

УДК 612:796.012.1

**ОСОБЕННОСТИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ
АКТИВНОСТИ МЫШЦ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ
ТОЧНОСТИ ДОЗИРОВАННЫХ УСИЛИЙ
У СПОРТСМЕНОВ**

А.В. Илларионова

Томский государственный университет

E-mail: alexa.il@yandex.ru

Илларионова Александра Владимировна, аспирант кафедры физиологии человека и животных Института биологии Томского государственного университета.
E-mail: alexa.il@yandex.ru
Область научных интересов: спортивная физиология, межмышечная и внутримышечная координация

Исследовалась биоэлектрическая активность мышц в ходе оценки точности дозированных усилий у спортсменов как фактора межмышечной координации. Исследование точности дозированных усилий выполнялось на многофункциональном аппарате «HUBER». Было сформировано две группы исследуемых: группа (кандидаты в мастера спорта по лыжам) и контрольная (группа мужчин, не занимающихся спортом). Полученные результаты

позволяют предполагать, что важным фактором развития координационных способностей у квалифицированных спортсменов является формирование межмышечной координации, что проявляется в способности дозировать мышечные усилия и распределять нагрузку между мышцами при выполнении сложнокоординированных действий. Наряду с этим было отмечено, что в обеих группах точность воспроизведения тестового усилия снижается от положения А к положению В, что сопровождается увеличением числа многофазных электромиограмм (ЭМГ) и снижением числа электромиограмм с наличием высокоамплитудных гиперсинхронных потенциалов. Это может быть обусловлено снижением прилагаемых усилий в результате утомления.

Ключевые слова:

Биоэлектрическая активность, дозированные усилия, координация, спортсмены.

Важнейшей особенностью сложной динамической системы, к которой относится двигательная, является гибкость отношений между ее элементами. Одна и та же двигательная задача может быть реализована целым рядом внутренних состояний двигательной системы, способных варьироваться в некоторых границах. Рассматривая систему любого движения, можно выделить множество элементов, теснейшим образом взаимодействующих между собой. С одной стороны, элементы в результате взаимодействия порождают новые системные свойства и способствуют совершенствованию движения. С другой стороны, неизбежны и внутренние взаимные помехи.

Сложность заключается в межмышечной координации, предъявляющей высокие требования в отношении точного согласования времени начала и окончания мышечных усилий, их величины, быстроты нарастания и спада. Поэтому развитие именно координационных способностей может рассматриваться как одна из главных составляющих формирования спортивного мастерства в большинстве видов спорта.

Говоря о координации движений спортсмена, следует прежде всего иметь в виду не сами движения, т. е. относительное перемещение звеньев тела, а упорядочивание внешних и внутренних по отношению к телу человека сил, возникающих при решении двигательной задачи [1]. Одним из методов совершенствования координационных способностей спортсменов является развитие точности восприятия и воспроизведения проявляемых собственных усилий при решении двигательных заданий различной направленности.

Многообразие движений, осуществляемых в процессе двигательной деятельности, предопределяет необходимость поиска объективных методов, оценки качественных характеристик движения с учетом их координационной сложности [2, 3]. Учитывая, что применение упражнений с акцентом на точность их выполнения по параметрам времени, пространства и особенно усилий, является эффективным средством контроля и совершенствования координационной

функции, представляет интерес использование аппарата HUBER, позволяющего в интегрированном виде количественно оценивать названные показатели [1].

Применение современных электромиографов с возможностью компьютерной обработки данных, позволяет изучать работу скелетной мускулатуры в условиях спортивной тренировки, а также определять проявление физических способностей спортсмена в процессе реализации специальных двигательных навыков [4].

Целью нашей работы является исследование биоэлектрической активности мышц в ходе оценки точности дозированных усилий у спортсменов как фактора межмышечной координации.

Материалы и методы

Исследование биоэлектрической активности мышц при выполнении тестовых заданий на координацию выполнялось на многофункциональном аппарате HUBER. Аппарат представляет собой моторизованную подвижную платформу, соединенную с вертикальной динамической колонной, в которую встроены: многосекторные рукояти, содержащие сенсоры для измерения прикладываемого усилия; интерактивный дисплей для осуществления обратной связи с обследуемым и саморегулирования двигательной активности относительно различных групп мышц, участвующих в выполняемом движении непосредственно во время движения; координационное табло для измерения степени синхронизации (координации) двигательной активности мышц правой и левой сторон тела пациента при выполнении движения [5].

Исследование осуществлялось путем регистрации в ходе тестирования на вращающейся платформе тренажера HUBER поверхностной ЭМГ мышц, участвующих в выполнении каждого упражнения, с помощью электромиографа BTS FREEMG 300 компании BTS Bioengineering.

Было сформировано две группы исследуемых. Основная группа – кандидаты в мастера спорта по лыжам (10 мужчин 19–26 лет) как представители одного из видов спорта, где координация играет важную роль в достижении результата. Контрольная – группа мужчин, не занимающихся спортом (10 мужчин 20–26 лет).

Испытуемым предлагалось выполнить тестовое задание: находясь на неподвижной платформе в определенной позиции (перечислены ниже), произвести верхними конечностями давление и тягу на силоизмерительные элементы устройства, приложив при этом максимальную силу. Полученные тестирующие (эталонные) усилия затем необходимо было воспроизвести в том же положении, но уже при вращении опорной платформы (скорость и амплитуда вращения – 50 % от максимальной). При этом во время вращения платформы использовался элемент обратной связи о точности выполнения задания через визуальную цветовую информацию, которая поступала с координационного табло аппарата.

Результаты в каждом отдельном тесте, зафиксированные для левой и правой руки, в дальнейшем суммировались, рассчитывались средние показатели для каждого человека, а затем на основе анализа индивидуальных средних – средний показатель для участников группы.

Тестирование испытуемых проводилось на платформе в двух основных позициях:

А – ноги параллельно, руки параллельно.

В – руки параллельно, правая нога далеко позади левой.

В каждой из позиций тестирование проводилось дважды: с осуществлением давления на силоизмерительные элементы устройства и с осуществлением их тяги. Помимо этого, были заданы следующие временные параметры выполнения тестовых упражнений: 4 подхода по 10 секунд с перерывом между подходами в 5 секунд на одно упражнение.

Главным критерием уровня развития координационных возможностей исследуемых была их способность воспроизводить тестовое (эталонное) усилие в условиях движения опоры со скоростью и амплитудой 50 % от максимальной (20 об/мин, наклон платформы до 5°). При этом в качестве основных анализируемых параметров ЭМГ использовались следующие: максимальная амплитуда сигнала при измерении ее от пика до пика, частота сигнала, согласованность в работе различных мышечных групп.

Результаты и обсуждение

Общие закономерности изменения биоэлектрической активности зависят от нагрузки, которую испытывает мышца: чем больше проявление силы, тем выше частота пиков и амплитуда ЭМГ [4]. Визуальный анализ ЭМГ, полученных при исследовании заданий, выполненных на тренажере HUBER, 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 [6] для анализа спортивных движений.

Были выявлены следующие признаки, характеризующие полученные нами ЭМГ. Во-первых, при развитии изометрического мышечного напряжения и поддержании его на достигнутом уровне значения амплитуды и частоты ЭМГ зависят от величины статического усилия. Наиболее высокие значения отмечаются при максимальном мышечном напряжении.

Во-вторых, биоэлектрическая активность для обеспечения поддержания поз в период отдыха между подходами характеризуется относительно небольшими по амплитуде потенциалами действия и умеренной частотой их импульсации. Величина амплитуды и частоты разрядов зависит от степени напряжения мышцы, участвующей в поддержании той или иной позы. Наибольшая амплитуда в основном наблюдается в мышцах нижних конечностей, несущих основную нагрузку при сохранении вертикальной позы [6].

В-третьих, существуют специфические признаки ЭМГ, характеризующие индивидуальные особенности проявления первого и второго признака. К ним в нашем случае можно отнести следующие: залповидность, равномерность и многофазность ЭМГ, а также ее гиперсинхронизация [4].

На основании вышеизложенных признаков нами были выделены следующие варианты паттернов ЭМГ, полученных в ходе выполнения упражнений на тренажере HUBER:

1. Равномерная ЭМГ, характеризующаяся постепенным увеличением амплитудных и частотных параметров биоэлектрической активности до определенного относительно стабильного значения, удержанием его в течение определенного времени и последующим постепенным уменьшением вышеперечисленных параметров.
2. ЭМГ, характеризующаяся сохранением постоянного напряжения мышц как в периоды выполнения упражнения, так и между подходами.
3. Многофазная ЭМГ, характеризующаяся наличием нескольких постепенно нарастающих и снижающихся амплитудно-частотных пиков биоэлектрической активности. Данный тип ЭМГ указывает на наличие периодов расслабления мышц во время выполнения статической работы.
4. Залповидная ЭМГ, характеризующаяся резким всплеском амплитудных и частотных параметров биоэлектрической активности в течение короткого времени в начале фазы напряжения, после чего следует стремительный спад данных параметров.
5. ЭМГ стадии утомления, характеризующаяся наличием высокоамплитудных гиперсинхронных потенциалов, наслаивающихся на фоновую насыщенную ЭМГ и превышающих ее по амплитуде, что свидетельствует о снижении работоспособности скелетных мышц и может проявляться в виде выраженного тремора.

При изометрической нагрузке в связи со спецификой упражнений все мышечные группы вовлекаются в их выполнение одновременно. При этом наблюдаются различные вариации относительно согласованности фаз напряжения и расслабления мышц [6].

Наиболее часто встречающимся во время выполнения тестовых заданий паттерном ЭМГ в группе спортсменов оказалась многофазная ЭМГ, свидетельствующая о не предельном для организма характере нагрузки и возможности ее дальнейшего увеличения. При этом в группе спортсменов наблюдается тенденция к одновременному вовлечению в работу всех участвующих в движении мышц и синхронному достижению пиковых значений амплитудных и частотных параметров ЭМГ.

Для контрольной группы нетренированных людей наиболее характерным паттерном ЭМГ является ЭМГ стадии утомления, содержащая большое число высокоамплитудных гиперсинхронных потенциалов, наслаивающихся на фоновую насыщенную ЭМГ. Следовательно, основным препятствием в достижении лучшего результата в контрольной группе является слабо развитая (особенно в плане силовой выносливости) скелетная мускулатура, напряжение ко-

торой приводит к более быстрому (по сравнению с группой спортсменов) утомлению, а также препятствует установлению согласованного взаимодействия между мышечными группами, участвующими в работе.

Наибольшее число паттернов с признаками утомления (наличием гиперсинхронных потенциалов) зафиксировано при прохождении первого (в обеих группах) и второго (в основном у нетренированных людей) тестового задания, причем к четвертому заданию их количество уменьшается. В четвертом упражнении у всех исследуемых преобладают многофазные ЭМГ, а работа мышц наиболее синхронна (особенно в группе спортсменов). При этом в обеих группах (у нетренированных людей – в большей, у спортсменов – в меньшей степени (см. табл. 1, 2)) к четвертому заданию наблюдается увеличение разницы между эталонным значением (усилием, показанным на стабильной платформе) и воспроизведенным значением (средним усилием, показанным на вращающейся платформе в течение заданного времени) (рис. 1, 2), а также снижение средней длительности воспроизведения усилия (рис. 3).

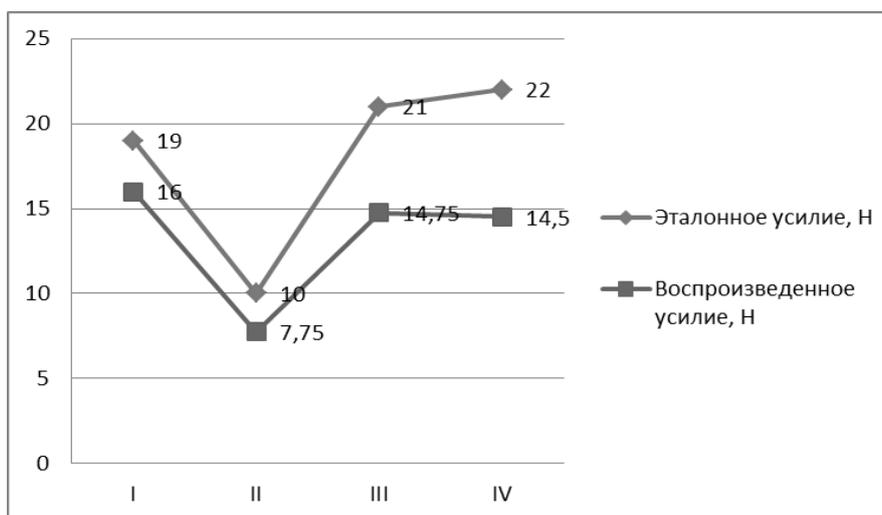


Рис. 1. Соответствие воспроизведенных спортсменами усилий эталонным значениям

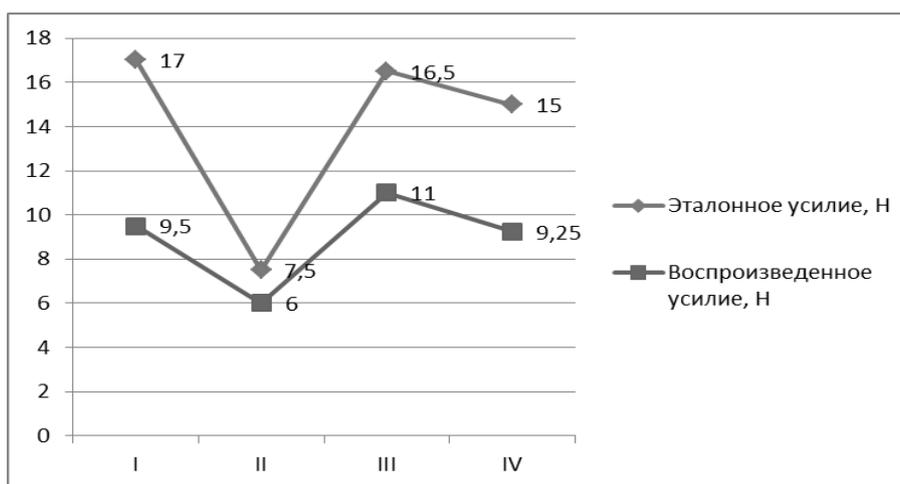


Рис. 2. Соответствие воспроизведенных нетренированными лицами усилий эталонным значениям

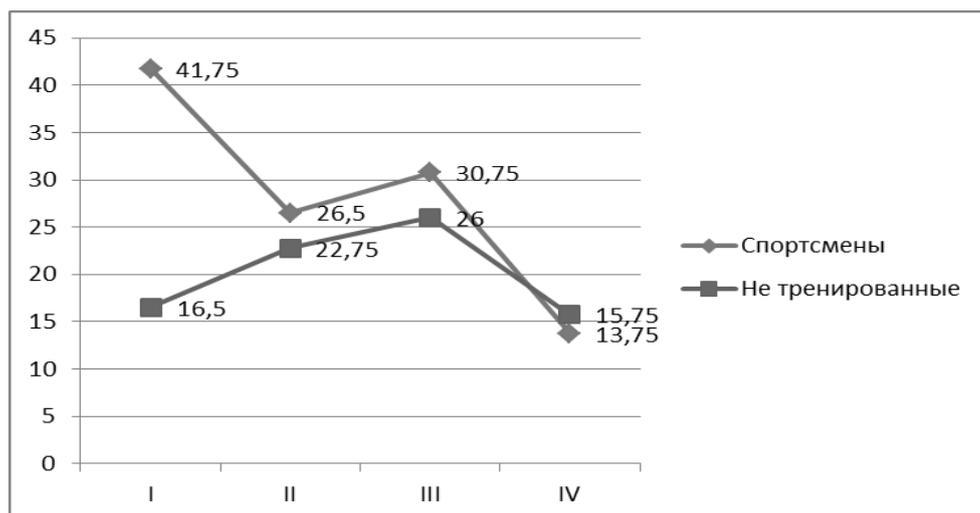


Рис. 3. Средняя длительность воспроизведения эталонного усилия за время теста на вращающейся платформе, показанная спортсменами и нетренированными лицами из различных позиций (в % от общего времени теста)

Предположительно это связано с тем, что гиперсинхронные потенциалы возникают при напряженной работе в результате суммации потенциалов действия большого количества синхронизированных двигательных единиц. А работа мышц с небольшой нагрузкой сопровождается редкой частотой нервных импульсов и вовлечением небольшого числа двигательных единиц, в результате чего регистрируется многофазные ЭМГ [4]. Таким образом, по мере накопления усталости исследуемые продолжали показывать хорошее эталонное усилие, однако воспроизвести его им было уже сложнее. При этом стремление показать максимальное усилие снижалось, что и привело к менее удовлетворительным по сравнению с предыдущими упражнениями результатам.

В ходе анализа полученных данных выявлено, что среднее усилие, а также длительность воспроизведения эталонного усилия, показанные спортсменами при выполнении задания на вращающейся платформе, превышают аналогичные показатели контрольной группы почти в 2 раза (табл. 1– 3).

Таблица 1. Среднее усилие, показанное спортсменами ($n = 10$) во время теста на вращающейся платформе из различных позиций

Упражнение	Среднее усилие, Н								
	Жим			Тяга			Жим+Тяга		
	Эталонный результат	Воспроизведенный результат	Изменение, %	Эталонный результат	Воспроизведенный результат	Изменение, %	Эталонный результат	Воспроизведенный результат	Изменение, %
А	19	16,00	-18,75%	10	7,75	-29,03%	15	11,9	-22,11%
В	21	14,75	-42,37%	22	14,5	-51,72%	22	14,6	-47,01%
Средний показатель для группы	20	15,38*	-30,56%	16	11,13*	-40,38%	18	13,3*	-34,56%

* – достоверность различий с эталонным результатом, $p < 0,05$

Таблица 2. Среднее усилие, показанное нетренированными лицами ($n = 10$) во время теста на вращающейся платформе из различных позиций

Упражнение	Среднее усилие, Н								
	Жим			Тяга			Жим+Тяга		
	Эталонный результат	Воспроизведенный результат	Изменение, %	Эталонный результат	Воспроизведенный результат	Изменение, %	Эталонный результат	Воспроизведенный результат	Изменение, %
А	17	9,5	-78,95%	7,5	6	-25,00%	12,3	7,75	-58,06%
В	17	11	-50,00%	15	9,25	-62,16%	15,8	10,13	-55,56%
Средний показатель для группы	17#	10,25*#	-64,47%	11,3#	7,63*#	-43,58%	14#	8,94*#	-56,81%

* – достоверность различий с эталонным результатом, $p < 0,05$ # – достоверность различий с группой спортсменов (табл. 1), $p < 0,05$ **Таблица 3.** Средняя длительность воспроизведения эталонного усилия за время теста на вращающейся платформе, показанная спортсменами и нетренированными лицами из различных позиций

Упражнение	Средняя длительность воспроизведения тестового усилия за время теста, %					
	Спортсмены			Нетренированные		
	Жим	Тяга	Средний показатель «Жим+Тяга»	Жим	Тяга	Средний показатель «Жим+Тяга»
А	41,75	26,50	34,13	16,50	22,75	19,63
В	30,75	13,75	22,25	26,00	15,75	20,88
Средний показатель для группы	36,25	20,13	28,19	21,25*	19,25*	20,25*

* – достоверность различий между группами, $p < 0,05$

Заключение

Одним из факторов развития координационных способностей у квалифицированных спортсменов является формирование межмышечной координации, что проявляется в способности дозировать мышечные усилия при выполнении сложнокоординированных действий. Исследование биоэлектрической активности мышц при выполнении оценки способности спортсменов воспроизводить дозированные усилия на аппарате HUBER позволило выявить сильные стороны подготовленности спортсменов, за счет которых достигается нужный результат, а также те элементы, на совершенствование которых стоит обратить внимание.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Шинкарук О. Контроль и совершенствование координационных способностей квалифицированных спортсменов с использованием аппарата Huber / О. Шинкарук, В. Гамалий, А. Жирнов // Наука в олимпийском спорте. – 2008. – № 1. – С. 127–134.
2. Капилевич Л.В. Физиологический контроль технической подготовленности спортсменов // Теория и практика физической культуры. – 2010. – № 11. – С. 12–15.

3. Карпеев А.Г. Критерии оценки двигательной координации спортивных действий // Вестник Томского государственного университета. – 2008. – № 312. – С. 169–173.
4. Чермит К.Д. Классификация биоэлектрической активности мышц при выполнении приседания со штангой в пауэрлифтинге / К.Д. Чермит, А.Г. Заболотный, А.В. Шаханова, А.А. Тхагова // Вестник Адыгейского государственного университета. Серия 4: Естественно-математические и технические науки. – 2012. – № 1. – С. 76–85.
5. Опыт применения механо-терапевтического комплекса «HUBER» в лечении пациентов с патологией позвоночника. – URL: <http://www.lpg-club.ru/articles/patologie> (дата обращения: 20.03.2014).
6. Прянишникова О.А. Спортивная электронеуромиография // Теория и практика физической культуры. – 2005. – № 9. – С. 6.

Поступила 10.11.2014.