УДК 796.01:612
ББК 75.0
К 47

Чермит К.Д.
Доктор педагогических наук, доктор биологических наук, профессор, проректор по учебной работе Адыгейского государственного университета, тел. 89184259818, e-mail: Chermit@adygnet.ru
Заболотний А.Г.
Кандидат педагогических наук, доцент кафедры физического воспитания института физической культуры и дзюдо, директор центра «Здоровье» Адыгейского государственного университета, тел. 89286620738, e-mail: Zabolotniy-tol1@yandex.ru
Шаханова А.В.
Доктор биологических наук, профессор, зав. кафедрой физиологи факультета естествознания, проректор по научной работе Адыгейского государственного университета, тел. 89184201021, e-mail: Dissagu@yandex.ru
Тхагова А.А.
Аспирант кафедры физиологии факультета естествознания, физиолог центра «Здоровье» Адыгейского государственного университета, тел. 89182266261, e-mail: Asiett@yandex.ru

Классификация биоэлектрической активности мышц при выполнении приседания со штангой в пауэрлифтинге

(Рецензирована)

Аннотация

В ходе приседания со штангой по правилам пауэрлифтинга получены электромиограмы (ЭМГ) мышц голени, бедра и спины, дана их классификация, на основе которой разработана модель преобразования паттерна электромиограммы при выполнении приседания со штангой с различными отягощениями.

Ключевые слова: *пауэрлифтинг, приседание со штангой, электромиограмма, классификация электромиограмм, модель преобразования паттерна электромиограммы.*

Chermit K.D.
Doctor of Pedagogy, Doctor of Biology, Professor, Vice Rector for Study, Adyghe State University, ph. 89184259818, e-mail: Chermit@adygnet.ru
Zabolotniy A.G.
Candidate of Pedagogy, Associate Professor of Physical Training Department, Institute of Physical Training and Judo, Director of «Health» Centre of Adyghe State University, ph. 989286620738, e-mail: Zabolotniy-tol1@yandex.ru
Shakhanova A.V.
Doctor of Biology, Professor, Head of Physiology Department of Natural Science Faculty, Vice Rector for Scientific Work, Adyghe State University, ph. 89184201021, e-mail: Dissagu@yandex.ru
Tkhagova A.A.
Post-graduate student of Physiology Department of Natural Science Faculty, Physiologist of «Health» Centre, Adyghe State University, ph. 89182266261, e-mail: Asiett@yandex.ru

The classification of the electrobiological activity produced by muscles when performing powerlifting squats

Abstract

Electromyogrames (EMG) were obtained for the leg, hip and back muscles during performing powerlifting squats. Their classification is given, on the basis of which the authors elaborated the model of the transformation of the electromyogram pattern when performing squats with different weights.

Keywords: *powerlifting, squat, electromyogram, the electromyograme classification, the model of the transformation of the electromyogram pattern.*

Достижение высоких спортивных результатов при выполнении приседания со штангой на соревнованиях по пауэрлифтингу определяется уровнем проявления силы. К числу общих функциональных резервов мышечной силы в спортивной физиологии относятся факторы, усиливающие сокращение мышцы, – это количество включаемых двигательных единиц и их синхронизация в мышце, адаптивная перестройка структуры и биохимии мышечных волокон, повышение энергетических ресурсов мышечных волокон, переход от одиночных сокращений мышечных волокон к титаническим [1]. При этом вариативность феноменологии мышечного сокращения определяется нервными механизмами регуляции.

Исследование биоэлектрической активности мышц в ходе выполнения приседания со штангой позволит получить объективную информацию о физиологических процессах, происходящих в нервно-мышечном аппарате, и совершенствовать методику развития силы в пауэрлифтинге. Электромиография является единственным объективным методом получения данной информации [2-8]. Применение современных электромиографов, с возможностью компьютерной обработки данных, позволяет изучать работу скелетной мускулатуры в условиях спортивной тренировки, а также определить проявление физических способностей спортсмена в процессе реализации специальных двигательных навыков [9-16].

Была отобрана группа спортсменов из 15 человек, занимавшихся пауэрлифтингом, состоящая из кандидатов и мастеров спорта. Исследование биоэлектрической активности мышц спины, бедра и голени производилось в лаборатории эргономической биомеханики на базе центра «Здоровье» НИИ комплексных проблем АГУ. Запись поверхностной электромиограммы производилась с помощью многофункционального компьютерного комплекса «Нейро-Мвп». Обработка отведенных биопотенциалов позволяет получить интерференционную кривую, состоящую из активности большого количества двигательных единиц.

Исследование проводилось при выполнении приседания с отягощениями в 50%, 60%, 70%, 80% и 90%. Для регистрации ЭМГ использовались биполярные дисковые электроды с электродным расстоянием 2 см. На спине они располагались в области поясницы по ходу расположения волокон прямой мышцы спины, на бедре они устанавливались по центру прямой мышцы бедра, а в области голени – в нижней части икроножной мышцы.

Необходимо отметить, что сокращение отдельной мышцы в ходе выполнения двигательного действия зависит от числа вовлеченных в двигательный акт двигательных единиц и их координации во времени. При мало интенсивной работе двигательные единицы сокращаются попеременно, поддерживая общее напряжение на заданном уровне, что сопровождается редкой частотой нервных импульсов и вовлечением небольшого количества двигательных единиц.

Однако для перехода от слабых одиночных сокращений к мощным титаническим требуется синхронизация активности двигательных единиц, то есть одновременное сокращение как можно большего количества двигательных единиц, резко увеличивающих силу тяги мышцы. В случае значительных мышечных напряжений потенциалы действия двигательных единиц суммируются, что при записи ЭМГ проявляется в появлении сложной интегративной кривой, характеризующей биоэлектрическую активность.

Форма ЭМГ отражает характер работы мышцы: чем больше нагрузка и сила сокращения мышцы, тем выше амплитуда и частота ее ЭМГ. Механизмы данных феноменологий мышечных сокращений определяются увеличением частоты нервных импульсов, поступающих в скелетные мышцы от мотонейронов спинного мозга, вовлечением в работу большого числа двигательных единиц, синхронизацией их активности, приводящих к повышению силы сокращения мышцы [1, 2, 5, 16-18].

Визуальный анализ ЭМГ, полученных при исследовании приседания со штангой, позволил выявить индивидуальные различия паттерна ЭМГ. При классификации полученных кривых была изучена классификация паттернов ЭМГ, предложенная О.А. Прянишниковой, Р.М. Городничевым, Л.Р. Городничевым и А.В. Ткаченко (2005) для анализа спортивных движений, которые выделяют следующие типы ЭМГ:

1. Суммарная ЭМГ при полном расслаблении мышц.
2. Биоэлектрическая активность для обеспечения поддержания поз.
3. Рефлекторная суммарная активность.
4. Интерференционная ЭМГ при статических усилиях.
5. Залповидная ЭМГ при циклической (динамической) деятельности.
6. Гиперсинхронизированная ЭМГ – вид поверхностной ЭМГ, регистрируемой в стадии явного утомления.
7. Селективная (избирательная) ЭМГ, отражающая электроактивность нескольких (1-3) различающихся по амплитуде и форме отдельных ДЕ мышц [13].

Признаки представленных в данной классификации паттернов были обнаружены и в наших исследованиях. Это интерференционная ЭМГ при статических усилиях, залповидная ЭМГ при циклической деятельности и гиперсинхронизированная ЭМГ. Однако произвести анализ биоэлектрической активности мышц на основе такой классификации не представляется возможным, поскольку кроме вышеописанных типов рисунков нами было получено большое количество ЭМГ, которым характерно проявление сразу нескольких признаков биоэлектрической активности, изложенных в представленной выше классификации. Поэтому возникла необходимость разработать классификацию рисунков ЭМГ, учитывающую специфику выполнения изучаемого двигательного действия.

В плане сказанного нами, были установлены базовые и специфические признаки полученных ЭМГ (рис. 1).

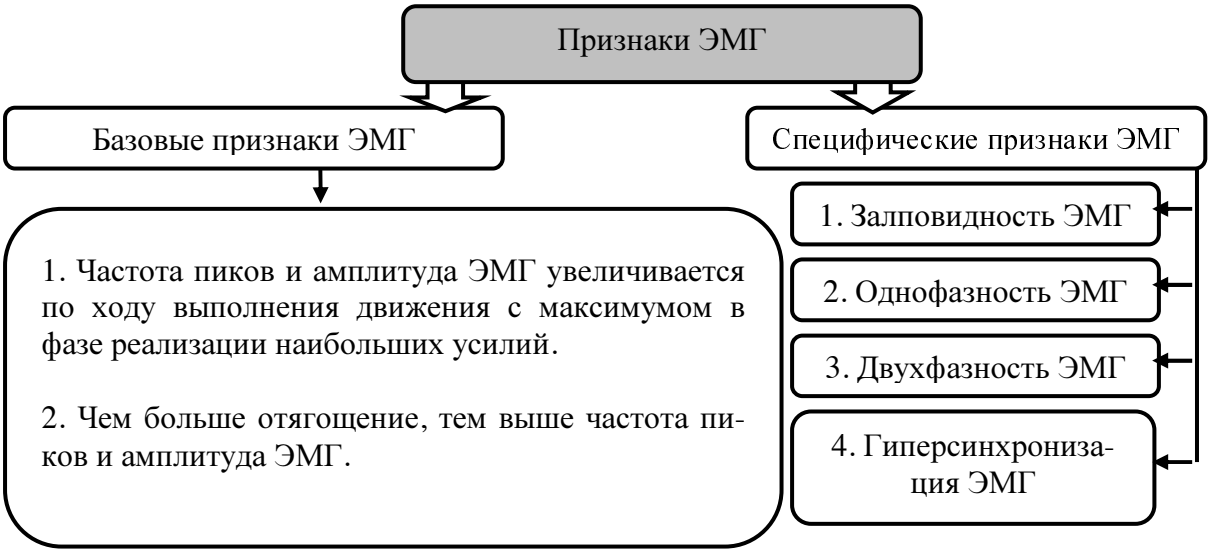

Рис. 1. Признаки ЭМГ, характерные работе мышц голени, бедра и спины в ходе приседания со штангой

Базовые признаки ЭМГ – это признаки, характерные для всех полученных ЭМГ.

Специфические признаки ЭМГ – это признаки, характеризующие индивидуальные особенности проявления базовых признаков ЭМГ.

На основании вышеизложенных признаков предлагается следующая классификация ЭМГ мышц голени, бедра и спины, полученных в ходе приседания со штангой с различными отягощениями.

1. ***Однофазная электромиограмма*** – характеризуется постепенным увеличением амплитудных и частотных параметров биоэлектрической активности до пикового значения и последующим постепенным уменьшением данных параметров. Данный тип ЭМГ указывает на отсутствие расслабления мышц в период перехода фазы сгибания к фазе разгибания (рис. 2).

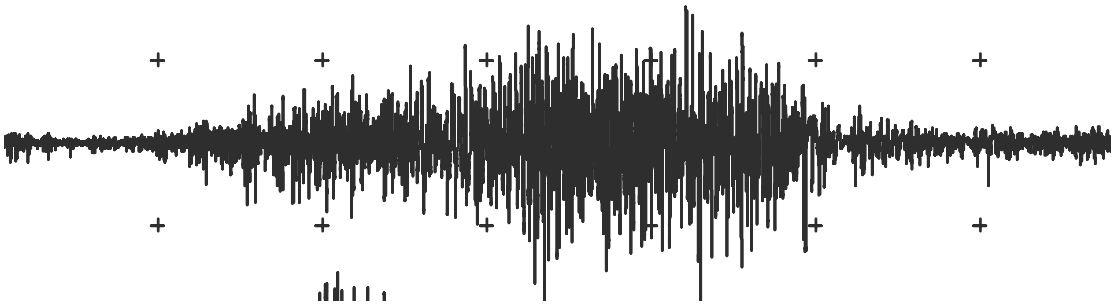

Рис. 2. Однофазная электромиограмма

2. ***Залповидная электромиограмма*** – характеризуется резким всплеском амплитудных и частотных параметров биоэлектрической активности в течение короткого времени в начале фазы разгибания, после чего следует стремительный спад данных параметров (рис. 3).

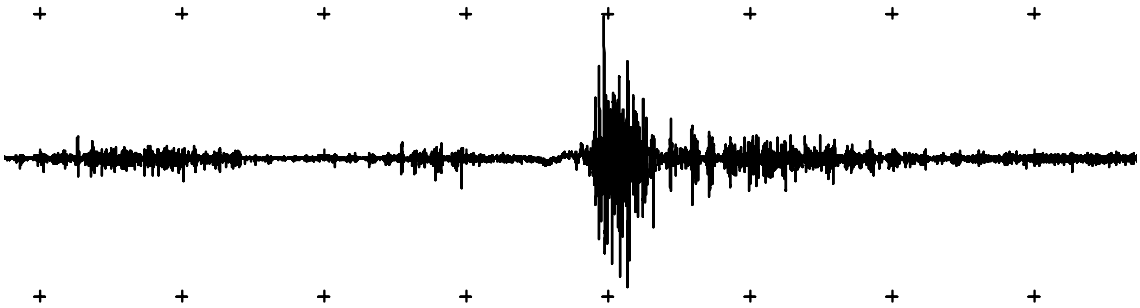

Рис. 3. Залповидная электромиограмма

3. ***Двухфазная электромиограмма*** – характеризуется проявлением двух постепенно нарастающих и снижающихся амплитудно-частотных пиков биоэлектрической активности. Данный тип ЭМГ указывает на расслабление мышц в период перехода фазы сгибания к фазе разгибания (рис. 4).

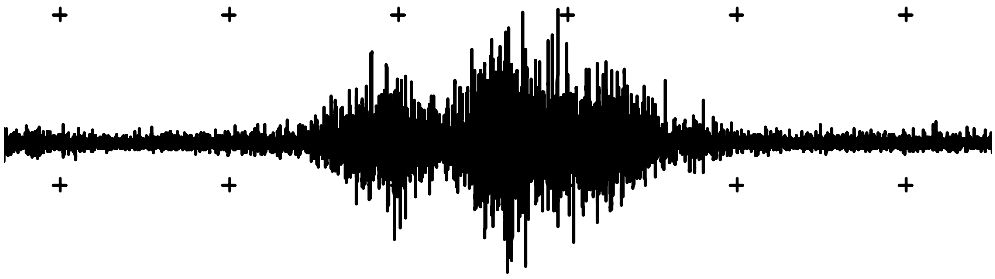

Рис. 4. Двухфазная электромиограмма

4. ***Электромиограмма стадии утомления*** – свидетельствует о снижении работоспособности скелетных мышц, может проявляться в виде выраженного тремора. Этот тип ЭМГ характеризуется наличием высокоамплитудных гиперсинхронных потенциалов, наслаивающихся на фоновую насыщенную ЭМГ и превышающих ее по амплитуде (рис. 5).

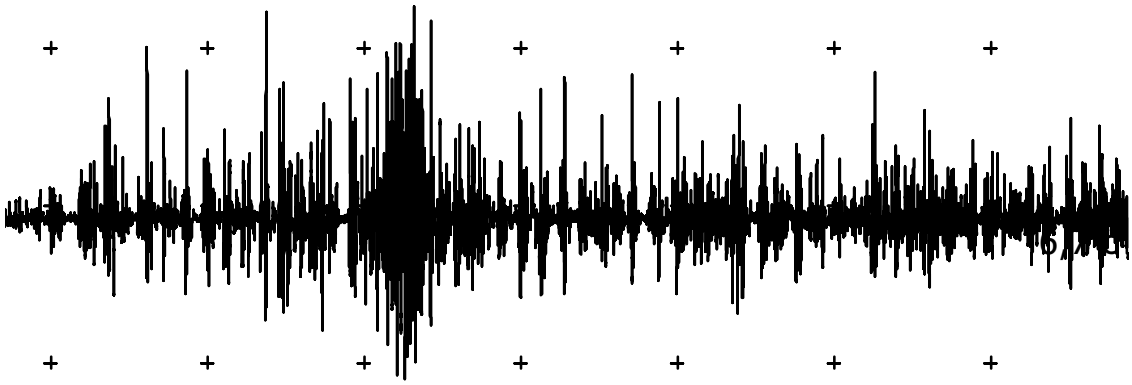

Рис. 5. Электромиограмма стадии утомления

5. ***Залповидная электромиограмма стадии утомления*** – характеризуется наличием высокоамплитудных гиперсинхронных потенциалов, наслаивающихся на короткий резкий всплеск биоэлектрической активности (рис. 6).

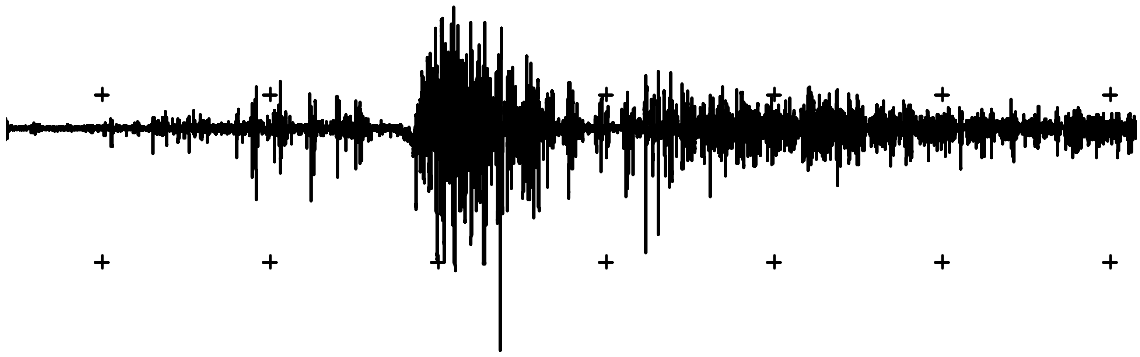

Рис. 6. Залповидная электромиограмма стадии утомления

На основе данной классификации была изучена феноменология изменения паттернов ЭМГ при выполнении приседания со штангой с отягощениями от 50% до 90%.

Изучение изменений феноменологии паттернов ЭМГ исследуемых мышечных групп позволяет установить, что уже с применения отягощений величиной 60% у 33% испытуемых на ЭМГ мышц голени проявляется высокоамплитудные гиперсинхронные потенциалы, свидетельствующие о недостаточной активности двигательных единиц, участвующих в выполнении двигательного действия. Снижение сократительной способности двигательных единиц компенсируется повышением уровня активности неравных центров и вовлечением в работу дополнительных двигательных единиц. Это приводит к гиперсинхронизации биоэлектрической активности. На ЭМГ это проявляется в виде высокоамплитудных гиперсинхронных потенциалов, наслаивающихся на фоновую насыщенную ЭМГ и превышающих ее по амплитуде. Это явление характерно лишь мышцам голени.

Гиперсинхронизация усиливается при увеличении веса штанги. При использовании отягощений величиной 90% у 78% испытуемых на паттерне ЭМГ отмечается проявление гиперсинхронных потенциалов, свидетельствующих о недостаточной сократительной способности мышц голени. Это означает, что данная группа мышц является наиболее слабой и в силу этого лимитирующей результат выполнения упражнения.

Работа мышц голени определяет взаимодействие стопы с опорой, играя важную роль в обеспечении удержание центра масс атлета в зоне эффективной опоры. Поэтому увеличение веса штанги изменяет положение центра масс системы атлет-штанга, что усложняет выполнение задачи сохранения позы, требуя проявления все больших усилий, поскольку нарушается координация (синхронизация) сокращений мышц антагонистов в результате одновременного сокращения других мышц.

Этот процесс обеспечивается широкой иррадиацией возбуждения в ЦНС и сопровождается обобщенным характером периферических реакций их генерализацией [1]. В этой связи утомление мышц голени может явиться причиной нарушения оптимальной позы и потери зоны эффективной опоры в процессе выполнения двигательного действия, что может привести к снижению спортивного результата.

В формировании позы человека существенную роль играют структуры подкорковых центров, спинного мозга. Однако ведущую роль играют моторные соматосенсорные и нижнетеменные зоны коры больших полушарий, являющиеся морфофункциональной основой системы внутреннего представления собственного тела и координат экстраперсонального пространства [2].

Функции ЦНС, направленные на сохранение положения тела (позы), отличаются высокой надежностью за счет координированной деятельности большого количества центров на основе принципа распределительной системы. В этой связи проблема сохранения оптимальной активной позы в ходе приседания со штангой заключается в активизации периферических механизмов коррекции позы, которую осуществляют вестибулярный и зрительный анализаторы, мышечная суставная и тактильная рецепции.

Поскольку приседание со штангой выполняется в опорных фазах без вращений, с сохранением постоянства дислокации относительно вертикальной оси, то коррекция позы осуществляется с большей долей участия мышечной рецепции, то есть кинестетических сигналов, информирующих мышцы через механизмы обратной афферентации о движении тела. При этом трансформация позной активности связана с изменением длины мышц, окружающих голеностопные суставы [2].

Реакция опоры возникает при раздражении телец Фатер-Паччини в области мякоти большого пальца, подошвы, пятки и является ведущим механизмом поддержания позы. Ранее установлено, что после длительных космических полетов космонавт удерживает вертикальную позу путем больших усилий, что выражается в высокой амплитуде ЭМГ [2]. Подобная ситуация характерна и для ЭМГ при приседании со штангой с около предельными отягощениями.

Несмотря на то, что в первом случае речь идет о статической устойчивости, а во втором – о нарушении динамических механизмов поддержания позы, в обоих случаях проблема сохранения позы выражается в проявлении высокоамплитудной ЭМГ и гиперсихронизированной ЭМГ. За счет одновременной тяги всех активных мышечных волокон происходит увеличение синхронизации двигательных единиц и увеличение силы сокращения мышцы. При этом длинные и толстые интрафузные волокна, связанные с наиболее толстыми и быстровозбуждающими афферентными нервными волокнами, информируют о динамическом компоненте движения [1]. Тогда как короткие и тонкие интрафузные волокна информируют о статическом компоненте, удерживаемой в данный момент длины мышцы. [1, 2, 6, 12].

Частота проприорецептивной импульсации возрастет с увеличением растяжения мышцы, а также при увеличении скорости ее растяжения. Тем самым центры информируются о скорости растяжения мышцы и ее длине. В свою очередь ЦНС может регулировать чувствительность проприорецепторов [1].

На паттерне ЭМГ мышц бедра и спины увеличение веса штанги отражается в увеличении доли однофазной ЭМГ, для которой характерно отсутствие периода расслабления мышц между фазами приседания и вставания и снижение доли двухфазной ЭМГ. Как правило, работа мышц с небольшой нагрузкой сопровождается редкой частотой нервных импульсов и вовлечением небольшого числа двигательных единиц, в результате чего регистрируется многофазные ЭМГ. Однако в случае значительных напряжений потенциалы действия мышц алгебраически суммируются, и возникает гиперсинхронизированная ЭМГ.

Преобладание однофазной ЭМГ над двухфазной ЭМГ отмечается в работе мышц спины уже с применения отягощений в 50%, а в работе мышц бедра – только с применения отягощений в 80%. При преодолении отягощений в 80% и более от максимума проявление двухфазной ЭМГ в работе мышц спины полностью исчезает и регистрируется только в работе мышц бедра у 23% испытуемых. Следовательно, чем выше отягощение, тем больше преобладание доли однофазной ЭМГ над двухфазной. В этой связи проявление двухфазной ЭМГ может характеризовать наличие более высокого сократительного потенциала. Согласно полученным результатам таким потенциалом обладают мышцы бедра.

Таким образом, увеличение отягощения приводит:

а) к постепенному преобразованию двухфазной ЭМГ мышц бедра в однофазную;

б) преобразование однофазной ЭМГ мышц голени в ЭМГ стадии утомления;

в) усиление преимущества однофазной ЭМГ мышц спины.

Изложенное выше позволяет построить модель преобразования паттерна ЭМГ в ответ на увеличение отягощения (рис. 7).

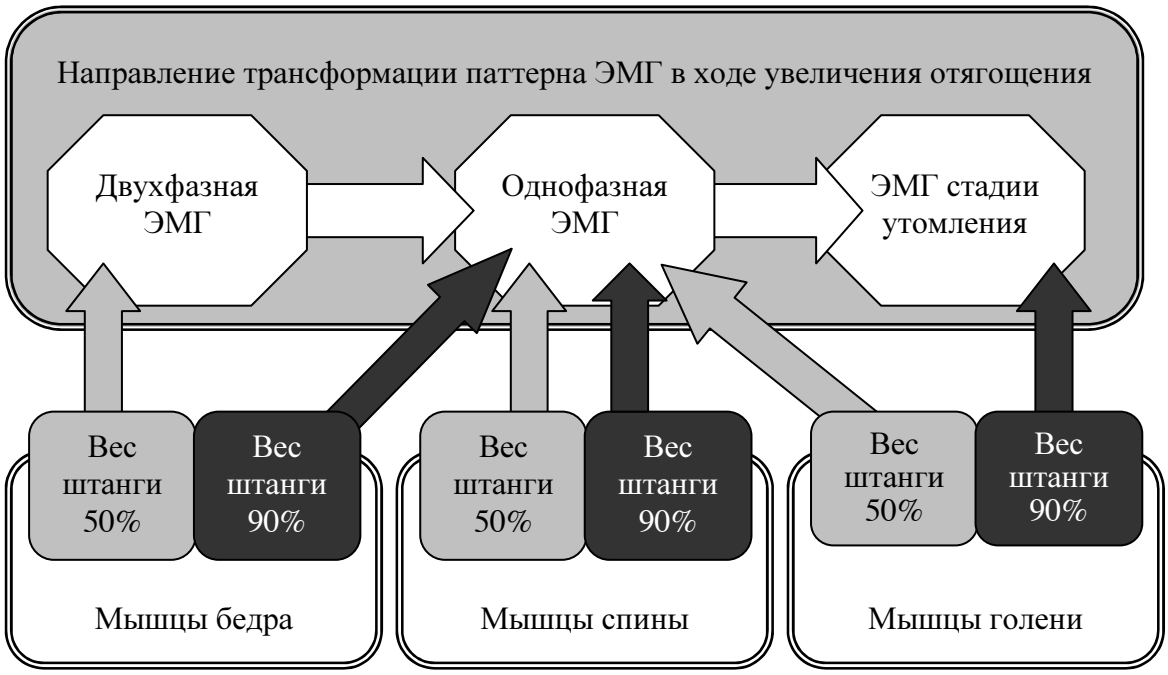

Рис. 7. Модель преобразования паттерна ЭМГ мышц бедра, голени и спины в ходе увеличения отягощения с 50% до 90%

Определение преобразований проводилось путем сопоставления доминантных паттернов, полученных при выполнении упражнения с отягощением 50% и 90% от максимального. Выбор отягощений был обоснован возможностью определения доминирования одного паттерна во всех исследуемых мышечных группах. Паттерн считался доминантным, если его проявление в исследуемой группе регистрировалось более, чем у 65% испытуемых.

Выявлено, что проявление доминирования характерно трем типам паттерна: двухфазной ЭМГ, однофазной ЭМГ и ЭМГ стадии утомления. При выполнении упражнения с отягощением 50% в исследуемых мышечных группах доминируют двухфазная и однофазная ЭМГ, а при выполнении упражнения с отягощением 90% доминируют однофазная ЭМГ и ЭМГ стадии утомления. При этом доминирование двухфазной ЭМГ характерно только мышцам бедра при преодолении отягощения в 50%, а доминирование ЭМГ стадии утомления характерно только мышцам голени при преодолении отягощения в 90%. Доминирование однофазной ЭМГ может быть характерно мышцам голени и спины при отягощении в 50% и мышцам бедра и спины при отягощении в 90%.

На основе выявленных тенденций изменения рисунка ЭМГ исследуемых мышц составлена цепь трансформации паттернов ЭМГ, характеризующая общее для всех мышечных групп направление трансформации. Так, двухфазная ЭМГ трансформируется в однофазную, а однофазная ЭМГ трансформироваться в ЭМГ стадии утомления (рис. 7). Выделенная цепь изменений паттерна ЭМГ характерна только для совокупности мышечных групп. Изменение паттерна каждой мышечной группы в нашем исследовании составляет лишь отдельное звено данной цепи.

Заключение

Изучение ЭМГ мышц голени, бедра и спины в ходе приседания со штангой с различными отягощениями позволило установить базовые и специфические признаки данных ЭМГ, а также классифицировать полученные паттерны на пять типов: однофазную ЭМГ, двухфазную ЭМГ, залповидную ЭМГ, ЭМГ стадии утомления и залповидную ЭМГ стадии утомления.

Установлены доминантные типы паттернов ЭМГ: доминирование двухфазной и однофазной ЭМГ проявляется при преодолении 50% отягощений, а доминирование однофазной ЭМГ и ЭМГ стадии утомления при использовании 90% отягощений.

Обоснована модель преобразования паттерна ЭМГ в процессе увеличения отягощения от 50% до 90%. В структуре предложенной модели определены общие тенденции изменения паттерна ЭМГ и тенденции изменения паттерна ЭМГ исследуемых мышечных групп. Общей тенденцией изменения паттерна является трансформация двухфазной ЭМГ в однофазную ЭМГ, а однофазной ЭМГ в ЭМГ стадии утомления.

Тенденциями изменения паттерна исследуемых мышечных групп являются:

– преобразование двухфазной ЭМГ мышц бедра в однофазную;

– преобразование однофазной ЭМГ мышц голени в ЭМГ стадии утомления;

– усиление преимущества однофазной ЭМГ мышц спины.

Наибольшим сократительным потенциалом при выполнении приседания со штангой обладают мышцы бедра, а наименьшим – мышцы голени.

Перспективным направлением совершенствования методики тренировки приседания со штангой в пауэрлифтинге является разработка методов совершенствования механизмов реализации позной активности данного двигательного действия.

Примечания:

1. Солодков А.С., Сологуб Е.Б. Физиология спорта: учеб. пособие. СПб., 1999. 231 с.
2. Аганянц Е.К., Бердичевская Е.М., Трембач А.Б. Очерки по физиологии спорта. Краснодар: Экоинвест, 2001. 204 с.
3. Козлов И.М. Электромиографическое исследование бега // Сборник трудов институтов физической культуры. М.: ФиС, 1966. С. 62-69.
4. Лапшин В.П., Серая Э.В., Савотченко А.М. Эффективность лечебной гимнастики и массажа по данным электромиограммы ЛФК и массаж // Медицинский массаж / РАСМИРБИ. 2002. № 1. С. 43-44.
5. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии. Иваново, 2003. 264 с.
6. Персон Р.С. Спинальные механизмы управления мышечным сокращением. М.: Наука, 1985. 184 с.
7. Ящанинас И.И. Электрическая активность скелетных мышц, свойства двигательных единиц у лиц различного возраста и их изменения под влиянием спортивной тренировки: автореф. дис. … д-ра пед. наук. Киев, 1983. 33 с.
8. Melchiorri G., Rainoldi A. Muscle fatigue induced by two different resistances: Elastic tubing versus weight machines // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011. No. 21. P. 954-959.
9. Козаров Д. Двигательные единицы скелетных мышц человека. Л.: Наука, 1983. 251 с.
10. Коц Я.М. Организация произвольного движения. М.: Наука, 1975. 248 с.
11. Кошелев С.Н. Биомеханика спортивных танцев. М., 2006. 140 с.
12. Персон Р.С. Электромиография в исследованиях человека. М.: Наука, 1969. 211 с.
13. Прянишникова О.А. Спортивная электронейромиография // Теория и практика физической культуры. 2005. № 9. С. 6.
14. Alessio G., Merletti R. Are the myoelectric manifestations of fatigue distributed regionally in the human medial gastrocnemius muscle? // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011. No. 21. P. 929-938.

References:

1. Solodkov A.S., Sologub E.B. Sports physiology: a manual. SPb., 1999. 231 p.
2. Aganyants E.K., Berdichevskaya E.M., Trembach A.B. Sketches on sports physiology. Krasnodar: Ekoinvest, 2001. 204 p.
3. Kozlov I.M. Electromyographic research of running // Collection of works of Physical culture institutes. M.: FiS, 1966. P. 62-69.
4. Lapshin V.P., Seraya E.V., Savotchenko A.M. Efficiency of curative gymnastics and massage according to electromyogramme of therapeutic physical training and massage // Medical massage / RASSMSISRBI. 2002. No. 1. P. 43-44.
5. Nikolaev S.G. Practical work on clinical electromyography. Ivanovo, 2003. 264 p.
6. Persons R.S. Spinal mechanisms of muscular contraction control. M.: Nauka, 1985. 184 p.
7. Yashchaninas I.I. Electric activity of skeletal muscles, characteristics of motor units of people of various ages and their change under the influence of sports training: Dissertation abstract for the Dr. of Pedagogy degree. Kiev, 1983. 33 p.
8. Melchiorri G., Rainoldi A. Muscle fatigue induced by two different resistances: Elastic tubing versus weight machines // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011. No. 21. P. 954-959.
9. Kozarov D. Motor units of skeletal muscles of a person. L.: Nauka, 1983. 251 p.
10. Kots Ya.M. Organization of voluntary movement. M.: Nauka, 1975. 248 p.
11. Koshelev S.N. Biomechanics of sports dances. M., 2006. 140 p.
12. Persons R.S. Electromiography in researches of a person. M.: Nauka, 1969. 211 p.
13. Pryanishnikova O.A. Sports electroneuromyography // Theory and practice of physical culture. 2005. No. 9. P. 6.
14. Alessio G., Merletti R. Are the myoelectric manifestations of fatigue distributed regionally in the human medial gastrocnemius muscle? // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011. No. 21. P. 929-938.

15. Eneida Yuri Suda. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball locking // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009. No. 19. P. 84-93.
16. Хедман Р. Спортивная физиология. М.: ФиС, 1980. 149 с.
17. Трембач А.Б. Характеристика электромиограммы двуглавой мышцы плеча у тяжелоатлетов при различном дозировании нагрузок // Теория и практика физической культуры. 2000. № 1. С. 20-22.
18. Deschamps Th., Murian A., Hug F. Reciprocal iming precision and central adaptations as a function of mechanical constraints // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011. No. 21. P. 968-973.

15. Eneida Yuri Suda. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball locking // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009. No. 19. P. 84-93.
16. Hedman R. Sports physiology. M.: FiS, 1980. 149 p.
17. Trembach A.B. Characteristics of the electromyogramme of the biceps muscle of arm of weight-lifters at various graduated weight bearing // Theory and practice of physical culture. 2000. No. 1. P. 20-22.
18. Deschamps Th., Murian A., Hug F. Reciprocal iming precision and central adaptations as a function of mechanical constraints // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011. No. 21. P. 968-973.