

ЦЕЛЕНАПРАВЛЕННАЯ ТРЕНИРОВКА ХОДЬБЫ В РАННЕМ ВОССТАНОВИТЕЛЬНОМ ПЕРИОДЕ У БОЛЬНЫХ С ЦЕРЕБРАЛЬНЫМ ИНСУЛЬТОМ (ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

© Д.В. Скворцов^{1,2,3}, С.Н. Кауркин^{1,2,3}, Г.Е. Иванова^{1,2}, Б.Б. Поляев^{1,2}, М.А. Булатова^{1,2}

¹ Федеральный центр мозга и нейротехнологий, Москва, Российская Федерация

² Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова, Москва, Российская Федерация

³ Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий Федерального медико-биологического агентства, Москва, Российская Федерация

Обоснование. Параметрами тренировки и воздействия наиболее часто являются скорость ходьбы, длина цикла и частота шага. Более сложные виды селективной тренировки с использованием носимых сенсоров и технологии биологической обратной связи (БОС) применяются гораздо реже в силу их технологической сложности. **Цель исследования** — изучить возможности применения технологии БОС-тренировки с целенаправленным воздействием на один из базовых параметров, характеризующих симметрию ходьбы, — длительность периода опоры у больных в раннем восстановительном периоде церебрального инсульта. **Методы.** В исследовании участвовало 12 пациентов, которым был проведен курс БОС-тренировки по гармонизации периода опоры в раннем восстановительном периоде церебрального инсульта в бассейне средней мозговой артерии. Исследовали биомеханику ходьбы в произвольном темпе до и после тренировки. Регистрировали пространственно-временные параметры ходьбы, движения в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах и максимальные амплитуды электромиографии основных групп мышц, ответственных за ходьбу. Использовали также классические клинические шкалы. БОС-тренировка на беговой дорожке состояла из 10 сессий, параметром тренировки являлась длительность периода опоры. **Результаты.** После проведенного лечения отмечалось достоверное улучшение по клинической шкале «встань и иди» и индекса ходьбы Хаузера. Различия в тренируемом пространственно-временном параметре ходьбы, периоде опоры до и после лечения демонстрируют положительную динамику, но не достигают степени достоверности. Кинематика движений в суставах, наоборот, демонстрирует относительно небольшие, но достоверные изменения. Для тазобедренного сустава динамика параметров отсутствует, т.е. его функция существенно не меняется, и асимметрия по амплитуде сохраняется. Для коленного сустава наибольшая динамика отмечается для основной, маховой амплитуды и ее фазы. **Заключение.** Целенаправленная БОС-тренировка функции ходьбы по периоду опоры позволяет снижать функциональную асимметрию по данному параметру, а также имеет положительный эффект для других показателей походки.

Ключевые слова: БОС-тренировка; ранний восстановительный период инсульта; биомеханика ходьбы; длительность периода опоры.

Для цитирования: Скворцов Д.В., Кауркин С.Н., Иванова Г.Е., Поляев Б.Б., Булатова М.А. Целенаправленная тренировка ходьбы в раннем восстановительном периоде у больных с церебральным инсультом (предварительное исследование). *Клиническая практика*. 2021;12(4):12–22. doi: <https://doi.org/10.17816/clinpract77334>

Поступила 04.08.2021

Принята 24.08.2021

Опубликована 26.11.2021

ОБОСНОВАНИЕ

В настоящее время технология биологической обратной связи (БОС) для тренировки функции ходьбы оценивается как эффективная и перспективная [1–3], в том числе для больных церебраль-

ным инсультом [3]. Основы данной технологии предполагают регистрацию того или иного физиологического параметра (параметров ходьбы) и представление его в очевидной форме для пациента так, чтобы последний мог ориентироваться

TARGETED WALKING TRAINING OF PATIENTS IN THE EARLY RECOVERY PERIOD OF CEREBRAL STROKE (PRELIMINARY RESEARCH)

© D.V. Skvortsov^{1, 2, 3}, S.N. Kaurkin^{1, 2, 3}, G.E. Ivanova^{1, 2}, B.B. Poliaev^{1, 2}, M.A. Bulatova^{1, 2}

¹ Federal Center for Cerebrovascular Pathology and Stroke, Moscow, Russian Federation

² The Russian National Research Medical University named after N.I. Pirogov, Moscow, Russian Federation

³ Federal Research and Clinical Center of Specialized Medical Care and Medical Technologies FMBA of Russia, Moscow, Russian Federation

Background: Currently, training of the gait function for patients with cerebral stroke using the biofeedback technology is an independent, effective, and promising method. The most common training and exposure parameters are the gait speed, cycle length, and cadence. However, the application of basic and more complex types of selective training using wearable sensor technology is rare due to the technological complexity of their use for biofeedback. **Aims:** To study the possibility of using the biofeedback training technology with a targeted effect on one of the basic parameters characterizing the symmetry of walking, the duration of the support period, in patients in the early recovery period of cerebral stroke. **Methods:** We examined 12 patients who underwent a course of biofeedback training to harmonize the period of support during the early recovery period of hemispheric cerebral stroke in the middle cerebral artery basin. The biomechanics of voluntary walking was investigated before and after the training. The spatio-temporal parameters of walking, kinematics of movements in the hip, knee, and ankle joints, and the maximum EMG amplitudes of the main muscle groups responsible for walking were recorded. The classical clinical scales were also used. The biofeedback training on a treadmill consisted of 10 sessions; the duration of the support period was the training parameter. **Results:** As a result of the treatment, a significant improvement was noted according to the «Up&Go» clinical scale and Hauser's walking index. The differences in the trained support phase after the treatment are not significant and demonstrate positive changes. The kinematics of movements in the joints also demonstrates relatively small, but significant changes for the knee joint. For the hip joint, no dynamics in the parameters' values is observed; the joint function does not change significantly, and the amplitude asymmetry remains unchanged. For the knee joint, the greatest dynamics is observed for the main swing amplitude and its phase. **Conclusion:** The study has shown that the purposeful biofeedback training of the gait function using the support period to reduce the functional asymmetry in this parameter, and also has a positive effect on other gait parameters.

Keywords: biofeedback training; stroke early recovery period; gait biomechanics, stance phase.

For citation: Skvortsov DV, Kaurkin SN, Ivanova GE, Poliaev BB, Bulatova MA. Targeted Walking Training of Patients in the Early Recovery Period of Cerebral Stroke (Preliminary Research). *Journal of Clinical Practice*. 2021;12(4):12–22. doi: <https://doi.org/10.17816/clinpract77334>

Submitted 04.08.2021

Revised 24.08.2021

Published 26.11.2021

в его изменении. БОС-технология имеет некоторые собственные преимущества. Это самостоятельный метод, который может использоваться как в монорежиме, так и в комплексе восстановительного лечения и направлен на активизацию собственных резервов организма пациента.

Для построения БОС используются различные технические способы и органы чувств. Основными каналами обратной связи являются зрение, слух или их комбинация, гораздо реже используется кинестетический канал [1, 4]. БОС-технология для восстановления функции ходьбы применяют сравнительно недавно по причине технической

сложности регистрации ее основных параметров (скорости, длины цикла шага, частоты шага [1]) как результирующих функций перемещения в пространстве. Однако скорость ходьбы зависит от других изменений, которые и определяют, собственно, двигательную патологию, в частности наличие контрактур в суставах, изменение функции мышц, болевой синдром при определенных движениях или осевой нагрузке на конечность и др. Кроме этого, наиболее часто используемый параметр «скорость ходьбы» не является специфичным для той или иной патологии, т.к. скорость может падать в результате самых различных патологических со-

стояний. Данный параметр при всей его важности не является специфичным даже для стороны поражения, в отличие от длины цикла шага — наиболее редко используемого параметра, который может отличаться для левой и правой стороны. Специфичностью к стороне не обладает и третий параметр — частота шага. В то же время для больных с церебральным инсультом существенно меняются не только перечисленные параметры, но и те, которые их определяют [5–7] — длительность цикла шага, периодов опоры, двойной и одиночной опоры; гармоничность (равные промежутки времени начала цикла шага одной и другой стороны).

В ряде случаев используемое для БОС-тренировки оборудование позволяет выделить отдельные параметры — динамическую нагрузку на конечность [8, 9] или клиренс стопы с опорой [10].

В последние годы благодаря развитию новых технологий для БОС-тренировки ходьбы у больных церебральным инсультом стали использовать параметры электромиографии (ЭМГ) (чаще трехглавая мышца голени), а также пространственно-временные, кинематические, кинетические, при этом пространственно-временные параметры ориентированы в основном на тренировку длины шага на паретичной стороне [3].

При выполнении ходьбы и других упражнений больными с последствиями церебрального инсульта или болезнью Паркинсона в качестве БОС активно используется технология носимых сенсоров [11]. Применяются, в частности, сенсоры на инерционной технологии, которые регистрируют различные биомеханические показатели, что позволяет потенциально перейти к более селективному выбору параметров ходьбы для тренировки.

Для таких технологий, как БОС-тренировка, характерно наличие определенного количества однотипных тренировочных сессий заданной длительности, при этом в литературе отмечается значительный разброс параметров — от 10 до 20 [3, 10]. Так, в настоящем обзоре приведены значения и периодичность тренировок от 3 раз в неделю до 2 раз в день с отметкой, что информации по причине такого разброса недостаточно. В исследовании М. Druzbiicki и соавт. [12] на очень близком материале указаны 15 тренировочных сессий. В то же время имеются сообщения об эффективности только одной тренировки [9], которая, однако, проводилась по параметрам реакции опоры (динамической нагрузки). По длительности одной тренировки также имеется существенный разброс.

В аналитическом обзоре [3] приводятся значения от 11 до 30 мин, в исследовании [12] — 30 мин, в работе [10] — 10 мин.

Результаты использования различных видов БОС-тренировки ходьбы у больных с церебральным параличом демонстрируют в ряде случаев и противоречивые показатели [12]. Так, по результатам тренировки ходьбы на тредмиле 30 больных с подострой формой церебрального инсульта с использованием БОС по кинетическим параметрам (15 человек) и без использования БОС (15 человек) показано отсутствие отличий функции ходьбы между группами, однако в обеих группах отмечены положительные изменения в биомеханике параметров ходьбы. Более раннее исследование этой же группы авторов дает положительный результат в улучшении симметрии и пространственно-временных параметров [13].

Таким образом, большинство исследований признает перспективность БОС-тренировки для восстановления функции ходьбы, что особенно актуально у больных с церебральным инсультом в раннем восстановительном периоде, когда идет формирование образца ходьбы на фоне имеющегося повреждения. При этом данные по применению высокоселективных параметров ходьбы для БОС-тренировки представлены незначительно в силу технологической сложности их использования для БОС. Кроме этого, основные параметры тренировки (частота, длительность, критерии нагрузки и оценки эффективности) остаются противоречивыми.

Цель исследования — изучить возможность применения технологии БОС-тренировки с целенаправленным воздействием на один из базовых параметров, характеризующих симметрию ходьбы (длительность периода опоры), у больных с церебральным инсультом в раннем восстановительном периоде.

МЕТОДЫ

Дизайн исследования

Экспериментальное проспективное нерандомизированное интервенционное продольное пилотное исследование.

Критерии соответствия

Критерии включения: пациенты с гемипарезом в раннем восстановительном периоде (1–6 мес) впервые возникшего ишемического инсульта; возраст до 75 лет; функциональная готовность к вертикализации; адекватная реакция на пробу

с ортостазом; возможность держать вертикальную стойку в течение минуты; ходьба без посторонних вспомогательных предметов; ясное сознание с уровнем бодрствования, достаточным для усвоения и выполнения инструкций при проведении исследования и тренировок; отсутствие когнитивных нарушений, препятствующих пониманию поставленных исследователем задач; отсутствие сенсомоторной афазии; наличие тонуса в мышцах нижней конечности выше 2 баллов по модифицированной шкале спастичности Ашфорт; отсутствие декомпенсированной соматической патологии, ишемических изменений на ЭКГ, сердечной недостаточности (II класс и выше по Killip); отсутствие заболеваний центральной и периферической нервной системы помимо инсульта, сопровождающихся неврологическим дефицитом (последствия травм, опухоли, полинейропатии и т.п.); отсутствие ортопедической патологии (суставные деформации и контрактуры, выраженный болевой синдром, ампутации конечностей и др.).

Критерии исключения: неадекватная реакция сердечно-сосудистой системы во время проведения тренировки; страх ходьбы по тредмилу; отказ пациента от проведения лечебных мероприятий; отрицательная динамика неврологического и/или соматического статуса.

Условия проведения

Исследование выполнено в период с 2020 по 2021 г. в лаборатории клинической биомеханики Федерального центра мозга и нейротехнологий Федерального медико-биологического агентства Российской Федерации.

Описание медицинского вмешательства

В исследование вошли 12 пациентов, которым был проведен курс БОС-тренировки по гармонизации периода опоры в раннем восстановительном периоде полушарного церебрального инсульта в бассейне средней мозговой артерии.

Используемые клинические шкалы

Для определения возможностей пациента использовали клинические шкалы, оценивающие ходьбу: тест «Встань и иди» (Timed Up and Go Test, TUG) [14] и индекс ходьбы Хаузера (Hauser Ambulation Index) [15], а также шкалы, диагностирующие баланс пациента: шкала Berg Balance [16] и тест устойчивости стояния (Standing balance test) [17].

Методика оценки функции ходьбы

Биомеханическое исследование функции ходьбы проводили с помощью комплекса «Стэдис» (Нейрософт, Иваново). Для этого инерционные сенсоры «Нейросенс» фиксировали на крестце, наружной поверхности средней трети бедра, наружной лодыжке и подъеме стопы с обеих сторон (рис. 1). Всего использовалось 7 сенсоров.

Каждый сенсор содержит еще два канала ЭМГ-регистрации. Сенсоры на бедре использовали для регистрации ЭМГ-сигнала с прямой мышцы бедра и суммарной активности двуглавой и полусухожильной мышцы, а сенсоры на голени — для регистрации ЭМГ передней большеберцовой мышцы и суммарной активности наружной и внутренней головок трехглавой. Для регистрации ЭМГ использовали одноразовые гелевые электроды установленные в соответствии с рекомендациями SENIAM [18].

Положение пациента стоя прямо с выпрямленными тазобедренными и коленными суставами принимали за нейтральное (положение калибровки). Далее выполняли регистрацию биомеханических параметров во время ходьбы. Пациент проходил



Рис. 1. Процесс регистрации биомеханических параметров ходьбы.

Fig. 1. The acquisition of the gait parameters.

в произвольном темпе дистанцию 10 м, разворачиваясь каждый раз в конце и снова продолжая движение. Шаги с неустановившимися параметрами (разгон и торможение) программно обеспечение автоматически отбрасывает. Остальные циклы шага калькулируются. В среднем мы завершали регистрацию при достижении 30 циклов шага (60 обычных шагов) или более. Программное обеспечение на основе верифицированного алгоритма определения циклов шага (ЦШ), снабженного нейросетью, определяло ЦШ для каждой ноги и в соответствии с ними рассчитывало параметры. Для последующего анализа были выбраны следующие *биомеханические параметры*:

- 1) временные: длительность ЦШ в сек., коэффициент ритмичности (КР) (отношение времени опоры — меньшее к большему). Отдельные временные периоды ЦШ измеряли в процентах от ЦШ: период опоры (ПО), период одиночной опоры (ОО), суммарный период двойной опоры (ДО) и параметр начала ЦШ другой ноги (начало второй двойной опоры, НВД);
- 2) пространственные: высота подъема стопы (в см), скорость ходьбы (V , км/ч).

Кинематические параметры регистрировали для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагиттальной плоскости (сгибание-разгибание) с построением гониограммы за ЦШ с последующим автоматическим определением следующих показателей:

- для тазобедренного сустава: максимальная амплитуда за ЦШ в градусах (ТА) и фаза максимального разгибания (ТХ);
- для коленного сустава: амплитуда первого сгибания ($Ka1$) и ее фаза ($Kx1$), амплитуда разгибания ($Ka2$) и ее фаза ($Kx2$), амплитуда махового сгибания ($Ka3$) и ее фаза ($Kx3$);
- для голеностопного сустава анализировали только развиваемую в течение ЦШ амплитуду (ГА).

ЭМГ мышц анализировали максимальную, развиваемую амплитуду за ЦШ (в мкВ) для передней большеберцовой мышцы (Tib. ant.), икроножных мышц (Gastrocnemius), прямой мышцы бедра (Rect. fem.) и полусухожильной, полуперепончатой и двуглавой мышц бедра (Semi-bic. fem.).

Методика БОС-тренировки

Мы применяли БОС-тренировку исходя из тех возможностей, которые были посильны пациентам и технически осуществимы в течение их трехне-

дельного пребывания в стационаре. Таким образом, можно было осуществить 10 тренировок, в среднем число процедур составило $10 \pm 0,58$ (9–11).

Длительность тренировки при строгом соответствии всем критериям включения и исключения во многом определялась текущим состоянием пациента на момент ее проведения. По этой причине мы не следовали строгому выполнению тренировки в течение заданного времени, например 30 мин [12], а проводили ее до появления признаков утомления (жалобы на усталость, отсутствие динамики изменения тренируемых параметров, потеря ритмичности движения и др.). В среднем длительность тренировки составила 18 (от 15 до 20) мин.

Для БОС-тренировки использовали ту же систему «Стэдис», которая обладает функционалом для целевой тренировки ходьбы по выбранному параметру [19]. Функционал состоит из двух действий — оценки функции ходьбы и последующей тренировки. Оценка проводилась посредством двух сенсоров «Нейросенс», фиксируемых в области наружной лодыжки голени эластичными манжетами. Первым этапом пациент с установленными сенсорами становился на беговую дорожку, после чего дорожку включали и выбирали режим скорости, комфортный для пациента. После этого проводилось скрининговое тестирование ходьбы на тредмиле в течение 2 мин. По окончании выводился отчет с пространственно-временными параметрами ходьбы, где отмечался период опоры в качестве тренируемого. Далее проводилась БОС-тренировка (рис. 2), где выбранный параметр отображался в виде столбиков с отметками планируемого диапазона изменений. Выход за установленный диапазон показывался как ошибочный, при этом замедлялось передвижение по виртуальной среде и выполнение требуемого в виртуальной среде задания. Имелись и другие детали, отображающие эффективность выполнения задания в зависимости от используемой виртуальной среды. Тренировка проводилась в автоматическом режиме до утомления пациента. При необходимости границы допустимых колебаний выбранного параметра можно было отрегулировать вручную.

Марка тредмила Runner RHC500 компании Air machine (США). Скорость тренировки увеличивали на каждом занятии, и в среднем она составляла от $1,39 \pm 0,44$ до $1,71 \pm 0,42$ км/ч.

Для удобства применения в условиях лаборатории, когда положение монитора для БОС-среды было оптимальным сзади дорожки, использовался

режим задней скорости. С учетом того, что скорость ходьбы данных пациентов была незначительной, режима движения назад оказалось достаточно.

Этическая экспертиза

Исследование выполнено в соответствии с этическими принципами Хельсинкской декларации с получением письменного согласия пациентов на участие в исследовании и одобрено локальным этическим комитетом ФЦМН ФМБА России от 19 июля 2021 г.

Статистический анализ

Обработка полученных результатов была проведена стандартными методами описательной вариационной статистики с расчетом средних значений и среднеквадратичного отклонения. Использовали программный пакет Statistica 12. Оценку достоверности различий выполняли с помощью критерия Вилкоксона–Манна–Уитни с критерием $p < 0,05$. Проводили сравнительную оценку аналогичных параметров контралатеральной и паретичной сторон с показателями группы нормы.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Объекты (участники) исследования

В исследование вошли 12 пациентов с гемипарезом в раннем восстановительном периоде впервые возникшего ишемического инсульта, из них 10 мужчин и 2 женщины, средний возраст 23–65 ($51,58 \pm 11,38$) лет, средний рост 164–195 ($176,67 \pm 8,18$) см, средний вес 70–102 ($84,58 \pm 9,6$) кг, дней после острого нарушения мозгового кровообращения — 28–179 ($119,83 \pm 54,49$), в том числе с поражением правого полушария головного мозга — 4, левого — 8.

В соответствии с целью работы проведено исследование 20 практически здоровых лиц, из них 10 женщин, 10 мужчин, средний возраст 23–35 ($28,8 \pm 3,66$) лет, средний рост 168–188 ($176,8 \pm 5,53$) см, средний вес 55–100 ($76,25 \pm 14,09$) кг,



Рис. 2. Процесс тренировки.

Fig. 2. The training process.

не имеющих в анамнезе травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата.

Основные результаты исследования

Результаты исследования динамики состояния по клиническим шкалам представлены в табл. 1.

В результате проведенного лечения происходит достоверное улучшение по показателям теста «Встань и иди» и индекса ходьбы Хаузера ($p < 0,05$).

Таблица 1 / Table 1

Результаты исследования по клиническим шкалам /
The results of investigation by clinical scale

Период	Тест «Встань и иди», сек	Индекс ходьбы Хаузера	Шкала Berg Balance	Тест устойчивости стояния
До	$23,17 \pm 6,21$	$3,5 \pm 0,52$	$47,25 \pm 3,7$	$3,75 \pm 0,62$
После	$20,08 \pm 5,32^*$	$2,75 \pm 0,87^*$	$50,33 \pm 3,68$	$3,92 \pm 0,29$

Примечание. * Достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же показателем до лечения.

Note. * Significant with a probability of $p < 0.05$ compared with the same indicator before the treatment.

Данные анализа пространственно-временных параметров ходьбы представлены в табл. 2.

Цикл шага демонстрирует достоверное увеличение, а ритмичность ходьбы — снижение с обеих нижних конечностей по сравнению с группой нормы ($p < 0,05$). Скорость ходьбы пациентов до и после лечебных процедур показывает достоверное снижение по сравнению с группой нормы ($p < 0,05$). Высота подъема стопы с паретичной конечности до лечения достоверно меньше показателя группы нормы, а после лечения — достоверно меньше показателя контралатеральной стороны ($p < 0,05$) при практически неизменном значении. Показатель ПО контралатеральной конечности достоверно больше, чем показатель нормы, как до, так и после лечения ($p < 0,05$). Для паретичной конечности он же достоверно ниже по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны до лечения ($p < 0,05$). Параметр ОО паретичной конечности достоверно меньше такового для нормы ($p < 0,05$), а также контралатеральной стороны как до, так и после лечения ($p < 0,05$). Период ДО демонстрирует достоверное увеличение по сравнению с группой нормы для обеих сторон до и после лечения ($p < 0,05$). Показатель НВД контралатеральной стороны до и после лечения достоверно выше по сравнению с группой нормы ($p < 0,05$); тот

же параметр для паретичной стороны до и после лечения достоверно ниже по сравнению с группой нормы и с показателями контралатеральной стороны ($p < 0,05$).

Кинематические параметры для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов представлены в табл. 3.

Амплитуда тазобедренного сустава паретичной конечности достоверно ниже до и после лечения по сравнению с группой нормы и показателями контралатеральной конечности ($p < 0,05$). До проводимого лечения момент (фаза) полного разгибания (ТХ) контралатеральной конечности наступает позже, чем в группе нормы и на паретичной стороне ($p < 0,05$). Амплитуды коленного сустава Ка1 и Ка2 до и после лечения достоверно ниже показателей нормы с обеих нижних конечностей ($p < 0,05$). Для паретичной стороны момент первого сгибания (Ка1) наступает раньше как до, так и после лечения, чем в группе нормы ($p < 0,05$). Маховые амплитуды сгибания коленного сустава (Ка3) обеих конечностей до лечения и паретичной конечности после лечения достоверно меньше показателя нормы ($p < 0,05$). Фаза этого сгибания (Кх3) контралатеральной конечности до и после лечения наступает позже, чем в группе нормы ($p < 0,05$), а для паретичной ко-

Таблица 2 / Table 2

Пространственно-временные параметры ходьбы /
Spatio-temporal gait parameters

Параметр	До		После		Норма
	КС	ПС	КС	ПС	
ЦШ, с.	1,48±0,21*	1,49±0,23*	1,45±0,26*	1,44±0,24*	1,09±0,07
ПО, %	71,14±2,76*	62,78±3,37#	69,94±3,49*	63,04±2,95	62,85±1,51
ОО, %	37,19±3,11	28,78±3,18*#	37,36±2,62	30,39±3,09*§	37,21±1,40
ДО, %	33,97±3,31*	34,01±3,16*	32,59±3,57*	32,65±3,58*	25,63±2,75
НВД, %	55,58±2,75*	44,40±3,25*#	54,34±2,48*	46,04±2,71*§	49,91±0,41
ВПС, см	12,42±1,62	10,42±3,12*	12,92±1,44	10,83±3,10§	12,55±2,06
V, км/ч	2,24±0,60*		2,44±0,79*		4,42±0,56
КР	0,79±0,13*		0,82±0,12*		0,98±0,01

Примечание. Достоверно с вероятностью $p < 0,05$: * — по сравнению с таким же значением в группе нормы, # — по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны до лечения; § — по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны после лечения. КС/ПС — контралатеральная/паретичная сторона; ЦШ — цикл шага; ПО — период опоры; ОО — период одиночной опоры; ДО — суммарный период двойной опоры; НВД — начало второй двойной опоры; ВПС — высота подъема стопы; V — скорость ходьбы; КР — коэффициент ритмичности.

Note. Significant with a probability of $p < 0,05$: * — compared with the same value in the normal group, # — compared with the same indicator of the contralateral side before the treatment, § — compared with the same indicator of the contralateral side after the treatment. КС/ПС — contralateral/paretic side; ЦШ — step cycle; ПО — period of support; ОО — period of single support; ДО — total period of double support; НВД — beginning of the second double support; ВПС — the height of the foot; V — walking speed; КР — coefficient of rhythm.

Таблица 3 / Table 3

**Амплитудно-фазовые параметры движения тазобедренного, коленного и голеностопного суставов
(амплитуды в градусах, фазы в %ЦШ) /
Amplitudes and phases of a joint's motion during the walking cycle for hip, knee and ankle joints
(amplitudes in degrees, phases in % of walking cycle)**

Параметр	До		После		Норма
	КС	ПС	КС	ПС	
ТА, град.	30,50±3,71	24,17±5,73* [#]	32,25±2,67	24,08±6,97* [§]	33,16±4,78
ТХ, %ЦШ	58,88±4,14*	51,30±3,82 [#]	54,94±5,36	53,15±4,21	53,21±3,04
Ка1, град.	7,15±3,85*	6,37±4,94*	7,04±5,50*	6,88±5,18*	14,60±3,47
Кх1, %ЦШ	12,09±4,85	10,13±3,97*	10,37±3,94	10,08±4,81*	13,10±3,52
Ка2, град.	-1,13±7,48*	-5,10±38,38*	-0,19±8,19*	-3,73±7,55*	4,77±4,80
Кх2, %ЦШ	33,92±8,49	38,38±6,208	34,51±8,01	40,40±7,64	36,50±4,01
Ка3, град.	49,96±8,75*	27,7±14,25* [#]	50,91±8,76	29,46±15,85* [§]	56,50±7,33
Кх3, %ЦШ	76,07±2,85*	66,71±4,59 [#]	75,25±3,30*	67,03±4,77 [§]	69,13±2,92
ГА, град.	26,42±3,78*	22,58±3,18* [#]	26,92±6,63*	23,50±5,85*	33,42±6,25

Примечание. Достоверно с вероятностью $p < 0,05$: * — по сравнению с таким же значением в группе нормы, [#] — по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны до лечения; [§] — по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны после лечения. КС/ПС — контралатеральная/паретичная сторона; ТА — максимальная амплитуда за цикл шага; ТХ — фаза максимального разгибания; Ка1 — амплитуда первого сгибания; Кх1 — фаза первого сгибания; Ка2 — амплитуда разгибания; Кх2 — фаза амплитуды разгибания; Ка3 — амплитуда махового сгибания; Кх3 — фаза амплитуды махового сгибания; ГА — амплитуда, развиваемая в течение цикла шага.

Note. Significant with a probability of $p < 0.05$: * — compared with the same value in the normal group, [#] — compared with the same indicator of the contralateral side before the treatment, [§] — compared with the same indicator of the contralateral side after the treatment. КС/ПС — contralateral/paretic side; ТА — maximum amplitude per step cycle; ТХ — phase of maximum extension; Ка1 — amplitude of the first flexion; Кх1 — phase of the first flexion; Ка2 — amplitude of extension; Кх2 — phase of the amplitude of extension; Ка3 — amplitude of the flywheel flexion; Кх3 — phase of the amplitude of the flywheel flexion; ГА — amplitude developed during the step cycle.

нечности — раньше, чем для контралатеральной ($p < 0,05$). Амплитуда голеностопного сустава до и после лечения достоверно ниже показателей нормы с обеих нижних конечностей ($p < 0,05$). Амплитуда голеностопного сустава паретичной конечности до лечения ниже аналогичного показателя контралатеральной конечности ($p < 0,05$).

Результаты исследования ЭМГ-активности исследуемых мышц показаны в табл. 4.

Максимум электрической активности m. gastrocnemius паретичной конечности до и после лечения достоверно ниже аналогичных показателей в норме ($p < 0,05$) и достоверно меньше аналогичного показателя контралатеральной конечности до лечения ($p < 0,05$).

Таблица 4 / Table 4

**Максимальные амплитуды электромиограмм исследуемых мышц (в мкВ) /
The maximal amplitudes of EMG of investigated muscles (in mkV)**

Мышца	До		После		Норма
	КС	ПС	КС	ПС	
Tib. ant.	131,42±3,82	101,67±8,58	125,00±41,90	120,75±66,07	135,45±29,03
Gastrocnemius	118,08±72,29	55,00±5,87* [#]	110,25±67,16	68,92±57,93*	118,15±44,48
Rect. fem.	59,83±21,72	48,08±42,30	64,25±20,66	56,83±36,29	67,60±43,82
Semi-bic. fem.	78,83±37,08	55,83±41,65	82,42±39,73	56,00±39,59	75,00±27,22

Примечание. Достоверно с вероятностью $p < 0,05$: * — по сравнению с таким же значением в группе нормы, [#] — по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны до лечения. КС/ПС — контралатеральная/паретичная сторона.

Note. Significant with a probability of $p < 0.05$: * — compared with the same value in the normal group, [#] — compared with the same indicator of the contralateral side before the treatment. КС/ПС — contralateral/paretic side.

ОБСУЖДЕНИЕ

Из временных параметров реабилитации наиболее важным с точки зрения гармонизации ходьбы является тренируемый ПО. Его изменения потенциально характеризуют, собственно, эффект тренировок. До начала тренировки мы видим типичный вариант правила перераспределения функций и правила предоставления оптимума [20]. Данный показатель на стороне поражения соответствует норме как до, так и после лечения, в то время как на контралатеральной стороне он существенно и достоверно выше. После окончания лечения различия ПО между пораженной и контралатеральной стороной становились недостоверны. Таким образом, проведенное лечение с точки зрения гармонизации функции ходьбы по этому параметру оказалось эффективным.

Абсолютные значения остальных отмеченных изменений на стороне поражения (сохраняющаяся асимметрия периодов ОО и НВД) выросли, но данное изменение не достигало уровня достоверности ($p > 0,05$). Аналогичные закономерности имеются и для параметров высоты подъема стопы, V и КР.

В результате мы можем отметить, что за время лечения объективные пространственно-временные характеристики ходьбы имеют относительно незначительные положительные, но достоверные изменения. Данный результат подтверждается также и полученными достоверными позитивными отличиями по тесту «Встань и иди» и шкале Хаузера.

Кинематика движений в суставах демонстрирует относительно малые, но достоверные изменения. Для тазобедренного сустава динамика параметров отсутствует, т.е. его функция существенно не меняется, и асимметрия по амплитуде сохраняется. Для коленного сустава наибольшая динамика отмечается для основной, маховой, амплитуды и ее фазы. По данной амплитуде имеется максимально выраженная асимметрия между паретичной и контралатеральной конечностью, которая сохраняется практически неизменной и после окончания курса лечения. При этом фаза махового сгибания существенно больше на контралатеральной стороне и приближается к норме на паретичной.

Функция голеностопного сустава также асимметрична с преимущественным снижением на стороне пареза с положительной, хотя и не достигающей уровня достоверности динамикой после лечения. При этом достоверных отличий между паретичной и контралатеральной стороной по его окончании

уже нет. Таким образом, ходьба остается медленной, но симметричность ее возрастает.

Анализируемые мышцы не обнаруживают достоверных изменений, кроме икроножной на стороне пареза, активность которой существенно меньше не только по сравнению с нормой, но и контралатеральной конечностью. Однако после курса лечения ЭМГ-активность несколько возрастает, и данная асимметрия теряет достоверность при сохранении статистически значимых отличий от нормы. Что интересно, активность анализируемых мышц, за исключением икроножной, остается в пределах нормы. Очевидно, что в данной группе это был еще и эффект критериев отбора. В том случае, когда для построения БОС использовалась ЭМГ-активность трехглавой мышцы голени [21], то ее не анализировали в качестве переменного параметра исследования, поэтому возможность сравнительного анализа также отсутствует.

Обнаруженные изменения и их динамика могут быть охарактеризованы как компенсаторные, при этом конечность на стороне пареза в тех случаях, когда собственных ресурсов паретичной ноги достаточно, функционирует в режиме, близком к нормальному, что хорошо видно по целому ряду биомеханических параметров. Контралатеральной конечности достается отличная от нормативной количественная и качественная активность, но здоровая сторона вполне способна это перенести. В результате лечения биомеханические параметры ходьбы модифицируются с общим трендом в сторону нормализации. В целом, однако, мы можем отметить только положительную тенденцию, поскольку в раннем восстановительном периоде процесс реабилитации ходьбы только начинается. Полученные результаты показывают, что для рассматриваемого контингента больных общее количество тренировок должно быть больше. Лимит стационарной реабилитации в 3 нед в данном случае является существенным ограничением. Продолжение тренировок после выписки из стационара теоретически возможно в амбулаторном режиме или режиме дневного стационара, но их организация не всегда технически выполнима.

Ограничения исследования

Мы не могли исключить в данном исследовании влияния других факторов, которые также оказывали влияние: другие виды восстановительного лече-

ния, которые нельзя было отменить; собственные занятия отдельных пациентов вне лечебного плана; ряд индивидуальных особенностей, способствующих или противодействующих эффективному восстановлению.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное исследование показало, что целенаправленная БОС-тренировка функции ходьбы по ПО позволяет снижать функциональную асимметрию по данному параметру, а также имеет положительный эффект для других показателей походки.

В настоящее время имеется технологическая возможность использовать различные изолированные параметры ходьбы для построения БОС. Возможности и эффективность их применения для целенаправленной коррекции требуют дальнейшего изучения.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. Д.В. Скворцов — дизайн исследования, поиск и обработка литературы, проведение исследования, обработка данных, написание текста статьи; С.Н. Кауркин — поиск и обработка литературы, проведение исследования, обработка первичных данных, статистическая обработка, написание текста статьи; Г.Е. Иванова — общее руководство, дизайн исследования; Б.Б. Поляев, М.А. Булатова — отбор и обследование больных для исследования, клиническое исследование. Авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи прочли и одобрили финальную версию перед публикацией).

Author contribution. D.V. Skvortsov — research design, literature search and processing, research, data processing, writing the text of the article; S.N. Kaurkin — literature search and processing, research, processing of primary data, statistical processing, writing the text of the article; G.E. Ivanova — general management, study design; B.B. Polyayev, M.A. Bulatova — selection and examination of patients for research, clinical research. The authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

Источник финансирования. Работа выполнена в рамках государственного задания ФМБА России (НИР «Разработка новых технологий медицинской реабилитации у пациентов с поражениями и заболеваниями головного мозга») АААА-А19-119042590030-2.

Funding source. The work was carried out within the framework of the state assignment of the FMBA of Russia (R&D “Development of new technologies for medical rehabilitation in patients with brain lesions and diseases”) АААА-А19-119042590030-2.

Конфликт интересов. Авторы данной статьи подтвердили отсутствие конфликта интересов.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Chamorro-Moriana G, José Moreno A, Sevillano H. Technology-based feedback and its efficacy in improving gait parameters in patients with abnormal gait: a systematic review. *Sensors (Basel)*. 2018;18(1):142. doi: 10.3390/s18010142
2. Gordt K, Gerhardy T, Najafi B, Schwenk M. Effects of wearable sensor-based balance and gait training on balance, gait, and functional performance in healthy and patient populations: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Gerontology*. 2018;64:74–89. doi: 10.1159/000481454
3. Spencer J, Wolf SL, Kesar TM. Biofeedback for post-stroke gait retraining: a review of current evidence and future research directions in the context of emerging technologies. *Front Neurol*. 2021;12:637199. doi: 10.3389/fneur.2021.637199
4. Ma CZ, Zheng YP, Lee WC. Changes in gait and plantar foot loading upon using vibrotactile wearable biofeedback system in patients with stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2018;25(1):20–27.
5. Boudarham J, Roche N, Pradon D, et al. Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients. *PLoS One*. 2013;8(6):e66421. doi: 10.1371/journal.pone.0066421
6. Chantraine F, Filipetti P, Schreiber C, et al. Proposition of a classification of adult patients with hemiparesis in chronic phase. *PLoS One*. 2016;11(6):e0156726. doi: 10.1371/journal.pone.0156726
7. Wang Y, Mukaino M, Ohtsuka K, et al. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *Int J Rehabil Res*. 2020;43(1):69–75. doi: 10.1097/MRR.0000000000000391
8. Schenck C, Kesar TM. Effects of unilateral real-time biofeedback on propulsive forces during gait. *J Neuroeng Rehabil*. 2017;14:52. doi: 10.1186/s12984-017-0252-z
9. Genthe K, Schenck C, Eicholtz S, et al. Effects of real-time gait biofeedback on paretic propulsion and gait biomechanics in individuals post-stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2018;25(3):186–193. doi: 10.1080/10749357.2018.1436384
10. Begg R, Galea MP, James L, et al. Real-time foot clearance biofeedback to assist gait rehabilitation following stroke: a randomized controlled trial protocol. *Trials*. 2019;20:317. doi: 10.1186/s13063-019-3404-6
11. Bowman T, Gervasoni E, Arienti C, et al. Wearable devices for biofeedback rehabilitation: a systematic review and meta-analysis to design application rules and estimate the effectiveness on balance and gait outcomes in neurological diseases. *Sensors (Basel)*. 2021;21(10):3444. doi: 10.3390/s21103444
12. Druzbicki M, Przysada G, Guzik A, et al. The efficacy of gait training using a body weight support treadmill and visual biofeedback in patients with subacute stroke: a randomized controlled trial. *Biomed Res Int*. 2018;2018:3812602. doi: 10.1155/2018/3812602

13. Drużbicki M, Guzik A, Przysada G, et al. Changes in gait symmetry after training on a treadmill with biofeedback in chronic stroke patients: a 6-month follow-up from a randomized controlled trial. *Med Sci Monit.* 2016;22:4859–4868. doi: 10.12659/MSM.898420
14. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical therapy.* 2000;80(9):896–903. doi: 10.1093/ptj/80.9.896
15. Hauser SL, Dawson DM, Leirich JR, et al. Intensive immunosuppression in progressive multiple sclerosis. A randomized, threearm study of high-dose intravenous cyclophosphamide, plasma exchange, and ACTH. *N Engl J Med.* 1983;308(4):173–180.
16. Супонева Н.А., Юсупова Д.Г., Зимин А.А., и др. Валидация шкалы баланса Берга в России // *Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика.* 2021. Т. 13, № 3. Р. 12–18. [Suponeva NA, Yusupova DG, Zimin AA, et al. Validation of the Berg balance scale in Russia. *Neurology, neuropsychiatry, psychosomatics.* 2021; 13(3):12–18. (In Russ).] doi: 10.14412/2074-2711-2021-3-12-18
17. Bohannon RW. Objective measures. *Phys Ther.* 1989;69(7):590–593. doi: 10.1093/ptj/69.7.590
18. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:361–374.
19. Нейрософт. Официальный сайт. Реабилитация ходьбы (тренажер ходьбы с биологической обратной связью Стэдис). Обзор. [Neurosoft. Official website. Walking rehabilitation (walking simulator with biofeedback Stadis). Review. (In Russ).] Режим доступа: https://neurosoft.com/ru/catalog/gait-assessment/steadys_rehabilitation. Дата обращения: 15.10.2021.
20. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. Москва, 2007. 640 с. [Skvortsov DV. Diagnostics of motor pathology by instrumental methods: gait analysis, stabilometry. Moscow; 2007. 640 p. (In Russ).]
21. Jonsdottir J, Cattaneo D, Recalcati M, et al. Task-oriented biofeedback to improve gait in individuals with chronic stroke: motor learning approach. *Neurorehabilitation Neural Repair.* 2010;24:478–485. doi: 10.1177/1545968309355986

ОБ АВТОРАХ

Автор, ответственный за переписку:

Скворцов Дмитрий Владимирович, д.м.н., профессор;
адрес: Российская Федерация, 115682, Москва,
Ореховый бульвар, д. 28;
e-mail: skvortsov.biom@gmail.com;
eLibrary SPIN: 6274-4448;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2794-4912>

Соавторы:

Кауркин Сергей Николаевич, к.м.н.;
e-mail: kaurkins@bk.ru; eLibrary SPIN: 4986-3575;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5232-7740>

Иванова Галина Евгеньевна, д.м.н.;
e-mail: reabilivanova@mail.ru; eLibrary SPIN: 4049-4581

Поляев Борис Борисович, к.м.н.;
e-mail: b.polyaev@gmail.com; eLibrary SPIN: 6714-0595

Булатова Мария Анатольевна, к.м.н.;
e-mail: inface@mail.ru; eLibrary SPIN: 5864-7146;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7510-7107>

AUTHOR'S INFO

The author responsible for the correspondence:

Dmitry V. Skvortsov, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor;
address: Orekhoviy bulvar, 28, Moscow
115682, Russia;
e-mail: skvortsov.biom@gmail.com;
eLibrary SPIN: 6274-4448;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2794-4912>

Co-authors:

Sergey N. Kaurkin, MD, Cand. Sci. (Med.);
e-mail: kaurkins@bk.ru; eLibrary SPIN: 4986-3575;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5232-7740>

Galina E. Ivanova, MD, Dr. Sci. (Med.);
e-mail: reabilivanova@mail.ru; eLibrary SPIN: 4049-4581

Boris B. Polyayev, MD, Cand. Sci. (Med.);
e-mail: b.polyaev@gmail.com; eLibrary SPIN: 6714-0595

Mariya A. Bulatova, MD, Cand. Sci. (Med.);
e-mail: inface@mail.ru; eLibrary SPIN: 5864-7146;
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7510-7107>