disease, and on the other hand, regarless of age and diagnosis is peculiar only to patients with such behaviour. The following peculiarities are characteristic of this type of gait: 1)sharp, non-antroporphous reduction of the step length; 2) less remarkable diminution of the walking cadence, 3) discrepancy of the value of the step length and cadence at the certain walking velocity, 4) remarkable decrease of amplitude of movements at all joints of the lower extremities, 5) in-adequate form of the vertical component of the ground reaction force and very small value of the longitudinal component; 6) diminution, up to levelling of maxima of electrical activity of muscles in parallel with increase of the minimal (background) activity. The received data are of interest first of all from the practical point of view, because objective instrumental data are necessary for doctors-experts. Authors consider, that these data represent one more proof of the previously established regularity: walking at different cadence and with different step length are two separate tasks: possibility of the independent fixation of cadence and step length and their different influence on parameters of walking prove that there are isolated mechanisms for control of both of these varibales.

Key words: malingering behavior, biomechanical and electromyographic parameters of walking, consequences of spinal cord injury in the cervical region, hemiparetic form of infantile cerebral palsy.

Получено 7 августа 2013