

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МЫШЕЧНОЙ И ПОСТУРОЛОГИЧЕСКОЙ РЕГУЛЯЦИИ ТЯЖЕЛОАТЛЕТОВ УСЛОВНОЙ ЛЕГКОЙ ВЕСОВОЙ КАТЕГОРИИ В БАЗОВОМ ПЕРИОДЕ ПОДГОТОВКИ

А.П. Исаев, В.В. Эрлих, А.В. Ненашева, Н.Е. Клещенкова, Кукх Абдул Рахман Ахмед Моса

Южно-Уральский государственный университет, г. Челябинск, Россия

Цель: оценить скоростно-силовые двигательные способности у тяжелоатлетов мышц разгибателей и сгибателей коленного и тазобедренного суставов, углам силоприложения обуславливающих регуляцию статокINETической устойчивости и результативность мышечной деятельности. **Организация и методы исследования.** Полидинамометр производства США «Биодекс» позволяет осуществлять основную, сравнительную и графическую оценку суставных показателей нижних и верхних конечностей (сгибание – разгибание) при угловых скоростях 150, 120, 920 грд/с. Обследовались тяжелоатлеты массы тела $63,00 \pm 0,98$ кг и длиной тела $173,00 \pm 1,75$ см в количестве 6 человек, спортивной квалификации кандидат в мастера спорта ($n = 4$) и мастер спорта ($n = 2$) в возрасте $18,22 \pm 1,74$ года. **Результаты исследования.** Интегративная оценка изокINETического тестирования выявила, что десинхронизация, разбалансирование статокINETической устойчивости начинается с мышечной системы, ее угловых, временных, вращательных характеристик, диапазона движения, динамической нестабильности суставов, рецепторного соотношения групп мышц, участвующих в двигательных действиях. Эти интеграции являются пусковыми, приводящими к нарушениям в обеспечивающих системах, сдвигам показателей, путем сравнения не вовлеченной и вовлеченной сторон, сгибания и разгибания суставов, дефицита. **Заключение.** Используемая диагностирующая аппаратура позволила определить мышечный дисбаланс, выявить структурно-физиологические возможности, биомеханические особенности, в том числе дифференциацию усилий при разных угловых ускорениях и приложениях силы.

Ключевые слова: биомеханические показатели, стабилметрия, баланс, угловая скорость, вращающий момент, разгибание, сгибание, дефицит, работа, масса тела.

Введение. Предрасположенность к занятиям силовой подготовкой подростков и юношей, более раннее морфометрическое созревание, гипертрофия и расположение мышечных волокон к площади анатомического поперечника в совокупности способствуют регуляторным влияниям постурологического направления (коленная, голеностопная и тазобедренная стратегия, ритмичность импульсов в мышце, растяжимость и повышение упруго-вязких свойств мышц для развития силовых способностей, нейро-моторная возбудимость, устойчивость тела).

Положение тела (стойка) зависит от углового расположения всех суставов в плоскостях, пространстве, времени, скорости изменения отдельных сегментов тела. Рецепторное воздействие сигнализирует таламическим нейронам, регулирующих вектор вращения суставов. Сгибательно-разгибательные двига-

тельные действия (ДД) осуществляются посредством растяжения, сокращения и расслабления скелетных мышц, активности двигательных единиц (ДЕ) [2, 4, 8], что обеспечивает успешность мышечной работы.

Скелетные мышцы находятся в сильной связи с регуляторными процессами произвольных движений [12, 16] и сокращаются под влиянием импульсов мотонейронов спинного мозга, рекрутируя двигательные единицы и обеспечивая их синхронизацию [12, 18, 20]. Проблема регуляции силовых ДД базируется на нейроне – главном звене нейромоторного аппарата. Мембранная нейрорецепция, биоэлектрическая активность нейрона, пластичность, синоптическая трансляция обуславливают формирование следовых процессов [3]. Возникает необходимость моделирования нейрона как одного из регуляторов ДД [7, 10]. Сигналы от рецепторов мышечных

волокон, сухожилий и суставов информируют нейроны о ДД и совместно с продолговатым мозгом осуществляют регуляцию скелетных мышц. В частности, вестибулярные ядра усиливают тонус скелетных мышц разгибателей, обуславливающих баланс общего центра давления в динамических ситуациях (выход из седа в рывке) и позах тяжелоатлетов [11, 19]. Черная субстанция среднего мозга регулирует статокINETическую устойчивость (СКУ) и тонус мышц. Красноядерно-спинномозговой путь служит регулятором пускового сигнала мотонейронных интеграций спинного мозга и является регулятором тонуса мышц сгибателей [17]. Ретикулярная формация мобилизует мотонейроны спинного мозга, обуславливает усиление тонуса мышц в условиях ДД. Бледное ядро регулирует ритмические ДД спортсмена, а полосатое ядро оказывает тормозящее воздействие на кору больших полушарий. Роль мозжечка, в совокупности с другими регуляторами, в системе интеграций СКУ относится к внутри- и межмышечным взаимодействиям, поддержанию жесткости суставов и позвоночника [8]. Однако в оценке и регуляции интегративной деятельности организма спортсменов открываются взаимоотношения силовых, пространственных и временных характеристик ДД.

Организация и методы исследования.

В настоящем исследовании регистрировались угловая скорость (вращающий момент и его пик), средняя мощность, оценивались двигательные действия. Из положения «сидя» тяжелоатлеты (63–77 кг) выполняли ДД сгибание – разгибание в суставах нижних (колени) и верхних конечностей (рука), из положения «стоя» в суставах нижних конечностей (тазобедренный сустав (ТЗБ)), в 3 подхода по 2 мин каждый с различной угловой скоростью (вращающий момент в изокинетическом режиме). Первый подход для нижних конечностей: средняя мощность – 120 грд/с; второй подход максимальной мощности – 75 грд/с; третий режим субмаксимальной мощности – 90 грд/с; для верхних конечностей: 150, 90, 120 грд/с соответственно.

Результаты исследования. При анализе биомеханических показателей верхних конечностей регистрировался пик силы, время до пика силы, суммарная мышечная сила за все повторы, суммарная мышечная сила с наибольшей выполненной работой, коэффициент вариации (табл. 1). Исследование прово-

дилось в подготовительном периоде подготовки.

В табл. 1 представлена сравнительная оценка биомеханических показателей при угловых скоростях 150, 120, 90 грд/с.

Анализ табл. 1 позволяет говорить об асимметриях в следующих показателях: пик силы, суммарная мышечная сила, коэффициент вариации. Наблюдались колебания дефицитов, возрастающих с уменьшением углов силоприложения. В значениях суммарной мышечной силы показатели дефицита изменялись вариативно, а при максимальном повторе суммарной работы с уменьшением углов дефицит возрастал. Амплитуда мышечных конфигураций при угловой скорости 150 грд/с справа и слева была относительно асинхронной, резко различалась при угловых скоростях 120 и особенно 90 грд/с. Последовательно возрастали площади мышечных колебаний, особенно при угловом ускорении 90 грд/с.

Графическая оценка биомеханических показателей верхних конечностей тяжелоатлета представлена на рис. 1, 2.

В табл. 2 представлены показатели биомеханических характеристик тяжелоатлета в тазобедренных суставах при сгибании – разгибании.

В условиях разгибания при угловой скорости 150 грд/с изменение показателей было не существенным, а при других угловых скоростях (120, 90 грд/с) показатели достоверно снижались. Уровень дефицита варьировал, составляя соответственно 2,40; 67,9; 88,20 ед. В работе первой трети максимального усилия показатели преимущественно снижались от правой к левой стороне. Исключение составили значения при угловой скорости 150 грд/с в условиях разгибания. В работе последней трети все показатели с правой стороны превосходили показатели левой, что свидетельствует об асимметрии. Утомительная работа в условиях сгибания вызвала появление отрицательных знаков при угловых скоростях 150, 120 грд/с (в момент разгибания при 120, 90 грд/с). В значениях средней мощности (Вт) очень высокие значения дефицита, за исключением разгибания при угловой скорости 150 грд/с. Показатели времени ускорения при всех случаях наблюдений, кроме разгибания (90 грд/с) уменьшались, а времени замедления – ускорялись. Показатели ROM (грд/с) во всех вариантах исследования снижались. Значения

Таблица 1
Table 1
Сравнительная оценка биомеханических показателей в условиях сгибания-разгибания верхних конечностей при угловой скорости 150, 120, 90 град/с
Comparison of biomechanical indicators at flexion-extension of the upper limbs at an angular speed of 150, 120, 90 deg/s

	Время правой, левой 120 с	пик силы		пик силы/вес тела	время до пика силы	до пика силы	коэфф. вариации	MAX повт.сумм. раб.	MAX раб. повт.	раб/вес тела	сумм. раб	раб. первой трети	раб. посл. трети	утомит. работы	ср. мощность	время ускорения	время замедления	ROM	ср. пик силы	отн. агонист/антагонист
		LBS	%																	
→ 150 ГРД/С	правая	5,4	8,5	480	2,8	112,7	1,6	4	2,5	3,1	2	0,5	75,9	0,6	280	1250	5,1	1,3	73,5	
	левая	7,2	11,4	440	2,6	34,6	3	16	4,7	20,4	4,5	9,2	-103,2	3,7	340	820	5,5	4,4	89,7	
	дефицит	-34,5					-90,8				-556,0				-533,7					G: N/A
← 150 ГРД/С	правая	3,9	6,3	910	1,7	182,5	0,5	4	0,8	0,8	0,5	0	100	0,1	680	1260	5,1	0,6		
	левая	6,5	10,3	870	2,8	38,6	2,7	15	4,2	23,8	8,8	8,4	3,8	3,4	740	1150	5,5	4,4		
	дефицит	-64,2					-418,4				-2715,1				-2960,2					
→ 120 ГРД/С	правая	7,4	11,7	420	1,9	51,4	3,7	19	5,9	4,2	9,7	20,7	-114,4	4,1	390	510	5,2	3,8	87,7	
	левая	15,9	25,2	470	2,8	18,9	11,7	30	18,6	263,8	82,2	98,3	-19,6	23,8	260	670	5,6	10,9	221,4	
	дефицит	-115,9					-216,3				-528,3				-473,1					G: N/A
← 120 ГРД/С	правая	6,5	10,3	800	2,8	45,5	3,1	23	4,9	33,5	7	15,7	-123,2	2,2	740	970	5,2	3,6		
	левая	35,2	55,8	950	1,3	30,8	21,4	32	34	442,4	131,6	158,7	-20,5	31,9	570	720	5,6	20,4		
	дефицит	-444,1					-597,2				-1221,4				-1336,3					
→ 90 ГРД/С	правая	14	22,3	750	4,3	27,6	9,5	8	15	68,7	17,2	27,7	-61,1	24,8	230	420	5,2	10,9	59,2	
	левая	18,2	28,8	770	4,2	22,6	14,6	5	23,2	86	31,1	26,2	15,8	34,6	310	690	5,6	13,8	329,2	
	дефицит	-29,3					-54,3				-25,2				-39,7					G: N/A
← 90 ГРД/С	правая	8,3	13,2	970	0,8	16,9	5	3	8	31,9	12,7	9,3	27,3	8,5	480	970	5,2	6,3		
	левая	59,7	94,8	900	0,8	21,4	42,4	7	67,3	254,3	102,7	25,1	75,5	65,8	290	620	5,6	47,2		
	дефицит	-618,9					-742,6				-696,2				-673,0					

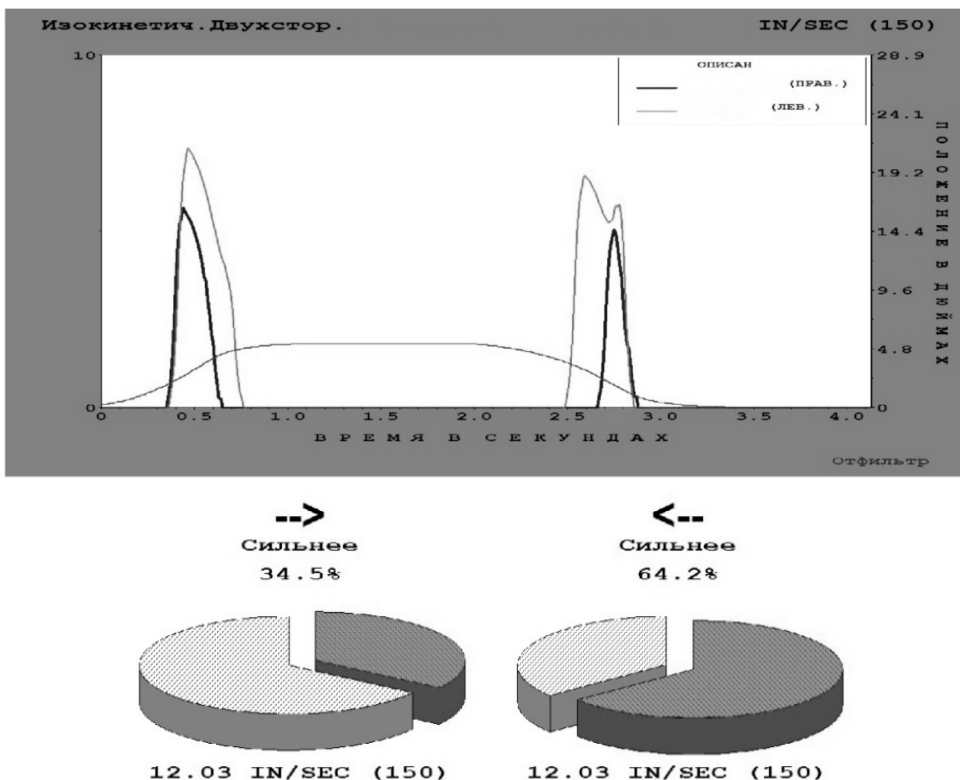


Рис. 1. Графическая оценка биомеханических показателей верхних конечностей, угловая скорость 150 грд/с
 Fig. 1. Graphic assessment of biomechanical indicators of the upper limbs, angular speed 150 deg/s

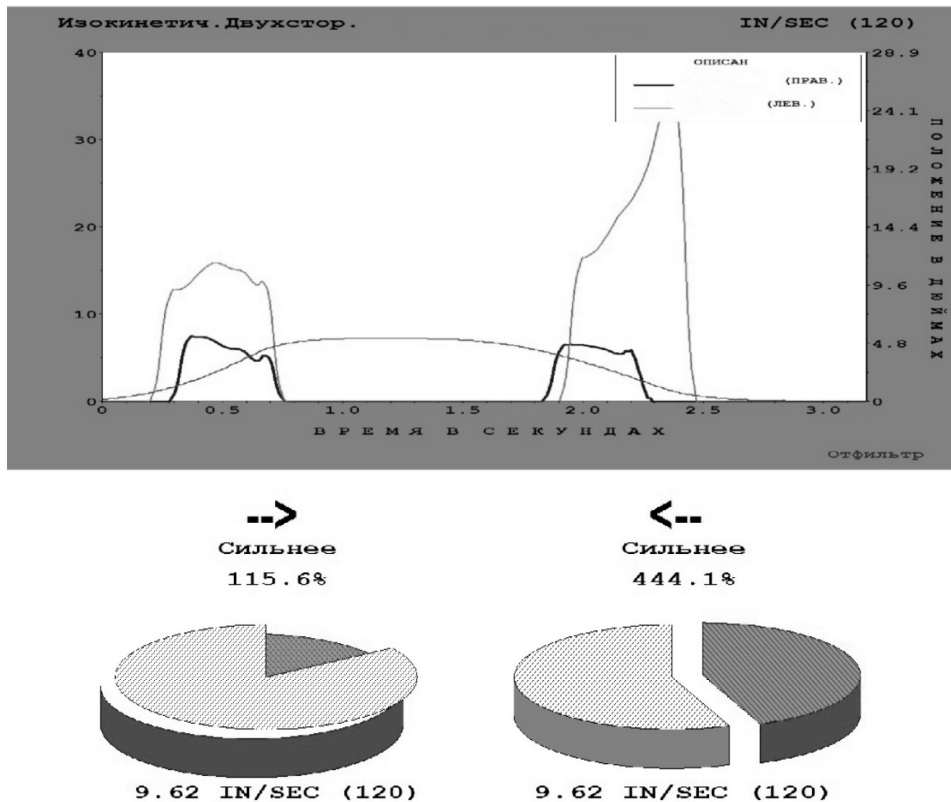


Рис. 2. Графическая оценка биомеханических показателей верхних конечностей, угловая скорость 120 грд/с
 Fig. 2. Graphic assessment of biomechanical indicators of the upper limbs, angular speed 120 deg/s

Спортивная тренировка

среднего пика вращающего момента относительно не изменялись в модели сгибания – разгибания при угловых ускорениях 150, 120, 90 грд/с и повышались в условиях сгибания – 90 грд/с. Отношение мышц агонистов и антагонистов при сгибании в угловых скоростях 150 грд/с снижались, при 120, 90 грд/с – повышались.

Амплитуда и ширина оснований регистрируемых усилий в моделях сгибание – разгибания при разных угловых скоростях возрастали. При угловой скорости 150 грд/с наблюдалось преимущественно с левой стороны, а при углах 120 и 90 грд/с – с правой.

На рис. 4–6 представлена графическая оценка показателей в моделях сгибание – разгибание.

Как видно из рис. 3–4, конфигурации кривых угловой скорости при разгибании и сгибании, а также дефициты существенно различались. Снижение угловой скорости (150–90 грд/с) вызвало увеличение дефицита в условиях сгибания со скоростью 90 грд/с. При разгибании наблюдалось повышение дефицита при угловой скорости 120 грд/с и резкое падение при 90 грд/с. Амплитуды кривых при угловых скоростях 150–90 грд/с в условиях

сгибания последовательно повышались, а при разгибании еще более. При изменении угловых скоростей от 150 до 90 грд/с увеличивалась величина основания кривых.

Сравнительная оценка показателей коленного сустава (табл. 3) в моделях разгибание – сгибание при угловых скоростях 120, 90, 75 грд/с в тесте пик вращающего момента свидетельствовала о снижении левосторонних показателей, средних и низких значениях дефицита (120, 90 грд/с). Пик вращающего момента (%) снижался с левой стороны с уменьшением градуса углового ускорения. Максимальный повтор суммарной работы снижался от правой к левой стороне, свидетельствуя о мышечной асимметрии. Дефицит при угловых ускорениях 120, 90 грд/с находился в средних значениях, а 75 грд/с – доходил до низких. Коэффициент вариации был в исключительно вариативных границах справа и преимущественно вариативных – слева. Исключение составила модель сгибания – слева. Средняя мощность (Вт) была мало вариативной при угловых ускорениях 120, 90 грд/с справа и слева и уменьшалась слева при угле 75 грд/с. Показатели суммарной работы в модели разгибание при угловой скорости 120,

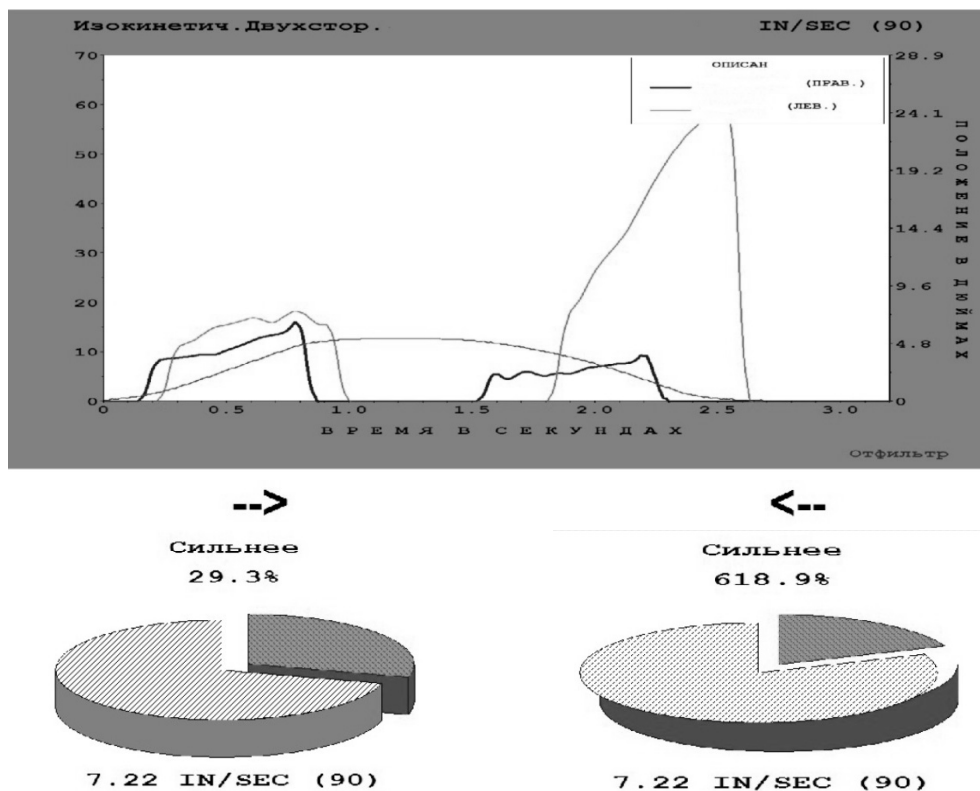


Рис. 3. Графическая оценка биомеханических показателей верхних конечностей, угловая скорость 90 грд/с

Fig. 3. Graphic assessment of biomechanical indicators of the upper limbs, angular speed 90 deg/s

Таблица 2
Table 2Сравнительная оценка биомеханических показателей в условиях сгибания-разгибания тазобедренных суставов, угловая скорость 150, 120, 90 град/с
Comparison of biomechanical indicators at flexion-extension of the hip joint at an angular speed of 150, 120, 90 deg/s

	Время правой, левой 120° с	пик вр.мом. FT-LBS	пик вр.м/вт %	время к пик у вр. мом. млс	угол пика вр.мом. град	вр.м 30° FT-LBS	вр.м 0,18 с FT-LBS	коэфф. вариации %	МАХ повт.сумм. раб.	МАХ раб.повт. #	раб/вс %	сумм. раб	раб. первой трети	раб. посл. трети	утомит. работы %	ср. мощность Ватт	время ускорения млс	время замедления млс	ROM град	ср. пик вр.м FT-LBS	отт. агонист/ антагонист %
СГИБАНИЕ 150 ГРД/С	правая	7,9	12,5	430	32	7	0	129,3	2	21	3,1	8,6	0,9	6,8	-66,4	0,5	300	470	44,8	1,9	535,5
	левая	3,7	5,9	250	15	0	0,3	0	0,4	4	0,7	0,5	0,4	0,1	81,8	0	190	620	34,2	0,2	259,4
	дефицит	53,2				100	0		78,2			94,2				94,8					
РАЗГИБАНИЕ 150 ГРД/С	правая	1,5	2,3	430	22	0	0	0	0,2	22	0,3	0,3	0	0,3	0	0	250	770	44,8	0,1	
	левая	1,4	2,3	310	21	0	0	0	0,1	4	0,2	0,2	0,2	0	100	0	260	910	34,2	0,1	
	дефицит	3,4				0			43,4			24				14,2					
СГИБАНИЕ 120 ГРД/С	правая	6,6	10,5	450	33	5,7	0	40	2,4	9	3,8	45,9	13,2	17	-28,8	1,7	370	260	44,3	3,4	66,4
	левая	10,3	16,3	300	23	0	5,5	81,5	2,2	36	3,6	14,8	3,7	6,7	-83,2	0,6	160	420	34,4	2,4	261
	дефицит	-54,8				100	0		5			67,9				63,5					
РАЗГИБАНИЕ 120 ГРД/С	правая	10	15,9	340	18	6,8	3,7	31,3	3,4	35	5,5	59,9	12,7	27,5	-116,3	1	190	1000	44,3	3,9	
	левая	3,9	6,2	380	13	0	0	114,9	0,7	39	1,1	7,1	1,2	4,6	-292,3	0,1	240	1330	34,4	1,2	
	дефицит	60,6				100	100		79,2			88,2				88,4					
СГИБАНИЕ 90 ГРД/С	правая	8,2	13	400	27	7	0,8	31,3	3,3	2	5,3	23,4	10,4	5,3	48,9	2,6	210	190	44,4	4,6	75,3
	левая	9,1	14,5	290	16	0	5	15,5	2,7	6	4,2	20,1	8	4,8	39,3	2,9	170	410	34,8	6,7	95,5
	дефицит	-11,4				100	-564,7		19,5			14,1				-8,5					
РАЗГИБАНИЕ 90 ГРД/С	правая	10,9	17,2	210	33	9,7	10,3	21,3	4,8	13	7,6	49,1	15	17,3	-15,5	3,8	120	620	44,4	7,4	
	левая	9,5	15,1	490	9	0	0	23	2,2	8	3,6	14,5	5,5	3	44,7	1	310	1030	34,8	5,3	
	дефицит	12,2				100	100		53,1			70,4				73,5					

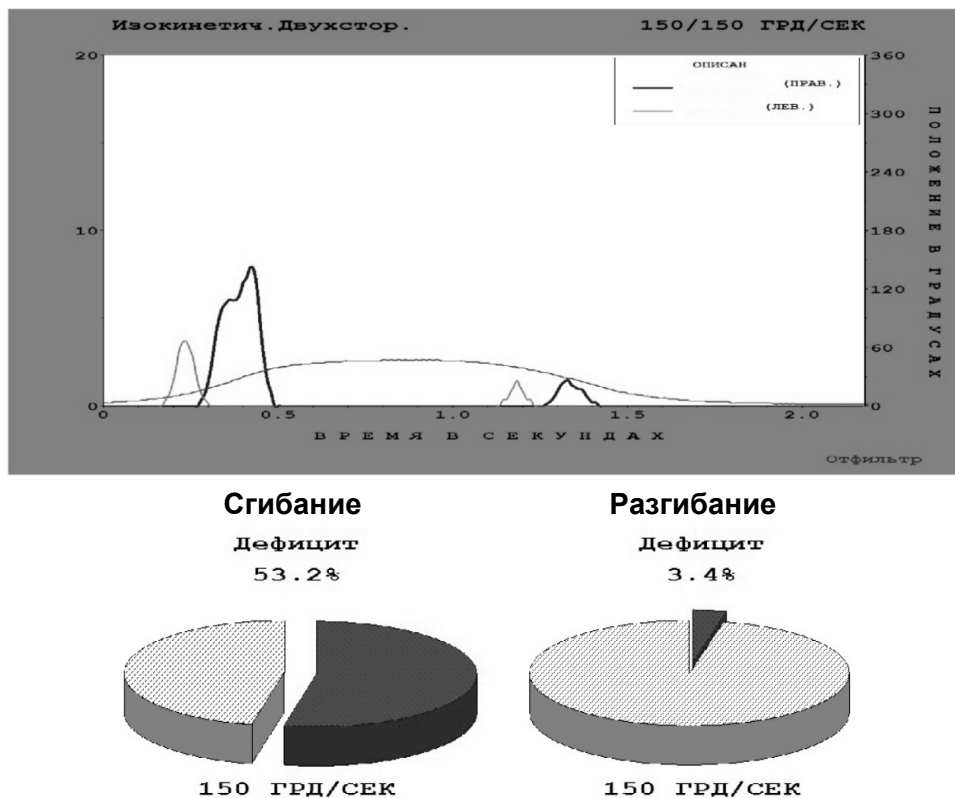


Рис. 4. Графическая оценка биомеханических показателей тазобедренных суставов тяжелоатлета, угловая скорость 150 грд/с
 Fig. 4. Graphic assessment of biomechanical indicators of the hip joint, angular speed 150 deg/s

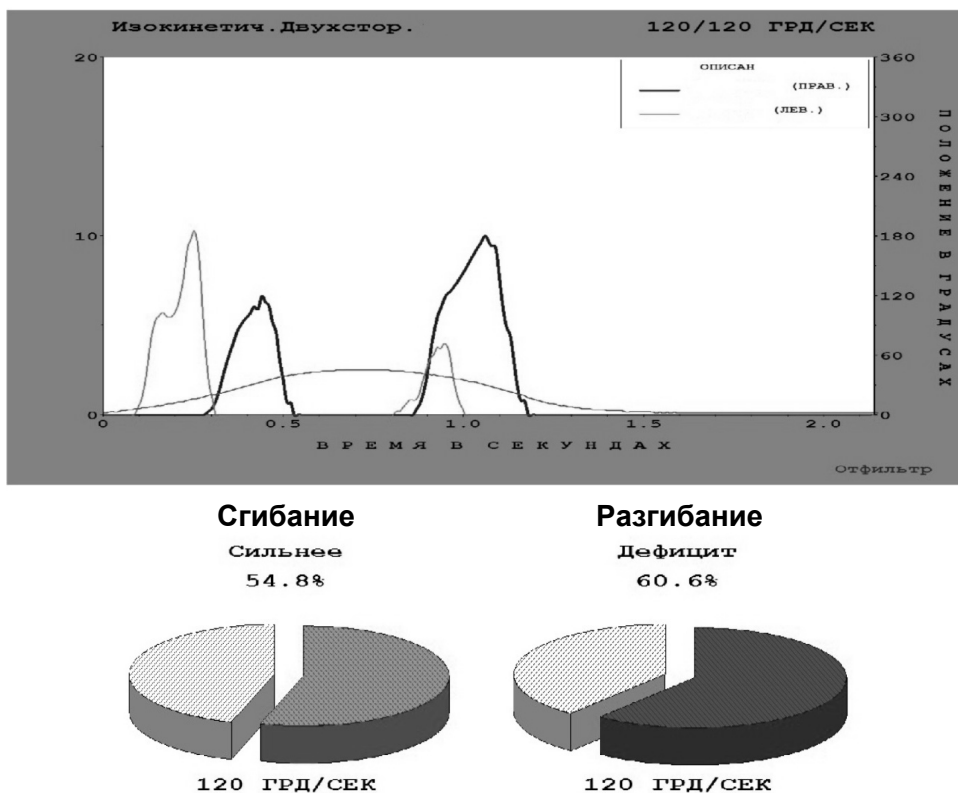


Рис. 5. Графическая оценка биомеханических показателей тазобедренных суставов тяжелоатлета, угловая скорость 120 грд/с
 Fig. 5. Graphic assessment of biomechanical indicators of the hip joint, angular speed 120 deg/s

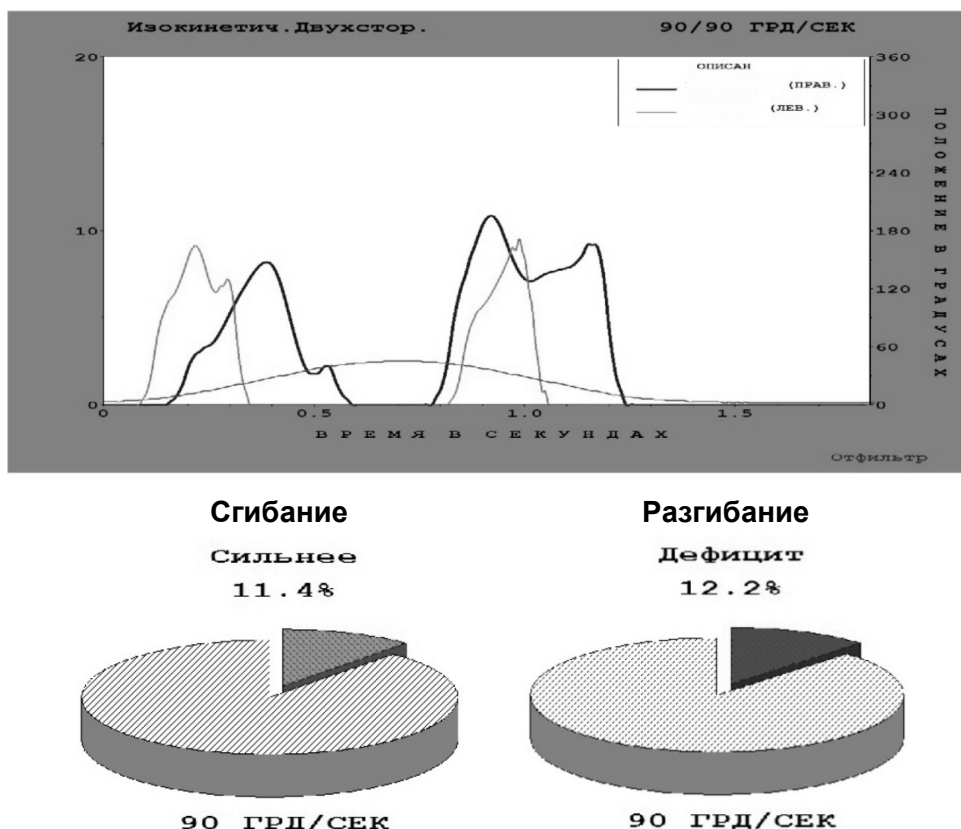


Рис. 6. Графическая оценка биомеханических показателей тазобедренных суставов тяжелоатлета, угловая скорость 90 град/с
Fig. 6. Graphic assessment of biomechanical indicators of the hip joint, angular speed 90 deg/s

90 град/с повышались от правой стороны к левой. При угле 75 град/с – снижались. В модели сгибание показатели с левой стороны снижались. Низкий дефицит наблюдался при угловой скорости 120, 90 град/с и имел отрицательный знак при разгибании в условиях угловой скорости 90 град/с. При угловой скорости 75 град/с дефицит составил средние значения, при разгибании 28,70 и сгибании 35,90 ед. Время ускорения зависело от значений угловой скорости и изменялось при сравнении показателей справа и слева разнонаправленно (120 и 90 град/с), а при 75 град/с – снижалось и было мало вариативным. Время замедления во всех пробах последовательно снижалось от правой к левой стороне. Относительно стабильны были показатели ROM. Средний пик вращающего момента в модели разгибания при угловой скорости 120, 90 град/с в измерениях справа и слева последовательно снижался (120 град/с), а в остальных повышался (75 град/с). Отношение агонистов и антагонистов справа и слева при угловых скоростях 120, 90 град/с снижалось, а при 75 град/с повышалось. Возможно, выявлялся дисбаланс мышц.

На рис. 7–9 представлена графическая диагностическая оценка коленного сустава (амплитуда, площадь, дефицит разгибание – сгибание).

Можно полагать, что дисбаланс биомеханических компонентов наблюдался в базовом периоде подготовки. Стабилометрические показатели тяжелоатлетов представлены в табл. 4.

Обсуждение результатов исследования. Итак, интегративная деятельность организма спортсменов обеспечивается многоуровневой системой регуляции СКУ, программами обеспечения нейронной обработки сигналов, моделирования обратных связей и сенсорных коррекций. Процесс генерирования моделей движения зависит от содержания, структуры ДД и сенсорной обработки связей [14].

Исследователь предложил нейрофизиологическую модель семантики действий на основе нейронных связей и адекватных нервно-мышечных стратегий во время выполнения ДД и их моделирования. В этой связи развитие и совершенствование целесообразного взаимодействия между активными системами

Таблица 3
Table 3

Сравнительная оценка биомеханических показателей тяжелых тяжелоатлетов легкой весовой категории
в условиях сгибания-разгибания коленных суставов, угловая скорость 150, 120, 90 грд/с
Comparison of biomechanical indicators of the lightweight weightlifter at flexion-extension of knee joints, angular speed 150, 120, 90 deg/s

	Время правой, левой 120 с	пик вр.мом. FT-LBS	пик вр.мом. %	время к пику вр. мом. мс	угол пика вр.мом. грд	вр.м 30 FT-LBS	вр.м 0,18 с FT-LBS	коэфф вариации %	MAX повт.сумм. раб. FT-LBS	MAX раб.повт. #	раб/вес тела %	сумм. раб. FT-LBS	раб. первой трети FT-LBS	раб. посл. трети FT-LBS	утомит. работы %	ср. мощность Вт	время ускорения мс	время замедления мс	ROM грд	ср. пик вр.м FT-LBS	отн. атонист/ антагонист
СТИБАНИЕ 150 ГРД/С	правая	19,3	30,6	480	138	0	13,7	49,1	13,7	13	21,8	209,5	24,6	86,2	-250,9	10,4	130	570	64,2	12,6	248,8
	левая	12,5	19,8	260	110	0	10	11,8	8,1	1	12,8	235	80,2	70,8	11,7	10,4	150	400	62,3	10,3	201,6
	дефицит	35,1				0	27,2		41,2			-12,2				-0,6					G: N/A
РАЗГИБАНИЕ 150 ГРД/С	правая	47,9	76,1	340	125	0	18,3	49,6	28,5	14	45,3	422,6	3	234,4	-782,9	19,7	140	410	64,2	28,7	
	левая	25,2	40	420	116	0	12,7	21,7	41,6,2	5	25,7	360,9	135,1	107,9	20,1	17,2	200	320	62,3	16,6	
	дефицит	47,4				0	30,7		43,2			14,6				12,5					
СТИБАНИЕ 120 ГРД/С	правая	29,8	47,3	340	116	0	17,5	31,2	22	9	34,8	629,6	272,3	172,3	36,7	14	80	470	64,4	14,3	225,7
	левая	27,1	43,1	620	142	0	12,1	21	16,2	18	25,7	717,4	264,6	181,5	31,4	16	80	340	60,5	15,8	152,2
	дефицит	8,9				0	30,9		26,2			-13,9				-14,1					G: N/A
РАЗГИБАНИЕ 120 ГРД/С	правая	67,2	106,7	360	128	0	37,8	27,3	44,2	2	70,1	1247,3	429,3	339,1	31,1	29,1	130	390	64,4	32,6	
	левая	41,3	65,5	320	128	0	33,3	18,4	23,8	3	37,8	1224,6	419,3	394,4	5,9	28,9	100	130	60,5	30,1	
	дефицит	38,6				0	11,9		46,1			1,8				0,7					
СТИБАНИЕ 90 ГРД/С	правая	29,7	47,1	730	144	0	15,1	26,6	22,6	13	35,9	232,3	66,8	89,8	-34,4	20,4	80	300	62,4	21,2	176
	левая	21,4	34	410	127	0	14,9	16,6	16,1	16	25,5	165,7	54,4	60,5	-11,2	15,9	60	230	60	16,3	240,8
	дефицит	27,7				0	1,4		28,9			28,7				22					G: N/A
РАЗГИБАНИЕ 90 ГРД/С	правая	52,2	82,9	370	128	0	35,9	20,5	33,3	14	52,8	393,3	119,4	147,9	-23,9	36,3	70	160	62,4	41,4	
	левая	51,6	81,9	300	131	0	39,5	26,3	25,9	14	41,2	252	89,2	74,8	16,2	24	70	100	60	29	
	дефицит	1,2				0	-9,8		22,1			35,9				34,1					

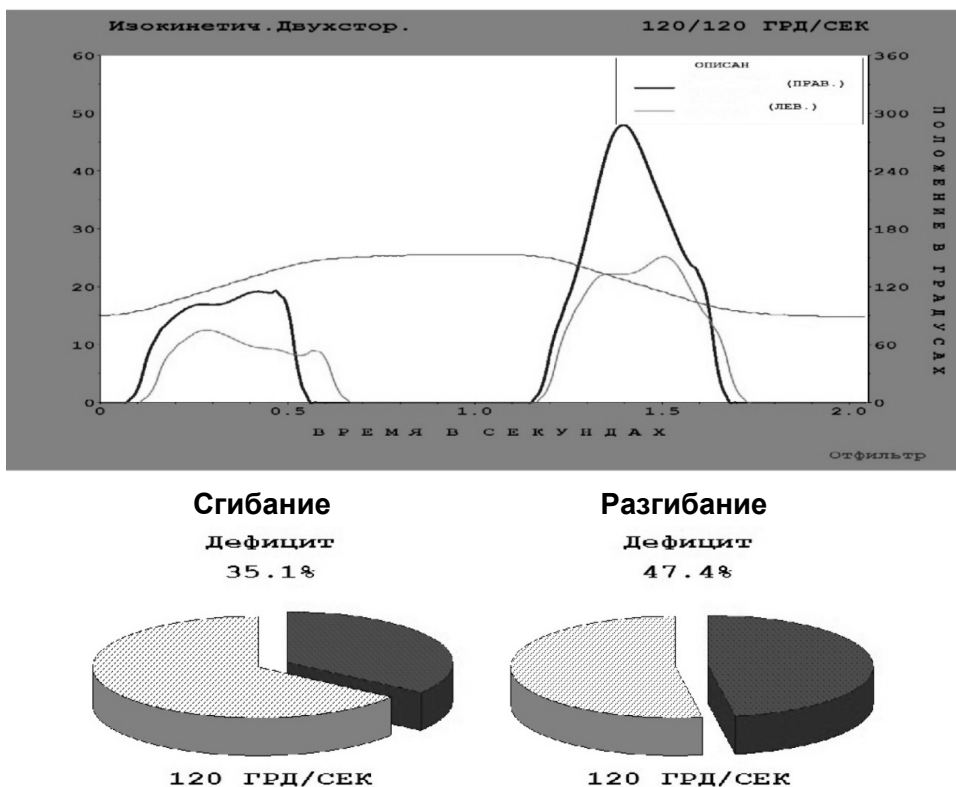


Рис. 7. Графическая оценка биомеханических показателей коленного сустава тяжелоатлета, угловая скорость 120 грд/с

Fig. 7. Graphic assessment of biomechanical indicators of the knee joint, angular speed 120 deg/s

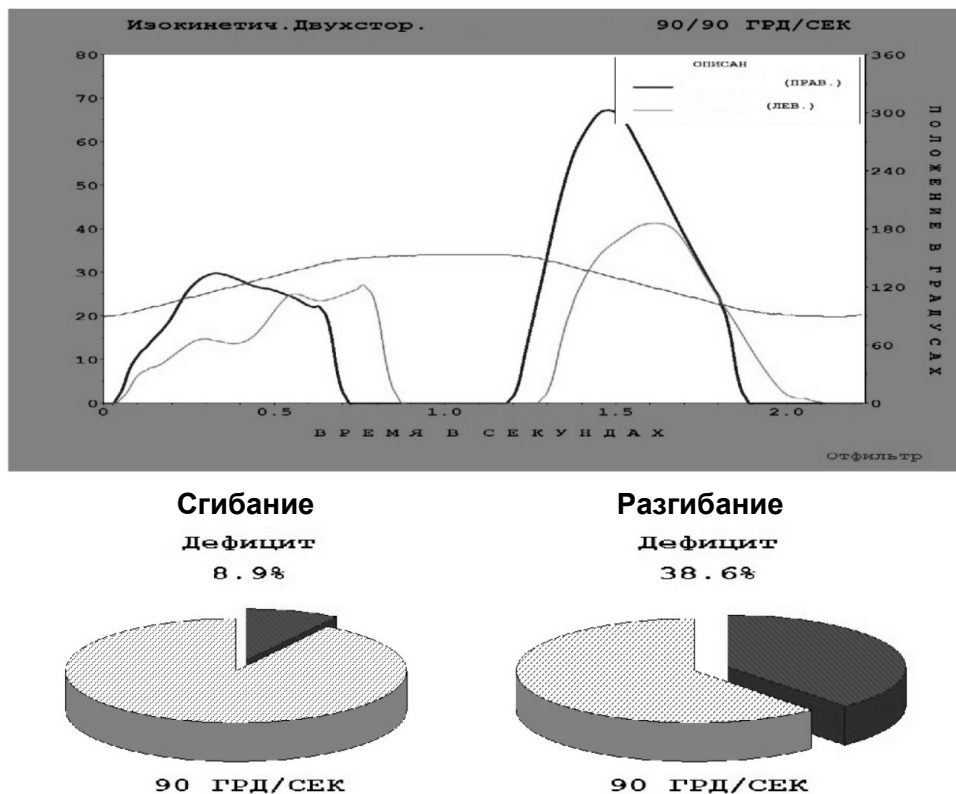


Рис. 8. Графическая оценка биомеханических показателей коленного сустава тяжелоатлета, угловая скорость 90 грд/с

Fig. 8. Graphic assessment of biomechanical indicators of the knee joint, angular speed 90 deg/s

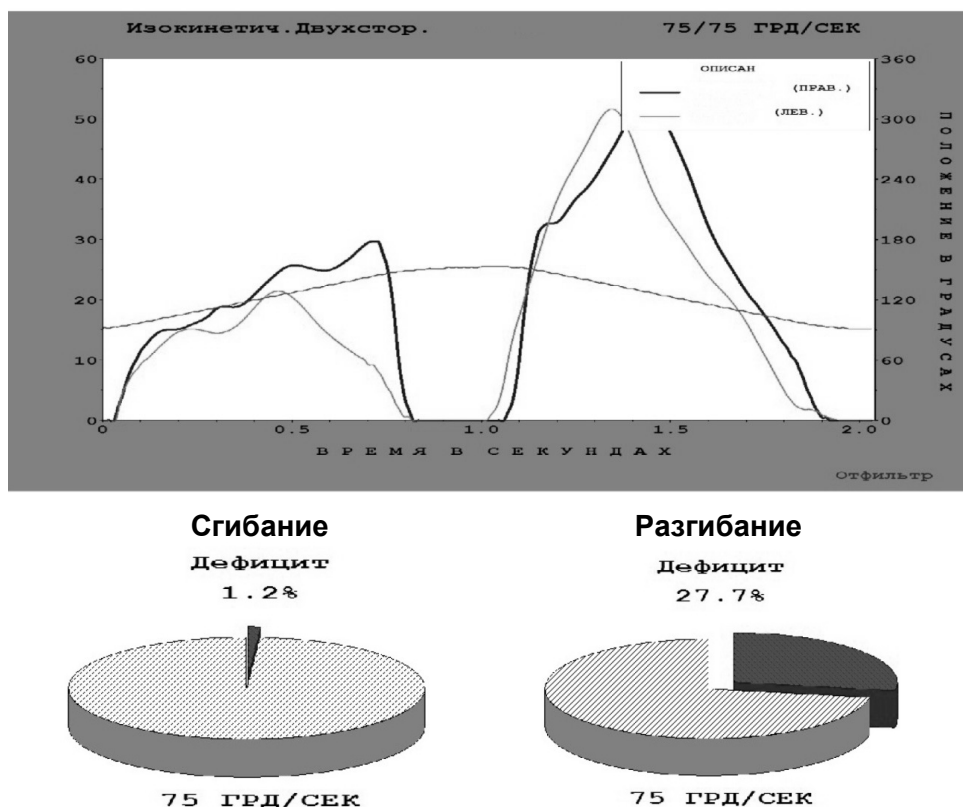


Рис. 9. Графическая оценка биомеханических показателей коленного сустава тяжелоатлета, угловая скорость 75 грд/с
 Fig. 9. Graphic assessment of biomechanical indicators of the knee joint, angular speed 150 deg/s

регуляции обуславливает высокий уровень спортивной результативности. Линейность и нелинейность присутствует в обеспечении спортивной результативности. Характеристики специальных и функциональных показателей имеют высокую силу, связь со спортивным результатом на этапе высшего спортивного мастерства. Гетерохронность обуславливает адаптивно-компенсаторные перестройки организма [15]. Иерархии в спортивной результативности представляют возможности СКУ, интегративных факторов, характерных для данного вида спорта и специализации в нем.

Выполнение динамических и статических ДД в тяжелой атлетике способствуют ухудшению постурального контроля, анаэробные и аэробные нагрузки снижают постуральную стабильность. Мышечное утомление повышает подвижность суставов через активацию мышц-антагонистов посредством увеличения импульса ДЕ с целью уменьшения постурального контроля. Утомление увеличивает динамический рефлекс растяжения, чтобы противодействовать сокращению – эндогенной подвижности суставов. Эти факторы требуют

анализа и практического внедрения. Следует учитывать, что постуральный контроль меньше нарушается в результате утомления дистальной мускулатуры по сравнению с проксимальной [21]. Автор предполагает, что утомление мышц голени (дистальные) вызывает рекрутирование мышц бедра (проксимальных) с целью предупреждения нарушений постурального контроля. Физиологические эффекты, вызываемые глобальными и локальными ДД, заметно различаются и способствуют снижению эффективности сенсорной импульсации и функции равновесия (проба Ромберга) в системе статокINETической устойчивости [5, 7].

В тренировочном процессе тяжелоатлетов утомление мышц-разгибателей нижних конечностей ухудшает постуральный контроль более по сравнению с мышцами сгибателями верхних конечностей. Вынужденные понижения постурального контроля важны с точки зрения построения силовых тренировочных нагрузок (СТН) и восстановления после них [11, 20]. Проекция на плоскость при движении в суставах во фронтальной плоскости

Таблица 4
Table 4Стабилометрические показатели тяжелоатлетов (юноши, МС), n = 15
Stabilometric indicators of weightlifters (male MS), n = 15

Кoeffициент Ромберга, QR (%)	Обозн (ед.)	Основная стойка, глаза открыты		Поворот головы влево		Поворот головы вправо		Основная стойка, глаза закрыты		Поворот головы влево, глаза закрыты		Поворот головы вправо, глаза закрыты	
		M	m	M	m	M	m	M	m	M	m	M	m
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	8,6	0,82	8,59	0,55	11,2	1,16	11,2	1,39	21,93	1,39	16,82	0,43
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	14,33	2,16	14,24	1,13	14,03	2,48	14,03	0,9	19,82	0,9	19,35	1,71
Скорость ОЦД	V (мм/с)	11,79	0,14	11,85	0,19	11,92	0,46	11,92	0,76	20,9	0,76	17,97	0,64
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf (Гц)	0,53	0,01	0,36	0,03	0,49	0,03	0,49	0,01	0,41	0,01	0,34	0,02
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf (Гц)	0,78	0,04	0,63	0,07	0,44	0,03	0,44	0,02	0,69	0,02	0,47	0,02
Площадь статокинезиограммы 90	S90 (мм2)	74,2	7,82	73,49	3,68	76,47	13,12	76,47	10,04	151,86	10,04	123,1	8,65
Отношение длины эллипса к его ширине	Le-We (ед)	1,27	0,04	1,25	0,04	1,38	0,05	1,38	0,02	1,1	0,02	1,25	0,04
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS90 (1/мм)	5,95	0,5	5,2	0,25	6,26	0,22	6,26	0,39	4,79	0,39	4,68	0,16
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной	xfZ% (Гц)	5,24	0,14	5,5	0,12	5,7	0,16	5,7	0,08	5,7	0,08	5,11	0,03
Показатель стабильности	Stab (%)	94,01	0,31	93,92	0,18	93,56	0,37	93,56	0,27	91,88	0,27	92,02	0,39
Индекс устойчивости	ИУ (ед)	34,04	0,4	34,01	0,59	33,85	0,52	33,85	0,83	20,17	0,83	22,9	0,74
Динамический компонент равновесия	ДК (ед)	65,96	0,4	65,99	0,59	66,15	0,52	66,15	0,83	79,83	0,83	77,1	0,74
Среднее положение ОЦД во фронтальной плоскости	Xe (мм)	-4,83	1,32	-7,28	1,4	-2,60	1,23	-2,60	0,37	-6,56	0,37	-2,28	1,24
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Ye (мм)	4,63	2,31	2,69	2,07	-0,18	1,62	-0,18	1,37	5,8	1,37	0,7	1,51

соответствуют или приведению (+) или отведению (-) от нейтрального положения, а стопы – супинация: приведение стопы относительно голени (+), пронация – отведение стопы относительно голени (-). Нейтральное положение суставов нижней конечности детерминирует перпендикулярно вертикаль к поверхности опоры, проходящую через центры суставов (тазобедренного, коленного, голеностопного).

Нейтральное положение для определения ротационного движения есть сочетание данных положений для сагиттальной и фронтальной плоскостей с нахождением стоп параллельно друг другу, а продольная ось стопы находится в сагиттальной плоскости. Конечность движется, суставы меняют свое положение в пространстве. Система координат привязана к проксимальному сегменту сустава и позволяет оценить истинные движения в суставе, не связанные с перемещениями тела и его частей в пространстве.

Ученые факультета спортивных наук университета Фрайбурга (Германия) отметили важность центра мышечной силы для стабилизации нижних конечностей [9]. Исходя из биомеханических аспектов, представляется необходимым, чтобы центр стабиллограммы не ограничивался лишь стабилизацией корпуса. Авторы дают представление о влиянии тренировки корпусной стабильности в стабильных и нестабильных условиях и дают биомеханическую аргументацию о контексте стабилизации туловища и нижних конечностей и эффектах тренировки нестабильности. Следует отметить, что для исследований стопы относительно голени, важно использовать аналогичные изменения в коленных и тазобедренных суставах [24]. Ученые Шанхайского спортивного университета изучили проприоцептивные пробы и установили важную роль в успешности хорошей проприоцепции лодыжки [22]. Тестирование проприоцепции важно в условиях спортивной ориентации с целью повышения проприоцептивных способностей.

Коленный сустав (КС) обуславливает как основные функции сгибание – разгибание, так и отведение, и приведение, и ротационные движения. В зависимости от суставного угла КС изменяют свою пространственную ориентацию. Ось сгибания – разгибания сустава лежит на середине расстояния между боковым надмышечком бедренной кости и суставной

щелью КС, а также на середине расстояния между передней и задней суставной поверхностью бокового надмышечка. Движение отведение-приведение совершается по оси, лежащей в межмышечковой области большеберцовой кости. Ось ротационного движения проходит вдоль диафиза большеберцовой кости [6]. А в тазобедренном суставе шаровидной формы ось любого движения проходит через центр головки бедренной кости. Положение оси сгибания – разгибания совпадает с верхушкой большого вертела.

R. Müller, S. Grimmer, R. Blickhan (2010) исследовали регулирование жесткости в области голеностопного и коленного суставов пришли к выводу, что во время фазы отбора контроль активации играет незначительную роль, в связи с тем, что геометрия и фон (угол постановки ног и ее скорость, длина) обеспечивает адекватную корректировку подвижности суставов, а также жесткости ног.

T. Paillard (2012) представила обзор о влиянии общего и локального утомления на поструральный контроль, обуславливающий сохранение вертикальной проекции центра тяжести. Постуральный контроль меньше нарушается в итоге утомления дистальной мускулатуры по сравнению с утомлением проксимальной мускулатуры. Можно предположить, что утомление мышц голени (дистальные), обуславливающее нарушения пострурального контроля, вызывает рекрутирование проксимальных мышц (колена, бедра).

Исходя из анализа данных В. Янды (2013) по функциональной диагностике мышц, R. Donatelli (2007) по увеличению упруго-вязких свойств скелетных мышц, вследствие их растяжения можно заключить следующее: физиологические эффекты, вызванные гравитационными и баллистическими ДД локального и глобального характера в условиях околопредельных нагрузок могут ухудшать эффективность сенсорной импульсации и статокINETической устойчивости.

Нейрофизиология баланса в основной стойке спортсмена заключается в том, что поструральная система сохраняет устойчивость к гравитации, генерирует мышечный ответ на произвольные и непроизвольные, ожидаемые и неожидаемые ДД, подвергая фазному процессу адаптации в изменяющихся экзогенных и эндогенных условиях. В ДД включаются ОДА, сенсорная система, регуляторы центральной и периферической нервной системы.

Важна роль зрения, проприорецепторов, вестибулярной, скелетно-мышечной систем и тотальных размеров тела. Учет возраста и пола необходим для оценки баланса в основной стойке.

Коэффициент Ромберга (контроль – $285,05 \pm 52,00$) применяется для количественного определения соотношения между зрительной и проприоцептивной системами с целью контроля баланса в основной стойке, длина тела и стопы обследуемого является одними из антропометрических характеристик, которые используются для нормирования. Однако эти вопросы требуют дальнейших исследований. С возрастом стабильность баланса ухудшается, а скорость перемещения центра давления в основной стойке с возрастом повышается. Обнаружен незначительный устойчивый дрейф ЦД влево во время длительного исследования [13]. Наиболее воспроизводимыми результатами обладает параметр скорости ЦД. По данным R.A. Du Pasquier et al. (2003), наибольшей повторяемостью обладает параметр площади статокинезиограммы. Итак, показатели оказались противоречивыми.

Математические девиации ЦД в соответствии с рекомендациями Vizzo et al. (1985) и общепринятыми правилами выражается в среднеквадратичном отклонении от среднего положения. Доверительный интервал (предел колебаний $\pm 95\%$) дает эллипс наклонов вправо или влево в зависимости от преимущественного уровня колебаний. Длина статокинезиограммы характеризует величину пути, пройденную ЦД. Любая стабилограмма состоит из хорошо видимых крупных волн, медленных изменений положения ЦД и накладывающихся на них колебаний средней и малой величины.

Следует обратить внимание на средний вектор колебаний ЦД. Нестабильность основной стойки проявляется следующим симптомокомплексом: увеличение амплитуды колебаний центра давления; повышение скорости движения ЦД; смещение частоты колебаний в низкочастотную часть спектра.

Типы действия мышц следующие: концентрические сопровождаются ее укорочением, эксцентрические – удлинением, изометрические – без изменения длины. Существуют смешанные варианты действия мышц: изотоническое – постоянный момент силы; изокинетическое – укорочение и удлинение мышцы с поставленной скоростью, изометрическое-

изотоническое – длина и сила мышцы постоянная, изометрическое-анизотоническое – длина мышцы постоянна, а усилие изменяется; анизометрическое-изотоническое действие – длина мышцы изменяется, а развиваемое усилие постоянно; анизометрическое-анизотоническое – длина и сила мышцы изменяется. В связи с изменяющимся взаимоотношением сегментов реальная структура действия [1] мышц сложна. Меняются соотношения между концентрическими, эксцентрическими и изометрическими действиями, обуславливающими как поглощение (эксцентрические), так и генерацию энергии (концентрические). Исходя из этого, типы взаимодействия определяются следующим образом:

– синергисты: мышцы, которые участвуют в выполнении одного и того же движения;

– антагонисты: мышцы, выполняющие противоположные действия, которые в реальном времени производят меньший момент сил относительно сустава [6];

– агонисты: мышцы, ответственные за определенные действия, т. е. имеющие такой же момент силы, как и в данном суставе [23, 25].

Заключение. Интегративная оценка изокинетического тестирования выявила, что десинхронизация, разбалансирование статокинетической устойчивости начинается с мышечной системы, ее угловых, временных, вращательных характеристик, диапазона движения, динамической нестабильности суставов, рецепторного соотношения групп мышц, участвующих в двигательных действиях. Эти интеграции являются пусковыми, приводящими к нарушениям в обеспечивающих системах, сдвигам показателей, путем сравнения не вовлеченной и вовлеченной сторон, сгибания и разгибания суставов, дефицита.

Мышечное утомление связывают с величиной прилагаемого усилия и произвольного или вызванного сокращения мышц. По данным электрофизиологии, снижение потенциала действия начинается после снижения усилия, а снижение силы в условиях максимальной активации мышцы происходит при нарушении клеточного метаболизма, вследствие выделения Ca^{2+} из саркоплазматического ретикула. Большая роль принадлежит гормонам и электролитам в обеспечении эффективности мышечного сокращения. Мощность является функциональным приложением силы и скорости, а также ключевым компонентом в тяжелой атлетике.

Литература

1. Витензон, А.С. От естественного к искусственному управлению локомоциями / А.С. Витензон, К.А. Петрушанская. – М.: НМФ «МБН», 2003. – 438 с.
2. Мак-Комас, А.Дж. Скелетные мышцы: моногр. / А.Дж. Мак-Комас. – Киев: Олимп. лит., 2001. – 408 с.
3. Нейрон. Обработка сигналов. Пластичность. Моделирование: Фундаментальное руководство / Ю.И. Александров, К.В. Анохин, Б.Н. Безденежных и др.; под ред. Е.Н. Соколова, В.А. Филиппова, А.М. Черноверизова. – Тюмень: Изд-во Тюменского ГУ, 2008. – 548 с.
4. Селуянов, В.Н. Физическая подготовка футболистов / В.Н. Селуянов, С.К. Сарсания, К.С. Сарсания. – М.: ТВТ Дивизиан, 2004. – 192 с.
5. Структурно-функциональные и энергетические особенности постурологических характеристик, состояния позвоночника и состава тела тяжелоатлетов высокой спортивной квалификации / К.А. Алексеев, В.В. Епишев, А.П. Исаев и др. // Вестник ЮУрГУ. Серия «Образование, здравоохранение, физическая культура». – 2014. – Т. 14, № 31. – С. 43–52.
6. Янда, В. Функциональная диагностика мышц / В. Янда; пер. с серб. – М.: Эксмо, 2010. – 325 с.
7. An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to stance control. / H. van der Kooij, R. Jacobs, B. Koopman, van der Helm F. // *Biological Cybernetics*. – 2001. – № 84(2). – P. 103–115.
8. Donatelli, R. Sports – specific rehabilitation / R. Donatelli. – USA, 2007. – 336 p.
9. Gollhofer, A. Importance of core muscle strength for lower limb stabilization / A. Gollhofer, D. Gehring; G. Mornieux // 6 International Congress on Science and Skiing 2013, St. Christoph a. Arlberg. – St. Christoph a. Arlberg, Austria, 2013. – P. 11.
10. Internal models in the control of posture // P.G. Morasso, L. Baratto, R. Capra, G. Spada // *Neural Networks*. – 1999. – Vol. 12, iss. 7–8. – P. 1173–1180.
11. Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? / J. Massion, K. Popov, J.C. Fabre, et al. // *Exp Brain Res*. – 1997. – № 114(2). – P. 384–389.
12. Kavounoudias, A. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation / F. Kavounoudias, R. Roll, J.P. Roll // *J Physiol*. – 2001. – № 532.3. – P. 869–878.
13. Kavounoudias, A. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control / A. Kavounoudias, R. Roll, J.P. Roll // *Neuroreport*. – 1998. – № 9(14). – P. 3247–3252.
14. Kelly, R.U. Understanding the neurophysiology of action interpretation in right and left-handed individuals / R.U. Kelly. – 2015. – 154 p.
15. Kiemel, T. Slow dynamics of postural sway are in the feedback loop / T. Kiemel, K.S. Oie, J.J. Jeka // *Journal of neurophysiology*. – 2006. – № 95(3). – P. 1410–1418.
16. Kluzik, J. Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface / J. Kluzik, F.B. Horak, R.J. Peterka // *Exp Brain Res*. – 2005. – № 162(4). – P. 474–489.
17. Kuo, A.D. An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance / A.D. Kuo // *J. Neural Eng*. – 2005. – № 2(3). – P. 235–349.
18. Loram, I.D. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius / I.D. Loram, G.M. Maganaris, M. Lakie // *J Physiol*. – 2005. – № 564.1. – P. 295–311.
19. Morasso, P.G. Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing? // P.G. Morasso, M. Schieppati // *J. Neurophysiol*. – 1999. – Vol. 82 (3). – P. 1622–1626.
20. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes / V. Krishnamoorthy, S. Goodman, V. Zatsiorsky, M.L. Latash // *Biological cybernetics*. – 2003. – № 89 (2). – P. 152–161.
21. Paillard, T. Effects of General and Local Fatigue on Postural Control: A Review / T. Paillard // *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. – 2012. – Vol. 36. – P. 162–176.
22. Sport attainment and proprioception / J. Han, J. Anson, G. Waddington, R. Adams // *International journal of Sports Science & Coaching*. – 2014. – Vol. 9, № 1. – P. 159–170.
23. Stiffness control of balance in quiet standing // D.A. Winter, A.E. Patla, F. Prince et al. // *J Neurophysiol*. – 1998. – Vol. 80. – P. 1211–1221.
24. The effect of head position and functional status of the cervical spine on body sway in the upright posture / F. Hlavacka, M. Saling,

M. Krizkova et al. // Bratisl. Lek. Listy. – 1992. –
Vol. 93, № 6. – P. 324–327.
25. Winter, D.A. Biomechanics and motor

control of Human gait / D.A. Winter. – Waterloo,
Ontario: University of Waterloo press, 1991. –
143 p.

Исаев Александр Петрович, доктор биологических наук, профессор, директор центра спортивной науки, Южно-Уральский государственный университет, г. Челябинск, isaevap@susu.ac.ru.

Эрлих Вадим Викторович, доктор биологических наук, доцент, директор Института спорта, туризма и сервиса, Южно-Уральский государственный университет, г. Челябинск, erlikhv@susu.ac.ru.

Ненашева Анна Валерьевна, доктор биологических наук, профессор, заведующий кафедрой теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет, г. Челябинск, nenashevaav@susu.ac.ru.

Клещенкова Наталья Евгеньевна, аспирант кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет, г. Челябинск, natali-nj@mail.ru.

Кукх Абдул Рахман Ахмед Моса, аспирант кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет, г. Челябинск, tmfcs@mail.ru.

Поступила в редакцию 29 апреля 2017 г.

DOI: 10.14529/hsm170309

BIOMECHANICAL CHARACTERISTICS OF MUSCULAR AND POSTURAL REGULATION OF CONDITIONALLY LIGHTWEIGHT WEIGHTLIFTERS DURING THE BASIC PERIOD OF TRAINING

A.P. Isaev, isaevap@susu.ac.ru,

V.V. Erlikh, erlikhv@susu.ac.ru,

A.V. Nenasheva, nenashevaav@susu.ac.ru,

N.E. Kleshchenkova, natali-nj@mail.ru,

Kukkh Abdul Rahman Ahmed Mosa, tmfcs@mail.ru

South Ural State University, Chelyabinsk, Russian Federation

Aim: to assess speed-strength motor capacity of flexors and extensors of knee and hip joints, angles of force applications, and muscular performance in weightlifters. **Materials and Methods.** Polydynamometer produced by Biodex (USA) allows the basic, comparative, and graphic assessment of joint indicators of the upper and lower limbs (flexion-extension) at an angular speed of 150,120,920 deg/s. We examined 6 weightlifters (body weight 63.00±0.98 kg; body length 173.00±1.75 cm) qualified as Candidates for Master of Sport (n=4) and Master of Sport (n=2), aged 18.22±1.74. **Results.** Integrative assessment of isokinetic testing revealed that desynchronization and imbalance of statokinetic stability starts from the muscle system, its angular, temporal, and rotation characteristics, range of movement, dynamical instability of joints, and receptor ratio of groups of muscles participating in motor actions. These integrations are the trigger that leads to disturbances in supporting systems and shifts in indicators as seen from the comparison of involved and uninvolved elements, joint flexion and extension, and deficiency. **Conclusion.** The used diagnostic equipment allows the determination of muscular imbalance, assessment of structural and physiological capacity, and estimate biomechanical features including differentiation of efforts at various angular accelerations and force application.

Keywords: biomechanical indicators, stabilometry, balance, angular speed, rotating torque, extension, flexion, deficiency, work, body weight.

References

1. Vitenzon A.S., Petrushanskaya K.A. *Ot estestvennogo k iskusstvennomu upravleniyu lokomotsiyami* [From Natural to Artificial Management of Locomotions]. Moscow, NMF MBN Publ., 2003. 438 p.
2. Mak-Komas A. Dzh. *Skeletnye myshtsy: monografiya* [Skeletal Muscles. Monograph]. Kiev, Olympic Literature Publ., 2001. 408 p.
3. Aleksandrov Yu.I., Anokhin K.V., Bezdenezhnykh B.N., Sokolova E.N., Filippova V.A., Chernozerizova A.M. *Neyron. Obrabotka signalov. Plastichnost'. Modelirovanie: Fundamental'noe rukovodstvo* [Neuron. Signal Processing. Plastic. Modeling. The Fundamental Guide]. Tyumen', Tyumen State University Publ., 2008. 548 p.
4. Seluyanov V.N., Sarsaniya S.K., Sarsaniya K.S. *Fizicheskaya podgotovka futbolistov* [Physical Training of Players]. Moscow, TVT Divizian Publ., 2004. 192 p.
5. Alekseev K.A., Epishev V.V., Isaev A.P., Khomenko R.V., Sumak E.N. [Structural and Functional and Energy Features of Postural Characteristics, Spine and Body Composition of Weightlifters of High Sports Qualification]. *Bulletin of South Ural State University. Ser. Education, Healthcare Service, Physical Education*, 2014, vol. 14, no. 31, pp. 43–52. (in Russ.)
6. Yanda V. *Funktsional'naya diagnostika myshts* [Functional Diagnostics of Muscles], serbian translation. Moscow, Eksmo Publ., 2010. 325 p.
7. Van der Kooij H., Jacobs R., Koopman B., van der Helm F. An Adaptive Model of Sensory Integration in a Dynamic Environment Applied to Stance Control. *Biological Cybernetics*, 2001, no. 84 (2), pp. 103–115.
8. Donatelli R. Sports – Specific Rehabilitation. U.S.A. 2007. 336 p.
9. Gollhofer A., Gehring D., Mornieux G. Importance of Core Muscle Strength for Lower Limb Stabilization. *6 International Congress on Science and Skiing 2013, St. Christoph a. Arlberg*. St. Christoph a. Arlberg, Austria, 2013. 11 p.
10. Morasso P.G., Baratto L., Capra R., Spada G. Internal Models in the Control of Posture. *Neural Networks*, 1999, vol. 12, iss. 7–8, pp. 1173–1180. DOI: 10.1016/S0893-6080(99)00058-1
11. Massion J., Popov K., Fabre J.C., Rage P., Gurfinkel V. Is the Erect Posture in Microgravity Based on the Control of Trunk Orientation or Center of Mass Position? *Exp Brain Res.*, 1997, no. 114 (2), pp. 384–389.
12. Kavounoudias A., Roll R., Roll J.P. Foot Sole and Ankle Muscle Inputs Contribute Jointly to Human Erect Posture Regulation. *J Physiol.*, 2001, no. 532.3, pp. 869–878. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x
13. Kavounoudias A., Roll R., Roll J.P. The Plantar Sole is a ‘Dynamometric Map’ for Human Balance Control. *Neuroreport.*, 1998, no. 9 (14), pp. 3247–3252.
14. Kelly R.U. Understanding the Neurophysiology of Action Interpretation in Right and Left-Handed Individuals. 2015. 154 p.
15. Kiemel T., Oie K.S., Jeka J.J. Slow Dynamics of Postural Sway are in the Feedback Loop. *Journal of Neurophysiology*, 2006, no. 95 (3), pp. 1410–1418.
16. Kluzik J., Horak F.B., Peterka R.J. Differences in Preferred Reference Frames for Postural Orientation Shown by After-Effects of Stance on an Inclined Surface. *Exp Brain Res.*, 2005, no. 162 (4), pp. 474–489.
17. Kuo A.D. An Optimal State Estimation Model of Sensory Integration in Human Postural Balance. *J. Neural Eng.*, 2005, no. 2(3), pp. 235–349.
18. Loram I.D., Maganaris G.M., Lakie M. Human Postural Sway Results From Grequent, Ballistic Bias Impulses by Soleus and Gastrocnemius. *J Physiol.*, 2005, no. 564.1, pp. 295–311. DOI: 10.1113/jphysiol.2004.076307
19. Morasso P.G., Schieppati M. Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing? *J. Neurophysiol.*, 1999, vol. 82 (3), pp. 1622–1626.
20. Krishnamoorthy V., Goodman S., Zatsiorsky V., Latash M.L. Muscle Synergies During Shifts of the Center of Pressure by Standing Persons: Identification of Muscle Modes. *Biological Cybernetics*, 2003, no. 89 (2), pp. 152–161.
21. Paillard T. Effects of General and Local Fatigue on Postural Control: A Review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 2012, vol. 36, pp. 162–176. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2011.05.009

22. Han J., Anson J., Waddington G., Adams R. Sport Attainment and Proprioception. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 2014, vol. 9, no. 1, pp. 159–170. DOI: 10.1260/1747-9541.9.1.159
23. Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M., Gielo-Perczak K. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *J Neurophysiol.*, 1998, vol. 80, pp. 1211–1221.
24. Hlavacka F., Saling M., Krizkova M. The Effect of Head Position and Functional Status of the Cervical Spine on Body Sway in the Upright Posture. *Bratisl. Lek. Listy*, 1992, vol. 93, no. 6, pp. 324–327.
25. Winter D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Waterloo, Ontario: University of Waterloo press, 1991. 143 p.

Received 29 April 2017

ОБРАЗЕЦ ЦИТИРОВАНИЯ

Биомеханические характеристики мышечной и пострологической регуляции тяжелоатлетов условной легкой весовой категории в базовом периоде подготовки / А.П. Исаев, В.В. Эрлих, А.В. Ненашева и др. // Человек. Спорт. Медицина. – 2017. – Т. 17, № 3. – С. 76–93. DOI: 10.14529/hsm170309

FOR CITATION

Isaev A.P., Erlikh V.V., Nenasheva A.V., Kle-shchenkova N.E., Kukkh Abdul Rahman Ahmed Mosa. Biomechanical Characteristics of Muscular and Postural Regulation of Conditionally Lightweight Weightlifters During the Basic Period of Training. *Human. Sport. Medicine*, 2017, vol. 17, no. 3, pp. 76–93. (in Russ.) DOI: 10.14529/hsm170309