

Кичайкина, Н.Б. Периферические механизмы организации движения в изучении техники приседания со штангой в пауэрлифтинге /Н.Б. Кичайкина, А.В. Самсонова, Г.А. Самсонов //Труды кафедры биомеханики Университета им. П.Ф. Лесгафта.- Вып. 5.– СПб, 2011.- С. 42-65.

ПЕРИФЕРИЧЕСКИЕ МЕХАНИЗМЫ ОРГАНИЗАЦИИ ДВИЖЕНИЯ В ИЗУЧЕНИИ ТЕХНИКИ ПРИСЕДАНИЯ СО ШТАНГОЙ В ПАУЭР-ЛИФТИНГЕ

Н.Б.Кичайкина

к.б.н., профессор кафедры биомеханики НГУ им. П.Ф.Лесгафта, Санкт-Петербург

А.В.Самсонова, д.п.н., заведующая кафедрой биомеханики НГУ им. П.Ф.Лесгафта, Санкт-Петербург

Г.А.Самсонов, студент IV курса НГУ им. П.Ф.Лесгафта, Санкт-Петербург.

ВВЕДЕНИЕ

Данная работа является продолжением и развитием нашего предыдущего исследования техники приседания со штангой в пауэрлифтинге [3].

Мы отмечали, что как в отечественной, так и в зарубежной литературе весьма немногочисленные рекомендации по технике приседания со штангой представлены на уровне эмпирических данных. В литературных источниках слабо изучен вопрос о биомеханических условиях реализации предлагаемых параметров техники (да и сами эти параметры рассматриваются, в основном, на качественном, а не количественном уровне). Практически не исследовались требования к силовым и скоростным характеристикам мышц, к режимам и закономерностям их взаимодействия, обеспечивающим требуемые параметры движения биосистемы «атлет-штанга».

В своей работе мы отошли от традиционного пути исследования техники спортивных движений, основанного на регистрации, расчете и анализе кинематических и/или динамических характеристик изучаемого двигательного действия. Кинематические и динамические показатели техники характеризуют уже выполненное движение (или часть его). Нам же было интересно отследить внутренние процессы и закономерности организации и построения движения, отвечающего требованиям решения двигательной задачи. Эти соображения позволили нам выдвинуть **гипотезу** о том, что выбранные в качестве исходных для анализа техники приседания со штангой морфометрические и скоростно-силовые характеристики

мышц являются более информативными показателями эффективности техники, чем отдельные кинематические и динамические характеристики.

Цель нашего исследования состояла в том, чтобы выявить и систематизировать закономерности взаимосвязи активности мышц бицепси нижних конечностей (как мышечных синергий) с периферическими факторами организации движения.

Задачи исследования:

1. Рассчитать* нагрузочные моменты относительно центров вращения в суставах бицепси нижних конечностей при различных вариантах техники приседания со штангой.
2. Рассчитать* и систематизировать данные об основных морфометрических (длина мышцы, плечо ее силы тяги) и скоростно-силовых характеристиках мышечного обеспечения движения бицепси нижних конечностей.
3. Проанализировать согласование мышечной активности исследуемых мышц с биомеханическими условиями ее реализации (периферическими факторами организации движения).
4. Исследовать механизмы организации внутреннего силового поля как средства противодействия внешней нагрузке

**Примечание: все расчеты проводились на основе индивидуальных констант мышечной геометрии аппарата движения атлета.*

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ:

1. Видеосъемка.
2. Метод морфометрии.
3. Метод электромиографии.

Методы исследования подробно изложены в нашей предыдущей работе [3].

В настоящем исследовании была зарегистрирована электрическая активность следующих мышц:

1. Большой ягодичной.
2. Прямой бедра.
3. Двуглавой бедра.
4. Латеральной широкой бедра.
5. Полусухожильной.
6. Передней большеберцовой.
7. Икроножной.
8. Камбаловидной.

ОРГАНИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

В исследовании принимали участие высококвалифицированные пауэрлифтеры А.М. (МСМК), А.Б.(МС) и И.Е.(КМС). Они выпол-

нили приседание со штангой весом 60% и 80% от максимального веса, используя следующие три варианта техники:

1. Привычная техника приседания.
2. Приседание в более глубокий присед.
3. Приседание с разной по ширине постановкой стоп (с шагом 10 см).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Подъем со штангой на плечах из **нижней точки (НТ)** приседа до **мертвой точки (МТ)** является наиболее сложной для организации и выполнения фазой целостного движения. Поэтому мы сосредоточили внимание на изучении организации движения и биомеханических условиях его выполнения именно этой фазы.

1. Внешние нагрузочные моменты относительно центров вращения в суставах биоцепи нижних конечностей.

Согласно изложенной ранее методике [3], были рассчитаны внешние нагрузочные моменты относительно центров вращения в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах.

Эти данные для исследуемых атлетов при разных технических вариантах выполнения движения представлены в таблицах 1,2,3. Напомним, что внешние нагрузочные моменты в НТ приседа должны уравниваться, а затем преодолеваться суставными моментами мышц, перекрывающих суставы биоцепи нижних конечностей. Данные таблиц 1,2,3 позволяют нам хоть и косвенно, но количественно оценить степень нагрузки на мышцы биоцепи нижних конечностей. При 80% нагрузке и привычной технике приседания у атлетов А.М и И.Е. наибольшая нагрузка приходится на мышцы тазобедренного сустава, а у атлета А.Б. на мышцы коленного сустава. Вероятно, выбор позы в НТ приседа в значительной степени определяется соотношением силовых возможностей мышц ног и спины.

Мы исследовали высококвалифицированных спортсменов с уже «поставленной» техникой, которую мы обозначили как «привычную». Эта техника вырабатывалась в учебно-тренировочном процессе, как правило, эмпирическим путем, и определялась, главным образом, соотношением силовых возможностей мышц, обслуживающих то или иное сочленение. При разном пространственном положении звеньев тела (разных межзвенных углах) степень нагрузки на мышцы того или иного сочленения определяется величиной плеч сил тяжести штанги и звеньев тела (прежде всего туловища) относительно центров вращения в суставах. В замкнутой кинематической цепи (коей являются нижние конечности пауэрлифтера) возможно лишь содружественное изменение межзвенных углов. Поэтому достигнуть такого пространственного положения звеньев тела

(через межзвенные углы), при котором имела бы место минимизация всех плеч сил тяжести, а, следовательно, и всех внешних нагрузочных моментов относительно суставов биоцепи нижних конечностей, практически невозможно.

При разных вариантах соотношения межзвенных углов биоцепи нижних конечностей происходит в разной степени перераспределение нагрузочных моментов относительно центров вращения в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах, а, следовательно, и степень нагрузки на соответствующие мышечные группы.

Даже для привычной техники приседания не наблюдается какой-то единой позы (пространственного положения звеньев тела) в нижней точке приседа. При всех вариантах техники приседания имеет место некая зона мгновенных поз, определяемая диапазоном изменения межзвенных углов, в пределах которого должны выполняться два основных биомеханических условия: выдержаны оптимальные соотношения биомеханических факторов (длина мышцы и плечо ее силы тяги), формирующий системный показатель действия биоцепи – суставной мышечный момент и выдержана достаточная степень устойчивости равновесия биомеханической системы «атлет-штанга».

В таблицах 4-9 представлены биомеханические показатели разных вариантов техники приседания со штангой с различной нагрузкой у исследованных атлетов. Эти показатели позволяют сделать некоторые выводы. При подъеме из нижней точки приседа до мертвой точки у всех атлетов во всем диапазоне изменения межзвенных углов для односуставных мышц наблюдается, как правило, явление взаимокompенсации двух основных факторов, обуславливающих мышечный момент – длины мышцы и плеча ее силы тяги. Уменьшение длины мышцы согласно зависимости «длина-сила» снижает силу ее тяги, сопровождается увеличением ее плеча относительно центра вращения в суставе, поэтому мышечный момент в сочленении характеризуется относительным постоянством или равномерностью изменения. Для двусуставных мышц в динамике морфометрических показателей (длина, плечо силы тяги мышцы) как функций межзвенных углов наблюдаются более сложные взаимоотношения. Уменьшение плеча силы тяги (а, следовательно, и мышечного момента) в одном сочленении сопровождается увеличением этого параметра относительно другого сустава, что в итоге обеспечивает механическую и функциональную целесообразность взаимодействия мышечных тяг в биоцепи для решения двигательной задачи.

Таблица 1.

Значения плеч сил тяжести и внешних нагрузочных моментов относительно центров вращения в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах у атлета А.М.

	Масса, кг	106	Вес штанги, Н		1200	1600		
Вес звеньев, Н	Голова	74,2	Масса штанги, кг		120	160		
	Туловище	455,8	Ширина постановки стоп, см	47	57	67		
	Руки	63,6						
	Бедро	127,2						
	Голень	53						
Значения плеч сил тяжести штанги и звеньев тела относительно тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, м	Варианты техники приседания со штангой на плечах							
	Вес штанги 1200Н				Вес штанги 1600Н			
	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см
	1	2	3	4	5	6	7	8
Тазобедренный сустав	1	2	3	4	5	6	7	8
Штанга	0,09	0,17	0,18	0,22	0,21	0,16	0,17	0,17
Голова	0,32	0,33	0,34	0,39	0,37	0,37	0,39	0,40
Руки	0,06	0,08	0,10	0,10	0,10	0,11	0,08	0,11
Туловище	0,14	0,14	0,16	0,17	0,16	0,16	0,18	0,18
Коленный сустав	1	2	3	4	5	6	7	8
Штанга	0,24	0,18	0,16	0,11	0,15	0,18	0,18	0,17
Голова	0,01	0,02	0,00	0,06	0,01	0,03	0,04	0,06
Руки	0,27	0,27	0,24	0,23	0,27	0,23	0,27	0,22
Туловище	0,19	0,22	0,17	0,15	0,20	0,18	0,17	0,16
Бедро	0,22	0,22	0,23	0,23	0,23	0,22	0,23	0,23
Голеностопный сустав	1	2	3	4	5	6	7	8
Штанга	0,03	0,10	0,10	0,13	0,09	0,05	0,07	0,08
Голова	0,26	0,26	0,26	0,30	0,25	0,26	0,30	0,31
Руки	0,01	0,01	0,02	0,01	0,02	0,00	0,01	0,03
Туловище	0,08	0,07	0,09	0,09	0,04	0,05	0,08	0,09
Бедро	0,05	0,06	0,03	0,01	0,01	0,01	0,02	0,02
Голень	0,16	0,18	0,16	0,15	0,15	0,15	0,16	0,15
Значения (по модулю) внешних нагрузочных моментов (Н*м) относительно:								
Тазобедренного сустава	102,8	146,7	161,9	188,2	217,3	178,1	191,1	193,1
Коленного сустава	228,4	204	175,8	141,4	212,5	226,6	228,7	206,2
Голеностопного сустава	61,46	100,4	103	118,7	95,77	73,98	96,25	110,2

Таблица 2.

Значения плеч сил тяжести и внешних нагрузочных моментов относительно центров вращения в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах у атлета А.Б.

	Масса, кг	84	Вес штанги, Н			1200	1600		
Вес звеньев, Н	Голова	58,8	Ширина постановки стоп, см						
	Туловище	361,2				38	48	58	
	Руки	50,4							
	Бедро	100,8							
	Голень	42							
Значения плеч сил тяжести штанги и звеньев тела относительно тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, м	Варианты техники приседания со штангой на плечах								
	Вес штанги 1200Н				Вес штанги 1600Н				
	<i>привычный присед</i>	<i>низкий присед</i>	<i>ширина постановки стоп 48 см</i>	<i>ширина постановки стоп 58 см</i>	<i>привычный присед</i>	<i>низкий присед</i>	<i>ширина постановки стоп 48 см</i>	<i>ширина постановки стоп 58 см</i>	
	1	2	3	4	6	7	9	10	
	Тазобедренный сустав	1	2	3	4	6	7	9	10
	<i>Штанга</i>	0,14	0,13	0,18	0,15	0,12	0,11	0,09	0,18
	<i>Голова</i>	0,29	0,28	0,27	0,30	0,26	0,27	0,25	0,31
	<i>Руки</i>	0,08	0,05	0,08	0,05	0,00	0,02	0,00	0,04
	<i>Туловище</i>	0,13	0,12	0,13	0,13	0,11	0,13	0,12	0,14
	Коленный сустав	1	2	3	4	6	7	9	10
<i>Штанга</i>	0,21	0,22	0,17	0,22	0,24	0,26	0,27	0,19	
<i>Голова</i>	0,06	0,07	0,08	0,06	0,10	0,10	0,11	0,06	
<i>Руки</i>	0,27	0,30	0,27	0,32	0,36	0,34	0,36	0,33	
<i>Туловище</i>	0,22	0,23	0,22	0,23	0,25	0,24	0,25	0,23	
<i>Бедро</i>	0,21	0,21	0,21	0,22	0,22	0,22	0,21	0,22	
Голеностопный сустав	1	2	3	4	6	7	9	10	
<i>Штанга</i>	0,09	0,05	0,10	0,04	0,03	0,03	0,02	0,08	
<i>Голова</i>	0,24	0,21	0,19	0,20	0,17	0,18	0,18	0,21	
<i>Руки</i>	0,02	0,02	0,00	0,06	0,08	0,06	0,08	0,05	
<i>Туловище</i>	0,08	0,05	0,04	0,03	0,02	0,05	0,04	0,04	
<i>Бедро</i>	0,09	0,06	0,06	0,04	0,05	0,06	0,07	0,05	
<i>Голень</i>	0,19	0,17	0,17	0,16	0,16	0,17	0,18	0,18	
<i>Значения (по модулю) внешних нагрузочных моментов (Н*м) относительно:</i>									
<i>Тазобедренного сустава</i>	118,1	110,2	141,7	123,1	122,4	120,1	104,9	178,2	
<i>Коленного сустава</i>	201,7	212,4	180,8	216,4	280,3	289,9	305,4	236,2	
<i>Голеностопного сустава</i>	91,33	57,81	84,1	41,35	42,51	44,57	36,98	86,9	

Таблица 3.

Значения плеч сил тяжести и внешних нагрузочных моментов относительно центров вращения в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах у атлета И.Е.

	Масса, кг	72,5	Вес штанги, Н			900	1200		
Вес звеньев, Н	Голова	50,75	Ширина постановки стоп, см						
	Туловище	311,8				41	51	61	
	Руки	43,5							
	Бедро	87							
	Голень	36,25							
Значения плеч сил тяжести штанги и звеньев тела относительно тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, м	Варианты техники приседания со штангой на плечах								
	Вес штанги 900Н				Вес штанги 1200Н				
	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 51 см	ширина постановки стоп 61 см	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 51 см	ширина постановки стоп 61 см	
	1	2	3	4	5	6	14	16	
	Тазобедренный сустав	1	2	3	4	5	6	14	16
	Штанга	0,24	0,19	0,28	0,32	0,23	0,19	0,32	0,26
	Голова	0,33	0,31	0,34	0,35	0,34	0,32	0,34	0,35
	Руки	0,10	0,08	0,14	0,13	0,11	0,10	0,13	0,13
	Туловище	0,17	0,14	0,17	0,19	0,17	0,13	0,18	0,17
	Коленный сустав	1	2	3	4	5	6	14	16
Штанга	0,09	0,12	0,05	0,02	0,11	0,14	0,00	0,05	
Голова	0,01	0,00	0,01	0,01	0,00	0,01	0,02	0,04	
Руки	0,23	0,23	0,19	0,21	0,23	0,24	0,19	0,18	
Туловище	0,17	0,18	0,16	0,15	0,17	0,21	0,14	0,14	
Бедро	0,14	0,21	0,21	0,21	0,22	0,21	0,21	0,21	
Голеностопный сустав	1	2	3	4	5	6	14	16	
Штанга	0,14	0,09	0,16	0,19	0,10	0,06	0,21	0,14	
Голова	0,22	0,21	0,22	0,22	0,21	0,20	0,23	0,23	
Руки	0,00	0,02	0,02	0,00	0,02	0,03	0,02	0,00	
Туловище	0,06	0,04	0,05	0,06	0,04	0,00	0,07	0,05	
Бедро	0,09	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,00	0,02	
Голень	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,11	0,12	0,11	
Значения (по модулю) внешних нагрузочных моментов (Н*м) относительно:									
Тазобедренного сустава	148,8	119,4	168,8	186,8	177,7	143,9	235	198,1	
Коленного сустава	88,96	109,6	73,66	59,73	122	147,2	46,76	76,24	
Голеностопного сустава	89,79	55,24	92,27	102,9	75,27	43,55	149,5	99,05	

Таблица 4.

Значения плеч сил тяги мышц при выполнении различных вариантов техники приседания со штангой (исследуемый – А.М., МСМК)

№	Биомеханические показатели	Варианты техники приседания со штангой на плечах								
		Вес штанги 1200Н				Вес штанги 1600Н				
		привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см	
1	Плечо силы тяги мышцы относительно тазобедренного сустава в НТ, м	ягодичная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
		прямая	0,09	0,08	0,08	0,1	0,11	0,11	0,1	0,08
		двуглавая	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,04	0,05	0,05
2	Плечо силы тяги мышцы относительно тазобедренного сустава в МТ, м	ягодичная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,02	0,02
		прямая	0,1	0,12	0,09	0,12	0,12	0,12	0,15	0,1
		двуглавая	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
3	Плечо силы тяги мышцы относительно коленного сустава в НТ, м	латеральная и прямая	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
		двуглавая	0,05	0,04	0,05	0,05	0,05	0,04	0,05	0,05
		икроножная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
4	Плечо силы тяги мышцы относительно коленного сустава в МТ, м	латеральная и прямая	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
		двуглавая	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
		икроножная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
5	Плечо силы тяги мышцы относительно голеностопного сустава в НТ, м	большеберцовая	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06
		камбаловидная и икроножная	0,03	0,02	0,03	0,03	0,02	0,01	0,03	0,03
6	Плечо силы тяги мышцы относительно голеностопного сустава в МТ, м	большеберцовая	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06
		камбаловидная и икроножная	0,03	0,03	0,03	0,03	0,02	0,03	0,06	0,04

Односуставные мышцы выполняют исполнительную функцию, энергетически обеспечивая выполнение движения. Двусуставные мышцы функционируют как регуляторы движения, передавая движение и энергию от одного звена к другому. Согласно данным таблиц 4 – 9 во всем диапазоне изменения межзвенных углов при всех вариантах техники приседания со штангой сохраняются благоприятные биомеханические условия (длина мышц и плечи сил их тяги) для формирования мышечных суставных моментов, обеспечивающих решение двигательной задачи (подъем из приседа).

Таблица 5.

Значения относительной длины мышц нижних конечностей при выполнении различных вариантов техники приседания со штангой (исследуемый – А.М., МСМК)

№	Биомеханические показатели		Варианты техники приседания со штангой на плечах							
			Вес штанги 1200Н				Вес штанги 1600Н			
			привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см
7	Относительная длина мышцы в НТ	ягодичная	1,13	1,14	1,14	1,1	1,1	1,12	1,13	1,14
		прямая	0,76	0,75	0,76	0,78	0,85	0,84	0,78	0,75
		двуглавая	0,98	0,96	0,98	0,98	0,94	0,93	0,97	1
		латеральная	1,03	1	1,04	1	1,04	1,04	1,04	1,03
		икроножная	1,05	1,04	1,05	1,05	1,06	1,04	1,05	1,05
		камбаловидная	1,16	1,16	1,16	1,15	1,17	1,17	1,16	1,16
		большеберцовая	0,95	0,96	0,98	0,98	0,97	0,95	0,98	0,98
8	Относительная длина мышцы в МТ	ягодичная	1,2	1,1	1,14	1,08	1,07	1,07	1,1	1,13
		прямая	0,78	0,84	0,75	0,83	0,9	0,87	0,81	0,77
		двуглавая	1,01	1	1,02	1	0,97	0,97	1	1,1
		латеральная	1,02	1	1,03	1	1,02	1,03	1,03	1,02
		икроножная	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,06	1,05
		камбаловидная	1,15	1,15	1,15	1,14	1,16	1,16	1,15	1,15
		большеберцовая	0,97	0,97	0,99	1	0,98	0,97	0,99	0,99
		икроножная	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05	1,06	1,05
		камбаловидная	1,15	1,15	1,15	1,14	1,16	1,16	1,15	1,15
большеберцовая	0,97	0,97	0,99	1	0,98	0,97	0,99	0,99		

Поскольку мы исследовали технику высококвалифицированных атлетов, этот вывод вполне очевиден. Квалифицированный спортсмен при выполнении более глубокого приседа или приседа с широкой постановкой стоп просто не выйдет за пределы того диапазона изменения межзвенных углов и их сопряженного соотношения, которые нарушали бы условия необходимой в нижней точке степени устойчивости равновесия и не обеспечивали бы биомеханические условия для формирования мышечных суставных моментов, необходимых для решения двигательной задачи.

Таблица 6.

Значения плеч сил тяги мышц при выполнении различных вариантов техники приседания со штангой (исследуемый – А.Б., МС)

№	Биомеханические показатели		Варианты техники приседания со штангой на плечах							
			Вес штанги 1200Н				Вес штанги 1600Н			
			привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см
1	Плечо силы тяги мышцы относительно тазобедренного сустава в НТ, м	ягодичная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
		прямая	0,14	0,14	0,14	0,12	0,14	0,13	0,12	0,13
		двуглавая	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
2	Плечо силы тяги мышцы относительно тазобедренного сустава в МТ, м	ягодичная	0,03	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03
		прямая	0,02	0,02	0,02	0,01	0,02	0,02	0,01	0,02
		двуглавая	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
3	Плечо силы тяги мышцы относительно коленного сустава в НТ, м	латеральная и прямая	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
		двуглавая	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
		икроножная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
4	Плечо силы тяги мышцы относительно коленного сустава в МТ, м	латеральная и прямая	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
		двуглавая	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
		икроножная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
5	Плечо силы тяги мышцы относительно голеностопного сустава в НТ, м	большеберцовая	0,07	0,07	0,07	0,07	0,06	0,07	0,07	0,07
		камбаловидная и икроножная	0,02	0,01	0,03	0,02	0,02	0,02	0,02	0,01
6	Плечо силы тяги мышцы относительно голеностопного сустава в МТ, м	большеберцовая	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07
		камбаловидная и икроножная	0,03	0,02	0,04	0,03	0,02	0,01	0,03	0,02

Почему же квалифицированный атлет выбирает в НТ ту позу, или то пространственное положение звеньев тела (через межзвенные углы), которое мы определяем как «привычная» техника? Следует предположить, что «привычная» техника определяется, главным образом, соотношением силового потенциала мышечных синергий биоцепи нижних конечностей и долей их участия в решении двигательной задачи. Корректировка техники квалифицированных атлетов по критерию величины внешних нагрузочных моментов должна проводиться очень осторожно и только комплексно со специальной силовой подготовкой.

Таблица 7.

Значения относительной длины мышц нижних конечностей при выполнении различных вариантов техники приседания со штангой (исследуемый – А.Б., МС)

№	Биомеханические показатели		Варианты техники приседания со штангой на плечах							
			Вес штанги 1200Н				Вес штанги 1600Н			
			привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см
7	Относительная длина мышцы в НТ	ягодичная	1,2	1,1	1,12	1,13	1,11	1,17	1,13	1,13
		прямая	0,78	0,81	0,77	0,74	0,79	0,75	0,74	0,75
		двуглавая	0,94	0,92	0,93	0,95	0,93	0,93	0,95	0,95
		латеральная	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04
		икроножная	1,07	1,07	1,06	1,07	1,07	1,07	1,07	1,07
		камбаловидная	1,21	1,23	1,2	1,22	1,23	1,24	1,22	1,23
		большеберцовая	0,98	0,96	0,97	1,01	0,93	0,96	0,98	1,01
8	Относительная длина мышцы в МТ	ягодичная	1,08	1,08	1,09	1,1	1,09	1,1	1,1	1,1
		прямая	0,84	0,84	0,83	0,77	0,84	0,8	0,77	0,83
		двуглавая	1	0,98	0,98	1	0,98	1	1	1
		латеральная	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03
		икроножная	1,07	1,09	1,06	1,08	1,08	1,1	1,08	1,08
		камбаловидная	1,17	1,22	1,17	1,19	1,21	1,23	1,2	1,21
		большеберцовая	1,04	1	1,02	1,04	0,97	1	1,01	1,05
		икроножная	1,2	1,1	1,12	1,13	1,11	1,17	1,13	1,13
		камбаловидная	0,78	0,81	0,77	0,74	0,79	0,75	0,74	0,75
		большеберцовая	0,94	0,92	0,93	0,95	0,93	0,93	0,95	0,95

Для начинающих пауэрлифтеров методика оценки позы в НТ по критерию минимизации внешних нагрузочных моментов, как мы отмечали ранее, может являться важным инструментом начальной технической подготовки, может ускорить процесс нахождения и становления параметров техники приседания, отвечающей требованиям биомеханически эффективного решения двигательной задачи.

2. Биомеханизм динамических перегрузок.

Подъем из НТ приседа у всех атлетов начинается с разгибания коленного сустава (разгибателем является четырехглавая мышца бедра). Активное разгибание тазобедренного сустава начинается

лишь спустя 0,15-0,25с после НТ (активируется большая ягодичная мышца).

Таблица 8.

Значения плеч сил тяги мышц при выполнении различных вариантов техники приседания со штангой (исследуемый – И.Е., КМС)

№	Биомеханические показатели		Варианты техники приседания со штангой на плечах							
			Вес штанги 1200Н				Вес штанги 1600Н			
			привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см
1	Плечо силы тяги мышцы относительно тазобедренного сустава в НТ, м	ягодичная	0,02	0,01	0,2	0,2	0,02	0,02	0,02	0,02
		прямая	0,07	0,08	0,1	0,11	0,08	0,09	0,09	0,08
		двуглавая	0,03	0,05	0,05	0,05	0,04	0,04	0,04	0,05
2	Плечо силы тяги мышцы относительно тазобедренного сустава в МТ, м	ягодичная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
		прямая	0,1	0,1	0,12	0,12	0,12	0,12	0,15	0,09
		двуглавая	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
3	Плечо силы тяги мышцы относительно коленного сустава в НТ, м	латеральная и прямая	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
		двуглавая	0,03	0,05	0,05	0,05	0,04	0,04	0,04	0,05
		икроножная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
4	Плечо силы тяги мышцы относительно коленного сустава в МТ, м	латеральная и прямая	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
		двуглавая	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
		икроножная	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
5	Плечо силы тяги мышцы относительно голеностопного сустава в НТ, м	большеберцовая	0,05	0,06	0,06	0,06	0,05	0,06	0,06	0,06
		камбаловидная и икроножная	0,02	0,03	0,05	0,05	0,03	0,04	0,04	0,03
6	Плечо силы тяги мышцы относительно голеностопного сустава в МТ, м	большеберцовая	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06
		камбаловидная и икроножная	0,03	0,04	0,05	0,05	0,04	0,04	0,04	0,04

Сравним у разных атлетов средние величины угловых скоростей звеньев тела при разгибании тазобедренного ($\omega_{ТС}$) и коленного ($\omega_{К}$) суставов во временном промежутке между НТ и МТ.

У наиболее опытного и квалифицированного атлета А.М. (рис.1) наблюдаются наименьшие по величине значения угловых скоростей $\omega_{ТС}$ и $\omega_{К}$. При выполнении привычного движения с 80% нагрузкой $\omega_{ТС}$

= 0,32 рад/с, $\omega_k = 0,5$ рад/с. Разница между ω_{TC} и ω_k также незначительна и составляет 0,18 рад/с. У других исследуемых абсолютные величины ω_{TC} и ω_k немного больше. Например, у атлета А.Б. (рис.2) $\omega_{TC} = 0,72$ рад/с, а $\omega_k = 1,46$ рад/с. И разница между ω_{TC} и ω_k весьма незначительна – 0,64 рад/с, против 0,18 рад/с у атлета А.М.

Таблица 9.

Значения относительной длины мышц нижних конечностей при выполнении различных вариантов техники приседания со штангой (исследуемый – И.Е., КМС по пауэрлифтингу)

№	Биомеханические показатели		Варианты техники приседания со штангой на плечах							
			Вес штанги 1200Н				Вес штанги 1600Н			
			привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см	привычный присед	низкий присед	ширина постановки стоп 57 см	ширина постановки стоп 67 см
7	Относительная длина мышцы в НТ	ягодичная	1,14	1,14	1,12	1,12	1,14	1,13	1,13	1,14
		прямая	0,76	0,76	0,8	0,8	0,76	0,79	0,77	0,76
		двуглавая	0,96	0,95	0,95	0,96	0,97	0,93	0,95	0,96
		латеральная	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04
		икроножная	1,05	1,03	0,97	0,95	1,03	1	1,01	1,03
		камбаловидная	1,16	1,14	1,05	0,97	1,14	1,11	1,11	1,14
		большеберцовая	0,94	0,95	0,95	0,97	0,93	0,95	0,96	0,96
8	Относительная длина мышцы в МТ	ягодичная	1,13	1,13	1,1	1,09	1,12	1,1	1,1	1,13
		прямая	0,77	0,77	0,82	0,85	0,8	0,85	0,8	0,76
		двуглавая	1,01	1,03	1,03	1,03	1	1	1	1,04
		латеральная	1,03	1,03	1,03	1,02	1,03	1,03	1,03	1,03
		икроножная	1,05	1,04	0,96	0,96	1,04	1,02	1,02	1,04
		камбаловидная	1,15	1,12	1	0,97	1,13	1,09	1,09	1,13
		большеберцовая	0,95	0,97	0,98	0,98	0,94	0,96	0,97	0,97
		икроножная	1,14	1,14	1,12	1,12	1,14	1,13	1,13	1,14
		камбаловидная	0,76	0,76	0,8	0,8	0,76	0,79	0,77	0,76
большеберцовая	0,96	0,95	0,95	0,96	0,97	0,93	0,95	0,96		

Такое отличие в поведении биосистемы атлета А.М. от других исследуемых свидетельствует о том, что опытный А.М. выполняет подъем из НТ более медленно и равномерно, что приводит к меньшим динамическим перегрузкам двигательного аппарата, которые атлет ощущает как МТ.

И действительно, при подъеме из НТ штанги весом 1600Н вертикальное ускорение центра тяжести штанги у А.М. составляет 2 м/с^2 , а у А.Б. – 8 м/с^2 . Таким образом, аппарат движения у А.Б. выдерживает динамические перегрузки:

$$P_d = P_{шт} + m_{шт}a_{шт} = 1600 + 160 \cdot 8 = 2880(\text{Н})$$

Нагрузка на аппарат движения атлета А.М. составляет всего:

$$P_d = P_{шт} + m_{шт}a_{шт} = 1600 + 160 \cdot 2 = 1920(\text{Н})$$

Исследуя биомеханизм МТ, ранее мы отмечали, что, следуя законам механики, исключить МТ нельзя. Можно только минимизировать воздействие динамических перегрузок на аппарат движения атлета. Мы высказали предположение, что эта минимизация возможна в направлении поиска оптимальной динамики (соотношения и взаимосвязи) суставных движений в тазобедренных и коленных сочленениях. Приведенное выше сопоставление техники суставных движений атлетов А.М, и А.Б. – подтвердило наши предположения.

3.Режимы работы мышц и закономерности их взаимодействия

При выполнении соревновательного упражнения «приседание со штангой на плечах» аппарат движения атлета находится в условиях интенсивного противодействия внешней нагрузке. Необходимость противодействия внешней нагрузке подразумевает и соответствующую организацию внутреннего силового поля аппарата движения, что обеспечивается системным включением больших масс (массы отдельных звеньев тела, организованные как единое кинематическое звено), созданием необходимой жесткости подвижной, многосуставной системы движения за счет одновременной активности одно- и многосуставных мышечных связей.

Морфометрические показатели мышц (длина мышцы и плечо ее силы тяги), а также вычисляемые на их основе скоростно-силовые характеристики, следует рассматривать как периферические факторы организации внутреннего силового поля аппарата движения.

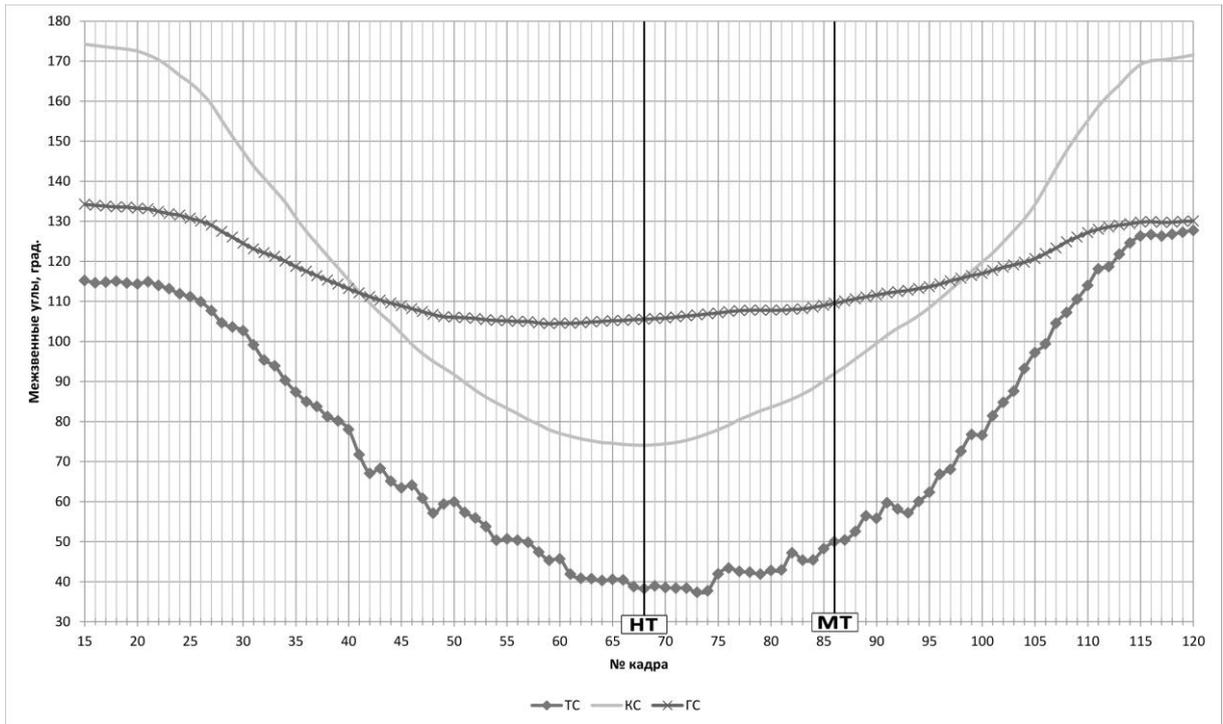


Рис.1. Изменение межзвенных углов в биоцепи нижних конечностей при приседании со штангой весом 1600Н (80%, привычная техника) у атлета А.М.

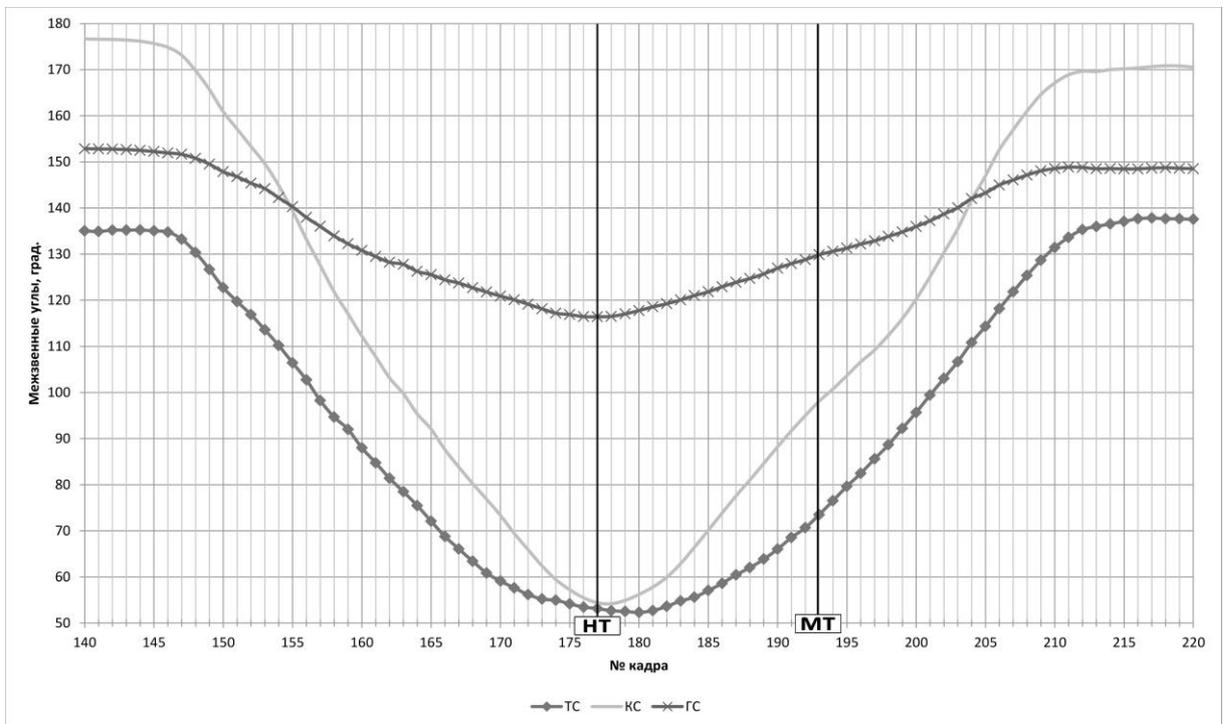


Рис.2. Изменение межзвенных углов в биоцепи нижних конечностей при приседании со штангой весом 1600Н (80%, привычная техника) у атлета А.Б.

Как было указано выше, морфометрические характеристики мышц в цикле движения сочетаются в разных вариантах, что определяет специфику периферических механизмов организации и регуляции движения. Периферические механизмы, наряду с исполнительными функциями, обеспечивают согласование между управляющими сигналами (опосредованно отраженными через электромиографические осцилляции) и конечным результатом – движением биосистемы. Однако, именно механизмы согласования мышечной активности с биомеханическими условиями ее реализации (направления, величины и скорости деформации мышц, а также плеч сил их тяги), часто остаются за пределами внимания исследователей техники двигательных действий.

При опускании в присед со штангой на плечах активны следующие мышцы (рис.3 и 4): ягодичная (уступающий режим), прямая бедра (преодолевающий режим), латеральная широкая (уступающий режим), передняя большеберцовая (преодолевающий режим), икроножная (преодолевающий режим). Сразу же отметим, что в течение всего цикла опускания в присед (НТ) и подъема из приседа (окончание движения) активны (но в разных режимах сокращения) прямая бедра, латеральная широкая, передняя большеберцовая и в определенной мере – икроножная мышцы.

Несколько особо ведет себя ягодичная мышца (рис.3 и 4). У атлетов А.М, и И.Е. с началом опускания в присед ягодичная мышца активна в уступающем режиме (уровень осцилляции 0,04мВ у А.М., 0,1мВ у И.Е). За 0,4с до НТ приседа большая ягодичная мышца практически «замолкает» (наблюдается лишь некоторая фоновая активность), продолжая пассивно растягиваться в уступающем режиме. После достижения НТ, с началом подъема из приседа (разгибание коленного сустава за счет активности латеральной широкой мышцы) большая ягодичная мышца продолжает «молчать», пассивно изменяя свою длину вследствие содружественного изменения межзвенового угла в тазобедренном суставе. И лишь спустя 0,2-0,3 с после НТ большая ягодичная мышца активизируется.

Такое поведение большой ягодичной мышцы (одного из основных разгибателей тазобедренного сустава) предполагает следующие объяснения:

1. Переход большой ягодичной мышцы из уступающего (опускание в присед) в преодолевающий (подъем из приседа) режим сокращения требует дополнительной активации больших ДЕ для создания мощного по силе сокращения [5].

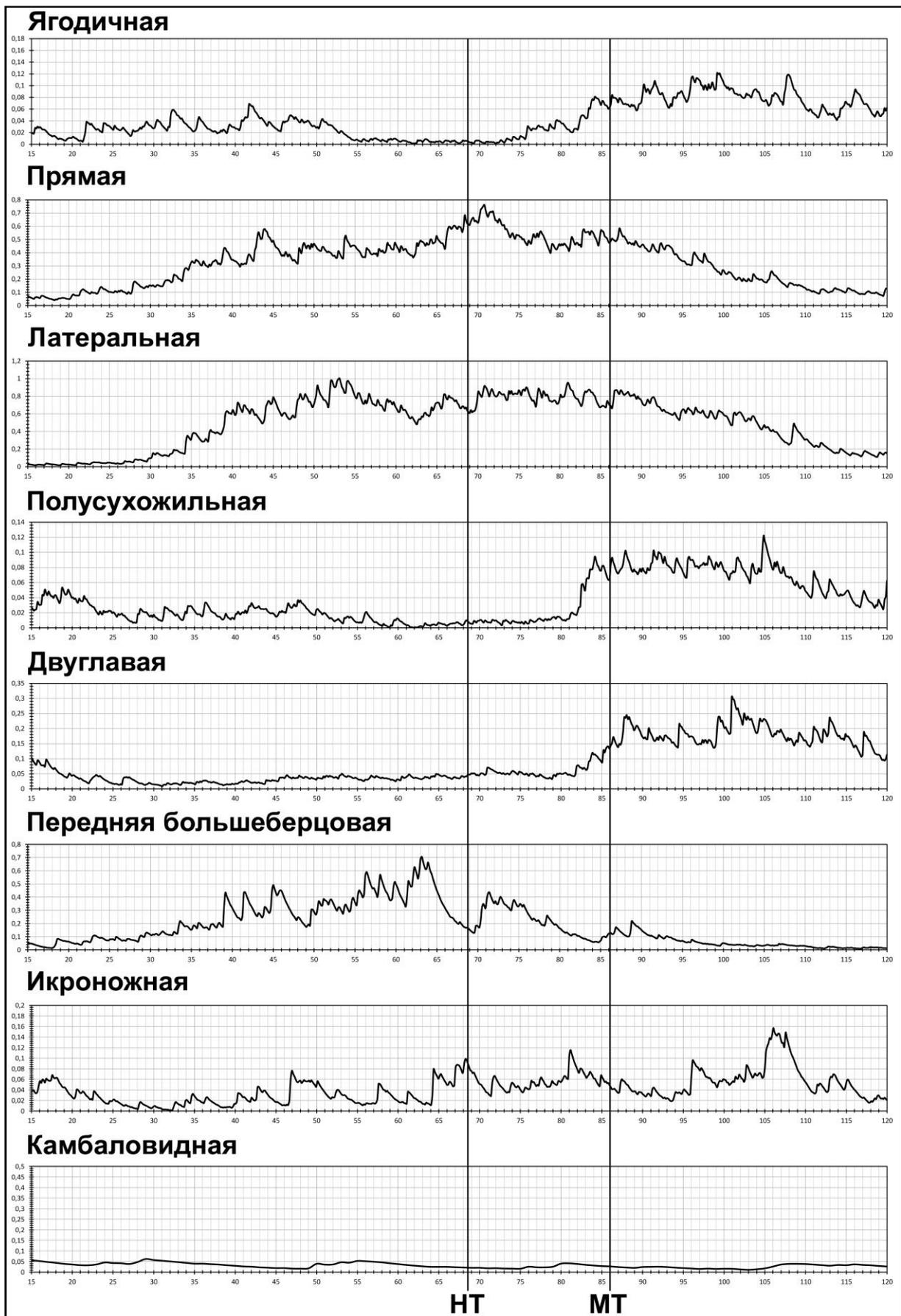


Рис.3. Электрическая активность мышц при приседании со штангой у атлета А.М.

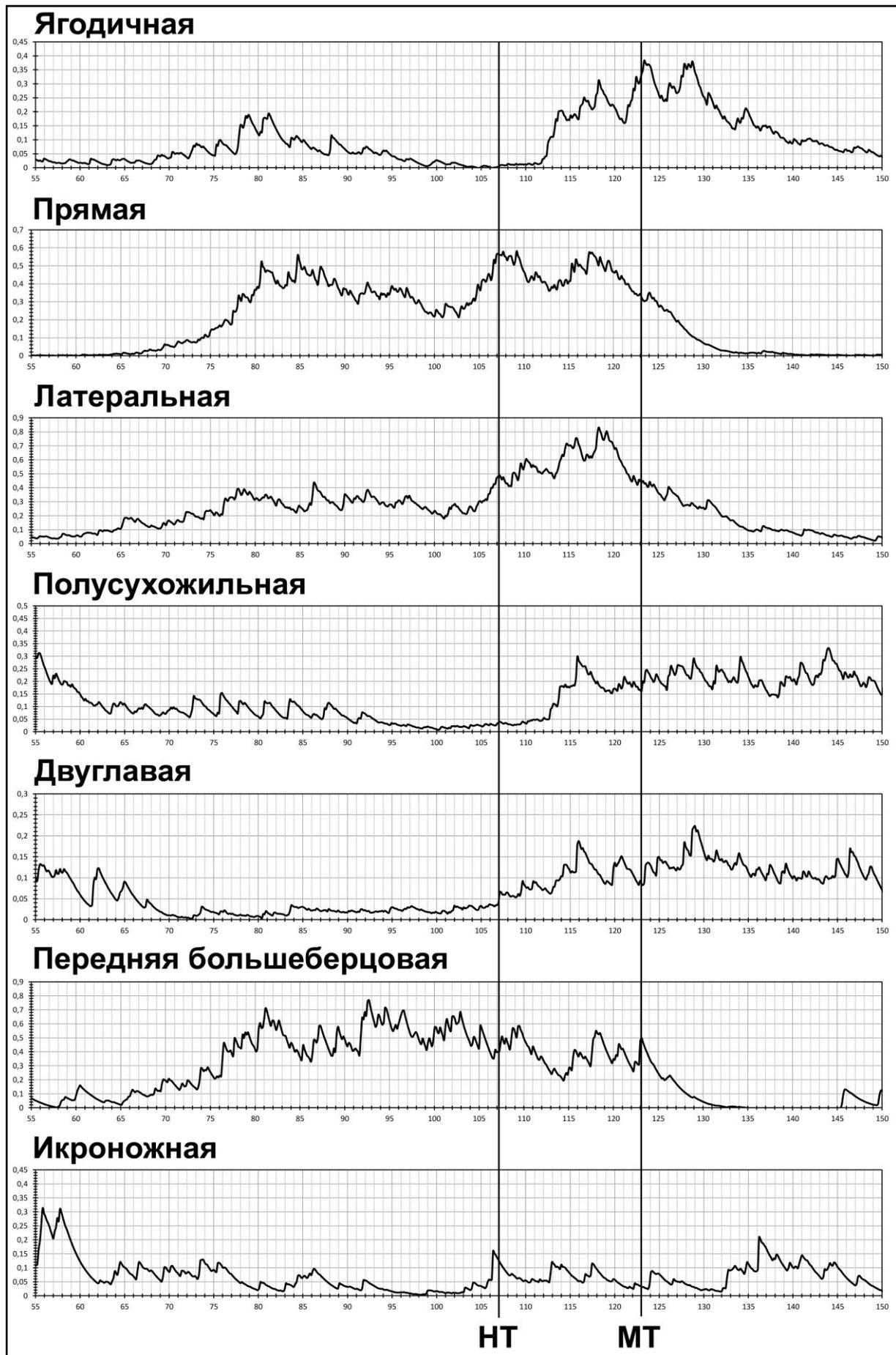


Рис.4. Электрическая активность мышц при приседании со штангой у атлета И.Е.

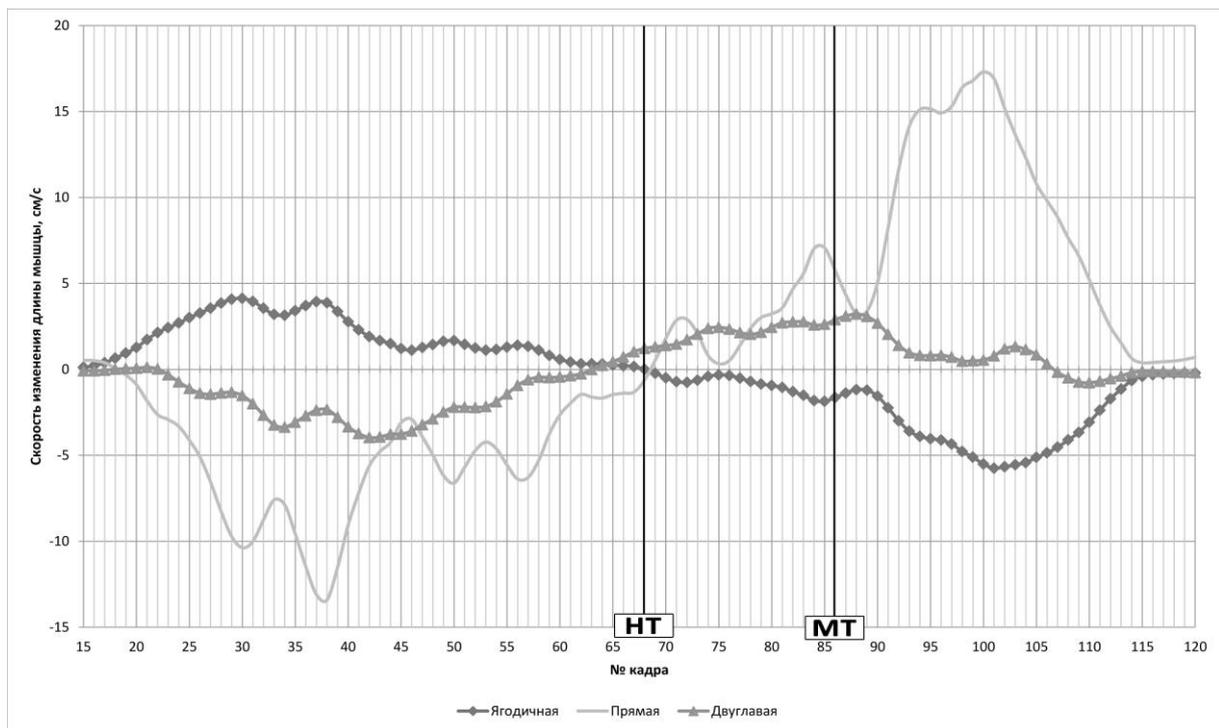


Рис.5. Скорость изменения длины мышц, перекрывающих тазобедренный сустав (вес штанги 1600Н (80%), привычная техника) у атлета А.М.

2. В момент достижения НТ плечо силы тяги ягодичной мышцы относительно тазобедренного сустава у разных исследуемых (в соответствии с индивидуальными константами их мышечной геометрии) составляет 0,015-0,020 м. К моменту активации (спустя 0,2-0,3с после НТ) плечо силы тяги увеличивается до 0,018-0,022м, т.е. на периферическом уровне создаются более благоприятные биомеханические условия для создания разгибательного мышечного момента. Это обстоятельство подтверждает точку зрения Л.Б.Чхаидзе [6] на то, что основной функцией периферического цикла управления и реализующих его механизмов является не решение смысловой задачи, а обеспечение биомеханической целесообразности движения.

Возвращаясь к анализу поведения большой ягодичной мышцы, следует заметить, что при опускании в присед в уступающем режиме скорость изменения длины ягодичной мышцы у атлета А.М. (рис.5) составляет 0,04м/с, снижаясь по мере достижения НТ до 0,01 м/с. Во временном промежутке между НТ и МТ скорость сокращения активной большой ягодичной мышцы удерживается на уровне 0,01м/с, достигая к моменту преодоления МТ величины 0,02м/с.

У атлетов А.Б и И.Е. скорость изменения длины большой ягодичной мышцы (рис.6) как в уступающем, так и в преодолевающем режимах составляет 0,04-0,05м/с, что значительно выше, чем у А.М.

Напомним, что, согласно зависимости «сила-скорость» в уступающем режиме при высокой скорости сокращения мышца развивает большую силу тяги, а в преодолевающем режиме мышца может развить значительную силу тяги лишь при малых скоростях сокращения.

У всех наших исследуемых в уступающем режиме (уход в присед) ягодичная мышца при скорости изменения длины 0,04м/с оказывает достаточное противодействие внешней нагрузке, обеспечивая необходимую жесткость и степень управляемости бицепси нижних конечностей. При подъеме из приседа (преодолевающий режим) у атлета А.М, ягодичная мышца работает более эффективно (малая скорость сокращения 0,01 м/с), чем у атлетов А.Б. и И.Е. (скорость сокращения 0,04 м/с).

Основной разгибатель коленного сустава – латеральная широкая мышца бедра, будучи активной, в цикле всего движения, рабо-

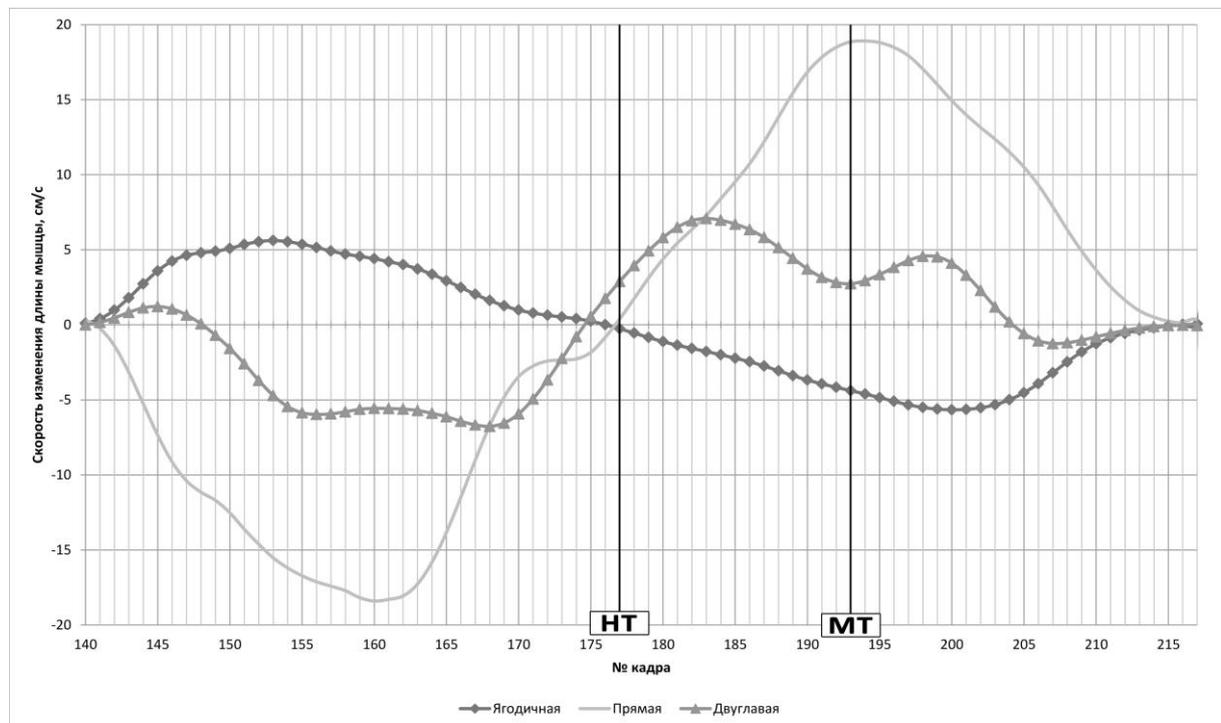


Рис.6. Скорость изменения длины мышц, перекрывающих тазобедренный сустав (вес штанги 1600Н (80%), привычная техника) у атлета А.Б.

тает в реверсивном режиме (как преобразователь энергии). При опускании в присед мышца растягивается, накапливает энергию упругой деформации. Плечо силы тяги латеральной широкой мышцы бедра относительно коленного сустава значительно и составляет у всех исследуемых 0,04м (оставаясь постоянным в цикле всего движения из-за анатомических особенностей строения коленного

сустава – наличия надколенника). Биомеханические условия для формирования и реализации разгибательного суставного момента в преодолевающем режиме после НТ для латеральной широкой мышцы бедра можно оценить как весьма благоприятные.

Уровень электрической активности латеральной широкой мышцы бедра в преодолевающем режиме возрастает в 1,5-2 раза по сравнению с уступающим, увеличиваясь по мере приближения к МТ. Скорость сокращения латеральной широкой мышцы бедра в преодолевающем режиме во временном промежутке между НТ и МТ у атлета А.М. составляет 0,02м/с, лишь к моменту МТ увеличиваясь до 0,03м/с. У атлетов А.Б. и И.Е. этот показатель практически сразу же после начала подъема из приседа достигает величины 0,05м/с. Оценку этого различия мы произвели выше на примере большой ягодичной мышцы.

К моменту достижения МТ функцию энергетического обеспечения движения (разгибание в сочленениях биоцепи нижних конечностей) выполняют односуставные мышцы (большая ягодичная, латеральная широкая бедра, камбаловидная). Лишь за 0,15с до наступления МТ у атлета А.М. (у А.Б. и И.Е. – несколько раньше) очень интенсивно начинает активироваться двусуставная полусухожильная мышца, оказывая существенную помощь в преодолении МТ.

Внутреннее силовое поле двигательного аппарата, которое обеспечивает передачу движения и энергии между элементами биосистемы в соответствии с требованиями двигательной задачи, формируются и реализуются в результате взаимодействия односуставных и многосуставных мышечных связей. В этом плане интересно рассмотреть закономерности взаимодействия мышечных синергий при выполнении приседания со штангой на плечах, особенно в наиболее концентрированный и напряженный по формированию внутреннего силового поля временной промежуток между НТ и МТ.

Выявленные нами в предыдущем исследовании [3] взаимосвязи одно- и двусуставных мышц и их роль в организации и регуляции движения, подтвердились в настоящем исследовании. Вкратце напомним эти выводы, дополнив их показателями электромиографических исследований.

При опускании в присед одновременная активность антагонистов прямой мышцы (сгибатель бедра) в преодолевающем режиме и ягодичной и двуглавой мышц (разгибатели бедра) в уступающем режиме свидетельствуют об их роли создателей необходимой суставной жесткости в соседних суставах и важных регуляторов движения (скорости опускания в присед). Эти же соображения касаются и совместной активности мышц: латеральной широкой бедра, полу-

сухожильной, двуглавой бедра, икроножной (коленный сустав) и большеберцовой, икроножной, камбаловидной (голеностопный сустав). К последней группе мышц относится еще и важнейшая функция регулятора степени устойчивости равновесия биосистемы «атлет-штанга».

При подъеме из НТ приседа активная прямая мышца бедра в уступающем режиме (при периферических биомеханических показателях – скорость изменения длины значительна: 0,05-0,1м/с, плечо силы тяги относительно тазобедренного сустава достаточно велико – 0,08-0,14м) развивает суставной момент выражено противодействующий разгибанию тазобедренного сустава, что явно не способствует преодолению МТ. Однако это явление является биомеханически глубоко целесообразным, т.к. предотвращает травматизм тазобедренного сустава [2].

Картина электрической активности мышц у всех атлетов при всех вариантах техники приседания со штангой очень схожа. Основные отличия состояли лишь в уровне (амплитуде) электрической активности и во временном сдвиге (0,06-0,1с) начала интенсификации электрических осцилляций по отношению к промежутку НТ – МТ, а также внутри него.

Управление амплитудой и длительностью электрической активности мышц – прерогатива рефлекторных и центральных команд различных иерархических уровней построения движения.

На периферии же внешняя нагрузка запускает автоматические механизмы регуляции движения вследствие взаимной деформации мышц (по величине, скорости и направлению) в соседних суставах. Осуществление этих механизмов возможно в текущую фазу движения [4].

Отмеченную нами одновременную активность большинства мышц биоцепи нижних конечностей (как синергистов, так и антагонистов) в цикле целостного движения (опускание в присед и вставание из приседа) следует рассматривать как систему мышечных синергий, обеспечивающих организацию внутреннего силового поля. Согласно исследованиям И.М.Козлова [4], мышечные синергии как система обладают новыми системными свойствами, которые превышают по своим значениям свойства отдельных элементов системы (отдельных мышц). Другими словами, система, состоящая из активно-напряженных мышц-антагонистов, ведет себя как более сильная мышца по сравнению с каждой из участвующих. Поэтому при интенсивном противодействии двигательного аппарата внешней нагрузке, что наблюдается при выполнении приседания со штангой в пауэрлифтинге, характерным для организации внутреннего сило-

вого поля является совместная, одновременная активность мышца-антагонистов.

Периферические механизмы автоматически регулируют согласование управляющих центральных команд с параметрами организации внутреннего силового поля для противодействия внешней нагрузке. Это согласование происходит в текущую фазу движения.

Информация о параметрах и режимах работы мышц, а также закономерностях их взаимодействия необходима тренерам по пауэрлифтингу для подбора и разработки средств и методов специальной силовой подготовки. Как известно, упражнения, используемые для специальной силовой подготовки, по своей динамической структуре должны соответствовать соревновательным упражнениям.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ

1. Периферические механизмы, наряду с исполнительными функциями, обеспечивают согласование между управляющими командами и конечным результатом – движением.
2. Величина, направление и скорость деформации мышц влияют на проявляемую силу тяги, а плечо силы тяги – на суставной мышечный момент, т.е. все эти показатели являются периферическими факторами организации и регуляции движения
3. На основе периферического цикла взаимодействия и обуславливающих его факторов происходит формирование автоматических механизмов, организующих движение кинематической цепи как единого звена.
4. Автоматические механизмы обеспечивают регуляцию движения в его текущие фазы.
5. Формирование мышечных синергий обеспечивает необходимую жесткость кинематических цепей и их работу как единого звена.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бернштейн, Н.А. О построении движений /Н.А.Бернштейн. – М.: Медгиз, 1947. – 254 с.
2. Кичайкина, Н.Б. Оптимизация техники спортивных движений на основе оценки условий реализации мышечных усилий / Н.Б. Кичайкина, Н.А. Дьяченко, И.В. Косьмин // Труды кафедры биомеханики: сб. статей.– СПб: НГУ физической культуры, спорта и здоровья им. П.Ф. Лесгафта, 2009.– Вып.2.– С. 91-108.
3. Кичайкина, Н.Б. Оценка техники приседания со штангой на плечах в пауэрлифтинге с точки зрения мышечного обеспечения движения / Н.Б. Кичайкина, Г.А. Самсонов // Труды кафедры биомеханики: сб. статей.– СПб: НГУ физической культуры, спорта и здоровья им. П.Ф. Лесгафта, 2010.– Вып.4.– С. 79-103.

4. Козлов, И.М. Биомеханические факторы организации спортивных движений / И.М. Козлов.– СПб: СПбГАФК им. П.Ф.Лесгафта, 1998.– 141 с.
5. Самсонова, А.В. Гипертрофия скелетных мышц человека: монография /А.В. Самсонова; Национальный гос. ун-т физ. Культуры, спорта и здоровья им. П.Ф. Лесгафта.- СПб.: [б.и.], 2011. – 203 с. ил.
6. Чхаидзе, Л.В., Формула шага / Л.В. Чхаидзе, С.В. Чумаков. – М.: Физкультура и спорт, 1972. – 115 с.
7. Ariel, B.G. Biomechanical analysis of the knee joint during deep knee bends with heavy loads / B.G. Ariel //In: Biomechanics IV, R. Nelson and C. Morehouse (Eds.). Baltimore: University Park Press, 1974, P. 44–52.
8. Benford, G. / G. Benford. Powerlifting: Human Kinetics, 1986.
9. Hatfield, F.C. Powerlifting / F.C. Hatfield: Contemporary Books, 1981.– 190 p.
10. Groves, B. Powerlifting / B. Groves: Human Kinetics, 2000.– 146 p.
11. Lewis, P. Powerlifting for Men and Women / P. Lewis: Infinity Publishing, 2006.– 66 p.
12. Escamilla, R.F. A cinematographical examination of powerlifting aids while performing the squat / R.F. Escamilla: Thesis (M.S.): Washington State University, 1987. – 144 p.
13. Escamilla, R.F. The effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press./ R.F. Escamilla, N. Zheng, G.S. Fleising, et al. // Med. Sci. Sports Exerc., 1997.– V. 29:– P. 156.,
14. McLaughlin, T.M. A kinematic analysis of the parallel squat as performed in competition by national and world class powerlifters / T.M. McLaughlin: Thesis (M.S.): University of Illinois at Urbana-Champaign, 1975. – 86 p.
15. Sheppard, L.A. Practical Approach to Powerlifting / L. Sheppard, B. Jamison: MD+ Press, 2007.– 118 p.