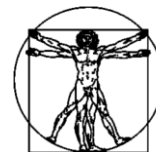


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.2.04  
УДК 531/534: [57+61]



**Российский  
Журнал  
Биомеханики**  
www.biomech.ru

## **КЛИНИКО-БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ЭКЗОСКЕЛЕТА «ЭКЗОАТЛЕТ» ПРИ ХОДЬБЕ БОЛЬНЫХ С ПОСЛЕДСТВИЯМИ ИШЕМИЧЕСКОГО ИНСУЛЬТА**

**Е.В. Письменная<sup>1</sup>, К.А. Петрушанская<sup>2</sup>, С.В. Котов<sup>3</sup>, Г.Е. Аведиков<sup>2</sup>,  
И.Е. Митрофанов<sup>2</sup>, К.М. Толстов<sup>2</sup>, В.А. Ефаров<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Научно-исследовательский институт механики МГУ, Россия, 119192, Москва, Мичуринский проспект, 1, e-mail: epismen@yandex.ru

<sup>2</sup> «ЭкзоАтлет», Россия, 119121, Москва, 1-й Тружеников переулок, 15

<sup>3</sup> Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского, Россия, 129110, Москва, ул. Щепкина, 61/2, корпус 1

**Аннотация.** На основании клинико-биомеханических исследований впервые в России выяснено влияние тренировки в экзоскелете на биомеханическую и иннервационную структуру ходьбы больных с ишемическим инсультом. Выявлено, что у больных с ишемическим инсультом наиболее выраженные локомоторные нарушения отмечаются при сочетании рекурвации (переразгибания) в коленном суставе с эквинусной деформацией стопы и голеностопного сустава, характеризующейся стойким подошвенным сгибанием или эквиноварусной деформацией стопы и голеностопного сустава (выворот внутрь и подошвенное сгибание стопы). Рассмотрена биомеханическая и иннервационная структура ходьбы у 5 больных с последствиями ишемического инсульта через 3–4 месяца после начала заболевания. Были выявлены основные нарушения биомеханической структуры ходьбы у больных с ишемическим инсультом, а именно снижение скорости, темпа и длины двойного шага, выраженная асимметрия временных, кинематических и динамических параметров, выпадение отдельных фаз двигательного цикла, изменение рисунка движений, уменьшение опорной и толчковой функций нижних конечностей, существенная трансформация электромиографического профиля мышц. В статье разработана методика применения экзоскелета у данного контингента больных, которая включает в себя определение продолжительности сеанса тренировки, длительности курса тренировки в экзоскелете у больных наблюдаются следующие изменения: увеличение скорости передвижения, темпа и длины двойного шага, полное устранение временной асимметрии, повышение опорной и толчковой функций нижних конечностей, возрастание амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей, незначительное улучшение электромиографического профиля мышц.

**Ключевые слова:** ишемический инсульт, биомеханическая и иннервационная структура ходьбы, экзоскелет, электромиографический профиль мышц.

---

© Письменная Е.В., Петрушанская К.А., Котов С.В., Аведиков Г.Е., Митрофанов И.Е., Толстов К.М., Ефаров В.А., 2019

Письменная Елена Валентиновна, к.т.н., доцент, с.н.с., Москва

Петрушанская Кира Анатольевна, к.б.н., Москва

Котов Сергей Викторович, д.м.н., профессор, Москва

Аведиков Георгий Евгеньевич, инженер, Москва

Митрофанов Иван Евгеньевич, к.т.н., Москва

Толстов Кирилл Михайлович, к.т.н., Москва

Ефаров Вадим Андреевич, инженер, Москва

## ВВЕДЕНИЕ

Инсульт – одно из наиболее тяжелых проявлений сердечно-сосудистых заболеваний, число которых имеет тенденцию к росту. Данное заболевание характеризуется, с одной стороны, высокой терапевтической резистентностью, а с другой – недостатком эффективных способов и средств восстановления нарушенных двигательных функций.

Заболеваемость мозговым инсультом в разных странах варьируется от 0,2 до 4 случаев на 1000 населения. В России ежегодно заболевают инсультом более 400 000 человек, в США – около 800 000. Ситуация осложняется еще 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 [9, 13, 14, 25, 26].

Смертность от мозгового инсульта достаточно высока. Так, в России и странах СНГ в течение ближайшего месяца с момента заболевания умирают около 30% больных, а концу года – 45–48%. 25–30% пациентов, 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 [9, 13–15, 25].

Одним из наиболее тяжелых проявлений инсульта является наличие двигательных нарушений. Большинство исследователей полагает, что наилучший эффект реабилитации наблюдается в течение первого года после начала заболевания [15, 25, 31]. Поэтому именно этот период является наиболее перспективным в плане реабилитации. В настоящее время имеется достаточно много эффективных методов реабилитации данного контингента больных: роботизированная механотерапия [9, 10, 12, 17, 21, 27, 18, 28, 30], опорная стимуляция [8, 34], электрическая стимуляция мышц при ходьбе [5, 6, 27, 43, 41], ортезирование [22] и другие методы. Одним из наиболее перспективных методов реабилитации больных с инсультом является тренировка ходьбы в экзоскелете. В России в робототехническом центре «Сколково» впервые создан отечественный экзоскелет «ЭкзоАтлет». К настоящему времени экзоскелет «ЭкзоАтлет» уже успешно применен при ряде заболеваний опорно-двигательной и нервной системы: у больных с последствиями позвоночно-спинномозговой травмы (в том числе с полной нижней параплегией), у больных с рассеянным склерозом, у детей с различными формами детского церебрального паралича, у детей с последствиями черепно-мозговой травмы [11, 19, 24, 29]. Целью данной работы явилось клинико-биомеханическое обоснование применения экзоскелета у больных с инсультом.

## КЛИНИЧЕСКАЯ КАРТИНА БОЛЬНЫХ С ПОСТИНСУЛЬТНЫМИ НАРУШЕНИЯМИ

Постинсультные нарушения опорно-двигательных функций в пораженных нижних конечностях 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. 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 находится в положении вынужденного сгибания и приведения в плечевом суставе, сгибания в локтевом и лучезапястном суставах; отсутствуют или слабо выражены разгибание пальцев и активный схват кисти (обычно отмечают сгибательную контрактуру

лучезапястного сустава и пальцев). При ходьбе рука практически выключена из локомоторного акта. Как правило, отмечается контрактура в локтевом, лучезапястном суставах и пальцах.

Клиническая картина нарушений локомоторного акта, а также характер формирующихся вторичных деформаций зависят прежде всего от имеющихся у больного сочетания и соотношения парезов с функциональным ослаблением и спастического гипертонуса различных групп мышц.

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 [5]. Нижняя конечность вследствие разгибательной контрактуры в коленном суставе из-за спастичности четырехглавой мышцы бедра, отвисания и эквинуса стопы кажется удлиненной. Однако при стоянии она слегка согнута, стопа приведена и супинирована. Во время ходьбы наблюдается уменьшение сгибания в переносную фазу в коленном и тазобедренном суставах, значительное отвисание стопы и пронос конечности с большим отведением, при этом нога как бы очерчивает полукруг; опора начинается с носка стопы, находящейся в эквиноварусном положении; при последующем нагружении стопы эта установка уменьшается). Таким больным свойственны хромота, раскачивание туловища относительно фронтальной плоскости (положительный симптом Тренделенбурга при опоре на паретичную нижнюю конечность).

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Объектами исследования являлись 5 больных с ишемическим инсультом (1 женщина и 4 мужчин) в возрасте от 37 до 76 лет в раннем восстановительном периоде заболевания с оценкой по шкале мышечной силы в нижних конечностях не менее 3 баллов. Все пациенты были госпитализированы в неврологическое отделение Московского областного научно-исследовательского клинического института им. М.Ф. Владимирского. Срок госпитализации составил 14–15 суток. У трех пациентов отмечалось правостороннее поражение, а у двух – левостороннее. У двух больных ишемический инсульт произошел в первый раз, у двух – во второй раз, у одного пациента – уже в третий раз. До начала курса 4 человека ходили с тростью в здоровой руке, один больной передвигался без дополнительной опоры.

Для всех больных была типична поза Вернике – Мана, т.е. вынужденное положение руки, согнутой и приведенной в плечевом суставе, согнутой в локтевом и лучезапястном суставах; выпрямленное положение ноги, почти не сгибающейся в суставах во время переносной фазы, отвисание стопы или ее эквиноварусная установка, шаркающая походка.

У всех больных посредством силоизмерительных стелек исследовали следующие биомеханические показатели ходьбы: основные параметры (скорость, темп, длину двойного шага, длительность локомоторного цикла), временные параметры (длительность опорной и переносной фаз, двуопорной фазы,  $T$ -интервала, коэффициент ритмичности), динамические параметры (вертикальную составляющую  $R_z$  главного вектора опорной реакции) и распределение давления под стопой [24, 29]. Применение силоизмерительных стелек позволяет регистрировать вертикальную составляющую  $R_z$

опорной реакции в каждом шаге, что дает возможность получить данные по множеству шагов.

В то же время при использовании тензометрической платформы можно зарегистрировать опорные реакции только одного шага за весь проход вне зависимости от его длины. Исследование большого количества опорных реакций позволяет провести детальную обработку результатов и получить коэффициент вариативности – необходимый параметр для оценки степени освоения ходьбы в экзоскелете, проанализировать изменения устойчивости и опороспособности по мере адаптации пациента к ходьбе в экзоскелете, проследить влияние сочетания тренировки в экзоскелете с другими методами реабилитации, а именно с чрескожной электрической стимуляцией спинного мозга или с функциональной электрической стимуляцией мышц.

Посредством комплекса «МБН-Биомеханика» были исследованы следующие биомеханические и электромиографические показатели ходьбы: кинематические параметры (угловые перемещения в суставах нижней конечности), электрическая активность четырех симметричных мышц обеих нижних конечностей – передней большеберцовой, внутренней икроножной, средней ягодичной и большой ягодичной. У двух больных было проведено исследование электрической активности прямой и двуглавой мышц бедра на обеих нижних конечностях при ходьбе в экзоскелете.

### ОСОБЕННОСТИ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ ХОДЬБЫ У БОЛЬНЫХ С ИШЕМИЧЕСКИМ ИНСУЛЬТОМ

Биомеханические исследования выявили существенные отличия локомоции больных с ишемическим инсультом по сравнению с нормой. Основные параметры ходьбы в норме и у данной группы больных приведены в табл. 1. Видно, что ходьба больных с ишемическим инсультом характеризуется ухудшением основных функциональных показателей относительно ходьбы в норме: уменьшением скорости передвижения – в 2,2 раза (0,54 м/с), длины двойного шага – в 1,6 раза (0,87 м), темпа – в 1,3 раза (75 шагов/мин).

Изменяется также и временная структура шага (табл. 2), причем неодинаково для обеих ног: на стороне сохранившейся конечности значительно сокращается длительность переносной фазы на 24% и, напротив, увеличивается длительность

Таблица 1

Основные параметры ходьбы в норме и у больных с ишемическим инсультом

Параметры	Норма ( $n = 10$ ), $M \pm m$	Больные с инсультом ( $n = 5$ )			
		$M \pm m$	% к норме	$M \pm m$	% к показателям до курса
Длина двойного шага, м	$1,42 \pm 0,02$	$0,87 \pm 0,04$	61*	$1,06 \pm 0,05$	122*
Длительность локомоторного цикла, с	$1,21 \pm 0,03$	$1,60 \pm 0,06$	132*	$1,32 \pm 0,04$	83*
Скорость ходьбы, м/с	$1,17 \pm 0,03$	$0,54 \pm 0,05$	46*	$0,80 \pm 0,04$	148*
Темп ходьбы, шаг/мин	$99 \pm 1$	$75 \pm 2$	76*	$91 \pm 2$	121*

Примечание: здесь и далее \* –  $p < 0,05$

Таблица 2

**Временные параметры ходьбы в норме и у больных с ишемическим инсультом**

Параметр	Норма ( $n = 100$ ), $M \pm m$	Больные ( $n = 5$ )							
		более пораженная нога				менее пораженная нога			
		до курса		после курса		до курса		после курса	
		$M \pm m$	% к норме	$M \pm m$	% к исход- ному	$M \pm m$	% к норме	$M \pm m$	% к исход- ному
Длительность опорной фазы, %	$62,4 \pm 0,5$	$66,9 \pm 0,7$	107*	$63,6 \pm 1,1$	95*	$71,3 \pm 0,8$	114*	$66,7 \pm 1,2$	94*
Длительность переносной фазы, %	$37,6 \pm 0,4$	$33,1 \pm 0,6$	88*	$36,4 \pm 0,9$	110*	$28,7 \pm 0,7$	76*	$33,3 \pm 0,8$	116*
Длительность двуопорной фазы, %	$12,4 \pm 0,4$	$18,2 \pm 1,2$	147*	$13,6 \pm 0,7$	75*	$20,0 \pm 0,9$	161*	$16,7 \pm 0,9$	84*
Коэффициент ритмичности	$0,99 \pm 0,01$	$0,87 \pm 0,02$	88*	$0,91 \pm 0,01$	105	$0,87 \pm 0,02$	88*	$0,91 \pm 0,01$	105*

опорной фазы на 14%, в то же время на пораженной конечности изменения носят менее выраженный характер. Отмечается значительное увеличение продолжительности двуопорной фазы на обеих ногах, но особенно на менее пораженной, что свидетельствует о снижении статической устойчивости при ходьбе.

В табл. 3 и на рис. 1 отражены осредненные данные динамических параметров ходьбы (вертикальной составляющей  $R_z$  опорной реакции) в норме и у больных с последствиями ишемического инсульта. При обычной ходьбе по горизонтальной поверхности кривая вертикальной составляющей  $R_z$  опорной реакции имеет двухвершинную форму с четко выраженными передним и задним толчками и симметрично расположенным минимумом. Экстремум переднего толчка приходится на 17–18% локомоторного цикла, заднего толчка – на 53–54% цикла, минимум приурочен к 33–34% цикла. Величина экстремальных значений примерно одинакова на обеих ногах и составляет 119% для переднего толчка, 126% для заднего толчка и 72% для минимума.

Табл. 3 и рис. 1 показывают, что динамограмма вертикальной составляющей резко деформирована у пациентов с ишемическим инсультом. Наиболее существенные черты этой деформации хорошо видны на осредненных графиках: 1) сглаженность кривой – отсутствие или слабая выраженность максимумов, соответствующих переднему и заднему толчкам на паретичной ноге, едва заметный прогиб кривой в области минимума вследствие недостаточности заднего толчка другой ноги, 2) значительное уменьшение для обеих конечностей величины переднего и заднего толчков (снижение для пораженной конечности составляет 46 и 52%, для сохранившейся конечности соответственно 18 и 27%, 3) сильно затянутый передний фронт динамограммы паретичной нижней конечности, который развивается лишь к  $t = 20\%$  цикла, в то время как на сохранившейся конечности  $R_z$ -кривая принимает трапециевидную форму, причем величина переднего толчка не достигает уровня веса тела; 4) появление на динамограммах сохранившейся ноги мелких дополнительных волн на общем плато кривой.

Таблица 3

Динамические параметры ходьбы в норме и у больных с ишемическим инсультом

Параметр	Норма ( $n = 10$ ), $M \pm t$	Больные ( $n = 5$ )							
		Более пораженная нога до курса		Более пораженная нога после курса		Менее пораженная нога до курса		Менее пораженная нога после курса	
		$M \pm t$	% к норме	$M \pm t$	% к исходному	$M \pm t$	% к норме	$M \pm t$	% к исходному
Передний толчок	$119,0 \pm 4,3$	$64,2 \pm 4,8$	54*	$103,8 \pm 2,5$	162*	$97,1 \pm 3,2$	82*	$100,9 \pm 2,6$	104
Минимум	$72,0 \pm 3,2$	$57,9 \pm 5,4$	80*	$89,6 \pm 3,0$	155*	$87,1 \pm 1,7$	121*	$87,4 \pm 2,7$	100
Задний толчок	$126,0 \pm 5,2$	$60,9 \pm 5,1$	48*	$96,1 \pm 1,5$	158*	$91,6 \pm 1,2$	73*	$104,8 \pm 1,0$	114*

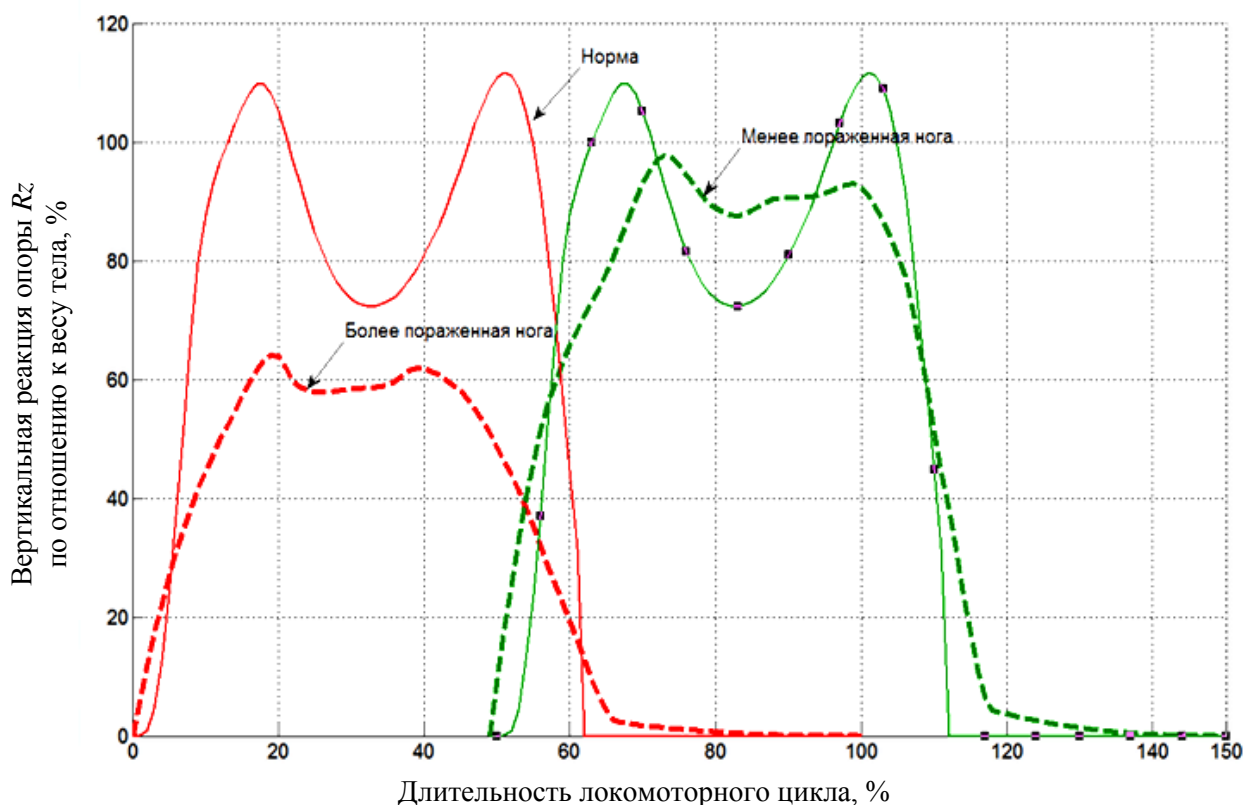


Рис. 1. Вертикальная составляющая  $R_z$  опорной реакции при ходьбе по горизонтальной поверхности в норме и у больных с ишемическим инсультом.

Полученные данные демонстрируют, что у больных с ишемическим инсультом резко нарушается опорность паретичной ноги при ходьбе, перенос веса тела на эту ногу происходит постепенно. Вертикальная составляющая опорной реакции сохранившейся ноги имеет статический характер (плато, лишённое минимума), что свидетельствует о недостаточном использовании при ходьбе гравитационных и инерционных сил.

Все это доказывает необходимость поиска новых методов реабилитации данного контингента инвалидов. Как уже было выше отмечено, одним из таких методов является тренировка ходьбы в экзоскелете.

### **МЕТОДИКА ТРЕНИРОВКИ ХОДЬБЫ В ЭКЗОСКЕЛЕТЕ**

Экзоскелет *ExoAtlet* рекомендован для использования людьми с полной или частичной утратой движений нижних конечностей при нормальном функционировании рук и верхней части туловища. Пациенты ходили по коридору больницы, делая повороты и обходя различные препятствия. Задавая внешние параметры ходьбы, экзоскелет обеспечивает ходьбу с низким, средним или высоким шагом (задается углами в тазобедренных и коленных суставах) и разной длиной шага (короткий, средний или длинный шаг). Пилот осуществляет ходьбу в экзоскелете, последовательно перенося вес тела с левой ноги на правую и обратно, со значительной опорой на канадские трости. В первые дни тренировки пациенты ходили с опорой на специальные ролатор с оборудованной площадкой для правильного расположения паретичной верхней конечности.

Экзоскелет адаптирован под антропометрические параметры пациента. На первых занятиях ассистента обучают надевать и крепить оборудование, помогать пациенту вставать из положения сидя, стоять с опорой на руки (две канадские трости) с внешней помощью (2–3 сопровождающих) и знакомят с внешним управлением с планшета. При первоначальном обучении ходьбе с внешней страховкой требуется два занятия. К концу курса пациентам требовался лишь один помощник для обеспечения безопасности.

### **ОРГАНИЗАЦИЯ ТРЕНИРОВКИ ХОДЬБЫ В ЭКЗОСКЕЛЕТЕ**

Все больные прошли 10 сеансов тренировки ходьбы в экзоскелете. Общее время ходьбы варьировалось от 20–40 минут (в первый день) до 60 минут со второго дня и до окончания курса тренировки. Чистое время ходьбы в экзоскелете изменялось от 20 мин в первый день до 30 мин со второго по последний дни. При средней скорости ходьбы 0,22 м/с, средней длине двойного шага 0,66 м и темпе ходьбы 40 шагов/мин больные проходили расстояние от 264 (в первый сеанс) до 396 м – в последующие, сделав при этом от 800 шагов (в первый сеанс) до 1200 в последующие, а за курс больные проходили расстояние 3828–3850 м, сделав при этом 11 600–11 800 шагов.

### **РЕЗУЛЬТАТЫ ТРЕНИРОВКИ В ЭКЗОСКЕЛЕТЕ**

Как видно из табл. 1, в результате двухнедельного курса тренировки в экзоскелете у больных с ишемическим инсультом отмечается улучшение основных характеристик ходьбы, а именно увеличение средней скорости локомоции на 48% за счет возрастания длины двойного шага на 22% и темпа ходьбы на 21%. Увеличение скорости, по-видимому, способствует изменению временной структуры ходьбы.

В табл. 2 представлены временные параметры ходьбы до и после курса тренировки в экзоскелете. После курса тренировки наблюдается некоторое уменьшение длительности опорной фазы на обеих ногах на 5–6% и соответствующее увеличение продолжительности переносной фазы на 10–16%. Особо следует отметить уменьшение длительности двуопорной фазы на обеих ногах, что указывает на значительное повышение статической устойчивости при ходьбе.

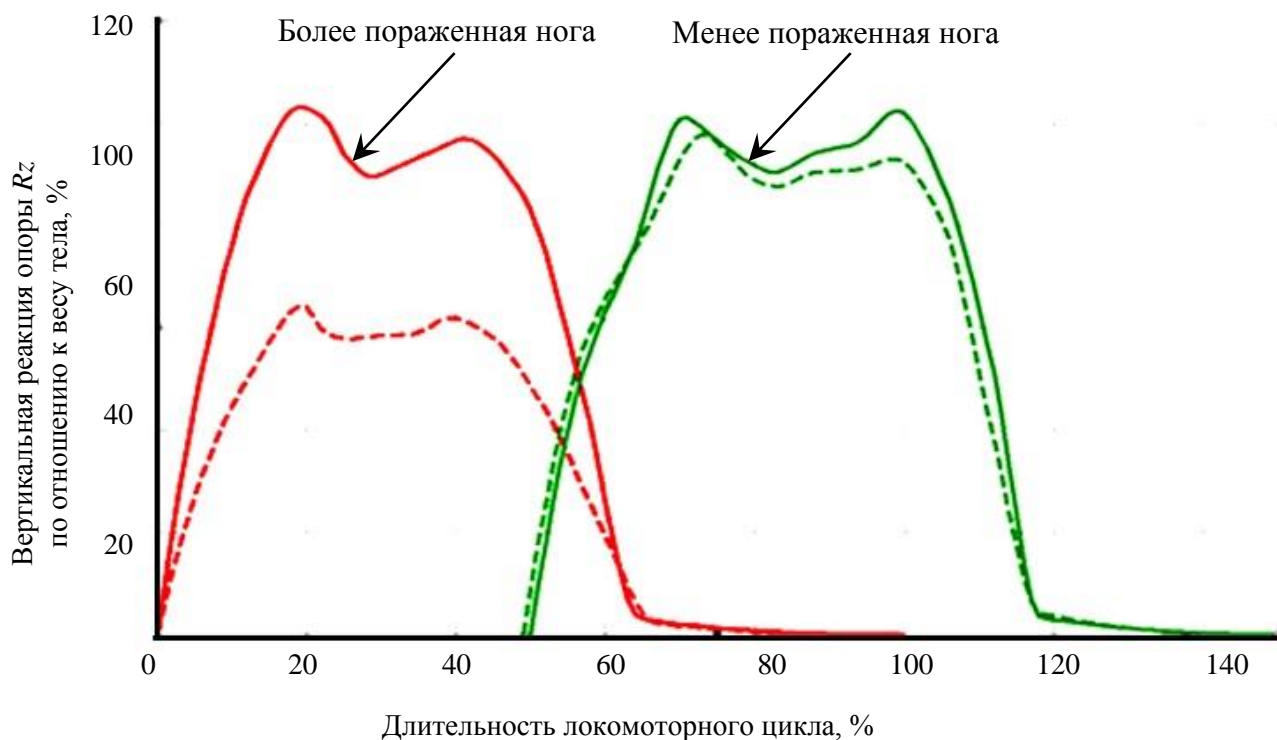


Рис. 2. Вертикальная составляющая  $R_z$  опорной реакции в % к весу тела у больных с ишемическим инсультом при ходьбе до (пунктирная линия) и после (сплошная линия) курса тренировки в экзоскелете. Красная линия – более пораженная нога, зеленая – менее пораженная нога

В табл. 3 и на рис. 2 даны динамические параметры ходьбы больных с ишемическим инсультом до и после курса тренировки в экзоскелете. После курса тренировки отмечается значительное увеличение максимумов кривой  $R_z$  на пораженной ноге, соответственно амплитуда переднего толчка возрастает на 62% (104%), заднего толчка – на 58% (96%), в то время как на сохранившейся ноге прирост амплитуды составляет соответственно 4% (101%) и 14% (105%). При этом на обеих ногах возникают отчетливые максимумы составляющей опорной реакции  $R_z$ . Данная кривая приобретает двугорбую форму, практически исчезает динамическая асимметрия. Последнее означает, что фактически невозможно определить по динамическим параметрам, какая нижняя конечность является более пораженной.

Полученные осредненные данные по группе больных с последствиями инсульта позволяют сделать вывод, что всего после 10 дней тренировки в экзоскелете происходит значительное улучшение биомеханической структуры ходьбы, которое проявляется в повышении скорости, темпа и длины двойного шага, возрастании устойчивости, в исчезновении временной и динамической асимметрии, в повышении значений экстремумов вертикальной составляющей опорной реакции, в изменении ее формы с трапециевидной на двугорбую. До курса тренировки четыре человека могли передвигаться только с помощью трости в здоровой руке или с поддержкой сопровождающего лица. После курса тренировки трое из четырех больных смогли передвигаться без трости, что также свидетельствует о значительном повышении устойчивости. С нашей точки зрения, целесообразно рассмотреть результаты тренировки ходьбы в экзоскелете на конкретном примере.



*Пациентка А.* Возраст – 69 лет. Диагноз: состояние после перенесенного ишемического инсульта в бассейне левой средней мозговой артерии на фоне артериальной гипертензии, атеросклероза сосудов головного мозга. Согласно данным компьютерной томографии головного мозга от 20.03.2017: ишемический очаг в левой лобной доле с распространением на теменную долю, правосторонний гемипарез. Время от начала заболевания составляет 4 месяца. Оценка по шкале мышечной силы равна 3 баллам. Данный инсульт являлся вторым, первый инсульт больная перенесла в 2000 г. Период госпитализации составил 14 дней. До начала курса тренировки пациентка ходила с тростью в здоровой (левой) руке, при ходьбе для нее была характерна поза Вернике – Мана.

### **БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ КАРТИНА ХОДЬБЫ ДО НАЧАЛА КУРСА РЕАБИЛИТАЦИИ**

Клиническая картина ходьбы больной была уточнена посредством биомеханических и электромиографических исследований. Из этих данных следует (табл. 4), что у данной пациентки наблюдается ухудшение основных показателей локомоции относительно нормы: темп ходьбы уменьшается на 30% (69 шаг/мин), длина двойного шага редуцируется на 42% (0,83 м), средняя скорость ходьбы сокращена в 2,4 раза (0,48 м/с).

*Таблица 4*

#### **Основные параметры ходьбы в норме и у пациентки А с последствиями ишемического инсульта, правосторонним гемипарезом**

Параметр	Норма (n = 10)	Пациентка			
		до курса	% к норме	после курса	% к показателям до курса
Длина двойного шага, м	1,42	0,83	58	1,15	139
Длительность локомоторного цикла, с	1,21	1,73	143	1,16	67
Скорость ходьбы, м/с	1,17	0,48	41	0,99	206
Темп ходьбы, шаг/мин	99	69	70	103	149

У больной отмечается резкое нарушение структуры ходьбы в виде временной, кинематической и динамической асимметрий. Асимметрия временных параметров выражается в изменении соотношения основных фаз шага для обеих нижних конечностей (табл. 5). Коэффициент ритмичности, равный 0,97–1,00 у здоровых людей, у больной снижается до 0,91. Изменение соотношения опорной и переносной фаз сводится к следующей тенденции: к увеличению длительности опорной фазы и уменьшению длительности переносной фазы, однако на менее пораженной конечности эта тенденция выражена в большей степени. Вследствие неустойчивости, в особенности при переносе нагрузки с менее пораженной конечности на более пораженную, сильно затянута двуопорная фаза, в частности на более пораженной конечности на 77% (21,9%), а на менее пораженной – на 31% (16,2%). Также обращает на себя внимание интервал  $\tau$ , т.е. время от отрыва пятки одной ноги до наступания на опору другой ноги [21]. На обеих ногах интервал  $\tau$  приобретает отрицательное значение, т.е. отрыв пятки происходит только тогда, когда другая нога уже устойчиво встала на опору.

Таблица 5

**Временные параметры ходьбы в норме и у пациентки А с последствиями ишемического инсульта, правосторонним гемипарезом**

Параметр	Норма (n = 10)	Пациентка							
		более пораженная нога				менее пораженная нога			
		до курса		после курса		до курса		после курса	
		M	% к норме	M	% к исходному	M	% к норме	M	% к исходному
Длительность опорной фазы, %	62,4	67,6	108	60,3	89	70,5	113	66,4	94
Длительность переносной фазы, %	37,6	32,4	86	39,7	123	29,5	78	33,6	114
Длительность двуопорной фазы, %	12,4	21,9	177	12,1	55	16,2	131	14,6	90
Коэффициент ритмичности	0,99	0,91	92	0,85	93	0,91	92	0,83	93
Интервал $\tau$	6,0	-2,9		-4,0		-0,8		0	

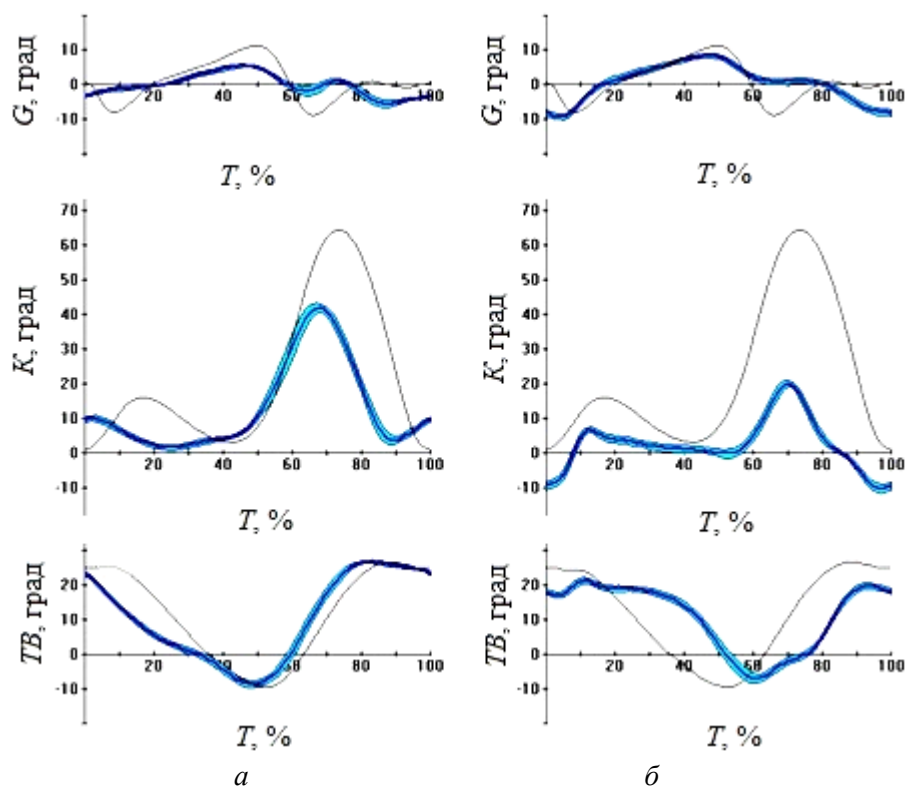


Рис. 3. Кинематические параметры ходьбы в норме и у больной с последствиями ишемического инсульта у пациентки А: *a* – левая сторона, *б* – правая сторона. Тонкая линия – ходьба в норме, жирная линия – ходьба больной. *G* – голеностопный угол, *K* – коленный угол, *TB* – тазобедренный угол

Также существенно трансформирован рисунок локомоторных нарушений. У больной отмечается выраженное нарушение кинематических параметров ходьбы. Наблюдаются следующие изменения: наличие рекурвации в коленном суставе и эквинуса в голеностопном суставе на паретичной нижней конечности, редукция амплитуды угловых перемещений во всех суставах на обеих ногах, смещение начала и конца отдельных фаз двигательного цикла (рис. 3).

Кривая угла в голеностопном суставе при ходьбе здоровых людей дает четыре экстремальных значения, из которых два соответствуют подошвенному сгибанию в начале и в конце опорной фазы, а два – тыльному сгибанию во время переката через носок и в первой половине переносной фазы. В кривой голеностопного угла паретичной ноги отмечается эквинус; кривая голеностопного угла начинается с отрицательных значений. Отсутствие второго тыльного сгибания обуславливает задевание носком об опорную поверхность.

На сохранившейся ноге кривая голеностопного угла также начинается с отрицательных значений. Отмечаются следующие изменения: пролонгирование и уменьшение первого тыльного сгибания, резкое снижение первого и второго подошвенного сгибания и отсутствие второго тыльного сгибания.

Кривая коленного угла при ходьбе в норме состоит из двух полувольт: 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 деформирована: подгибание практически отсутствует, выявляется рекурвация (кривая начинается с отрицательных значений), затем происходит незначительное сгибание в суставе, за которым следует продолжительное разгибание. Поэтому основное сгибание начинается значительно позднее по сравнению с нормой, на уровне 55% цикла, совершается очень быстро, а разгибание происходит медленнее и также заканчивается на уровне ниже нулевой линии. Величина угла сгибания в переносную фазу у больной достигает лишь 20°, т.е. в 3,5 раза ниже по сравнению с нормой.

На сохранившейся ноге в кривой коленного угла резко снижено сгибание в опорную фазу шага по сравнению с нормой. Разгибание в коленном суставе заканчивается на уровне 20% цикла, т.е. значительно раньше по сравнению с нормой, и сразу начинается основное сгибание в суставе. Характерно, что основное сгибание происходит несколько раньше по сравнению с нормой, на уровне 67%, затем наступает разгибание, имеющее довольно короткую продолжительность. Таким образом, на сохранившейся нижней конечности отмечается некоторый сдвиг экстремальных значений влево по временной оси. На сохранившейся ноге амплитуда движений в коленном суставе снижена, величина основного сгибания достигает 43°.

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.

У данной больной грубо трансформирована кривая тазобедренного угла на паретичной конечности. Все экстремальные значения сдвинуты вправо по временной оси. Отмечается снижение амплитуды угла, причем за счет снижения угла сгибания как в опорную, так и в переносную фазы. Горизонтальная площадка пролонгирована до 42% цикла, это свидетельствует о том, что больной очень сложно вынести паретичную ногу вперед. Затем возникает очень короткая фаза разгибания, за которой следует такая же короткая фаза сгибания.

В то же время в кривой тазобедренного угла сохранившейся ноги отмечается отсутствие горизонтальной площадки в начале локомоторного цикла, незначительно уменьшена амплитуда движений в суставе.

### ДИНАМИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ХОДЬБЫ

Динамические параметры ходьбы в норме и у пациентки с ишемическим инсультом представлены в табл. 6 и на рис. 4. Как видно из рис. 4, до курса тренировки ходьбы в экзоскелете вертикальная составляющая  $R_z$  опорной реакции на паретичной ноге имеет трапецевидную форму с резко затянутыми передним и задним фронтами, с плохо выраженным минимумом.

На пораженной ноге отмечается сдвиг всех экстремальных значений вправо по временной оси: передний толчок возникает на уровне 28% цикла, минимум – на уровне 35% цикла, задний толчок – на уровне 48% цикла. Экстремальные значения кривой  $R_z$  на стороне паретичной конечности не доходят до уровня веса тела и составляют для переднего толчка 90% от веса тела, 89% – для минимума и 90% – для заднего толчка.

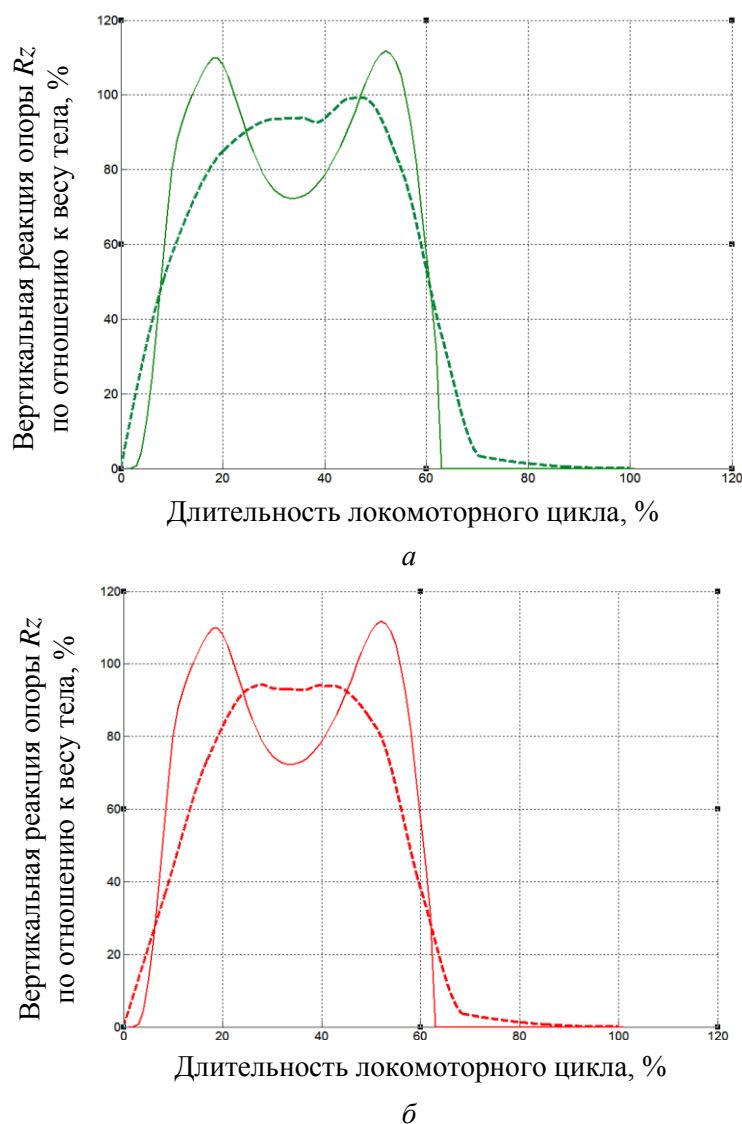


Рис. 4. Динамические параметры ходьбы в норме и у пациентки А до курса тренировки в экзоскелете: *а* – менее пораженная нога; *б* – более пораженная нога. Сплошная линия – вертикальная составляющая опорной реакции  $R_z$  в норме, пунктирная линия – вертикальная составляющая  $R_z$  у больной

Кривая  $R_z$  на стороне сохранившейся конечности имеет также трапециевидную форму с резко затянутыми передним и задним фронтами и слабо выраженным минимумом в связи с использованием дополнительной опоры. Максимумы кривой  $R_z$  смещены вправо по временной оси. Такая форма вертикальной составляющей  $R_z$  связана с перемещением вертикальной нагрузки ближе к середине локомоторного цикла.

Таблица 6

**Динамические параметры ходьбы в норме и у пациентки А**

Параметр	Норма ( $n = 10$ )	Пациентка А							
		пораженная до курса		пораженная после курса		сохранившаяся до курса		сохранившаяся после курса	
		<i>M</i>	% к норме	<i>M</i>	% к исходному	<i>M</i>	% к норме	<i>M</i>	% к исходному
Передний толчок	119,0	89,5	75	99,7	111	92,2	77	96,1	104
Минимум	72,0	88,6	123	74,6	84	91,1	127	77,6	85
Задний толчок	126,0	90,3	72	95,5	106	96,8	77	104,9	108

**ИННЕРВАЦИОННАЯ СТРУКТУРА ХОДЬБЫ**

Иннервационная структура ходьбы может быть выявлена в известной степени в результате анализа электромиографических кривых на протяжении локомоторного цикла. Как известно, при нормальной ходьбе активность мышц концентрируется в определенные фазы двигательного цикла, соответствующие фазам развития наибольших мышечных усилий. При этом функция мышц-разгибателей, сосредоточенная в первой и второй третях опорной фазы, направлена на перемещение общего центра масс, тогда как работа мышц-сгибателей в переносную фазу имеет в основном коррекционный характер, поскольку способствует уточнению положений и движений отдельных сегментов тела. Главный динамический эффект при ходьбе создается благодаря суммированию силовых эффектов, производимых мышцами-разгибателями обеих нижних конечностей: трехглавой мышцей голени (во время заднего толчка) и четырехглавой мышцей бедра и большой ягодичной мышцей во время переднего толчка [4, 6, 7, 23, 44].

На рис. 4 представлен электромиографический профиль мышц у пациентки А.

Как видно из этого рисунка, на паретичной нижней конечности отсутствует электрическая активность передней большеберцовой мышцы. На внутренней икроножной мышце отмечается низкоамплитудная монотонная активность. На сохранившейся конечности максимум активности внутренней икроножной мышцы резко снижен и пролонгирован. Для активности передней большеберцовой мышцы на сохранившейся ноге характерно снижение и пролонгирование первого максимума, предназначенного для плавного опускания стопы на плоскость опоры. Вторым максимумом активности, способствующий тыльному сгибанию в переносную фазу, возникает на уровне 70% цикла и заканчивается на уровне 90% цикла, т.е. значительно сдвинут вправо по временной оси.

На обеих сторонах отсутствует активность большой ягодичной мышцы. Активность обеих средних ягодичных мышц резко снижена (особенно на паретичной ноге) и пролонгирована на большую часть опорной фазы.

Таким образом, у пациентки А отмечаются следующие нарушения биомеханической и иннервационной структуры ходьбы: уменьшение средней скорости передвижения, темпа и длины двойного шага, временная асимметрия (изменение соотношения длительности опорной и переносной фаз обеих нижних конечностей), снижение динамической и статической устойчивости, уменьшение амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей, наличие эквинуса в голеностопном суставе и рекурвации в коленном суставе, отсутствие отдельных элементов в кривых угловых перемещений паретичной ноги (второго тыльного сгибания в голеностопном суставе, сгибания в коленном суставе в опорную фазу), резкое ослабление опорной и толчковой функций нижних конечностей, изменение формы вертикальной составляющей опорной реакции, значительное снижение активности мышц или ее отсутствие у ряда мышц на стороне пораженной конечности, уменьшение и пролонгирование активности мышц на стороне сохранившейся конечности.

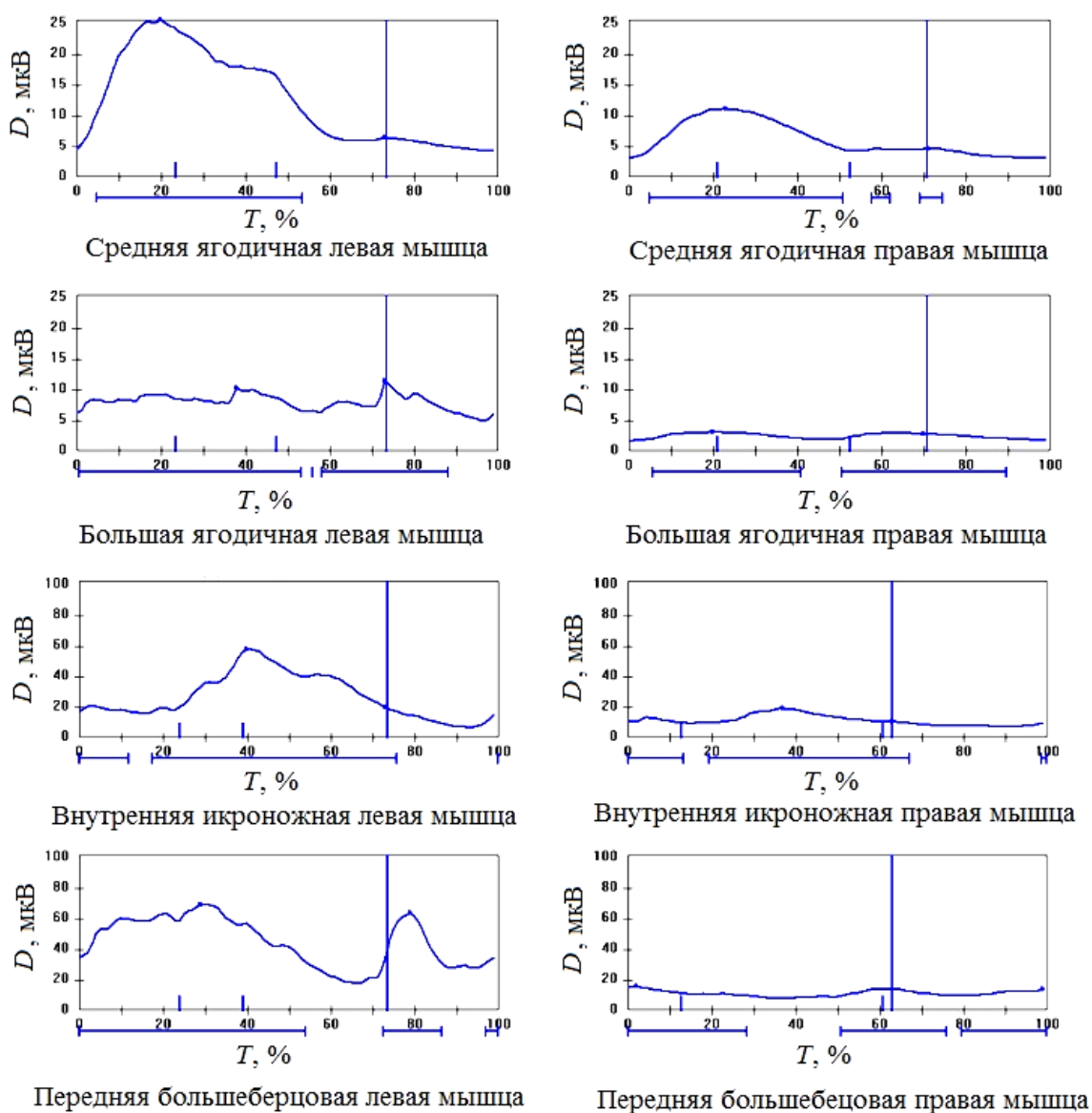


Рис. 5. Электромиографический профиль мышц при ходьбе у пациентки А.

$D$  – электрическая активность,  $T$  – длительность локомоторного цикла

## ИССЛЕДОВАНИЕ ТРЕНИРОВКИ ХОДЬБЫ В ЭКСОСКЕЛЕТЕ

Нами были проведены специальные исследования, которые позволили выявить изменения электромиографического профиля прямой и двуглавой мышц бедра обеих нижних конечностей при ходьбе в экзоскелете. Были проведены три серии исследований: при ходьбе без экзоскелета, при ходьбе в экзоскелете (рис. 6) и после сеанса тренировки при ходьбе без экзоскелета (рис. 7).

При ходьбе без экзоскелета у больной отмечается крайне низкая активность прямой мышцы бедра. Отсутствуют оба максимума активности, а именно первый максимум в начале опорной фазы, противодействующий сгибанию в коленном суставе, а также второй максимум, способствующий сгибанию в тазобедренном суставе в конце опорной фазы.

При ходьбе без экзоскелета отсутствует активность двуглавой мышцы на стороне паретичной ноги. На сохранившейся ноге уменьшен первый максимум активности – в период от  $t = 85\%$  предыдущего цикла до  $t = 40\%$  следующего. Этот максимум предназначен для притормаживания разгибания голени в конце переносной фазы и создания небольшого угла сгибания в начале шага и разгибания в тазобедренном суставе в первые две трети опорной фазы. Именно поэтому у больной на пораженной ноге отмечается столь длительное сгибание в тазобедренном суставе в начале опорной фазы.

При ходьбе в экзоскелете наблюдается возрастание максимумов активности обеих двуглавых мышц бедра и прямой мышцы бедра на паретичной ноге (см. рис. 6). Активность прямой мышцы бедра на паретичной ноге меняется в основном количественно. В то же время качественные изменения происходят в активности мышц-сгибателей. В частности, появляются две волны активности у обеих двуглавых мышц бедра. Эти максимумы активности смещены вправо по временной оси. Можно полагать, что первый максимум способствует разгибанию в тазобедренном суставе, в то время как второй максимум предназначен для сгибания в коленном суставе.

После сеанса тренировки резко повышается максимум активности двуглавой мышцы бедра на паретичной конечности, способствующей сгибанию в коленном суставе (рис. 7). В активности прямой мышцы бедра паретичной ноги также возникают

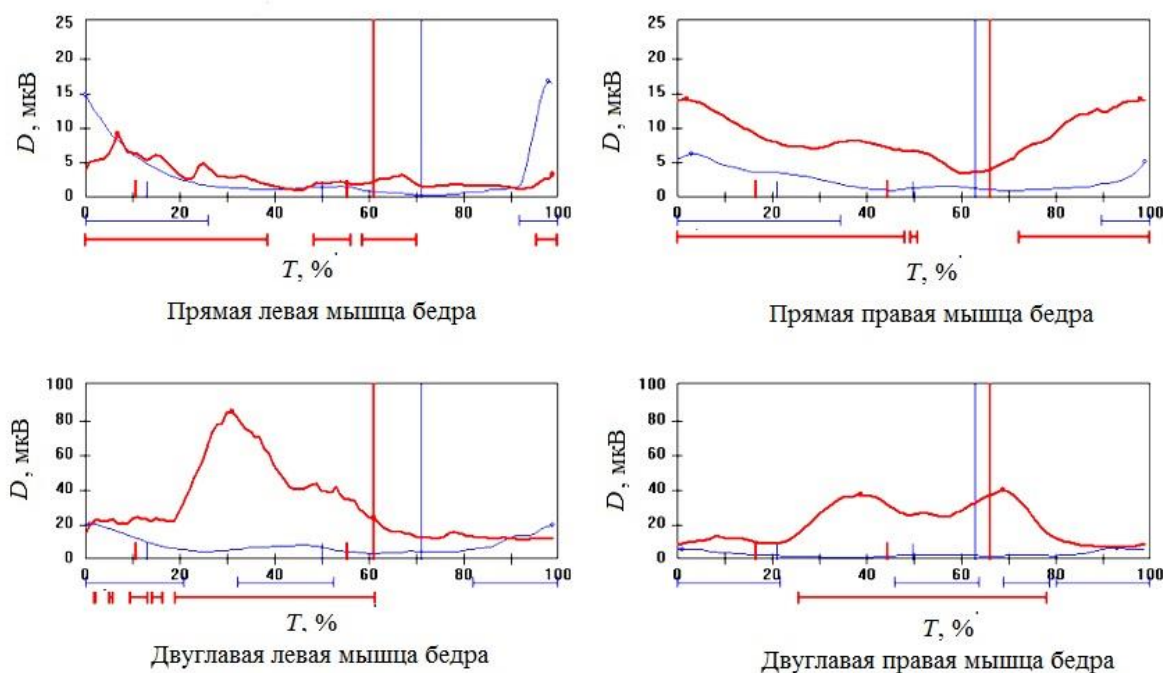


Рис. 6. Электромиографический профиль мышц бедра при ходьбе пациентки А без экзоскелета (синяя линия) и в экзоскелете (красная линия). Обозначения те же, что на рис. 5

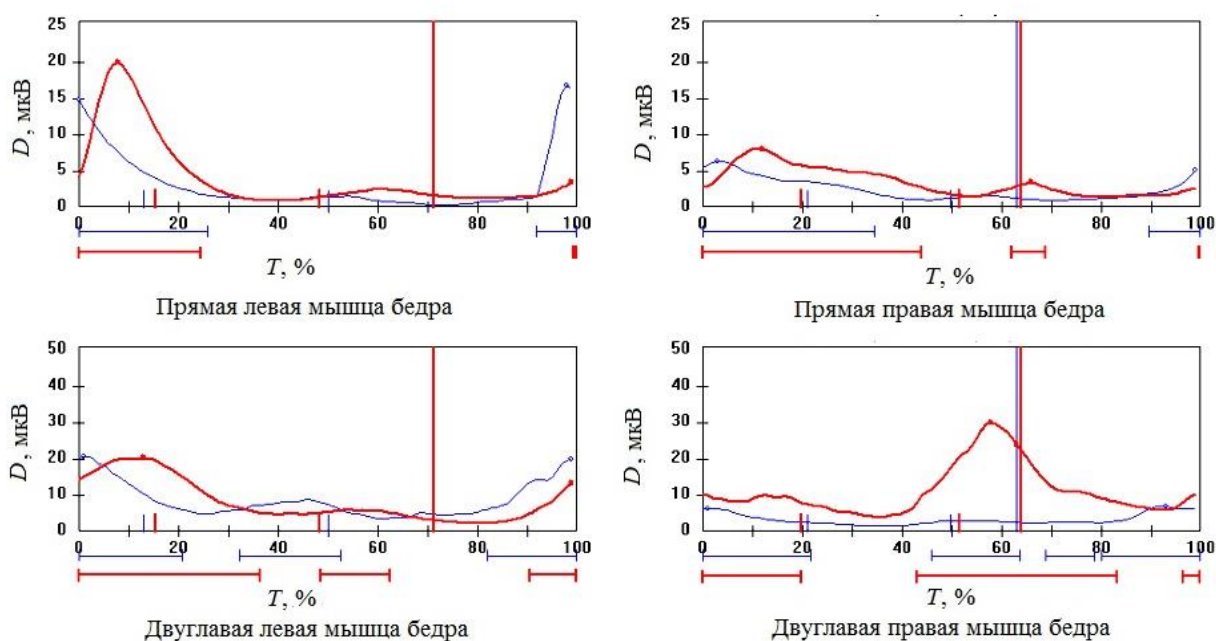


Рис. 7. Электромиографический профиль мышц бедра при ходьбе пациентки А без экзоскелета до (синяя линия) и после (красная линия) сеанса тренировки. Обозначения те же, что на рис. 5

два максимума, причем второй максимум способствует сгибанию в тазобедренном суставе. На сохранившейся ноге значительно повышаются максимумы активности в начале опорной фазы у прямой и двуглавой мышц бедра. Совместная работа этих мышц в опорную фазу шага способствует динамической фиксации коленного сустава в опорную фазу шага.

### РЕЗУЛЬТАТЫ ПОСЛЕ КУРСА ТРЕНИРОВКИ

При оценке результатов применения экзоскелета у данной больной необходимо иметь в виду, что, во-первых, речь идет об очень тяжелом заболевании опорно-двигательной системы, во-вторых, о том, что у данной больной произошел уже повторный инсульт. Кроме того, процесс выработки правильного навыка ходьбы, как, впрочем, и процесс выработки любого двигательного навыка, должен проходить этап преодоления избыточного количества степеней свободы [2, 3].

Между тем, судя по результатам наших исследований, уже через 10 дней тренировки ходьбы в экзоскелете у данной больной наблюдается значительное улучшение биомеханической и иннервационной структуры ходьбы.

Прежде всего, после курса реабилитации в экзоскелете у больной резко повышается средняя скорость передвижения – более чем в 2 раза (от 0,48 до 0,99 м/с) – за счет повышения длины шага на 39% и темпа ходьбы на 49% (см. табл. 4).

После курса тренировки на обеих ногах наблюдается уменьшение длительности опорной фазы и возрастание длительности переносной фазы (табл. 5). Также значительно укорачивается двуопорная фаза на обеих ногах, но в особенности на пораженной ноге (на 45%), что указывает на повышение статической устойчивости при ходьбе. Большой интерес представляет изменение  $T$ -интервала. На пораженной ноге  $T$ -интервал сохраняет отрицательное значение, но имеется тенденция к увеличению его значения с  $-2,9\%$  до  $-0,8\%$ , а на сохранившейся ноге  $T$ -интервал равен 0. Увеличение  $T$ -интервала означает, что больная, находясь в весьма неустойчивом состоянии (на носке одной ноги и на пятке другой) не только не теряет равновесие, но и, по-видимому, приобретает



дополнительный запас устойчивости. Последняя в связи с ускорением ходьбы может иметь только «динамический» характер.

Наиболее значительные изменения наблюдаются в кинематических параметрах ходьбы (рис. 8). К качественным элементам можно отнести следующие:

- 1) значительное увеличение угла сгибания в суставах;
- 2) смещение экстремальных значений угловых перемещений влево по временной оси;
- 3) устранение эквинусного положения в голеностопном суставе и рекурвации в коленном суставе на пораженной ноге;
- 4) появление качественно новых элементов – второго тыльного сгибания в голеностопном суставе и сгибания в коленном суставе в опорную фазу.

В кривой голеностопного угла на пораженной ноге появляются следующие изменения: исчезновение эквинуса, наличие четко выраженного первого подошвенного сгибания, незначительное увеличение второго подошвенного сгибания и появление второго тыльного сгибания. В кривой коленного угла на паретичной ноге появляется качественно новый элемент – подгибание в суставе, достигающее  $30^\circ$ , выход из подгибания замедлен, разгибание в опорную фазу происходит не полностью. Появление подгибания свидетельствует о возникновении амортизации в коленном суставе. Вся кривая поднята над нулевой линией. После курса тренировки резко возрастает основное сгибание в суставе – с  $20$  до  $58^\circ$ .

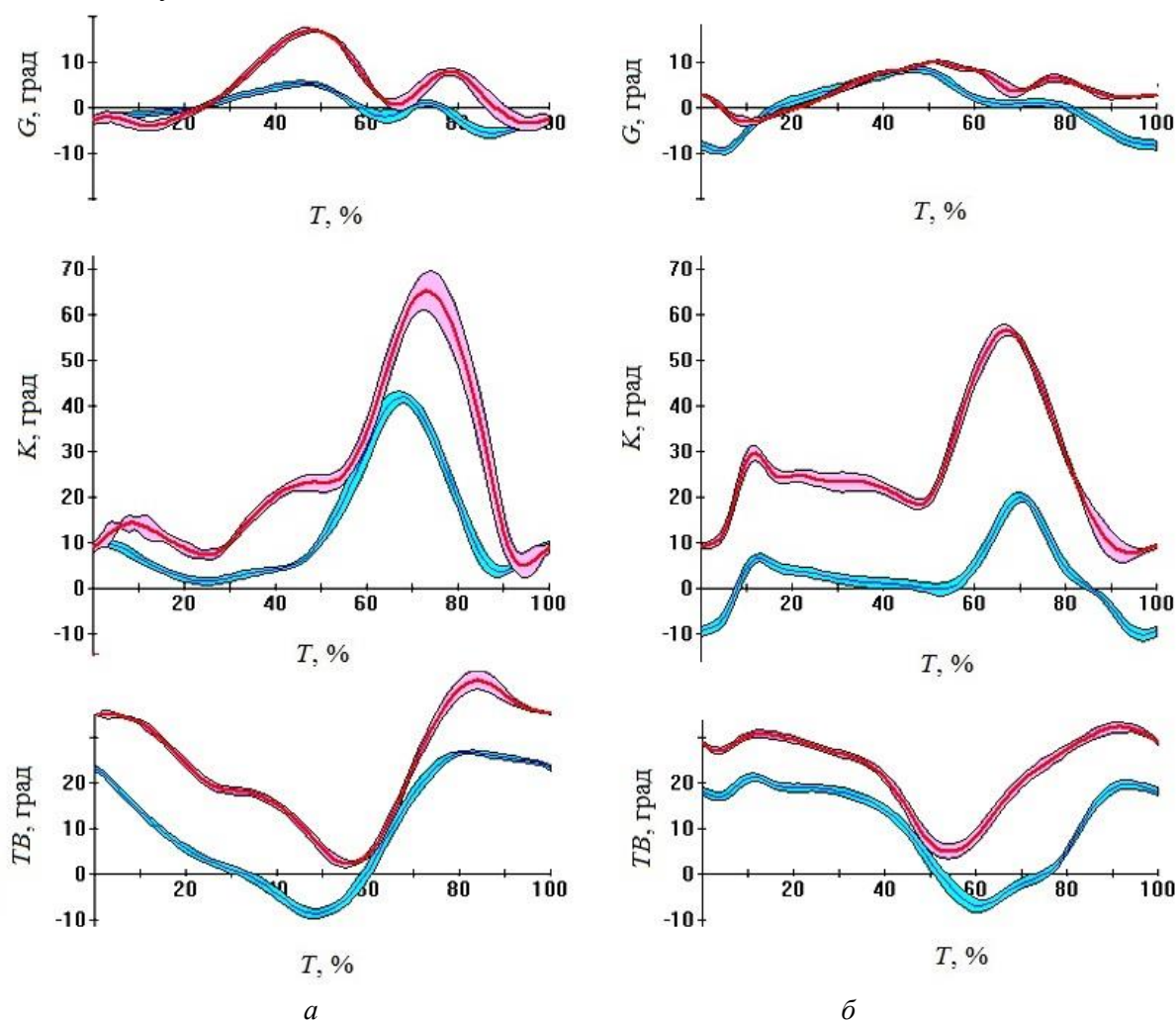


Рис. 8. Кинематические параметры ходьбы пациентки А до (синяя линия) и после (красная линия) курса тренировки в экзоскелете: а – левая сторона; б – правая сторона. Обозначения как на рис. 3

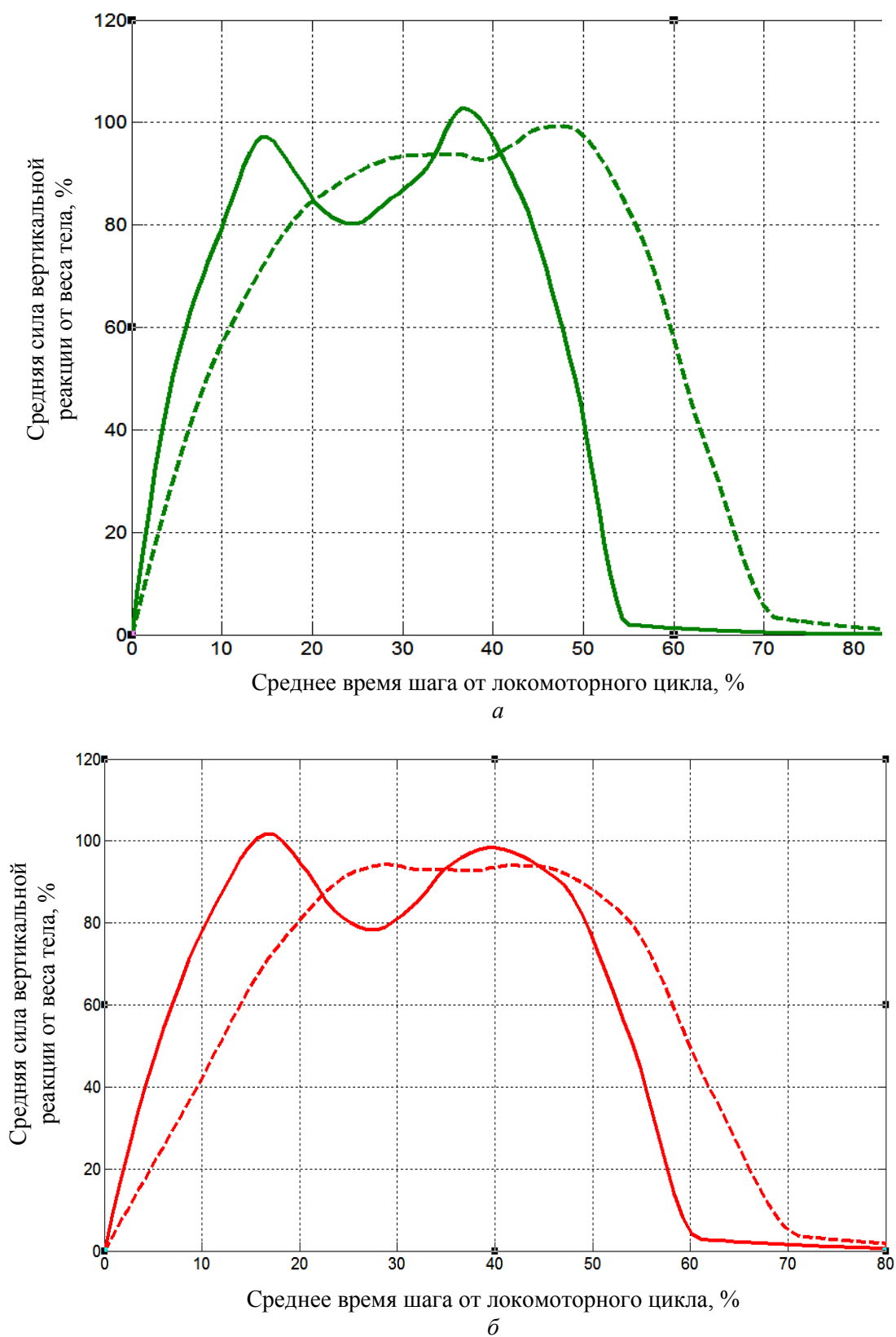


Рис. 9. Динамические параметры ходьбы пациентки А до (пунктирная линия) и после (сплошная линия) курса тренировок в экзоскелете: *a* – менее пораженная нога; *b* – более пораженная нога

Наконец, в кривой тазобедренного угла уменьшается длительность горизонтальной площадки, фаза разгибания в тазобедренном суставе и следующего за ним сгибания укорочены, максимум сгибания в переносную фазу возникает значительно раньше, на уровне 80% цикла. Таким образом, происходит сдвиг всех экстремальных значений влево по временной оси.

В кривой голеностопного угла сохранившейся ноги также происходят существенные изменения: значительно повышается первое тыльное сгибание, появляется второе тыльное сгибание и возрастает второе подошвенное сгибание. После курса тренировки кривая коленного угла поднята вверх над нулевой линией. В целом после курса появляется некоторая сгибательная позиция в коленном суставе, при этом амплитуда основного сгибания значительно возрастает (с 40 до 65°). Данная позиция хорошо согласуется с работой мышц, где также отмечается значительное увеличение работы мышц, связанное со сгибанием ноги в коленном и тазобедренном суставах.

После курса тренировки у больной происходит значительное улучшение динамических параметров ходьбы (рис. 9, табл. 6). В частности, вертикальная составляющая опорной реакции  $R_z$  на обеих ногах принимает отчетливую двугорбую форму. На паретичной ноге возрастает величина переднего толчка с 90 до 100%, обозначается четкий минимум между передним и задним толчками.

Также меняется форма кривой  $R_z$  на менее пораженной ноге. Незначительно возрастает амплитуда переднего и заднего толчков, однако резко снижается минимум – до 75%. Отмечается практически полное устранение динамической асимметрии. Увеличение экстремальных значений опорных реакций указывает на повышение опороспособности обеих нижних конечностей. При этом повышение опороспособности паретичной нижней конечности приводит к увеличению толчковой функции менее пораженной ноги. После курса тренировки в экзоскелете отмечаются весьма незначительные изменения иннервационной структуры ходьбы (рис. 10). Выявляется небольшое увеличение максимумов активности, их большая концентрация в адекватные фазы локомоторного цикла (фазы, соответствующие электромиографическому профилю этих мышц в норме) и перемещение этих максимумов влево по временной оси у некоторых мышц (передней большеберцовой левой, внутренней икроножной правой и большой ягодичной правой).

Таким образом, после курса тренировки в экзоскелете у пациентки А отмечается существенное улучшение биомеханической и иннервационной структуры ходьбы, которое проявляется в повышении скорости передвижения, темпа и длины шага, в увеличении устойчивости, в полном устранении аритмии и асимметрии, в значительном возрастании амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей преимущественно за счет увеличения угла сгибания в суставах, устранении рекурвации в коленном суставе и эквинуса в голеностопном суставе, в повышении опорной и толчковой функций нижних конечностей, в увеличении максимумов электрической активности и их сосредоточении в адекватные фазы локомоторного цикла у некоторых мышц.

#### **ОБСУЖДЕНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ И ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ РЕЗУЛЬТАТОВ**

Интерпретация полученных данных предполагает решение следующих вопросов: какова природа локомоторных нарушений у больных с ишемическим инсультом, каковы предположительные механизмы изменения структуры ходьбы у этих больных под влиянием тренировки в экзоскелете?

В настоящее время существуют две гипотезы относительно патогенеза локомоторных расстройств у больных с инсультом. Авторами первой гипотезы являются *Hirschberg, Natanson* [40]. Они указывают, что у больных с гемиплегией

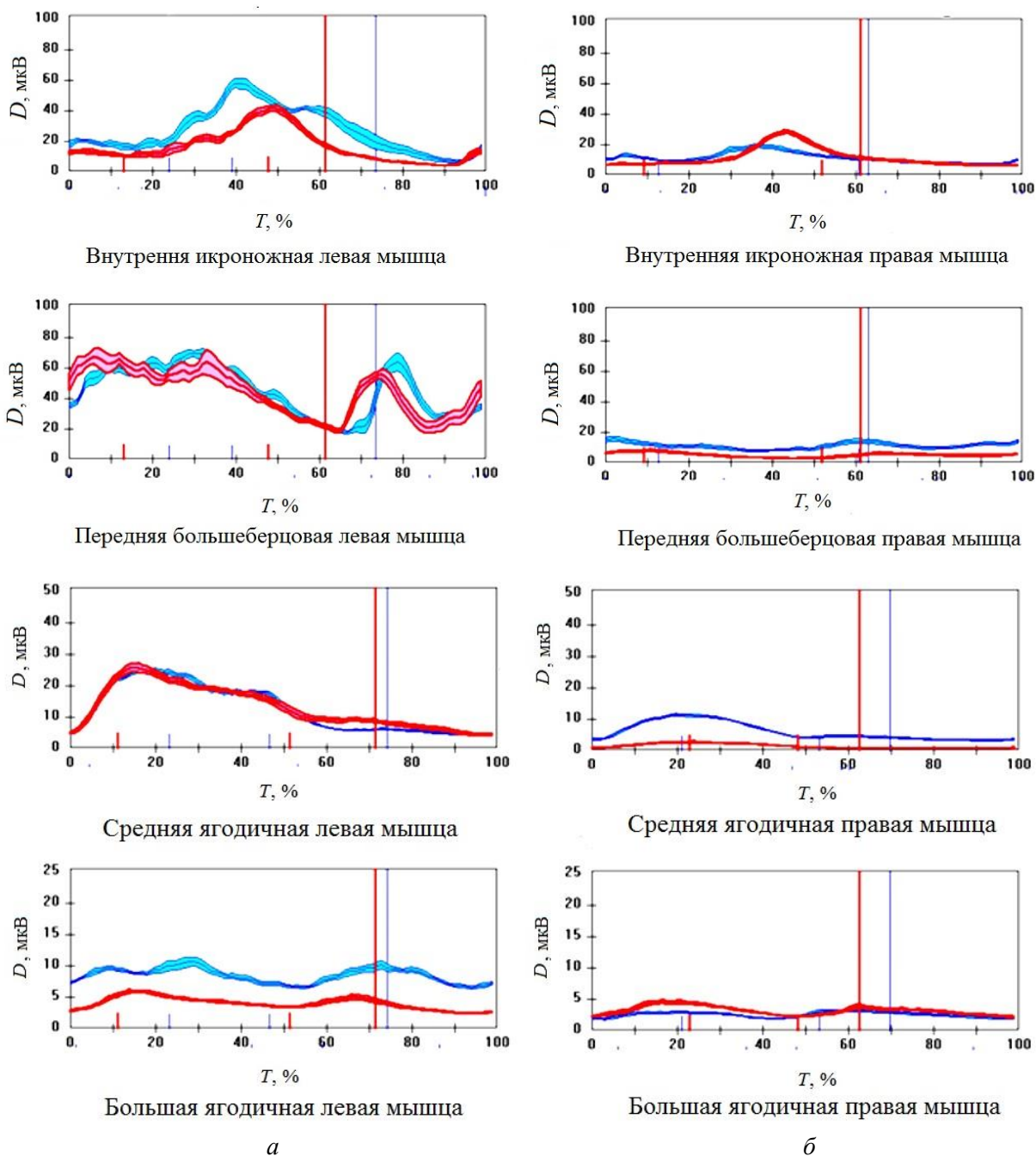


Рис. 10. Электромиографический профиль мышц нижних конечностей пациентки А до (синяя линия) и после (красная линия) курса тренировки в экзоскелете: *a* – менее пораженная нога; *б* – более пораженная нога. Обозначения те же, что и на рис. 5.

биомеханика паретичной конечности резко отличается от биомеханики протезированной конечности при ходьбе на протезе бедра, поскольку кривая вертикальной составляющей опорной реакции характеризуется затянутыми передним и задним фронтами, сближенными вершинами опорных толчков, нивелированным минимумом. Отсюда следует, что резкое нарушение динамики ходьбы у этой категории больных не связано с односторонним типом поражения.

Между тем, по данным *Drillis* [35], кривая вертикальной составляющей  $R_z$  при ходьбе больных с ишемическим инсультом весьма напоминает аналогичную кривую у ампутантов, пользующихся протезом бедра. Подобную деформацию кривой  $R_z$

наблюдали и другие исследователи при синдроме одностороннего поражения нижних конечностей [7, 20].

Приведенные в этой статье данные также не подтверждают гипотезу *Hirschberg*. Во всех случаях одностороннего поражения нижних конечностей возникает асимметрия биомеханических и электромиографических параметров, которая имеет двойное происхождение.

С одной стороны, она свидетельствует о частичной, реже о полной утрате двигательной функции паретичной конечности, особенно мышц голени, в связи с чем уменьшается амплитуда движений в суставах, исчезают отдельные фазы двигательного цикла, происходит редукция величины переднего и заднего толчков, резко снижается электрическая активность большинства мышц. При этом вся оставшаяся сила мышц и ее распределение по фазам шага направлены на поддержание устойчивости при ходьбе. С другой стороны, происходит сложная адаптационная перестройка функции сохранившейся конечности. Эта перестройка содержит два компонента. Главный из них состоит в том, чтобы путем усиления работы мышц в фазах переднего и заднего толчков обеспечить устойчивость и перемещение тела в пространстве. Вторым компонентом является подстроечный и заключается в приспособлении движений и деятельности мышц сохранившейся конечности к работе мышц паретичной конечности. Первый компонент проявляется преимущественно в увеличении силовых параметров: росте экстремальных значений опорных реакций и максимумов электрической активности мышц. Феноменология второго компонента, т.е. подстроечных механизмов, выражается в замедлении и аритмии ходьбы, в увеличении длительности опорной фазы, в пролонгировании активности на большую часть локомоторного цикла, в повышении минимальной электрической активности мышц, в сдерживании сил, вызывающих усиление заднего толчка. По-видимому, именно вторым компонентом обуславливается замедление темпа передвижения, приспособительное «закрепощение» двигательных функций сохранившейся конечности.

С нашей точки зрения, возросшая электрическая активность мышц сохранившейся (или менее пораженной) конечности представляет собой четко скоординированный ответ нервно-мышечной системы на изменение биомеханической ситуации при ходьбе больных с ишемическим инсультом.

Поэтому основная цель двигательной реабилитации посредством тренировки ходьбы в экзоскелете состоит в максимальном уменьшении влияния подстроечных механизмов, в частности аритмии и асимметрии, и усилении роли компенсаторных механизмов, что позволит мышцам работать в резонансной области частот, свойственных оптимальному темпу ходьбы для данной группы больных.

Особый интерес представляют данные комплексного обследования, позволяющие выявить соотношение динамических, кинематических и электромиографических параметров ходьбы до и после курса тренировки ходьбы в экзоскелете.

Согласно данным наших исследований, до начала курса реабилитации в экзоскелете вертикальная составляющая опорной реакции  $R_z$  сохранившейся ноги принимает форму, близкую к трапециевидной, с резко затянутыми передним и задним фронтами. Такая картина отмечается довольно часто у тех больных, которые передвигаются с низкой скоростью и используют при ходьбе дополнительную опору. В соответствии с изменением вертикальной составляющей опорной реакции происходит трансформация электромиографического профиля мышц-разгибателей тазобедренного и коленного суставов. Как видно из рис. 5, у пациентки А максимум активности средней ягодичной мышцы на менее пораженной ноге возникает в средней трети опорной фазы. Выявленная трансформация представляет интерес с

нейрофизиологической точки зрения. Электромиографический профиль мышц у данной больной является прямым доказательством ранее установленной закономерности перемещения возбуждения из зоны максимальной активности в зону умеренной активности в мышцах-разгибателях нижней конечности во время ходьбы [6, 7]. Перемещение максимума активности в другую часть локомоторного цикла, как правило, свидетельствует о перемещении вертикальной нагрузки в среднюю часть цикла ходьбы. В условиях значительного уменьшения силы мышц пациентка использует дополнительную опору с целью поддержания устойчивости и локомоции. Во время переноса массы тела на паретичную конечность, т.е. в фазу двойной опоры, основная вертикальная нагрузка падает на трость. Именно в эту фазу происходит разгрузка мышц. Напротив, во время одноопорной фазы нагрузка повышается. При этом перемещение максимумов активности мышц-разгибателей в зону умеренной активности происходит прямо после перемещения вертикальной нагрузки. Это перемещение максимумов активности, вероятно, афферентно обусловлено, поскольку оно происходит параллельно с изменением вертикальной нагрузки [6, 7].

Таким образом, целью реабилитации в данном случае является улучшение функциональных свойств ослабленных мышц (увеличение их силы и максимальной электрической активности), повышение опорной и толчковой функций нижних конечностей, увеличение амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей, возрастание средней скорости передвижения.

#### **ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ПОСЛЕ КУРСА РЕАБИЛИТАЦИИ В ЭКСОСКЕЛЕТЕ**

Как видно из приведенных данных, после курса тренировки у больных значительно повышается величина переднего и заднего толчков вертикальной составляющей опорной реакции, кривая  $R_z$  приобретает отчетливую двугорбую форму. При этом повышение опороспособности более пораженной ноги приводит к увеличению толчковой функции менее пораженной ноги. Улучшение динамических параметров ходьбы сопровождается возрастанием скорости ходьбы за счет повышения длины шага и темпа ходьбы.

Однако наиболее интересные результаты получены у пациентки А. Как показывают исследования, тренировка ходьбы в экзоскелете приводит к значительному улучшению биомеханической и иннервационной структуры ходьбы больных с гемипарезом церебрального генеза. Как уже было выше отмечено, при реабилитации больных в экзоскелете возникает ряд особенностей, специфических для данного заболевания.

С нашей точки зрения, у данной больной к таким особенностям относится возрастание угла сгибания в тазобедренном и коленном суставах, повышение работы двусуставных мышц, особенно в фазу сгибания, устранение временной, кинематической и динамической асимметрии. Кроме того, необходимо обратить особое внимание на быстроту формирования правильного навыка ходьбы.

Тем не менее возникает вопрос, почему повышение амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей происходит за счет увеличения сгибательных движений?

Для ответа на этот вопрос необходимо рассмотреть особенности конвергенции возбуждающих и тормозящих влияний от рецепторов мышц на альфа-мотонейроны мышц-разгибателей и сгибателей.

Согласно данным нейрофизиологической литературы, на мотонейроны разгибателей оказывает возбуждающее влияние лишь импульсация от первичных окончаний мышечных веретен собственных мышц и мышц-синергистов (афферентов группы I). Зато тормозные влияния представлены более широко: мотонейроны мышц-

разгибателей получают их от вторичных окончаний мышечных веретен (афферентов группы II) и высокопороговых афферентов группы III как собственных мышц, так и мышц-антагонистов [4, 6, 32, 37, 42], а также от сухожильных рецепторов Гольджи (афференты группы Ib) собственных мышц [4, 6, 38, 39, 42].

В то же время мотонейроны мышц-сгибателей получают гораздо больше возбуждающих влияний – от афферентов группы Ia собственных мышц и мышц-синергистов, от афферентов группы II и III собственных мышц и мышц-антагонистов, от афферентов группы Ib мышц-антагонистов.

Тормозное действие на мотонейроны мышц-сгибателей оказывают лишь афференты группы Ia мышц-разгибателей и отчасти афференты Ib собственных мышц. Из этих данных можно заключить, что альфа-мотонейроны мышц-разгибателей находятся под более сильным афферентным контролем, чем мотонейроны мышц-сгибателей. Поэтому в те фазы шага, когда локомоторные центры мышц-разгибателей не активированы, тормозной контроль может поддерживаться и за счет афферентных влияний.

Кроме того, большую роль играет распределение афферентных входов к интернейронным элементам спинального генератора локомоции. Основные интернейроны, составляющие генератор, в зависимости от получения входов афферентов Ia от сгибательных или разгибательных мышц соответственно относятся к сгибательным или разгибательным нейронам [1, 36]. Установлено, что сгибательные нейроны характеризуются широкой конвергенцией возбуждающих влияний от афферентов флексорного рефлекса: высокопороговых кожных и мышечных афферентов, но также могут получать входы от низкопороговых кожных и мышечных афферентов. В то же время разгибательные мотонейроны преимущественно получают входы от низкопороговых кожных афферентов. Следовательно, и на интернейронном уровне возникает предпосылка для более легкой активации сгибательного полуцентра генератора локомоции. Можно полагать, что при ходьбе в экзоскелете происходит воздействие от большого количества возбуждающих влияний именно на сгибательный полуцентр локомоторного генератора, причем, вероятно, наибольшее значение имеют рефлексы, возбуждаемые от реафферентов вследствие движений конечности, а также от кожных афферентов.

Большая часть рефлексов, возбуждаемая от реафферентов и кожных афферентов, относятся к афферентам сгибательного рефлекса, которые могут существенно влиять на работу локомоторного генератора. Вероятно, тренировка в экзоскелете оказывает меньшее влияние на работу разгибательных нейронов. Формированию нового стереотипа ходьбы в первую очередь содействует фазовое соответствие движений скелета и работы мышц нижних конечностей. Это соответствие должно быть очень четким, поскольку мышцы-разгибатели находятся под более жестким афферентным контролем. Можно полагать, что основными причинами увеличения сгибательных движений при ходьбе в экзоскелете являются большое количество возбуждающих влияний на сгибательный полуцентр, незначительное количество тормозных влияний и менее жесткая привязанность этих влияний к фазе активности мышц.

Менее очевидна причина полного исчезновения асимметрии. Применение экзоскелета позволяет максимально уменьшить влияние специфических подстроечных механизмов (аритмии и асимметрии), что дает возможность более полно и экономно реализовать двигательную функцию сохранившейся конечности, повысить скорость ходьбы и тем самым позволить мышцам функционировать в резонансной области частот.

Последний вопрос связан с быстротой формирования локомоторного навыка после курса тренировки в экзоскелете. Действительно, после курса тренировки происходит значительное и очень быстрое улучшение кинематических, динамических и электромиографических параметров, что приводит к увеличению интегрального показателя локомоции – средней скорости передвижения – больше, чем в 2 раза.

С нашей точки зрения, этот эффект в основном обусловлен тренировкой ходьбы в экзоскелете, так как уже во время первого пробного сеанса тренировки мы отмечаем увеличение активности мышц, более четкую концентрацию максимумов электрической активности мышц в фазы, приближающиеся к нормальному электромиографическому профилю, появление активности в очень ослабленных мышцах только во время ходьбы в экзоскелете.

Наконец, необходимо обратить внимание на то, что очень положительная тенденция появляется сразу после пробного сеанса тренировки в экзоскелете, в частности, формирование отчетливого максимума активности, увеличение максимумов активности двусуставных мышц с разделением их функций. Мы полагаем, что улучшение ходьбы непосредственно после сеанса дает основание для благоприятного прогноза.

Наши дальнейшие усилия в данной области должны быть направлены на решение следующих вопросов:

1) исследование биомеханической и иннервационной структуры ходьбы больных с инсультом в ранний период заболевания после традиционного курса реабилитации;

2) исследование влияния тренировки в экзоскелете на биомеханическую структуру ходьбы больных с ишемическим инсультом с давностью заболевания больше 1 года, поскольку в неврологической практике имеется точка зрения, согласно которой возможность восстановления утраченных двигательных функций у больных с церебральным гемипарезом очень ограничена спустя 1 год после начала заболевания;

3) определение отдаленных результатов после курса тренировки в экзоскелете;

4) определение оптимального режима тренировки во время ходьбы в экзоскелете, а именно соотношения темпа и длины шага, определение оптимальной длительности сеанса и выявление результатов на этапах реабилитации.

## Выводы

1) Для ходьбы больных с постинсультными нарушениями характерно снижение скорости, темпа и длины двойного шага, уменьшение статической и динамической устойчивости, выраженная асимметрия всех параметров, уменьшение амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей, отвисание стопы или эквинусная (или эквиноварусная) деформация стопы и голеностопного сустава на паретичной ноге, значительное снижение опорной и толчковой функций нижних конечностей, резкое уменьшение электрической активности мышц.

2) Основная задача реабилитации посредством применения экзоскелета – максимально снизить влияние специфических подстроечных механизмов (аритмии и асимметрии), что дает возможность более полно и экономно реализовать двигательную функцию сохранившейся ноги, повысить скорость ходьбы и тем самым позволить мышцам функционировать в резонансной области частот.

3) Под влиянием 10-дневного курса тренировки в экзоскелете отмечаются следующие изменения у больных с ишемическим инсультом: увеличение средней скорости передвижения, снижение асимметрии, повышение динамической и статической устойчивости, значительное возрастание амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей, изменение формы вертикальной



составляющей с трапецевидной на двугорбую, резкое увеличение опорной и толчковой функций нижних конечностей, повышение максимумов электрической активности у некоторых мышц.

4) Следует обратить особое внимание на три характерных для данной патологии результата после курса тренировки в экзоскелете – увеличение амплитуды угловых перемещений преимущественно за счет увеличения угла сгибания в суставах, на полное устранение временной и динамической асимметрии и на быстроту формирования более правильного навыка ходьбы.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Баев К.В. Нейронные механизмы программирования спинным мозгом периферических движений. – Киев: Наукова думка, 1984. – 155 с.
2. Бернштейн Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности. – М.: Медицина, 1966. – 350 с.
3. Бернштейн Н. А. О построении движений. – М.: Медгиз, 1947. – 254 с.
4. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. – М.: Зеркало-М, 1998. – 272 с.
5. Витензон А.С., Миронов Е.М., Петрушанская К.А., Скоблин А.А. Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе. – М.: Зеркало, 1999. – 503 с.
6. Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоциями. – М.: Науч.-мед. фирма МБН, 2003. – 448 с.
7. Витензон А.С., Петрушанская К.А. Электромиографические критерии нарушения ходьбы при патологии опорно-двигательного аппарата // Тез. докл. юбилейн. науч.-практ. конф., посвящ. 75-летию Центрального научно-исследовательского института экспертизы, трудоспособности и организации труда инвалидов (ЦИЭТИН). – 2005. – С. 62–65.
8. Глебова О.В., Максимова М.Ю., Черникова Л.А. Механическая стимуляция опорных зон стопы в остром периоде среднетяжелого и тяжелого инсульта // Вестник восстановительной медицины. – 2014. – № 1. – С. 71–75.
9. Гусарова С.А., Стяжкина Е.М., Гуркина М.В., Чесникова Е.И., Сычева А.Ю. Новые технологии кинезиотерапии в реабилитации пациентов с постинсультными двигательными нарушениями // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры. – 2016. – № 93(2). – С. 4–8.
10. Даминов В.Д. Роботизированная локомоторная терапия в нейрореабилитации // Вестник восстановительной медицины. – 2012. – № 1. – С. 57–62.
11. Даминов В.Д., Письменная Е.В., Горохова И.Г., Шаталова О.Г., Родыгин М.А., Даминова И.О., Карташов А.В., Уварова О.А., Ткаченко П.В. Применение экзоскелета «ЭКЗОАТЛЕТ» в клинической нейрореабилитации. – М., 2016. – 36 с.
12. Даминов В.Д., Зимина Е.В., Рыбалко Н.В., Кузнецов А.Н. Роботизированные технологии восстановления функции ходьбы в нейрореабилитации. – М.: РАЕН, 2010. – 128 с.
13. Денисова В.М., Сухарукова О.В., Пасинченко А.В., Козлов В.В. Особенности восстановления навыков ходьбы при мозговом инсульте // Нейрореабилитация-2017: материалы IX Междунар. конгр., 2017. – С. 53–54.
14. Епифанов В.А., Епифанов А.В. Реабилитация больных, перенесших инсульт. М.: МЕДпресс-информ, 2013. – С. 7.
15. Иванова Г.Е. Избранные вопросы // Нейрореабилитация-2016: материалы VIII Междунар. конгр., 2016. – 30 с.
16. Иванова Г.Е., Шкловский В.М., Петрова Е.А. Принципы и организация ранней реабилитации больных с инсультом // Медицина. Качество жизни. – 2006. – № 2 (13). – С. 62–70.
17. Кадыков А.С., Черникова Л.А., Шахпаронова Н.В. Реабилитация неврологических больных. – М.: Медпресс-информ, 2014. – 560 с.
18. Ковальчук В.В. Пациент после инсульта: принципы реабилитации и особенности ведения. – М., 2016. – 328 с.
19. Котов С.В., Лиждвой В.Ю., Секирин А.Б., Петрушанская К.А., Письменная Е.В. Применение экзоскелета «ExoAtlet» в реабилитации больных с двигательными нарушениями при рассеянном склерозе // Нейрореабилитация-2017: материалы IX Междунар. конгр., 2017. – С. 110–113.
20. Лисица И.Б., Саранцев А.В. Исследование вариативности временной структуры шага // Протезирование и протезостроение. – 1986. – № 74. – С. 77–95.

21. Новикова Л.Б., Акопян А.П., Шарапова К.М., Минибаева Г.М. Реабилитация двигательных функций у больных, перенесших мозговую инсульт, с использованием комплекса Locomat // Физиотерапия, бальнеотерапия и реабилитация. – 2013. – № 5. – С. 50–51.
22. Петрушанская К.А., Гриценко Г.П., Спивак Б.Г., Сутченков И.А. Биомеханическое и физиологическое обоснование применения ортезирования при гемипарезе церебрального происхождения // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 4. – С. 60–77.
23. 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., 2002. – С. 157.
24. Письменная Е.В., Петрушанская К.А., Шапкова Е.Ю. Инструментальная оценка ходьбы в экзоскелете // Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики: материалы всерос. науч.-практ. конф. с междунар. участием, 2017. – С. 273–276.
25. Скворцова В.И., Иванова Г.Е., Гудкова В.В. и др. Принципы ранней реабилитации больных с инсультом // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. Инсульт (приложение к журналу). – 2002. – Вып. 7. – С. 28–33.
26. Скворцова В.И., Евзельман М.А. Ишемический инсульт. – М., 2006. – С. 17–18.
27. Солонец И.А., Ефремов В.В. Двигательная активность в раннем восстановительном периоде церебрального инсульта в процессе комплексной реабилитации // Цереброваскулярная патология и инсульт: материалы III Рос. нац. конгр., 2014. – С. 351–352.
28. Черникова Л.А., Демидова А.Е., Домашенко М.А. Эффект применения роботизированных устройств («Эриго» и «Локомат») в ранние сроки после ишемического инсульта // Вестник восстановительной медицины. – 2008. – №5. – С. 73–75.
29. Шапкова Е.Ю., Письменная Е.В. Чрескожная электростимуляция спинного мозга при ходьбе в экзоскелете у больных с парезами // Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики: материалы всерос. науч.-практ. конф. с междунар. участием, 2017. – С. 339–342.
30. Шевченко Ю.Л., Даминов В.Д., Горохова И.Г., Ткаченко П.В., Уварова О.А., Карташов А.В. Антигравитационные технологии восстановления ходьбы в нейрореабилитации // Клиническая патофизиология. – 2016. – № 22 (1). – С. 134–141.
31. Щербак С.Г., Сарана А.М., Макаренко С.В. Обзор методов исследований, использующих клинические испытания и эксперименты в нейрореабилитации // Нейрореабилитация-2017: материалы IX Междунар. конгр., 2017. – С. 222–224.
32. Brock L.G., Eccles J.C., Rall W. Experimental investigations on the afferent fibres in muscle nerve // Proc. Roy. Soc. – 1951. – Vol. 138. – P. 453–475.
33. Calabro R.S. Naro A., Russo M., Bramanti P., Carioti L., Baletta T. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial // J. of Neuroengineering and Rehabilitation. – 2018. – P. 15–35.
34. Chernikova L.A., Saenko I.A., Konovalov R.N., Kremneva E.I., Krotchenkova M.V., Kozlovskaya I.B. Effects of the mechanical stimulation of the supporting regions of the foot in patients with acute stroke and neurovisual effects of walking imitation in healthy subjects // Edizioni Minerva Medica. Papers from the 17-th European Congress of Physical Rehabilitation medicine. – 2010. – P. 26–28.
35. Drillis R. J. Objective recording and biomechanics of pathological gait // Annals of the New York Academy of Sciences. – 1958. – Vol. 74, № 1. – P. 86–109.
36. Feldman A., Orlovsky G.N. Activity of interneurons mediating reciprocal Ia inhibition during locomotion // Brain Research. – 1975. – № 2. – P. 181–194.
37. Granit R. Reflex self-regulation of the muscle contraction autogenetic inhibition // J. Neurophysiology. – 1950. – Vol. 13. – P. 351–372.
38. Granit R. Reflexes to stretch and contraction of antagonists around ankle joint // J. Neurophysiology, 1952. – Vol. 15. – P. 269–279.
39. Granit R., Strom G. Autogenetic modulation of excitability of single ventral horn cells // J. Neurophysiology. – 1951. – Vol. 14. – P. 113–132.
40. Hirschberg G., Natanson M. Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic gaits // Archiv. Phys. Med. – 1952. – Vol. 33, № 4. – P. 217–225.
41. Kavamura J., Matsuya M., Fukui W. Clinical experiences of functional electrical stimulation in Japan // Proceedings of the 8-th International Symposium on External Control of Human Extremities. – Dubrovnic, 1984. – P. 89–100.
42. Laporte Y., Lloyd D.P.S. Nature and significance of the reflex connections established by large afferent fibres of muscular origin // Amer. J. Physiol. – 1952. – Vol. 169. – P. 609–621.

43. Marsolais E.B., Kobetic R. Functional paraplegic walking with electrical stimulation // Rehab. Report and Progress Report. – 1997. – P. 82–83.
44. Roos M.A. The structure of walking activity in people after stroke comprised with older adults without disability – a cross sectional study // Physical Therapy. – 2012. – Vol. 92, № 9. – P. 1141–1147.

## **CLINICAL AND BIOMECHANICAL FOUNDATION OF APPLICATION OF THE EXOSKELETON EXOATLET AT WALKING OF PATIENTS WITH POSTSTROKE DISTURBANCES**

**E.V. Pismennaya, K.A. Petrushanskaya, S.V. Kotov, G.E. Avedikov,  
I.E. Mitrofanov, K.M. Tolstov, V.A. Efarov (Moscow, Russia)**

Influence of training in the exoskeleton on the biomechanical and innervative structure of walking of patients with the ischemic stroke has been revealed for the first time in Russia. It has been established that the most expressed locomotor disturbances in patients with the ischemic stroke are seen in combination of recurvation (hyperextension) at a knee joint with equinus deformation of the foot, which is characterized by its stable plantar flexion or equinovarus deformation of the foot and ankle joint (inversion inside and plantar flexion of the foot). Biomechanical and innervative structure of walking in 5 patients with consequences of the ischemic stroke in 3-4 months after the beginning of the disease has been considered. The main disorders of the biomechanical structure of walking in these patients have been determined, namely, decrease of walking velocity, cadence and double step length, expressed asymmetry of the temporal, kinematic and dynamic parameters, disappearance of the separate phases of the locomotor cycle, change of the pattern of movements, reduction of the support and push functions of the lower extremities, remarkable transformation of electromyography pattern of muscles. Method of application of the exoskeleton in this contingent of patients has been demonstrated in this article, which includes determination of duration of the session of training, duration of the course, distance, which patient could walk for the session. It has been revealed, that the following changes take place after 10-days course of training in the exoskeleton: increase of walking velocity, cadence and step length, complete elimination of the temporal asymmetry, growth of the support and push functions of the lower extremities, enhancement of amplitude of angular displacements at the joints of the lower extremities, inconsiderable improvements of electromyography pattern of muscles.

**Key words:** ischemic stroke, biomechanical and innervative structure of walking, exoskeleton, electromyographic pattern of muscles.

*Получено 1 декабря 2018*