

ВЛИЯНИЕ РОБОТИЗИРОВАННЫХ ТРЕНИРОВОК НА БИОМЕХАНИКУ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА У ПАЦИЕНТОВ С ПОСТИНСУЛЬТНЫМ ПАРЕЗОМ

А. С. Клочков [✉], А. А. Зимин, А. Е. Хижникова, Н. А. Супонева, М. А. Пирадов

Научный центр неврологии, Москва, Россия

Ключевым фактором нарушений походки после острых нарушений мозгового кровообращения (ОНМК) является нарушение движений в голеностопном суставе (ГС), приводящее к формированию патологической синергии. В настоящее время при роботизированных тренировках ходьбы используют приводы тазобедренного и коленного суставов. Однако по данным литературы нет единого мнения об их влиянии на движения в ГС. Целью исследования было изучить влияние роботизированных тренировок ходьбы на движения ГС у пациентов с постинсультным парезом. В исследовании приняло участие 22 пациента с ОНМК полушарной локализации. Для оценки двигательной функции применяли клинические шкалы и видеоанализ ходьбы. Всем пациентам проводили курс из 11 роботизированных тренировок ходьбы. На фоне тренировок выявлено увеличение общего балла по шкале Фугл-Майера со 146,5 до 152 баллов ($p < 0,05$) и отдельно для нижней конечности с 18 до 20,5 баллов ($p < 0,05$), а также снижение мышечного тонуса разгибателей ГС с 2,5 до 2,0 баллов по модифицированной шкале Эшворта ($p < 0,05$). На фоне роботизированных тренировок отмечено увеличение длительности фазы опоры пациентов с 28,0 до 33,5% от цикла шага (ЦШ). Кроме того, основным различием структуры ЦШ до и после курса тренировок стало наличие трех частей шага вместо пяти, что подтверждает консолидацию гониограмм пациентов в периоде от 1 до 61% ЦШ. Сравнение значений углов до и после показало достоверные различия только по межквартильному интервалу ($p < 0,05$). Авторы пришли к выводу, что роботизированные тренировки с применением активных приводов для тазобедренного и коленного суставов опосредованно способствуют изменениям кинематических параметров ГС за счет приближения показателей паттерна к некоему усредненному шаблону движений.

Ключевые слова: инсульт, нейрореабилитация, нарушения ходьбы, роботизированная терапия, биомеханика движений, видеоанализ движений

Финансирование: в рамках государственной НИР.

Вклад авторов: А. С. Клочков — планирование исследования, набор пациентов, проведение исследования, анализ литературы, интерпретация данных, подготовка рукописи; А. А. Зимин — статистическая обработка, интерпретация данных, подготовка рукописи; А. Е. Хижникова — анализ литературы, интерпретация данных, подготовка рукописи; Н. А. Супонева, М. А. Пирадов — подготовка рукописи.

Соблюдение этических стандартов: исследование одобрено этическим комитетом Научного центра неврологии (протокол № 14/09 от 23 декабря 2009 г.). Все пациенты подписали добровольное информированное согласие.

✉ **Для корреспонденции:** Антон Сергеевич Клочков
Волоколамское шоссе, д. 80, г. Москва, 125367; klochkov@neurology.ru

Статья получена: 28.09.2020 **Статья принята к печати:** 14.10.2020 **Опубликована онлайн:** 29.10.2020

DOI: 10.24075/vrgmu.2020.066

EFFECT OF ROBOT-ASSISTED GAIT TRAINING ON BIOMECHANICS OF ANKLE JOINT IN PATIENTS WITH POST-STROKE HEMIPARESIS

Klochkov AS [✉], Zimin AA, Khizhnikova AE, Suponeva NA, Piradov MA

Research Center of Neurology, Moscow, Russia

The key factor promoting post-stroke gait disturbances is motor impairment of the ankle joint (AJ) which results in pathological synergies. Robotic devices used for gait training are equipped with hip and knee joint actuators. However, there is no consensus in the literature on their effect on AJ movements. The aim of this study was to investigate the effect of robot-assisted gait training on AJ movements in patients with post-stroke paresis. The study recruited 22 hemispheric stroke survivors. They motor function was assessed using clinical scales and motion capture analysis. All patients received 11 robot-assisted gait training session. After rehabilitation, the total score on the Fugl-Meyer Assessment scale increased from 146.5 to 152 points ($p < 0.05$); for the lower limb, the score increased from 18 to 20.5 points ($p < 0.05$). The muscle tone of ankle extensors decreased from 2.5 to 2.0 points on the modified Ashworth scale ($p < 0.05$). The duration of the stance phase increased from 28.0 to 33.5% relative to the total gait cycle (GC). The main difference in the GC structure before and after rehabilitation is the presence of 3 GC parts instead of 5, suggesting consolidation of patients' goniograms at 1-61% of GC. Comparison of joint angles before and after rehabilitation revealed that only the interquartile ranges (IR) were different ($p < 0.05$). The authors conclude that robot-assisted training with knee and hip joint actuators indirectly affects the kinematic parameters of AJ by promoting a shift towards the average gait kinematics.

Keywords: stroke, neurorehabilitation, adaptation, gait disturbances, robot-assisted therapy, movement biomechanics, motion analysis

Funding: this study was state-funded.

Author contribution: Klochkov AS — study planning, patient recruitment, literature analysis, data interpretation, manuscript preparation; Zimin AA — statistical analysis, data interpretation, manuscript preparation; Khizhnikova AE — literature analysis, data interpretation, manuscript preparation; Suponeva NA, Piradov MA — manuscript preparation.

Compliance with ethical standards: the study was approved by the Ethics Committee of the Research Center of Neurology (Protocol № 14/09 dated December 23, 2009). Informed consent was obtained from all study participants.

✉ **Correspondence should be addressed:** Anton S. Klochkov
Volokolamskoe shosse, 80, Moscow, 125367; klochkov@neurology.ru

Received: 28.09.2020 **Accepted:** 14.10.2020 **Published online:** 29.10.2020

DOI: 10.24075/brsmu.2020.066

Нарушение функции ходьбы — одно из наиболее инвалидизирующих последствий острого нарушения мозгового кровообращения (ОНМК) [1, 2]. До внедрения роботизированных тренировок в рутинную практику после курса реабилитации более 30% пациентов могли

ходить только с постоянной опорой или оставались обездвиженными [3]. Последние исследования показали, что включение в реабилитацию электромеханических устройств для локомоторных тренировок значительно повышает шансы на восстановление независимой ходьбы

[4]. По мнению многих авторов, нарушение биомеханики движений голеностопного сустава является ключевым фактором нарушения стереотипа ходьбы, приводящим к изменениям движений таза, корпуса и тазобедренного сустава, способствующим большему энергозатратам и негативно влияющим на скорость и качество ходьбы, что приводит к вынужденному формированию компенсаторных синергий [5–8]. Двигательное восстановление пациентов происходит последовательно и компенсаторные стратегии, которые формируются на ранних этапах реабилитации, в дальнейшем закрепляются, и затем под влиянием слабости и спастичности в отдельных мышечных группах приобретают патологический характер [9].

В настоящее время роботизированные тренировки ходьбы являются золотым стандартом восстановления локомоции для пациентов с последствиями инсульта. Данные мета-анализов подтвердили эффективность электромеханических устройств в восстановлении ходьбы, особенно у пациентов, неспособных к самостоятельному передвижению на момент начала тренировок [4, 10]. В современной нейрореабилитации применяют два основных вида роботизированных устройств: экзоскелетные конструкции и эндеффлекторы, устройства, осуществляющие движения посредством фиксации стопы (от англ. *end-effector*). При этом различают два основных вида экзоскелетов — носимые и стационарные. К носимым устройствам относят такие конструкции, как «Экзоатлет», «HAL», «Bionic leg» и др., хорошо зарекомендовавшие себя в клинической реабилитации [11, 12]. В обзор литературы не были включены публикации об использовании мобильных экзоскелетов, в связи с используемым в этой технологии стереотипом ходьбы, отличным от физиологического, а именно локомоторной модели, использующей алгоритм нулевого момента, применяемый в роботизированной локомоции, при которой сумма всех сил направлена в сторону поверхности для обеспечения безопасного передвижения, а следовательно, ограничивающий крутящий момент в голеностопном суставе [13–16]. Несмотря на растущее число мобильных экзоскелетов в рутинной клинической практике чаще используют стационарные экзоскелетные устройства «Lokomat», «ReoGo» и др. На сегодняшний день для восстановления ходьбы после инсульта доказана клиническая эффективность как экзоскелетных, так и эндеффлекторных типов устройств, и недостаточно данных о преимуществах воздействия на биомеханику движений какого-либо из них [17, 18]. Исследования показывают, что при тренировках на системах эндеффлекторного типа основные изменения происходят в силовых и кинетических характеристиках голеностопного сустава, а также объеме движений коленного сустава и ассоциированы с улучшениями степени мобильности, скорости и симметрии ходьбы [19, 20]. Преимущество стационарных экзоскелетов заключается в точном контроле над биомеханикой совершаемого и ассистируемого движений, что позволяет гарантировать физиологичность тренируемого двигательного паттерна и возможность коррекции патологического стереотипа ходьбы [21].

Авторы расходятся во мнениях о механизме воздействия роботизированных устройств с активной тренировкой тазобедренного и коленного суставов на изменения биомеханики голеностопного сустава, который активно в тренировке обычно не участвует. В ранних работах, посвященных воздействию на биомеханику произвольных движений при ходьбе, тренировок в экзоскелете с обратной связью и роботизированной ассистенцией, было

показано, что кинематика тазобедренного и коленного суставов практически не отличается от физиологической — «навязываемой» приводами робота, в то время как паттерн угловых скоростей в суставах не изменяется и остается патологическим, что косвенно подтверждает неспособность навязанного роботом стереотипа ходьбы подавить собственный стереотип движений пациента [22].

Необходимость роботизированной тренировки всех суставов, включая голеностопный, а также гипотезы о преимуществе роботизированных воздействий на проксимальные или дистальные суставы ноги являются частым предметом дискуссий. В настоящее время существуют серийные модели экзоскелетов с роботизированным приводом для голеностопного сустава. Однако они менее распространены, чем модели с приводами для тазобедренного и коленного суставов и имеют ряд недостатков. В целом, нет единого мнения о том, нужно ли в роботизированные устройства для тренировки ходьбы добавлять активный привод голеностопного сустава и достаточно ли для коррекции стереотипа ходьбы воздействовать только на проксимальные отделы паретичной ноги.

В то же время известно, что локомоторные движения обладают высокой степенью автоматизма и синергичности, и логично предположить, что тренировка с коррекцией паттерна посредством биологической обратной связи (БОС) и роботизированной ассистенции лишь части движений, входящих в состав синергии, оказывает опосредованное воздействие не только на компоненты, активно тренируемые с помощью робота и БОС, но и на те, что непосредственно в этом движении не участвуют.

Таким образом, целью настоящего исследования было изучить возможность опосредованной коррекции движений голеностопного сустава, с помощью тренировки с навязанным стереотипом движений коленного и тазобедренного суставов при постинсультном парезе.

ПАЦИЕНТЫ И МЕТОДЫ

В исследовании, проведенном с 2010 по 2017 г., приняли участие 22 пациента (18 мужчин и 4 женщины) с последствиями подтвержденного нарушения мозгового кровообращения полушарной локализации. Медиана возраста составила 50,5 года (41; 56,5), медиана давности инсульта — 6,0 лет (2,8; 12,9). Подробная характеристика пациентов представлена в табл. 1.

Критерии включения пациентов в исследование: наличие первичного нарушения мозгового кровообращения полушарной локализации; наличие гемипареза; нарушение ходьбы.

Критерии исключения (противопоказания к тренировкам на системе «Lokomat»): вес пациента меньше 50 и больше 135 кг; рост пациента меньше 160 и больше 185 см; наличие контрактур нижних конечностей; незаживающие поражения кожи нижних конечностей и торса; ортостатическая гипотензия; тяжелая кардиальная патология; тяжелые когнитивные расстройства; искусственная вентиляция легких; сопутствующие заболевания и поражения опорно-двигательного аппарата (в том числе асимметрия длины ног, превышающая 3 см); тромбозы вен нижних конечностей; артродез тазобедренного, коленного или голеностопного суставов; остеопороз и несросшиеся переломы костей ног; предписанный постельный режим.

Пациентам проводили курс тренировок ходьбы в комплексе с частичной разгрузкой веса и активными

Таблица 1. Характеристика пациентов

Пол		Тип инсульта		Сторона		Локализация очага	
Мужчины	18 (82%)	Ишемический	16 (72,7%)	Правая	13 (59,1%)	Корково-подкорковая	8 (36,4%)
Женщины	4 (18%)	Геморрагический	6 (27,3%)	Левая	9 (40,9%)	Глубокие отделы	14 (63,6%)

роботизированными приводами для сгибания/разгибания тазобедренного и коленного суставов и пассивной поддержкой стопы «Lokomat» (Hocoma; Швейцария). Курс состоял из 11 тренировок, из которых первая включала 15 мин, необходимых для настройки экзоскелета и стереотипа ходьбы, и 30 мин активной ходьбы со сниженной интенсивностью для адаптации пациента к роботизированному паттерну. Последующие 10 сессий включали 45 мин тренировки ходьбы. Все тренировки проводили в формате индивидуальных занятий с инструктором-методистом, с индивидуально подбираемой комфортной для пациента скоростью ходьбы и биологической обратной связью по данным потенциометров тазобедренного и коленного суставов, интегрированных в конструкцию экзоскелета. Разгрузку веса тела подбирали индивидуально для каждого пациента и меняли во время каждой тренировки для обеспечения ходьбы с минимально возможным весом разгрузки, не допуская спотыкания пациента. Поддержку стопы против провисания осуществляли с помощью пружинных тяг, крепящихся в области дистальной части плюсны, что также предусмотрено конструкцией устройства «Lokomat». Степень натяжения пружин инструктор подбирал индивидуально во время каждой тренировки для обеспечения ассистенции произвольному усилию пациента при тыльном сгибании стопы.

Биологическую обратную связь реализовывали следующим образом: во время тренировок пациентам демонстрировали графики степени активности и синхронизации тазобедренных и коленных суставов с физиологическими движениями экзоскелета. Задачей пациентов во время тренировки было совершать активные движения в тазобедренном и коленном суставах синхронно с движениями экзоскелета, при этом на графиках БОС отображались активные движения пациента (при отсутствии активных движений или при несинхронном с экзоскелетом движении графически отображаемые значения уменьшались). Всем пациентам помимо роботизированных тренировок проводили курс массажа паретичных конечностей, а также занятия с инструктором ЛФК (10 занятий по 30 мин), направленные на восстановление функции руки, равновесия и ходьбы; в течение часа до и после тренировок на «Lokomat» никаких реабилитационных процедур пациентам не проводили.

Клиническую оценку эффективности проводимого курса реабилитации с использованием роботизированного экзоскелета проводили до начала курса тренировок и на следующий день после его окончания. Применяли валидированные русскоязычные версии шкалы Фугл-Мейера (ШФМ), модифицированной шкалы Эшворта (МШЭ), по которой оценивали спастичность икроножной и камбаловидной мышц, а также модифицированную шкалу Рэнкина (modified Rankin scale, MRS) и шкалу функциональных амбулаторных категорий (functional ambulation categories, FAC) [23, 24].

Оценку биомеханики ходьбы проводили с помощью системы видеонализа движений («Биософт-3D»; Россия) [25, 26].

Для фиксации движений использовали световозвращающие маркеры и две синхронизированные цифровые камеры с инфракрасной подсветкой маркеров. Регистрацию проводили в течение 30 с во время двухминутной сессии ходьбы на беговой дорожке с комфортной для пациента скоростью до и после курса тренировок. Световозвращающие маркеры диаметром 2 см располагались с латеральной стороны тела в области проекции центров вращения в суставах: на уровне ключовидного отростка, в области проекции наиболее выступающей части большого вертела, над нижним краем латеральной лодыжки, пятке, а также на дистальной части стопы в области головки пятой плюсневой кости. Кинематические параметры локомоций рассчитывали в оси координат x, y, z . Ось z — вертикаль, ось y — продольная ось, направлена справа налево; ось x — поперечная ось. Регистрировали следующие кинематические параметры:

- координаты маркеров в системе координат x, y, z и траектории их перемещения;
- углы наклона звеньев тела к осям x, y, z ;
- межзвенные углы.

Для сглаживания применяли низкочастотный фильтр Баттерворта 2-го порядка. Кинематические параметры вычисляли на основе данных трехмерных координат маркеров и составляемой кинетодиаграммой модели тела человека. В качестве первично оцениваемых с помощью видеоанализа параметров использовали временные параметры шага (длительность фаз опоры и переноса), которые размечали на основании локального максимума вертикального ускорения маркеров, расположенных на латеральной лодыжке и на пятке, а также локального максимума горизонтального ускорения маркера в области головки пятой плюсневой кости. Также в качестве первичных кинематических параметров были выбраны (амплитуды и максимумы углов и угловых скоростей в сагиттальной плоскости голеностопного сустава). Для вторичного анализа использовали кластерный анализ и непараметрический анализ десятипроцентильных интервалов. Метод кластерного анализа широко применяют для изучения ходьбы в целом и цикла шага, в частности, как у здоровых, так и у лиц, страдающих различными заболеваниями [27–35]. В данной работе кластерный анализ использовали для определения структуры цикла шага, а также сравнения полученных характеристик до и после тренировок.

Непараметрический анализ десятипроцентильных интервалов цикла шага проводили для более детального изучения его характеристик и последующего сравнения до и после тренировок.

В соответствии с характеристикой данных их статистическую обработку проводили с помощью непараметрических методов: критериев Манна–Уитни (при сравнении независимых выборок) и Уилкоксона (при сравнении зависимых выборок). При проведении множественных сравнений применяли поправку Бонферрони. Анализ качественных величин выполняли с помощью точного критерия Фишера. Для выявления структуры данных применяли кластерный анализ. В

частности, для разделения цикла шага на части, а также для распределения пациентов на подгруппы использовали кластерный анализ по методу Уорда с последующим сравнением подгрупп по критерию Манна-Уитни с поправкой Бонферони. С целью определения взаимосвязей рассчитывали коэффициент корреляции Спирмена. Описательную статистику результатов представляли в виде медианы, а также нижнего и верхнего квартилей. Пороговым уровнем статистической достоверности считали $p < 0,05$. Анализ данных проводили на персональном компьютере с применением пакета прикладных программ Statistica v. 7.0 (StatSoft Inc; Россия) и SPSS 22 (IBM; США).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Клиническая оценка эффективности проводимого курса реабилитации

Анализ клинических данных показал улучшение мобильности на фоне тренировок, а также незначительное, но достоверное увеличение объема активных движений и функции нижней конечности и снижение спастичности в икроножной и камбаловидной мышцах у всех пациентов при сохранении исходного уровня инвалидизации по шкале Рэнкина. Увеличился также процент пациентов, способных к самостоятельному передвижению без посторонней помощи, что соответствует 3-й, 4-й и 5-й категориям при

оценке функциональных амбулаторных категорий (FAC) (рис. 1).

На фоне тренировок было отмечено увеличение активных движений и по ШФМ. Общий балл двигательной активности возрос с 146,5 (128; 163,5) до 152 (134,3; 176,8) ($p < 0,05$) и отдельно для нижней конечности с 18 (16; 21) до 20,5 (18; 24,3) ($p < 0,05$).

Статистический анализ изменений мышечного тонуса комплекса икроножной и камбаловидной мышц показал достоверное снижение с 2,5 (1; 3) до 2,0 (0; 2) баллов по МШЭ ($p < 0,05$). Подробное распределение показателей мышечного тонуса пациентов представлено на рис. 2.

Результаты оценки биомеханики ходьбы

На фоне проводимого реабилитационного курса с тренировками в роботизированном экзоскелете отмечено изменение пространственно-временных показателей шага: у пациентов увеличилась ($p = 0,0001$) длительность фазы опоры с 28,0% (25; 36) до 33,5% (30; 42) от цикла шага (ЦШ).

При анализе кинематических показателей не было выявлено достоверных различий максимальных показателей сгибания и разгибания голеностопного сустава во время цикла шага на фоне курса тренировок. Максимальные значения амплитуды углов до и после тренировок составили 59,12° и 45,30° соответственно

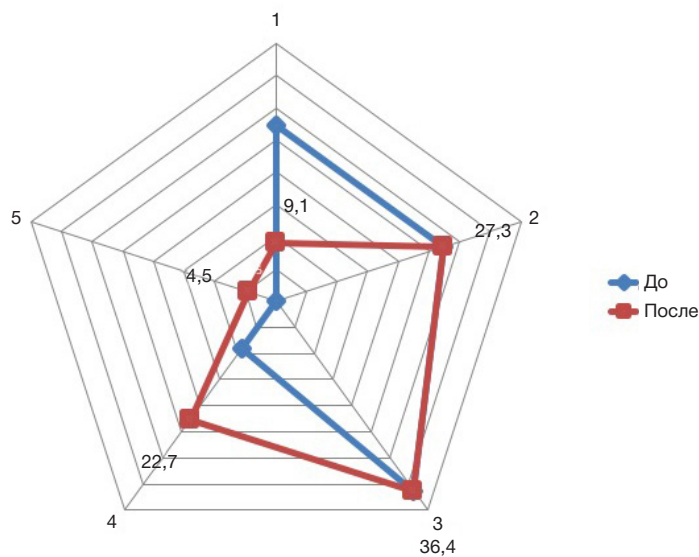


Рис. 1. Перераспределение пациентов в соответствии с амбулаторными категориями (FAC) на фоне курса тренировок

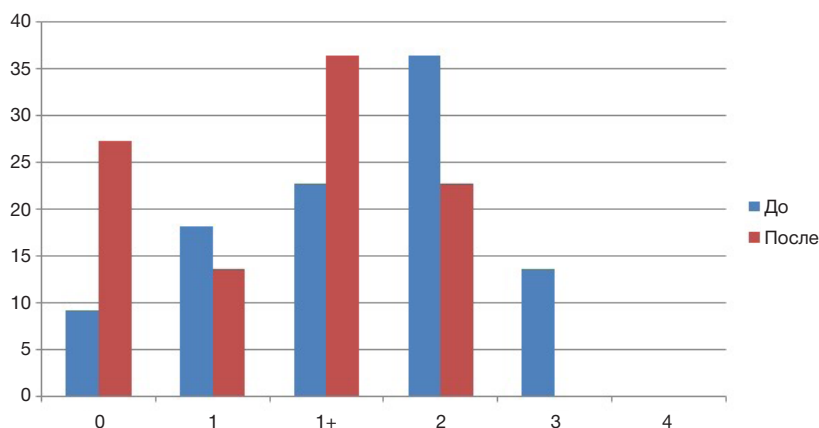


Рис. 2. Распределение доли пациентов в соответствии с баллами по модифицированной шкале Эшворта

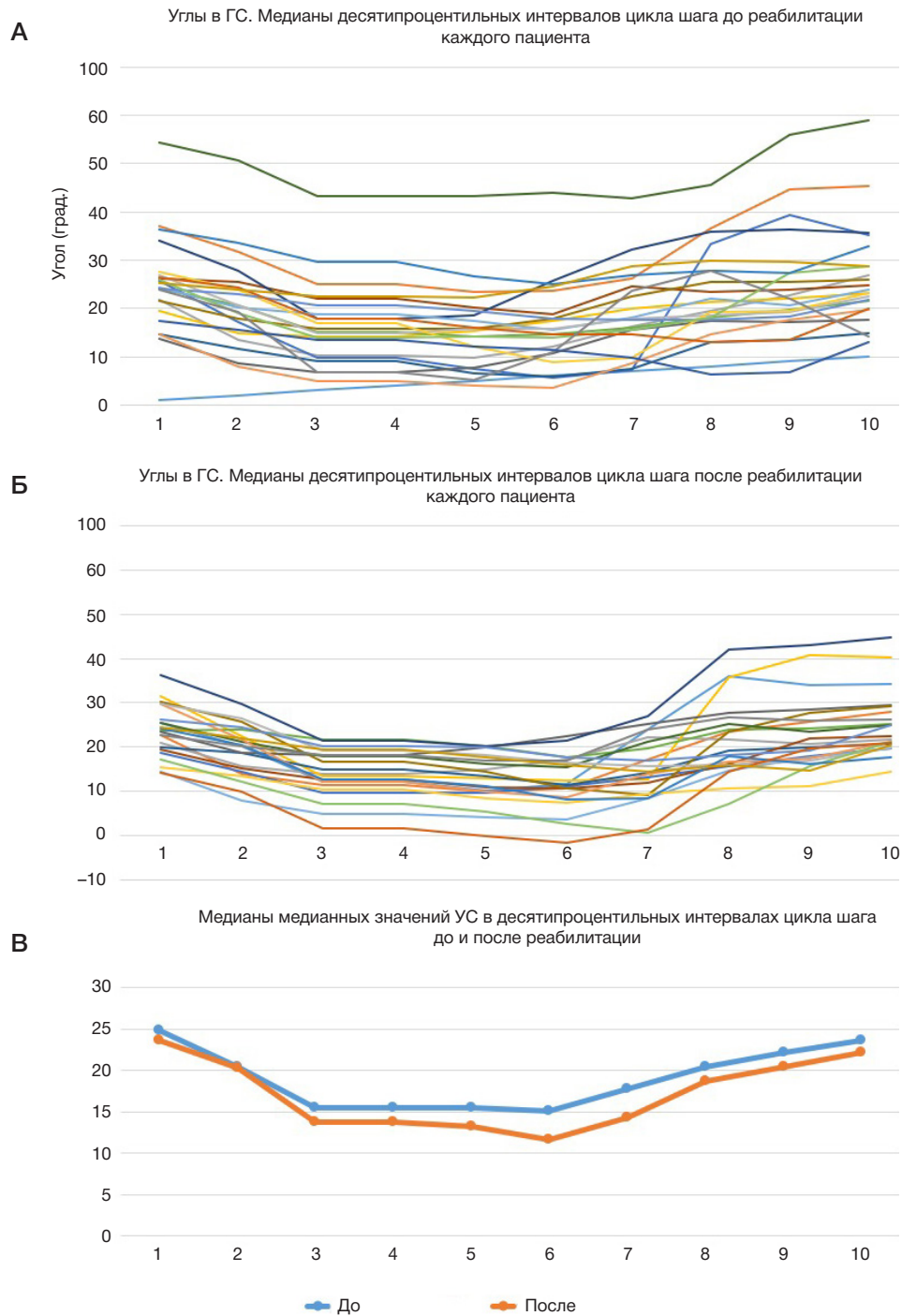


Рис. 3. Показатели гониограмм сгибания/разгибания голеностопного сустава десятипроцентных интервалов ЦШ до курса тренировок (А), после курса тренировок (Б); сравнение медианных значений до и после тренировок (В)

и различались недостоверно ($p = 0,228$), минимальные значения составили $3,33^\circ$ и $-1,79^\circ$ соответственно ($p = 0,072$), разница максимальных и минимальных значений составила $55,79^\circ$ и $47,09^\circ$ соответственно ($p = 0,190$). Тем не менее рассмотрение медиан десятипроцентных интервалов цикла шага до и после курса реабилитации показало, что первоначально различавшиеся гониограммы пациентов стали больше похожи друг на друга (рис. 3А–В).

С учетом отсутствия достоверных изменений первичных кинематических показателей был проведен подробный анализ вариабельности гониограмм и угловых скоростей (табл. 2).

Для определения степени вариабельности данных на первом этапе был проведен анализ коэффициентов корреляции углов между каждым последующим процентом

ЦШ. На основании графика (рис. 4) был сделан вывод, что на отрезке с 51 по 58% и с 65 по 82% от ЦШ различия между пациентами наиболее выражены.

Для более подробного анализа гониограмм голеностопного сустава до и после курса тренировок было произведено разделение ЦШ на части с помощью кластерного анализа временных точек ЦШ, а также по коэффициентам корреляции значений между каждым последующим значением углов. С помощью кластеризации по методу Уорда цикл шага до курса тренировок был разделен на пять частей (1–7%; 8–19%; 20–55%; 56–74%; 75–100% от ЦШ). Таким образом, первая часть соответствовала времени контакта стопы с поверхностью дорожки и началу фазы опоры, вторая часть — середине

Таблица 2. Сравнение частей цикла шага до и после реабилитации

Часть цикла шага, градусы		Медиана, градусы		1-й квартиль, градусы		3-й квартиль, градусы		МКИ, градусы	
до	после	до	после	до	после	до	после	до	после
1–7	1–61	25,1	16,1	22,2	12,7	27,4	19,6	5,2	6,9*
8–19		21,0		16,1		24,6		8,5	
20–55		15,6		10,9		19,7		8,8	
56–74	62–75	16,9	16,6	14,2	13,1	22,5	20,8	8,3	7,7
75–97	76–97	22,1	20,1	18,8	18,7	27,4	24,7	8,6	6*

Примечание: сравнение данных произведено при помощи критерия Манна–Уитни с поправкой Тьюки. * — при $p < 0,05$.

фазы опоры, третья часть — концу фазы опоры и началу фазы переноса, четвертая часть — середине фазы переноса и пятая часть — концу фазы переноса. К каждой из частей цикла шага был применен кластерный анализ. Описательная статистика частей ЦШ до разделения пациентов на кластеры представлена в табл. 3.

После того как в ЦШ были выявлены пять частей, для каждой из них проводили разделение пациентов на подгруппы с помощью кластерного анализа. В результате, в первой части цикла шага (1–7%) было выделено два кластера пациентов. Во второй части цикла шага (8–19%) выделено три кластера, которые взаимно различаются по медиане. В третьей (20–55%) и четвертой (56–74%) частях выделено три и четыре кластера соответственно, которые взаимно различаются по медиане. В пятой части (75–97%) выделено три кластера. С помощью метода кластеризации Уорда ЦШ по данным гониограмм после курса тренировок был разделен на три части: 1–61%; 62–75%; 76–97%. При этом в первой части было выделено три кластера, во второй два кластера и в третьей три. Таким образом, основным различием структуры ЦШ до и после курса тренировок является наличие трех частей шага вместо пяти, что подтверждает консолидацию гониограмм пациентов на фоне курса тренировок в периоде от 1 до 61% ЦШ. Сравнение значений углов до и после показало достоверные различия только по МКИ ($p < 0,05$).

Анализ медиан угловых скоростей (УС) десятипроцентильных интервалов ЦШ до и после реабилитации также выявил консолидацию показателей на фоне тренировок, причем наиболее существенные изменения угловых скоростей были отмечены при тыльном сгибании голеностопного сустава, во время фазы переноса (рис. 5А–В).

Сравнение медиан УС в десятипроцентильных интервалах ЦШ каждого пациента до и после курса, показало, что после реабилитации паттерны угловых скоростей стали более схожими. Имеется общий практически для всех пациентов пик УС на седьмом процентильном интервале ЦШ (71–80% ЦШ), соответствующий середине фазы переноса и меньший по выраженности пик на 10-м процентильном интервале ЦШ (91–97% ЦШ), соответствующий концу фазы переноса. Статистический анализ показал, что наблюдаемые изменения обусловлены в первую очередь изменениями третьего квартиля и максимальных показателей угловых скоростей. Во второй половине ЦШ в показателях УС до реабилитации были выявлены три пика: на 55%, 75% (абсолютный максимум) и на 95%; после реабилитации в показателях УС выявлено также три пика, однако первый и второй «сливаются», образуя практически единый пик, при этом показатели после реабилитации были ниже, третьи пики до и после реабилитации практически полностью совпадают (рис. 6).

Таким образом, на фоне курса реабилитации с применением роботизированных тренировок у пациентов с постинсультным гемипарезом наблюдается увеличение уровня произвольной активности нижней конечности (по ШФМ), снижение спастичности в комплексе камбаловидной и икроножной мышц (по МЛШЭ), улучшается функциональный статус пациента (по FAC).

Проведенный детальный анализ биомеханики движений позволил выявить изменения структуры ЦШ (увеличение длительности фазы опоры), а также паттернов углов и угловых скоростей в голеностопном суставе (уменьшение вариабельности, слияние пиков угловой скорости).

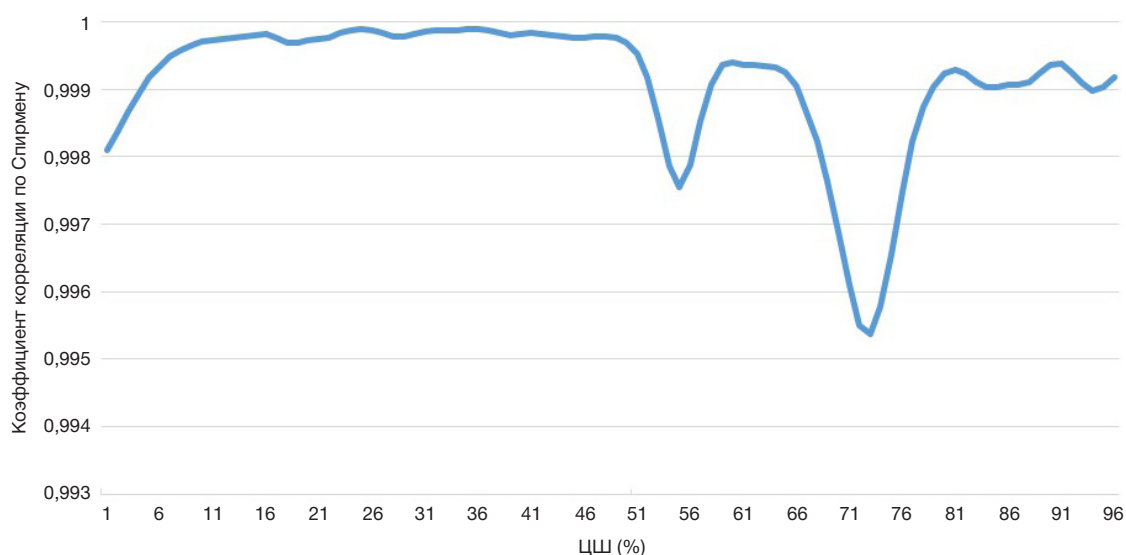


Рис. 4. Коэффициент корреляции амплитуды в голеностопном суставе для каждых двух последующих временных интервалов ЦШ гониограмм

Таблица 3. Статистические характеристики частей цикла шага

Часть цикла шага, градусы	Медиана, градусы	1-й квартиль, градусы	3-й квартиль, градусы	МКИ, градусы
1–7%	25,1	22,2	27,4	5,2
8–19%	21	16,1	24,6	8,5
20–55%	15,6	10,9	19,7	8,8
56–74%	16,9	14,2	22,5	8,3
75–100%	22,1	18,8	27,4	8,6

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Одним из частых проявлений нарушения ходьбы у постинсультных пациентов, наряду с уменьшением скорости ходьбы и длины шага, является асимметрия ЦШ, а именно укорочение длительности фазы опоры и увеличение длительности фазы переноса паретичной ноги, что можно видеть в значениях временных параметров шага до курса тренировок [2]. Увеличение длительности фазы опоры на фоне курса тренировок с 28,0% (25; 36) до 33,5% (30; 42) от всего ЦШ может быть следствием как увеличения силы опорной мускулатуры паретичной ноги и улучшения функции переноса веса, так и снижения спастичности, а также улучшения межсуставной координации. Известно, что высокий мышечный тонус сгибателей ГС препятствует переходу стопы к тыльному сгибанию, вследствие чего тело останавливает свое движение вперед, центр тяжести остается позади линии ГС, что приводит к вынужденному укорочению фазы переноса здоровой ноги, и, следовательно, укорочению шага. Как показывают результаты отдельных исследований [36], роботизированные тренировки могут способствовать снижению спастичности в мышцах — разгибателях ГС, и опосредованно влиять на восстановление симметрии шага, что находит подтверждение в полученных и нами данных о снижении мышечного тонуса в икроножной и камбаловидной мышцах. Уменьшение мышечного тонуса могло способствовать увеличению тыльного сгибания ГС в момент фазы опоры, тем не менее достоверного изменения объема движений во время фазы опоры обнаружено не было, что можно объяснить ограниченной амплитудой тыльного сгибания в ГС в середине фазы опоры (в момент переноса центра масс за точку опоры объем не превышает 10°) [37]. В то же время консолидация гониограмм ГС в промежутке до 61% ЦШ, включающем период опоры, и начало фазы переноса косвенно свидетельствуют о положительном влиянии навязанного физиологического паттерна переноса центра масс на кинематику ГС в фазу опоры.

В физиологичном ЦШ помимо фаз опоры и переноса исследователи разделяют локомоторный цикл на шесть биомеханических фаз, разграниченных экстремальными значениями динамических параметров [38, 39]. Среди выделяемых фаз шага интервал 60–73% ЦШ соответствует фазе ускорения, начало которой совпадает с уходом ноги с опоры, а конец — с тем моментом, когда переносимая нога находится напротив опорной. В данной фазе происходит активный набор скорости для продвижения ноги вперед. В интервале 73–87% ЦШ происходит фаза продвижения, во время которой осуществляется дальнейшее пассивное продвижение ноги вперед. Начало фазы соответствует моменту, когда выносимая вперед нога находится напротив опорной, конец — когда эта нога выведена вперед, а голень находится в вертикальном положении [2, 40].

Согласно полученным нами данным, у пациентов с постинсультным парезом на фоне тренировок происходило изменение биомеханики ГС, проявлявшееся его стабилизацией во время фазы опоры, а также увеличением скорости и плавности тыльного сгибания во время фазы продвижения стопы для обеспечения достаточного клиренса стопы. Эти изменения могут быть следствием навязываемой роботизированными тренировками синергии тазобедренного и коленного суставов и отсутствия возможности использовать компенсаторные синергии для увеличения клиренса стопы. По-видимому, роботизированные тренировки оказывают определенный универсальный, выравнивающий эффект на движение в голеностопном суставе посредством навязанного изменения привычной для пациента синергии тазобедренного и коленного суставов, что проявляется в уменьшении вариативности данных ($p < 0,05$; критерий Манна–Уитни), уменьшении количества выделяемых кластеров и сглаживании показателей медиан среди пациентов после курса тренировок. Тем не менее до и после тренировок кластеры пациентов почти полностью различаются; это позволяет предположить, что поскольку пациенты на фоне тренировок переходят в другие кластеры, эффект достигается разными путями, несмотря на оказываемое тренировками «общее выравнивающее» воздействие на паттерн ходьбы.

Сравнение общей суммы значений углов за весь цикл шага показывает, что исчезли «пики» значений, которые компенсировались выравниванием значений к уровню медианы у других пациентов. Это позволило сделать заключение об отсутствии достоверного изменения общей суммы углов в голеностопном суставе после реабилитации ($p = 0,521$; критерий Манна–Уитни). Это позволяет предположить, что структурные изменения в паттерне ходьбы происходят прежде всего не за счет количественных показателей, а за счет приближения показателей паттерна к некоему усредненному шаблону движений. Отдельные исследования показали изменение в угловых параметрах голеностопного сустава, в частности увеличение тыльного сгибания на фоне роботизированных тренировок, однако данные изменения были характерны для пациентов с умеренным дефицитом движений в голеностопном суставе [40].

Можно предположить, что при сформировавшейся компенсаторной локомоторной синергии можно воздействовать не на всю синергию в комплексе, а лишь на отдельную ее часть. Если компоненты синергии при этом обладают схожей значимостью, не имеет принципиального значения, на какую из них оказывается воздействие, в то время как для не до конца сформировавшейся компенсаторной синергии, наоборот, наибольший эффект может быть достигнут путем воздействия на первично нарушенное движение, повлекшее за собой формирование компенсации.

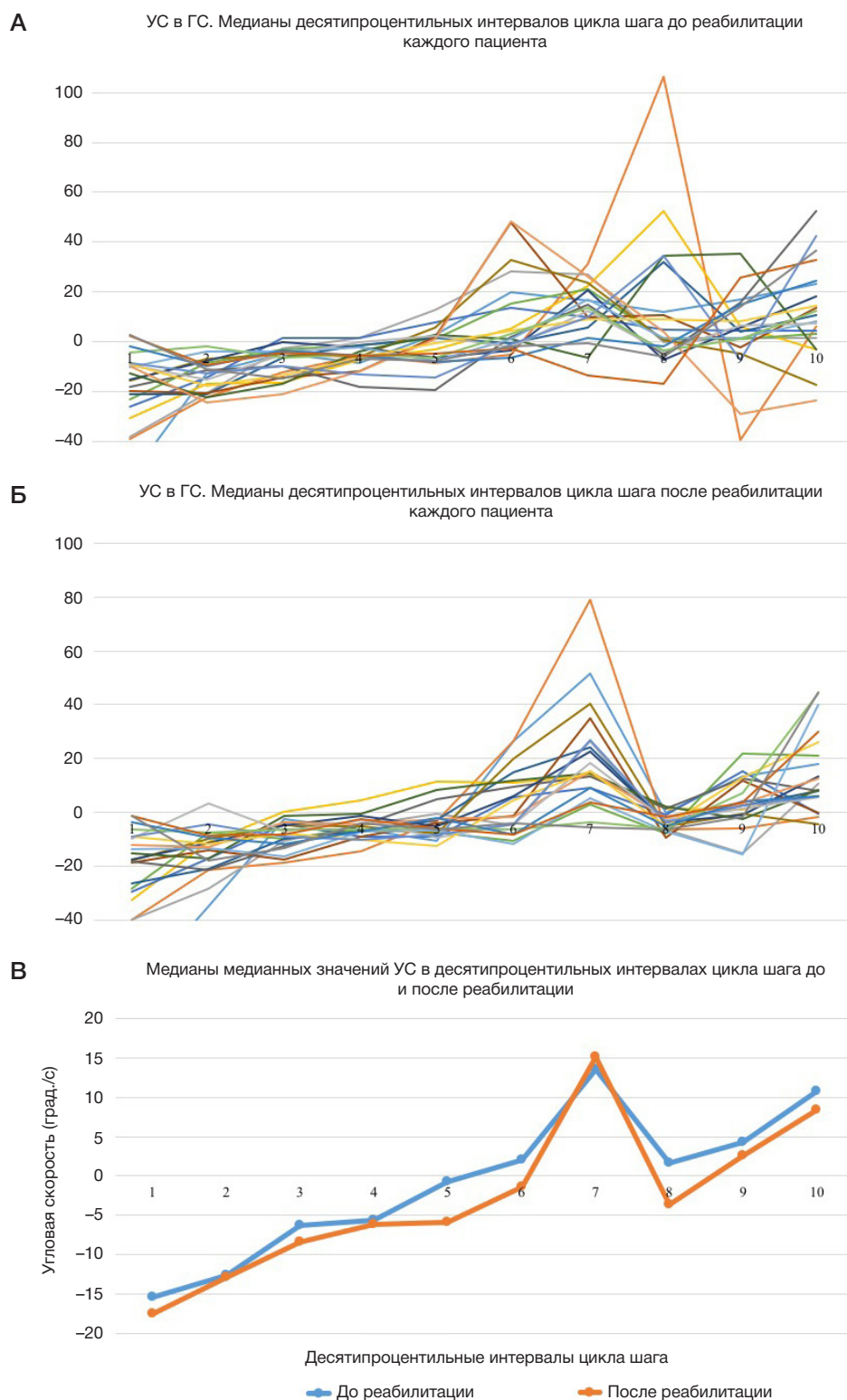


Рис. 5. Показатели десятипроцентильных интервалов цикла шага в голеностопном суставе паретичной конечности до курса тренировок (**А**), после курса тренировок (**Б**); сравнение медианных значений до и после тренировок (**В**)

Проведенное исследование обладает рядом ограничений. В силу того, что видеоанализ движений проводили на беговой дорожке, не оснащенной встроенными силовыми платформами, не удалось провести анализ и корреляцию данных силы реакции опоры. Для более полного понимания биомеханических процессов дальнейшие исследования должны включать сравнение с сопоставимой здоровой популяцией, данные катамнеза, а также оценку ЭМГ активности мышц.

ВЫВОДЫ

В рамках сформировавшейся компенсаторной локомоторной синергии роботизированные тренировки тазобедренного и коленного суставов могут приводить к изменениям гониограмм и угловых скоростей в голеностопном суставе, оказывая универсальное корректирующее воздействие на биомеханику ГС. Дальнейшие исследования должны быть направлены на

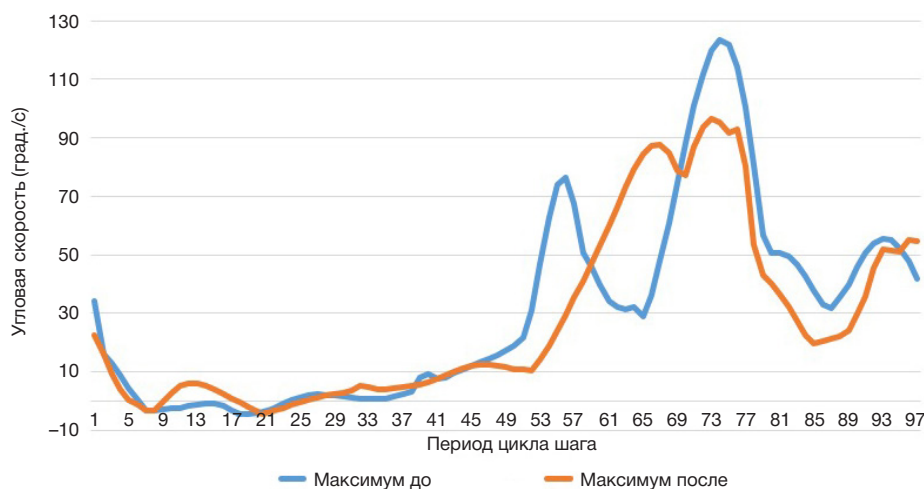


Рис. 6. Максимальные показатели угловой скорости сгибания/разгибания в голеностопном суставе паретичной конечности группы пациентов в разных периодах ЦШ до и после курса тренировок

более подробный анализ биомеханики ходьбы, включающий полный анализ движений как паретичной, так и здоровой ноги, а также движений таза и корпуса. Кроме того, для изучения механизмов изменений синергии протокол исследований должен включать группы с различающимися

воздействием. Последующее изучение эффекта локального воздействия роботизированных тренировок на комплексные движения позволит сформировать новые протоколы тренировок, учитывающие наличие и выраженность компенсаторных паттернов ходьбы.

Литература

- Balaban B, Tok F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *J PM&R*. 2014; 6 (7): 635–42.
- Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *J Neurophysiol Clin*. 2015; 45 (4–5): 335–55.
- Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou H, et al. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *J Arch Phys Med Rehabil*. 1995; 76 (1): 27–32.
- Mehrholz J, Thomas S, Werner C, et al. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017; 5.
- Скворцов Д. В. Клинический анализ движений. Анализ походки. Иваново: Стимул, 1996; 344 с.
- Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture*. 2004; 20 (2): 140–6.
- Milot M-H, Nadeau S, Gravel D. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007; 17 (2): 184–193.
- Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001; 80 (1): 25–32.
- Brunnstrom S. *Movement Therapy in Hemiplegia: A Neurophysiological Approach*. Harper & Row. 1970; 192.
- Bruni MF, Corrado M, De Cola MC, et al. What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Neurosci*. 2018; 48: 11–17.
- Tan CH, Kadone H, Watanabe H, Marushima A, et al. Lateral Symmetry of Synergies in Lower Limb Muscles of Acute Post-stroke Patients After Robotic Intervention. *Frontiers in Neuroscience*. 2018; 12: 276.
- Письменная Е. В., Петрушанская К. А., Котов С. В. и др. Клинико-биомеханическое обоснование применения экзоскелета «Экзоатлет» при ходьбе больных с последствиями ишемического инсульта. *Российский журнал биомеханики*. 2019; 23 (2): 204–30.
- Vukobratović M, Borovac B. Zero-moment point—thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics*. 2004; 1 (1): 157–73.
- Mokhtari M, Taghizadeh M, Mazare M. Hybrid Adaptive Robust Control Based on CPG and ZMP for a Lower Limb Exoskeleton. *Robotica*. 2020: 1–19.
- Al-Shuka H, Corves B, Vanderborgh B, et al. Zero-Moment Point-Based Biped Robot with Different Walking Patterns. *International Journal of Intelligent Systems and Applications (IJISA)*. 2015; 7: 31–41.
- Erbatur K, Kurt O. Natural ZMP Trajectories for Biped Robot Reference Generation. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*. 2009; 56 (3): 835–45.
- Schwartz I, Meiner Z. Robotic-Assisted Gait Training in Neurological Patients: Who May Benefit? *Ann Biomed Eng*. 2015; 43 (5): 1260–9.
- Moucheboeuf G, Griffier R, Gasq D. Effects of robotic gait training after stroke: a meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med*. 2020; S.1877–0657(20)30065-8. DOI: 10.1016/j.rehab.2020.02.008.
- Aprile I, Iacovelli C, Goffredo M, et al. Efficacy of end-effector Robot-Assisted Gait Training in subacute stroke patients: Clinical and gait outcomes from a pilot bi-centre study. *NeuroRehabilitation*. 2019; 45 (2): 201–12.
- De Luca A, Vernetti H, Capra C, et al. Recovery and compensation after robotic assisted gait training in chronic stroke survivors. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2019; 14 (8): 826–38.
- Клочков А. С., Теленков А. А., Черникова Л. А. Влияние тренировок на системе «Lokomat» на выраженность двигательных нарушений у пациентов, перенесших инсульт. *Анналы клинической и экспериментальной неврологии*. 2011; 5 (3): 20–25.
- Neckel ND, Blonien N, Nichols D, et al. Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern. *J Neuroeng Rehabil*. 2008; 5 (1): 1–13.
- Супонева Н. А., Юсупова Д. Г., Жирова Е. С. и др. Валидация модифицированной шкалы Ранкина (The Modified Rankin Scale, MRS) в России. *Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика*. 2018; 10 (4): 36–39.
- Супонева Н. А., Юсупова Д. Г., Ильина К. А. и др. Валидация

- модифицированной шкалы Эшворта (modified ashworth scale) в России. *Анналы клинической и экспериментальной неврологии*. 2020; 14 (1): 89–96.
25. Шпаков А. В., Артамонов А. А., Орлов Д. О. и др. Новые подходы в обработке биомеханических характеристик локомоций человека, полученных с использованием видеоанализа движений. *Управление движением Motor Control 2020 материалы VIII Российской с международным участием конференции по управлению движением*. 2020; 65–66.
 26. Доценко В. И., Воронов А. В., Титаренко Н. Ю. и др. Компьютерный видеоанализ движений в спортивной медицине и нейрореабилитации. *Медицинский алфавит*. 2005; 3: 12–14.
 27. Ferrarin M, Bovi G, Rabuffetti M, et al. Gait pattern classification in children with Charcot-Marie-Tooth disease type 1A. *Gait and Posture*. 2012; 35: 131–7.
 28. Kaczmarczyk K, Wit A, Krawczyk M, et al. Gait classification in poststroke patients using artificial neural networks. *Gait and Posture*. 2009; 30 (2): 207–10.
 29. Toro B, Nester CJ, Farren PC. Cluster analysis for the extraction of sagittal gait patterns in children with cerebral palsy. *Gait and Posture*. 2007; 25: 157–65.
 30. Giacomozzi C, Martelli F, Nagel A, et al. Cluster analysis to classify gait alterations in rheumatoid arthritis using peak pressure curves. *Gait and Posture*. 2009; 29: 220–4.
 31. Fong-Chin S, Wen-Lan W, Yuh-Min C, et al. Fuzzy clustering of gait patterns of patients after ankle arthrodesis based on kinematic parameters. *Med Eng Phys*. 2001; 23: 83–90.
 32. Rozumalski A, Schwartz M. Crouch gait patterns defined using k-means cluster analysis are related to underlying clinical pathology. *Gait and Posture*. 2009; 30: 155–60.
 33. Mulroy S, Gronley J, Weiss W, et al. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait and Posture*. 2003; 18: 114–25.
 34. Phinyomark A, Osis S, Hettinga BA, Ferber R. Kinematic gait patterns in healthy runners: A hierarchical cluster analysis. *J Biomech*. 2015; 48 (14): 3897–904.
 35. Watari R, Osis ST, Phinyomark A, Ferber R. Runners with patellofemoral pain demonstrate sub-groups of pelvic acceleration profiles using hierarchical cluster analysis: an exploratory cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2018; 19: 120.
 36. Trompetto C, Marinelli L, Mori L, et al. Postactivation depression changes after robotic-assisted gait training in hemiplegic stroke patients. *Gait Posture*. 2013; 38 (4): 729–33.
 37. Скворцов Д. В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки стабилметрия. М., 2007; 640 с.
 38. Витензон А. С., Петрушанская К. А. К фазовому анализу ходьбы и некоторых ритмических движений человека. *Российский журнал биомеханики*. 2005; 9 (1): 7–26.
 39. Воронцова О. И., Лозовская М. В. Структура шагового цикла по данным анализа кинематических и кинематических параметров походки человека. *Вестник новых медицинских технологий*. 2017; 3: 9–15.
 40. Bonnyaud C, Zory R, Boudarham J, et al. Effect of a robotic restraint gait training versus robotic conventional gait training on gait parameters in stroke patients. *Exp Brain Res*. 2014; 232 (1): 31–42.

References

1. Balaban B, Tok F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *J PM&R*. 2014; 6 (7): 635–42.
2. Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *J Neurophysiol Clin*. 2015; 45 (4–5): 335–55.
3. Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou H, et al. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *J Arch Phys Med Rehabil*. 1995; 76 (1): 27–32.
4. Mehrholz J, Thomas S, Werner C, et al. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017; 5.
5. Skvortsov DV. *Klinicheskiy analiz dvizheniy. Analiz pokhodki*. Ivanovo: Stimul, 1996; 344 s. Russian.
6. Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture*. 2004; 20 (2): 140–6.
7. Milot M-H, Nadeau S, Gravel D. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007; 17 (2): 184–193.
8. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001; 80 (1): 25–32.
9. Brunnstrom S. *Movement Therapy in Hemiplegia: A Neurophysiological Approach*. Harper & Row. 1970; 192.
10. Bruni MF, Corrado M, De Cola MC, et al. What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Neurosci*. 2018; 48: 11–17.
11. Tan CH, Kadone H, Watanabe H, Marushima A, et al. Lateral Symmetry of Synergies in Lower Limb Muscles of Acute Post-stroke Patients After Robotic Intervention. *Frontiers in Neuroscience*. 2018; 12: 276.
12. Pismennaya EV, Petrushanskaya KA, Kotov SV, et al. Clinical and biomechanical foundation of application of the exoskeleton exoatlet at walking of patients with poststroke disturbances. *Russian Journal of biomechanics*. 2019; 23 (2): 204–30. Russian.
13. Vukobratović M, Borovac B. Zero-moment point-thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics*. 2004; 1 (1): 157–73.
14. Mokhtari M, Taghizadeh M, Mazare M. Hybrid Adaptive Robust Control Based on CPG and ZMP for a Lower Limb Exoskeleton. *Robotica*. 2020: 1–19.
15. Al-Shuka H, Corves B, Vanderborcht B, et al. Zero-Moment Point-Based Biped Robot with Different Walking Patterns. *International Journal of Intelligent Systems and Applications (IJISA)*. 2015; 7: 31–41.
16. Erbatur K, Kurt O. Natural ZMP Trajectories for Biped Robot Reference Generation. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*. 2009; 56 (3): 835–45.
17. Schwartz I, Meiner Z. Robotic-Assisted Gait Training in Neurological Patients: Who May Benefit? *Ann Biomed Eng*. 2015; 43 (5): 1260–9.
18. Moucheboeuf G, Griffier R, Gasq D. Effects of robotic gait training after stroke: a meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med*. 2020; S.1877–0657(20)30065-8. DOI: 10.1016/j.rehab.2020.02.008.
19. Aprile I, Iacovelli C, Goffredo M, et al. Efficacy of end-effector Robot-Assisted Gait Training in subacute stroke patients: Clinical and gait outcomes from a pilot bi-centre study. *NeuroRehabilitation*. 2019; 45 (2): 201–12.
20. De Luca A, Vernetti H, Capra C, et al. Recovery and compensation after robotic assisted gait training in chronic stroke survivors. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2019; 14 (8): 826–38.
21. Klochkov AS, Telenkov AA, Chernikova LA. Effect of Lokomat trainings on the severity of gait disorders in patients after stroke. *Annals of Clinical and Experimental Neurology*. 2011; 5 (3): 20–25.
22. Neckel ND, Blonien N, Nichols D, et al. Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern. *J Neuroeng Rehabil*. 2008; 5 (1): 1–13.
23. Suponeva NA, Yusupova DG, Zhironova ES, et al. Validation of the modified Rankin Scale in Russia. *J Neurology, Neuropsychiatry, Psychosomatics*. 2018; 10 (4): 36–39.
24. Suponeva NA, Yusupova DG, Ilyina KA, et al. Validation of the Modified Ashworth scale in Russia. *J Annals of clinical and experimental neurology*. 2020; 14 (1): 89–96.
25. Shpakov AV, Artamonov AA, Orlov DO, i dr. Novye podhody v obrabotke biomechanicheskikh harakteristik lokomocij cheloveka,

- poluchennyh s ispol'zovaniem videoanaliza dvizhenij. Upravlenie dvizheniem Motor Control 2020 materialy VIII Rossijskoj s mezhdunarodnym uchastiem konferencii po upravleniju dvizheniem. 2020; 65–66.
26. Docenko VI, Voronov AV, Titarenko NYu, i dr. Komp'juternyj videoanaliz dvizhenij v sportivnoj medicine i nejrореабилитacii. Medicinskij alfavit. 2005; 3: 12–14.
 27. Ferrarin M, Bovi G, Rabuffetti M, et al. Gait pattern classification in children with Charcot-Marie-Tooth disease type 1A. *Gait and Posture*. 2012; 35: 131–7.
 28. Kaczmarczyk K, Wit A, Krawczyk M, et al. Gait classification in poststroke patients using artificial neural networks. *Gait and Posture*. 2009; 30 (2): 207–10.
 29. Toro B, Nester CJ, Farren PC. Cluster analysis for the extraction of sagittal gait patterns in children with cerebral palsy. *Gait and Posture*. 2007; 25: 157–65.
 30. Giacomozzi C, Martelli F, Nagel A, et al. Cluster analysis to classify gait alterations in rheumatoid arthritis using peak pressure curves. *Gait and Posture*. 2009; 29: 220–4.
 31. Fong-Chin S, Wen-Lan W, Yuh-Min C, et al. Fuzzy clustering of gait patterns of patients after ankle arthrodesis based on kinematic parameters. *Med Eng Phys*. 2001; 23: 83–90.
 32. Rozumalski A, Schwartz M. Crouch gait patterns defined using k-means cluster analysis are related to underlying clinical pathology. *Gait and Posture*. 2009; 30: 155–60.
 33. Mulroy S, Gronley J, Weiss W, et al. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait and Posture*. 2003; 18: 114–25.
 34. Phinyomark A, Osis S, Hettinga BA, Ferber R. Kinematic gait patterns in healthy runners: A hierarchical cluster analysis. *J Biomech*. 2015; 48 (14): 3897–904.
 35. Watari R, Osis ST, Phinyomark A, Ferber R. Runners with patellofemoral pain demonstrate sub-groups of pelvic acceleration profiles using hierarchical cluster analysis: an exploratory cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2018; 19: 120.
 36. Trompetto C, Marinelli L, Mori L, et al. Postactivation depression changes after robotic-assisted gait training in hemiplegic stroke patients. *Gait Posture*. 2013; 38 (4): 729–33.
 37. Skvortsov DV. Diagnostika dvigatel'noy patologii instrumental'nymi metodami: analiz pokhodki stabilometriya. M., 2007; 640 s.
 38. Vitenson AS, Petrushanskaya KA. Physiological foundations of a method of artificial correction of movements by means of programmable electrical stimulation of muscles during walking. *Russian Journal of biomechanics*. 2005; 9 (1): 7–26.
 39. Vorontcova OI, Lozovskaya MV. Structure of gait cycle based on kinetic and kinematical parameters. *Journal of new medical technologies*. 2017; 3: 9–15.
 40. Bonnyaud C, Zory R, Boudarham J, et al. Effect of a robotic restraint gait training versus robotic conventional gait training on gait parameters in stroke patients. *Exp Brain Res*. 2014; 232 (1): 31–42.