

Тренировка с биологической обратной связью по амплитуде коленного сустава у больных ишемическим церебральным инсультом: пилотное исследование

Д.В. Скворцов^{1, 2, 3}, А.Р. Худайгулова², С.Н. Кауркин^{1, 2}, Н.В. Гребенкина², Г.Е. Иванова^{1, 2}

¹ Федеральный центр мозга и нейротехнологий, Москва, Россия;

² Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова, Москва, Россия;

³ Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий, Москва, Россия

АННОТАЦИЯ

Обоснование. Нарушение сгибания коленного сустава паретичной конечности у больных, перенёсших инсульт, является одной из частых проблем при ходьбе. Метод биологической обратной связи (БОС) по кинематике суставов стал доступен для применения относительно недавно, и его возможности требуют исследования.

Цель исследования — определить возможность использования метода БОС для увеличения амплитуды сгибания коленного сустава у больных с гемипарезом в раннем восстановительном периоде после ишемического церебрального инсульта.

Методы. Пациенты основной группы ($n=11$; гемипарез; ранний восстановительный период после ишемического церебрального инсульта) выполняли курс тренировок с БОС по амплитуде сгибания коленного сустава и индивидуальную программу реабилитации. Группа сравнения ($n=11$) с теми же критериями отбора получала только стандартную реабилитацию. Биомеханическое исследование ходьбы и клиническую оценку с помощью шкал выполняли до и после курса лечения. В группу контроля вошли практически здоровые добровольцы ($n=34$).

Результаты. Клиническая оценка по используемым шкалам показала достоверное улучшение ($p < 0,05$) состояния, как и два домена Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья. Функционально наблюдаются общие закономерности, характерные для гемипаретической походки: уменьшение опороспособности паретичной конечности, нарушение реципрокности, асимметрия шага; также наблюдается снижение амплитуды сгибания суставов вследствие относительного удлинения конечности на стороне пареза. Мышечная активность снижена практически во всех группах, особенно в мышцах голени, что отражает уменьшение амплитуды сгибания голеностопного сустава и синдром отвисающей стопы; отсутствие высокоамплитудного сгибания обусловлено слабостью задней группы мышц бедра. Анализ фаз цикла шага в основной группе выявил достоверное снижение ($p < 0,05$) периода опоры на контралатеральной стороне и уменьшение величины суммарного периода двойной опоры. Результатом уменьшения периода опоры на здоровой стороне является снижение нагрузки на неё из-за более равномерной опороспособности обеих конечностей. Результатом эффективности БОС при данном типе тренировки является достоверное увеличение ($p < 0,05$) маховой амплитуды коленного сустава на стороне пареза в период переноса (именно эта амплитуда и была целью БОС-тренировки). В группе сравнения данная амплитуда достоверно не изменилась.

Заключение. БОС-тренировки продолжительностью 20 минут в течение 10 дней способствуют уменьшению асимметрии шага, повышению выносливости и безопасности при ходьбе. Метод БОС является неинвазивным, немедикаментозным способом лечения с минимальными противопоказаниями, что делает его перспективным в реабилитации постинсультных нарушений, в частности восстановлении амплитуды сгибания коленного сустава и улучшении опороспособности паретичной конечности у пациентов в раннем восстановительном периоде после ишемического инсульта.

Ключевые слова: церебральный инсульт; ходьба; гемипарез; биологическая обратная связь; коленный сустав.

Как цитировать:

Скворцов Д.В., Худайгулова А.Р., Кауркин С.Н., Гребенкина Н.В., Иванова Г.Е. Тренировка с биологической обратной связью по амплитуде коленного сустава у больных ишемическим церебральным инсультом: пилотное исследование // Физическая и реабилитационная медицина, медицинская реабилитация. 2025. Т. 7, № 2. С. 109–124. DOI: 10.36425/rehab677150 EDN: QSBBAK

DOI: <https://doi.org/10.36425/rehab677150>

EDN: QSBBAK

Biofeedback Training for Knee Joint Range of Motion in Patients with Ischemic Cerebral Stroke: a Pilot Study

Dmitry V. Skvortsov^{1, 2, 3}, Aliya R. Khudaigulova², Sergey N. Kaurkin^{1, 2}, Natalya V. Grebenkina², Galina E. Ivanova^{1, 2}

¹ Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies, Moscow, Russia;

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

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

ABSTRACT

BACKGROUND: After a stroke, patients often have impaired knee flexion of the paretic limb, which is one of the most common issues affecting walking ability. Biofeedback on joint kinematics is a relatively new technology that requires further research to understand its capabilities.

AIM: The study aimed to evaluate the potential of using biofeedback to improve knee flexion range of motion in patients with hemiparesis during the early recovery period after ischemic cerebral stroke.

METHODS: The main group of patients ($n = 11$; hemiparesis; early recovery period after ischemic cerebral stroke) completed a biofeedback training program for knee flexion range of motion, as well as a personalized rehabilitation program. The comparison group ($n = 11$) had the same selection criteria but received only standard rehabilitation. A biomechanical gait evaluation and clinical evaluation using various scales were performed before and after treatment. The control group included practically healthy volunteers ($n = 34$).

RESULTS: A clinical evaluation using the scales showed significant improvement ($p < 0.05$), as did two domains of the International Classification of Functioning, Disability, and Health. General functional patterns typical of hemiparetic gait were observed: decreased ability to support weight on the paretic limb, impaired reciprocity, and step-to-step asymmetry. In addition, a decrease in joint flexion range of motion was observed due to the paretic limb becoming relatively longer. Muscle activity decreased in nearly all muscle groups, particularly the calf muscles. This decrease reflected a reduction in ankle flexion range of motion and a condition known as drop foot. The absence of high-amplitude flexion was due to the weakness of the posterior thigh muscles. Analysis of step cycle phases in the main group revealed significant decreases ($p < 0.05$) in the contralateral support and total double support phases. Reduced support on the healthy side led to a decreased load because both limbs provide more uniform support. This type of biofeedback training significantly increased ($p < 0.05$) the swing range of motion of the paretic knee during weight transfer. This range of motion was the target of biofeedback training. The comparison group showed no significant change in the range of motion.

CONCLUSION: Biofeedback training lasting 20 minutes for 10 days helps to reduce step asymmetry, increase endurance, and improve safety when walking. Biofeedback training is a promising noninvasive, non-drug treatment option for poststroke disorders. It has minimal contraindications and can be used to restore knee joint flexion range of motion and improve the support capacity of the paretic limb in patients during the early recovery period after ischemic stroke.

Keywords: cerebral stroke; gait; hemiparesis; biofeedback; knee joint.

To cite this article:

Skvortsov DV, Khudaigulova AR, Kaurkin SN, Grebenkina NV, Ivanova GE. Biofeedback Training for Knee Joint Range of Motion in Patients with Ischemic Cerebral Stroke: a Pilot Study. *Physical and rehabilitation medicine, medical rehabilitation*. 2025;7(2):109–124. DOI: 10.36425/rehab677150 EDN: QSBBAK

Список сокращений

БОС — биологическая обратная связь

МКФ — Международная классификация функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья

Клинические шкалы

ШРМ — шкала реабилитационной маршрутизации

BBS (Berg Balance Scale) — шкала баланса Берг

BI (Barthel Index) — шкала Бартел

DGI (Dynamic Gait Index) — динамический индекс ходьбы

HAI (Hauser Ambulation Index) — индекс ходьбы Хаузера

10 Meter Walk Test (10MWT) — тест 10-метровой ходьбы

MRC (Medical Research Council Weakness Scale) — шкала оценки мышечной силы в нижних конечностях

mRS (Modified Rankin Scale) — модифицированная шкала Рэнкина

RMI (Rivermead Mobility Index) — индекс мобильности Ривермид

TUG (Timed Up and Go Test) — тест «Встань и иди»

Пространственно-временные параметры

ВПС — высота подъема стопы, см

ДО — суммарный период двойной опоры

ПО — период опоры

ПОО — период одиночной опоры

ПДО — период двойной опоры

НВДО — начало второй двойной опоры

ЦШ — цикл шага

V (лат. *velocitas*) — скорость ходьбы, км/ч

Кинематические параметры

Га0 — начальная амплитуда голеностопного сустава

Га1 — амплитуда первого разгибания голеностопного сустава

Га2 — амплитуда первого сгибания голеностопного сустава

Га3 — амплитуда второго разгибания голеностопного сустава

Га4 — амплитуда второго сгибания голеностопного сустава

Ка1 — амплитуда первого сгибания коленного сустава

Ка2 — амплитуда первого разгибания коленного сустава

Ка3 — амплитуда второго сгибания коленного сустава

Та1 — амплитуда сгибания тазобедренного сустава в начале ходьбы

Та2 — полное разгибание тазобедренного сустава в конце периода опоры

Та3 — сгибание тазобедренного сустава в период переноса

Параметры мышц

ЭМГ — электромиография

TibA1 и TibA2 — первая и вторая амплитуды *m. tibialis anterior* (передняя большеберцовая мышца)

TriA — максимальная амплитуда *m. triceps surae* (трёхглавая мышца голени)

QfA1 и QfA2 — первая и вторая амплитуды *m. quadriceps femoris* (четырёхглавая мышца бедра)

HmA — максимальная амплитуда *m. hamstring* (задняя группа мышц бедра)

ОБОСНОВАНИЕ

Инсульт остаётся одной из главных причин инвалидности в мире. Больше половины людей, перенёсших инсульт, умирают. Выжившие, как правило, имеют стойкие нарушения, появившиеся в результате поражения головного мозга [1]. Существующие методы восстановления имеют доказанную эффективность. Продолжаются поиски различных способов для минимизации осложнений инсульта, в том числе и в отношении двигательных нарушений.

Типичный для последствий инсульта синдром Вернике–Манна, формирующийся при центральном гемипарезе, развивается у 80% пациентов, перенёсших инсульт [2], стереотип ходьбы при этом характеризуется рядом симптомов, компенсацией относительного удлинения

нижней конечности. У таких больных возникает потребность в посторонней помощи, дополнительных средствах опоры и ортезах; возрастает риск падения [3]. Одним из вариантов нарушения (до 75%) является снижение амплитуды сгибания коленного сустава [4], при котором малая амплитуда ограничивает и делает невозможным нормальное осуществление переноса конечности вперёд: пациенту проще перенести прямую ногу по дуге через сторону, отводя здоровую ногу в тазобедренном суставе в период опоры. Дополнительно ситуацию может ухудшить переразгибание колена в момент опоры (встречается у 68% больных) [5]. Причиной такой патологии является слабость и недостаточность функции четырёхглавой мышцы бедра, в результате чего коленный сустав не может быть активно замкнут её напряжением. Коленный сустав становится не подкосоустойчивым,

и пациент находит единственную для него (без посторонней помощи) возможность — замкнуть сустав пассивно связочным аппаратом в положении полного разгибания [6]. Таким образом, нагрузка на паретичную конечность приобретает явно патологический характер.

В арсенале реабилитологов достаточно много способов для восстановления функции ходьбы, в том числе для улучшения сгибания коленного сустава при центральном гемипарезе. Помимо фармакологического (инъекции ботулотоксина, лидокаина в спазмированные мышцы) и хирургического (перемещение сухожилия прямой мышцы бедра поражённой стороны на медиальные сгибатели колена) лечения [7], широко применяются немедикаментозные способы реабилитации, такие как использование различных видов экзоскелета [8, 9], функциональная электростимуляция [10], физические упражнения с применением механотерапии [11] и проприоцептивные тренировки с помощью различных технологий [12, 13]; для профилактики пассивного замыкания коленного сустава и его дальнейшего разрушения активно используются ортезы [14, 15], в том числе с устанавливаемой амплитудой сгибания. Каждый из этих методов в разной степени доказывает свою эффективность, однако некоторые авторы отдают предпочтение, например, тренировке проприоцепции, в том числе с применением биологической обратной связи (БОС) [16].

БОС может быть применена и как самостоятельный метод, однако в силу технической сложности проведения таких исследований и анализа данных число таких работ в доступной литературе ограничено. Результаты исследования 1983 года свидетельствуют, что переобучение ходьбе с электрогониометрической обратной связью при помощи звукового сигнала способствовало уменьшению гиперэкстензии паретического колена [17]. Похожим способом в 1992 году удалось выявить достоверное улучшение по сравнению с результатами контрольной группы, в которой также использовалась слуховая обратная связь [18]. Долгосрочный эффект при таком способе использования электрогониометрической обратной связи был обнаружен исследователями в 1989 году, и положительный результат удалось сберечь в течение одного года [19]. В 1996 году Е. Ceceli и соавт. [20] предоставили данные, полученные при повторной диагностике через 6 месяцев, демонстрирующие сохранение полученного эффекта от обратной связи по сравнению с результатами контрольной группы.

Вероятно, технологии БОС могут быть эффективными как самостоятельно, так и в комбинации с традиционными способами реабилитации. Такой способ переобучения ходьбе достаточно безопасен и практически не имеет противопоказаний при адекватном понимании и правильном выполнении заданий. Приведённые экспериментальные работы не были продолжены по причине

отсутствия доступного оборудования для целенаправленной БОС-тренировки с использованием параметра амплитуды коленного сустава. В последние 5 лет такое оборудование стало производиться серийно, однако технология применения и эффективность метода остаются по-прежнему малоизученными.

Цель исследования — определить возможность использования метода биологической обратной связи для целенаправленного увеличения амплитуды сгибания коленного сустава у больных с гемипарезом в раннем восстановительном периоде после ишемического церебрального инсульта.

МЕТОДЫ

Дизайн исследования

Экспериментальное нерандомизированное интервенционное продольное пилотное исследование.

Критерии соответствия

Критерии включения: пациенты с гемипарезом в раннем восстановительном периоде (1–6 месяцев) после впервые возникшего ишемического инсульта; возраст до 75 лет; функциональная готовность к вертикализации; адекватная реакция на пробу с ортостазом; самостоятельная ходьба (возможно использование дополнительных средств опоры); 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; отсутствие декомпенсированной соматической патологии, ишемических изменений на электрокардиограмме, сердечной недостаточности (II класс и выше по Killip); отсутствие заболеваний центральной и периферической нервной системы, помимо инсульта, сопровождаемых 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: систематическая 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 в процессе реабилитации.

Условия проведения

Исследование выполнено в лаборатории биомеханики Научно-исследовательского центра медицинской реабилитации ФГБУ «Федеральный центр мозга и нейротехнологий» Федерального медико-биологического агентства России.

Продолжительность исследования

Исследование проводилось в период с мая по ноябрь 2024 года.

Описание медицинского вмешательства

В исследование включены 11 пациентов, которым был проведён курс БОС-тренировки для увеличения амплитуды сгибания в коленном суставе в раннем восстановительном периоде после полушарного церебрального инсульта в бассейне средней мозговой артерии.

Используемые клинические шкалы. Шкалы, определяющие возможности самообслуживания: шкала Бартел для оценки уровня повседневной активности пациента для решения вопроса о его нуждаемости в уходе (Barthel Index, BI; F.I. Mahoney, 1965), индекс мобильности Ривермид для оценки ходьбы и подвижности пациента (Rivermead Mobility Index, RMI; C.L. Hsieh, 2000). Шкалы, ответственные за тяжесть состояния и маршрутизацию пациентов после инсульта: модифицированная шкала Рэнкина (Modified Rankin Scale, mRS; J.C. van Swieten, 1988), шкала реабилитационной маршрутизации (ШРМ; А.А. Белкин, 2021). Клинические шкалы, оценивающие ходьбу: тест «Встань и иди» (Timed Up and Go Test, TUG; P. Peggy, 2017), индекс ходьбы Хаузера (Hauser Ambulation Index, HAI; S.L. Hauser, 1983), тест 10-метровой ходьбы (10 Meter Walk Test, 10MWT; M.J. Watson, 2002), а также шкала баланса Берг, диагностирующая равновесие пациента (Berg Balance Scale, BBS; K. Miyata, 2022). Использовалась также шкала, оценивающая мышечную силу в нижних конечностях (Medical Research Council Weakness Scale, MRC; T. Paternostro-Sluga, 2008).

Методика оценки функции ходьбы. Для объективной диагностики ходьбы выполнялись два биомеханических исследования: первое — до выполнения реабилитационных мероприятий, второе — после курса БОС-тренировок и лечения. Оценка проводилась с помощью комплекса «Стэдис» (Нейрософт, Иваново). Использовали комплект (7 единиц) инерционных сенсоров «Нейросенс», которые с помощью эластичных лент крепили на область крестца, верхнюю треть бедра и нижнюю треть голени с наружных сторон, тыла обеих стоп.

С помощью имеющихся на сенсорах каналов возможна регистрация электромиографического сигнала (ЭМГ-сигнал) с крупных мышечных групп нижних конечностей. Регистрировали электрическую активность мышц бедра: суммарную активность четырёхглавой мышцы бедра, суммарную активность двуглавой и полусухожильной мышцы, мышц голени — передней большеберцовой мышцы и суммарную активность наружной и внутренней головок трёхглавой. Использовали одноразовые поверхностные электроды Mederen (Китай).

После прикрепления всех сенсоров и электродов пациент принимал нейтральное положение для калибровки: положение стоя прямо, стопы на ширине плеч, руки

выпрямлены вдоль тела, тазобедренные и коленные суставы выпрямлены, взгляд прямо перед собой. Регистрацию биомеханических параметров производили во время ходьбы пациента на дистанции 10 м в произвольном темпе, который разворачивался каждый раз в конце и снова продолжал движение.

Согласно базовым установкам программы, шаги с неустановившимися параметрами (разгон и торможение) программное обеспечение автоматически отбрасывает. Остальные циклы шага калькулируются. Регистрация завершается при достижении 40 циклов шага по каждой ноге. Программное обеспечение при помощи нейросети определяло цикл шага (ЦШ) для каждой ноги и в соответствии с ними рассчитывало остальные показатели ходьбы. Для последующего анализа были выбраны следующие биомеханические параметры: временные — длительность ЦШ в секундах. Отдельные временные периоды ЦШ измеряли в процентах от ЦШ: период опоры (ПО), период одиночной опоры (ПОО), суммарный период двойной опоры (ДО) и параметр начала ЦШ другой ноги (начало второй двойной опоры, НВДО); пространственные: высота подъёма стопы (ВПС, в см) и скорость ходьбы (V, км/ч).

Кинематические параметры регистрировали для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагитальной плоскости (сгибание-разгибание) с построением гониограммы за ЦШ с последующим определением следующих показателей: тазобедренный сустав оценивался по амплитуде в начале ходьбы (Ta1), полного разгибания (Ta2) и сгибания в период переноса (Ta3). Параметры коленного сустава включали амплитуду первого сгибания (Ka1), первого разгибания (Ka2) и второго сгибания (Ka3). Голеностопный сустав оценивался по амплитуде первого разгибания (Ga1), первого сгибания (Ga2), второго разгибания (Ga3) и второго сгибания (Ga4). На рис. 1 представлены основные амплитуды в зависимости от ЦШ для вышеперечисленных суставов.

Биоэлектрическую активность мышц исследовали по максимальным амплитудам в милливольт (мВ). *Musculus tibialis anterior* (передняя большеберцовая мышца) имела два пика биоэлектрической активности (TibA1 и TibA2). Профиль *m. triceps surae* (трёхглавая мышца голени) представлен одним пиком активности (TriA). Активность *m. quadriceps femoris* (четырёхглавая мышца бедра) определяется двумя пиками (QfA1 и QfA2). У группы *m. hamstring* (задняя группа мышц бедра) имеется один пик (HmA). Наглядно профили биоэлектрической активности мышц в зависимости от ЦШ продемонстрированы на рис. 2.

Методика БОС-тренировки. На базе комплекса «Стэдис» возможно проведение БОС-тренировки с установлением конкретного целевого параметра. В данном случае таким параметром была определена амплитуда сгибания коленного сустава. В начале каждой тренировочной сессии производили оценку гониограммы

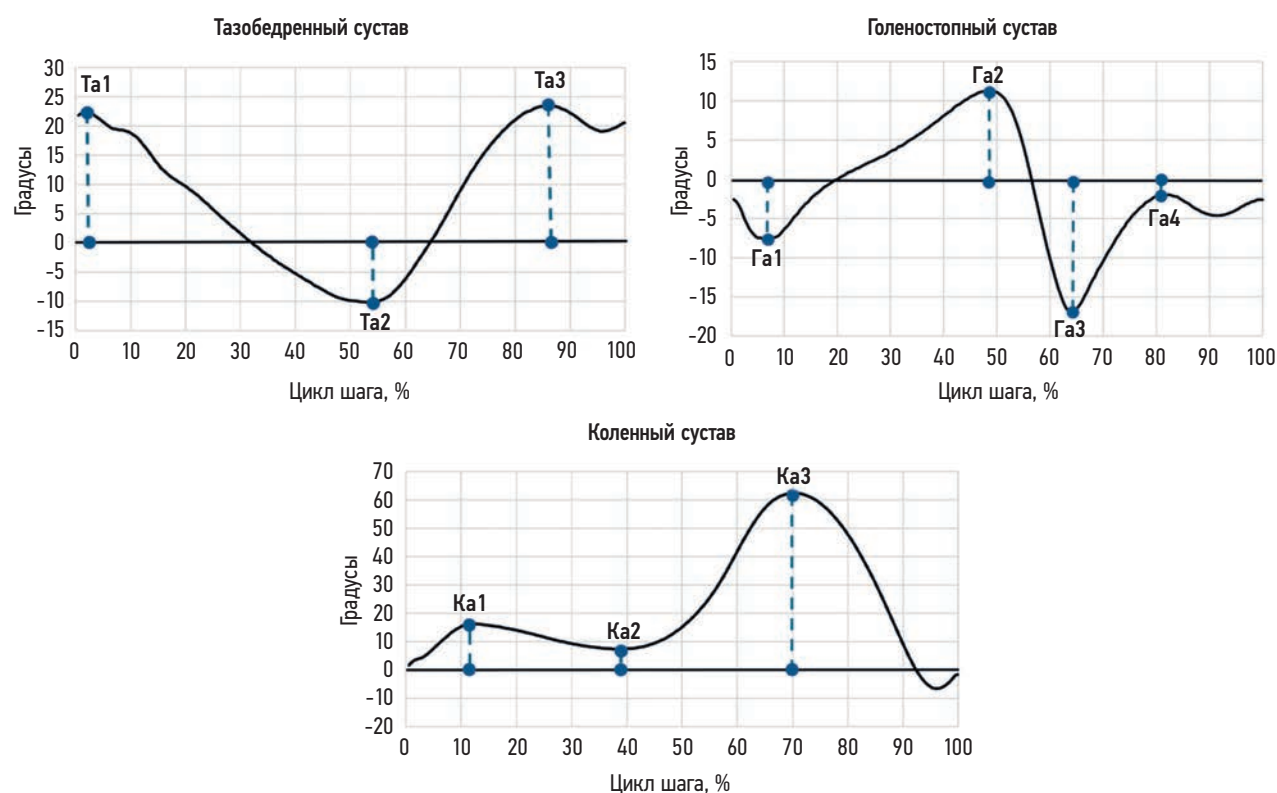


Рис. 1. Основные амплитуды тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, анализируемые в работе (гониограммы движений суставов в цикле шага и обозначения амплитуд).

Fig. 1. Key amplitudes of the hip, knee, and ankle joints analyzed in the study. The goniograms of joint movements during the gait cycle are presented, along with the corresponding amplitude notations.

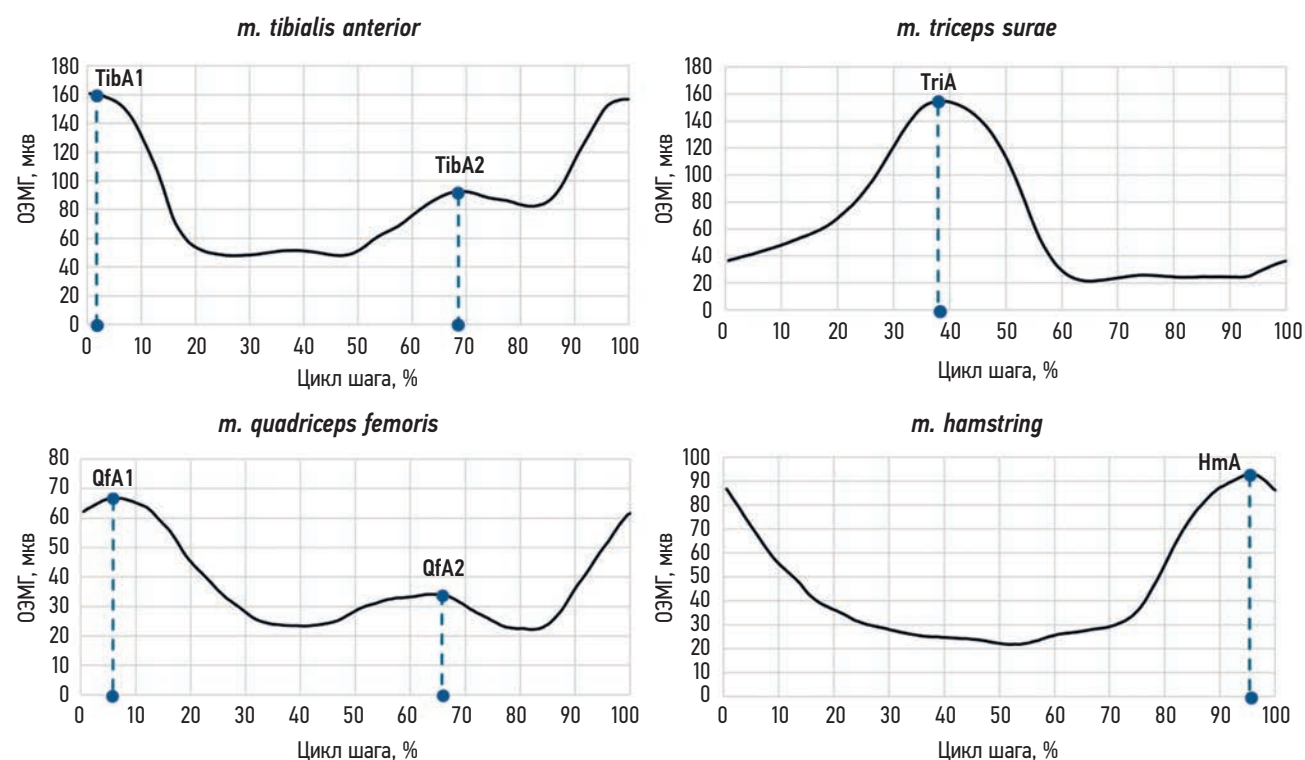


Рис. 2. Профили биоэлектрической активности мышц в цикле шага и основные анализируемые амплитуды. ОЭМГ — огибающая электромиография.

Fig. 2. Profiles of muscle bioelectrical activity in the gait cycle and the main analyzed amplitudes. ОЭМГ, envelope electromyography.

коленных суставов с помощью пяти инерционных сенсоров, закреплённых с помощью эластичных лент на уровне латеральных лодыжек голени, верхней трети бедра и крестца. Для этого пациента устанавливали на беговой дорожке (Runner RHC500, Air Machine, Италия), подбирали ему комфортный режим скорости и начинали двухминутную биомеханическую оценку. По окончании диагностики выводился протокол с пространственно-временными параметрами ходьбы с отметками параметров, выходящих за пределы нормы и гониограммами коленных суставов.

Далее выбирали тренируемый параметр — амплитуду коленного сустава. По желанию пациента определялась виртуальная среда, и начиналась процедура БОС-тренировки (рис. 3). На мониторе перед пациентом транслируется виртуальная среда с двумя столбиками, каждый из которых отображает выбранный параметр с левой и правой нижней конечности. Задаётся видимый диапазон, выход за пределы которого выявляется программой как ошибочный. Это затрудняет продвижение пациента по виртуальной среде, тем самым являясь подсказкой для правильного выполнения заданий. Автоматический алгоритм тренировки настроен таким образом,

что при успешном выполнении диапазон изменений корректируется в сторону большей симметрии параметров. Диапазон выбранного параметра выставлялся автоматически, но при необходимости границы можно было отрегулировать вручную.

Важный момент — ни одному из пациентов не объясняли, что выполнение задания требует увеличения сгибания в коленном суставе.

Количество занятий в группе составило $10,8 \pm 5$ тренировок (от 4 до 22 сеансов). Длительность тренировки во многом зависела от текущего состояния пациента на момент её проведения. Решение о завершении каждой сессии определялось появлением признаков усталости (вегетативной симптоматики, одышки); частые ошибки при выполнении задания и невозможность их исправления являлись сигналами к завершению сеанса. Биомеханические признаки утомляемости выражались возрастанием асимметрии тренируемого параметра и снижением амплитуды сгибания коленных суставов. Для более точного наблюдения оператор мог видеть мгновенные значения основных биомеханических параметров. В среднем длительность тренировки составила $19,7 \pm 6,7$ (от 9 до 29,5) минуты.

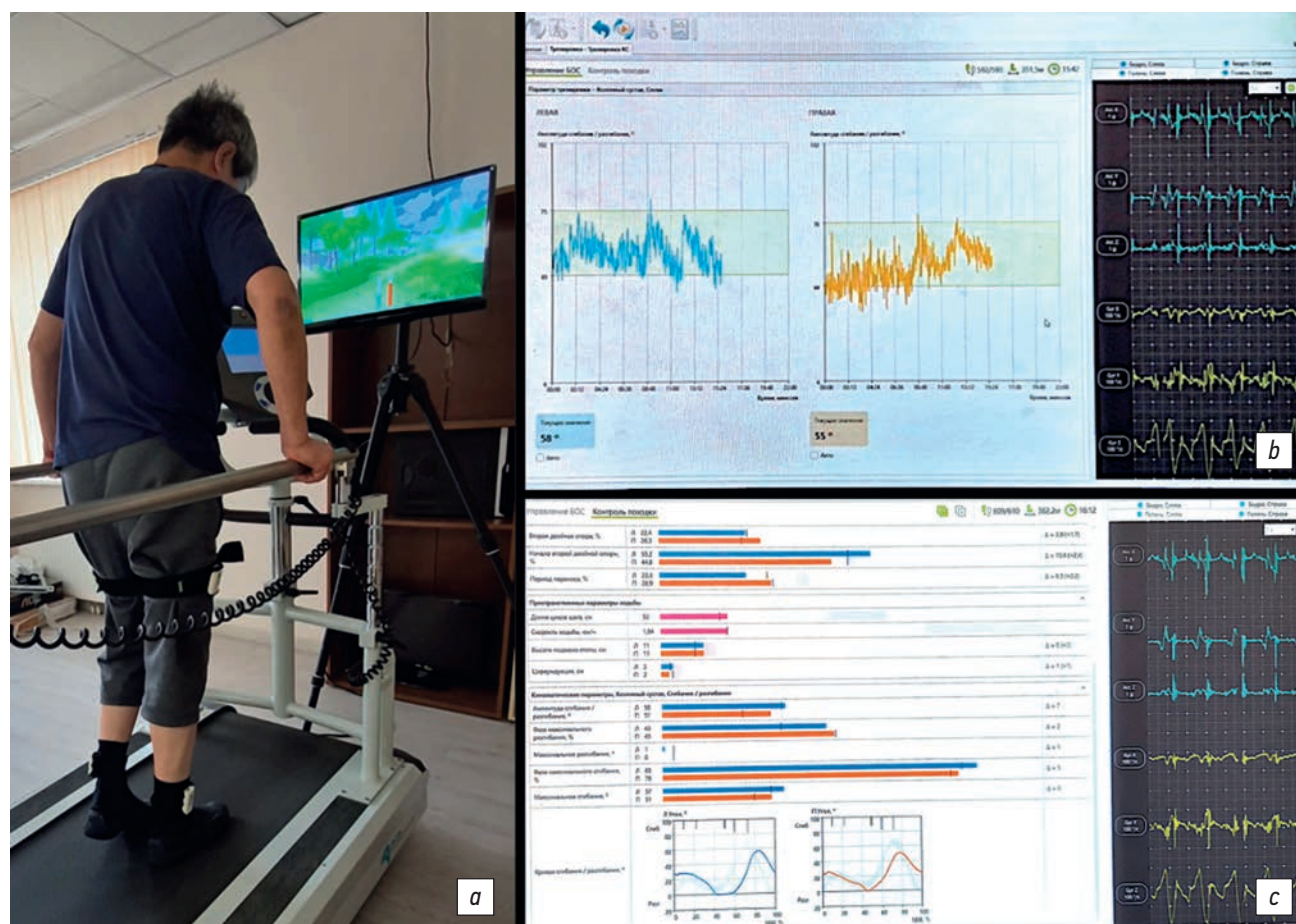


Рис. 3. БОС-тренировка: фото пациента во время тренировки (а); экран оператора, где отображаются графики изменения целевого параметра (b); мгновенные значения параметров ходьбы и гониограммы коленного сустава в реальном времени (с).

Fig. 3. Biofeedback training: photo of the patient during the training (a); the operator's screen displays graphs illustrating the changes in the target parameter (b); real-time instantaneous values of walking parameters and knee joint goniograms are presented (c).

Скорость ходьбы пациентов на тренировке изменялась согласно субъективным ощущениям пациентов и критериям безопасности проведения тренировки. Средняя скорость ходьбы пациентов составила $0,9 \pm 0,3$ км/ч (от 0,71 до 1,52).

Статистический анализ

Анализ полученных результатов проводили с использованием программного обеспечения Statistica 12.0. Верификацию возможного нормального распределения количественных параметров проводили с помощью критерия Шапиро–Уилка, показавшего, что распределение было отличным от нормального ($p < 0,05$). Данные представлены в виде значений медиан и квартилей 25% и 75%. Для внутригруппового сравнения полученных параметров использовали критерий Вилкоксона, для межгруппового сравнения — U-критерий Манна–Уитни. Статистически значимым считали значение $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Объекты (участники) исследования

Характеристика основной, сравнительной и контрольной групп представлена в табл. 1. Основная ($n=11$) и сравнительная ($n=11$) группы включали пациентов с гемипарезом в раннем восстановительном периоде после впервые возникшего полушарного ишемического инсульта. Основная группа имеет достоверное отличие от группы сравнения только по возрасту ($p < 0,05$).

Группа контроля ($n=34$) состояла из практически здоровых лиц, не имеющих в анамнезе неврологического дефицита и заболеваний опорно-двигательного аппарата.

Основные результаты исследования

Результаты исследования динамики состояния по шкалам, оценивающим функцию ходьбы, представлены в табл. 2. После проведённого лечения наблюдалось

Таблица 1. Характеристика исследуемых групп

Table 1. Characteristics of the study groups

Параметр	Группа		
	Основная, $n=11$	Сравнения, $n=11$	Контроль, $n=34$
Пол:			
• мужской	8	9	18
• женский	3	2	16
Возраст, лет	44 [44; 57]*	59 [55; 62]	26 [24; 31]
Рост, м	1,72 [1,65; 1,85]	1,77 [1,72; 1,85]	1,72 [1,62; 1,74]
Масса тела, кг	75 [67; 90]	80 [71; 87]	59 [53; 67]
Полушарие:			
• правое	7	7	-
• левое	4	4	-
Число дней после инсульта	82 [43; 122]	76 [30; 105]	-

Примечание. * — достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же показателем в группе сравнения.

Note. * Significant with $p < 0.05$ compared with the value in the comparison group.

Таблица 2. Оценка по шкалам, оценивающим функцию ходьбы

Table 2. Score by gait assessment scales

Шкалы	Группа			
	Основная		Сравнения	
	до	после	до	после
Динамический индекс ходьбы (DGI)	11 [10; 17]	16 [13; 21]*	16 [14; 17]	19 [18; 20]*
Индекс Хаузера (HAI)	4 [3; 5]	3 [3; 4]*	4 [3; 4]	3 [3; 4]*
Встань и иди (TUG), сек	25 [15; 34]	20 [12; 30]*	32 [25; 36]	25 [19; 30]*
Тест 10-метровой ходьбы (10MWT), м/с	0,7 [0,43; 0,85]	0,87 [0,75; 1]*	0,75 [0,7; 0,8]	0,9 [0,85; 1]*

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

Note. * $p < 0.05$ compared with the pre-treatment value.

достоверное улучшение по всем используемым шкалам в обеих группах, при этом в точке до лечения и после лечения основная группа и группа сравнения не имели достоверных отличий ни по одному из параметров ($p > 0,05$).

Данные исследования динамики по шкале MRC и показатели реабилитационного диагноза в категориях Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья (МКФ), оценивающих функцию ходьбы, представлены в табл. 3: между основной и сравнительной группами в точке до лечения и после лечения достоверные изменения отсутствуют ($p > 0,05$). Домены МКФ демонстрируют уменьшение активности проблем. Достоверное улучшение наблюдается в доменах d4500 (ходьба на короткие расстояния) и b770 (функция стереотипа походки) обеих групп.

Итоги анализа пространственно-временных и фазовых параметров ходьбы представлены в табл. 4. Первичное исследование данных основной группы обнаружило следующие изменения: при внутригрупповом сравнении на паретичной стороне выявлены снижение высоты подъёма стопы, более короткий ПО, более раннее начало ПОО и НВДО по сравнению с такими же показателями на контралатеральной стороне. При межгрупповом сравнении паретичной стороны с группой контроля выявлены увеличение ЦШ и ДО, более ранние ПОО и НВДО, снижение клиренса стопы. На контралатеральной стороне наблюдались удлинение ЦШ и ДО, продолжительный ПО и более позднее НВДО при анализе со значениями контрольной группы. По сравнению с группой контроля скорость пациентов была значительно ниже. Динамика

состояния основной группы в результате проведённого курса тренировок с БОС включала нижеперечисленные изменения: при внутригрупповом сравнении на паретичной конечности обнаружено укорочение ДО, снижение высоты подъёма стопы, более короткий ПО, более раннее начало ПОО и НВДО по сравнению с такими же данными на противоположной стороне. Сравнение с группой контроля выявило удлинение ЦШ и ДО, более ранние ПОО и НВДО, снижение клиренса стопы. На контралатеральной стороне выявлено снижение ПО и укорочение ДО после завершения занятий с БОС. При межгрупповом сравнении выявлены удлинение ЦШ и ДО, продолжительный ПО и более позднее НВДО контралатеральной стороны по сравнению с контрольной группой. Скорость пациентов остаётся низкой. При внутригрупповом анализе данных сравнительной группы обнаружено удлинение фазы ДО на паретичной стороне и её укорочение на противоположной стороне, а также увеличение скорости ходьбы после курса реабилитации ($p < 0,05$). При межгрупповой оценке параметров группы сравнения, полученных при первичной и заключительной диагностике, с аналогичными параметрами группы здоровых испытуемых выявлены следующие статистически значимые отличия: удлинение ЦШ на обеих сторонах в группе пациентов, увеличение ПО на контралатеральной стороне, увеличение ПОО на паретичной стороне, удлинение ПДО на обеих сторонах, более раннее НВДО на паретичной стороне и более позднее НВДО на противоположной стороне, снижение высоты подъёма стопы на паретичной стороне, а также значимое снижение скорости ходьбы

Таблица 3. Шкала MRC и домены Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья

Table 3. Medical Research Council Scale and Domains of the International Classification of Functioning, Disability and Health

Параметры	Группа			
	Основная		Сравнения	
	до	после	до	после
<i>Группа мышц</i>				
Тазобедренный, сгибатели	3 [3; 4]	3 [3; 4]	3 [3; 3,5]	3 [3; 4]
Тазобедренный, разгибатели	3 [3; 4]	3 [3; 4]	3 [3; 3,5]	3 [3; 4]
Коленный, сгибатели	3 [2; 4]	3 [2,5; 4]	3 [3; 3,5]	3 [3; 4]
Коленный, разгибатели	3 [2; 4]	3 [2,5; 4]	3 [3; 3,5]	3 [3; 4]
Голенистоопный, тыльные сгибатели	2 [2; 3]	2 [2; 3]	3 [2; 3]	3 [2; 3,5]
Голенистоопный, подошвенные сгибатели	2 [2; 3]	2 [2; 3]	3 [2; 3]	3 [2; 3,5]
<i>Домены Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья</i>				
b770 функция стереотипа походки	2 [2; 3]	2 [1; 2]*	2 [2; 3]	1 [1; 2]*
d4551 преодоление препятствий	2 [2; 2]	2 [1; 1]	2 [1; 2]	1 [1; 2]
d4500 ходьба на короткие расстояния	2 [2; 2]	1 [1; 1]*	2 [1; 2]	1 [0; 1]*
d4501 ходьба на дальние расстояния	3 [2; 3]	2 [2; 3]	2,5 [2; 3]	1,5 [0,8; 2]

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

Note. * $p < 0.05$ compared with the pre-treatment value.

Таблица 4. Пространственно-временные параметры и фазы ходьбы

Table 4. Spatial and temporal parameters and stages of walking

Параметры ходьбы	Группа					Контроль
	Основная		Сравнения			
	Конечность (до/после)					
	П	К	П	К		
ЦШ	1,5 [1,4; 2,1]# / 1,6 [1,3; 2,1]#	1,5 [1,4; 2,2]# / 1,6 [1,3; 2,1]#	1,6 [1,5; 2]# / 1,5 [1,4; 2]#	1,6 [1,4; 1,9]# / 1,5 [1,4; 2]#	1,1 [1,1; 1,2]	
ВПС	10 [7; 11]#\$ / 11 [7; 14]#\$	14 [10; 15] / 12 [11; 15]	8 [7; 12]# / 9 [7; 12]#	13 [11; 15] / 14 [11; 14]	13,5 [12; 15]	
V	1,8 [0,8; 2,9]# / 2 [0,9; 3,4]#		1,7 [1,2; 2,5]# / 2,2 [1,3; 2,4]*#		4,3 [4,1; 4,5]	
ПО	65,5 [60,4; 73,6]# / 64,9 [59,9; 67,5]#	75,4 [70,8; 83,3]# / 73,6 [67,7; 80,3]*#	63,3 [60,8; 64,5] / 62,1 [59,9; 65]	74,2 [69,1; 78]# / 71,8 [67,9; 78,2]#	63,1 [62,4; 64,4]	
ПОО	24,9 [16,4; 28,8]#\$ / 27,9 [18,9; 31,4]#\$	35 [26,9; 39,1] / 36,6 [32,6; 39,6]	26,3 [22,2; 31,2]# / 27,6 [21,5; 31,7]#	36,9 [35,9; 39,5] / 37,8 [35,2; 39,7]	36,9 [35,6; 37,9]	
ДО	41,2 [30,4; 51,4]# / 36,8 [29,7; 44,6]*#	41 [30,3; 53,5]# / 37,3 [29,3; 45,3]*#	34,5 [30,6; 43]# / 35 [27,6; 40,8]*#	34,8 [30,7; 42,8]# / 34,4 [28,2; 41,4]*#	26,1 [24,6; 28,1]	
НВДО	43,9 [38; 44,6]#\$ / 44,8 [39,1; 48,2]#\$	57,1 [53,6; 63,1]# / 56,7 [50,7; 61,5]#	41,6 [40,8; 45,8]# / 42,8 [40; 45,6]#	57,1 [53,5; 60]# / 56,4 [54,1; 60,1]#	49,9 [49,6; 50,3]	

Примечание. * — $p < 0,05$ по сравнению с таким же показателем до лечения; # — достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же значением в группе контроля; \$ — достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны. П — паретичная; К — контралатеральная; ЦШ — цикл шага; ВПС — высота подъёма стопы; V — скорость ходьбы; ПО — период опоры; ПОО — период одиночной опоры; ДО — суммарный период двойной опоры; НВДО — начало второй двойной опоры.

Note. *, $p < 0.05$ compared with the pre-treatment value; #, significant with a probability of $p < 0.05$ compared with the value in the control group; \$, significant with a probability of $p < 0.05$ compared with the same value on the contralateral side; П, parietic; К, contralateral; ЦШ, step cycle; ВПС, heel-rise height; V, walking speed; ПО, support phase; ПОО, single support phase; ДО, total double support phase; НВДО, second double-limb support phase.

в группе пациентов относительно группы контроля. Кинематические параметры для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов представлены в табл. 5.

При первичном биомеханическом исследовании основной группы выявлены следующие статистически значимые различия кинематических параметров: Та1, Та2, Та3 и Ка3 паретичной стороны снижены по сравнению с аналогичными данными контралатеральной стороны. При межгрупповом сравнении с группой контроля до БОС-терапии установлено снижение Та1, Та2, Та3, Ка3, Га1, Га3 и увеличение Га4 паретичной конечности по сравнению с контрольной группой. На контралатеральной стороне такое же сравнение выявило снижение Та2, Га1, Га3 и увеличение Та3 и Га4. Выходная диагностика основной группы выявила следующие изменения кинематических параметров: по результатам внутригруппового сравнения после лечения отмечается увеличение Ка3, Га1, Га3 паретичной стороны. Параметры Та1, Та3 и Ка3 паретичной стороны остаются сниженными по сравнению с аналогичными данными противоположной стороны после реабилитации. При анализе данных паретичной стороны и значений группы контроля после занятий с БОС обнаружено снижение Та1, Та2, Та3, Ка3 и Га3 и увеличение Га4. Отмечено увеличение Га3 и Га4 контралатеральной стороны после курса занятий с БОС. Сравнение результатов контралатеральной стороны и группы контроля выявило снижение Та2 и увеличение Га4. При анализе данных группы сравнения после лечения выходная диагностика

демонстрировала увеличение Та2 и Га3 на контралатеральной стороне. Межгрупповое сравнение данных групп сравнения и контроля до курса реабилитации выявило следующие изменения: в тазобедренном суставе снижение Та1 на паретичной стороне, снижение Та2 на обеих сторонах, сниженное Та3 на паретичной и увеличенное Та3 на контралатеральной стороне. В коленном суставе сниженное Ка1, Ка2 и Ка3 на паретичной стороне. В голеностопном суставе сниженное Га3 и увеличенное Га4 с обеих сторон. Оценка тех же параметров группы сравнения, полученных при заключительном исследовании, с аналогичными параметрами группы контроля обнаружила следующие статистически значимые изменения: в тазобедренном суставе снижение Та1 на паретичной стороне, сниженное Та2 с обеих сторон, сниженное Та3 на паретичной стороне и увеличенное Та3 на контралатеральной стороне; в коленном суставе сниженные Ка1, Ка2 и Ка3 на паретичной стороне; в голеностопном суставе увеличение Га1 на паретичной стороне, снижение Га2 на паретичной стороне, уменьшение Га3 и увеличение Га4 с обеих сторон.

Увеличения маховой амплитуды Ка3 на паретичной стороне в группе сравнения не произошло ($p > 0,05$). Межгрупповое сравнение данных групп пациентов (основная и сравнения) выявило увеличение Ка1 и Ка2 паретичной стороны в основной группе после лечения.

ЗМГ-активность исследуемых мышц представлена в табл. 6. Биоэлектрическая активность мышц пациентов

Таблица 5. Параметры амплитуды движения суставов

Table 5. Parameters of joint range of motion

Сустав	Группа				
	Основная		Сравнения		Контроль
	Конечность (до/после)				
	П	К	П	К	
Тазобедренный сустав					
Ta1	16 [10; 21]#\$ / 17 [13; 20]#\$	24 [20; 28] / 24 [18; 29]	15 [9; 16]# / 15 [10; 17]#	23 [19; 30] / 24 [20; 28]	23 [20; 25]
Ta2	-5 [-9; 1]#\$ / -7 [-10; -3]#	-8 [-11; -2]# / -4 [-12; -2]#	-6 [-9; 1]# / -8 [-11; -2]#	6 [-10; -3]# / -7 [-11; -3]*#	-11 [-12; -9,5]
Ta3	19 [15; 22]#\$ / 17 [16; 23]#\$	28 [23; 33]# / 27 [23; 33]	16 [11; 28]# / 17 [16; 27]#	31 [26; 34]# / 31 [25; 32]#	24 [22; 27]
Коленный сустав					
Ka1	17 [7; 26] / 16 [10; 22]&	20 [11; 24] / 21 [15; 24]	10 [4; 12]# / 10 [3; 11]#	14 [14; 20] / 16 [13; 19]	17 [14; 19]
Ka2	4 [-1; 8] / 7 [-1; 11]&	8 [3; 11] / 11 [6; 12]	2 [-4; 9]# / -1 [-4; 2]#	6 [4; 9] / 5 [2; 11]	6 [4; 9]
Ka3	39 [27; 54]#\$ / 46 [27; 59]*#\$	65 [49; 68] / 64 [56; 67]	35 [27; 52]# / 37 [30; 47]#	61 [56; 62] / 61 [59; 64]	63 [60; 67]
Голеностопный сустав					
Ga1	-6 [-8; -2] / -8 [-17; -6]*	-6 [-8; 0]# / -7 [-9; -4]	-11 [-14; -5] / -14 [-15; -13]#	-7 [-9; -4] / -7 [-10; -5]	-8 [-10; -6]
Ga2	10 [6; 16] / 10 [7; 12]	13 [11; 14] / 12 [8; 13]	9 [5; 14] / 8 [5; 12]#	10 [9; 12] / 13 [10; 14]	12 [10; 15]
Ga3	2 [-5; 3]# / -5 [-15; -1]*#	-7 [-10; 0]# / -13 [-24; -7]*	-5 [-11; -3]# / -10 [-13; -7]#	-9 [-18; -7]#* / -15 [-17; -12]#	-19 [-22; -15]
Ga4	-4 [-8; -3]# / -9 [-16; -2]#	-7 [-9; 0]# / 8 [-12; -4]*#	-9 [-11; -3]# / -9 [-14; -5]#	-4 [-10; -4]# / -6 [-9; -3]#	-1 [-3; 1]

Примечание. * — $p < 0,05$ по сравнению с таким же показателем до лечения; # — достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же значением в группе контроля; \$ — достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же показателем на контралатеральной стороне; & — достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же значением в группе сравнения. П — паретичная; К — контралатеральная.

Note. * $p < 0.05$ compared with the same value before treatment; # significant with $p < 0.05$ compared with the value in the control group; \$ significant with $p < 0.05$ compared with the value on the contralateral side; & significant with $p < 0.05$ compared with the value in the comparison group. П, parietic; К, contralateral.

Таблица 6. Максимальные амплитуды электромиографического сигнала исследуемых мышц

Table 6. Maximum amplitude of the electromyographic signal of the study muscles

Сустав	Группа				
	Основная		Сравнения		Контроль
	Конечность (до/после)				
	П	К	П	К	
Мышцы голени					
TibA1	63 [13; 74]#\$ / 57 [38; 105]#\$	143 [80; 178] / 151 [97; 164]	72 [33; 95]# / 69 [58; 135]#	163 [134; 230] / 208 [178; 278]#	159 [117,5; 186]
TibA2	67 [34; 91]#\$ / 57 [47; 101]#\$	113 [86; 160] / 126 [83; 230]	70 [58; 104]# / 71 [60; 139]#	143 [118; 215] / 180 [136; 222]	154 [115,5; 184,5]
TriA	37 [32; 63]#\$ / 55 [34; 97]#\$	141 [90; 172] / 163 [93; 209]	50 [27; 81]# / 70 [54; 96]*#	145 [133; 163] / 171 [164; 208]*	154 [112,5; 202]
Мышцы бедра					
QfA1	64 [46; 112] / 46 [32; 100]	78 [49; 118] / 88 [55; 99]	62 [41; 67] / 62 [52; 84]	92 [72; 109]# / 89 [67; 174]	63 [41; 86]
QfA2	53 [23; 84]\$ / 41 [21; 96]	72 [45; 119] / 77 [42; 80]	40 [31; 58] / 48 [40; 81]	75 [60; 126]# / 82 [60; 116]	57 [38,5; 81]
HmA	58 [38; 95]#\$ / 70 [44; 97]\$	150 [92; 190]# / 102 [86; 190]	53 [43; 71]# / 59 [40; 79]#	108 [83; 146] / 129 [115; 146]#	83 [61,5; 123]

Примечание. * — $p < 0,05$ по сравнению с таким же показателем до лечения; # — достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же значением в группе контроля; \$ — достоверно с вероятностью $p < 0,05$ по сравнению с таким же показателем контралатеральной стороны. П — паретичная; К — контралатеральная.

Note. * $p < 0.05$ compared with the pre-treatment value; # significant with $p < 0.05$ compared with the value in the control group; \$ significant with $p < 0.05$ compared with the same value on the contralateral side; П, parietic; К, contralateral.

основной группы на паретичной стороне демонстрировала снижение TibA1, TibA2, TriA, QfA2 и HmA до лечения по сравнению с аналогичными параметрами контралатеральной стороны. При межгрупповом сравнении с группой контроля отмечается снижение TibA, TriA и HmA паретичной конечности в начале курса, а пик активности HmA контралатеральной конечности увеличен по сравнению с нормой. Биоэлектрическая активность мышц после лечения демонстрирует следующее: на паретичной стороне выявлено снижение активности TibA1, TibA2, HmA и TriA при сопоставлении с данными противоположной стороны; сохраняется более низкая активность TibA1, TibA2, TriA в сравнении с группой контроля. При внутригрупповом сравнении профилей биоэлектрической активности мышц группы сравнения, полученных до и после курса реабилитации, обнаружено увеличение TriA с обеих сторон. При межгрупповом сравнении параметров активности мышц группы сравнения, полученных при первичном исследовании, с аналогичными параметрами группы контроля, выявлены следующие статистические значимые отличия: снижение TibA1, TibA2, TriA и HmA на паретичной стороне, увеличенное QfA1 и QfA2 на контралатеральной стороне. Аналогичное сравнение повторных данных группы сравнения с группой здоровых испытуемых обнаружило снижение TibA1, TibA2, TriA и HmA на паретичной стороне, увеличение TibA1 и HmA на противоположной стороне.

ОБСУЖДЕНИЕ

Клиническая оценка по используемым шкалам, как и два домена МКФ, показали достоверное улучшение состояния ходьбы у пациентов. Шкала MRC не показала достоверных изменений. Эта картина практически полностью соответствует таковой в нашей предшествующей

работе, по результатам которой обнаружено улучшение по всем мышечным группам в виде увеличения мышечной силы, однако достоверные изменения также отсутствуют [21].

Пространственно-временные параметры соответствуют таковым для данной стадии инсульта, что подтверждается ранее выполненными исследованиями [22, 23].

Из фазовых характеристик в результате лечения достоверно снизилось значение периода опоры на контралатеральной стороне и уменьшилась величина суммарного периода двойной опоры. Оба изменения являются результатом положительной динамики в ходе реабилитации. Снижение значения периода опоры на здоровой стороне — это пусть незначительное, но уменьшение необходимости компенсировать сторону пареза, которой сложно нести необходимую нагрузку, в том числе и по времени. Снижение значения периода двойной опоры — тоже положительный симптом, свидетельствующий о возрастании функциональной возможности паретичной конечности. По сути, если цикл шага одинаков, то это один параметр. Несущественные отличия значений слева и справа являются результатом статистической обработки. Само же снижение параметра двойной опоры есть результат улучшения функции равновесия при ходьбе.

Исследование движений в суставах нижних конечностей обнаружило достоверное увеличение маховой амплитуды коленного сустава на стороне пареза в основной группе. Именно эта амплитуда и была целью проводимой БОС-тренировки. Таким образом, проводимое воздействие оказалось эффективным. Графики гониограмм движений коленных суставов контралатеральной и паретичной конечностей приведены на рис. 4. Визуально определяются изменения, развившиеся в результате

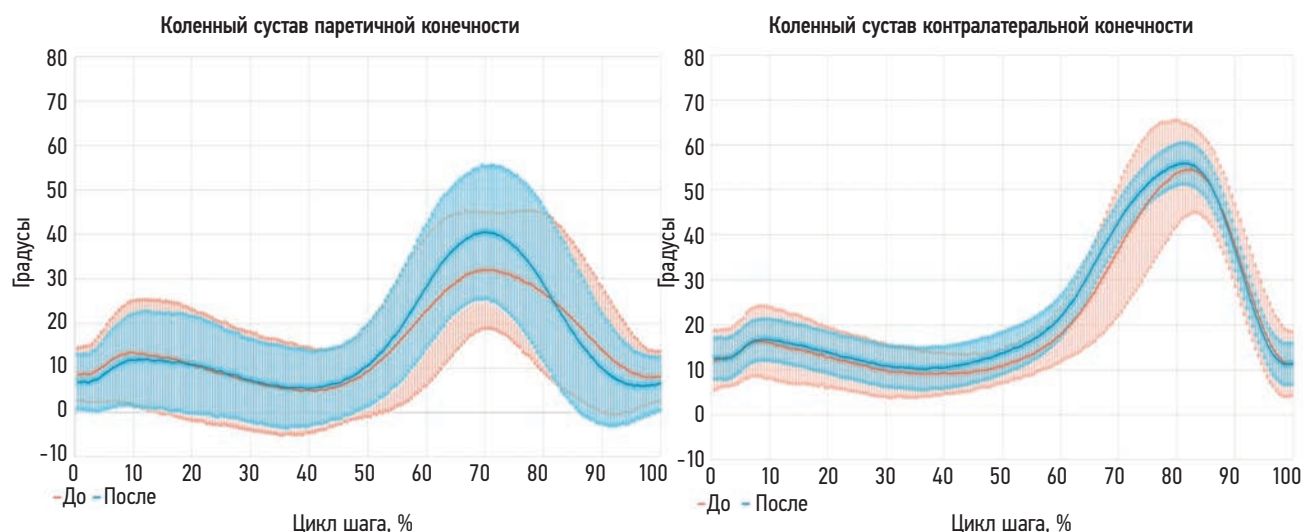


Рис. 4. Гониограммы движений коленных суставов.

Fig. 4. Goniograms of knee joint movements.

занятий, причём только на стороне пареза. Благодаря возросшей амплитуде сгибания коленного сустава паретичной стороны и стабильности контралатеральной стороны уменьшилась асимметрия движения. В группе сравнения достоверного увеличения маховой амплитуды (КаЗ) не произошло.

Аналогичные работы по изучению влияния биологической обратной связи на амплитуду коленного сустава в реабилитации после центрального гемипареза при инсульте проводились в 90-х годах прошлого века. Основной целью всех проводимых исследований было увеличение амплитуды сгибания коленного сустава, снижение которой часто вызвано его переразгибанием в момент опоры. Преимущественно исследования выполнялись с помощью звукового сигнала и электрогониометра, закреплённого на нижних конечностях. При переразгибании колена в ходьбе, фиксируемом электрогониометром, пациент слышал звук, сигнализирующий об ошибке. В работе R.E. Nogue и соавт. [17] все пациенты продемонстрировали положительный результат применения данного метода. Сигнал, возникающий при 0° разгибания, давал подсказку об ошибке, которую необходимо было исправить. Освоение и правильное выполнение задания способствовало контролю рекурвации (избыточное разгибание) колена в ходе обучения. В исследованиях групп N. Basaglia [19] и E. Ceceli [20] с помощью схожего метода тренировки также отмечены эффективность и сохранение полученного результата в течение длительного периода. Результаты исследования M.E. Morris и соавт. [18] свидетельствуют о повышении эффективности традиционных методов реабилитации при дополнительном воздействии эдектрогониометрической обратной связи по сравнению с результатами контрольной группы. Однако более свежих результатов в литературе не обнаружено, несмотря на перспективность и эффективность использования такого лечения при инсульте.

Реабилитация с помощью визуальной обратной связи активно распространена в связи с внедрением широкого спектра оборудования, которое стало доступным реабилитационным учреждениям. В материалах статьи A.N. Marshall и соавт. [24] продемонстрирован результат тренировки при медиальном смещении колена у спортсменов. После проведения одного сеанса с помощью визуальной обратной связи выявлено улучшение сгибания колена во время выполнения упражнения и уменьшение его отведения по сравнению с результатами контрольной группы. Визуально-моторная адаптация с помощью стробоскопических очков во время тренировки может увеличить сгибание колена во время прыжка у спортсменов после повреждения передней крестообразной связки [25], что объясняется влиянием зрительного контроля движения повреждённого сустава, свидетельствующем о важности визуальной обратной связи в целом. В работе N. Oliveira и соавт. [26] описан результат переобучения ходьбе у детей и подростков с нарушением сгибания

колена с использованием визуальной обратной связи. Данные многообещающие и противоречивые, однако тренировка по амплитуде в одном коленном суставе может сильно повлиять на другие суставы [26]. В систематическом обзоре Y.J. Xie и соавт. [27] представлены результаты, оценивающие эффект ЭМГ-биологической обратной связи после любой операции на колене. Авторы пришли к выводу, что ЭМГ-биоуправление может улучшить амплитуду движений коленного сустава у пациентов, перенёвших хирургическое вмешательство.

Все вышеперечисленные методы не являются прямым аналогом исследуемого материала в данной работе. Но это всё, что имеется в доступной литературе. Вероятно, отсутствие прямых аналогичных работ, посвящённых целевому увеличению амплитуды движений в коленном суставе паретичной конечности — результат отсутствия технической возможности таких исследований. По этой причине провести прямое сравнение не представляется возможным.

Увеличение двух амплитуд голеностопного сустава паретичной и контралатеральной сторон мы можем интерпретировать как побочный результат возросшей активности паретичной стороны.

В целом по суставам незначительно уменьшились отклонения параметров паретичной и контралатеральной стороны после курса БОС-тренировок. Все изменения имеют относительно невысокую степень и не преобразовывают ходьбу пациентов качественно, что преждевременно ожидать у данного контингента пациентов, однако очевидное улучшение не вызывает сомнений.

Изменения мышечной активности также носят типичный характер — снижение на стороне пареза и незначительную гиперфункцию (hamstring) на контралатеральной. Аналогичные изменения были описаны ранее [28, 29], при этом достоверных изменений активности мышц в результате лечения авторами не наблюдалось.

Во время проведения исследования отмечен ряд особенностей. Когнитивные нарушения даже лёгкой степени иногда мешали полному и быстрому пониманию задания. Необходимость повторного объяснения требовала дополнительного времени и терпения пациента. Из-за своего уязвимого состояния не все пациенты при неправильном выполнении задания относились к трудностям и возникающим ошибкам спокойно и адекватно, что снижало их общую мотивацию при тренировках и дальнейшей реабилитации; также мы столкнулись с языковым барьером в отношении иностранных пациентов, однако с помощью вербальных знаков и подсказок на экране нам удалось выстроить тренировки более логичным и понятным способом. Ещё одним из моментов, требующих особого внимания, являлось неумение некоторых пациентов ходить по тредмилу, несмотря на отсутствие страха и безопасную ходьбу по полу. Появилась необходимость большего контроля при тренировке с такими пациентами во избежание падения и травм.

Ограничения исследования

Проведённое исследование имеет ряд ограничений. Так, малый размер выборки пациентов не позволяет широко экстраполировать результаты. При отборе пациентов не учитывались тип двигательных нарушений и вариант функционирования коленного сустава, что могло оказать влияние на эффективность данной методики. Кроме этого, мы не имели возможности применять только БОС-тренировку, поэтому все пациенты получали реабилитационные назначения в соответствии с действующими стандартами.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основании вышеизложенного можно сделать вывод об эффективности метода биологической обратной связи для восстановления амплитуды сгибания коленного сустава у пациентов в раннем восстановительном периоде после ишемического инсульта. Помимо значения целевого параметра, удалось увеличить опороспособность паретичной конечности и её функциональные возможности, что способствовало уменьшению асимметрии шага, большей выносливости и безопасности пациента при ходьбе. Дополнительно изменилась амплитуда движения голеностопного сустава. Несмотря на достоверные изменения махового сгибания колена, стереотип походки больных только за счёт этого фактора не мог измениться существенно.

Полученные нами результаты подтверждают эффективность метода БОС в реабилитации постинсультных нарушений при средней длительности тренировки в течение 20 минут на протяжении 10 дней госпитализации. Метод БОС-тренировки является неинвазивным, немедикаментозным и практически не имеет противопоказаний, что позволяет рекомендовать его в раннем восстановительном периоде после церебрального инсульта.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. Д.В. Скворцов — дизайн исследования, поиск и обработка литературы, написание рукописи; А.Р. Худайгулова — поиск и обработка литературы, написание рукописи, проведение исследования, обработка данных; С.Н. Кауркин — проведение исследования, дизайн исследования; Н.В. Гребенкина — проведение исследования, обработка данных; Г.Е. Иванова — общее руководство, дизайн

исследования. Все авторы одобрили рукопись (версию для публикации), а также согласились нести ответственность за все аспекты работы, гарантируя надлежащее рассмотрение и решение вопросов, связанных с точностью и добросовестностью любой её части.

Этическая экспертиза. Проведение исследования одобрено локальным этическим комитетом ФГБУ ФЦМН ФМБА России (протокол № 7 от 19.07.2021). Все участники исследования подписали форму информированного добровольно согласия до включения в исследование.

Источники финансирования. Работа выполнена в рамках государственного задания ФМБА России (НИР «Разработка новых технологий медицинской реабилитации у пациентов с поражениями и заболеваниями головного мозга»), ААААА19-119042590030-2.

Раскрытие интересов. Авторы заявляют об отсутствии отношений, деятельности и интересов за последние три года, связанных с третьими лицами (коммерческими и некоммерческими), интересы которых могут быть затронуты содержанием статьи.

Оригинальность. При проведении исследования и создании настоящей работы авторы не использовали ранее опубликованные сведения (текст, иллюстрации, данные).

Доступ к данным. Редакционная политика в отношении совместного использования данных к настоящей работе не применима, данные могут быть опубликованы в открытом доступе.

Генеративный искусственный интеллект. При создании настоящей статьи технологии генеративного искусственного интеллекта не использовали.

ADDITIONAL INFORMATION

Author contribution. D.V. Skvortsov: conceptualization, resources, writing — original draft; A.R. Khudaygulova: resources, writing — original draft, investigation, formal analysis; S.N. Kaurkin: investigation, conceptualization; N.B. Grebenkina: investigation, formal analysis; G.E. Ivanova: supervision, conceptualization. All authors approved the final version of the manuscript for publication and agreed to be accountable for all aspects of the work, ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

Ethics approval. The study was approved by the Local Ethics Committee of the Federal Center of Brain Research and Neurotechnology (Protocol No. 7 dated July 19, 2021). All study participants signed an informed consent form prior to inclusion in the study.

Funding sources. The work was performed as part of state assignment of the Federal Medical and Biological Agency of Russia Development of New Technologies for Medical Rehabilitation in Patients with Brain Lesions and Diseases — ААААА19-119042590030-2.

Disclosure of interests. The author declares no relationships, activities, or interests over the past three years with any third parties (commercial or non-commercial) that could be affected by the content of this article.

Statement of originality. No previously published material (text, images, or data) was used in this work.

Data availability statement. The editorial policy regarding data sharing does not apply to this work, data can be published as open access.

Generative AI. No generative artificial intelligence technologies were used to prepare this paper.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ | REFERENCES

1. World Stroke Organization. *Impact of stroke*. Available at: <https://www.world-stroke.org/world-stroke-day-campaign/about-stroke/impact-of-stroke>
2. Rathore SS, Hinn AR, Cooper LS, et al. Characterization of incident stroke signs and symptoms: Findings from the atherosclerosis risk in communities study. *Stroke*. 2002;33(11):2718–2721. doi: 10.1161/01.str.0000035286.87503.31
3. Burpee JL, Lewek MD. Biomechanical gait characteristics of naturally occurring unsuccessful foot clearance during swing in individuals with chronic stroke. *Clin Biomech (Bristol)*. 2015;30(10):1102–1107. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.08.018
4. Lee J, Lee RK, Seamon BA, et al. Between-limb difference in peak knee flexion angle can identify persons post-stroke

- with Stiff-Knee gait. *Clin Biomech (Bristol)*. 2024;120:106351. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2024.106351
5. Bleyenheuft C, Bleyenheuft Y, Hanson P, Deltombe T. Treatment of genu recurvatum in hemiparetic adult patients: A systematic literature review. *Ann Phys Rehabil Med*. 2010;53(3):189–199. doi: 10.1016/j.rehab.2010.01.001
6. Skvortsov DV. *Diagnostics of motor pathology by instrumental methods: Gait analysis, stabilometry*. Moscow; 2007. P. 273. (In Russ.) EDN: QLQAIN
7. Tenniglo MJ, Buurke JH, Zeegers AV et al. The effect of rectus femoris transfer on kinematics and functional outcomes in adult stroke patients walking with a stiff knee gait. *Gait Posture*. 2024;114:101–107. doi: 10.1016/j.gaitpost.2024.08.001
8. De Miguel Fernandez J, Rey-Prieto M, Rio MS, et al. Adapted assistance and resistance training with a knee exoskeleton after stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2023;31:3265–3274. doi: 10.1109/TNSRE.2023.3303777
9. Lora-Millan JS, Sanchez-Cuesta FJ, Romero JP, et al. A unilateral robotic knee exoskeleton to assess the role of natural gait assistance in hemiparetic patients. *J Neuroeng Rehabil*. 2022;19(1):109. doi: 10.1186/s12984-022-01088-2
10. Bae DY, Shin JH, Kim JS. Effects of dorsiflexor functional electrical stimulation compared to an ankle/foot orthosis on stroke-related genu recurvatum gait. *J Phys Ther Sci*. 2019;31(11):865–868. doi: 10.1589/jpts.31.865
11. Fujita K, Kobayashi Y, Miaki H, et al. Pedaling improves gait ability of hemiparetic patients with stiff-knee gait: Fall prevention during gait. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2020;29(9):105035. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.105035
12. Dalal KK, Joshua AM, Nayak A, et al. Effectiveness of prowling with proprioceptive training on knee hyperextension among stroke subjects using videographic observation: A randomised controlled trial. *Gait Posture*. 2018;61:232–237. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.018
13. Guo C, Mi X, Liu S, et al. Whole body vibration training improves walking performance of stroke patients with knee hyperextension: A randomized controlled pilot study. *CNS Neurol Disord Drug Targets*. 2015;14(9):1110–1115. doi: 10.2174/1871527315666151111124937
14. Boudarham J, Zory R, Genet F, et al. Effects of a knee-ankle-foot orthosis on gait biomechanical characteristics of paretic and non-paretic limbs in hemiplegic patients with genu recurvatum. *Clin Biomech (Bristol)*. 2013;28(1):73–78. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.09.007
15. Portnoy S, Frechtel A, Raveh E, Schwartz I. Prevention of genu recurvatum in poststroke patients using a hinged soft knee orthosis. *PM R*. 2015;7(10):1042–1051. doi: 10.1016/j.pmrj.2015.04.007
16. Geeraers M, Minnaar-van der Feen N, Huisstede BM. Treatment of knee hyperextension in post-stroke gait. A systematic review. *Gait Posture*. 2022;91:137–148. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.08.016
17. Hogue RE, McCandless S. Genu recurvatum: Auditory biofeedback treatment for adult patients with stroke or head injuries. *Arch Phys Med Rehabil*. 1983;64(8):368–370.
18. Morris ME, Matyas TA, Bach TM, Goldie PA. Electrogoniometric feedback: Its effect on genu recurvatum in stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73(12):1147–1154.
19. Basaglia N, Mazzini N, Boldrini P, et al. Biofeedback treatment of genu-recurvatum using an electrogoniometric device with an acoustic signal. One-year follow-up. *Scand J Rehabil Med*. 1989;21(3):125–130.
20. Ceceli E, Dursun E, Çakıcı A. Comparison of joint-position biofeedback and conventional therapy methods in Genu recurvatum after stroke: 6 months' follow-up. *Eur J Phys Med Rehab*. 1996;6:141–144.
21. Skvortsov DV, Kaurkin SN, Ivanova GE, et al. Effectiveness of gait training with electromyogram in stroke patients: An experimental longitudinal pilot study. *Bulletin of rehabilitation medicine*. 2025;24(1):8–18. doi: 10.38025/2078-1962-2025-24-1-8-18 EDN: OINUFV
22. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, et al. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*. 2010;31(2):241–246. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.014
23. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture*. 2005;22(1):51–56. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.009
24. Marshall AN, Hertel J, Hart JM, et al. Visual biofeedback and changes in lower extremity kinematics in individuals with medial knee displacement. *J Athl Train*. 2020;55(3):255–264. doi: 10.4085/1062-6050-383-18
25. Grooms DR, Chaudhari A, Page SJ, et al. Visual-motor control of drop landing after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train*. 2018;53(5):486–496. doi: 10.4085/1062-6050-178-16
26. Oliveira N, Ehrenberg N, Cheng J, et al. Visual kinematic feedback enhances the execution of a novel knee flexion gait pattern in children and adolescents. *Gait Posture*. 2019;74:94–101. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.06.016
27. Xie YJ, Wang S, Gong QJ, et al. Effects of electromyography biofeedback for patients after knee surgery: A systematic review and meta-analysis. *J Biomech*. 2021;120:110386. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110386
28. Mohan DM, Khandoker AH, Wasti SA, et al. Assessment methods of post-stroke gait: A scoping review of technology-driven approaches to gait characterization and analysis. *Front Neurol*. 2021;12:650024. doi: 10.3389/fneur.2021.650024
29. Srivastava S, Patten C, Kautz SA. Altered muscle activation patterns (AMAP): An analytical tool to compare muscle activity patterns of hemiparetic gait with a normative profile. *J Neuroeng Rehabil*. 2019;16(1):21. doi: 10.1186/s12984-019-0487-y

ОБ АВТОРАХ

* Худайгулова Алия Раисовна;

адрес: Россия, 117513, Москва, ул. Островитянова, д. 1;

ORCID: 0009-0008-4367-567X;

eLibrary SPIN: 1116-1915;

e-mail: lady.aliya1998@gmail.com

Скворцов Дмитрий Владимирович, д-р мед. наук, профессор;

ORCID: 0000-0002-2794-4912;

eLibrary SPIN: 6274-4448;

e-mail: dskvorts63@mail.ru

Кауркин Сергей Николаевич, канд. мед. наук;

ORCID: 0000-0001-5232-7740;

eLibrary SPIN: 4986-3575;

e-mail: kaurkins@bk.ru

AUTHORS' INFO

* Aliya R. Khudaigulova;

address: 1 Ostrovityanova st, Moscow, Russia, 117513;

ORCID: 0009-0008-4367-567X;

eLibrary SPIN: 1116-1915;

e-mail: lady.aliya1998@gmail.com

Dmitry V. Skvortsov, MD, Dr. Sci. (Medicine), Professor;

ORCID: 0000-0002-2794-4912;

eLibrary SPIN: 6274-4448;

e-mail: dskvorts63@mail.ru

Sergey N. Kaurkin, MD, Cand. Sci. (Medicine);

ORCID: 0000-0001-5232-7740;

eLibrary SPIN: 4986-3575;

e-mail: kaurkins@bk.ru

Гребенкина Наталья Вячеславовна;

ORCID: 0000-0002-8441-2285;

eLibrary SPIN: 6621-3836;

e-mail: grebenkina_nv@rsmu.ru

Иванова Галина Евгеньевна, д-р мед. наук, профессор;

ORCID: 0000-0003-3180-5525;

eLibrary SPIN: 4049-4581;

e-mail: reabilivanova@mail.ru

Natalya V. Grebenkina;

ORCID: 0000-0002-8441-2285;

eLibrary SPIN: 6621-3836;

e-mail: grebenkina_nv@rsmu.ru

Galina E. Ivanova, MD, Dr. Sci. (Medicine), Professor;

ORCID: 0000-0003-3180-5525;

eLibrary SPIN: 4049-4581;

e-mail: reabilivanova@mail.ru

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author