

УДК 612.83+616.831

ЭФФЕКТЫ ОДНОКРАТНОЙ НЕИНВАЗИВНОЙ СТИМУЛЯЦИИ СПИННОГО МОЗГА У ПАЦИЕНТОВ С ПОСТИНСУЛЬТНЫМИ ДВИГАТЕЛЬНЫМИ НАРУШЕНИЯМИ

© 2023 г. Д. В. Скворцов^{2, 3}, И. Н. Богачева^{1, *}, Н. А. Щербакова¹,
А. А. Гришин¹, С. Н. Кауркин^{2, 3}, Т. Р. Мошонкина¹, Ю. П. Герасименко^{1, **}

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

²Федеральный научный клинический центр ФМБА России, Москва, Россия

³ФГБУ Федеральный центр мозга и нейротехнологий ФМБА России, Москва, Россия

*E-mail: bogacheva@infran.ru

**E-mail: gerasimenko@infran.ru

Поступила в редакцию 18.06.2022 г.

После доработки 01.08.2022 г.

Принята к публикации 09.09.2022 г.

Постинсультные нарушения походки часто характеризуются аномальными кинематическими и кинетическими паттернами, ухудшением интра- и межконечностной координации, измененной активацией мышц и повышенными затратами энергии во время ходьбы. Работа направлена на определение возможности применения чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ) для воздействия на кинематику ходьбы пациентов с гемипарезом в раннем и позднем восстановительном периодах (1–12 мес.) после полушарного инсульта. В исследовании применялась непрерывная и фазическая спинальная стимуляция во время двигательной тренировки на беговой дорожке. Для стимуляции использовали спинальный нейропротез, включающий многоканальный стимулятор для ЧЭССМ (ООО “Косима”, Россия) в комплекте с датчиками для определения фаз ходьбы, а именно, переноса или опоры ноги. Биомеханическое исследование функции ходьбы проводили с помощью комплекса “Стэдис” (“Нейрософт”, Россия). В исследовании принимали участие 15 пациентов (возраст от 33 до 79 лет). Анализировали параметры шагательных движений при ходьбе по полу без стимуляции до и после тренировки на беговой дорожке с использованием ЧЭССМ. Сравнительный анализ изменений кинематики ходьбы после однократной тренировки на беговой дорожке в сочетании с ЧЭССМ у большинства пациентов показал увеличение скорости ходьбы, длины цикла шага, увеличение размаха движений в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах, у 40% пациентов на 1–2 см увеличилась, а у остальных удерживалась на первоначальном уровне высота подъема стопы паретичной конечности при ходьбе по полу. Полученные результаты показывают, что тренировку с применением ЧЭССМ можно рассматривать как метод реабилитации для коррекции ходьбы после инсульта.

Ключевые слова: инсульт, гемипарез, спинной мозг, стимуляция, кинематика ходьбы.

DOI: 10.31857/S0131164622700199, **EDN:** MWTUUI

Частота ишемического инсульта в России составляет более 500 тыс. новых заболеваний ежегодно. Тяжесть вызываемых им неврологических нарушений является серьезной медико-социальной проблемой и требует поиска новых методов нейрореабилитации пациентов. Двигательные нарушения различной степени и характера представляют собой наиболее частый симптом поражения головного мозга, как в острой, так и в хронической стадии заболевания, и оказываются ведущим фактором инвалидизации таких пациентов. Постинсультные нарушения походки часто характеризуются аномальными кинематическими и кинетическими паттернами, отклонениями в интра- и межконечностной координации,

измененной активацией мышц и повышенными затратами энергии во время ходьбы [1].

Для реабилитации двигательных функций после инсульта, наряду с применением фармацевтических препаратов, активно используются физиотерапевтические методы лечения, такие как тепловые воздействия на спастичные мышцы, магнитотерапия, электрическая стимуляция определенных мышечных групп, транскраниальная магнитная стимуляция. В последние годы особое внимание уделяется поиску новых методов восстановительного лечения, которые уменьшали бы выраженность неврологических нарушений и способствовали повышению качества жизни больных. Одним из таких методов является чрескожная электрическая стимуляция спинного

мозга (ЧЭССМ). Благодаря использованию электрического импульса специальной формы такая стимуляция способна безболезненно воздействовать на структуры спинного мозга с помощью неинвазивной стимуляции. Основным преимуществом данной методики является возможность осуществления стимулирующих воздействий на кожными электродами, в отличие от эпидуральной электростимуляции, которую проводят с помощью электродов, накладываемых на твердую мозговую оболочку спинного мозга, что требует хирургического вмешательства. В ряде клиник ЧЭССМ используется как самостоятельная или вспомогательная терапия при самых разнообразных заболеваниях и в большинстве случаев хорошо сочетается с другими методами физиотерапии и медикаментозными препаратами. Было показано, что ЧЭССМ позволяет инициировать произвольные шаговые движения у здоровых испытуемых и у спинальных пациентов [2–6]. После применения электростимуляции спинного мозга в сочетании с локомоторными тренировками на протяжении 7 мес. наблюдалось восстановление поддержки веса тела и появление произвольных движений ног у пациентов с полной утратой двигательных функций из-за травмы шейного отдела спинного мозга [7]. ЧЭССМ вызывала нормализацию двигательных функций и координации движений у детей с детским церебральным параличом [8]. Особый интерес вызывает возможность с помощью ЧЭССМ адресно активировать определенные нейронные структуры спинного мозга с учетом фаз цикла шага [9, 10].

Гемипарез, как ослабление мышечного тонуса, диагностируемый у больных, перенесших полушарный церебральный инсульт, возникает вследствие нарушения импульсации из моторной коры к спинному мозгу, что приводит к замедленной инициации и окончанию действия мышц и препятствует совершению достаточно быстрых движений. Механизм действия ЧЭССМ обусловлен активацией афферентных волокон дорсальных корешков [11, 12], воздействующих на нейронные сети и моторные пулы. Предполагается, что такая стимуляция в сочетании с локомоторной тренировкой способствует синаптической реорганизации в нейронных сетях спинного мозга и усилению двигательных ответов за счет механизмов нейропластичности центральной нервной системы и ремоделирования церебральных и спинальных нейронных ансамблей. Запуск этих процессов может быть активирован за счет непосредственной стимуляции пораженных центров первичной моторной коры или нейронных сетей спинного мозга [13].

Цель данной работы – исследовать эффект однократных сеансов ЧЭССМ на функцию ходьбы у больных с гемипарезом в результате церебрального инсульта.

МЕТОДИКА

В исследовании участвовали 15 пациентов (4 женщины и 11 мужчин) с гемипарезом, возникшим в результате ишемического полушарного инсульта. Средний возраст пациентов составлял 59 ± 14.3 (от 33 до 79) лет, время после острого нарушения мозгового кровообращения – 5 ± 4.0 (от 1 до 12) мес., 9 пациентов имели поражение правого полушария головного мозга, 6 – левого. У всех пациентов диагностировали различные сопутствующие заболевания: у 2-х – гипертоническая болезнь (ГБ) 2 степени, у 12-ти – ГБ 3 степени, сахарный диабет 2 типа – у 2-х пациентов. Так же среди заболеваний выявляли хронические формы цистита, гепатита, панкреатита в единичных случаях. Все пациенты имели мышечную силу в 4 балла паретичной нижней конечности по шкале *Medical Research Council (MRC)*.

Дизайн исследования. Исследование экспериментальное, контролируемое, нерандомизированное.

Критерии включения: пациенты с гемипарезом в раннем и позднем восстановительном периодах (1–12 мес.) впервые возникшего ишемического полушарного инсульта; возраст до 80 лет; функциональная готовность к вертикализации; адекватная реакция на пробу с ортостазом; возможность держать вертикальную стойку в течение минуты; ходьба без посторонних вспомогательных предметов; ясное сознание с уровнем бодрствования, достаточным для усвоения и выполнения инструкций при проведении исследования и тренировок; отсутствие когнитивных нарушений, препятствующих пониманию поставленных исследователем задач; отсутствие сенсомоторной афазии; наличие тонуса в мышцах нижней конечности выше 2 баллов по модифицированной шкале спастичности Ашфорт; отсутствие декомпенсированной соматической патологии, ишемических изменений на ЭКГ, сердечной недостаточности (II класс и выше по *Killip*); отсутствие заболеваний центральной и периферической нервной системы помимо инсульта, сопровождающихся неврологическим дефицитом (последствия травм, опухоли, полинейропатии и т.п.); отсутствие ортопедической патологии (суставные деформации и контрактуры, выраженный болевой синдром, ампутации конечностей и др.).

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

Условия проведения. Исследование выполняли в период с 2020 по 2021 гг. в лаборатории клинической биомеханики ФНКЦ ФМБА России (г. Москва).

Исследование биомеханики ходьбы. Биомеханическое исследование функции ходьбы проводили с помощью комплекса “Стэдис” (“Нейрософт”,

Россия). Для этого инерционные сенсоры “Нейросенс” фиксировали на крестце, наружной поверхности средней трети бедра, наружной лодыжке и подъеме стопы с обеих сторон (рис. 1). Всего использовали 7 сенсоров. Каждый сенсор содержит два канала регистрации с помощью электромиографии (ЭМГ). Сенсоры на бедре использовали для регистрации ЭМГ-сигнала с прямой мышцы бедра и суммарной активности двуглавой и полусухожильной мышцы, а сенсоры на голени для регистрации ЭМГ передней большеберцовой мышцы и суммарной активности наружной и внутренней головок трехглавой мышцы голени. Для регистрации использовали одноразовые электроды *Medico*, установленные с использованием рекомендаций *SENIAN* [14].

Положение пациента стоя прямо с выпрямленными тазобедренными и коленными суставами принимали за нейтральное (положение калибровки). Далее выполняли регистрацию биомеханических параметров во время ходьбы. Пациент ходил в произвольном темпе на дистанции 10 м, каждый раз разворачиваясь в конце и снова продолжая движение. Шаги с неустановившимися параметрами (разгон и торможение) программным обеспечением автоматически отбрасывали. В среднем регистрацию завершали при достижении 30 циклов шага или более. Программное обеспечение на основе верифицированного алгоритма определения циклов шага (ЦШ), определяло ЦШ для каждой ноги и в соответствии с ними рассчитывало другие параметры ЦШ.

Анализировали биомеханические параметры ходьбы. *Временные параметры*: периоды фазы опоры и фазы переноса конечности измеряли в % от ЦШ: период опоры (ПО), период одиночной опоры (ОО), суммарный период двойной опоры (ДО) и параметр начала ЦШ другой ноги (начало второй двойной опоры) – НВД, частота шага (ЧШ). *Пространственные параметры*: высота подъема стопы (ПС), скорость ходьбы (СХ), длина цикла шага (ДШ). *Кинематические параметры* регистрировали для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагиттальной плоскости (сгибание-разгибание) с построением гониограммы за ЦШ с последующим автоматическим определением следующих показателей: для тазобедренного сустава – суммарная амплитуда сгибания-разгибания (ТБС), фаза максимального сгибания (ТМС), фаза максимального разгибания (ТМР). Для коленного сустава – суммарная амплитуда сгибания-разгибания (КС), фаза максимального разгибания (КСМР), фаза максимального сгибания (КСС). Для голеностопного сустава анализировали развиваемую в течение ЦШ амплитуду сгибания-разгибания (ГСС).

Анализировали профиль биоэлектрической активности мышц (ЭМГ) в цикле шага. Для статистического сравнения брали максимальную, развиваемую амплитуду в мкВ для передней боль-

шеберцовой мышцы (*TA – tibialis anterior*), икроножных мышц (*GL – gastrocnemius*), прямой мышцы бедра (*QF – quadriceps femoris*), двуглавой мышцы бедра (*BF – biceps femoris*).

Все параметры определяли при ходьбе по полу без внешнего воздействия до и после проведения ЧЭССМ во время тренировки на беговой дорожке (рис. 1).

Методика ЧЭССМ–стимуляции. Для ЧЭССМ использовали спинальный нейропротез (ООО “Косима”, Россия), включающий 6-канальный стимулятор и систему детектирования – датчики для определения фаз ходьбы, а именно, переноса или опоры ноги, на которой установлен датчик. Основу датчиков, составляет электронный гироскоп, совмещенный с акселерометром. Алгоритм обработки сигналов гироскопа и акселерометра и детекции фаз ходьбы описан в работе [15]. Такой нейропротез обеспечивает одновременную или последовательную непрерывную ЧЭССМ на уровне позвонков Т11–Т12 при расположении стимулирующего электрода по средней линии спинного мозга и стимуляцию корешков спинного мозга на уровне позвонков Т11 и L1 с пораженной стороны при размещении электродов латерально от средней линии на 1–3 см.

Частота стимуляции на уровне Т11–Т12 позвонков была 30 Гц, на уровне корешков спинного мозга в районе позвонка Т12 – 40 Гц, в районе корешков ниже позвонка L2 – 20 Гц. Форма импульса – биполярная, заполненная частотой 5 кГц. Интенсивность стимуляции подбирали индивидуально, для каждого уровня стимуляции отдельно, сразу после начала ходьбы по беговой дорожке, увеличивая интенсивность стимуляции по 1 мА. Интенсивность тока должна была вызывать парестезию или быть на 5–10% меньше интенсивности, вызывающей парестезию, но при выполнении шагательных движений ЧЭССМ не должна была вызывать неприятных или болезненных ощущений. При ходьбе по беговой дорожке последовательно выполняли несколько серий ЧЭССМ, обеспечивающих адресную стимуляцию нейронных структур двигательной системы спинного мозга. Исследование с каждым пациентом предусматривало определенную последовательность сетов (табл. 1). Каждая из серий ЧЭССМ длилась 1–2 мин, с перерывом 2–5 мин. Пациенты были проинструктированы ходить с комфортной для них скоростью. Скорость движения ленты беговой дорожки подбирали индивидуально, средняя скорость движения ленты составляла 0.3 ± 0.02 м/с. Сравнивали параметры ходьбы по ровной поверхности (по полу) без стимуляции до и после стимуляционных воздействий. Асимметрию рассчитывали как разность между значениями параметра в здоровой и паретичной ноге для одного и того же условия.

Анализ данных. Статистический вариационный анализ с расчетом среднего арифметического \pm



Рис. 1. Размещение регистрирующих электродов, нейропротеза и датчиков “Стэдис” на пациенте во время ходьбы по беговой дорожке.

\pm стандартная ошибка, проводили в пакете *Microsoft Excel*. Достоверность различий показателей определяли с применением парного *t*-критерия Стьюдента, различия считали достоверными при $p < 0.05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Скорость ходьбы – наиболее общий параметр, характеризующий походку. У лиц с постинсультным нарушением походки скорость колеблется примерно от 0.18 до 1.03 м/с, тогда как у здоровых взрослых в среднем составляет 1.4 м/с [16]. В данных исследованиях скорость ходьбы пациентов по ровной поверхности без ЧЭССМ перед реабилитационной сессией варьировала в диапазоне 0.28–0.89 м/с, в среднем составляла 0.57 ± 0.05 м/с. После реабилитационной сессии скорость увеличилась у 10 из 15 пациентов (рис. 2, А), и варьиро-

вала в диапазоне 0.29–0.91 м/с, в среднем – 0.6 ± 0.05 м/с.

После тренировки при ходьбе по полу увеличилась длина цикла шага у 10 пациентов (рис. 2, Б), с 80.8 до 84.5 см в среднем (табл. 2). Увеличение скорости ходьбы обусловлено, вероятно, увеличением длины цикла шага, коэффициент корреляции составляет 0.90 до и 0.87 после применения ЧЭССМ, причем изменения СХ и ДШ коррелировали между собой, коэффициент 0.76. Частота шага (ЧШ) изменилась более разнонаправлено, увеличение ЧШ наблюдалось у 8 пациентов, уменьшение – у 4, у троих пациентов ЧШ не изменилась. Корреляция между ЧШ и СХ составляла 0.56 до и 0.62 после тренировки, 0.7 корреляция между изменениями ЧШ и СХ.

Можно видеть (рис. 3), что у значительного количества пациентов (9–12) наблюдалось увели-

Таблица 1. Последовательность сетов

№	Сет
1	Ходьба по полу без стимуляции (контроль)
2	Ходьба по тредбану без стимуляции
3	Ходьба по тредбану, непрерывная чрескожная электрическая стимуляция спинного мозга (ЧЭССМ) на уровне T11–T12 позвонков, частота 30 Гц
4	Ходьба по тредбану, стимуляция корешков в области позвонков T12 во время фазы опоры здоровой ноги (активация сгибателей паретичной ноги), частота 40 Гц
5	Ходьба по тредбану, стимуляция корешков в области позвонков L1 во время фазы переноса здоровой ноги (активация разгибателей паретичной ноги), частота 20 Гц
6	Ходьба по тредбану, сочетание стимуляции 4 и 5
7	Ходьба по тредбану, сочетание стимуляции 3 и 6
8	Ходьба по полу без стимуляции (контроль)

чение амплитуды суставных углов при ходьбе по полу после тренировки на беговой дорожке с применением ЧЭССМ. Так, угол в ТБС на паретичной стороне увеличился в среднем по группе с 23.6 ± 1.94 до 24.9 ± 2.02 град, в КС – с 42.2 ± 3.56 до 45.4 ± 3.2 град, в ГСС – с 24.1 ± 2.03 до 25.9 ± 1.86 град (табл. 2). На здоровой стороне достоверное увеличение угла наблюдалось только в ГСС. Увеличение размаха движений не всегда приводило к увеличению подъема стопы, что наблюдалось у 6 пациентов, но уменьшения высоты подъема не отмечено ни у одного пациента. Кроме того, время максимального разгибания ТБС (ТМР) в пределах продолжительности цикла шага также несколько возросло (табл. 2). При ходьбе по полу параметры, характеризующие фазы ходьбы, ПО, ОО, ДО и НВД, достоверно не изменялись, это касается продолжительности самих фаз и разности между значениями паретичной и здоровой ноги.

Амплитуды ЭМГ достоверно снижались в трех мышцах здоровой конечности, в то время как на пораженной стороне изменения были незначительны (табл. 3). Данный эффект наблюдался в 75% случаев.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В настоящем исследовании впервые использовалась неинвазивная электрическая стимуляция спинного мозга для регуляции шагательных движений у постинсультных пациентов. Результаты исследования показывают, что после проведения однократной тренировки на беговой дорожке с применением ЧЭССМ параметры ходьбы изменяются. В первую очередь это касается увеличения скорости ходьбы по полу без стимуляции. Этот параметр коррелирует с длиной цикла шага, как до, так и после стимуляции. Корреляция между СХ и ЧШ была меньше, но корреляция между изменениями СХ и ЧШ (0.7) и между изменениями СХ и ДШ (0.76) говорит о том, что увеличение СХ происходило как за счет ДШ, так и за счет ЧШ. Изменение ДШ, в свою очередь, связано с увеличением амплитуды движений в суставах, главным образом в ТБС. В работе [17] при выявлении наиболее важных клинических переменных, определяющих скорость походки у лиц с инсультом, было показано, что двигательная функция нижней конечности, равновесие и сила сгибания бедра достоверно связаны с комфортной и максимальной скоростью походки с коэффициентом корреляции от 0.5 до 0.88. По нашим

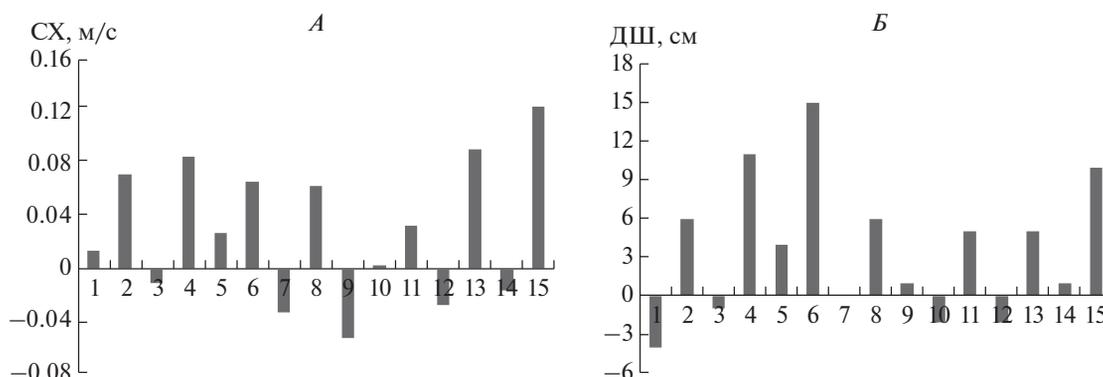


Рис. 2. Изменения скорости ходьбы (А) и длины цикла шага (Б) после тренировки на тредбане с применением чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ). По оси абсцисс – номер пациента, $n = 15$. По оси ординат разность значения параметра после тренировки и до тренировки.

Таблица 2. Биомеханические показатели ходьбы до и после чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ)

Группа	Параметр	До	После
Временные	ПО, %	66.1 ± 0.93	66.4 ± 1.13
		71.8 ± 1.53	71.9 ± 1.60
	Асимметрия ПО, %	6.43 ± 1.64	6.51 ± 1.64
	ОО, %	28.40 ± 1.42	28.13 ± 1.46
		33.80 ± 1.06	33.67 ± 1.14
	Асимметрия ОО, %	6.33 ± 1.68	6.41 ± 1.64
	ДО, %	37.87 ± 1.65	38.46 ± 1.89
		38.03 ± 0.11	38.25 ± 1.84
	Асимметрия ДО, %	0.4 ± 1.52	0.30 ± 0.06
НВД, %	45.70 ± 1.63	45.30 ± 1.50	
	53.30 ± 2.07	54.40 ± 1.46	
Асимметрия НВД, %	9.44 ± 2.91	9.56 ± 2.81	
ЧШ, шагов/мин	42.1 ± 0.88	42.5 ± 1.98	
Пространственные	ДШ, см	80.90 ± 5.85	84.50 ± 5.99*
	СХ, м/с	0.57 ± 0.05	0.60 ± 0.05*
	ПС, см	10.40 ± 0.71	11.07 ± 0.78*
12.47 ± 0.81		12.47 ± 0.77	
Кинематические	ТБС, град	23.60 ± 1.94	24.87 ± 2.02*
		30.93 ± 1.75	31.20 ± 1.65
	ТМР, %	51.67 ± 0.01	52.60 ± 0.19*
		58.67 ± 1.69	56.80 ± 1.79*
	ТМС, %	89.67 ± 1.55	88.50 ± 1.54
		90.62 ± 1.10	89.31 ± 0.78
	КС, град	42.20 ± 3.55	45.40 ± 3.20*
52.40 ± 2.02		54.13 ± 2.03	
КСМР, %	65.21 ± 8.47	68.21 ± 8.49	
	71.27 ± 8.49	71.87 ± 8.19	
КСС, %	72.14 ± 0.97	72.71 ± 0.88	
	77.60 ± 1.96	77.07 ± 2.03	
ГСС, град	24.13 ± 2.03	25.93 ± 1.85*	
	25.13 ± 1.48	26.53 ± 1.76*	

Примечание: верхний ряд цифр в графах – паретичная нога, нижний – здоровая. * – достоверные отличия со значением до стимуляции. Пояснение сокращений см. в разделе Методика.

данным коэффициент корреляции между приростом угла в ТБС и увеличением ДШ был достаточно высоким и составлял 0.71 для здоровой и 0.77 для паретичной ноги. Кроме того, после тренировки уменьшилась асимметрия или разность между фазами максимального разгибания ТБС (ТМР) здоровой и паретичной ноги, по другим суставам этого не было установлено (табл. 2). Ранее отечественными исследователями [18] было обнаружено, что при увеличении длины шага межзвенные углы в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах возрастают, что особенно характерно для амплитуд разгибания в голено-

стопном суставе. По нашим данным связь изменений ДШ с изменениями размаха движений в КС и ГСС была менее выражена, корреляция не превышала значений 0.4, однако выявлено достоверно увеличение размаха движений в КС для паретичной ноги и в ГСС – для обеих конечностей. Другим важным пространственно-временным параметром ходьбы является высота ПС. Подъем стопы зависит от движения в разных суставах, известно, что даже в случае обычной ходьбы характер походки сильно различается у разных людей. Некоторые люди при ходьбе прилагают наибольшие усилия в голеностопном суставе, в то время

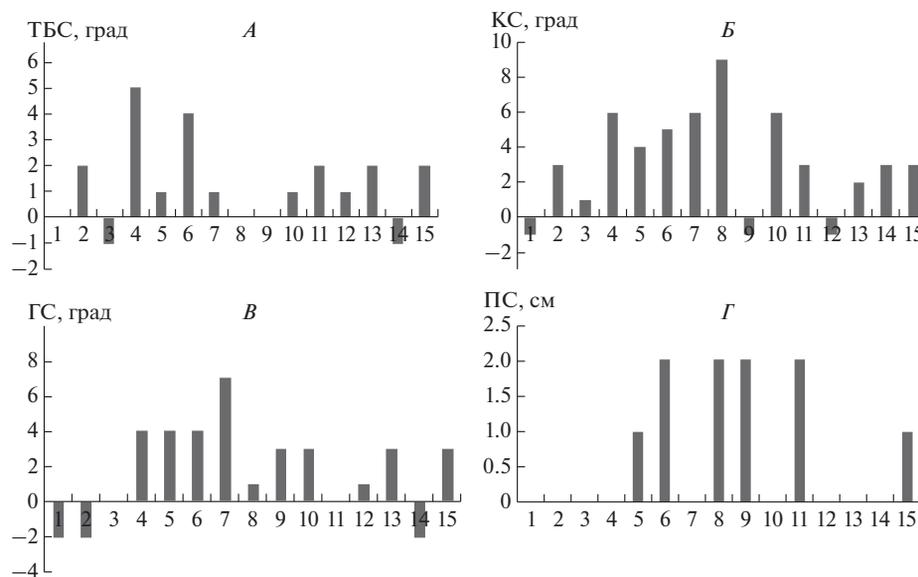


Рис. 3. Изменения амплитуды суставных углов и высоты подъема стопы (ПС) с паретичной стороны после тренировки на тредбане с применением чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ).

A – тазобедренный сустав, *B* – коленный сустав, *V* – голеностопный сустав, *Г* – высота ПС. Остальные обозначения см. рис. 2.

как у других большая нагрузка приходится на коленный сустав [19]. Амплитуда угла в КС на паретичной стороне увеличилась у 12 пациентов, в то время как на здоровой – у 9 пациентов, в ГСС – у 10 пациентов, как на паретичной, так и на здоровой стороне. Более выраженные изменения амплитуды во всех суставах привели к увеличению ПС паретичной ноги на 1–2 см у 6 пациентов. Увеличение ПС было показано ранее у здоровых испытуемых при ЧЭССМ, при этом увеличение амплитуды угла в ТБС было максимальным [20]. Согласно нашим данным, увеличение подъема стопы связано с вкладом ТБС и КС. Это подтверждает высокая корреляция между значениями ПС и амплитудой угла в КС. Она была наибольшей из всех суставов и составляла 0.8 до тренировки и 0.86 после тренировки, корреляция с ТБС и ГСС несколько уменьшилась после тренировки и составляла 0.49 для ТБС и 0.58 для ГСС. Высота подъема здоровой ноги менялась у разных пациентов разнонаправленно, поэтому в среднем по группе этот параметр для здоровой ноги не изменился, таким образом, асимметрия между

подъемом стопы обеих конечностей уменьшилась. Поскольку СХ имеет только одну степень свободы как индикатор патологического процесса – снижение [21], то увеличение скорости, связанное с длиной ЦШ, мы считаем положительным изменением, полученным в результате тренировки с применением ЧЭССМ.

Известным методом коррекции ходьбы является функциональная электрическая стимуляция мышц (ФЭС). Сравнительный анализ изменения параметров шагательных движений при ФЭС и при ЧЭССМ показал, что применение ФЭС ежедневно в течение 16 нед. совместно с ботулотоксином увеличило скорость на 0.09 м/с, в контрольной группе (без ботулотоксина) – на 0.04 м/с после 16 нед. тренировок [22]. Увеличение ПС в паретичной конечности у 6 пациентов, при отсутствии снижения у остальных, является важным положительным показателем изменения ходьбы у пациентов с гемипарезом. Схожие по средним значениям результаты показаны при ФЭС у пациентов с рассеянным склерозом и инсультом. Клиренс стопы во время фазы переноса увели-

Таблица 3. Максимальная амплитуда огибающей электромиографии (ЭМГ) (мкВ)

Мышца	<i>BF</i>		<i>QF</i>		<i>TA</i>		<i>GL</i>	
	З*	П	З*	П	З*	П	З	П
До	82 ± 46.6	64 ± 35.3	55 ± 17.9	47 ± 30.4	130 ± 44.3	95 ± 54.7	95 ± 55.7	71 ± 42.0
После	59 ± 28.3	63 ± 55.0	44 ± 15.0	46 ± 30.4	122 ± 45.5	96 ± 69.4	85 ± 61.3	75 ± 59.2

Примечание: *BF* – двуглавая мышца бедра (*biceps femoris*), *QF* – прямая мышца бедра (*quadriceps femoris*), *TA* – передняя большеберцовая мышца (*tibialis anterior*), *GL* – икроножная мышца (*gastrocnemius*). З – здоровая нога. П – паретичная нога. * – достоверные различия между значениями до и после тренировки с применением чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ), $p < 0.05$.

чился на 5.26 мм через 4 нед. ежедневных тренировок [23]. Таким образом, можно заключить, что однократное применение ЧЭССМ является достаточно эффективным в регуляции шагательных движений у постинсультных пациентов, сопоставимым с многократным применением ФЭС.

Более выраженные изменения параметров паретичной конечности мы рассматриваем как положительные изменения, обусловленные воздействием преимущественно на нейронные сети паретичной стороны. Принимая во внимание увеличение амплитуды движений в суставных углах здоровой ноги, хотя и менее выраженное, можно говорить о влиянии тренировки на походку в целом. Необходимость поддерживать относительную симметрию функции правой и левой стороны тела приводит к тому, что здоровая сторона тела или конечность, обладая большим функциональным резервом, чем больная, стремится уменьшить асимметрию путем приближения образца своих движений к кинематике пораженной конечности. Это проявляется и в снижении амплитуды ЭМГ на здоровой стороне, что отражает снижение нагрузки на здоровую конечность и изменение регуляторных механизмов координации движений.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Неинвазивная ЧЭССМ является безопасным и безболезненным способом воздействия на структуры спинного мозга, все пациенты были толерантны к такой стимуляции и не испытывали негативных моментов при ее осуществлении. Эффективность стимуляции спинного мозга проявилась в увеличении скорости ходьбы, увеличении размаха движений в суставах паретичной ноги и уменьшении асимметрии отдельных параметров обеих конечностей, что облегчало межконечностную координацию. После стимуляции у 40% пациентов наблюдалось уменьшение волочения стопы в паретичной конечности вследствие увеличения подъема конечности над опорой.

Более детальный анализ различных алгоритмов мультисегментарной фазозависимой стимуляции на параметры ходьбы является задачей будущих исследований.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены биоэтическим комитетом Федерального научного клинического центра ФМБА России (Москва).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа выполнена по государственному заданию ИФ РАН по теме № 0113-2019-0006 (63.4.) и по государственному заданию ФМБА России (НИР “Нейромодуляция-приматы”, шифр 20.002.22.800; НИР “Биомеханика-нестабильность”, шифр 20.004.21.800).

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

Вклад авторов. Д.В. Скворцов – проведение клинических исследований, анализ полученных данных. И.Н. Богачева – анализ и обсуждение данных, обзор публикаций по теме статьи. Н.А. Щербакова – обзор публикаций по теме статьи, анализ данных, подготовка рукописи. А.А. Гришин, С.Н. Кауркин – проведение клинических исследований, анализ полученных данных. Т.Р. Мошонкина – разработка дизайна исследования, анализ данных. Ю.П. Герасименко – разработка дизайна исследования, обсуждение результатов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Mohan D.M., Khandoker A.H., Wast S.A. et al. Assessment Methods of Post-stroke Gait: A Scoping Review of Technology-Driven Approaches to Gait Characterization and Analysis // *Front. Neurol.* 2021. V. 12. P. 650024.
2. Minassian K., Hofstoetter U.S., Danner S.M. et al. Spinal Rhythm Generation by Step-Induced Feedback and Transcutaneous Posterior Root Stimulation in Complete Spinal Cord-Injured // *Neurorehabil. Neural Repair.* 2016. V. 30. № 3. P. 233.
3. Calvert J.S., Manson G.A., Grahn P.J., Sayenko D.G. Preferential activation of spinal sensorimotor networks via lateralized transcutaneous spinal stimulation in neurologically intact humans // *J. Neurophysiol.* 2019. V. 122. № 5. P. 2111.
4. Shapkova E.Y., Pismennaya E.V., Emelyannikov D.V., Ivanenko Y. Exoskeleton walk training in paralyzed individuals benefits from transcutaneous lumbar cord tonic electrical stimulation // *Front. Neurosci.* 2020. V. 14. P. 416.
5. Gill M.L., Grahn P.J., Calvert J.S. et al. Neuromodulation of lumbosacral spinal networks enables independent stepping after complete paraplegia // *Nat. Med.* 2018. V. 24. № 11. P. 1677.
6. Sedñez I., Capogrosso M. Motor improvements enabled by spinal cord stimulation combined with physical training after spinal cord injury: review of experimental evidence in animals and humans // *Bioelectron. Med.* 2021. V. 7. № 1. P. 16.
7. Gerasimenko Y.P., Lu D.C., Modaber M. et al. Noninvasive Reactivation of Motor Descending Control after Paralysis // *J. Neurotrauma.* 2015. V. 32. № 24. P. 1968.
8. 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. Letter.* 2017. V. 639. P. 192.
9. Sayenko D.G., Atkinson D.A., Dy C.J. et al. Spinal segment-specific transcutaneous stimulation differentially shapes activation pattern among motor pools in humans // *J. Appl. Physiol.* 2015. V. 118. № 11. P. 1364.

10. *Городничев Р.М., Пухов А.М., Моисеев С.А. и др.* Регуляция фаз шагательного цикла при неинвазивной электрической стимуляции спинного мозга // Физиология человека. 2021. Т. 47. № 1. С. 73.
Gorodnichev R.M., Pukhov A.M., Moiseev S.A. et al. Regulation of gait cycle phases during noninvasive electrical stimulation of the spinal cord // Human Physiology. 2021. V. 47. № 1. P. 60.
11. *Danner S.M., Hofstoetter U.S., Ladenbauer J. et al.* Can the human lumbar posterior columns be stimulated by transcutaneous spinal cord stimulation? A modeling study // Artif. Organs. 2011. V. 35. № 3. P. 257.
12. *Hofstoetter U.S., Freundl B., Binder H., Minassian K.* Common neural structures activated by epidural and transcutaneous lumbar spinal cord stimulation: elicitation of posterior root-muscle reflexes // PLoS One. 2018. V. 13. № 1. P. e0192013.
13. *Дамулин И.В., Екушева Е.В.* Процессы нейропластичности после инсульта // Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика. 2014. Т. 6. № 3. С. 69.
Damulin I.V., Ekusheva E.V. Neuroplasticity processes after stroke // Neurology, Neuropsychiatry, Psychosomatics. 2014. V. 6. № 3. P. 69.
14. *Hermens H.J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures // J. Electromyogr. Kinesiol. 2000. V. 10. № 5. P. 361.
15. *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.
16. *Hsu A.L., Tang P.F., Jan M.H.* Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke // Arch. Phys. Med. Rehabil. 2003. V. 84. № 8. P. 1185.
17. *Nadeau S., Arsenaault A.B., Gravel D., Bourbonnais D.* Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke // Am. J. Phys. Med. Rehabil. 1999. V. 78. № 2. P. 123.
18. *Баскакова Н.В., Витензон А.С.* Влияние темпа и длины шага на основные параметры ходьбы человека / Биомеханика. 1975, сб. трудов вып. 13, РНИИТО. С. 242.
Baskakova N.V., Vitenzon A.S. [The influence of pace and step length on the basic parameters of human walking] / Biomechanics. 1975, collection of works V. 13, RNIITO. P. 242.
19. *Simonsen E.B.* Contributions to the understanding of gait control // Dan. Med. J. 2014. T. 61. № 4. P. B4823.
20. *Богачева И.Н., Щербаклова Н.А., Савохин А.А. и др.* Эффекты фазозависимой чрескожной стимуляции спинного мозга в регуляции кинематики шагательных движений человека // Биофизика. 2021. Т. 66. № 4. С. 802.
Bogacheva I.N., Shcherbakova N.A., Savokhin A.A. et al. Phase-Dependent Effects of Transcutaneous Spinal Cord Stimulation on Regulation of Kinematics of Human Stepping Motions // Biophysics. 2021. V. 66. № 4. P. 681.
21. *Скворцов Д.В.* Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. М.: Т.М. Андреева, 2007. 617 с.
Skvortsov D.V. Diagnostics of motor pathology by instrumental methods: gait analysis, stabilometry. М.: Т.М. Andreeva, 2007. 617 p.
22. *Burridge J.H., McLellan D.L.* Relation between abnormal patterns of muscle activation and response to common peroneal nerve stimulation in hemiplegia // J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. 2000. V. 69. № 3. P. 353.
23. *Gervasoni E., Parelli R., Uszynski M. et al.* Effects of functional electrical stimulation on reducing falls and improving gait parameters in multiple sclerosis and stroke // PMR. 2017. V. 9. № 4. P. 339.

Effects of Single Noninvasive Spinal Cord Stimulation in Patients with Post-Stroke Motor Disorders

D. V. Skvortsov^{b, c}, I. N. Bogacheva^{a, *}, N. A. Shcherbakova^a, A. A. Grishin^a, S. N. Kaurkin^{b, c}, T. R. Moshonkina^a, Yu. P. Gerasimenko^{a, **}

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

^b*Federal Research Clinical Center of the FMBA of Russia, Moscow, Russia*

^c*Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies of the FMBA of Russia, Moscow, Russia*

^{*}*E-mail: bogacheva@infran.ru*

^{**}*E-mail: gerasimenko@infran.ru*

Post-stroke gait disorders are often characterized by abnormal kinematic and kinetic patterns, deviations in spatio-temporal features, altered muscle activation and increased power requirements during walking. The investigation is aimed at determining the possibility of using transcutaneous electrical spinal cord stimulation (scTS) to influence the kinematics of walking in stroke patients with hemiparesis in the early and late recovery periods (1–12 months) after stroke. Continuous and phasic stimulation was used during motor training on a treadmill. For stimulation a spinal neuroprosthesis including a multichannel stimulator for scTS (“Cosima”, Russia) with sensors for determining the phases of walking was used. The biomechanical study of the walking function was carried out with the complex “Stadis” (“Neurosoft”, Russia). The study involved 15 patients (age from 33 to 79 years). We analyzed the parameters of stepping movements when walking on the floor without stimulation before and after training on a treadmill using scTS. A comparative analysis of the kinematics of walking before and after training showed an increase in walking speed, the length of the step cycle, an increase in the range of movements in the hip, knee and ankle joints, in 40% patients the height of the parietic foot lift increased by 1–2 cm. The obtained results show that the training with the use of scTS can be considered as a rehabilitation method for correcting walking after a stroke.

Keywords: stroke, hemiparesis, spinal cord, stimulation, kinematics of walking.