

**ВЛИЯНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ
«ТРЕНИРОВКИ» СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ
У ЧЕЛОВЕКА В УСЛОВИЯХ МОДЕЛИ,
ИМИТИРУЮЩЕЙ НЕВЕСОМОСТЬ,
НА АРХИТЕКТУРУ МЫШЦ**

Коряк Ю.А.

*ГНЦ РФ — Институт медико-биологических
проблем РАН
Москва, Россия*

В ходе эволюции функции и системы организма всего живого развивались в условиях гравитационных сил Земли. Физическая нагрузка, в том числе и гравитационная, необходима для сохранения сократительных параметров и размера (толщины) мышц у человека [Коряк, 1994; Kubo et al., 2000; Pišot et al., 2008]. Условия микрогравитации сопровождаются снижением сократительных свойств мышц и активности тонической мускулатуры [Kozlovskaya et al., 1988; Vachl et al., 1997; Koryak, 2003]. Наибольшему действию микрогравитации подвергаются антигравитационные мышцы-разгибатели бедра и стопы [Григорьева, Козловская, 1985; Akima et al., 2002]. В этой связи, чтобы уменьшить потерю сократительных свойств мышц и активировать тонические мышечные волокна требуются средства, которые в условиях микрогравитации могут устранить дефицит нагрузок и активировать деятельность волокон тонического типа. С этой целью используется физическая тренировка (ФТ) [Степанцов и др., 1972; Grigoriev et al., 1999], которая занимает не только много времени, но «отрывает» члена основной экспедиции космической миссии от выполнения основной операторской деятельности. Более того, применяемый комплекс ФТ не предотвращает полностью развитие изменений как в регуляции минерального обмена [Моруков, 1999], так массы и силы сокращения мышц [Kawakami et al., 2001; Koryak, 2001].

Общеизвестный факт воздействия микрогравитации — это непропорционально большая потеря силы сокращения мышцы по сравнению с ее размером [LeBlanc et al., 1988; Kawakami et al., 2001], указывая, тем самым, что кроме атрофии существенный вклад в слабость мышцы вносят и другие факторы.

Важный детерминант функциональных характеристик мышцы — эта внутренняя архитектура мышцы [Gans, Vock, 1965; Fukunaga et al., 1992]. Ранее сообщалось о возможности оценки движения сокращающейся мышцы у человека с использованием рентгеноскопии, показывающей укорочение или удлинение мышечных волокон (*m. biceps brachii*) в фазе соответствующей сгибанию или разгибанию в

локтевом суставе [Fellow, Rack, 1987]. Несколько позже в работах Henriksson-Larsen et al. (1992), Rutherford, Jones (1992), Kawakami (1993) и Kuno, Fukunaga (1995) было показано, что пучок волокна и апоневроз мышцы у человека можно визуализировать посредством ультразвукового сканирования и, таким образом, измерять длину и углы наклона (*penetration angles*) мышечного волокна/пучка в условиях *in vivo*.

Поверхностная нервно-мышечная электрическая стимуляция (НМЭС), как триггер мышечного сокращения, известна в практике с середины восемнадцатого столетия в целях физической терапии для лечения парализованных пациентов [Kratzenstein, 1744], используя электростатические генераторы [Jallabert, 1748]. НМЭС, как метод повышения функциональных возможностей мышц у человека, занимает особое место не только в клинике, как одно из средств в системе профилактических мероприятий у пациентов с разной этиологией [Бредикис, 1979; Kern et al., 2005; Frotzler et al., 2009], но и как дополнительное средство в тренировочном процессе у высококвалифицированных спортсменов [Коц, 1971; Koryak, 1995]. Достоинством НМЭС тренировки, как одного из физиологических методов направленного на повышение функциональных возможностей мышечного аппарата, является возможность избирательно воздействовать на отдельные группы мышц или отдельную мышцу у человека.

Цель настоящего исследования — количественно описать и изучить изменения внутренней архитектуры (длины и угла наклона волокна) медиальной икроножной мышцы (МИМ), латеральной икроножной мышцы (ЛИМ) и камбаловидной мышцы (КМ) у здоровых лиц под влиянием «сухой» водной иммерсии (ИМ) с применением продолжительной НМЭС тренировки.

В исследовании приняли участие шестеро здоровых мужчин-добровольцев (возрастом 22.8 ± 0.8 года, массой 79 ± 4 кг и ростом 1.84 ± 0.1 м) после специального медицинского отбора. В качестве модели, имитирующей физиологические эффекты механической разгрузки мышечного аппарата у человека, использовали «сухую» водную ИМ [Шульженко, Виль-Вильямс, 1976] длительностью 7 суток.

НМЭС тренировку мышц передней и задней поверхности бедра и голени каждой конечности проводили одновременно с использованием двух отечественных электростимуляторов «СТИМУЛ НЧ-01» («БиофизПрибор», С.-Петербург, РОССИЯ), генерирующих двухполярные симметричные прямоугольные электрические импульсы длительностью 1 мс,

частотой 25 Гц и амплитудой от 0 до 45 В. НМЭС тренировка мышц осуществлялась в ритмическом режиме — тетаническое сокращение мышцы длительностью 1 сек чередующееся с 2 сек интервалом отдыха между сокращениями.

НМЭС мышц передней и задней поверхности бедра и голени каждой конечности осуществлялась непосредственно при экспозиции испытуемого в ванне. Каждого испытуемого тщательно инструктировали о порядке пользования электростимуляторами.

НМЭС тренировка мышц выполнялась ежедневно на протяжении пяти дней подряд (от понедельника до пятницы включительно). Затем следовали два дня отдыха (суббота и воскресенье). Каждый испытуемый тренировался по 3 часа/день. После подготовки кожи испытуемого два слегка увлажненных «сухих» электрода устанавливали в проксимальных и дистальных участках на *m. quadriceps femoris*, *m. hamstrings*, *m. tibialis anterior*, *m. peroneal* и *m. triceps surae* с таким расчетом, чтобы они полностью пересекали параллельный ход мышечных волокон стимулируемых мышц. Для НМЭС процедуры применялись стимулирующие электроды (фирма «Axelgaard», USA), покрытые силиконовым токопроводящим гелем. Синхронная электростимуляция всех мышц предотвращала нежелательные движения конечностей.

Для определения максимальных суставных моментов (максимальной произвольной силы — МПС) во время произвольных изометрических сокращений трехглавой мышцы голени (ТМГ) использовали изокинетический динамометр «Biodex System 3 Quick Set Manual» (USA). Все измерения были выполнены на правой конечности за 3 суток до начала и на 7 день после ИМ.

Для определения внутренней архитектуры МИМ, ЛИМ и КМ в реальном времени использовали В-режим изображения универсальной системы «SonoSite MicroMaxx» (USA) с электронным линейным датчиком 7.5 МГц. Визуализация изображения МИМ, ЛИМ и КМ осуществлялась в условиях покоя (пассивный режим) и при усилии 50 % МПС (активный режим) при нейтральной позиции в коленном и голеностопном суставах (угловая позиция – 90°) на уровнях соответствующих 30 % (МИМ и ЛИМ) и 50 % (КМ) расстояния между подколенной складкой и центром боковой лодыжки, что соответствует наибольшей анатомической площади поперечного сечения мышцы [Fukunaga et al., 1992]. На этих уровнях помещался маркер (медная проволока Ø 1.5 мм в пластиковой оболочке) располагающейся по окруж-

ности голени и являющийся ориентиром во время исследования, что датчик во время измерений не смещался. Для лучшего акустического сцепления сканирующую поверхность датчика и мышцы покрывали специальным гелем и датчик ориентировали по средне-сагиттальной оси мышцы. Во время измерений в условиях покоя испытуемых инструктировали — «полностью расслабить мышцу конечности».

Длина (L) волокна определялась как расстояние между местом прикрепления волокна у поверхностного апоневроза до места вхождения в глубокие слои апоневроза мышцы [Kawakami et al., 1993]. Угол (θ) наклона волокна определялся как линия, образованная точкой (местом) прикрепления волокна у поверхностного апоневроза и местом вхождения в апоневроз мышцы [Fukunaga et al., 1997]. Все ультразвуковые изображения обрабатывались с использованием пакета программ «Dr. Reallyvision» (ООО «Альянс-Холдинг», РОССИЯ).

После «сухой» водной ИМ с применением НМЭС тренировкой максимальный произвольный суставной момент, развиваемый ТМГ, увеличился в среднем на 11 % (150 ± 17.3 против 167 ± 6.7 Н).

Анализ ультразвуковых изображений обнаружил, что внутренняя архитектура разных мышц значительно изменяется при переходе от пассивного к активному состоянию, под влиянием ИМ и степень этих изменений в МИМ, ЛИМ и КМ была различной. Так, после ИМ в условиях пассивного состояния L волокон в МИМ, ЛИМ и КМ уменьшилась на 12, 13 и 13 %, а при активном состоянии — на 18, 22 и 21 %; θ наклона волокон в условиях их пассивного состояния уменьшился на 22, 20 и 16 %; а при активном состоянии — на 17, 22 и 17 %, соответственно.

Таким образом, полученные данные настоящего исследования показывают, что применение НМЭС тренировки мышц нижних конечностей у человека в условиях их механической разгрузки («сухая» водная ИМ в течение семи суток) способствует увеличению (в среднем на 11 %) суставного момента развиваемого ТМГ. Тогда как отсутствие профилактических мероприятий приводит к существенному снижению МПС более чем на 30 % [Григорьева, Козловская, 1984; Когуак, 2001; Коряк, 2006]. Увеличение произвольного максимального суставного момента сопровождалось изменениями внутренней архитектуры МИМ, ЛИМ и КМ, которое было частично предотвращено профилактическими упражнениями (НМЭС тренировкой). После ИМ L и θ накло-

на волокон были снижены, что, по-видимому, может указывать на потерю не только последовательно расположенных, но и параллельно расположенных саркомеров. Функциональным последствием снижения L волокон может быть уменьшение степени укорочения волокон во время сокращения мышцы, что, вероятно, отразится на взаимоотношении *сила—длина* и *сила—скорость* сокращения мышцы. Более того, уменьшение числа последовательно-соединенных саркомеров позволяет предположить, что величина развиваемого сокращения волокна будет сниженной. Эти наблюдения согласуются с результатами, полученными ранее в условиях иммобилизации конечности [Woo et al., 1982; Narici et al., 1998]. Меньший θ наклона волокна во время сокращения мышцы после ИМ с использованием ФЭМС тренировки, по-видимому, частично компенсирует потерю силы, которая является постоянным «спутником» гравитационной разгрузки мышечного аппарата [Kozlovskaya et al., 1988; Vach et al., 1997; Koryak, 1995-2003] из-за более эффективной передачи силы, развиваемой волокнами к сухожилию. Сниженный θ наклона волокна, возможно, является результатом уменьшения жесткости сухожилия или мышечно-сухожильного комплекса [Kubo et al., 2000].

Следует отметить, что динамика изменений внутренней архитектуры разных головок мышц данного исследования была сходной с динамикой изменений, зарегистрированных у пациентов с нарушениями опорно-двигательного аппарата, вызванными острым нарушением мозгового кровообращения и гемипарезом, последствиями ДЦП, миелопатией, радикулопатией на фоне остеохондроза позвоночника, облитерирующим атеросклерозом сосудов нижних конечностей, гиподинамией на фоне травмы голени [Koryak et al., 2004; Коряк и др., 2006], что позволяет предположить об идентичности генеза изменений, вызванных влиянием неупотребления мышечного аппарата.

Увеличение произвольного максимального суставного момента после ИМ с применением НМЭС тренировки позволяет предположить, что НМЭС, очевидно, увеличивает афферентный поток [Gazenko et al., 1987] в условиях его дефицита при гравитационной разгрузке, вызванной длительной экспозицией условиями ИМ, которая может также повысить центральную роль в поддержании и нормализации активности систем управления произвольными движениями (по принципу обратной связи) [Бернштейн, 1966].

Более того, тетаническая электрическая стимуляция, приложенная поверхностно к

мышце человека, и вызывающая сокращение мышцы, деполяризует моторные аксоны, расположенные ниже расположения электродов стимуляции. Одновременная деполяризация сенсорных аксонов также может внести вклад в величину сокращения мышцы через синаптический путь рекрутированием спинальных мотонейронов. После входа в спинной мозг сенсорный залп рекрутирует спинальные мотонейроны, ведущие к развитию центрального суставного момента. Эта рекрутирование совместимо с развитием постоянных внутренних токов в спинальных или межнейронных мотонейронов [Collins et al., 2001; Collins et al., 2002]. Постоянные внутренние токи ведут к поддержанию уровня деполяризации (плато потенциалов) и становится совершенно понятным, что они играют важную роль в регулировании частоты импульсации в нормальных условиях [Collins et al., 2002; Gorassini et al., 2002; Heckman et al., 2005]. Максимизирование центрального вклада может быть выгодным для увеличенной силы произвольного сокращения мышцы.

В заключение, из результатов настоящего исследования, следует, во-первых, что архитектура разных головок ТМГ значительно различается, отражая, возможно, их функциональные роли, во-вторых, различные изменения L и θ наклона волокон между разными мышцами, возможно, связаны с различиями в способности развивать силу и упругих характеристиках сухожилий или мышечно-сухожильного комплекса. ЛИМ имеет большие L волокон, создавая высокий скоростной потенциал мышцы, тогда как МИМ — характеризуется более короткой L волокон и большим θ наклона и, следовательно, имеет больший потенциал для развития силы мышцы. И, наконец, в третьих, НМЭС тренировка оказывает профилактическое действие на стимулируемые мышцы: частично уменьшает потерю силы сокращения мышц, вызванной длительной механической разгрузкой.

**ЛИПИДНЫЙ СПЕКТР КРОВИ И
ПЕРЕКИСНОЕ ОКИСЛЕНИЕ ЛИПИДОВ
У БОЛЬНЫХ АРТЕРИАЛЬНОЙ
ГИПЕРТОНИЕЙ С ДИСЛИПИДЕМИЕЙ
НА ФОНЕ ЛОВАСТАТИНА**

Медведев И.Н., Скорятин И.А.

*Курский институт социального образования
(филиал) РГСУ
Курск, Россия*

Цель работы: исследовать влияние ловастатина на липидный спектр крови и актив-