
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

**ВЛИЯНИЕ ПАРНОЙ АССОЦИАТИВНОЙ СТИМУЛЯЦИИ
НА СКОРОСТНО-СИЛОВЫЕ ПАРАМЕТРЫ ПРОИЗВОЛЬНОГО
ДВИЖЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА**

© 2025 г. С. М. Иванов^{1,*}, В. Н. Шляхтов¹, Р. М. Городничев¹

¹Великолукская государственная академия физической культуры и спорта,

г. Великие Луки, Россия

**E-mail: ivanov@vlgasc.ru*

Поступила в редакцию 04.07.2024 г.

После доработки 01.11.2024 г.

Принята к публикации 02.11.2024 г.

Успешное выполнение спортивных двигательных действий различной координационной сложности во многом определяется функциональным взаимодействием между нейронами первичной моторной коры и спинного мозга, реализуемым на основе существующих между этими структурами анатомических и физиологических связей. В экспериментальных исследованиях показано, что такие функциональные связи могут быть целенаправленно изменены с помощью метода парной ассоциативной стимуляции (PAS). Цель нашей работы состояла в изучении влияния сеанса PAS, предусматривающей одновременное поступление стимулов от моторной коры и корешков спинного мозга к спинальным мотонейронам, на скоростно-силовые параметры произвольного мышечного усилия человека. В исследовании приняли участие 10 здоровых лиц мужского пола в возрасте от 18 до 22 лет, занимающихся спортивными играми. Сеанс PAS предусматривал нанесение 100 пар ассоциативных стимулов, совпадающих на уровне спинальных мотонейронов. До и после стимуляционного воздействия у испытуемых определяли кортикоспинальную возбудимость при помощи метода транскраниальной магнитной стимуляции (TMS) и возбудимость спинальных мотонейронов посредством чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (tSCS), а также регистрировали скоростно-силовые характеристики максимального произвольного сокращения (MVC) мышц голени (подошвенное сгибание стопы). Анализ результатов исследования показал, что PAS с совпадением стимулов на уровне спинальных мотонейронов приводила к увеличению кортикоспинальной возбудимости, увеличению усилий, развиваемых спортсменом за первые 50, 100, 150 и 200 мс выполнения максимального усилия, и увеличению скорости его развития. Данные изменения в результате воздействия сеанса PAS, вероятно, обусловлены вовлечением большего количества быстрых двигательных единиц при выполнении MVC и повышением эффективности тормозных процессов в моторной коре в момент расслабления.

Ключевые слова: парная ассоциативная стимуляция, скоростно-силовые качества, моторная система, кортикоспинальная возбудимость, изометрическое усилие

ВВЕДЕНИЕ

Функциональные взаимодействия между нейронами первичной моторной коры и нейронами спинного мозга, осуществляемые на основе существующих между ними анатомических и физиологических связей, имеют большое значение для успешного выполнения спортивных двигательных действий различной координационной сложности [1–2]. В целом ряде экспериментальных исследований [3–5] показано, что функциональные взаимодействия между нейронами моторной коры и спинного мозга могут быть изменены с помощью метода парной ассоциативной стимуляции (PAS). Данный метод предусматривает многократное сопряжение одиночных импульсов транскраниальной магнитной стимуляции (TMS) и чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (tSCS) таким образом, что вызванные потенциалы сталкиваются на уровне нейронов моторной коры или спинальных мотонейронов и могут поступать к ним одновременно или с определенной задержкой [3]. В процессе PAS одиночные электрические стимулы наносятся на периферический нерв [6–9] или на корешки спинного мозга [4]. По мнению некоторых специалистов, вариант PAS с электростимуляцией корешков спинного мозга имеет определенное преимущество, поскольку в этом случае активируются мотонейронные пулы нескольких мышц и могут быть зарегистрированы их вызванные ответы [4].

В результате исследований, выполненных с применением метода PAS, к настоящему времени установлен ряд закономерностей в изменении функциональных параметров, отражающих состояние моторной системы, при воздействии многократных парных ассоциативных стимулов. Так, экспериментально доказана зависимость направленности и количественной выраженности изменений возбудимости спинальных мотонейронов от интервала между двумя ассоциативными стимулами [7]. Выявлено, что повышение возбудимости моторной коры головного мозга здоровых людей может быть достигнуто посредством PAS, в которой электрическая стимуляция спинальных мотонейронов предшествует импульсу TMS [8], а повышение возбудимости спинальных мотонейронов у пациентов с травмами спинного мозга – парной ассоциативной стимуляцией в сочетании с тренировкой опорно-двигательного аппарата [10]. В работе Stefan с соавт. [6] приведены сведения об усилении тормозных процессов после низкочастотной PAS продолжительностью 30 мин. Следует заметить, что в известной нам литературе до сих пор отсутствуют убедительные сведения о воздействии PAS на проявление каких-либо двигательных качеств. Исходя из упомянутых данных литературы о влиянии PAS на кортикоспинальную возбудимость и возможности ее применения для целенаправленного изменения характера взаимодействия между нейронами коры и спинальными мотонейронами, мы предположили, что применение PAS может способствовать улучшению скоростно-силовых качеств. В связи с этим цель нашей работы состояла в изучении влияния сеанса PAS, предусматривающей одновременное поступление стимулов от моторной коры и корешков спинного мозга к спинальным мотонейронам, на скоростно-силовые параметры произвольного мышечного усилия человека.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследования проведены на 10 практически здоровых спортсменах, занимающихся баскетболом. Возраст испытуемых в период исследования составлял от 18 до 22 лет. Исследование состояло из двух серий. Каждый испытуемый дважды приходил в лабораторию для проведения испытаний, первое посещение для участия в первой серии, второе – во второй серии. Интервал между сериями составил 7 дней. В каждой серии непосредственно перед экспериментом у каждого испытуемого для всех исследуемых мышц (передняя большеберцовая – TA, медиальная икроножная – GM, кам-

баловидная – Sol) регистрировали пороги вызванных моторных ответов (MEPs) при TMS и мышечные ответы (REPs) при tSCS. Порог определялся по минимальной силе стимула, вызывающей мышечный ответ с амплитудой не ниже 50 мкВ в более чем 50% случаев из 10 проб. Амплитуда всех ответов измерялась как максимальный размах от позитивного пика до негативного пика. На основании полученных величин порогов рассчитывали силу тестового стимула для TMS и tSCS. Для TMS тестовый стимул составил 110% (55–85% от максимального выхода стимулятора), а для tSCS – 130% (45–65 мА) от порога. Указанные величины стимулов обеспечивали стабильность получения ответов и сохранение возможности дальнейшего уменьшения или увеличения их амплитуды под воздействием сеанса PAS. Регистрация ответов MEPs и REPs исследуемых мышц проводилась по общепринятой методике [7] посредством электромиографического комплекса Нейро-МВП-8 (ООО "Нейрософт", Россия).

В первой серии экспериментов регистрировали десять MEPs и десять REPs до сеанса PAS, непосредственно после его завершения, а также через 5 и 10 мин. Интервал отдыха между тестовыми стимулами составлял 8 с. В процессе регистрации MEPs и REPs, а также сеанса PAS испытуемый находился в положении лежа на спине. Такое положение обеспечивало стабильность расположения стимулирующей и регистрирующей аппаратуры и комфортное пребывание испытуемого в процессе исследования. В процессе сеанса PAS регистрировали амплитуду всех 100 ответов, но для сравнения с величинами MEPs и REPs использовали среднее значение, рассчитанное по десяти первым ответам.

Во второй серии экспериментов были изучены скоростно-силовые параметры максимального произвольного изометрического усилия мышц голени под воздействием сеанса PAS. Сеанс PAS проводился в положении сидя в кресле биомеханического комплекса Biodex System 3. Такое положение при нанесении парной стимуляции обеспечивало быстрый переход от стимулирующего воздействия к реализации двигательной модели. Оценка скоростно-силовых параметров осуществлялась при выполнении подошвенного сгибания стопы в изометрическом режиме на комплексе Biodex в положении сидя. Изометрическая двигательная модель была выбрана в связи с тем, что этот режим позволяет исключить переменную динамику сил инерции и реакции опоры. Выбор исходного положения испытуемого определялся необходимостью создания оптимальных условий для реализации подошвенного сгибания стопы. Испытуемый выполнял три тестовые попытки с интервалом 30 с в каждом экспериментальном условии (до PAS, непосредственно после PAS, через 5 и 10 мин после окончания PAS). Для обработки выбиралась лучшая из трех попыток (с максимальной амплитудой, без артефактов) в каждом экспериментальном условии. Испытуемому ставилась двигательная задача максимально сильно и максимально быстро выполнить изометрическое подошвенное сгибание стопы (напряжение и расслабление), при этом общее время выполнения напряжения и расслабления не должно было превышать 3 с [11–13]. Чтобы нивелировать эффект обучения, тестовым измерениям предшествовали от четырех до шести тренировочных попыток с последующим интервалом отдыха (10 мин). Тренировочные попытки прекращались, когда испытуемый выполнял тестовое движение стабильно с повторяющимся результатом. Динамограмма максимального усилия записывалась в память компьютера и экспортировалась в цифровом виде для дальнейшей обработки. Анализировали величину MVC, скорость достижения максимальной силы и силы, равной 50% от максимальной, а также скорость полуразгружения, расслабления с величиной усилия в 50% от MVC, величину усилий, развиваемых спортсменом за первые 50, 100, 150 и 200 мс тестового движения.

TMST моторной зоны коры головного мозга осуществлялась при помощи магнитного стимулятора Magstim Rapid 2 (Magstim company, Великобритания) через двойную конусную катушку диаметром 110 мм (направление тока задне-переднее), локализованную чуть латеральнее и вперед от вертекса. При этом подбирали такое положение

катушки, в котором обеспечивалась активация всех исследуемых мышц [7]. Активация стимулятора осуществлялась через синхровход.

Чрескожная электрическая стимуляция спинного мозга осуществлялась посредством стимулятора Neostim-4, активируемого через внешний синхровход. Активный стимуляционный электрод диаметром 5 см (катод) из токопроводящей резины располагался по средней линии позвоночника между остистыми отростками позвонков L2–L3. Гибкие референтные электроды размером 5 × 8 см (аноды) размещались билатерально на гребнях подвздошных костей [14]. Использовали прямоугольный немодулированный однополярный одиночный стимул длительностью 1 мс. Для подтверждения рефлекторной природы мышечных ответов при tSCS использовалась пара стимулов средней силы (выше порога, но не максимальных) с интервалом между стимулами 50 мс, нанесенных в область между остистыми отростками позвонков L2–L3. Подавление ответа на второй стимул в паре свидетельствовало об активации задних корешков спинного мозга [4, 15].

Сеанс парной ассоциативной стимуляции предусматривал нанесение испытуемому 100 пар стимулов на протяжении 800 с (1 пара каждые 8 с). При этом каждая пара состояла из подаваемого первым одиночного стимула TMS (110% от порога, 55–85% от максимального выхода стимулятора), воздействующего на моторную зону коры головного мозга, и одиночного стимула tSCS (130% от порога, 45–65 мА), подаваемого с небольшим временным отставанием от TMS. Таким образом, при нанесении сеанса PAS величина стимулов TMS и tSCS, составляющих пару, совпадала с соответствующей величиной одиночных тестовых стимулов TMS и tSCS при определении кортикальной возбудимости. Расчет интервала между стимулами TMS и tSCS (внутри пары) при нанесении PAS осуществлялся индивидуально для каждого испытуемого [4] путем вычитания длительности латентного периода ответов REPs (на тестовый стимул) из латентности ответов MEPs (за основу брали латентные периоды мышцы GM). Правильность расчета интервала проверялась пробным парным стимулом таким образом, чтобы ответ на PAS не изменял свою латентность в сравнении с ответом на TMS и сохранял общую форму в сравнении с ответом на tSCS (как правило, при неполном совпадении времени поступления стимулов ответ на парный стимул становился более полифазным и растянутым по длительности). Интервал между двумя стимулами в каждой паре PAS, который для разных испытуемых составлял от 12 до 17 мс, а также интервал между парами стимулов (8 с) контролировался разработанным нами на основе микрокомпьютера специализированным прибором, который осуществлял внешний запуск (через синхровход) магнитного и электрического стимуляторов по заложенному в его память алгоритму.

Математико-статистическая обработка данных включала расчет среднего арифметического, ошибки среднего арифметического, стандартного отклонения. Поскольку с помощью критерия Колмогорова–Смирнова была установлена нормальность распределения величин рассматриваемых выборок, то для выявления статистически значимых различий в разных экспериментальных условиях использовали однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA) с последующим post-hoc анализом по критерию Newman-Keuls при уровне значимости 0.05.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Анализ результатов исследования показал, что средняя амплитуда мышечных ответов, вызываемых PAS с сопряжением возбуждающих потенциалов на уровне спинальных мотонейронов, превышала таковую при изолированной стимуляции корешков спинного мозга на 10–50% и моторной коры на 300–5000%. Следует отметить, что моторный ответ на PAS не является простой алгебраической суммой электрических ответов на сигналы, поступающие на спинальные мотонейроны одновременно

по кортикальному и афферентному входам, поскольку амплитуда ответа в случае PAS значительно превышала амплитуды ответов на селективную стимуляцию коры и спинного мозга той же интенсивности (рис. 1, а). Так, у TA амплитуда ответа при PAS была достоверно больше амплитуды при стимуляции спинного мозга и коры и составила 1.50 ± 0.07 мВ ($n = 10, p < 0.05$) (рис. 1).

У Sol наблюдался аналогичный по направленности, но менее выраженный в количественном отношении эффект. Амплитуда ответа этой мышцы на PAS достоверно превышала амплитуду при селективном воздействии на спинной мозг и моторную кору и достигала 5.13 ± 0.22 мВ ($n = 10, p < 0.05$). У GM увеличение амплитуды ответа в случае PAS относительно tSCS составило 15% (рис. 1).

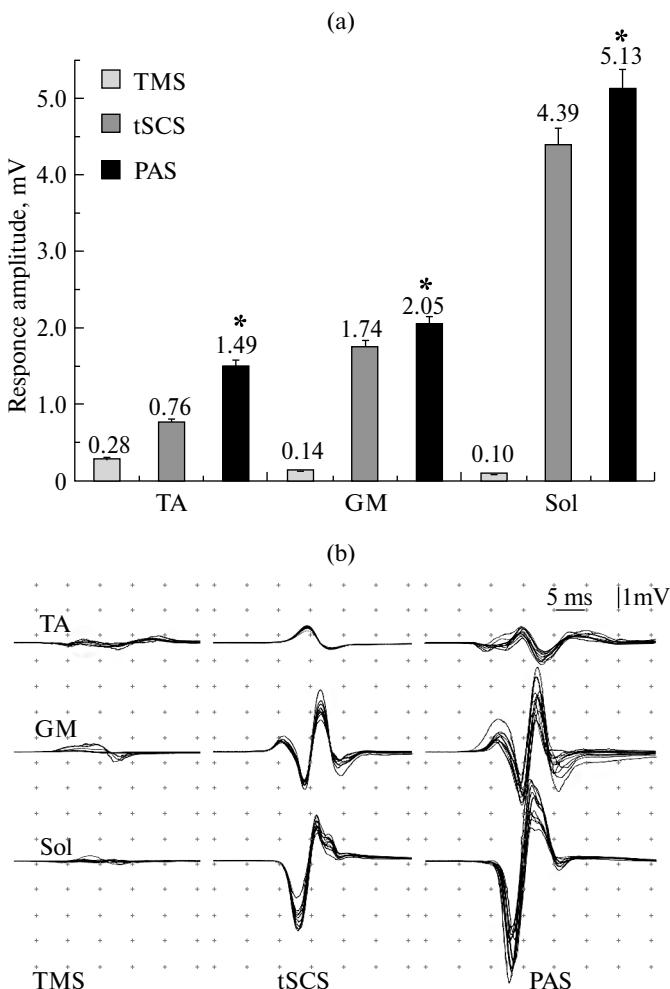


Рис. 1. (а) – средняя амплитуда ответов мышц TA, GM и Sol при селективной TMS, tSCS и при PAS ($n = 10$). (б) – образец нативных записей вызванных ответов исследуемых мышц при разных вариантах стимуляционного воздействия (по 10 стимулов в каждом варианте). TA – передняя большеберцовая мышца, GM – медиальная головка икроножной мышцы, Sol – камбаловидная мышца. TMS – транскраниальная магнитная стимуляция (тестовый стимул 110% от порога); tSCS – чрескожная электрическая стимуляция спинного мозга (тестовый стимул 130% от порога); PAS – парная ассоциативная стимуляция (110% TMS + 130% tSCS). * – достоверные изменения ($p < 0.05$) относительно амплитуд ответов на селективные стимулы TMS и tSCS.

У троих испытуемых наблюдалось увеличение средней амплитуды ответа на PAS в сравнении с суммой амплитуд ответов на селективную стимуляцию моторной коры и задних корешков спинного мозга на 40–50%, что в абсолютном выражении составляло до 3 мВ (рис. 1, б).

Амплитуда MEPs исследуемых мышц на серию тестовых стимулов TMS, по которой определялась кортикоспинальная возбудимость, достоверно увеличивалась под влиянием PAS у TA и Sol на первой и на пятой минуте после стимуляционного воздействия в сравнении с фоновыми показателями. Увеличение амплитуды ответов TA составило 94% и 86% к фону на первой и пятой минуте, с 0.28 ± 0.04 мВ до 0.55 ± 0.10 мВ и 0.53 ± 0.08 мВ соответственно ($n = 10, p < 0.05$). Достоверное увеличение амплитуды ответов после сеанса PAS зарегистрировано у Sol – на 37%, с 0.10 ± 0.01 мВ (перед PAS) до 0.13 ± 0.01 мВ на первой и пятой минуте после воздействия ($n = 10, p < 0.05$). При этом было выявлено некоторое снижение средней амплитуды ответов TA и Sol от первой к десятой минуте после стимуляции, однако она все же оставалась выше фоновых значений. Амплитуда ответов GM имела тенденцию к повышению после сеанса PAS на 29% непосредственно после воздействия и несколько снижалась к десятой минуте, однако эти изменения не были статистически значимы (рис. 2).

Изменение амплитуды REPs на серию тестовых стимулов, наносимых при селективной tSCS, не носило статистически значимого характера. Стоит отметить, что у 60% испытуемых наблюдалась тенденция к повышению амплитуды ответов исследуемых мышц на первой, пятой и десятой минуте после сеанса стимуляции, а у 40% отмечалось как некоторое снижение амплитуды, так и ее увеличение в разные временные интервалы после завершения сеанса стимуляционного воздействия.

PAS приводила к изменению скоростно-силовых характеристик MVC при выполнении подошвенного сгибания стопы. Абсолютная максимальная сила после стимуляционного воздействия незначительно повышалась непосредственно после воздействия со 152.1 ± 12.8 Нм до 153.6 ± 14.7 Нм, а также имела тенденцию к постепенному росту через 5 и 10 мин до 154.4 ± 14.7 Нм и 164.6 ± 17.2 Нм соответственно, однако зарегистрированные изменения не являлись статистически значимыми ($n = 10, p > 0.05$).

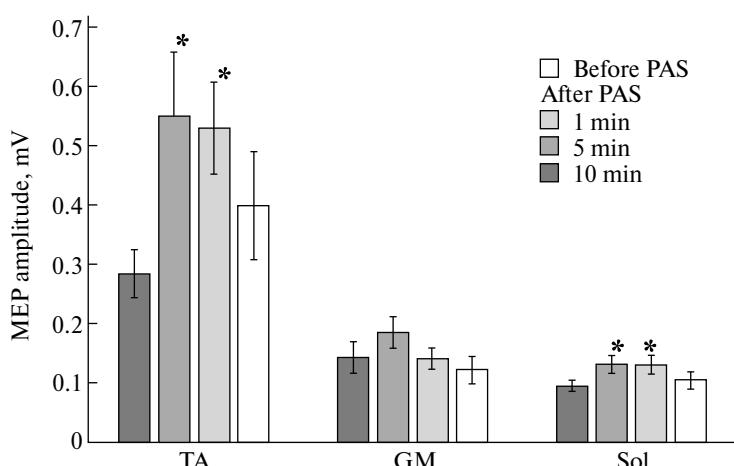


Рис. 2. Влияние однократного сеанса PAS на амплитуду MEPs TA, GM и Sol при TMS моторной коры (амплитуда стимула = 110% от моторного порога). TA – передняя большеберцовая мышца, GM – медиальная икроножная мышца, Sol – камбаловидная мышца. * – достоверные изменения ($n = 10, p < 0.05$) относительно показателей до стимуляционного воздействия.

Время достижения максимальной силы после сеанса парной ассоциативной стимуляции достоверно сокращалось на 1-, 5- и 10-й минутах после воздействия. Так, непосредственно после нанесения стимуляции время достижения MVC составило 754 ± 68 мс, а на 5-й и 10-й минуте – 685 ± 34 и 682 ± 109 мс соответственно ($n = 10$, $p < 0.05$), при этом фоновое значение – 916 ± 76 мс (рис. 3).

Сеанс PAS также изменял время достижения 50% от MVC. Этот показатель достоверно снижался сразу после воздействия с 226 ± 23 до 185 ± 6 мс ($n = 10$, $p < 0.05$), а на 10-й мин после его окончания – до 171 ± 13 мс ($n = 10$, $p < 0.05$). На 5-й мин после стимуляции отмечалась тенденция к снижению этого показателя до 208 мс, однако изменения не было статистически значимо (рис. 3).

Продолжительность полууспокоения достоверно снижалась на 17% к фону под воздействием однократного сеанса PAS только на первой минуте после воздействия с 219 ± 29 до 180 ± 11 мс ($n = 10$, $p < 0.05$). Через 5 мин после окончания стимуляции наблюдалась тенденция к увеличению продолжительности этого показателя на 20%, а через 10 мин – снижение на 11% относительно фоновых показателей, однако эти изменения не были статистически значимы.

Время полного расслабления с величины усилия в 50% от MVC достоверно сокращалось с 344 ± 26 (перед PAS) до 272 ± 16 мс и 292 ± 17 мс на 1-й и 5-й мин после окончания стимуляционного воздействия соответственно ($n = 10$, $p < 0.05$). На 10-й мин время расслабления было все еще короче, чем до воздействия PAS, но уже не отличалось от него достоверно (рис. 3).

Однократный сеанс PAS приводил к достоверному увеличению усилия, развивающегося спортсменами за первые 50, 100, 150 и 200 мс выполнения тестового движения. Наиболее выраженные изменения отмечались на отметке 100 мс – с 24.2 ± 4.9 Нм (перед сеансом PAS) до 37.7 ± 4.8 Нм на 5-й мин ($n = 10$, $p < 0.05$) и до 38.2 ± 5.6 Нм на 10-й мин ($n = 10$, $p < 0.05$) после парной стимуляции (рис. 4). На остальных указанных временных отметках также зарегистрировано достоверное увеличение развивающихся усилий (табл. 1).

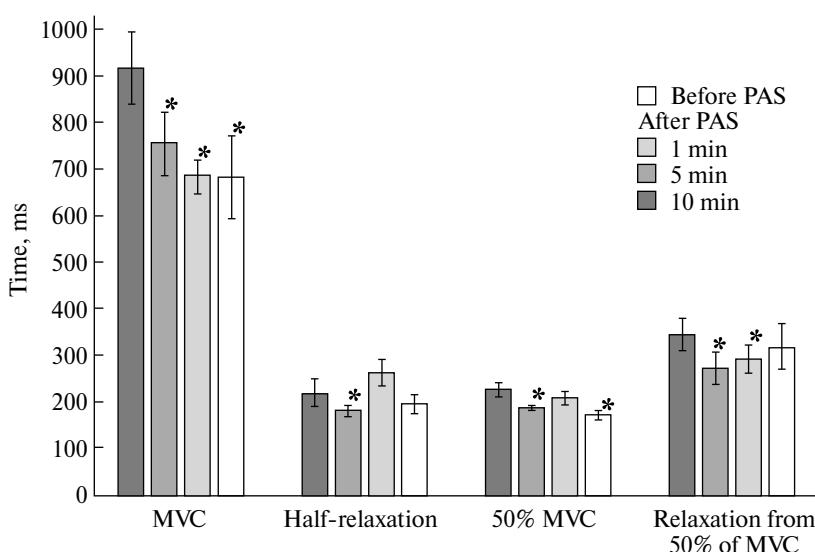


Рис. 3. Время достижения MVC, 50% от MVC, полууспокоения и расслабления с 50% от MVC под воздействием сеанса PAS. * – достоверные изменения ($n = 10$, $p < 0.05$) относительно показателей до стимуляционного воздействия.

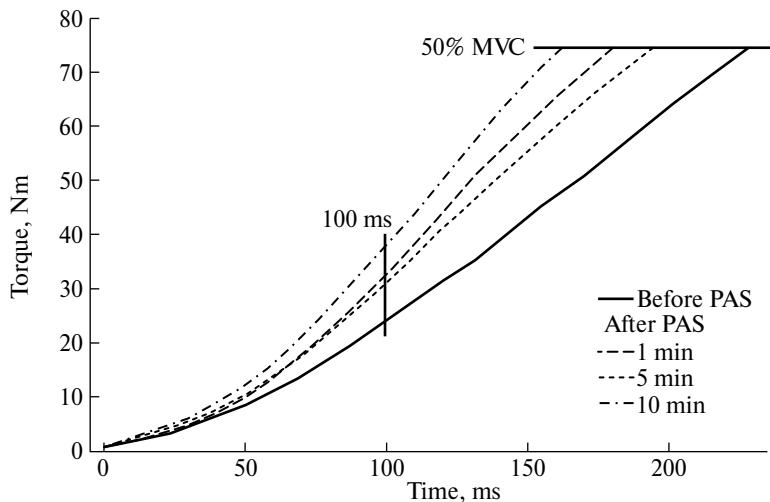


Рис. 4. Кривая нарастания 50% от максимального произвольного усилия (50% MVC) при выполнении подошвенного сгибания стопы под воздействием однократного сеанса PAS ($n = 10$).

Таблица 1. Влияние сеанса PAS на величину усилий, развиваемых испытуемыми через 50, 100, 150 и 200 мс после начала выполнения подошвенного сгибания стопы

Время измерения от начала усилия, мс	Усилие, Нм			
	до PAS	После PAS		
		1 мин	5 мин	10 мин
50	8.5 ± 1.9	$10.0 \pm 1.5^*$	$10.3 \pm 2.1^*$	$12.2 \pm 1.9^*$
100	24.2 ± 4.9	$32.7 \pm 4.2^*$	$37.7 \pm 7.9^*$	$38.2 \pm 5.6^*$
150	43.1 ± 8.5	$60.3 \pm 7.2^*$	$55.3 \pm 11.1^*$	$68.2 \pm 9.8^*$
200	63.4 ± 9.6	$82.6 \pm 9.2^*$	$76.6 \pm 13.4^*$	$91.2 \pm 12.7^*$

Примечание. * – достоверные изменения ($n = 10$, $p < 0.05$) относительно показателей до стимуляционного воздействия.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В литературе, посвященной изучению физиологических механизмов управления движениями и развитию физических качеств (быстроты, силы, координационных способностей и др.), большое значение приобретают работы, направленные на поиск новых методических подходов и средств, которые могут повысить физическую работоспособность человека. Такие исследования представляют значительный интерес для повышения эффективности тренировочных процессов спортсменов. К настоящему

времени установлено, что электрическая стимуляция спинного мозга может способствовать улучшению координационных способностей у здоровых людей [16] и повышать силу мышц нижних конечностей у пациентов с повреждениями спинного мозга [17]. В работе Al'joboorig с соавт.[4] показана возможность повышения силы сгибания стопы посредством PAS, предусматривающей нанесение испытуемому 100 пар стимулов в течение 14 мин. Описываемые выше закономерности о влиянии селективной электрической стимуляции спинного мозга и PAS на двигательную активность послужили основанием для проведения экспериментов по выяснению возможности улучшения скоростно-силовых параметров произвольного мышечного усилия человека.

Результаты проведенных нами нейрофизиологических исследований позволили изучить динамику скоростно-силовых параметров подошвенного сгибания стопы под влиянием PAS, а также особенности характеристик мышечных ответов, вызываемых селективным и сочетанным воздействием магнитных стимулов на моторную кору и электрических – на задние корешки спинного мозга. Прежде всего, требует обсуждения установленный нами факт, что амплитуда ответов, регистрируемых при PAS, значительно превышала амплитуду ответов при селективной магнитной стимуляции моторной коры и электрического раздражения спинного мозга. Причиной такого кратковременного эффекта PAS может быть усиление синаптических связей между корковыми и спинальными мотонейронами, а также между Ia-афферентами и а-мотонейронами вследствие многократного повторного сопряжения сигналов на уровне спинальных двигательных нейронов [4]. На наш взгляд, усиление синаптических связей между указанными выше структурами в конечном итоге проявляется в повышении кортикоспинальной возбудимости и в особенностях организации активности, свойственной определенному типу MU при выполнении разнообразных движений. Поэтому в качестве причин существенного превышения амплитуды мышечных ответов при PAS в сравнении с величинами ответов, вызываемых селективной TMS и tSCS, предположительно могут рассматриваться следующие: 1) активация высокопороговых (быстрых) двигательных единиц мышц; 2) рекрутирование большего числа MU.

Первое объяснение представляется вполне логичным, поскольку в литературе имеются о дифференциации морфологических и функциональных свойств двигательных единиц скелетных мышц. На основе этих свойств выделяют 3 основных типа MU: S (медленные, устойчивые к утомлению); FR (быстрые, устойчивые к утомлению); FF (быстрые, быстроутомляемые). Быстрые MU обоих типов характеризуются высоким порогом рекрутирования и активируются только в том случае, когда на их мотонейроны поступает интенсивный поток нервных импульсов [11]. Такие MU состоят из крупного мотонейрона с толстым аксоном, который разветвляется на большое число концевых веточек и соответственно иннервирует более значительное количество мышечных волокон в сравнении с медленными MU. Вследствие указанных структурных и функциональных свойств у быстрых MU при сокращении регистрируется высокочастотный потенциал действия и развивается существенное по величине мышечное усилие [12]. Это обстоятельство позволяет предположить, что если парное воздействие, включающее магнитный и электрический стимулы, приводит к активации высокопороговых быстрых MU, не рекрутирующихся при селективной стимуляции, то превышение амплитуды мышечного ответа при PAS в сравнении с ее суммарной величиной на избирательное воздействие применяемых стимулов представляется вполне ожидаемым.

Известно, что увеличение интенсивности магнитного стимула, наносимого на моторную зону коры, вызывает более сильный нисходящий возбуждающий поток нервных импульсов, который приводит к более быстрому пространственно-временному суммированию в кортико-мотонейрональных синапсах, в силу чего активируются новые MU и амплитуда МЕР постепенно возрастает с увеличением интенсивности стимула [13]. Обычно амплитуда МЕР достигает максимума при силе стимула, составляющей

70–80% от максимального выхода магнитного стимулятора, и при дальнейшем повышении интенсивности воздействия амплитуда МЕР не увеличивается [18]. Следовательно, в основе увеличения амплитуды МЕР лежит суммация потенциалов действия новых МУ, активирующихся по мере увеличения интенсивности стимула до определенной величины. Аналогичные описанным выше изменения наблюдались и в мышечных ответах, вызываемых электрической стимуляцией задних корешков спинного мозга. В этом случае амплитуда ответов мышц нижних конечностей также прогрессивно нарастала при повышении интенсивности стимула до 150–160% порогового уровня, после чего стабилизировалась, и дальнейшего увеличения ответа на возрастаение стимуляции не происходило [15]. Таким образом, наибольшая амплитуда ответов регистрируется при определенной силе магнитного и электрического стимулов, обеспечивающей сумму активности большого количества МУ. В связи с этим можно полагать, что парная ассоциативная стимуляция вызывает сумму активности более значительного числа МУ по сравнению с их общим количеством при селективном воздействии двух видов стимулов, это и отражается в более высокой амплитуде мышечных ответов, вызываемых парной стимуляцией.

В экспериментальных исследованиях установлено, что основными факторами, обеспечивающими повышение произвольного усилия скелетных мышц, являются рекрутование высокопороговых МУ и увеличение частоты их разрядов [12]. Двигательные единицы такого типа содержат значительно больше мышечных волокон в сравнении с низкопороговыми и поэтому вносят более существенный вклад в напряжение мышцы. Заметим, что высокопороговые МУ характеризуются более коротким временем сокращения и расслабления [11]. В связи с этим вполне обоснованным выглядит предположение о том, что сокращение времени достижения MVC и продолжительности расслабления, вызываемое сеансом PAS, обусловливается активацией высокопороговых МУ. Причиной снижения времени расслабления под воздействием сеанса PAS, вероятно, может быть активация внутрикорковых и кортикоспинальных нейрональных тормозных цепей во время расслабления. Известно, что мышечное расслабление – это активный процесс, сопровождающийся повышенной активностью моторной коры [19]. В период произвольного расслабления мышц руки наблюдается снижение возбудимости нейронов кортикоспинального тракта, контролирующих мышцы-мишени [20–22]. Такое изменение возбудимости объясняется увеличением внутрикоркового торможения непосредственно перед началом мышечного расслабления в момент, соответствующий снижению возбудимости моторной коры в целевой мышце [20]. Повышение внутрикоркового торможения в процессе произвольного мышечного расслабления и перед ним обнаружено также в работе Motawar с соавт. [22]. Однако в исследовании Begum с соавт. [21], напротив, было выявлено снижение внутрикоркового торможения непосредственно перед началом расслабления. Авторы делают вывод, что усиление внутрикорковой расторможенности перед началом расслабления вызывает активацию спинальных тормозных интернейронов, действующих на спинальные альфа-мотонейроны, что, в свою очередь, приводит к расслаблению целевой мышцы. Таким образом, внутрикорковые и кортикоспинальные тормозные механизмы определенно принимают участие в произвольном расслаблении мышц, однако знания о них фрагментарны и требуют дальнейшего уточнения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Однократный сеанс PAS, включающий 100 парных стимулов с одновременным поступлением возбуждающих потенциалов на мотонейронные пулы спинного мозга, приводил к повышению кортикоспинальной возбудимости, увеличению скорости развития максимального усилия, а также значительному приросту усилий, развиваемых за первые 50, 100, 150 и 200 мс изометрического сокращения, укорочению длительности

сти расслабления при выполнении максимального произвольного усилия. Изменения скоростно-силовых параметров подошвенного сгибания стопы, вызываемые PAS, вероятно, определяются вовлечением большего количества быстрых двигательных единиц при реализации максимального усилия и повышением эффективности тормозных процессов в моторной коре в момент расслабления.

ВКЛАДЫ АВТОРОВ

С. М. И. – техническое обеспечение и проведение исследования, регистрация и анализ полученных данных, обработка данных, подготовка текста рукописи. В. Н. Ш. – организация исследования, общее руководство. Р. М. Г. – идея и планирование этапов исследования, написание и редактирование текста рукописи.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Данная работа финансировалась за счет средств бюджета плановой работы Великолукской государственной академии физической культуры и спорта.

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 Комитетом по этике Великолукской государственной академии физической культуры и спорта, протокол №2 от 26.12.2023 г.

Каждый участник исследования дал добровольное письменное информированное согласие после получения разъяснений о потенциальных рисках и преимуществах, а также о характере предстоящего исследования.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы данной работы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Nicholls JG, Martin AR, Wallace BG, Fuchs PA* (2008) *From neuron to brain* (4th ed). Sinauer Associates.
2. *Городничев РМ, Шляхтов ВН* (2022) Физиология координационных способностей спортсменов. М. Спорт. [*GORODNICHEV RM, SHLYAHTOV VN* (2022) *Physiology of coordination abilities in sport. M. Sport. (In Russ.)*].
3. *Dixon L, Ibrahim MM, Santora D, Knikou M* (2016) Paired associative transspinal and transcortical stimulation produces plasticity in human cortical and spinal neuronal circuits. *J Neurophysiol* 116(2): 904–916.
<https://doi.org/10.1152/jn.00259.2016>
4. *Al'joboori Y, Hannah R, Lenham F, Borgas P, Kremers CJ, Bunday KL, Duffell LD* (2021) The immediate and short-term effects of transcutaneous spinal cord stimulation and peripheral nerve stimulation on corticospinal excitability. *Front Neurosci* 15: 749042.
<https://doi.org/10.3389/fnins.2021.749042>
5. *Suzuki M, Saito K, Maeda Y, Cho K, Iso N, Okab T, Suzuki T, Yamamoto J* (2023) Effects of Paired Associative Stimulation on Cortical Plasticity in Agonist-Antagonist Muscle Representations. *Brain Sci* 13(3): 475.
<https://doi.org/10.3390/brainsci13030475>
6. *Stefan K, Kunesch E, Cohen LG, Benecke R, Classen J* (2000) Induction of plasticity in the human motor cortex by paired associative stimulation. *Brain* 123(3): 572–584.
<https://doi.org/10.1093/brain/123.3.572>
7. *Roy FD, Bosgra D, Stein RB* (2014) Interaction of transcutaneous spinal stimulation and transcranial magnetic stimulation in human leg muscles. *Exp Brain Res* 232: 1717–1728.
<https://doi.org/10.1007/s00221-014-3864-6>

8. Wolters A, Sandbrink F, Schlottmann A, Kunesch E, Stefan K, Cohen LG, Classen J (2003) A temporally asymmetric Hebbian rule governing plasticity in the human motor cortex. *J Neurophysiol* 89(5): 2339–2345.
<https://doi.org/10.1152/jn.00900.2002>
9. Shulga A, Savolainen S, Kirveskari E, Makela JP (2020) Enabling and promoting walking rehabilitation by paired associative stimulation after incomplete paraplegia: a case report. *Spinal Cord Ser Cases* 6: 72.
<https://doi.org/10.1038/s41394-020-0320-7>
10. Pulverenti TS, Zaaya M, Grabowski M, Grabowski E, Islam MA, Li J, Knikou M (2021) Neurophysiological changes after paired brain and spinal cord stimulation coupled with locomotor training in human spinal cord injury. *Front Neurol* 12: 627975.
<https://doi.org/10.3389/fneur.2021.627975>
11. MacIntosh BR, Gardiner PF, McComas AJ (2006) Skeletal muscle: form and function. Human kinetics.
12. Гурфинкель ВС (1985) Скелетная мышца: структура и функция. Наука. [Gurfinkelev VS (1985) Skeletal muscle: Structure and function. Nauka. (In Russ)].
13. Nishida S, Nakamura M, Kiyono R, Sato S, Yasaka K, Yoshida R, Nosaka K (2022) Relationship between Nordic hamstring strength and maximal voluntary eccentric, concentric and isometric knee flexion torque. *PLoS One* 17(2): e0264465.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0264465>
14. Gerasimenko Y, Gorodnichev R, Puhov A, Moshonkina T, Savochin A, Selionov V, Edgerton VR (2015) Initiation and modulation of locomotor circuitry output with multisite transcutaneous electrical stimulation of the spinal cord in noninjured humans. *J Neurophysiol* 113(3): 834–842.
<https://doi.org/10.1152/jn.00609.2014>
15. Minassian K, Persy I, Rattay F, Dimitrijevic MR, Hofer C, Kern H (2007) Posterior root-muscle reflexes elicited by transcutaneous stimulation of the human lumbosacral cord. *Muscle Nerve* 35(3): 327–336.
<https://doi.org/10.1002/mus.20700>
16. Пухов АМ (2023) Повышение эффективности подготовки стрелков из пистолета посредством электрической стимуляции спинного мозга. *Физ воспит спорт тренир* 3(45): 116–123. [Puhov AM (2023) Improving the effectiveness of pistol shooter training through electrical stimulation of the spinal cord. *Phys educat sports training* 3(45): 116–123. (In Russ)].
17. Tharu NS, Wong AYL & Zheng YP (2024) Transcutaneous Electrical Spinal Cord Stimulation Increased Target-Specific Muscle Strength and Locomotion in Chronic Spinal Cord Injury. *Brain Sci* 14(7): 640.
<https://doi.org/10.3390/brainsci14070640>
18. Никитин СС, Куренков АЛ (2003) Магнитная стимуляция в диагностике и лечении болезней нервной системы. М. САШКО. [Nikitin SS, Kurenkov AL (2003) Magnetic stimulation in the diagnosis and treatment of diseases of the nervous system. M. SAShKO. (In Russ)].
19. Toma K, Honda M, Hanakawa T, Okada T, Fukuyama H, Ikeda A, Shibasaki H (1999) Activities of the primary and supplementary motor areas increase in preparation and execution of voluntary muscle relaxation: an event-related fMRI study. *J Neurosci* 19(9): 3527–3534.
<https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.19-09-03527.1999>
20. Buccolieri A, Abbruzzese G, Rothwell JC (2004) Relaxation from a voluntary contraction is preceded by increased excitability of motor cortical inhibitory circuits. *J Physiol* 558(2): 685–695.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2004.064774>
21. Begum T, Mima T, Oga T, Hara H, Satow T, Ikeda A, Shibasaki H (2005) Cortical mechanisms of unilateral voluntary motor inhibition in humans. *Neurosci Res* 53(4): 428–435.
<https://doi.org/10.1162/jn.2009.21248>
22. Motawar B, Hur P, Stinear J, Seo NJ (2012) Contribution of intracortical inhibition in voluntary muscle relaxation. *Exp Brain Res* 221: 299–308.
<https://doi.org/10.1007/s00221-012-3173-x>

The Effect of Paired Associative Stimulation on the Speed-Strength Parameters of Human Voluntary Movement

S. M. Ivanov^{a,*}, V. N. Shlyakhtov^a, and R. M. Gorodnichev^a

^aVelikiye Luki State Academy of Physical Education and Sports, Velikiye Luki, Russia

**e-mail: sergiusvl@yandex.ru*

The successful performance of various coordination complexity sports' motor actions is largely determined by the functional interaction between neurons of the primary motor cortex and spinal cord, realized through anatomical and physiological connections between these structures. In experimental studies, it was shown that such functional connections can be targetly changed using the method of paired associative stimulation (PAS). The main goal of our research was to determine the effects of the PAS with stimuli combining at the spinal motor neurons on the speed-strength characteristics of human's voluntary movement. The study involved 10 healthy male subjects engaged in sports games, aged 18 to 22. The PAS session involved 100 pairs of associative stimuli combined at the spinal motor neurons. Corticospinal excitability using the transcranial magnetic stimulation (TMS) method, the spinal motor neurons' excitability through transcutaneous electrical spinal cord stimulation (tSCS), and the speed-force characteristics of the maximum voluntary contraction (MVC) of the shin muscles (plantar flexion) were recorded before and after the PAS. Data analysis showed PAS led to an increase in corticospinal excitability, an increase in the torque achieved during 50, 100, 150 and 200 ms of MVC, an increase in the rate of contraction and relaxation of muscles during MVC. These PAS session effects are probably due to the involvement of a larger number of fast motor units (MU) during MVC and an increase in the efficiency of inhibitory processes in the motor cortex during muscle relaxation.

Keywords: Paired associative stimulation, speed-strength abilities, motor system, corticospinal excitability, isometric contraction