

**ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ ЭФФЕКТИВНОСТИ
ЭЛЕКТРОМИОСТИМУЛЯЦИИ ТРЕНАЖЕРОМ МАРКЕЛОВА**

**Штанько Сергей Алексеевич¹, Мейгал Александр Юрьевич¹, Маркелов Вадим
Евгеньевич²**

¹ Институт высоких биомедицинских технологий Петрозаводского государственного
университета, г. Петрозаводск, Россия

² ООО «МВ Barbell», г. Петрозаводск, Россия

Мейгал А.Ю.

185910 Россия, г. Петрозаводск, пр. Ленина, 33

E-mail: meigal@petsu.ru

Аннотация. Исследование эффектов электростимуляции тренажером Маркелова (МВ 6.03.00) показало одинаковые изменения в электромиографических параметрах вместе с физической нагрузкой. Менее выраженные показатели утомления (снижение медианы частоты спектра ЭМГ) при электростимуляции обусловлены «щадящим» режимом тренажера, а также отсутствием центрального торможения при утомлении. Особенностью электростимуляции является практически полное отсутствие болевых ощущений.

Ключевые слова: электромиостимуляция, электромиография, мышечная усталость, тренажер Маркелова.

**ELECTROMYOGRAPHIC CRITERIA OF EFFICIENCY OF
ELECTROMYOSTIMULATION USING MARKELOV'S TRAINER**

Sergey A. Shtan'ko ¹, Alexander Yu. Meigal ¹, Vadim E. Markelov ²

¹ Institute of High-Tech Biomedicine, Petrozavodsk State University, Petrozavodsk, Russia

² MB Barbell Ltd., Petrozavodsk, Russia

A.Yu. Meigal

33 Lenin Avenue, Petrozavodsk, Russia 185910

E-mail: meigal@petsu.ru

Abstract. The effect of electromyostimulation using trainer of Markelov (MB 6.03.00) has shown the same electromyographic reactions of the skeletal muscle as exhaustive exercise. Still, muscle fatigue, provoked by EMS, was less strenuous than the real exercise, presumably due to lack of "central fatigue".

Key words: electromyostimulation, electromyography, muscle fatigue, trainer of Markelov.

Введение

Искусственная стимуляция скелетных мышц в настоящее время очень востребована. Стимуляция электрическим током (электромиостимуляция - ЭМС) широко используется в программах реабилитации пациентов после травм, при врождённых и приобретенных заболеваниях центрального и периферического отделов нервной системы (Baker, 2000; Gondin, 2005; Mokrusch, 2000; Витензон, 2004; Гурленя, 2008), в профессиональном спорте (Filipovic, 2012; Hainaut, 1992; Maffiuletti, 2002; Николаев, 1999; Утямышев, 2000). К настоящему времени можно считать, что эффекты ЭМС на скелетные мышцы в целом хорошо изучены. В частности, известно, что длительное применение ЭМС увеличивает массу, силу, мощность и выносливость мышц (Douceta, 2012; Filipovic, 2012; Gondin, 2005; Hainaut, 1992; Maffiuletti, 2002; Николаев, 1999; Трёмбач, 2000). Существует множество разных моделей электростимуляторов с различными режимами и характеристиками электрических стимулов (Гурленя, 2008; Кромвелл, 2001; Утямышев, 2000).

В России уже достаточно широко применяется физиологический электростимулятор «МВ 6.03.00» (тренажер Маркелова TM, производство МВ Barbell, Россия), особенностью которого являются инновационные параметры выходного электрического сигнала (Регистрационное удостоверение № ФСР 2011/11334; Патент 2389470 РФ) и конструкция раздражающего электрода. Электростимулятор «МВ 6.03.00» работает при режимах, которые являются наиболее приближенными к физиологическим условиям: 1) экспоненциальная форма тока с частотой импульсов 50 Гц; 2) длительность одиночного импульса до 20 мс, сила тока до 25 мА; стимуляция пачками по 20 стимулов; 4) глубокое и удаленное проникновение тока в слои скелетных мышц; 5) возможность самостоятельного управления параметрами сигнала в ходе стимуляции. В зависимости от задачи, у стимулятора имеются различные по времени и задачам режимы, в которых изменяется частота, сила, длительность и количество стимулов. Подобные программы стимуляции позволяют электрическим импульсам воздействовать на мышечные волокна плавно, по экспоненте, в течение заданного промежутка времени, что имитирует естественное произвольное сокращение мышцы. При этом глубина проникновения электрического стимула позволяет вызывать полное сокращение мышцы без болевых ощущений.

С помощью современных методов электромиографии (ЭМГ), которые позволяют надежно идентифицировать мышечное утомление (Gandevia, 2001; Marsden, 1983; Мейгал, 2000; Трёмбач, 2000), изучили, как проявляют себя эффекты утомления, вызываемого ЭМС, в сравнении с обычными физическими упражнениями. В связи с этим, оценивали эффекты краткосрочного воздействия ЭМС при помощи электростимулятора «МВ 6.03.00».

Материалы и методы

В исследовании приняли участие 12 здоровых добровольцев мужского пола из числа студентов 3-го курса Медицинского института ПетрГУ в возрасте 19-20 лет. Двое из них постоянно занимаются спортом. Интерференционная ЭМГ (иЭМГ) двуглавой мышцы плеча (*m. biceps brachii*) производилась с помощью прибора «Нейро-МВП-8» (ООО «Нейрософт», Иваново, Россия) методом накожного отведения по стандартной методике (Команцев, 2001; Мейгал, 2000). Использовались стандартные биполярные оловянные электроды, смоченные электродным гелем, которые фиксировали, ориентируя по ходу мышечных волокон, над основной массой исследуемой мышцы на предварительно обезжиренной 70%-ным этиловым спиртом коже. Исследование начинали с регистрации исходной ЭМГ *m. biceps brachii* в состоянии локтевого сгибания (плечо было расположено вдоль грудной клетки, суставной угол – 90°), в положении стоя, без нагрузки и при нагрузке 2 кг. Длительность записи составила 2 с. Регистрировали иЭМГ до, сразу после упражнения, а также через 10, 30, и 60 мин (Douceta, 2012; Команцев, 2001; Мейгал, 2000). При электростимуляции использовался идентичный протокол.

Оценивали медианную частоту спектра иЭМГ (MDF, Гц) при помощи собственного программного обеспечения электромиографа, при полосе пропускания 20-1000 Гц и включенном сетевом фильтре для избегания наводки 50 Гц, при частоте оцифровки 20 КГц. Положение электродов на коже считали достаточным при электрическом сопротивлении 10 МОм. Утомление мышцы вызывалось динамической нагрузкой «до отказа». Для этого стоящий испытуемый должен был совершать движения в локтевом суставе типа «сгибание - разгибание» с гантелями 6 кг, до полной неспособности выполнять полноценные движения с использованием исключительно мышц руки.

Из всех режимов стимуляции тренажера был выбран режим «Плечо 1», который по своим временным и частотным характеристикам наиболее полно имитирует физиологическое мышечное сокращение. ЭМС проводилась с частотой 50 Гц экспоненциальными стимулами с длительностью импульса 20 мс пачками по 20 импульсов и перерывами в 1 с в течение 5 мин. После этого испытуемые субъективно ощущали умеренное чувство усталости без болевых ощущений.

Сила (уровень) стимуляции находилась в пределах 10-12 у.е. (16-18%) по шкале тренажера при максимальной силе раздражения 60 у.е. Уровень стимуляции был обусловлен следующими параметрами:

1. Отсутствие болевых ощущений.
2. Выраженное видимое сокращение мышц (без сгибания руки).
3. Пронация кисти в пределах 10-20°.

Во время стимуляции рука, согнутая в локтевом суставе, располагалась на колене и не изменяла своего положения. Более выраженная стимуляция приводила к непроизвольному максимальному сгибанию руки в локтевом суставе, что при последующей регистрации ЭМГ могло вызвать смещение регистрирующих электродов, приводящее к нарушению эксперимента. Стимулирующие электроды тренажера размером 6x9 см накладывались на исследуемую мышцу сверху и снизу регистрирующего электрода. Хлопчатобумажная ткань электрода обильно смачивалась теплой водой, что было достаточно для полноценного контакта с кожей.

Статистическая обработка данных выполнена с использованием методов вариационной статистики с вычислением медианы частоты спектра иЭМГ. Достоверность различий параметров ЭМГ до и после динамической нагрузки ЭМС оценена по t-критерию Стьюдента для совокупностей с попарно связанными вариантами.

Результаты

Установлено, что без нагрузки MDF составляет 80-100 Гц (медиана – 90 Гц). Сразу после физической нагрузки MDF снижалась до 50 Гц. Через 10 мин MDF возвращалась к исходной величине и оставалась примерно на одинаковом уровне до 60-й минуты (Рисунок 1А). При статической нагрузке 2 кг наблюдался аналогичный эффект, хотя и менее выраженный (Рисунок 1Б).

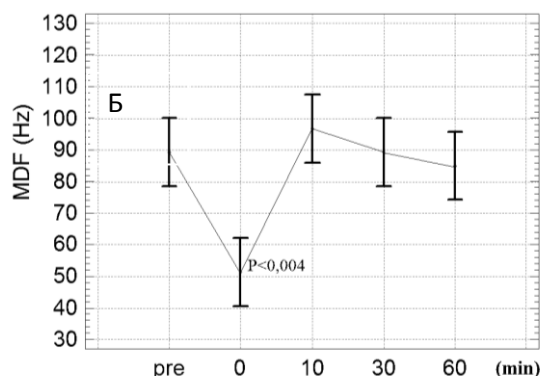
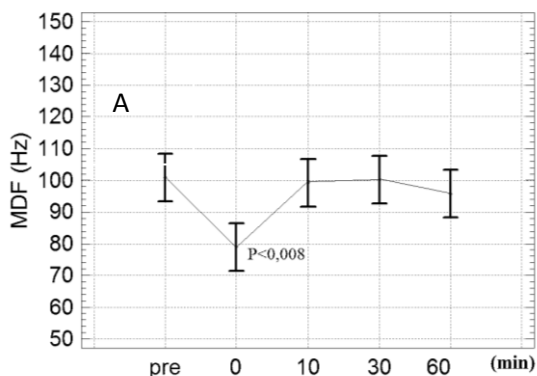


Рисунок 1. Изменение медианы частоты спектра ЭМГ без нагрузки (А) и при статической нагрузке в 2 кг (Б), до и после утомления, а также в период восстановления. По оси абсцисс - время, мин (pre - до утомления, 0 - сразу после утомления, 10, 30, 60 мин - период восстановления). По оси ординат – медиана частоты спектра ЭМГ (MDF).

Figure 1. Median frequency of EMG without load (A), and under static loading at 2 kg (B) pre- and post-exercise. Horizontal axis – function of time (pre – before, 0 – immediately after the exercise, 10, 30, 60 min – recovery period), vertical axis – median frequency (Hz)

При ЭМС величина MDF изменялась практически идентично с утомлением, вызванным физической нагрузкой. Единственное различие заключалось в том, что при ЭМС снижение MDF было менее выраженным (с 90 до 65 Гц), особенно при статическом положении предплечья без нагрузки (Рисунок 2).

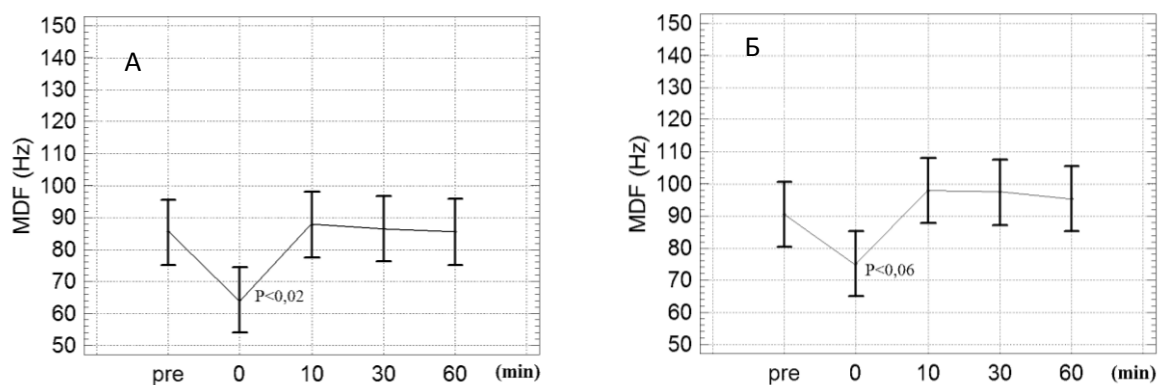


Рисунок 2. Изменение медианы частоты спектра ЭМГ при исходной статической нагрузке (А) и при дозированной статической нагрузке в 2 кг (Б) до и после утомления электромиостимуляцией. По оси абсцисс – время, мин (pre - до утомления, 0 - сразу после утомления, 10, 30, 60 минут - период восстановления). По оси ординат – медиана частоты спектра ЭМГ (MDF).

Figure 2. Median frequency of EMG without load (A), and under static loading at 2 kg (B) pre- and post-electromyostimulation. Horizontal axis – function of time (pre – before, 0 – immediately after the exercise, 10, 30, 60 min – recovery period), vertical axis – median frequency (Hz)

У двоих испытуемых, которые постоянно занимаются спортом, MDF практически не изменялась ни после нагрузки, ни после ЭМС. Данные этих исследований были исключены из анализа.

Обсуждение

Настоящее исследование показало, что сразу после окончания нагрузки происходит достоверное снижение частоты спектра ЭМГ. Известно, что снижение MDF может быть связано с феноменом «*muscle wisdom*» («мышечная «мудрость»»), который характеризуется снижением частоты импульсации двигательных единиц (Hamada, 2004; Marsden, 1983; Козаров, 1983; Мейгал, 2000). Данный феномен позволяет поддерживать обычный режим сокращения мышцы в виде зубчатого тетануса («интерполяция сокращения и частоты»). Также снижение MDF связано со снижением скорости распространения потенциала действия по мышечному волокну и увеличением степени синхронизации активности двигательных единиц (Мейгал, 2000; Трембач, 2000). На клеточном и молекулярном уровне утомление

связано со снижением доступности энергетических субстратов макроэргических молекул, изменением ионного состава межклеточной жидкости (повышением концентрации ионов K^+), а также накоплением метаболитов (фосфор-неорганического остатка, лактата, протонов водорода, углекислого газа) (Волков, 2000; Мохан, 2001; Моногаров, 1984). Поскольку снижение частоты MDF было достигнуто и при электромиостимуляции, можно сделать вывод о ее эффективности для тренировки мышц.

Другим важным результатом исследования является то, что при электромиостимуляции эффект был слабее, по сравнению с обычной естественной физической нагрузкой. Возможным объяснением данного наблюдения является способ стимуляции мышцы. Так, при естественной стимуляции скелетной мышцы потенциал действия проходит от двигательной коры головного мозга по спинному мозгу, нервам и далее по скелетной мышце, в результате чего развивается феномен «центрального утомления», то есть утомления центральной нервной системы (Gandevia, 2001). При электромиостимуляции стимул распространяется только по самой мышце, не вызывая стимуляции ЦНС. Центральное утомление оказывает достаточно сильное воздействие, вызывая полное прекращение волевых сокращений. Применение электромиостимуляции после физического упражнения обычно полностью восстанавливает силу сокращений, подтверждая тем самым преимущественно центральный генез утомления. Нарушения в нервно-мышечной передаче при упражнениях также могут приводить к более раннему утомлению.

При высокой частоте стимуляции работающих мышц в условиях кратковременных интенсивных упражнений заметный вклад в развитие утомления вносит фаза срочного восстановления. Эта фаза длится первые 30 минут после окончания упражнения и связана с ликвидацией метаболического ацидоза и восполнением внутримышечных запасов АТФ и креатинфосфата. Уже на 5-8-й минутах с момента окончания упражнения происходит полное восстановление запасов креатинфосфата и значительное снижение концентрации лактата. К 60-й минуте происходит практически полное восстановление трофики мышцы за счет выраженной рабочей артериальной гиперемии мышцы, которая довольно быстро восстанавливает кислородный запас и ликвидирует метаболическую недостаточность после прекращения работы (Волков, 2000). Эти изменения в мышце соответствуют восстановлению частоты спектра ЭМГ уже на 10 минуте после окончания нагрузки и полностью исчезают через час.

Перспективы данного исследования заключаются в следующем:

1. Возможное применение большей силы стимуляции. Однако это ограничено субъективными ощущениями и очень сильными сокращениями, которые влияли на положение ЭМГ-электродов.
2. Проведение динамометрии, поскольку очень часто сила, амплитуда и спектр ЭМГ изменяются разнонаправленно или несинхронно (исследование запланировано на 2015 г. совместно с электромиографией).
3. Регистрация электромиограммы непосредственно во время электростимуляции. Однако сильная электрическая наводка от стимулятора не позволила выполнить исследование в рамках вышеуказанного метода.

Выводы

Таким образом, наиболее важным результатом исследований является то, что при ЭМС полученные изменения MDF имеют характер, аналогичный таковому при физической нагрузке. Менее выраженный эффект при ЭМС, в сравнении с контрольной группой, с нашей точки зрения, является результатом «щадящего» режима работы тренажера МВ 6.03.00, а именно у испытуемых практически отсутствовало чувство боли и усталости в исследуемой мышце, что является признаком менее выраженной гипоксии и ацидоза.

Мы считаем, что применение данного тренажера в исследуемом режиме может быть использовано в качестве замены упражнений с отягощением у больных с травмами и заболеваниями нервно-мышечной системы, которым сложно выполнять обычные физические упражнения.

Библиография

1. Baker C, Wederich D, McNeal C, Newsam R, Waters R. Guidelines for adjustment of stimulation parameters. In: *Neuromuscular Electrical Stimulation: A Practical Guide. 4th edition*. Downey, CA: Los Amigos Research & Education Institute; 2000.
2. Douceta BM, Lamb A, Griffin L. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. *Yale Journal of Biology and Medicine* 2012, 85:201-215.
3. Filipovic A, Kleinöder H, Dörmann U, Mester J. Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *J Strength Cond Res* 2012, 26:2600-2614.
4. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 2001, 81:1725-1789.
5. Gondin J, Guette M, Ballay Y, Martin A. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med Sci Sports Exerc* 2005, 37:1291-1299.
6. Hainaut K, Duchateau J. Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports Med* 1992, 14:100-103.
7. Hamada T, Kimura T, Moritani T. Selective fatigue of fast motor units after electrically elicited muscle contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2004, 14:531-538.
8. Maffiuletti NA, Dugnani S, Folz M, Di Pierno E, Mauro F. Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Med Sci Sports Exerc* 2002, 34:1638-1644.
9. Marsden CD, Meadows JC, Merton PA. Muscular wisdom' that minimizes fatigue during prolonged effort in man: peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. *Advances in Neurology* 1983, 39:169-211.
10. Mokrusch T. Electrotherapy in myopathies and neuropathies – a short review (I). *Z Elektrostim Elektrother* 2000, 2:17-19.
11. Витензон А.С., Миронов Е.М., Петрушанская К. А. Функциональная электростимуляция мышц как метод восстановления двигательных функций // Журнал неврологии и психиатрии им С.С Корсакова. – 2004. – Т.104. – №10. – С.34–40.
12. Волков Н.И., Несен Э.Н., Осипенко А.А., Корсун С.Н. Биохимия мышечной деятельности. – Киев: Олимпийская литература, 2000.
13. Гурленя А.М., Багель Г.Е., Смычек В.Б. Физиотерапия в неврологии. – М.: Медицинская литература, 2008.
14. Козаров Д., Шапков Ю.Т. Двигательные единицы скелетных мышц человека. – Л.: Наука, 1983.
15. Команцев В.Н. Методические основы клинической электронейромиографии. – СПб., 2001.
16. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения: Пер. с англ. / Л. Кромвелл и др. – М.: Радио и связь, 2001
17. Мейгал А.Ю., Ивуков А.Ю., Герасимова Л.И., Антонен Е.Г., Лупандин Ю.В.. Влияние общего охлаждения на электромиографические характеристики мышечного утомления, вызванного динамической нагрузкой // Физиология человека. – 2000. – Т.26. – №2. – С.80–86.
18. Моногаров В.Д. Изменение работоспособности и электрической активности мышц в процессе развития и компенсации утомления при напряженной мышечной деятельности // Физиология человека. – 1984. – Т.10. – №2. – С.299–309.

19. Мохан Р. Биохимия мышечной деятельности и физической тренировки / Мохан Р., Глессон П., Гринхафф Л. Пер. с англ. Смульский В. – Киев: Олимпийская литература, 2001.
20. Николаев А.А. Электростимуляция в спорте. – Смоленск: СГИФК, 1999.
21. Трембач А.Б., Марченко В.В. Характеристика электромиограммы двуглавой мышцы плеча у тяжелоатлетов при различном дозировании нагрузок // Теория и практика физ. культуры. – 2000. – №1. – С.20–22.
22. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей / Под ред. Р.И. Утямышева и М. Враны. – М.: Энергоатомиздат, 2000.