

НОВАЯ ТЕХНОЛОГИЯ РЕГУЛЯЦИИ ХОДЬБЫ У ДЕТЕЙ С ДЕТСКИМ ЦЕРЕБРАЛЬНЫМ ПАРАЛИЧОМ

© 2025 г. Т. Р. Мошонкина^{1, *}, Н. Д. Шаманцева¹, С. С. Ананьев¹, В. А. Ляховецкий¹,
А. А. Савенкова², Т. С. Игнатова², Ю. П. Герасименко¹

¹ФГБУН Институт физиологии имени И.П. Павлова РАН, Санкт-Петербург, Россия

²Санкт-Петербургское государственное бюджетное учреждение здравоохранения “Городская больница № 40 Курортного района”, Санкт-Петербург, Россия

*E-mail: moshonkina@infran.ru

Поступила в редакцию 09.09.2024 г.

После доработки 27.09.2024 г.

Принята к публикации 08.10.2024 г.

Известно, что нейронные сети спинного мозга человека могут продуцировать шагательный паттерн и контролировать позу при нарушении супраспинальных влияний. В реабилитации детей со спастической диплегией вследствие детского церебрального паралича использована новая технология на основе чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ). Во время ходьбы проводили непрерывную и ритмическую ЧЭССМ. Непрерывную ЧЭССМ проводили на уровне С5-С6 и Т11-Т12 позвонков. Ритмическую стимуляцию дорсальных корешков спинного мозга, проводили на уровне позвонков Т12 и L2 для активации моторных пулов флексорных/экстензорных мышц ног в фазу переноса и опоры, соответственно. В исследовании участвовало 14 детей со спастической диплегией, возраст 13 ± 2 лет. Пациенты, участники исследования, могли самостоятельно стоять и ходить с помощью трости/ходунков или с помощью взрослого. Все пациенты получали стандартную терапию и локомоторные тренировки (20 мин в день, 10 дней). Во время локомоторных тренировок у пациентов одной группы применяли технологию на основе ЧЭССМ, у пациентов другой группы ЧЭССМ не применяли. У всех пациентов перед курсом определяли влияние ЧЭССМ на параметры ходьбы по ровной поверхности (острый эффект). До и после курса всех пациентов обследовали с помощью клинических шкал и тестов, анализировали кинематические характеристики ходьбы. Острый эффект стимуляции проявляется в сокращении длительности фазы опоры, в увеличении объема движений в коленном суставе. После курса в основной группе увеличились баллы по шкале оценки изменений моторных функций (*GMFM-88*), уменьшилась спастичность, увеличилось пройденное расстояние в тесте 6-минутной ходьбы.

Ключевые слова: спинной мозг, стимуляция, детский церебральный паралич, спастическая диплегия, кинематика ходьбы.

DOI: 10.31857/S0131164625010035 **EDN:** VNEMUA

Детский церебральный паралич (ДЦП) вызван перинатальным повреждением головного мозга. Клинические проявления ДЦП разнообразны и охватывают широкий спектр патологических изменений функций [1]. В основном, это нарушения локомоции, равновесия, сенсорный дефицит [2, 3].

Локомоторный автоматизм контролируется специфическими нейронными сетями спинного мозга (СМ), расположенными, в основном, в пояснично-крестцовом отделе [4]. В последние годы доказано, что активность этих сетей у человека можно регулировать с помощью безболезненной чрескожной стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ) [5–7]. Сочетание ЧЭССМ с двигательными тренировками

у детей с ДЦП вызывает функциональное улучшение спинальных и супраспинальных сетей, приводит к статистически и клинически значимым улучшениям локомоции [8, 9].

Недавно была разработана технология многоуровневой пространственно-временной ЧЭССМ во время ходьбы, которая не только модулирует активность локомоторных сетей СМ, но и активирует моторные пулы мышц-сгибателей и мышц-разгибателей нижних конечностей в фазы переноса и опоры, соответственно [10]. Результаты исследований на здоровых испытуемых показали, что эта технология может быть использована для регуляции локомоции [11]. Было создано устройство

“спинальный нейропротез”, которое успешно используется в регуляции локомоции и в двигательной реабилитации пациентов с последствиями инсульта [12, 13].

У детей с перинатальным инсультом обычно диагностируется врожденный гемиплегический церебральный паралич [14]. Ранее обсуждалось, что реабилитационные приемы и методы, эффективные в двигательной реабилитации взрослых, перенесших инсульт, улучшают двигательные функции у детей с ДЦП [1, 15, 16]. Можно предположить, что технология спинального нейропротеза может быть использована для регуляции и реабилитации локомоции у детей с ДЦП, так же как и у пациентов, перенесших инсульт.

Цель исследования – изучение возможности ЧЭССМ в модуляции локомоторного автоматизма у пациентов с ДЦП и технологии спинального нейропротеза в двигательной реабилитации пациентов с ДЦП.

МЕТОДИКА

Исследование проводили в Санкт-Петербургском государственном бюджетном учреждении здравоохранения “Городская больница № 40” с участием пациентов, находившихся на стационарном лечении с мая до ноября 2023 г. В исследовании участвовали пациенты детского возраста с ДЦП, испытывающие значительные трудности при самостоятельной ходьбе.

Критерии включения были следующими: диагноз ДЦП, спастическая диплегия, III–IV уровень по шкале классификации больших моторных функций при ДЦП (*Gross Motor Function Classification System, GMFCS* [17]), повышение тонуса мышц нижних конечностей не более чем до 3 баллов по модифицированной шкале Ашворта, рост ~140 см или выше.

Критерии исключения: инфекционные заболевания или отсутствие декомпенсированной соматической патологии, неспособность понимать и выполнять инструкции тренеров и исследователей, повреждение или воспаление кожи в месте прикрепления стимулирующих электродов.

Протокол исследования. Исследование состояло из двух этапов (рис. 1, А). Пациенты случайным образом были разделены на две равные группы. На первом этапе участники одной группы проходили реабилитационные процедуры, направленные на восстановление локомоции, с использованием ЧЭССМ, участники другой – без использования ЧЭССМ. Через 4–5 мес. после завершения первого этапа участников приглашали в стационар для прохождения второго этапа исследования. На втором этапе тем участникам, которых ранее стимулировали во время реабилитационных процедур, проводили эти процедуры без использования ЧЭССМ, и наоборот, тем участникам, которых не стимулировали на первом этапе, проводили процедуры с использованием ЧЭССМ. На обоих этапах

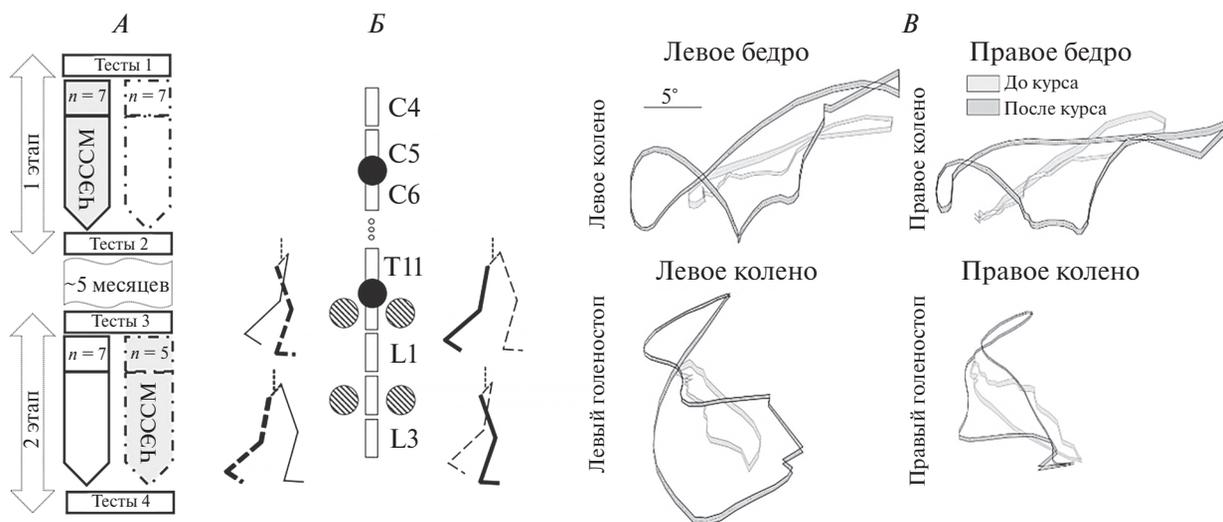


Рис. 1. Протокол исследования и анализ результатов.

А – схема организации исследований; тестирования проводили в начале и в конце каждого этапа; перерыв между этапами 4–5 месяцев. Б – схема расположения катодов и режимов ЧЭССМ; С5–С6, Т11, L1, L3 – позвонки; черные кружки – катоды в области проекции спинальных локомоторных сетей, непрерывная стимуляция; штрихованные кружки – катоды над корешками СМ, стимуляция, зависящая от фаз шага; на схемах фаз шага толстые и тонкие линии – правая и левая нога, соответственно, сплошные линии – фаза, во время которой стимуляция осуществляется через катод, рядом с которым расположена схема. В – пример координации суставов ног (взаимные гониограммы) в тесте ходьбы на 10 м до и после стимуляционного курса.

реабилитационный курс состоял из 9–10 процедур, 5 раз в неделю.

Во время нахождения на стационарном лечении все участники исследования получали стандартную реабилитационную терапию по индивидуальным показаниям (роботизированная механотерапия, массаж, физиотерапия, занятия с логопедом и др.).

ЧЭССМ. Стимуляцию проводили во время ходьбы с помощью спинального нейропротеза (ООО “Косима”, Россия). Детально принцип работы спинального нейропротеза изложен в работе [10]. Нейропротез детектирует фазы шага и управляет ЧЭССМ так, что в фазе переноса ноги активируются моторные пулы сгибателей этой ноги, а в фазе опоры – разгибателей (рис. 1, Б). Для увеличения возбудимости спинальных локомоторных сетей в проекции поясничного и шейного утолщений СМ проводится непрерывная ЧЭССМ, не зависящая от фаз шага.

Нейропротез состоит из электродной матрицы (катоды). Один электрод матрицы располагали по средней линии СМ между остистыми отростками позвонков T11–T12, два электрода – на уровне позвонка T12 латерально на ~2 см от средней линии, другие два электрода – на уровне позвонка L2 латерально на ~2 см от средней линии. Шестой катод (вне матрицы) располагали по средней линии между остистыми отростками позвонков C5–C6. Два анода фиксировали над ключицами, еще два – над гребнями подвздошных костей. Датчики для детекции фаз шага прикрепляли над коленными суставами обеих ног с помощью эластичных манжет. Каждый датчик является комплексом акселерометра и гироскопа. Стимулятор располагали на поясе на спине.

Для стимуляции на уровне утолщений СМ использовали прямоугольные биполярные импульсы с частотой 30 Гц. При ЧЭССМ на уровне корешков СМ (латерально относительно позвонков T12 и L2) – прямоугольные монополярные импульсы и частоты 30 и 15 Гц, соответственно. Все импульсы модулированы частотой 5 кГц. Интенсивность ЧЭССМ подбирали для каждого уровня стимуляции, ориентируясь на ответы пациента. Стимуляция должна была ощущаться, но не вызывать дискомфорт, не мешать ходьбе.

Реабилитационные процедуры, направленные на восстановление локомоции, состояли из ходьбы по беговой дорожке и ходьбы по полу в присутствии инструктора. Ходьба по полу и ходьба по дорожке чередовались ежедневно, курс начинался с ходьбы по беговой дорожке. Скорость беговой дорожки подбирали индивидуально и корректировали от процедуры к процедуре. Скорость ходьбы по полу и пройденное расстояние зависели от индивидуальных физических возможностей участников.

Суммарная длительность ходьбы во время процедуры – до 30 мин в день без учета перерывов на отдых.

Часть пациентов во время первого этапа исследования, а другая часть во время второго этапа (рис. 1, А) проходили эти процедуры со стимуляцией СМ с помощью спинального нейропротеза (рис. 1, Б). Интенсивность стимуляции подбирали на каждой процедуре для каждого уровня стимуляции.

Тесты. За 1–2 дня до начала реабилитационных процедур, направленных на восстановление локомоции, и на следующий день после окончания этих процедур на каждом этапе проводили тестирование. Всего было четыре тестовых исследования (рис. 1, А).

Для определения изменений в базовых двигательных навыках использовали *Gross Motor Function Measure (GMFM-88)* [18]. Шкала оценивает двигательные навыки по 5 разделам: лежание (А) на спине и переворачивание, (Б) сидение, (С) ползание и квадрипедальная “ходьба” на четвереньках, (D) стояние, ходьба, бег, (Е) прыжки. Тест состоит из 88 заданий, каждое из которых оценивается по 4-балльной шкале от 0 до 3, где 0 означает, что ребенок не начинает выполнять задание; 3 означает, что ребенок полностью выполняет задание (100%).

Модифицированная шкала Ашворта [19] была использована для оценки спастичности бедра, голени и стоп обеих ног. Диапазон шкалы от 0 до 4, где 0 – отсутствие спастичности, 4 – ригидность сустава.

Шкалу функциональной мобильности (*Functional Mobility Scale, FMS*) [20] использовали для оценки независимости при ходьбе. Диапазон шкалы от 1 до 6 баллов, где 1 – использование инвалидной коляски для перемещения, пациент может стоять и сделать несколько шагов с помощью другого лица, а 6 – полностью независимая ходьба без помощи другого лица, без использования трости, ходунков и т. п.

Для исследования локомоции были использованы тест 6-минутной ходьбы [21] и тест ходьбы на 10 м [22].

Определяли острый эффект ЧЭССМ на локомоцию. Это исследование проводили после завершения локомоторных тестов. Инструкции и процедура проведения в этом тесте были такими же, как и в тесте 6-минутной ходьбы. Интенсивность ЧЭССМ для каждого уровня стимуляции подбирали в положении сидя и корректировали во время первых шагов (рис. 1, Б). После этого участник ходил ~2 мин с ЧЭССМ на всех уровнях стимуляции.

Параметры ходьбы регистрировали с помощью датчиков “Нейросенс” (ООО Нейрософт, Россия). Во время движения датчики регистрировали

и передавали по беспроводной связи акселерометрические и гироскопические данные и электромиограмму (ЭМГ). Было использовано 7 датчиков, которые крепили эластичными манжетами на бедрах, голени и стопах обеих ног, и один датчик на спине в области крестца. Одноразовые электроды (H124SG, Covidien-ARBO-Kendall) для биполярной регистрации поверхностной ЭМГ располагали на следующих мышцах обеих ног: *m. tibialis anterior* (TA), *m. gastrocnemius medialis* (GM).

Анализ параметров локомоции. С помощью программного обеспечения “Стэдис” (ООО Нейрософт, Россия) получали информацию об ускорениях датчиков, расположенных на бедре, голени и стопе, а также данные об углах в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах (частота дискретизации 200 Гц). На основе данных об ускорении, полученных от датчиков, расположенных на стопах, с помощью скриптов, разработанных авторами статьи в пакете прикладных программ для решения задач технических вычислений *Matlab* (*Mathworks*, США), разбивали полученные записи на циклы шага, а каждый цикл шага на фазы опоры и переноса. Для каждого шагательного цикла определяли диапазон движения в суставе как разницу между максимальным и минимальным значением углов в этом суставе. Затем определяли взаимное изменение углов (взаимную гониограмму) в рамках шагательного цикла в парах суставов: в коленном и тазобедренном, а также в голеностопном и коленном суставах (рис. 1, B). Для каждой взаимной гониограммы определяли площадь внутри полученной кривой, также характеризующую объем движения конечности.

Группирование данных для анализа результатов. Острый эффект ЧЭССМ на параметры локомоции был проанализирован с использованием данных всех участников, прошедших реабилитацию с использованием ЧЭССМ ($n = 12$).

Мы сформировали выборку результатов +ЧЭССМ. В этой выборке сравнивали объединенные результаты тестов 1 и 3 (до реабилитационных курсов) с результатами тестов 2 и 4 (после реабилитации) участников, которые проходили реабилитационные процедуры с использованием ЧЭССМ (рис. 1, A). В группе +ЧЭССМ $n = 12$.

Таким же способом была сформирована выборка результатов –ЧЭССМ. В этой выборке сгруппированы результаты участников, которые проходили на первом и втором этапах исследования реабилитацию без использования ЧЭССМ. В этой выборке данных –ЧЭССМ $n = 14$ (рис. 1, A).

Статистический анализ. Статистический анализ полученных данных проводили с помощью программ *Prism 10 for Windows 10.2.3* (*GraphPad Software*, США), *Excel 2019* (*Microsoft Office 2019*). Для определения статистического закона распре-

деления данных использовали тест Д’Агостино. В тех случаях, когда не все данные были распределены по нормальному закону, использовали непараметрическую статистику.

В зависимости от распределения данных значения представлены как среднее \pm стандартное отклонение или медиана [1-й квартиль (Q_1), 3-й квартиль (Q_3)].

Значимость изменений относительно начальных условий (до воздействия) определяли с помощью теста Вилкоксона или t -теста Стьюдента в зависимости от распределения данных. Для расчета значимости различий между группами +ЧЭССМ и –ЧЭССМ использовали U -тест Манна–Уитни.

Различия определяли как значимые при значении вероятности $p < 0.05$. Принимая во внимание, что в биомедицинских исследованиях при малых выборках эта величина вероятности является условностью для решения о принятии или непринятии нулевой гипотезы [23], рассматривали тенденцию к отклонению нулевой гипотезы (различию между сравниваемыми выборками) в случаях, когда вероятность $p < 0.1$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В соответствии с критериями включения и исключения, для участия в исследовании было отобрано 15 пациентов со спастической диплегией, с уровнем *GMFCS* III–IV (табл. 1). Все пациенты во время локомоторных тестов использовали технические средства реабилитации, обычно используемые ими при ходьбе. Перед первым и вторым этапами (рис. 1, A) между группами не было значимых отличий по антропометрическим характеристикам, тяжести заболевания, числу реабилитационных сессий в курсах, периоду между курсами. В начале исследования возраст участников обеих групп – 13 ± 2 лет; рост участников первой и второй групп, соответственно – 152 ± 10 и 147 ± 9 см. Интервал между курсами в первой группе составил 4 [4; 5] мес., во второй – 5 [4; 5] мес.

Пациентка П11 прошла первичные обследования, в том числе и исследование острого эффекта ЧЭССМ на параметры ходьбы. Законный представитель этой участницы воспользовался правом выйти из исследования без объяснения причин, поэтому в дальнейших исследованиях пациентка не принимала участие. Пациенты П14 и П15 не участвовали во втором этапе исследования, так как не смогли прибыть в стационар в период проведения исследования.

Острый эффект ЧЭССМ определяли при первичном исследовании участников до реабилитационного курса.

Стимуляция во время ходьбы на 6% уменьшает длительность фазы опоры ($p = 0.05$), но не

Таблица 1. Антропометрические характеристики участников исследования и их распределение между экспериментальными группами

Пациент	Пол	Возраст (лет)	Рост (см)	ТСР	1 курс		Между курсами (месяцы)	2 курс	
					Число сессий	Группа		Число сессий	Группа
П1	м	15	170	тр	10	с	5	10	к
П2	ж	16	146	тр	10	с	5	10	к
П3	ж	10	137	тр	10	к	5	10	с
П4	ж	13	140	тр	10	к	5	10	с
П5	ж	10	140	тр	10	с	4	10	к
П6	ж	11	136	х	10	к	4	10	с
П7	ж	15	153	х	10	к	5	9	с
П8	м	15	158	тр	10	с	4	10	к
П9	м	15	159	тр	10	к	4	9	с
П10	ж	12	145	тр	10	с	4	10	к
П11	ж	13	147	тр	–	–	–	–	–
П12	ж	11	150	х	9	с	4	10	к
П13	м	14	153	тр	10	с	4	10	к
П14	ж	16	155	кст	9	к	–	–	–
П15	м	12	146	тр	10	к	–	–	–
Итого	5 м/ 10 ж	13 ± 2	149 ± 9	11 тр/3 х/ 1 кст	10 ± 0.4	7 с/7 к	4 ± 1	10 ± 0.4	5 с/7 к

Примечание: ТСР – технические средства реабилитации; тр – трости; х – ходунки; кст – костыли; к – “контроль”, в реабилитационном курсе не было ходьбы с ЧЭССМ; с – “стимуляция”, ходьба с ЧЭССМ в реабилитационном курсе.

влияет на скорость ходьбы (рис. 2, А). При ходьбе с ЧЭССМ значимо (на 5%) увеличивается амплитуда движений в коленном суставе (рис. 2, Б), на 15% увеличивается площадь взаимной гониограммы голеностопного и коленного суставов (рис. 1, В, 2, В). Стимуляция не влияет на электрическую активность мышц голени (рис. 2, Г).

Интенсивность ЧЭССМ. В начале каждой реабилитационной сессии с использованием ЧЭССМ реабилитологи подбирали интенсивность тока для каждого уровня стимуляции.

На первой сессии интенсивность стимуляции была ~20 мА для всех уровней стимуляции (табл. 2). Интенсивность стимуляции для всех уровней увеличивалась от сессии к сессии. К последней сессии прирост составил 6–10 мА для всех уровней ЧЭССМ. Для каждого уровня различия между интенсивностями ЧЭССМ на первой

и последней сессии значимые. Средняя за курс интенсивность стимуляции на уровне С5–6 была 25 ± 8 мА, на всех остальных уровнях – около 30 мА; различия между интенсивностью ЧЭССМ на шейном уровне и других уровнях значимые.

Изменение скорости ходьбы в процессе курса. После каждой сессии реабилитологи регистрировали длительность ходьбы пациента, расстояние, пройденное по полу, и максимальную скорость беговой дорожки.

На первой реабилитационной процедуре в выборках данных –ЧЭССМ и +ЧЭССМ скорость ходьбы по беговой дорожке была 0.6 [0.5; 0.7] и 0.6 [0.5; 0.8] м/с, соответственно. Отличия между выборками нет. Изменение скорости ходьбы по беговой дорожке от сессии к сессии составило 0.01 ± 0.02 и 0.03 ± 0.02 м/с в выборках –ЧЭССМ и +ЧЭССМ соответственно (рис. 3, А). Отличия

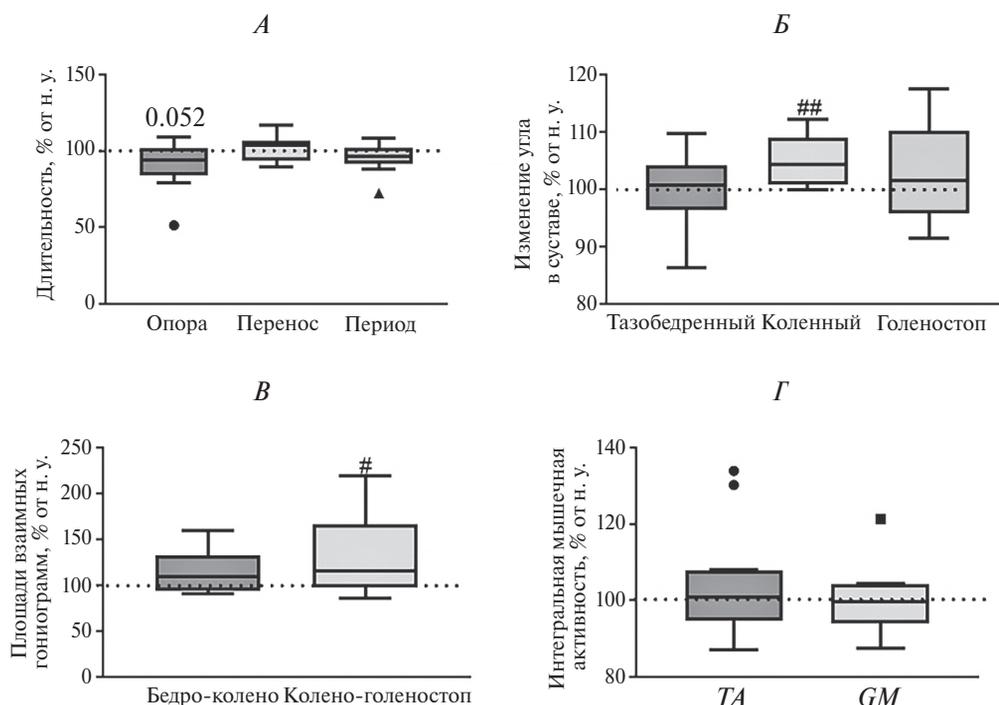


Рис. 2. Влияние ЧЭССМ на ходьбу по ровной поверхности (острый эффект). Относительные изменения параметров ходьбы.

A – длительность фаз шага и цикла шага, *Б* – диапазон движений основных суставов ног, *В* – площади взаимных гониограмм суставов ног, *Г* – интегральная электрическая активность мышц за один шагательный цикл. Показаны медиана (горизонтальная линия в “ящике”), 25-ый и 75-ый перцентили (нижняя и верхняя границы “ящиков”), минимальное и максимальное значение выборки (размах “усов”) и точки выбросов. н. у. – начальные условия, 100%. *ТА* – *m. tibialis anterior*. *GM* – *m. musculus gastrocnemius*. $n = 12$. #, ## – $p < 0.05$, $p < 0.01$ относительно 100%.

Таблица 2. Интенсивность тока в начале и конце курса (мА)

Номер сессии	Уровень стимуляции					
	C5-6	T11-12	T11-12 слева	T11-12 справа	L1-2 слева	L1-2 справа
1	20 ± 7	22 ± 9	20 ± 6	20 [11; 20]	21 ± 8	21 ± 8
10 (9)	26 ± 8*	30 ± 14*	31 ± 13**	31 ± 13**	31 ± 13**	31 ± 13**

Примечание: *, ** – $p < 0.05$, $p < 0.01$ по сравнению с интенсивностью стимуляции на первой реабилитационной сессии.

между группами – на уровне тенденции ($p = 0.07$). Прирост скорости в выборке +ЧЭССМ достоверно отличается от нуля.

Скорость ходьбы по полу на первых реабилитационных процедурах в выборках данных –ЧЭССМ и +ЧЭССМ была одинаковой и составляла 0.2 [0.1; 0.3] м/с. Изменения скорости от сессии к сессии при ходьбе по полу в выборках –ЧЭССМ и +ЧЭССМ были 0.07 [–0.3; 0.3] и 0.1 [–0.8; 0.8] м/с соответственно (рис. 3, *Б*). Значимых отличий между выборками нет.

Изменение локомоции после курса. Расстояние, пройденное в тесте 6-минутной ходьбы,

перед курсом в выборке данных –ЧЭССМ составляло 59 ± 53 м, перед курсом в выборке +ЧЭССМ – 57 ± 41 м. После курса в выборке –ЧЭССМ это расстояние увеличилось на 2 ± 21 м, в выборке +ЧЭССМ – на 14 ± 18 м (рис. 4, *А*). Увеличение пройденного пути значимо отличается от нуля после стимуляционного курса в выборке +ЧЭССМ.

Скорость ходьбы в тесте 10-минутной ходьбы перед курсом в выборке данных –ЧЭССМ составляла 0.3 ± 0.2 м/с, перед курсом в выборке +ЧЭССМ – 0.2 [0.1; 0.4] м/с. После курса в выборке –ЧЭССМ скорость увеличилась на 0.01 [–0.06;

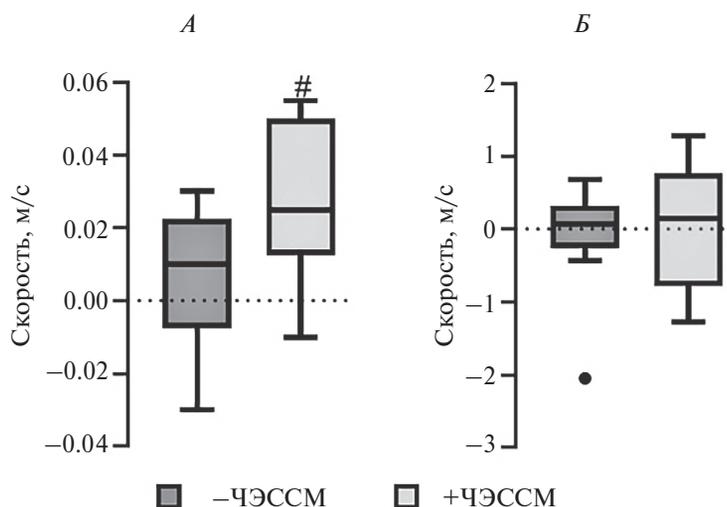


Рис. 3. Изменение скорости ходьбы во время процедур на протяжении реабилитационного курса. *А* – ходьба по беговой дорожке, *Б* – ходьба по полу. Для каждого участника определен коэффициент наклона линейной аппроксимации изменения скорости в зависимости от номера сессии. $n = 12$ и $n = 14$ в выборках +ЧЭССМ и –ЧЭССМ соответственно. # – $p < 0.05$ относительно 0 м/с. Остальные обозначения см. рис. 2.

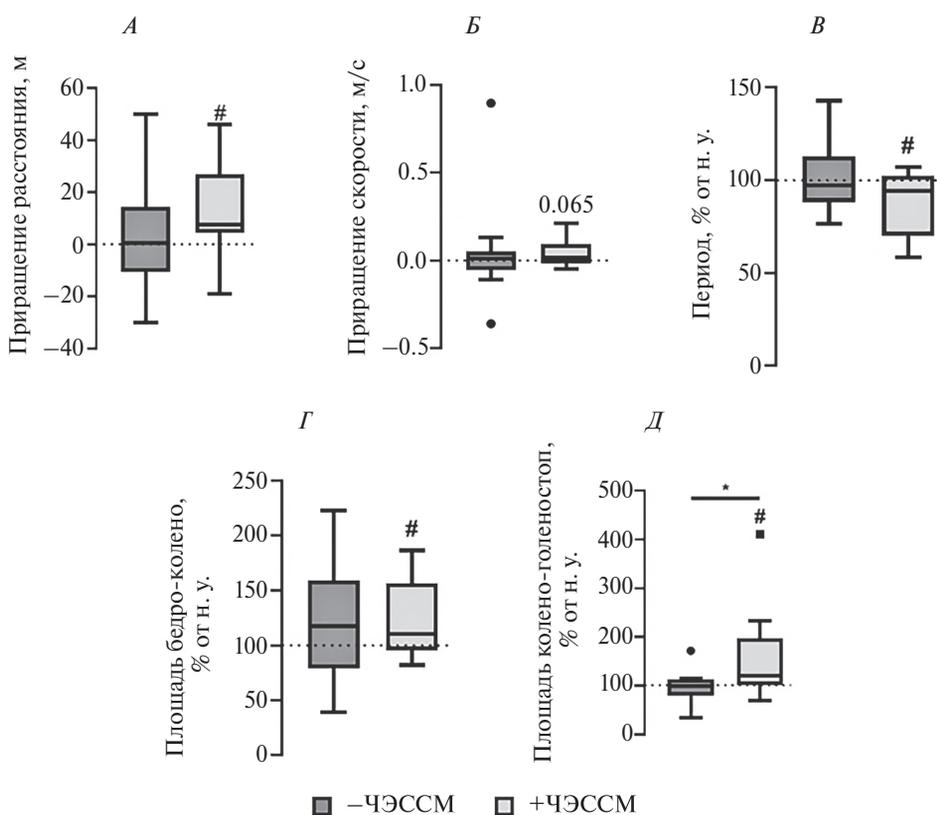


Рис. 4. Изменения параметров ходьбы в локомоторных тестах после реабилитационного курса с применением ЧЭССМ и без использования ЧЭССМ.

А – изменение пройденного расстояния в тесте 6-минутной ходьбы. *Б, В, Г, Д* – изменение скорости, периода шага, площади взаимных гониограмм бедренного и коленного суставов, площади взаимных гониограмм коленного и голеностопного суставов в тесте спокойной ходьбы на 10 м соответственно. н. у. – начальные условия, 100%. $n = 12$ и $n = 14$ в выборках +ЧЭССМ и –ЧЭССМ соответственно. # – $p < 0.05$ относительно 100%. * – $p < 0.05$ между сравниваемыми условиями. Остальные обозначения см. рис. 2.

0.05] м/с, в выборке +ЧЭССМ – на 0.05 ± 0.08 м/с (рис. 4, Б). Достоверность изменения скорости относительно нуля в тесте 10-метровой ходьбы после стимуляционного курса на уровне тенденции ($p = 0.06$).

Мы сравнили кинематические параметры ходьбы в локомоторных тестах до и после реабилитационного курса. В выборке данных –ЧЭССМ проанализированные параметры локомоции после курса не отличаются от параметров до курса. В выборке +ЧЭССМ в тестах ходьбы на 10 м достоверно на 12% уменьшился период шага (рис. 4, В), значимо на 25 и 20% увеличились площади взаимных гондиограмм тазобедренного и коленного суставов, коленного и голеностопного суставов, соответственно (рис. 1, В; 4, Г; 4, Д). В тесте 6-минутной ходьбы достоверные отличия кинематических параметров ходьбы после курса от параметров перед курсом не обнаружены, вероятно, из-за большой вариабельности походки при длительной ходьбе.

Электрическая активность мышц во время выполнения локомоторных тестов достоверно не изменилась после курсов в обеих выборках данных.

Изменения оценок по клиническим шкалам после курса. Оценки участников исследования по неврологическим шкалам в начале реабилитационного курса в выборках –ЧЭССМ и +ЧЭССМ приведены в табл. 3.

После завершения курса достоверные изменения оценок по шкале *GMFM-88* получены в обеих выборках (рис. 5, А). В выборке –ЧЭССМ суммарные баллы увеличились на 3 [0; 5]%. В выборке +ЧЭССМ суммарные баллы увеличились на $3 \pm 4\%$. В выборке +ЧЭССМ получено значимое увеличение баллов в разделе шкалы “лежание и переворачивание” на $4 \pm 4\%$ и в разделе “ползание и “ходьба” на четвереньках” на $4 \pm 6\%$ (рис. 5, Б, Г). В этой же выборке увеличение баллов относительно нуля в разделе “сидение” на уровне тенденции ($7 \pm 11\%$, $p = 0.07$, рис. 5, В).

Спастичность мышц нижних конечностей в выборке +ЧЭССМ уменьшилась на $-2 [-2; 0]$ балла по шкале Ашворта, достоверность изменения на уровне тенденции ($p = 0.089$) (рис. 5, Д). Спастичность не изменилась в выборке –ЧЭССМ ($0 [-2; 0]$ баллов, $p = 0.104$).

Таблица 3. Оценки по клиническим шкалам перед началом реабилитации

Группы сравнения	<i>GMFM-88</i> (%)	шк. Ашворта (баллы)	<i>FMS</i> (баллы)
–ЧЭССМ	59 ± 13	2 [1; 2]	3 ± 0.9
+ЧЭССМ	59 [52; 62]	2 ± 0.6	3 ± 0.9

Примечание: *GMFM-88* – *Gross Motor Function Measure*; шк. Ашворта – модифицированная шкала Ашворта; *FMS* – *Functional Mobility Scale*.

Таблица 4. Отсроченные результаты пациентов, получавших реабилитацию с ЧЭССМ на первом этапе исследования

Пациент	<i>GMFM-88</i> (%)			6 мин (м)			10 м (м/с)		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
П1	60	67	69	140	146	178	0.73	<i>0.71</i>	<i>0.66</i>
П2	51	58	58	76	84	<i>37</i>	0.17	0.25	0.19
П5	47	51	58	12	18	13	0.05	0.08	0.06
П8	82	<i>79</i>	88	72	101	126	0.39	0.39	0.5
П10	52	60	<i>52</i>	92	96	114	0.43	<i>0.41</i>	0.49
П12	67	74	70	91	<i>72</i>	<i>53</i>	0.34	<i>0.29</i>	<i>0.24</i>
П13	62	68	74	82	98	122	0.30	0.51	0.86
Медиана	60	67*	69*	82	96	114	0.34	0.39	0.49

Примечание: *GMFM-88* – *Gross Motor Function Measure*; T1, T2 и T3 – первое, второе и третье тестирования соответственно. Числа, выделенные жирным шрифтом, – увеличение по сравнению со значением в T1; числа курсивом – уменьшение по сравнению со значением в T1; * – $p < 0.05$ по отношению к первому тестированию, критерий Вилкоксона.

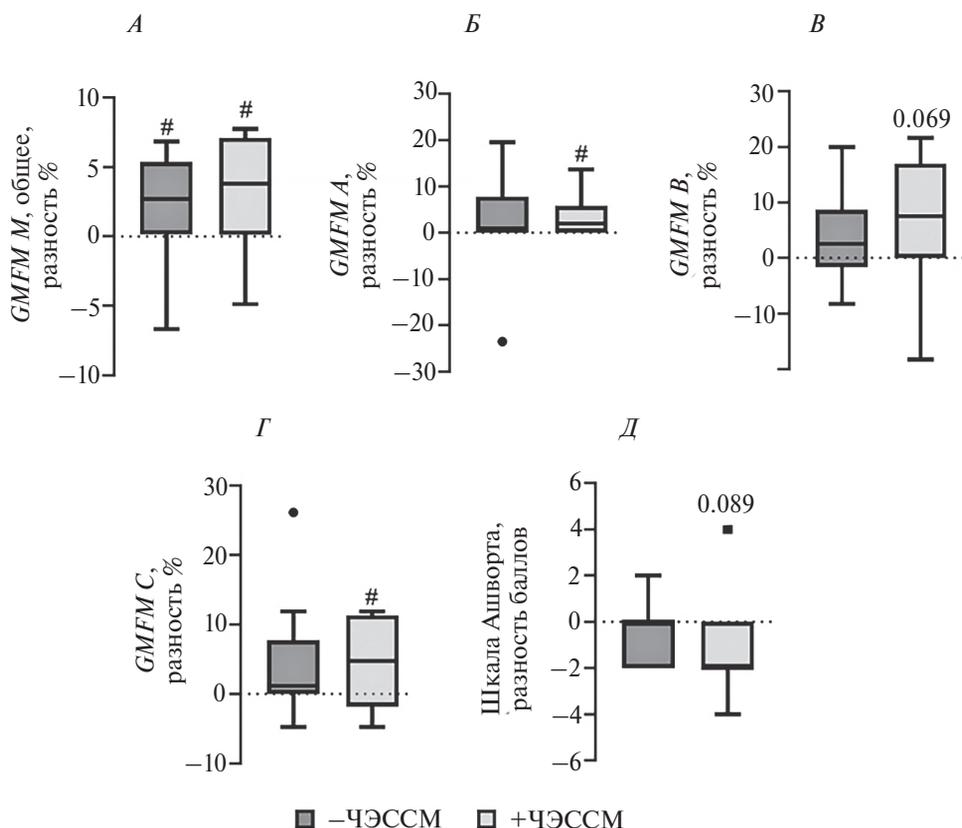


Рис. 5. Значимые изменения оценок по клиническим шкалам после реабилитационного курса. *A* – суммарная оценка по шкале *GMFM*-88. *Б*, *В*, *Г* – разделы “лежание и перевороты”, “сидение”, “ползание и “ходьба” на четвереньках” шкалы *GMFM*-88. *Д* – изменения спастичности мышц нижних конечностей по шкале Ашворта, $n = 12$ и $n = 14$ в выборках +ЧЭССМ и –ЧЭССМ, соответственно. # – $p < 0.05$ относительно нуля. Остальные обозначения см. рис. 2.

Оценки по шкале функциональной мобильности не изменились после курса в обеих группах.

Отсроченный эффект курса с использованием ЧЭССМ. Результаты первого, второго и третьего тестирования (рис. 1, *A*) участников, на первом этапе прошедших курс реабилитации с использованием ЧЭССМ, представлены в табл. 4. У большинства участников, у которых результаты тестов увеличились после прохождения курса, оценки также были больше, чем перед началом реабилитации. У участницы П2 в 2 раза по отношению к первому тестированию уменьшилось расстояние, пройденное за 6 мин. Родители и авторы настоящей статьи считают, что это связано с тем, что П2 (девушка-подросток) в каждодневной жизни для перемещения стала использовать инвалидную коляску, а не ходьбу с тростями, как это было во время первого этапа. Отличия между групповыми результатами тестирования по шкале *GMFM* перед курсом и сразу после окончания курса, а также перед курсом и через несколько месяцев после курса были достоверны ($p = 0.031$).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Острый эффект ЧЭССМ на локомоцию. Ранее в исследовании, проведенном с участием пациентов с ДЦП ($n = 9$), изучали острый эффект ЧЭССМ на параметры ходьбы по беговой дорожке с расположением катодов между позвонками T11-T12 и L1-L2, а анодов – над гребнями подвздошных костей [24]. Показано, что ЧЭССМ не оказывала существенного влияния на кинематику движений и электрическую активность мышц нижних конечностей, однако при этом на ~10% увеличилась длительность цикла шага, т. е. уменьшилась скорость ходьбы. В настоящем исследовании тестировали параметры ходьбы по полу на фоне многоуровневой стимуляции СМ и корешков СМ, зависящей от фаз шагательного цикла. Получено значимое сокращение длительности опоры без изменения длительности цикла шага, увеличение размаха движений в коленных суставах и увеличение площади взаимных гониограмм коленного и голеностопного суставов при ходьбе на фоне ЧЭССМ (рис. 2).

Отличие между полученными нами результатами и результатами в работе [24] можно связать

с разными механизмами организации локомоции по беговой дорожке и по полу (неподвижной поверхности). Описана разная кинематика и кинетика движений, а также различия в электрической активности мышц, при ходьбе здоровых людей с комфортной скоростью по полу и по беговой дорожке [25, 26]. Основное отличие связано с разными механизмами регуляции фазы опоры. При ходьбе по беговой дорожке в фазе опоры задействован механизм стретч-рефлекса экстензорных мышц и триггерного сигнала на начало переноса конечности, тогда как при ходьбе по полу фаза опоры активно регулируется, обеспечивая проталкивание тела вперед.

Также зарегистрированные нами изменения походки на фоне ЧЭССМ можно связать с особенностями стимуляции. Используемая технология спинального нейропротеза [10] обеспечивает не только активацию локомоторных сетей СМ, но и адресную активацию мышц сгибателей и разгибателей во время фаз переноса и опоры, соответственно. В исследованиях с участием взрослых здоровых испытуемых ранее мы показали, что такое воздействие модулирует походку [11, 27]. ЧЭССМ с адресной активацией мышечных ядер достоверно сокращала длительность фазы опоры и увеличивала объем движений в тазобедренном суставе при ходьбе по беговой дорожке.

Таким образом, неинвазивная технология спинального нейропротеза позволяет контролировать движения ног у детей с ДЦП, задействуя механизмы протезирования и нейрореабилитации двигательных функций.

ЧЭССМ в двигательной реабилитации ДЦП. Нарушения двигательных функций при ДЦП в основном объясняются аномальным супраспинальным входом. Однако методом магнито-резонансной томографии продемонстрирована незрелость сегментов СМ у детей и у взрослых с ДЦП по сравнению с нормально развивающимися сверстниками [28, 29]. Результаты исследований показывают, что ЧЭССМ и реабилитация с использованием двигательной активности вызывают реорганизацию связей между головным и спинным мозгом и модулируют произвольную двигательную активность [7].

В ранее проведенном исследовании с использованием ЧЭССМ в двигательной реабилитации детей с ДЦП участники ($n = 28$, уровень III по классификации *GMFCS*) были разделены на экспериментальную и контрольную группы [9]. Все пациенты получали локомоторную механотерапию на роботе *Lokomat* (40 мин/день, $N = 15$). В экспериментальной группе эти тренировки сочетались с ЧЭССМ на уровне T11-T12 и L1-L2. В экспериментальной группе, в отличие от контрольной, после курса были получены клинически значимые улучшения по шкале *GMFM-88*, увеличился

объем движений в коленном и тазобедренном суставах, уменьшилась коактивация мышц нижних конечностей.

В исследовании [30] влияния ЧЭССМ (на уровне позвонков C5-C6 и T11-T12) в сочетании с двигательной терапией ($N = 8-16$) участвовало 6 детей с ДЦП (уровень I-V по классификации *GMFCS*). После стимуляционного курса получены клинически значимые улучшения по шкале *GMFM-88*, зарегистрировано уменьшение спастичности.

Минимальные клинически значимые изменения (*minimal clinically important difference, MCID*) – это наименьшее изменение в значении результата, которое воспринимается как полезное [31]. *MCID* суммарной оценки *GMFM-88* составляет 0.1–3.0% для пациентов с ДЦП [32]. В нашем исследовании изменения на 3% были достигнуты как в реабилитационном курсе с применением ЧЭССМ, так и без использования ЧЭССМ. *MCID* расстояния, пройденного в 6-минутном тесте, составляет 9–19 м для пациентов с ДЦП с тяжестью заболевания III по классификации *GMFCS* [32]. В нашем исследовании это изменение составило 14 и 2 м после курса с применением ЧЭССМ и без использованной стимуляции, соответственно. Следовательно, *MCID* по этому показателю были достигнуты только после курса с использованием стимуляции.

MCID в тесте 10-метровой ходьбы для пациентов с тяжестью заболевания III по классификации *GMFCS* не определены. После курса без использования и с использованием ЧЭССМ мы получили увеличение скорости ходьбы в этом тесте на 0.6 и 3 м/мин соответственно (рис. 4, Б). Результаты между группами отличаются в 5 раз. Анализ кинематики движений ног в выборке +ЧЭССМ выявил достоверное уменьшение на 12% периода шага, что и проявилось в увеличении скорости ходьбы в этом тесте. Также достоверно увеличились площади взаимных гониограмм суставов ног (рис. 1, В; 4, Г; 4, Д). Увеличение диапазона движений в суставах ног после курса со стимуляцией является отражением уменьшения спастичности, что и определенным образом выразилось в снижении оценок по шкале Ашворта после курса (рис. 5, Д).

Особого внимания заслуживает факт увеличения скорости ходьбы по беговой дорожке в процессе курса (хронический эффект ЧЭССМ) на 0.4 и 2 м/мин (рис. 3, А). Скорость ходьбы по беговой дорожке на фоне ЧЭССМ достоверно увеличилась. Как и в тесте 10-минутной ходьбы, скорость ходьбы в выборке +ЧЭССМ в 5 раз больше, чем в выборке –ЧЭССМ. Это указывает на специфические механизмы регуляции параметров локомоции при ЧЭССМ у пациентов с ДЦП.

В настоящем исследовании получены первые данные об отсроченном результате курса реабилитации с использованием ЧЭССМ. Эффект курса

сохраняется через 4–5 мес., судя по первым данным. Однако выборка пациентов ($N = 7$) мала для того, чтобы можно было проверить результаты с помощью надежных статистических критериев. Необходимы дальнейшие исследования.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Считается, что этиология нарушений двигательных функций при ДЦП связана с нарушениями супраспинальных сетей. Результаты настоящего исследования предполагают, что сочетание спинальной нейромодуляции и двигательной терапии может осуществлять структурно-функциональную реорганизацию не только спинальных, но и кортикальных нейронных сетей и их интеграцию, обеспечивая восстановление двигательной активности у пациентов с ДЦП. На основании полученных результатов можно сделать заключение, что технология спинального нейропротеза, основанная на неинвазивной стимуляции СМ, может быть использована как для коррекции ходьбы непосредственно во время стимуляции, так и для реабилитации двигательных функций у детей с тяжелой формой ДЦП.

Финансирование работы. Исследование поддержано грантом на организацию НЦМУ Павловский центр (соглашение с Минобрнауки РФ № 075-15-2022-303 от 21.04.2022 г.).

Соблюдение этических стандартов. Все исследования проводились в соответствии с принципами биомедицинской этики, изложенными в Хельсинкской декларации 1964 г. и последующих поправках к ней. Они также были одобрены локальным этическим комитетом Санкт-Петербургского государственного бюджетного учреждения здравоохранения “Городская больница № 40”, протокол № 230 от 13.03.2023 г.

Каждый участник исследования или его законный представитель (родитель) дал добровольное письменное информированное согласие после получения разъяснений о потенциальных рисках и преимуществах, а также о характере предстоящего исследования и праве выйти из исследования на любом его этапе без объяснения причин.

Конфликт интересов. Т.Р. Мошонкина и Ю.П. Герасименко являются научными сотрудниками исследовательской группы и акционерами ООО “Косима”, создающей оборудование, использованное в исследовании. Остальные авторы данной работы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Благодарности. Авторы выражают благодарность Елене Александровне Праздниковой, старшему лаборанту лаборатории физиологии движений Института физиологии им. И.П. Павлова РАН (Санкт-Петербург), за помощь в проведении

исследований, за неравнодушие и старание, сесемьям и участникам исследования – за их время и энергию, потраченные на это исследование, всем сотрудникам отделения медицинской реабилитации для детей с заболеваниями нервной системы Санкт-Петербургской Городской больницы № 40 – за помощь в организации и проведении исследования.

Вклад авторов в публикацию. Т.Р. Мошонкина – разработка дизайна исследования, интерпретация результатов, написание рукописи статьи, Н.Д. Шаманцева – проведение исследования, анализ данных, С.С. Ананьев – проведение исследования, В.А. Ляховецкий – разработка оригинального программного обеспечения, анализ данных, А.А. Савенкова – проведение исследования, Т.С. Игнатова – разработка дизайна исследования, проведение исследования, Ю.П. Герасименко – разработка концепции исследования, критическое редактирование рукописи статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Vitrikas K., Dalton H., Breish D. Cerebral palsy: an overview // *Am. Fam. Physician*. 2020. V. 101. № 4. P. 213.
2. Papageorgiou E., Simon-Martinez C., Molenaers G. et al. Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study // *PLoS One*. 2019. V. 14. № 10. P. e0223363.
3. Zhou J., Butler E.E., Rose J. Neurologic correlates of gait abnormalities in cerebral palsy: implications for treatment // *Front. Hum. Neurosci*. 2017. V. 11. P. 103.
4. Gerasimenko Y., Roy R.R., Edgerton V.R. Epidural stimulation: comparison of the spinal circuits that generate and control locomotion in rats, cats and humans // *Exp. Neurol*. 2008. V. 209. № 2. P. 417.
5. Gerasimenko Y., Gorodnichev R., Moshonkina T. et al. Transcutaneous electrical spinal cord stimulation in humans // *Ann. Phys. Rehabil. Med*. 2015. V. 58. № 4. P. 225.
6. Городничев Р.М., Пивоварова Е.А., Пухов А. Чрезкожная электрическая стимуляция спинного мозга: неинвазивный способ активации генераторов шагательных движений у человека // *Физиология человека*. 2012. Т. 38. № 2. С. 46.
7. Singh G., Lucas K., Keller A. et al. Transcutaneous spinal stimulation from adults to children: a review // *Top Spinal Cord Inj. Rehabil*. 2023. V. 29. № 1. P. 16.
8. Hastings S., Zhong H., Feinstein R. et al. A pilot study combining noninvasive spinal neuromodulation and activity-based neurorehabilitation therapy in children with cerebral palsy // *Nat. Commun*. 2022. V. 13. № 1. P. 5660.

9. *Solopova I.A., Sukhotina I.A., Zhvansky D.S. et al.* Effects of spinal cord stimulation on motor functions in children with cerebral palsy // *Neurosci. Lett.* 2017. V. 639. P. 192.
10. *Гришин А.А., Боброва Е.В., Решетникова В.В. и др.* Система детектирования фаз шагательного цикла и стимуляции спинного мозга как инструмент управления локомоцией человека // *Медицинская техника.* 2020. Т. 54. № 5(323). С. 10.
11. *Городничев Р.М., Пухов А.М., Мусеев С.А. и др.* Регуляция фаз шагательного цикла при неинвазивной электрической стимуляции спинного мозга // *Физиология человека.* 2021. Т. 47. № 1. С. 73.
12. *Мошонкина Т.Р., Жарова Е.Н., Ананьев С.С. и др.* Новая технология восстановления локомоции у пациентов после инсульта // *Доклады РАН. Науки о жизни.* 2023. Т. 508. № 1. С. 14.
13. *Скворцов Д.В., Богачева И.Н., Шербакова Н.А. и др.* Эффекты однократной неинвазивной стимуляции спинного мозга у пациентов с постинсультными двигательными нарушениями // *Физиология человека.* 2023. Т. 49. № 4. С. 70.
14. *Nelson K.B., Lynch J.K.* Stroke in newborn infants // *Lancet Neurol.* 2004. V. 3. № 3. P. 150.
15. *Aisen M.L., Kerkovich D., Mast J. et al.* Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation // *Lancet Neurol.* 2011. V. 10. № 9. P. 844.
16. *Amirthalingam J., Paidi G., Alshowaikh K. et al.* Virtual reality intervention to help improve motor function in patients undergoing rehabilitation for cerebral palsy, Parkinson's disease, or stroke: a systematic review of randomized controlled trials // *Cureus.* 2021. V. 13. № 7. P. e16763.
17. *Piscitelli D., Ferrarello F., Ugolini A. et al.* Measurement properties of the gross motor function classification system, gross motor function classification system-expanded & revised, manual ability classification system, and communication function classification system in cerebral palsy: a systematic review with meta-analysis // *Dev. Med. Child Neurol.* 2021. V. 63. № 11. P. 1251.
18. *Harvey A.R.* The gross motor function measure (GMFM) // *J. Physiother.* 2017. V. 63. № 3. P. 187.
19. *Bohannon R.W., Smith M.B.* Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity // *Phys. Ther.* 1987. V. 67. № 2. P. 206.
20. *Graham H.K., Harvey A., Rodda J. et al.* The functional mobility scale (FMS) // *J. Pediatr. Orthop.* 2004. V. 24. № 5. P. 514.
21. *Maher C.A., Williams M.T., Olds T.S.* The six-minute walk test for children with cerebral palsy // *Int. J. Rehabil. Res.* 2008. V. 31. № 2. P. 185.
22. *Verschuren O., Zwinkels M., Ketelaar M. et al.* Reproducibility and validity of the 10-meter shuttle ride test in wheelchair-using children and adolescents with cerebral palsy // *Phys. Ther.* 2013. V. 93. № 7. P. 967.
23. *Stang A., Poole C., Kuss O.* The ongoing tyranny of statistical significance testing in biomedical research // *Eur. J. Epidemiol.* 2010. V. 25. № 4. P. 225.
24. *Gad P., Hastings H., Zhong H. et al.* Transcutaneous spinal neuromodulation reorganizes neural networks in patients with cerebral palsy // *Neurotherapeutics.* 2021. V. 18. № 3. P. 1953.
25. *Alton F., Baldey L., Caplan S., Morrissey M.C.* A kinematic comparison of overground and treadmill walking // *Clin. Biomech.* 1998. V. 13. № 6. P. 434.
26. *Semaan M.B., Wallard L., Ruiz V. et al.* Is treadmill walking biomechanically comparable to overground walking? A systematic review // *Gait Posture.* 2022. V. 92. P. 249.
27. *Moshonkina T., Grishin A., Bogacheva I. et al.* Novel non-invasive strategy for spinal neuromodulation to control human locomotion // *Front. Hum. Neurosci.* 2021. V. 14. P. 622533.
28. *Trevarrow M.P., Baker S.E., Wilson T.W., Kurz M.J.* Microstructural changes in the spinal cord of adults with cerebral palsy // *Dev. Med. Child Neurol.* 2021. V. 63. № 8. P. 998.
29. *Noble J.* Musculoskeletal and spinal cord imaging / Thesis abstract. King's College London. London, 2014. 219 p.
30. *Sachdeva R., Girshin K., Shirkhani Y. et al.* Combining spinal neuromodulation and activity based neurorehabilitation therapy improves sensorimotor function in cerebral palsy // *Front. Rehabil. Sci.* 2023. V. 4. P. 1216281.
31. *Wells G., Beaton D., Shea B. et al.* Minimal clinically important differences: review of methods // *J. Rheumatol.* 2001. V. 28. № 2. P. 406.
32. *Storm F.A., Petrarca M., Beretta E. et al.* Minimum clinically important difference of gross motor function and gait endurance in children with motor impairment: a comparison of distribution-based approaches // *BioMed Res. Int.* 2020. V. 2020. P. 2794036.

REFERENCES

1. *Vitrikas K., Dalton H., Breish D.* Cerebral palsy: an overview // *Am. Fam. Physician.* 2020. V. 101. № 4. P. 213.
2. *Papageorgiou E., Simon-Martinez C., Molenaers G. et al.* Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study // *PLoS One.* 2019. V. 14. № 10. P. e0223363.
3. *Zhou J., Butler E.E., Rose J.* Neurologic correlates of gait abnormalities in cerebral palsy: implications for treatment // *Front. Hum. Neurosci.* 2017. V. 11. P. 103.
4. *Gerasimenko Y., Roy R.R., Edgerton V.R.* Epidural stimulation: comparison of the spinal circuits that

- generate and control locomotion in rats, cats and humans // *Exp. Neurol.* 2008. V. 209. № 2. P. 417.
5. *Gerasimenko Y., Gorodnichev R., Moshonkina T. et al.* Transcutaneous electrical spinal cord stimulation in humans // *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 2015. V. 58. № 4. P. 225.
 6. *Gorodnichev R.M., Pivovarova E.A., Puhov A. et al.* Transcutaneous electrical stimulation of the spinal cord: a noninvasive tool for the activation of stepping pattern generators in humans // *Human Physiology.* 2012. V. 38. № 2. P. 158.
 7. *Singh G., Lucas K., Keller A. et al.* Transcutaneous spinal stimulation from adults to children: a review // *Top Spinal Cord Inj. Rehabil.* 2023. V. 29. № 1. P. 16.
 8. *Hastings S., Zhong H., Feinstein R. et al.* A pilot study combining noninvasive spinal neuromodulation and activity-based neurorehabilitation therapy in children with cerebral palsy // *Nat. Commun.* 2022. V. 13. № 1. P. 5660.
 9. *Solopova I.A., Sukhotina I.A., Zhvansky D.S. et al.* Effects of spinal cord stimulation on motor functions in children with cerebral palsy // *Neurosci. Lett.* 2017. V. 639. P. 192.
 10. *Grishin A.A., Bobrova E.V., Reshetnikova V.V. et al.* A system for detecting stepping cycle phases and spinal cord stimulation as a tool for controlling human locomotion // *Biomed. Eng.* 2021. V. 54. № 5. P. 312.
 11. *Gorodnichev R.M., Pukhov A.M., Moiseev S. et al.* Regulation of gait cycle phases during noninvasive electrical stimulation of the spinal cord // *Human Physiology.* 2021. V. 47. № 1. P. 60.
 12. *Moshonkina T.R., Zharova E.N., Ananev S.S. et al.* A new technology for recovery of locomotion in patients after a stroke // *Dokl. Biochem. Biophys.* 2022. V. 507. № 1. P. 353.
 13. *Skvortsov D.V., Bogacheva I.N., Shcherbakova N.A. et al.* Effects of single noninvasive spinal cord stimulation in patients with post-stroke motor disorders // *Human Physiology.* 2023. V. 49. № 4. P. 384.
 14. *Nelson K.B., Lynch J.K.* Stroke in newborn infants // *Lancet Neurol.* 2004. V. 3. № 3. P. 150.
 15. *Aisen M.L., Kerkovich D., Mast J. et al.* Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation // *Lancet Neurol.* 2011. V. 10. № 9. P. 844.
 16. *Amirthalingam J., Paidi G., Alshowaikh K. et al.* Virtual reality intervention to help improve motor function in patients undergoing rehabilitation for cerebral palsy, Parkinson's disease, or stroke: a systematic review of randomized controlled trials // *Cureus.* 2021. V. 13. № 7. P. e16763.
 17. *Piscitelli D., Ferrarello F., Ugolini A. et al.* Measurement properties of the gross motor function classification system, gross motor function classification system-expanded & revised, manual ability classification system, and communication function classification system in cerebral palsy: a systematic review with meta-analysis // *Dev. Med. Child Neurol.* 2021. V. 63. № 11. P. 1251.
 18. *Harvey A.R.* The gross motor function measure (GMFm) // *J. Physiother.* 2017. V. 63. № 3. P. 187.
 19. *Bohannon R.W., Smith M.B.* Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity // *Phys. Ther.* 1987. V. 67. № 2. P. 206.
 20. *Graham H.K., Harvey A., Rodda J. et al.* The functional mobility scale (FMS) // *J. Pediatr. Orthop.* 2004. V. 24. № 5. P. 514.
 21. *Maher C.A., Williams M.T., Olds T.S.* The six-minute walk test for children with cerebral palsy // *Int. J. Rehabil. Res.* 2008. V. 31. № 2. P. 185.
 22. *Verschuren O., Zwinkels M., Ketelaar M. et al.* Reproducibility and validity of the 10-meter shuttle ride test in wheelchair-using children and adolescents with cerebral palsy // *Phys. Ther.* 2013. V. 93. № 7. P. 967.
 23. *Stang A., Poole C., Kuss O.* The ongoing tyranny of statistical significance testing in biomedical research // *Eur. J. Epidemiol.* 2010. V. 25. № 4. P. 225.
 24. *Gad P., Hastings H., Zhong H. et al.* Transcutaneous spinal neuromodulation reorganizes neural networks in patients with cerebral palsy // *Neurotherapeutics.* 2021. V. 18. № 3. P. 1953.
 25. *Alton F., Baldey L., Caplan S., Morrissey M.C.* A kinematic comparison of overground and treadmill walking // *Clin. Biomech.* 1998. V. 13. № 6. P. 434.
 26. *Semaan M.B., Wallard L., Ruiz V. et al.* Is treadmill walking biomechanically comparable to overground walking? A systematic review // *Gait Posture.* 2022. V. 92. P. 249.
 27. *Moshonkina T., Grishin A., Bogacheva I. et al.* Novel non-invasive strategy for spinal neuromodulation to control human locomotion // *Front. Hum. Neurosci.* 2021. V. 14. P. 622533.
 28. *Trevarrow M.P., Baker S.E., Wilson T.W., Kurz M.J.* Microstructural changes in the spinal cord of adults with cerebral palsy // *Dev. Med. Child Neurol.* 2021. V. 63. № 8. P. 998.
 29. *Noble J.* Musculoskeletal and spinal cord imaging / Thesis abstract. King's College London. London, 2014. 219 p.
 30. *Sachdeva R., Girshin K., Shirkhani Y. et al.* Combining spinal neuromodulation and activity based neurorehabilitation therapy improves sensorimotor function in cerebral palsy // *Front. Rehabil. Sci.* 2023. V. 4. P. 1216281.
 31. *Wells G., Beaton D., Shea B. et al.* Minimal clinically important differences: review of methods // *J. Rheumatol.* 2001. V. 28. № 2. P. 406.
 32. *Storm F.A., Petrarca M., Beretta M. et al.* Minimum clinically important difference of gross motor function and gait endurance in children with motor impairment: a comparison of distribution-based approaches // *BioMed Res. Int.* 2020. V. 2020. P. 2794036.

A New Technology of Walking Regulation in Children with Cerebral Palsy

T. R. Moshonkina^{a,*}, N. D. Shamantseva^a, S. S. Ananiev^a, V. A. Lyakhovetsky^a,
A. A. Savenkova^b, T. S. Ignatova^b, Y. P. Gerasimenko^a

^a*Pavlov Institute of Physiology, St. Petersburg, Russia*

^b*Saint Petersburg Municipal Budgetary Institution City Hospital № 40, St. Petersburg, Russia*

**E-mail: moshonkina@infran.ru*

It is known that neural networks of the human spinal cord can initiate the stepping pattern and control posture in the absence and with impaired supraspinal input. In the rehabilitation of children with spastic diplegia due to cerebral palsy, a new technology based on electrical transcutaneous spinal cord stimulation (tSCS) was used. Continuous and rhythmic tSCS was performed during walking. Continuous tSCS was performed at the level of C5-C6 and T11-T12 vertebrae. Rhythmic stimulation of the dorsal roots of the spinal cord was performed at the level of the T12 and L2 vertebrae to activate the motor pools of the flexor/extensor leg muscles in the swing and stance phases, respectively. Fourteen children with spastic diplegia, age 13 ± 2 years, participated in the study. Patients in the study were able to stand and walk independently with the help of a cane/walker or with the assistance of an adult. All patients received standard therapy and locomotor training (20 min per day, 10 days). During locomotor training, tSCS -based technology was used in patients in one group and no tSCS was used in patients in the other group. The effect of tSCS on the parameters of walking over flat surface (acute effect) was determined in all patients before the course. Before and after the course all patients were examined using clinical tests, kinematic characteristics of walking were analyzed. The acute effect of stimulation is manifested in a reduction in the duration of the stance phase, in an increase in the range of motion in the knee joint. After the course in the main group the scores on the motor function change assessment scale (GMFM-88) increased, spasticity decreased, and the distance passed in the 6-minute walk test increased.

Keywords: spinal cord, stimulation, cerebral palsy, spastic diplegia, walking kinematics.