

# ТЕХНОЛОГИИ ВОССТАНОВИТЕЛЬНОЙ МЕДИЦИНЫ И РЕАБИЛИТАЦИИ

## ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ И ПРАКТИЧЕСКОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ПРОГРАММИРУЕМОЙ ЭЛЕКТРОМИОСТИМУЛЯЦИИ В ХОДЬБЕ У НЕВРОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ

УДК 615.47-114:616-07-08

<sup>1</sup> **Доценко В.И.:** Генеральный директор, старший научный сотрудник;

<sup>2</sup> **Куренков А.Л.:** заместитель генерального директора, ведущий научный сотрудник, д.м.н.;

<sup>3</sup> **Кочетков А.В.:** заместитель главного врача по науке, заведующий кафедрой восстановительной медицины, д.м.н., профессор.

<sup>1</sup> ФГБУ Научный центр здоровья детей РАМН, г. Москва

<sup>2</sup> ООО Научно-медицинская фирма «Статокин», г. Москва

<sup>3</sup> ФГОУ ДПО Институт повышения квалификации ФМБА России, г. Москва

**Введение.** Велика роль сенсорного притока в обеспечении двигательных функций организма, в формировании новых или утраченных вследствие болезни навыков. Разработанные на протяжении двух последних десятилетий аппаратно-программные комплексы для нейрореабилитации позволили оптимизировать предъявление сенсорным входам пациента направленных афферентных потоков. В этом отношении функциональная программируемая электростимуляция (ФПЭС) мышц, осуществляемая во время двигательного акта ходьбы или любых других циклических, стереотипных двигательных актов (бега, занятий на велотренажере или беговой дорожке, при имитирующих греблю движениях верхних конечностей и др.), служит наглядным представителем обширного класса методов так называемой «сенсорной терапии».

В основу сенсорной терапии положен рефлекторный принцип, что предполагает приложение к различным афферентным входам пациента преформированных факторов, среди которых предпочтение отдается экологически безопасным, встречающимся в живой природе. Несмотря на то, что подводимое извне импульсное электрическое воздействие на нерв/мышцу в естественной среде жизнеобитания человека не встречается, негативных изменений со стороны ЦНС или нарушений адаптационных реакций не отмечается. Данное положение становится объяснимым с учётом значимой патофизиологической целесообразности ФПЭС, которая моделирует выработанную в эволюции пространственно-временную организацию мышечной активности.

Традиционно применяемая в восстановительной медицине электростимуляция покоя протекает в условиях, далёких от реального функционирования мышц. Этот метод электростимуляции не связан с координацией двигательного акта, а значит, не может влиять ни на коррекцию, ни на выработку нового двигательного стереотипа [2, 3].

Напротив, восстановительное лечение двигательных нарушений методом ФПЭС моделирует выработанную в эволюции пространственно-временную организацию мышечной активности. Данная особенность является предпосылкой формирования и закрепления физиоло-

гичных паттернов движений не столько на уровне спинального генератора локомоций, сколько на более высоких уровнях иерархии ЦНС, а именно – в стволовых и полушарных центрах моторного контроля, что детерминирует стойкость достигнутой функциональной перестройки.

Нейрофизиологическая сущность метода ФПЭС заключается в точном временном соответствии программ искусственного (посредством электростимуляции) и естественного (при попытке произвольного усилия) возбуждения мышцы в двигательных актах человека [3, 4]. Иными словами, электростимуляция мышцы во время локомоции происходит в точном соответствии с естественным возбуждением и сокращением мышц на протяжении двигательного акта. Метод ФПЭС удачно совмещает свойства трёх глобальных стратегий клинической реабилитологии – лечебной физкультуры (кинезитерапии), аппаратной физиотерапии и функционального ортезирования [4, 5].

*Теоретические основы клинического применения ФПЭС*

Приоритеты в разработке методов ФПЭС принадлежат английским исследователям, создавшим устройство для электростимуляции мышц и улучшения ходьбы больных перонеальным параличом [15]. Успехи развития ФПЭС в нашей стране, в отличие от немногочисленных зарубежных исследований, обусловлены глубоким изучением функционального восстановления моторного контроля со стороны ЦНС.

Помимо восстановления нарушенной биомеханики ходьбы, при использовании ФПЭС решается задача нормализации работы локомоторных центров на всех вертикальных уровнях регуляции двигательной активности. В связи с тем, что в процессе ФПЭС активация мышцы путём приложения к ней электрического раздражения осуществляется именно в тот момент двойного шагового цикла, когда данная мышца и естественным порядком – не раньше и не позже – должна включаться в выполнение этого циклического двигательного действия, достигается максимальная перестройка нейродинамики пациента. Только в фазы естественного (произвольного) возбуждения мышц локомоторные центры всех вертикальных уровней ЦНС восприимчивы к внеш-



*Медицинская компьютерная техника  
для неврологии, нейрофизиологии,  
спортивной медицины и реабилитологии*

- **«Нейромиограф»** — электронейромиограф (все виды игольчатой, глобальной и стимуляционной электронейромиографии) с регистрацией соматосенсорных, зрительных и слуховых вызванных потенциалов
- **«Нейромиостом»** — электронейромиограф для стоматологии и косметологии
- **«Нейросенсор – Нейро-КМ»** — электроэнцефалограф с топографическим картированием биоэлектрической активности головного мозга и анализатор зрительных и когнитивных вызванных потенциалов
- **«Статокинезиметр – СтабилАн»** — стабилметрический анализатор функции равновесия, механизмов управления позой и статокинетической устойчивости; тренажёр для реабилитации двигательного-координаторных нарушений методом биологической обратной связи
- **«Видеоанализ движений»** — биомеханический комплекс для дистанционного изучения кинематики движений оптическими методами (компьютерный анализ видеоряда движений с построением двумерной и объёмной моделей) и мышечной активности с регистрацией динамической ЭМГ
- **«Окулостим»** — комплекс для вестибулометрического, отоневрологического и психофизиологического тестирования с синхронной регистрацией и анализом движений головы, феноменов слежения, различных видов нистагма и других глазодвижений; тренажёр для борьбы с головокружением
- **«Омега-Нейроанализатор»** — комплекс для синхронной регистрации классической ЭЭГ и сверхмедленной биоэлектрической активности головного мозга ( $\Omega$ -потенциала), диагностики ряда функциональных и патологических состояний организма



- **«НейроЭнергоКартограф»** — комплекс для топографического картирования энергетического метаболизма головного мозга с анализом динамики показателей уровня постоянных потенциалов, для оценки регионарных и глобальных энергозатрат мозга
- **«КомТЭГ»** — анализатор функционального состояния организма и энергетики меридианов и БАТ пациента. Реализован эксклюзивный метод сопоставления тестов И. Накатани и К. Акабана с формированием индивидуальной рефлексотерапевтической рецептуры
- **«Пульс»** — анализатор ритмической и фазовой структуры пульсовой волны магистральных артерий и состояния клапанного аппарата сердца с размещением над сосудом миниатюрного волоконно-оптического датчика давления; тибетская пульсодиагностика
- **«Голос»** — комплекс фонетико-психологического мониторинга особенностей личности и актуального психического состояния человека по акустическим параметрам речи
- **«Гармония»** — ротационный компьютерный стенд для вестибулометрического тестирования в условиях пошагового эксцентриситета
- **«АКорд – Мультимиостим»** — функциональный программируемый электростимулятор мышц (8 каналов), адаптирующийся под темп ходьбы человека, для восстановительного лечения двигательного-координаторных нарушений при ортопедо-неврологической патологии и спортивной травме
- **«Мультимиостим-12»** — профессиональный микропроцессорный электростимулятор мышц (12 каналов) с возможностями управления режимами стимуляции от ПЭВМ; независимое программирование параметров каждого из каналов с их объединением в заданную циклограмму
- **«Медаптон»** — аппарат транскраниальной электростимуляции головного мозга (мезодизэнцефальной модуляции); повышает возможности адаптивной регуляции организма путём селективной активации опиоидной системы

- **Монтаж «под ключ» на базе заказчика**
- **Комплексное обучение пользователя**
- **Постоянная методическая поддержка**
- **Бесплатное обновление программного обеспечения**
- **Гибкое ценообразование и система скидок**

ним афферентным сигналам и доступны для коррекции своей деятельности. В остальные фазы шагового цикла они заторможены и практически не поддаются коррекции в силу того, что афферентный приток в эти фазы заблокирован пресинаптическим торможением [1, 3].

Каким образом при использовании компьютерных комплексов ФПЭС удаётся осуществить точную и корректную синхронизацию произвольного напряжения той или иной мышцы в двигательном акте и наслаиваемой на неё электрической стимуляции? Ответ прост. Локомоция в целом и используемый для клинического анализа ходьбы её минимальный циклический модуль – *двойной шаговый цикл* – при постепенной вертикализации человека и его переходе к биподальной локомоции вырабатывались в эволюции не одно тысячелетие. По своим биомеханическим характеристикам ходьба за годы эволюции вертикального перемещения человека в гравитационном поле Земли приобрела свойства *высокостереотипного двигательного акта с минимизированным разбросом (низкой вариативностью) параметров шага*. В полной мере это положение относится и к циклическому, стереотипному включению конкретных мышц в обеспечение ходьбы. Во вполне определённый момент двойного шагового цикла конкретным значениям углов в суставах нижних конечностей, а также биомеханическим параметрам контакта стопы с опорой (т.е. фазам переката стопы от пятки к носку) соответствует чёткий паттерн напряжения и расслабления всей совокупности мышц нижних конечностей, таза и спины. Эта «мозаика» мышечной активности во время шага – *мышечный профиль* однозначно соотносится с текущим значением суставных углов – *гониометрическим профилем*.

С учётом вышесказанного относительное (процентное) распределение мышечной активности в период двойного шага и её соотношение с гоноиметрическим профилем можно принять за некую константу, используемую при подстройке фаз мышечной электростимуляции в процессе активного передвижения пациента. Следовательно, аппаратно-программный модуль временной синхронизации электромиостимуляции с фазой шага, используемый для синхронизации измеряемые в формате on-line и управляющие стимулятором опорные (подометрические) или гоноиметрические параметры каждого шагового цикла, по праву является ключевым в работе комплекса ФПЭС.

Таким образом, на современном этапе развития электронных технологий при использовании компьютерных комплексов ФПЭС удаётся осуществить точную и корректную синхронизацию произвольного напряжения той или иной мышцы в двигательном акте и наслаиваемой на неё электрической стимуляции, что и явилось залогом высокой клинической эффективности этого метода.

ФПЭС предусматривает решение трёх задач: укрепление ослабленных мышц, коррекцию неправильно выполняемых движений, выработку и поддержание приближающегося к норме двигательного стереотипа ходьбы. Иными словами, перечисление этих трёх задач высвечивает три пласта, как бы три мишени, на которые преимущественно проецируется действие метода ФПЭС: а) первичное исполнительное звено движения, периферический нейромоторный аппарат, на который оказываются позитивные эффекты силового воздействия ФПЭС, общие с эффектами классической электростимуляции покоя; б) текущее, во время сеанса лечения, исправление кинематических и динамических характеристик шага – задействуется истинный биомеханический уровень исполнения движения; в) воздействие на нейродинамику пациента, закрепление правильного двигательного стереотипа ходьбы на уровне локомоторных центров головного и спинного мозга.

В этом триединстве и заключается качественный скачок клинической эффективности метода ФПЭС по сравнению с некоторыми другими стимуляционными и кинезитерапевтическими технологиями.

*Материально-техническое оснащение метода ФПЭС*

В России метод ФПЭС успешно реализуется при помощи нескольких отечественных компьютерных комплексов, которые, при закономерных различиях в конструктиве и алгоритмах программного управления каналами электромиостимуляции, тем не менее, едины в корректной реализации главного принципа этой технологии – достаточно точной синхронизации подачи электровоздействия на мышцу и её произвольного напряжения в двигательном акте. В нашей клинической практике используется *Комплекс аппаратно-программный многоканальный программируемой электростимуляции низкочастотным импульсным током «АКорД»* (разработка и производство НМФ «Статокин», Россия). Ведущие отличительные особенности комплекса подкреплены Патентом РФ на изобретение № 2241500 с приоритетом от 01.08.2003 г. «Устройство для лечения поражений опорно-двигательного аппарата» [8].

Все отечественные комплексы ФПЭС представляют собой источник низкочастотных биполярных импульсов тока. В их состав входят интерфейсный блок; микропроцессорный переносной многоканальный электростимулятор, закрепляемый на пояс пациента; прецизионные датчики синхросигналов – значений углов в суставах (гониометр) и стопный тензодатчик; коммуникационные и соединительные кабели; комплект гидрофильных электродов из современных синтетических материалов и их эластичных фиксаторов на мышцах пациента.

В состав комплекса «АКорД», в отличие от других аналоговых комплексов, также входит миниатюрный одноканальный электромиограф – совмещённый с регистрирующим электродом усилитель биопотенциалов, закрепляемый непосредственно на исследуемой мышце. Его присутствие в конструктиве прибора обусловлено большим значением предшествующего курса лечения методом ФПЭС электромиографического исследования ведущих мышц двигательной синергии, осуществляемого в процессе движения.

Управление всеми используемыми в клинической практике комплексами ФПЭС осуществляется от персонального компьютера с использованием оригинального в каждой из разработок программного обеспечения, созданного в операционной среде Windows.

*Противопоказания к использованию метода ФПЭС*

1. Непереносимость пациентом электрического воздействия.
2. Наличие острых или хронических воспалительных заболеваний.
3. Грубые неконтролируемые нарушения ритма сердца.
4. Эпилепсия (относительное противопоказание).
5. Выраженная патология поведения, грубые когнитивные расстройства.
6. Наличие острых и хронических заболеваний внутренних органов с недостаточностью их функций.
7. Наличие у больного имплантированного кардиостимулятора. Наличие же металлических эндопротезов крупных суставов противопоказанием не является; наоборот, ФПЭС успешно используется в восстановительном лечении этой категории больных.
8. Менструация (включая 1 день до начала и 2-3 дня после окончания).

По завершении этапа компьютерной настройки комплексов, во время *собственно лечебного сеанса ФПЭС*, портативный электростимулятор либо автономно (без управления от компьютера) в случае экспорта выбранных настроек в микропроцессорный модуль электростиму-

лятора (комплекс «АКорД»), либо при сохраняющейся по кабелю связи с компьютером (конструктив других комплексов) *адаптируется* под темп ходьбы пациента. Этим обусловлено другое название технологии – адаптивная коррекция движений. В необходимые моменты времени, совпадающие с фазами произвольного напряжения той или иной мышцы в двигательном акте, на неё подаются импульсы запрограммированной длительности. Независимо от темпа ходьбы двойной шаговый цикл всегда принимается за 100%; соответственно, относительные пропорции длительности стимуляции мышц и временные сдвиги стимуляции одних мышц относительно других в структуре двойного шага остаются неизменными. Таким образом, в зависимости от темпа ходьбы оперативно изменяется абсолютная продолжительность стимуляции конкретной мышцы.

Во время лечебного сеанса пациент в соответствии со своими субъективными ощущениями может самостоятельно уменьшить или увеличить ток электростимуляции, а также, в случае необходимости, может вообще отключить электростимулятор.

#### *Клинико-нейрофизиологический контроль эффективности метода ФПЭС*

Клинико-нейрофизиологический и биомеханический опыт авторов базируется на проведении законченного курсового лечения методом ФПЭС (20-25 сеансов) и обследования в динамике более двухсот пациентов с различной ортопедо-неврологической патологией. Среди них больных с постинсультными двигательными расстройствами – 56; с последствиями спинно-мозговой травмы (преимущественно в виде вялого парапареза) – 37; с детским церебральным параличом (ДЦП) преимущественно в форме спастической диплегии – 72; со сколиотической болезнью – 45; с последствиями травматических или воспалительных поражений отдельных нервных стволов нижних конечностей (локальные вялые парезы) – 17. Также имеются единичные наблюдения положительного действия ФПЭС у больных с другими заболеваниями.

В профессиональном восприятии врачей метод ФПЭС ассоциируется преимущественно с коррекцией макродвижений туловища и конечностей у больных ДЦП, с постинсультными двигательными нарушениями, с последствиями травм головного и спинного мозга. Однако опыт последнего десятилетия демонстрирует высокую эффективность использования метода ФПЭС в лечении нарушений осанки у детей и подростков, при широко распространённых в детской популяции сколиотических деформациях позвоночника.

С учётом самоподдерживающихся патогенетических факторов этих деформаций и тенденции к прогрессированию процесса следует говорить о течении «сколиотической болезни», требующей высокотехнологичных видов медицинской помощи, несущих в своей основе функциональные подходы. Представим клинические результаты лечения в этой группе пациентов.

Для верификации позитивных эффектов ФПЭС, наряду с электромиографическим (ЭМГ) исследованием, применяли современный стандарт биомеханических исследований – бесконтактный *компьютерный видеонализ движений* с использованием оптических методов т.н. «захвата движения» (motion capture). Бесспорным преимуществом методов видеонализа движений перед методами контактной биомеханики является отсутствие на теле пациента каких-либо датчиков и кабелей, в значительной степени ограничивающих свободное поведение человека и искажающих его естественный двигательный стереотип – приближенный к норме или патологический [7, 11].

Единственной отечественной разработкой для бесконтактного оптического «захвата движения» и его трёх-

мерного кинематического анализа является *компьютерный комплекс «Видеоанализ движений»* (разработка и производство НМФ «Статокин», Россия). Синхронно с ним работает портативный восьмиканальный электромиограф с дистанционной передачей данных в компьютер по радиочастотному каналу, который закрепляется на пациенте и не стесняет его движений. *Компьютерный комплекс «Нейромиограф – Биомеханика»* позволяет безартефактно, нивелируя механограмму движений, регистрировать ЭМГ при ходьбе, беге, прыжках и других циклических двигательных действиях. Безартефактная регистрация достигается расположением миниатюрного предусилителя каждого из каналов в непосредственной близости к закреплённому на мышце отводящему электроду.

Были подвергнуты анализу результаты лечения 55 детей в возрасте от 7 до 15 лет с начальными формами сколиоза (1-2 ст.) и результаты обследования 12 здоровых детей того же возраста с целью получения данных средней детской нормы. Первично обследованные и получившие курс ФПЭС – 35 больных; 10 пациентов лечились методом ФПЭС повторно; 10 пациентов, в качестве основной терапии получившие курс электростимуляции мышц в покое при помощи аппарата «Стимул-1», составили контрольную группу.

В зависимости от клинической формы заболевания, первично обследованные пациенты были разделены на 2 группы: первая – больные S-образным сколиозом – 14 человек (40%), вторая – C-образной формой – 21 человек (60%).

При подборе силы тока стимуляции добивались видимых эффектов сокращения мышц: при стимуляции трапецевидной и ромбовидной группы мышц надплечье поднималось вверх, а лопатка отводилась назад; при стимуляции крестцовоостистых и интеркостальных мышц туловище отклонялось в сторону возбуждения. Более интенсивной стимуляции подвергались мышцы на выпуклой стороне искривления.

Оценка результатов ФПЭС у больных сколиотической болезнью показала:

*А. Статическая составляющая видеонализа движений в режиме кифосколиозографии (аналог компьютерной оптической топографии позвоночника):*

1) В группе больных C-образным сколиозом увеличилась максимальная электрическая активность мышц в 1,5 раза. Коррекция общего угла искривления составила 23%, или 4,6° в сторону уменьшения деформации. Амплитуда вращательных движений таза в среднем уменьшилась на 25,3%, плечевого пояса – на 28,3%. Произошло улучшение работы мышц в цикле шага: появились чёткие максимумы электрической активности мышц, оптимизировались временные рамки работы мышц, включение мышц туловища в движение в результате применения ФПЭС стало более симметричным.

2) В группе больных S-образным сколиозом были отмечены аналогичные изменения клинического течения заболевания, а также иннервационной и биомеханической структуры ходьбы пациентов.

3) В контрольной группе результаты лечения оказались менее убедительными: после проведения курса электростимуляции мышц в покое коррекция общего угла искривления составила 1,0°, максимальная электрическая активность увеличилась всего на 4%. Амплитуда вращательных движений таза и верхнего плечевого пояса уменьшилась на 10,7 и 10,3% соответственно. В иннервационной структуре ходьбы изменений не произошло.

*Б. Динамическая составляющая видеонализа движений в режиме кинематического анализа локомоций:*

На фоне курсового лечения методом ФПЭС в обеих группах пациентов со сколиотической болезнью с разным типом искривления позвоночника, при помощи оптических методов компьютерного видеонализа дви-

жений, продемонстрирована положительная динамика ходьбы. Оценивались ведущие показатели угловой и линейной кинематики локомоций этих пациентов – скорость, ускорение, текущие значения суставных углов в структуре двойного шагового цикла. В обеих группах подтверждено достоверное приближение гониометрического профиля суставов нижних конечностей к нормальному «коридору» указанных возможных параметров, принимаемых за эталон сравнения [11].

Изучение отдалённых результатов лечения показало: эффективность метода ФПЭС сохраняется в течение 6-18 месяцев после одного курса стимуляции. При этом повторные курсы ФПЭС, проведённые через 6-12 месяцев, позволяют не только добиться поддержания лечебного эффекта, но и увеличить возможности дальнейшей коррекции деформации позвоночника.

При проведении глобальной ЭМГ по величине биоэлектрической активности (БЭА) обследуемых мышц в покое и при функциональных нагрузках представляется возможным оценить центральные механизмы регуляции двигательной активности и межмышечного взаимодействия, в связи с чем этот метод выступил ведущим при оценке клинической эффективности ФПЭС у больных ДЦП и с постинсультными двигательными расстройствами. Феноменология динамики ЭМГ-показателей в этих группах пациентов была схожая.

В норме в состоянии относительного покоя БЭА в мышцах не должна регистрироваться, но у больных с различными заболеваниями ЦНС, в частности, при неконтролируемых движениях мышц (гиперкинезы, дискинезии и др.), выявляется БЭА покоя. Динамика БЭА спастичных мышц в процессе лечения может свидетельствовать об эффективности проводимой терапии.

Регистрируя БЭА мышц во время выполнения произвольного мышечного сокращения, можно оценить как функциональные возможности самой мышцы, так и исследовать координаторные взаимоотношения отдельных мышц (антагонистов, синергистов). У здорового человека заданное движение производит определенная мышца и/или ее синергист. При церебральной патологии часто отмечается одновременная активация антагонистов (ко-контракция) или отдалённых мышц, не имеющих к данному движению никакого отношения. Речь идёт о патологических синергиях.

Основной показатель слаженности работы мышц в выполнении целостного двигательного акта – коэффициент реципрокности (КР) – рассчитывается как отношение БЭА антагониста к БЭА агониста. Так, например, при тыльном сгибании стопы:  $KP = \frac{БЭА \text{ икроножной м.}}{БЭА \text{ передней большеберцовой м.}}$

Увеличение КР отражает усиление ко-контракции антагониста, что связано со снижением реципрокного торможения, и нарушает правильное своевременное выполнение произвольного движения. В норме среднее значение этого коэффициента близко к 0,20. У больных, как правило, по сравнению с нормой КР увеличен.

Оценку амплитудных параметров мышц антагонистов проводили в покое и в процессе двигательного акта. Амплитудные параметры фиксировались при максимальном произвольном усилии. Были определены пары мышц антагонистов: *m. rectus femoris* □ *m. biceps femoris*, *m. tibialis anterior* □ *m. gastrocnemius med. head*.

У всех больных определялась содружественная тоническая активность мышц, объединённых в патологическую синергию. Как правило, регистрировалась тиббиальная синкинезия и дополнительно синергия, свойственная конкретному пациенту. Так, *тибиальную синкинезию Штрюмпеля* исследовали в положении пациента лёжа на животе с регистрацией биоэлектрической активности передней большеберцовой и полуперепончатой мышц при сгибании ноги в коленном суставе.

Глобальную сгибательную синергию оценивали в положении пациента лёжа на животе при произвольном сгибании в коленном суставе одной ноги и отведении БЭА с мышц другой ноги.

В регуляции двигательных функций важную роль играет состояние спинальных мотонейронов (МН), которое, в значительной степени, определяется нисходящими влияниями со стороны центральных структур. Для оценки состояния МН используется метод моносинаптического тестирования (Н-рефлекс), который представляет собой моносинаптический ответ камбаловидной мышцы голени на электрическое раздражение большеберцового нерва в подколенной ямке [9, 14].

Стимуляционные методы ЭМГ включали моносинаптическое тестирование состояния мотонейронного пула спинного мозга и характера супраспинальных влияний на сегментарный аппарат спинного мозга при помощи Н-рефлекса.

Н-рефлекс представляет собой эквивалент ахиллова рефлекса, но вызванный не прямым раздражением рецепторов мышечных веретён, а электрическим раздражением идущих от них афферентных волокон типа I-a [12, 16]. В норме он определяется только в икроножной и камбаловидной мышцах, так как у здоровых людей имеется постоянное пресинаптическое подтормаживание активности I-a афферентов, осуществляющееся со стороны супраспинальных структур. При нарушении надсегментарного контроля при ДЦП происходит облегчение Н-рефлекса, поэтому исследование Н-рефлекса является адекватным методом для оценки рефлекторной возбудимости МН спинного мозга.

Рефлекторный Н-ответ появляется при подпороговых для мышечного ответа (М-ответа) силах раздражения. По мере возрастания силы раздражителя увеличивается до определенной величины и амплитуда Н-ответа и начинает появляться М-ответ в виде волны с меньшей латентностью. В дальнейшем амплитуда М-ответа растет до достижения максимального значения (Ммакс), а амплитуда Н-рефлекса, достигнув своего максимального значения (Нмакс), уменьшается за счет того, что все большее число двигательных волокон включаются раздражителем, формируя М-ответ, а чувствительные волокна, формирующие Н-ответ, начинают ортодромно тормозиться. У здоровых людей отношение амплитуд Нмакс/Ммакс колеблется в широких пределах (в среднем 50-70%). Считается, что этот показатель является мерой возбудимости спинальных МН.

Методом моносинаптического тестирования анализировались кривые вовлечения Н-рефлекса и М-ответа при увеличении силы стимула от субпороговых до максимальных значений при стимуляции большеберцового нерва в подколенной ямке редкими одиночными стимулами и отведении ответов с камбаловидной мышцы. Активная часть отводящего электрода располагалась над двигательной точкой медиальной головки икроножной мышцы, референтная часть – над ахилловым сухожилием. Стимуляция проводилась монополярным способом – катод располагался в зоне проекции большеберцового нерва в подколенной ямке, а анод – на передней поверхности бедра. Частота подачи стимулов не чаще 0,1 Гц, длительность стимула – 1 мс.

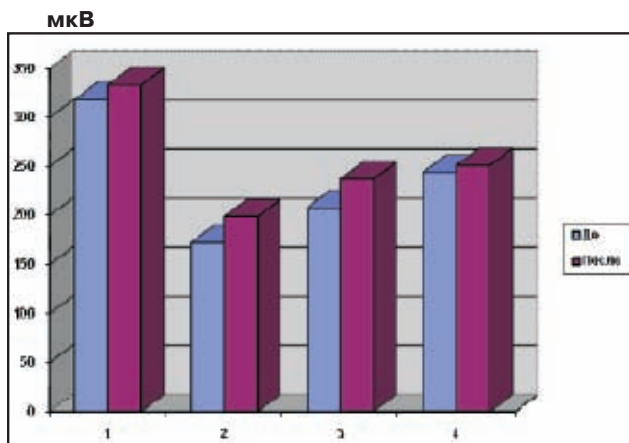
Одним из методов оценки «пирамидной» недостаточности, которая имеет место у больных ДЦП и с другими заболеваниями ЦНС, является выраженность угнетения (депрессии) амплитуды Н-рефлекса при ритмической низкочастотной (3-5 Гц) стимуляции большеберцового нерва, т.е. определение степени депрессии Н-рефлекса (СДн). Этот феномен отсутствует или слабо выражен при страдании центральных структур двигательного анализатора. Уменьшение СДн при этом характеризует ослабление механизмов сегментарного торможения, предположительно, пресинаптического, вследствие

пирамидной недостаточности [10]. Для оценки степени выраженности «пирамидного» синдрома был предложен набор специальных стимуляционных методов [10]. У здоровых людей уменьшение СДн в камбаловидной мышце при частоте стимуляции 1 Гц происходит на 10-50% от максимального значения, а при частоте стимуляции 3 Гц – на 25-90% [10]. Для этого случая показано прямое участие пресинаптического торможения в снижении Н-рефлекса [13]. При различной патологии ЦНС наблюдается отсутствие депрессии рефлекторного ответа (Н-рефлекса) на низкочастотную ритмическую стимуляцию, и значение СДн снижается, что может служить одной из характеристик состояния тормозных спинальных механизмов при нарушении нисходящего контроля [10]. Изменение же этого показателя в процессе лечения в сторону повышения означает, как полагают, усиление супрасегментарного регулирования сегментарных МН.

Для оценки характера изменения амплитуды Н-рефлекса (СДн) при стимуляции большеберцового нерва пачками из 10 электрических импульсов с частотой следования 3 Гц регистрировался Н-рефлекс при ответе на рефлекторного ответа с камбаловидной мышцы.

Электромиографическую оценку проводили на компьютерном электронейромиографе «Нейромиограф» (разработка и производство НМФ «Статокин», Россия) с использованием накожных электродов размером 6Ч412 мм. БЭА мышц нижних конечностей регистрировалась в состоянии покоя и при выполнении произвольного движения с максимальным усилием, что позволяло выявить изменения БЭА мышц при различных нагрузках, а также их координаторные взаимоотношения путем расчёта КР.

При электронейромиографическом исследовании после курса восстановительного лечения с применением ФПЭС закономерно увеличивалась амплитуда биопотенциалов мышц нижних конечностей при максимальном произвольном сокращении (табл. 1, рис. 1).



**Рис. 1.** Амплитуда биопотенциалов мышц нижних конечностей при максимальном произвольном сокращении у больных до и после лечения (n=12).

**Примечания:** 1 – прямая мышца бедра, 2 – двуглавая мышца бедра, 3 – передняя большеберцовая мышца, 4 – медиальная головка икроножной мышцы

**Таблица №1.** Амплитуда биопотенциалов мышц нижних конечностей при максимальном произвольном сокращении у больных до и по завершении курса лечения (n=12).

	Прямая мышца бедра (мкВ)	Двуглавая мышца бедра (мкВ)	Передняя большеберцовая мышца (мкВ)	Икроножная мышца (мкВ)
До лечения	318,1±121,3	172,8±59,3	208,1±54,1	244,1±90,1
После лечения	333,2±113,1	199,9±86,3*	237,5±94,7	251,9±106,4

\* — уровень значимости p<0,05.

КР, увеличенный при фоновом исследовании (0,69±0,32), после курсового лечения несколько снижался до (0,58±0,31) (n=12), что говорит о регулирующем влиянии данного воздействия на систему реципрокных взаимоотношений «агонист-антагонист» (рис. №№ 2а и 2б).

Содружественная тоническая активность мышц, объединённых в патологическую синергию, после курса снижалась (рис. 3). Амплитуда биопотенциалов передней большеберцовой мышцы при тибиальной синкинезии Штрюмпеля уменьшилась с 232,6±64,2 мкВ до 201,1±142,9 мкВ (n=12). Также выявлено снижение отношения амплитуды биопотенциалов передней большеберцовой мышцы при тибиальной синкинезии Штрюмпеля к амплитуде биопотенциалов этой же мышцы при максимальном произвольном сокращении с 1,85±0,52 до 1,54±0,75 (n=12), что указывает не только на редукцию патологических синкинезий, но и на увеличение произвольной мышечной активности.

При оценке глобальной сгибательной синергии после курса лечения ФПЭС выявлено уменьшение вовлечения прямой мышцы бедра (с 51,5±32,5 мкВ до 30,5±22,3 мкВ, p<0,05) и сгибателей голени (с 121,4±57,6 мкВ до 105,5±61,9 мкВ, n=12), что указывает на преимущественное первичное влияние ФПЭС на прямые мышцы бедра (рис. 4).

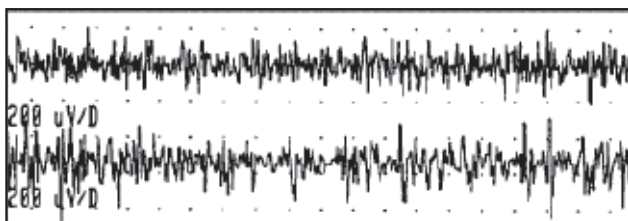
Оценка показателей Н-рефлекса выявила снижение отношения максимальной амплитуды Н-рефлекса к максимальной амплитуде М-ответа с 65,1±14,3% до 56,5±15,3% после курса лечения (n=16), указывающее на уменьшение числа единиц мотонейронного пула, вовлечённых в рефлекторную реакцию, что отражало некоторое снижение возбудимости на соответствующих сегментах спинного мозга.

Степень депрессии Н-рефлекса при низкочастотной ритмической стимуляции (3 Гц) увеличивалась с 10,2±14,1% до 17,3±21,2%, n=16. Одно из наблюдений приведено на рис. 5.

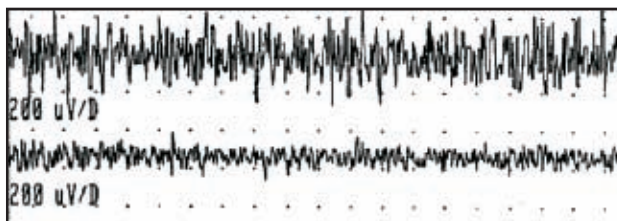
Приведённый факт может свидетельствовать о включении в механизм наблюдаемых эффектов активности супрасегментарных структур, так как увеличение степени депрессии Н-рефлекса связывают с усилением влияния кортикоспинального тракта на сегментарные мотонейроны и интернейроны, возможно, за счёт активации пресинаптического торможения.

На фоне курсового лечения методом ФПЭС, при помощи оптических методов компьютерного видеонализа движений, продемонстрирована положительная динамика ходьбы пациентов, страдающих детским церебральным параличом. Оценивались ведущие показатели угловой и линейной кинематики локомоций – скорость, ускорение, текущие значения суставных углов в структуре двойного шагового цикла [6, 7, 11].

**Заключение.** Таким образом, после курса лечения с использованием ФПЭС у больных с поражением ЦНС и формированием спастических параличей изменяются в сторону нормализации координаторные взаимоотношения мышц, о чём свидетельствует уменьшение коэффициента реципрокности в мышцах нижних конечностей.



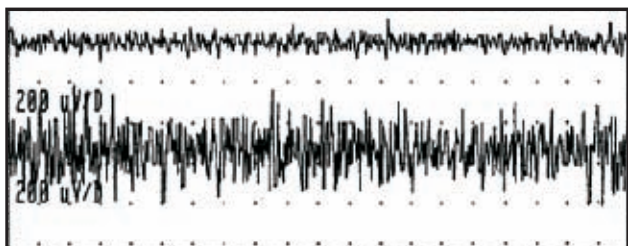
А) Фоновое обследование. КР – 0,9. Хорошо видна резкая активация икроножных мышц при тыльном сгибании стопы.



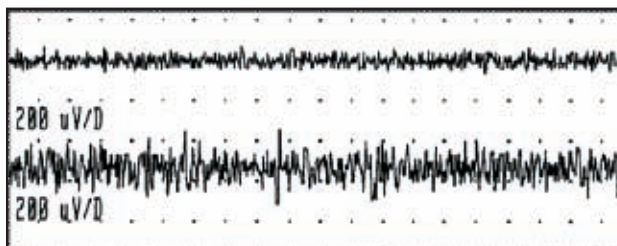
Б) По завершении курса лечения. КР – 0,35. Прослеживается значительно меньшая ко-активация икроножных мышц.

**Рис. 2.** Динамика КР в процессе лечения. ЭМГ пациента 53 лет.

**Примечание:** 1 канал – m. Tibialis anterior dextra; 2 канал – m. Gastrocnemius medial head dextra.



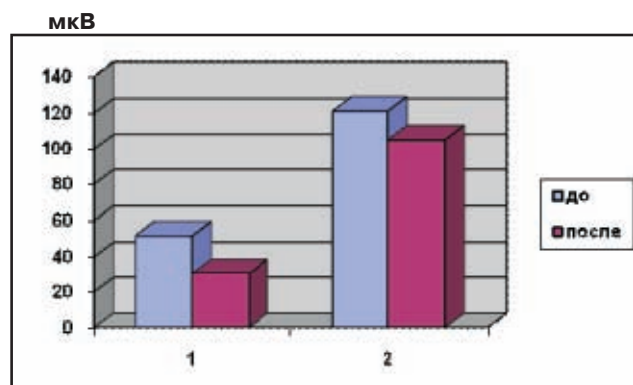
А) Фоновое обследование.



Б) По завершении курса лечения. Показано значительно меньшее вовлечение передней большеберцовой мышцы в тибальную синкинезию при сгибании колена.

**Рис. 3.** Тибальная синкинезия. ЭМГ пациента 56 лет.

**Примечание:** 1 канал – m. Viceps femoris dextra, 2 канал – m. Tibialis anterior dextra



**Рис. 4.** Степень вовлечения в глобальную сгибательную синергию прямой и двуглавой мышц бедра (n=12).

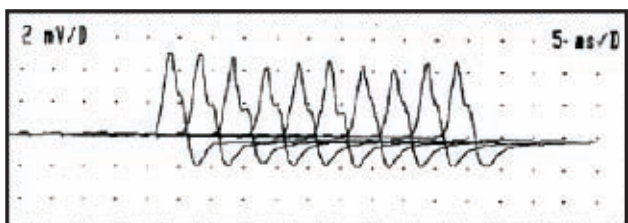
**Примечание:** 1 – Прямая мышца бедра 2 – Двуглавая мышца бедра

Изменения этих показателей отражают уменьшение ко-контракции антагонистов и контралатеральных синергистов, за счёт чего может адекватнее реализовываться функция агониста, что и подтверждается фактом увели-

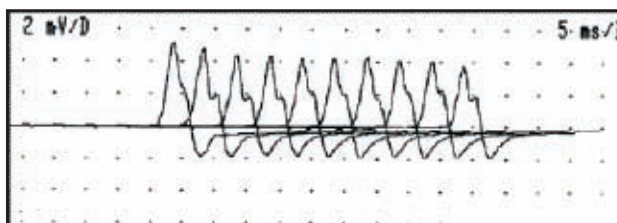
чения амплитуды БЭА мышц-агонистов при выполнении произвольного физиологического движения.

Изменение у больных степени депрессии Н-рефлекса при низкочастотной стимуляции может свидетельствовать о включении в механизм наблюдаемых саногенетических эффектов супрасегментарных структур, так как увеличение этого показателя связывают с усилением влияния кортикоспинального тракта на сегментарные мотонейроны и интернейроны, предположительно, за счёт усиления пресинаптического торможения. Отмеченная стабилизация показателей Н-рефлекса под воздействием курсового лечения с использованием ФПЭС свидетельствует о некоторой нормализации супраспинальных влияний на сегментарный аппарат спинного мозга, что может быть связано с изменением афферентного притока в структуры ЦНС.

Достаточно глубокие перестройки механизмов двигательного управления, стойкие и клинически значимые эффекты ФПЭС подтверждают патогенетическую целесообразность данного метода нейромоторного перевоспитания пациентов с заболеваниями нервной системы и оправдывают его включение в комплексное восстановительное лечение.



А) Фоновое обследование. Степень депрессия Н-рефлекса – 10%.



Б) По завершении лечения. Степень депрессии Н-рефлекса – 23%.

**Рис. 5.** Увеличение депрессии Н-рефлекса при ритмической стимуляции 3 Гц большеберцового нерва в подколенной ямке после ФПЭС. Регистрация Н-рефлекса проводилась с камбаловидной мышцы.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Баев К.В. Нейронные механизмы программирования спинным мозгом ритмических движений. – Киев: Наукова Думка, 1984. – 156 с.
2. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. – М., 1998. – 272 с.
3. Витензон А.С. Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека: Дисс. ... докт. мед. наук. – М., 1982.
4. Витензон А.С., Миронов Е.М., Петрушанская К.А., Скоблин А.А. Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе. – М., 1999. – 504 с.
5. Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией. – М., 2003. – 440 с.
6. Воронов А.В., Титаренко Н.Ю. Исследование биомеханических характеристик ходьбы больных спастической диплегией// Семёнова К.А. Восстановительное лечение детей с перинатальным поражением нервной системы и детским церебральным параличом: – М.: Закон и порядок, 2007. – С. 531-553.
7. Доценко В.И., Воронов А.В., Титаренко Н.Ю., Титаренко К.Е. Компьютерный видеоанализ движений в спортивной медицине и нейрореабилитации// Медицинский алфавит. – 2005. – № 3 (41). – С. 12-14.
8. Доценко В.И., Есютин А.А., Марков А.А., Чугунов В.В. Устройство для лечения поражений опорно-двигательного аппарата: Патент РФ на изобретение № 2241500 с приоритетом от 01.08.2003 г. – М.: 2004.
9. Коц Я.М. Организация произвольного движения. Нейрофизиологические механизмы. – М.: Наука, 1975. – 248 с.
10. Старобинец М.Х., Волкова Л.Д. Диагностика субклинических проявлений пирамидного синдрома методами стимуляционной электромиографии// Ж. невропатол. и психиатр. – 1979. – Т. 79, № 12. – С. 1661-1666.
11. Титаренко Н.Ю., Воронов А.В., Доценко В.И. и соавт. Компьютерный видеоанализ движений в оценке восстановительного лечения детей с резидуальным нейромоторным дефицитом// Функциональная диагностика. – 2006. – № 3. – С. 69-75.
12. Шмидт Р., Визендангер М. Двигательные системы// Физиология человека. – М.: Мир, 1996. – Т. 1. – С. 88-128.
13. Cook W.A. Effects of low frequency stimulation on the monosynaptic reflex (H reflex) in man// Neurology. – 1968. – V. 18. – P. 47-51.
14. Hoffmann P. Uber die Beziehungen der Schenreflexe zur willkurlichen Bewegung und zum Tonus// Z. Biol. – 1918. – Vol. 68. – P. 351-370.
15. Liberson W.T., Holmquest H.J., Scott D., Dow M. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of gait of hemiplegic patients// Arch. Phys. Med. – 1961. – Vol. 42. – P. 101-105.
16. Magladery J.W., McDougal D.B. Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man: identification of certain reflexes in the electromyogram and conduction velocity of peripheral nerve fibers// Bull. Johns Hopkins Hosp. – 1950. – Vol. 86. – P. 265-290.

**Резюме.** В статье приведены теоретические предпосылки перестройки двигательной сферы больных с патологией нервной системы при использовании метода функциональной программируемой электростимуляции мышц в ходьбе (ФПЭС). Проанализирована клиническая эффективность восстановительного лечения методом ФПЭС пациентов с различной патологией ЦНС. В группах больных детским церебральным параличом, постинсультными двигательными расстройствами и сколиотической болезнью продемонстрированы значимые изменения показателей при нейрофункциональных и биомеханических обследованиях пациентов (электронейромиография, компьютерный видеоанализ движений), что подтверждает глубину достигнутых перестроек двигательного стереотипа больных в процессе ФПЭС.

**Ключевые слова:** функциональная программируемая электростимуляция мышц (ФПЭС); патологический двигательный стереотип; детский церебральный паралич (ДЦП); постинсультные двигательные расстройства; сколиотическая болезнь; электромиограмма (ЭМГ); Н-рефлекс; видеоанализ движений.

**Abstract.** The theoretical prerequisites of reconstruction of the motional sphere in patients with the pathology of the nervous system under the influence of application of functional programmable electrical stimulation of muscles (FPES) during walking are given in this article. Clinical efficiency of the restorative treatment by means of FPES in patients with different pathology of the central nervous system has been analyzed. The remarkable changes of neurofunctional and biomechanical parameters (electroneuromyography, three-dimensional videoanalysis of movements) have been demonstrated in groups of patients with infantile cerebral palsy, poststroke motional disturbances and the scoliotic disease. The received results confirm the high level of the achieved reconstructions of the locomotor stereotype in patients in the process of FPES.

**Key words:** functional programmable electrical stimulation of muscles (FPES); pathological locomotor stereotype, infantile cerebral palsy, poststroke motional disturbances, scoliotic disease, electromyogram (EMG), H-reflex, videoanalysis of movements.

**КОНТАКТЫ:****Доценко Владимир Иванович.**

Тел.: (495) 430-8073; +7 (495) 741-1440.

E-mail: statokyn@aha.ru