



Влияние курса тренировки в экзоскелете на энергетические параметры ходьбы больных с рассеянным склерозом

Петрушанская К.А.¹, Котов С.В.¹, Письменная Е.В.², Лиждвой В.Ю.¹, Доценко В.И.³

¹Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского, Москва, Россия,

²ООО «ЭкзоАтлет» Россия, Москва, Россия

³ООО Научно-медицинская фирма «Статокин», Москва, Россия

Резюме

Цель исследования. Выявить особенности изменения энергетических параметров ходьбы у больных с рассеянным склерозом (РС) и их коррекцию под влиянием курса тренировки в экзоскелете.

Материалы и методы. У 3-х больных с РС была исследована электрическая активность двух симметричных мышц бедра – обеих двуглавых мышц бедра и обеих прямых мышц бедра при ходьбе в разных темпах: медленном, замедленном, произвольном, ускоренном и быстром. Помимо этих параметров, также исследовали энергетические параметры ходьбы, а именно, среднюю электрическую активность мышц, эквивалентную мощности мышц, и суммарный интеграл за 10 м пути, эквивалентный работе мышц с учетом как темпа, так и длины шага.

Результаты. Авторы выявили характерные особенности энергетических параметров ходьбы у больных с рассеянным склерозом, а именно, очень незначительное повышение мощности мышц при повышении скорости передвижения и отсутствие второй ветви параболы в кривой суммарного интеграла за 10 м пути. На основании полученных данных, авторы делают выводы о резком уменьшении явлений резонанса при ходьбе больных с РС. Авторы разработали методику тренировки ходьбы в экзоскелете, которая включает общее время тренировки, чистое время ходьбы (время ходьбы без учета отдыха), скорость, темп и длину шага при ходьбе в экзоскелете, количество шагов, сделанных больными за сеанс и за весь курс. После курса тренировки авторы выявили существенное улучшение иннервационной структуры ходьбы, которое проявляется в значительном повышении максимумов активности, а в ряде случаев – в появлении этих максимумов, в сосредоточении максимумов в адекватные фазы локомоторного цикла, в появлении второго максимума активности у прямой и двуглавой мышц бедра в переносную фазу шага.

Заключение. Все эти положительные изменения сопровождались увеличением произвольной скорости ходьбы и существенным улучшением энергетических параметров ходьбы, а именно значительным увеличением средней электрической активности мышц при увеличении скорости передвижения и появлением двух ветвей параболы в кривой суммарного интеграла за 10 м пути, что свидетельствует о появлении явлений резонанса при ходьбе этих больных.

Ключевые слова: рассеянный склероз, электрическая активность мышц, суммарный интеграл, явления резонанса при ходьбе

Источник финансирования: Авторы заявляют об отсутствии финансирования при проведении исследования.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Для цитирования: Петрушанская К.А., Котов С.В., Письменная Е.В., Лиждвой В.Ю., Доценко В.И. Влияние курса тренировки в экзоскелете на энергетические параметры ходьбы больных с рассеянным склерозом. *Вестник восстановительной медицины*. 2021; 20 (2): 29-41. <https://doi.org/10.38025/2078-1962-2021-20-2-29-41>

Для корреспонденции: Петрушанская Кира Анатольевна, e-mail: sutchenkova@rambler.ru

Статья получена: 20.01.2021

Статья принята к печати: 30.03.2021

Influence of the Exoskeleton Training Course on the Energy Parameters of Walking in Patients with Multiple Sclerosis

Kira A. Petrushanskaya¹, Sergey V. Kotov¹, Elena V. Pismennaya², Victoria Ju. Lizhdvoy¹, Vladimir I. Dotsenko³

¹Moscow Regional Research Clinical Institute named after M.F. Vladimirsky, Moscow, Russian Federation

²ExoAtlet LLC, Moscow, Russian Federation

³Statokin LLC, Moscow, Russian Federation

Abstract

The aim. To identify the features of changes in the energy parameters of walking in patients with multiple sclerosis (MS) and their correction under the influence of the of the exoskeleton training course.

Materials and methods. Authors of this article investigated electrical activity of two symmetrical thigh muscles – both m. rectus femoris and both m. biceps femoris during walking at different cadences – the slowest one, slow, decelerated, voluntary and fast in 3 patients with multiple sclerosis (MS). In addition to these parameters, the energy parameters of walking were also studied, namely, the average electrical activity of the muscles, equivalent to the power of the muscles, and the total integral for 10 m of the path, equivalent to the work of the muscles, taking into account both the pace and the length of the step.

Results. The authors revealed the characteristic features of the energy parameters of walking in patients with multiple sclerosis, namely, a very slight increase in muscle power with an increase of walking velocity and the absence of the parabola second branch in the curve of the total integral for the distance of 10 m. On the basis of the received data authors make conclusion, that resonance phenomena are considerably diminished in patients with MS. The training exoskeleton walking method was developed, which includes the total training time, net walking time (walking time without rest), speed, pace and step length when walking in an exoskeleton, the number of steps taken by patients during the session and for the entire course. Remarkable improvement of the innervated structure of walking takes place after the course of training in the exoskeleton, that is revealed in considerable activity maximuma growth and in a number of cases – in appearance of these maxima, in concentration of these maxima in the locomotor cycle adequate phases, in appearance of the second maximum of activity in rectus femoris muscle and biceps femoris muscle in the swing phase of the locomotor cycle.

Conclusion. All these positive changes were accompanied by an increase in the random walking speed and remarkable improvement of the energy walking parameters, namely, by considerable increase of the average electrical muscle activity and appearance of two parabola branches in the curve of the summary integral for the distance of 10 m, what points to appearance of the resonance phenomena during walking in this patient.

Keywords: multiple sclerosis, electrical activity of muscles, summary integral, resonance phenomena during walking

Acknowledgments: The study had no sponsorship.

Conflict of interest: The authors declare no apparent or potential conflicts of interest related to the publication of this article.

For citation: Petrushanskaya K.A., Kotov S.V., Pismennaya E.V., Lizhdvoy V.Ju., Dotsenko V.I. Influence of the Exoskeleton Training Course on the Energy Parameters of Walking in Patients with Multiple Sclerosis *Bulletin of Rehabilitation Medicine*. 2021; 20 (2): 29-41. <https://doi.org/10.38025/2078-1962-2021-20-2-29-41>

For correspondence: Kira A. Petrushanskaya, e-mail: sutchenkovia@rambler.ru

Received: Jan 20, 2021

Accepted: March 30, 2021

Рассеянный склероз (РС) – хроническое прогрессирующее демиелинизирующее заболевание с многоочаговым поражением белого вещества центральной нервной системы, ремиттирующе-прогредиентным течением, вариабельностью неврологических симптомов, поражающее преимущественно людей молодого и среднего возраста. В России насчитывается более 150 тыс. пациентов с этим диагнозом. Только в Москве проживают порядка 7 тыс. пациентов с РС [1–4].

Ряд авторов справедливо отмечают, что двигательные нарушения являются одним из наиболее тяжелых проявлений рассеянного склероза [1–11]. Как показали наши предыдущие исследования, у больных с РС отмечаются общие нарушения ходьбы, которые характерны для всех заболеваний опорно-двигательной системы, а именно: снижение скорости передвижения, уменьшение устойчивости, ослабление опорной и толчковой функций нижних конечностей, резкое снижение электрической активности мышц в течение локомоторного цикла [14, 15].

Тем не менее у данного контингента больных отмечаются и специфические особенности, типичные только для данного заболевания, а именно, циклический характер опорной реакции и электрической активности мышц в течение локомоторного цикла, шаткость походки, треугольная или трапециевидная форма вертикальной составляющей опорной реакции, эквинус стопы и голеностопного сустава нередко в сочетании с рекурвацией в коленном суставе (КС), резкое уменьшение основного сгибания в КС на одной или обеих ногах. Одной из специфических особенностей рассеянного склероза является резкое изменение энергетических параметров при ходьбе больных с разной скоростью [14, 16].

В настоящее время многие аспекты лечения данного заболевания уже хорошо известны. Тем не менее, аспекты двигательной реабилитации остаются недостаточно изучен-

ными. Ряд авторов справедливо полагают, что даже незначительное восстановление двигательной функции у больных с рассеянным склерозом является очень сложной задачей [4–11]. С нашей точки зрения, одним из наиболее эффективных методов реабилитации данного контингента больных является тренировка ходьбы в экзоскелете [10–16].

Цель данной работы – выявить особенности изменения энергетических параметров ходьбы у больных с рассеянным склерозом и их коррекцию под влиянием курса тренировки в экзоскелете.

Материалы и методы

С этой целью у 3-х больных с РС до и после курса тренировки в экзоскелете был исследован ЭМГ-профиль 2-х симметричных мышц нижних конечностей: обеих двуглавых мышц бедра и обеих прямых мышц бедра при ходьбе с разной скоростью – самой медленной, медленной, замедленной, произвольной и быстрой. Для исследования электрической активности мышц при ходьбе был использован комплекс «МБН-Биомеханика». Помимо ЭМГ-профиля мышц, до и после курса тренировки были исследованы количественные параметры электрической активности мышц (энергетические параметры), а именно, средняя электрическая активность мышц (эквивалентная мощности мышц) и суммарный интеграл электрической активности за 10 м пути (эквивалентный работе мышц с учетом, как темпа, так и длины шага).

Организация тренировки ходьбы в экзоскелете

В течение двух недель больные прошли 10-дневный курс тренировки ходьбы в экзоскелете. Средняя длительность сеанса не превышала 1 ч, а чистое время ходьбы (т.е. ходьбы без учета отдыха) – 20–25 минут в связи с быстрой утомляемостью больных. Первые 2–3 дня больные

Таблица 1. Основные параметры ходьбы в разном темпе в норме и у больной с рассеянным склерозом П-ой
Table 1. Main parameters of walking at different cadences in norm and in patient with multiple sclerosis P

| Параметры / Parameters | Норма / Norm | | | | | Больная / Patient | | | | |
|---|-----------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|------------------|-------------------------|-----------------|-----------------------|----------------------|------------------|
| | Медл. / Slow | Замедл. / Deceler. | Произв. / Volunt.. | Ускорен. / Acceler. | Быстр. / Fast | Сам. медл. / Slowest | Медл. / Slow | Замедл. / Deceler. | Произв. / Volunt. | Быстр. / Fast |
| Длина дв. шага (м) / Double step length (m) | 1,02 | 1,20 | 1,48 | 1,68 | 1,76 | 0,73 | 0,98 | 1,08 | 1,14 | 1,17 |
| Длит. цикла (с) / Durat. of the cycle (s) | 1,77 | 1,42 | 1,10 | 0,96 | 0,87 | 4,23 | 3,36 | 2,75 | 2,0 | 1,33 |
| Скорость ходьбы (км/ч) / Walking velocity (km/h) | 2,09 | 3,06 | 4,86 | 6,30 | 7,27 | 0,61 | 1,04 | 1,40 | 2,05 | 3,17 |
| Темп (шаг/мин) / Cadence (steps/min) | 68 | 85 | 109 | 125 | 138 | 28 | 36 | 44 | 60 | 90 |

ходили не более 15–20 минут, а начиная с 5-го сеанса – 25 минут. При ходьбе в экзоскелете больные опирались на специальную ходилку – роллатор. При средней длине двойного шага 0.6 м и среднем темпе ходьбы 40 шаг/мин скорость ходьбы в экзоскелете составляла 0.72 км/ч. В течение сеанса больные проходили расстояние 300 м, при этом делая 1000 шагов. При ходьбе в экзоскелете была необходима помощь двух ассистентов, один из которых управлял экзоскелетом, а второй следил за тем, чтобы больные правильно управляли роллатором [16].

Объект исследования

С нашей точки зрения, целесообразно рассмотреть изменения параметров электрической активности мышц на примере конкретной больной с рассеянным склерозом П-ой.

Больная П-ая. Возраст – 53 года. Диагноз – рассеянный склероз, вторично-прогрессирующее течение. Больная находилась на лечении в неврологическом отделении Московского областного научно-исследовательского клинического института им. М.Ф. Владимирского (МОНИКИ) с 21.09. 2017 г. по 4.10. 2017 г. Давность заболевания – 15 лет. ПИТРС –2005–2007 г. – Betaferon. Прогрессирование заболевания началось с февраля 2007 г. Проходила курс сеансов плазмафереза с 2007 по 2009 г, с 2009 г. назначен фотоферез (1 раз в 6 месяцев). К настоящему времени больная прошла уже 18 курсов фотофереза. Настоящая госпитализация является плановой для прохождения курса плазмафереза и тренировки ходьбы в экзоскелете. На момент поступления оценка по шкале инвалидизации Куртцке – 6,5 баллов. Сила мышц на левой ноге – 4 балла, на правой ноге – 2 балла. Умеренная спастичность правой нижней конечности. Атактическая походка. Больная ходит с двусторонней опорой (две трости). Отмечается раскачивание туловища относительно фронтальной плоскости.

Результаты

В таблице 1 представлены основные параметры ходьбы в разном темпе в норме и у больной с РС. Согласно исследованиям А.С. Витензона и А.С. Витензона и соавт., у здоровых людей с повышением скорости ходьбы от 2.1 до 7.3 км/ч одновременно растет темп ходьбы с 68 до 138 шаг/мин и длина двойного шага – с 1.02 до 1.76 м [17–18].

У больной П-ой диапазон изменений скорости ходьбы сужен: от 0.61 км/ч до 3.17 км/ч, при этом длина двойного шага возрастает с 0.73 до 1.17 м, а темп ходьбы – с 28 до 90 шаг/мин.

На рисунке 1. представлен ЭМГ-профиль прямой мышцы бедра и двуглавой мышцы бедра при ходьбе в разном темпе в норме и у больной с рассеянным склерозом.

При ходьбе по горизонтальной поверхности в норме электрическая активность прямой мышцы бедра имеет два максимума. Первый максимум начинается на уровне $t=85\%$ предшествующего цикла, достигает наибольшей величины в 60–70 мкВ на уровне $t=10\%$ следующего цикла и заканчивается к $t=30\%$ цикла. Активность мышцы способствует разгибанию в коленном суставе (КС) в конце переносной фазы, предупреждает подкос ноги в коленном суставе, работая в уступающем режиме, и, затем, вместе с другими силами, вызывает разгибание в коленном суставе [17, 18, 19–22].

При повышении темпа ходьбы амплитуда основной волны электрической активности мышцы растет, увеличивается промежуточная межпиковая активность, но в меньшей мере, чем максимальная, экстремальные точки ЭМГ-кривой сдвигаются влево на 5–10% по временной оси [17–20]. При быстром темпе в конце опорной фазы ($40\% < t < 70\%$) появляется небольшая, но постоянная волна активности; сокращение мышцы замедляет и ограничивает амплитуду разгибания в тазобедренном суставе (ТБС), далее способствует сгибанию в ТБС и некоторому повышению устойчивости ноги в двуопорной фазе цикла [17, 18, 20, 21].

У больной с рассеянным склерозом до курса тренировки при самом медленном темпе максимум активности левой прямой мышцы бедра сосредоточен в середине цикла, форма максимума – треугольная, величина максимума составляет 4 мкВ. При ходьбе в медленном темпе расположение максимума не меняется, он лишь повышается до 5 мкВ. Начиная с замедленного темпа, активность прямой мышцы бедра принимает трапециевидную форму, максимум пролонгирован на всю опорную фазу, при этом величина максимума практически не изменяется.

При произвольном темпе на фоне плато появляется некоторое снижение активности мышцы, и кривая принимает двугорбую форму. Наконец, при быстром темпе кривая вновь принимает трапециевидную форму, при этом величина максимума повышается до 9 мкВ.

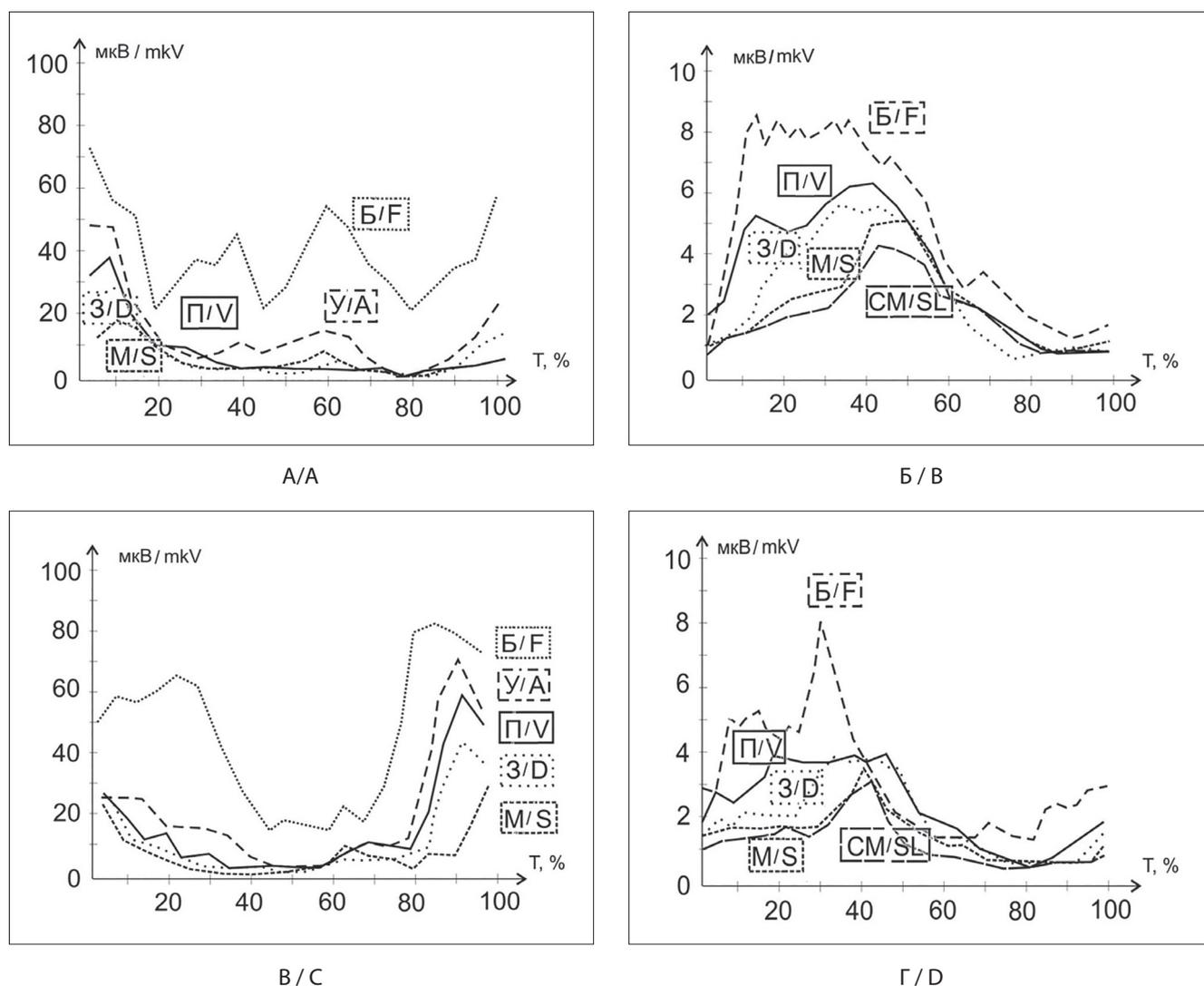


Рис. 1. Электрическая активность левой прямой мышцы бедра и левой двуглавой мышцы бедра в норме и у больной с РС П-ой при ходьбе в разных темпах. А – электрическая активность прямой мышцы бедра при ходьбе в норме. Б – электрическая активность прямой мышцы бедра при ходьбе больной. В – электрическая активность двуглавой мышцы бедра при ходьбе в норме. Г – электрическая активность двуглавой мышцы бедра при ходьбе больной. СМ – самый медленный темп, М – медленный темп, З – замедленный темп, П – произвольный темп, У – ускоренный темп, Б – быстрый темп. По оси абсцисс – длительность локомоторного цикла в%, по оси ординат – электрическая активность мышц в мкВ

Fig. 1. Electrical activity of *m. rectus femoris sin* and *biceps femoris sin* in norm and in patient with multiple sclerosis P. during walking at different cadences. A – electrical activity of *m. rectus femoris* during walking in norm. B – electrical activity of *m. rectus femoris* during walking of patient. C – electrical activity of *m. biceps femoris* during walking in norm. D – electrical activity of *m. biceps femoris* during walking of patient. SL – the slowest cadence, S – slow cadence, D – decelerated cadence, V – voluntary cadence, A – accelerated cadence, F – fast cadence. Along the abscissa axis – duration of the locomotor cycle in%, along the ordinate axis – electrical activity of muscles in mkV

Таким образом, повышение темпа передвижения практически не сказывается на величине электрической активности мышцы, отмечается лишь пролонгирование максимума активности и его смещение влево по временной оси.

Также представляет интерес изменение электрической активности двуглавой мышцы бедра при ходьбе в разном темпе. При ходьбе в норме в активности двуглавой мышцы бедра выявляется волна на уровне $t=80\%$ цикла, имеющая максимальное значение в конце переносной фазы (рис. 1). Эта волна переходит на опорную фазу и заканчивается к $t=40\%$ при произвольном темпе ходьбы. Сокращение этой мышцы в переносную фазу шага притормаживает разгибание в КС. В следующую

фазу эта мышца вместе с полусухожильной мышцей удерживает таз от наклона вперед и вызывает разгибание в ТБС. Обе мышцы вместе со своими антагонистами участвуют в динамической фиксации КС во время развития переднего толчка [20]. На границе опорной и переносной фаз в активности этой мышцы может возникать дополнительная волна – $45\% < t < 65\%$, которая предназначена для сгибания в КС [17, 18, 20]. При ходьбе в быстром темпе эта волна активности может иметь другое назначение: притормаживая сгибание в ТБС, двуглавая мышца бедра способствует перераспределению кинетического момента между сегментами ноги, что обеспечивает разгибание в КС с большей скоростью [17].

Как видно из рис. 1, у больной с рассеянным склеро-

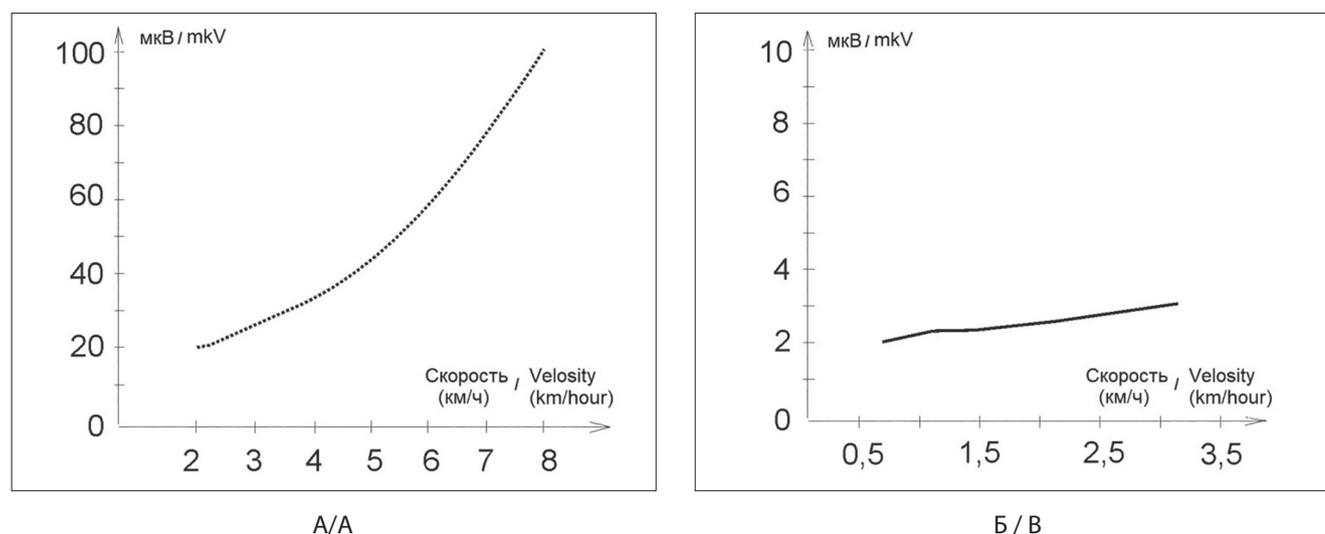


Рис. 2. Средняя электрическая активность левой прямой мышцы бедра при ходьбе с разной скоростью в норме и у больной с рассеянным склерозом П-ой. А – средняя электрическая активность прямой мышцы бедра при ходьбе в норме. Б – средняя электрическая активность прямой мышцы бедра при ходьбе больной. По оси абсцисс – скорость ходьбы в км/ч, по оси ординат – средняя электрическая активность мышц в мкВ

Fig. 2. Mean electrical activity of *m. rectus femoris sin* during walking with different velocity in norm and in patient with multiple sclerosis P. A – mean electrical activity of *m. rectus femoris* during walking in norm, B- mean electrical activity of *m. rectus femoris* during walking of patient. Along the abscissa axis – walking velocity in km/hour, along the ordinate axis – mean electrical activity of muscle in mkV

зом при ходьбе в самом медленном темпе (28 шаг/мин) максимум активности двуглавой мышцы бедра расположен в средней части опорной фазы.

При медленном темпе (36 шаг/мин) величина максимума не изменяется, однако волна активности смещается влево по временной оси. При ходьбе в произвольном темпе (60 шаг/мин) максимум активности резко пролонгирован на всю опорную фазу, при этом его величина остается неизменной. Незначительное повышение максимума активности (до 8 мкВ) отмечается только при быстром темпе (90 шаг/мин), при этом происходит некоторое раздвоение максимума активности. Также, в отличие от нормы, у больной П-ой отсутствует второй максимум активности двуглавой мышцы бедра, предназначенный для сгибания в КС в переносную фазу шага.

Таким образом, при повышении темпа передвижения в электрической активности двуглавой мышцы бедра можно увидеть определенную этапность изменений: при повышении темпа от самого медленного до замедленного происходит лишь смещение максимума влево по временной оси, при произвольном темпе – его пролонгирование на всю опорную фазу, и наконец, при быстром темпе – незначительное увеличение максимума активности. Тем не менее, у больной с рассеянным склерозом, даже при ходьбе в быстром темпе двуглавая мышца бедра функционирует как односуставная, так как отсутствует второй максимум активности, предназначенный для сгибания в КС в переносную фазу шага.

Как показали наши многолетние исследования, для анализа деятельности мышц при ходьбе важное значение имеют энергетические параметры ходьбы, а именно средняя электрическая активность мышц и суммарный интеграл за 10 м пути [17–21, 25].

Зависимость средней электрической активности мышц от скорости ходьбы в норме описывается графиком квадратичной функции (одной ветвью параболы) с наименьшими значениями в области медленного темпа и малой длины шага. Это означает, что мощность, развиваемая мышцами при ходьбе, относительно невелика

при медленной и произвольной скорости ходьбы и резко возрастает при быстрой скорости [17, 18, 20, 21]. Как видно из рисунка 2, у данной больной увеличение скорости передвижения не сопровождается повышением мощности. Активность мышцы остается крайне низкой при всех скоростях, даже при быстрой.

Другим очень важным энергетическим параметром ходьбы является суммарный интеграл за 10 м пути – величина, эквивалентная работе мышц с учетом, как темпа, так и длины шага [17, 18, 20, 21] (рис. 3).

Зависимость суммарного интеграла ЭМГ за 10 м пути от скорости ходьбы в норме представлена параболой, имеющей две ветви. Минимум кривой в норме проецируется на ось абсцисс в области, которую можно считать оптимальной для средней скорости ходьбы, темпа и длины шага, соответственно, 1.11–1.28 м/с, 90–98 шаг/мин, 1.3 м. Эта оптимальная область является достаточно широкой в норме (от 80 до 120 шаг/мин) и представляет собой так называемую «область резонанса». Минимизация активности при произвольной скорости представляет собой результат приспособления частоты действия мышечных сил к собственной частоте колебаний нижних конечностей. Этот процесс является универсальным для всей локомоторной системы, поскольку частотное совпадение максимумов электрической активности существует для разных мышц у одного и того же человека [17, 18, 20, 21].

В диапазоне медленных темпов ходьбы (60–80 шаг/мин) работа мышц определяется большой длительностью активности, но низкой амплитудой, в диапазоне произвольного темпа (80–120 шаг/мин) – ростом амплитуды при сокращении длительности активности, а в диапазоне быстрых темпов (120–160 шаг/мин) – значительным повышением амплитуды и уменьшением длительности активности мышц.

Точка пересечения кривых длительности и амплитуды электрической активности мышц указывает на величину произвольного, обычно оптимального темпа ходьбы [17, 18, 20, 21]. Необходимо подчеркнуть, что наименьшие энерготраты достигаются не только при опти-

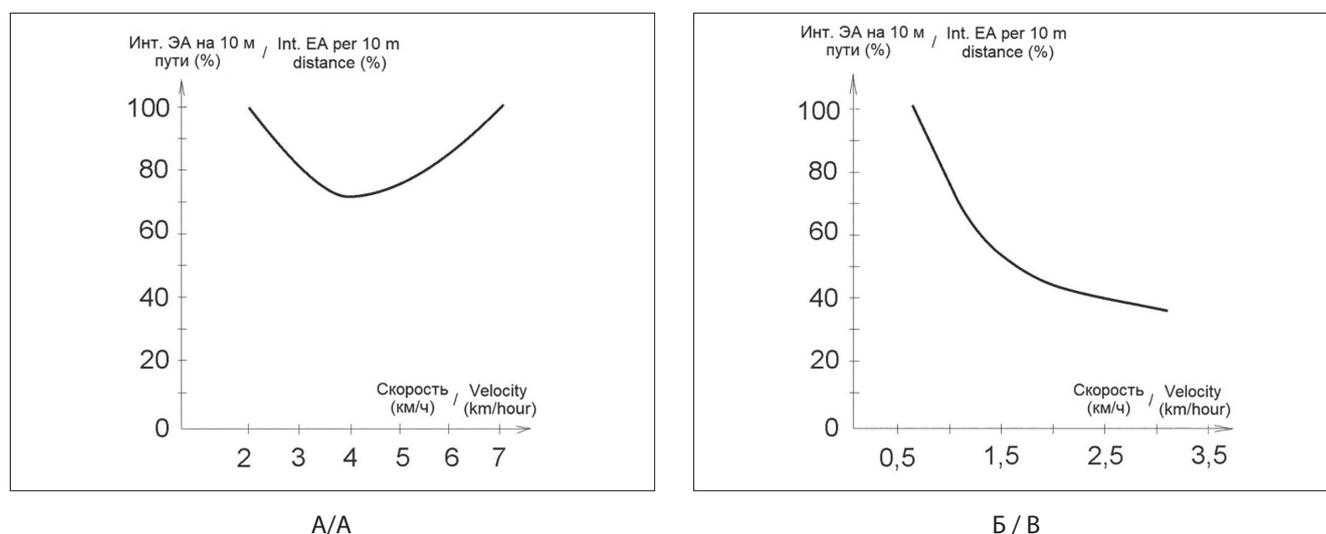


Рис. 3. Суммарный интеграл электрической активности левой прямой мышцы бедра за 10 м пути при ходьбе с разной скоростью в норме и у больной с рассеянным склерозом П-ой. А – суммарный интеграл электрической активности мышцы в норме, Б – суммарный интеграл электрической активности мышцы у больной. По оси абсцисс – скорость ходьбы в км/ч, по оси ординат – суммарный интеграл ЭА мышцы за 10 м пути в% (100% – максимальное значение). Остальные обозначения те же, что и на рис. 2

Fig. 3. Summary integral of electrical activity of *m. rectus femoris sin* for the distance of 10 m in norm and in patient with multiple sclerosis P. during walking with different velocity. A – summary integral of electrical activity of muscle in norm, B – summary integral of electrical activity of muscle in patient. Along the abscissa axis – walking velocity in norm in km/hour, along the ordinate axis – summary integral of electrical activity of muscle for the distance of 10 m in% (100% – the maximal value). Other signatures are the same as in fig. 2

Таблица 2. Основные параметры ходьбы в разном темпе больной с РС П-ой до и после курса тренировки в экзоскелете
Table 2. Main parameters of walking at different cadences in patient P. before and after the course of training in the exoskeleton

| Параметры / Parameters | До курса / Before the course | | | | | После курса / After the course | | | | |
|--|------------------------------|--------------|--------------------|-------------------|---------------|--------------------------------|--------------|--------------------|-------------------|---------------|
| | Сам. медл. / Slowest | Медл. / Slow | Замедл. / Deceler. | Произв. / Volunt. | Быстр. / Fast | Сам. медл. / Slowest | Медл. / Slow | Замедл. / Deceler. | Произв. / Volunt. | Быстр. / Fast |
| Длина дв. шага (м) / Double step length (m) | 0,73 | 0,98 | 1,08 | 1,14 | 1,17 | 0,91 | 1,04 | 1,11 | 1,20 | 1,40 |
| Длит. цикла (с) / Durat. of the cycle (s) | 4,23 | 3,36 | 2,75 | 2,0 | 1,33 | 5,43 | 3,39 | 2,50 | 2,03 | 1,43 |
| Скорость ходьбы (км/ч) / Walking velocity (km/h) | 0,61 | 1,04 | 1,40 | 2,05 | 3,17 | 0,61 | 1,10 | 1,58 | 2,12 | 3,53 |
| Темп (шаг/мин) / Cadence (steps/min) | 28 | 36 | 44 | 60 | 90 | 22 | 35 | 48 | 59 | 84 |

мальном темпе ходьбы, но также при оптимальной длине шага.

У больной с РС отмечаются следующие изменения данной кривой.

Во-первых, в данной кривой отсутствует вторая ветвь параболы. Во-вторых, вся кривая сдвинута резко влево по временной оси в связи с уменьшением скорости ходьбы и диапазона ее изменений. В-третьих, в этой кривой невозможно выделить минимум, т.е. произвольный темп ходьбы. Наконец, в-четвертых, вся кривая расположена ниже по сравнению с нормой.

Таким образом, у данной больной с РС при ходьбе с разной скоростью наблюдается снижение диапазона изменений скорости, темпа и длины шага по сравнению

с нормой; крайне низкая, монотонная активность ряда мышц, практическое отсутствие изменений средней электрической активности при повышении скорости, отсутствие второй ветви параболы в кривой суммарного интеграла за 10 м пути, что указывает на резкое ослабление явлений резонанса при ходьбе.

Результаты после курса тренировки

В таблице 2. приведены основные параметры ходьбы больной П-ой до и после курса тренировки в экзоскелете. Как показывают результаты, после курса тренировки в экзоскелете при увеличении скорости ходьбы от 0.61 до 3.53 км/ч сохраняется тенденция увеличения темпа – с 22 шаг/мин при самой медленной скорости

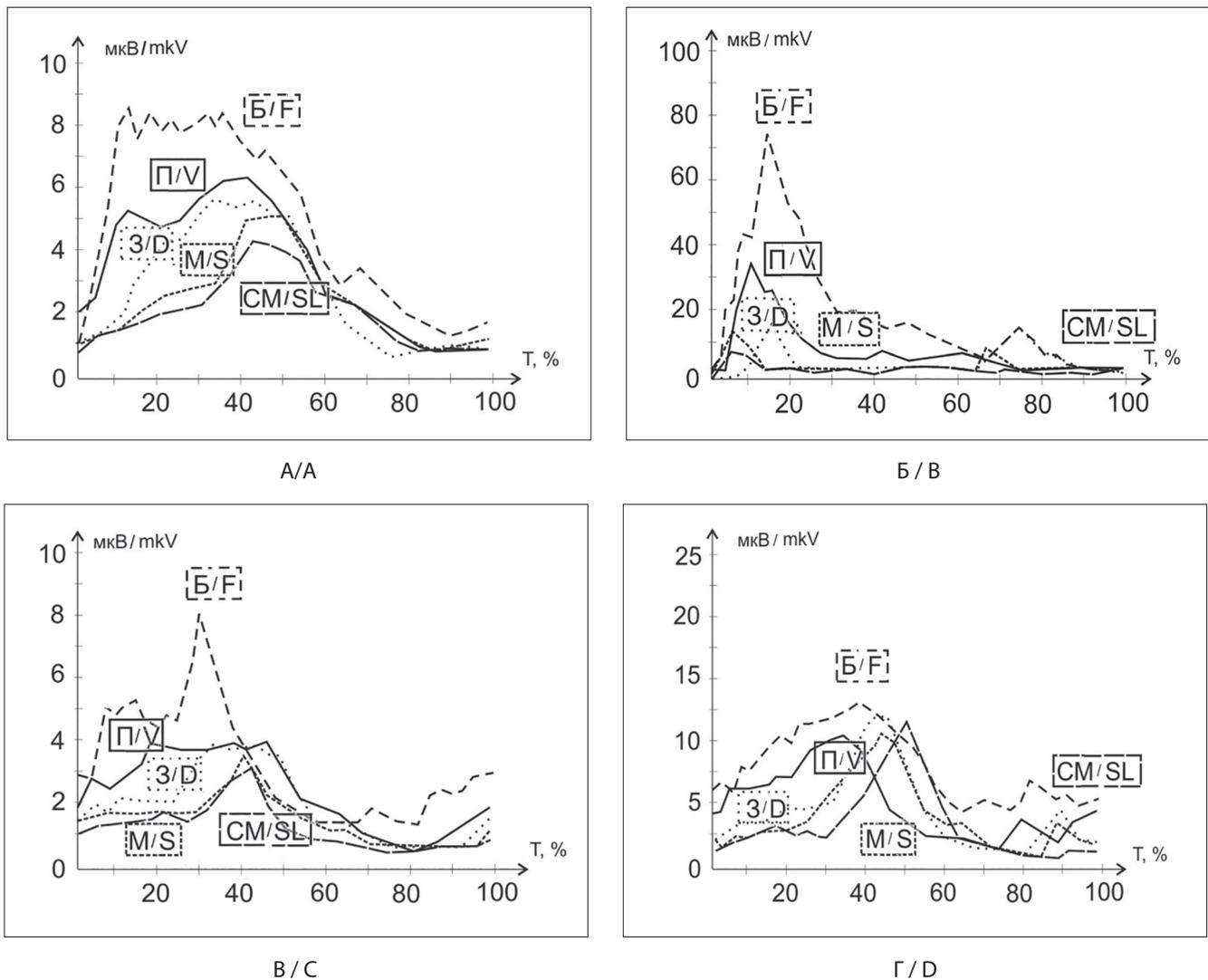


Рис. 4. Электрическая активность левой прямой мышцы бедра и левой двуглавой мышцы бедра при ходьбе в разном темпе до и после курса тренировки в экзоскелете. А – электрическая активность прямой мышцы бедра до курса, Б – электрическая активность прямой мышцы бедра после курса. В – электрическая активность двуглавой мышцы бедра при ходьбе до курса, Г – электрическая активность двуглавой мышцы бедра при ходьбе после курса. Остальные обозначения те же, что и на рис. 1

Fig. 4. Electrical activity of *m. rectus femoris sin* and *biceps femoris sin.* for the locomotor cycle during walking at different cadences before and after the course of training in the exoskeleton. А – electrical activity of *m. rectus femoris* before the course, В – electrical activity of *m. rectus femoris* after the course, С – electrical activity of *m. biceps femoris* before the course, D – electrical activity of *m. biceps femoris* after the course. Other signatures are the same as in fig. 1

до 84 шаг/мин – при самой быстрой. Тем не менее, абсолютные значения темпа ниже при каждой скорости, и, кроме того, сохраняется тот же узкий диапазон изменения темпа – 62 шаг/мин, что и до курса тренировки. Также наблюдается возрастание длины двойного шага – с 0.91 м до 1.4 м, однако в наибольшей степени при быстром темпе.

На рисунке 4 представлено изменение ЭМГ-профиля левой прямой мышцы бедра и левой двуглавой мышцы бедра при ходьбе в разном темпе до и после курса тренировки ходьбы в экзоскелете. Как видно из данного рисунка, при увеличении темпа происходит повышение максимумов активности прямой мышцы бедра в начале опорной фазы от 8 мкВ при самом медленном темпе до 60 мкВ при самом быстром, причем наибольшее увеличение происходит при переходе от произвольного темпа к быстрому. Характерно, что второй максимум активности, предназначенный для сгибания в ТБС в пере-

носную фазу, возрастает незначительно при увеличении темпа ходьбы.

Таким образом, после курса тренировки в экзоскелете возрастает электрическая активность мышцы при самом медленном темпе (исходный уровень активности); с повышением темпа отмечается значительное увеличение максимума активности, причем в наибольшей степени при переходе от произвольного к ускоренному темпу.

Также после курса тренировки в экзоскелете меняется электрическая активность двуглавой мышцы бедра при ходьбе в разном темпе. При ходьбе в медленном темпе активность мышцы низкая, максимум активности сосредоточен в средней части опорной фазы.

Повышение темпа от самого медленного до замедленного практически не сказывается на величине максимума, отмечается лишь его перемещение влево по временной оси. Дальнейшее возрастание темпа ходьбы от замедленного к произвольному приводит к пролонгирова-

нию максимума и его смещению влево по временной оси, но величина максимума не изменяется. Наконец, только при быстром темпе максимум активности незначительно возрастает и пролонгируется на всю опорную фазу.

Таким образом, после курса тренировки в экзоскелете наблюдается та же этапность изменения ЭМГ-профиля двуглавой мышцы бедра, какая отмечалась до курса, а именно перемещение максимума активности влево по временной оси при переходе от самого медленного темпа к замедленному, его пролонгирование и еще большее смещение влево при переходе от замедленного темпа к произвольному и, наконец, незначительное увеличение максимума активности и его пролонгирование на всю опорную фазу при быстром темпе.

После курса тренировки у данной больной наблюдается значительное увеличение средней электрической активности при повышении скорости (от самой медленной до быстрой) – с 3.0 до 17.4 мкВ, причем в особенности при переходе от произвольной к быстрой скорости ходьбы (рис.. 5).

Наибольшие изменения происходят в кривой суммарного интеграла за 10 м пути (рис. 6). Во-первых, после курса тренировки в кривой суммарного интеграла за 10 м пути появляются две ветви параболы. Во-вторых, в кривой суммарного интеграла за 10 м пути становится возможным выделить четкий минимум, который соответствует произвольной скорости ходьбы. В-третьих, область, соответствующая минимуму, очень узкая, что свидетельствует о том, что область резонанса крайне незначительная (46–50 шаг/мин). Следовательно, даже незначительное отклонение от области резонанса приводит к значительному повышению суммарного интеграла. Наконец, в-четвертых, после курса тренировки кривая суммарного интеграла располагается значительно выше, чем в начале курса.

Обсуждение полученных результатов

Прежде всего, имеется ряд вопросов, которые вызывают наибольший интерес в плане особенностей энергетических параметров ходьбы при РС. Во-первых, как можно объяснить этапность изменения максимумов активности прямой и двуглавой мышц бедра при повышении скорости ходьбы? Во-вторых, в чем причина отсутствия изменений средней электрической активности прямой мышцы бедра при увеличении скорости ходьбы? В-третьих, чем обусловлено отсутствие явлений резонанса у данной больной при ходьбе в разных темпах?

При ходьбе здоровых людей сохранение иннервационной структуры является весьма полезным приобретением эволюции. Не изменяя по существу программу локомоторного акта, т.е. последовательность шагательных движений, становится возможным обеспечение широкого диапазона скоростей ходьбы путем увеличения мощности, развиваемой двигательной системой. При этом трансформируются лишь детали локомоции: появляются или исчезают отдельные волны активности, вызванные необходимостью коррекции некоторых движений, происходит перемещение максимумов активности влево по временной оси, обнаруживается преимущественный рост максимумов активности, способствующий более эффективному приложению мышечных сил [17, 18, 20, 21, 23, 24].

Как видно из рисунка 1, при ходьбе с низкой скоростью у больной отмечается значительное снижение активности и ее полное перемещение в среднюю часть опорной фазы. При ходьбе данной больной с такой скоростью резко нарушается соотношение опорной и пере-

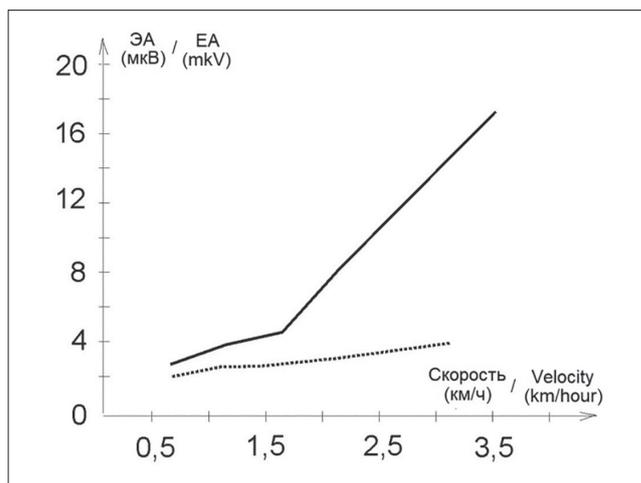


Рис. 5. Средняя электрическая активность левой прямой мышцы бедра в течение локомоторного цикла у больной П-ой до и после курса тренировки ходьбы в экзоскелете. Пунктирная линия – до курса тренировки, сплошная линия – после курса тренировки. Остальные обозначения – те же, что и на рис. 2

Fig. 5. Mean electrical activity of *m. rectus femoris sin* during the locomotor cycle before and after the course of training in the exoskeleton in patient P. Dotted line – mean electrical activity before the course of training, solid line – mean electrical activity after the course of training. Other signatures are the same as in fig. 2

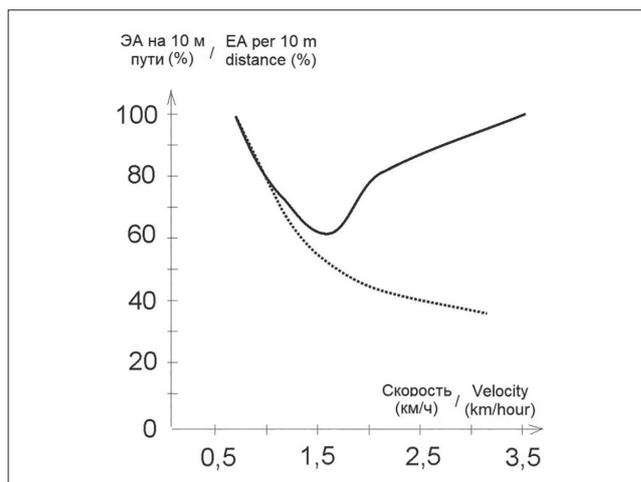


Рис. 6. Суммарный интеграл электрической активности левой прямой мышцы бедра за 10 м пути у больной П-ой до и после курса тренировки ходьбы в экзоскелете. Пунктирная линия – до курса тренировки, сплошная линия – после курса тренировки. Остальные обозначения – те же, что и на рис. 3

Fig. 6. Summary integral of electrical activity of *m. rectus femoris sin* for the distance of 10 m in patient P. before and after the course of training of walking in the exoskeleton. Dotted line – before the course, solid line – after the course of training. Other signatures are the same as in fig. 3

носной фаз: опорная фаза достигает почти 85% цикла, а переносная редуцирована до 15%. Нагрузка на каждую ногу возникает в середине опорной фазы, вследствие чего, в данную фазу образуется максимум активности многих мышц. В биомеханическом плане этот максимум способствует поддержанию устойчивости и сохранению вертикальной позы, так как больная передвигается

на полусогнутых ногах с дополнительной опорой на две стопы.

При увеличении темпа от самого медленного к замедленному, максимум активности сдвигается влево по временной оси. Данное явление связано с опережающим действием мышц на динамические и кинематические параметры при укорочении опорной фазы. Можно полагать, что в данном случае реализуется тенденция мышечных рецепторов (первичных окончаний мышечных веретен) реагировать не столько на величину угловых перемещений, сколько на их первую производную – скорость [26].

Дальнейшее увеличение скорости ходьбы приводит к пролонгированию активности на большую часть опорной фазы. Из литературы известно, что длительность активации мышц при разной скорости локомоции в основном определяется особенностями текущей афферентации от конечности [27]. Поэтому не лишено оснований предположение, что и у больной с РС увеличение длительности волн активности связано с изменением афферентации. Последнее может быть обусловлено патологической позой нижних конечностей, спастическим состоянием мышц и другими факторами.

Как видно, подстройка работы мышц к более сложным условиям ходьбы (к повышению скорости) заключается не в увеличении амплитуды максимумов, а в их расширении и в смещении в смежные фазы цикла. Это, с одной стороны, обеспечивает устойчивость при ходьбе, а с другой стороны, уменьшает антропоморфность походки, в частности, баллистический характер локомоторных движений.

Как уже было выше сказано, у данной больной средняя электрическая активность прямой мышцы бедра, эквивалентная ее мощности, крайне низкая при произвольном темпе и практически не изменяется при переходе от самого медленного к быстрому темпу.

В норме среднюю электрическую активность мышц можно представить как сумму двух слагаемых. Первое слагаемое приблизительно отражает ту долю мощности, которая затрачивается на поддержание устойчивости (преодоление гравитационных сил) при ходьбе. Второе слагаемое, очевидно, показывает ту долю мощности, которая расходуется на приобретение телом определенной скорости при локомоции [17, 18, 20, 21].

Как видно из рисунка 2, у данной больной увеличение скорости не сопровождается повышением средней электрической активности прямой мышцы бедра. Можно полагать, что столь незначительное увеличение мощности при повышении темпа полностью затрачивается на обеспечение устойчивости.

Изменение суммарного интеграла за 10 м пути при повышении скорости ходьбы у данной больной представляет особый интерес. С нашей точки зрения, невозможность выделить минимум свидетельствует о невозможности выделить область резонанса, т.е. комфортную для больной область темпов.

Можно полагать, что минимум появляется только в том случае, если увеличение скорости ходьбы сопровождается повышением средней электрической активности мышцы. Как показали исследования А.В. Саранцева и А.С. Витензона, резонансные свойства нижних конечностей ослабевают или утрачиваются совсем при нарушении подвижности в коленном суставе [17, 18, 20, 21].

Активность мышц ослабляется в тех случаях, когда уменьшается длина мышц или, что эквивалентно, уменьшается их нагрузка в определенные фазы шага. Эффекты изменения мышечной длины очень важны при низкой

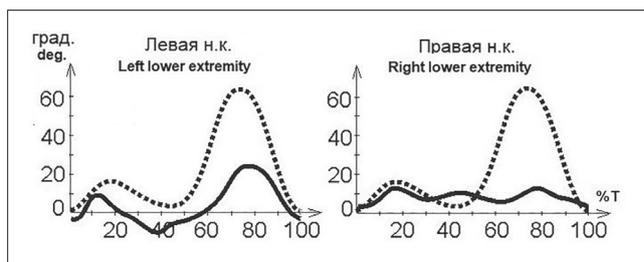


Рис. 7. Угловые перемещения в КС в норме и у больной с рассеянным склерозом П-ой. Пунктирная линия – угловые перемещения в КС в норме, сплошная линия – угловые перемещения в КС у больной П-ой. По оси абсцисс – длительность локомоторного цикла в%, по оси ординат – угловые перемещения в КС в градусах

Fig. 7. Angular displacements at a KJ in norm and in patient with multiple sclerosis P. Dotted line – angular displacements at a KJ in norm, solid line – angular displacements at a KJ in patient P. Along the abscissa axis – duration of the locomotor cycle in%, along the ordinate axis – angular displacements at KJ in degrees. Left i.e. – left lower extremity. Right l.e. – right lower extremity

скорости ходьбы. С увеличением скорости ходьбы все большее значение приобретают эффекты скорости изменения длины мышц [17, 18, 20, 21].

Как видно из рисунка 7, у данной больной практически отсутствуют движения в КС на более пораженной ноге, что сопровождается резким ослаблением мышц бедра, особенно односуставных. Вероятно, ограничение движений в КС, уменьшая скорость растяжения мышц в фазу их возбуждения, значительно уменьшает крутизну зависимости средней электрической активности от скорости ходьбы [17, 18, 20, 21]. По этой же причине вся кривая располагается ниже по сравнению с нормой, поскольку активность мышцы крайне низкая и мало изменяется при увеличении скорости ходьбы.

Обсуждение результатов после курса тренировок

Таким образом, после курса тренировки в экзоскелете увеличение скорости передвижения происходит преимущественно за счет увеличения длины шага и в меньшей степени – за счет уменьшения длительности локомоторного цикла. Такое изменение является энергетически более выгодным, поскольку увеличение длины шага сопровождается увеличением амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей. При этом увеличение длины шага способствует перемещению всего тела в пространстве, в то время как повышение темпа ходьбы приводит лишь к ускорению движений нижней конечности [17, 18, 20, 21].

Как показали исследования угловых перемещений в суставах нижних конечностей, после курса тренировки в экзоскелете отмечается возрастание амплитуды угловых перемещений во всех суставах обеих нижних конечностей, появление коленного угла на стороне более пораженной ноги, уменьшение рекурвации в КС наряду с увеличением основного сгибания в КС (сгибания в переносную фазу) на стороне менее пораженной ноги, уменьшение эквинуса в ГСС на обеих ногах, увеличение угла сгибания в правом ТБС (рис. 8).

Самая больная отмечает большую устойчивость при ходьбе по горизонтальной поверхности и по лестнице, возможность пройти большее расстояние без утомления, меньшее раскачивание туловища относительно фронтальной плоскости при ходьбе.

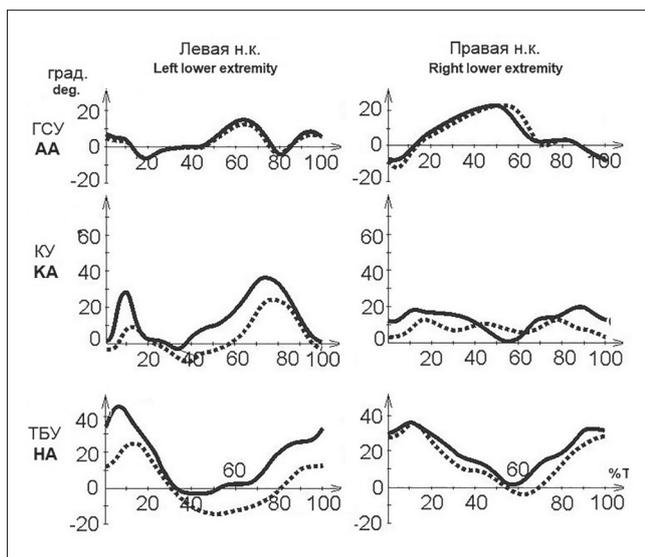


Рис. 8. Кинематические параметры ходьбы больной П-ой до и после курса тренировок в экзоскелете. Пунктирная линия – кинематические параметры ходьбы до курса, сплошная линия – кинематические параметры ходьбы после курса. ТБУ – тазобедренный угол, КУ – коленный угол, ГСУ – голеностопный угол. По оси абсцисс – длительность локомоторного цикла в%, по оси ординат – угловые перемещения в суставах нижних конечностей в градусах

Fig. 8. Kinematic parameters of walking of patient P. before and after the course of training in the exoskeleton. Dotted line – kinematic parameters of walking before the course, solid line – kinematic parameters of walking after the course. HA – hip angle, KA – knee angle, AA – ankle angle. Along the abscissa axis – duration of the locomotor cycle in%, along the ordinate axis – angular displacements at the joints of the lower extremities in degrees

Тем не менее, наибольший интерес представляет изменение энергетических параметров ходьбы после курса тренировок, а именно, средней электрической активности мышц и суммарного интеграла за 10 м пути.

Как уже было выше сказано, после курса тренировки в экзоскелете при повышении скорости ходьбы наблюдается значительное повышение средней электрической активности (мощности) прямой мышцы бедра. Такое увеличение возникает тогда, когда возрастает не только та доля мощности, которая затрачивается на поддержание устойчивости, но преимущественно та доля мощности, которая затрачивается на повышение скорости локомоции.

Однако наибольший интерес представляет изменение суммарного интеграла за 10 м пути после курса тренировки. Появление двух ветвей параболы связано не только с уменьшением длительности цикла, но, прежде всего, с повышением средней электрической активности, т.е. мощности мышцы. Появление минимума свидетельствует об усилении колебательных свойств нижних конечностей и возникновении явления резонанса. Тот факт, что область минимума крайне незначительная, свидетельствует о том, что и область комфортного темпа очень узкая, что малейшее отклонение от этой области приводит к увеличению суммарного интеграла.

Об усилении колебательных свойств более пораженной ноги свидетельствует и другой качественный факт – возникновение самого коленного угла и появление важ-

нейшего элемента в этом угле – основного сгибания (сгибания в переносную фазу).

Наконец, третий факт, доказывающий стабилизацию частоты собственных колебаний нижних конечностей при повышении темпа у данной больной, является снижение вариативности длительности переносной фазы при всех темпах ходьбы. Последнее приводит к совпадению частоты вынужденных колебаний нижней конечности с частотой ее собственных колебаний, т.е. к усилению явлений резонанса.

Таким образом, после 10-дневного курса тренировки ходьбы в экзоскелете у больной с рассеянным склерозом отмечается значительное улучшение энергетических параметров ходьбы, которое проявляется в существенном повышении средней электрической активности (мощности мышц) при увеличении скорости передвижения и в появлении двух ветвей параболы в кривой суммарного интеграла с наличием четкого минимума, что свидетельствует о появлении явлений резонанса.

Поскольку такая же картина изменений энергетических параметров ходьбы была выявлена также у двух других больных с РС, то можно полагать, что резкое нарушение явлений резонанса является специфической особенностью при ходьбе больных с рассеянным склерозом. Поэтому тренировка ходьбы в экзоскелете, способствующая появлению или усилению явлений резонанса, становится необходимым методом реабилитации больных с рассеянным склерозом.

Заключение

1. Ходьба с разной скоростью является одним из наиболее тонких и точных методов выявления реабилитационного потенциала у больных с рассеянным склерозом;
2. В отличие от нормы у больных с рассеянным склерозом, при увеличении скорости ходьбы выявляется определенная стадийность изменений ЭМГ-профиля: при переходе от самой медленной скорости к замедленной происходит только перемещение максимума активности влево по временной оси, при произвольной скорости отмечается расширение максимума и еще большее его перемещение влево по временной оси, при быстрой скорости – очень незначительное увеличение максимума активности;
3. До курса тренировки в экзоскелете у больной обе двусуставные мышцы бедра – прямая и двуглавая – работают исключительно как односуставные: у обеих мышц отсутствует вторая волна активности, предназначенная у прямой мышцы бедра – для сгибания в ТБС, а у двуглавой мышцы бедра – для сгибания КС;
4. До курса реабилитации в экзоскелете у больной с РС увеличение скорости ходьбы сопровождается очень незначительным повышением средней электрической активности мышц; в кривой суммарного интеграла за 10 м пути отсутствует вторая ветвь параболы, что указывает на резкое ослабление явлений резонанса при ходьбе;
5. В связи с повышенной утомляемостью больных с РС тренировка ходьбы в экзоскелете должна проходить в щадящем режиме, что предполагает уменьшение реального времени ходьбы до 25 минут, увеличение периодов отдыха в случае утомления, в отдельных

- случаях – уменьшение количества тренировок до 3 раз в неделю;
6. После курса тренировки в экзоскелете у больной происходит изменение ЭМГ-профиля мышц при ходьбе в разном темпе, которое проявляется в повышении максимумов активности мышц уже при самом медленном темпе и их дальнейшее увеличение при повышении темпа, и в появлении второй волны активности, предназначенной для сгибания в КС (для двуглавой мышцы бедра) и в ТБС (для прямой мышцы бедра);
 7. После курса тренировки ходьбы в экзоскелете у больной происходит существенное улучшение энергетических параметров ходьбы, которое проявляется в значительном повышении средней электрической активности (мощности мышц) при увеличении скорости передвижения, в появлении двух ветвей параболы в кривой суммарного интеграла за 10 м пути с наличием четкого минимума, что свидетельствует о появлении явлений резонанса.

Список литературы

1. Бойко А.Н., Гусева М.Е., Сиверцева С.А. Немедикаментозные методы лечения и образ жизни при рассеянном склерозе. М. 2015: 239 с.
2. Шмидт Т.Е., Яхно Н.Н. Рассеянный склероз. Руководство для врачей. М. 2010: 267 с.
3. Бойко А.Н., Гусева М.Е., Сиверцева С.А., Батышева Т.Т. Жизнь с рассеянным склерозом. Руководство для пациентов, членов их семей и медицинских работников. М. 2019: 376 с.
4. Батышева Т.Т., Бойко А.Н., Русина Л.Р., Скворцов Д.В. Функциональная двигательная симптоматика рассеянного склероза по данным биомеханических исследований. Медицинская реабилитация пациентов с патологией опорно-двигательной и нервной систем. М. 2006: 243-245.
5. Бойко А.Н., Овчаров В.В., Петров А.В. Лечебная физкультура для больных рассеянным склерозом. Методическое руководство. М. 2013: 88 с.
6. Климов Ю.А., Бойко А.Н., Попова Н.Ф. Аппаратные методы реабилитации двигательных нарушений у больных рассеянным склерозом. Детская и подростковая реабилитация. 2012; Т.2(19): 62-69.
7. Петров А.В., Бойко О.В., Куликова С.А., Бойко А.Н. Аппаратные методы реабилитации больных рассеянным склерозом в условиях стационара. Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. Спецвыпуски. 2015; 115(8-2): 72-73.
8. Gutierrez G.M., Chow J.W., Tillman M.D., McCoy S.C., Castellano V., White L.J. Resistance training improves gait kinematics in persons with multiple sclerosis. Archives of Physical and Medical Rehabilitation. 2005; 89(9): 1824-1829. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.04.008>
9. Lo A.C., Triche E.W. Improving gait in multiple sclerosis using robot-assisted, body-weight supported treadmill training. Neurorehabilitation and Neural Repair. 2008; V.22(6): 661-671. <https://doi.org/10.1177/1545968308318473>
10. Di Russo F., Berchicci M., Perri R.L. et al. A passive exoskeleton can push your life up: application on multiple sclerosis patients. PLOS One. 2013; 8(10): e77348. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0077348>
11. He Y., Eguren D., Luu T.P., Contreras-Vidal J.L. Risk management and regulation for lower limb medical exoskeleton: a review. Medical Devices: Evidence and Research. 2017; V.10: 89-107. <https://doi.org/10.2147/MDER.S107134>
12. Straudi S., Fanciullacci C., Martinuzzi C., Paravelli C., Rossi B., Chissari C. et al. The effects of robot-assisted gait training in progressive multiple sclerosis. Multiple Sclerosis Journal. 2016; 22(3): 373-384. <https://doi.org/10.1177/1352458515620933>
13. 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; Т.22(1): 134-141.
14. Котов С.В., Лиждвой В.Ю., Секирин А.Б., Петрушанская К.А., Письменная Е.В. Эффективность применения экзоскелета EхоAtlet для восстановления функции ходьбы у больных рассеянным склерозом. Журнал неврологии и психиатрии. 2017; 10(2): 41-46. <https://doi.org/10.17116/jnevro201711710241-47>
15. Котов С.В., Исакова В.Ю., Лиждвой В.Ю., Секирин А.Б., Письменная Е.В., Петрушанская К.А., Геворкян А.А. Методические рекомендации по нейрореабилитации больных рассеянным склерозом, имеющих нарушения ходьбы, с использованием экзоскелета EхоAtlet. М. 2018: 26 с.
16. Котов С.В., Петрушанская К.А., Лиждвой В.Ю., Письменная Е.В., Секирин А.Б., Сутченков И.А. Клинико-физиологическое обоснование применения экзоскелета «ЭкзоАтлет» при ходьбе больных с рассеянным склерозом. Российский журнал биомеханики. 2020; 24(2): 125-142. <https://doi.org/10.15593/RJBiomeh/2020.2.03>
17. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. М. 1998: 271 с.
18. Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией. М. 2003: 448 с.
19. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами. Анализ походки. Стабилметрия. М. 2008: 638 с.
20. Славущий Я.Л., Витензон А.С., Гриценко Г.П., Петрушанская К.А., Михеева Н.Е., Сутченков И.А. Исследования электрической активности мышц при нормальной ходьбе в разных темпах. Протезирование и протезостроение. М. 1998; (95): 103-110.
21. Саранцев А.В. Качественному анализу некоторых показателей энергетической оптимальности ходьбы. Протезирование и протезостроение. М. 1973; (30): 84-92.
22. Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. John Willey and Sons Inc. New-York. 1990: 277 p.
23. Crieve D. Gait patterns and the speed of walking. Bio-Medical engineering. 1968; V.3: 119-122.
24. Quanbury A.O., Milner M., Basmajian J.V. Human locomotion: E.M.G. activity of four leg muscles in various walking speeds and pace frequencies. Proceedings of the 23-rd Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology. 1970; (4): 75 p.
25. Bouisset S., Goubel F. Integrated electromyographic activity and muscle work. Journal of Applied Physiology. 1973; V.35(5): 695-702. <https://doi.org/10.1152/jappl.1973.35.5.695>
26. Yang J.F., Stein R.B., James K.B. Contribution of peripheral afferents to the activation of the soleus muscle during walking in humans. Experimental Brain Research. 1991; V.87: 679-687. <https://doi.org/10.1007/BF00227094>
27. Северин Ф.В., Шик М.Л., Орловский Г.Н. Работа мышц и одиночных мотонейронов при управляемой локомоции. Биофизика. 1967; Т.12(30): 660-667.

References

1. Bojko A.N., Guseva M.E., Sivertseva S.A. Nemedikamentoznye metody lechenija i obraz zhizni pri rassejannom skleroze [Nonmedicamental methods of treatment and style of life in multiple sclerosis]. M. 2015: 239 p. (In Russ.).
2. Shmidt T.E., Yachno N.N. Rassejannyj skleroz. Rukovodstvo dlja vrachej [Multiple sclerosis. Handbook for doctors]. M. 2010: 267 p. (In Russ.).
3. Bojko A.N., Guseva M.E., Sivertseva S.A., Batsysheva T.T. Zhizn s rassejannym sklerozom. Rukovodstvo dlja patsientov, chlenov ikh semej i meditsinskikh rabotnikov [Life with multiple sclerosis. Hand-book for patients, members of their families and medical workers]. M. 2019: 376 p. (In Russ.).
4. Batsysheva T.T., Bojko A.N., Rusina L.R., Skvortsov D.V. Funktsionalnaya dvigatel'naya simptomatika rassejannogo skleroza po dannym biomechanicheskikh

- исследования [Functional motional symptoms of multiple sclerosis according to data of the biomechanical investigations]. Medical rehabilitation of patients with pathologies of the musculoskeletal and nervous systems. M. 2006: 243-245 (In Russ.).
5. Bojko A.N., Ovcharov V.V., Petrov S.V. Lechebnaya fizkultura dlja bolnykh rassejannym sklerozom. Metodicheskoe rukovodstvo [Remedial gymnastics for patients with multiple sclerosis. Handbook]. M. 2013: 88 p. (In Russ.).
 6. Klimov Yu. A., Bojko A.N., Popova N.F. Apparatsnyje metody reabilitatsiji dvigatelnykh narushenij u bolnykh rassejannym sklerozom [Apparatus methods of rehabilitation of the locomotor disturbances in patients with multiple sclerosis]. *Detskaya i podrostkovaya reabilitacija*. M. 2012; V.2(19): 62-69 (In Russ.).
 7. Petrov S.V., Bojko O.V., Kulikova S.A., Bojko A.N. Apparatsnyje metody reabilitatsiji dvidatelnykh narushenij u bolnykh rassejannym sklerozom v uslovijakh stacionara [Apparatus methods of rehabilitation of patients with multiple sclerosis in the hospital conditions]. *S.S. Korsakov Journal of Neurology and Psychiatry (Special Issues)*. 2015; V.8(2): 72-73 (In Russ.).
 8. Gutierrez G.M., Chow J.W., Tillman M.D., McCoy S.C., Castellano V., White L.J. Resistance training improves gait kinematics in persons with multiple sclerosis. *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*. 2005; 89(9): 1824-1829. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.04.008>
 9. Lo A.C., Triche E.W. Improving gait in multiple sclerosis using robot-assisted, body-weight supported treadmill training. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2008; V.22(6): 661-671. <https://doi.org/10.1177/1545968308318473>
 10. Di Russo F., Berchicci M., Perri R.L. et al. A passive exoskeleton can push your life up: application on multiple sclerosis patients. *PLOS One*. 2013; 8(10): e77348. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0077348>
 11. He Y., Eguren D., Luu T.P., Contreras –Vidal J.L. Risk management and regulation for lower limb medical exoskeleton: a review. *Medical Devices: Evidence and Research*. 2017; V.10: 89-107. <https://doi.org/10.2147/MDER.S107134>
 12. Straudi S., Fanciullacci C., Martinuzzi C., Paravelli C., Rossi B., Chissari C. et al. The effects of robot-assisted gait training in progressive multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*. 2016; 22(3): 373-384. <https://doi.org/10.1177/1352458515620933>
 13. Shevchenko Yu.L., Daminov V.D., Gorohova I.G., Tkachenko P.V., Uvarova O.A., Kartashov A.V. Antigravitatsionnye tehnologii vosstanolenija khodby v nejrreabilitatsiji [Antigravitational technologies of restoration of walking in neurorehabilitation]. *Clinical Pathophysiology*. 2016; V.1: 134-141 (In Russ.).
 14. Kotov S.V., Lihzdvoj V.Yu., Sekirin A.B., Petrushanskaya K.A., Pismennaya E.V. Effectivnost primenenija eksoskeleta «ExoAtlet» dlja vosstanovlenija funktsiji hodby u bolnykh rassejannym sklerozom [Efficiency of application of exoskeleton «ExoAtlet» for restoration of walking function in patients with multiple sclerosis]. *S.S. Korsakov Journal of Neurology and Psychiatry (Special Issues)*. 2017; 10(2): 41-46. <https://doi.org/10.17116/jnevro201711710241-47> (In Russ.).
 15. Kotov S.V., Isakova E.V., Lihzdvoj V.Yu., Sekirin A.B., Pismennaya E.V., Petrushanskaya K.A., Gevorkyan A.A. Metodicheskie rekomendatsiji po nejrreabilitatsiji bolnykh s rassejannym sklerozom, imejuschikh narushenija khodby, s ispolzovanijem eksoskeleta «ExoAtlet» [Methodical recommendations on neurorehabilitation of multiple sclerosis patients with the locomotor disorders with application of the exoskeleton «ExoAtlet»]. M. 2018: 26 p. (In Russ.).
 16. Kotov S.V., Petrushanskaya K.A., Lihzdvoj V.J., Pismennaya E.V., Sekirin A.B., Sutchenkov I.A. Kliniko-fiziologicheskoe obosnovanije primenenija eksoskeleta «ExoAtlet» pri hodbe bolnykh s rassejannym sklerozom [Clinico-physiological foundation of application of exoskeleton «ExoAtlet» during walking of patients with disseminated sclerosis]. *Russian Journal of Biomechanics*. 2020; V.24(2): 125-142. <https://doi.org/10.15593/RJBiomeh/2020.2.03> (In Russ.).
 17. Vitenson A.S. Zakonomnosti normalnoj i patologicheskoy hodby cheloveka [Regularities of normal and pathological human walking]. M. 1998: 271 p. (In Russ.).
 18. Vitenson A.S., Petrushanskaya K.A. Ot jestestvennogo k iskusstvennomu upravleniju lokomotsijej [From natural to artificial control of locomotion]. M. 2003: 448 p. (In Russ.).
 19. Skvortsov D.V. Diagnostika dvigatelnoj patologiji instrumentalnymi metodami. Analiz pokhodki. Stabilometrija [Diagnostics of the motional pathology by means of the instrumental methods. Analysis of gait, Stabilometry]. M. 2007: 638 p. (In Russ.).
 20. Slavutskij J.L., Vitenson A.S., Gritsenko G.P., Petrushanskaya K.A., Mikheeva N.E., Sutchenkov I.A. Issledovanie elektricheskoy aktivnosti myshts pri normalnoj hodbe v raznykh tempakh [Investigation of electrical activity of muscles during normal walking at different cadences]. *Prosthetics and prosthetic design*. M. 1998; V.95: 103-110 (In Russ.).
 21. Sarantsev A.V. K kolichestvennomu analizu nekotorykh pokazatelej energeticheskoy optimal'nosti hod'by [To quantitative analysis of some indices of the energetic optimality of walking]. *Prosthetics and Prosthetic design*. M. 1973; V.30: 84-92 (In Russ.).
 22. Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. John Willey and Sons Inc. New-York. 1990: 277 p.
 23. Crieve D. Gait patterns and the speed of walking. *Bio-Medical engineering*. 1968; V.3: 119-122.
 24. Quanbury A.O., Milner M., Basmajian J.V. Human locomotion: E.M.G. activity of four leg muscles in various walking speeds and pace frequencies. *Proceedings of the 23-rd Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology*. 1970; (4): 75 p.
 25. Bouisset S., Goubel F. Integrated electromyographic activity and muscle work. *Journal of Applied Physiology*. 1973; V.35(5): 695-702. <https://doi.org/10.1152/jappl.1973.35.5.695>
 26. Yang J.F., Stein R.B., James K.B. Contribution of peripheral afferents to the activation of the soleus muscle during walking in humans. *Experimental Brain Research*. 1991; V.87: 679-687. <https://doi.org/10.1007/BF00227094>
 27. Severin F.V., Shik M.L., Orlovskij G.N. Rabota myshts i odinochnyh motonejronov pri upravlyaemoj lokomocii [Work of muscles and separate motoneurons in controlled locomotion]. *Biophysics*. 1967; Vo.12(30): 660-667 (In Russ.).

Информация об авторах:

Петрушанская Кира Анатольевна, кандидат биологических наук, старший научный сотрудник, Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского.

E-mail: moniki@monikiweb.ru

Котов Сергей Викторович, доктор медицинских наук, профессор, Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского.

E-mail: moniki@monikiweb.ru

Письменная Елена Валентиновна, кандидат технических наук, ООО «ЭкзоАтлет».

E-mail: info@exoatlet.ru

Лиждвой Виктория Юрьевна, кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник, Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского.

E-mail: moniki@monikiweb.ru

Доценко Владимир Иванович, кандидат медицинских наук, генеральный директор, ООО Научно-медицинская фирма «Статокин».

E-mail: mail@statokyn.ru

Вклад авторов:

Петрушанская К.А. – проведение биомеханических и ЭМГ-исследований ходьбы больных с рассеянным склерозом до и после курса тренировки ходьбы в экзоскелете, проведение исследований электрической активности мышц при ходьбе в разном темпе, обработка и анализ полученных результатов; Котов С. В. – руководство всей клинической и научной работой, отбор больных с РС для проведения исследований, клиническое наблюдение за состоянием больных в течение курса тренировки, оценивание правильности тренировок ходьбы в экзоскелете, отслеживание результатов биомеханических и ЭМГ-исследований до и после курса ходьбы в экзоскелете; Лиждвой В. Ю. – непосредственный отбор больных, которым возможно проводить тренировку ходьбы в экзоскелете, ежедневное наблюдение за состоянием больных, регулярный неврологический клинический осмотр больных и оценка по всем шкалам (спастичности, силы, шкале инвалидизации EDDS), назначение больным препаратов, изменяющих течение рассеянного склероза, наблюдение за состоянием больных во время тренировки ходьбы в экзоскелете; Письменная Е.В. – создатель экзоскелета «ЭкзоАтлет», участие в биомеханических и электромиографических исследованиях ходьбы больных с РС, проведение тренировок ходьбы с больными, исследования динамических параметров ходьбы больных в экзоскелете, совместно с Петрушанской К.А. участие в обработке и анализе результатов; Доценко В. И. – участие в обработке и анализе полученных результатов, интерпретация литературных данных по данному вопросу, анализ специфических особенностей ходьбы больных.

Information about the authors:

Kira A. Petrushanskaya, Cand. Sci. (Biol.), Senior Researcher, Moscow Regional Research Clinical Institute named after M. F. Vladimirsky.

E-mail: moniki@monikiweb.ru

Sergey V. Kotov, Dr. Sci. (Med.), Professor, Moscow Regional Research Clinical Institute named after M. F. Vladimirsky.

E-mail: moniki@monikiweb.ru

Elena V. Pismennaya, Cand. Sci. (Tech.), «ExoAtlet» Limited Liability Company.

e-mail: info@exoatlet.ru

Victoria Ju. Lizhdvoy, Cand. Sci. (Med.), Regional Research Clinical Institute named after M. F. Vladimirsky.

E-mail: moniki@monikiweb.ru

Vladimir I. Dotsenko, Cand. Sci. (Med.), General Manager, «Statokin», Limited Liability Company.

E-mail: mail@statokin.ru

Contribution:

Petrushanskaya K. A. – conducting biomechanical and EMG studies of walking in patients with multiple sclerosis before and after the walking exoskeleton training course, conducting studies of the electrical activity of muscles when walking at a different pace, processing and analyzing the results; Kotov S. V. – controlling of all clinical and scientific work, selection of patients with MS for research, clinical observation of the patients' condition during the training course, assessment of the exoskeleton walking training correctness, tracking the results of biomechanical and EMG studies before and after the course of walking in the exoskeleton; Lizhdvoy V. Yu. – direct selection of patients who can be trained to walk in an exoskeleton, daily monitoring of the patients' condition, regular neurological clinical examination of patients and evaluation on all scales (spasticity, strength, disability scale EDDS), the appointment of patients with drugs that change the course of multiple sclerosis, monitoring of the patients' condition during walking training in an exoskeleton; Pismennaya E. V. – the exoskeleton "ExoAtlet" developer, participation in biomechanical and electromyographic studies of walking in patients with MS, conducting walking training with patients, studying the dynamic parameters of walking in patients in the exoskeleton, together with Petrushanskaya K. A. participation in the processing and analysis of the results; Dotsenko V. I. – participation in the processing and analysis of the results obtained, interpretation of the literature data on this issue, analysis of the specific features of walking in patients.

