

## БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ТЕСТИРОВАНИЕ МЫШЕЧНОЙ РЕГУЛЯЦИИ НА BIODEX SYSTEM 4PRO ЮНОШЕЙ-ТЯЖЕЛОАТЛЕТОВ ВЫСОКОЙ СПОРТИВНОЙ КВАЛИФИКАЦИИ СРЕДНИХ ВЕСОВЫХ КАТЕГОРИЙ

Р.В. Хоменко<sup>1</sup>, А.П. Исаев<sup>1</sup>, В.В. Эрлих<sup>1</sup>, А.В. Шевцов<sup>2</sup>,  
А.В. Ненашева<sup>1</sup>, Н.Е. Клещенко<sup>1</sup>, Р.Р. Магданова<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Южно-Уральский государственный университет, г. Челябинск, Россия,

<sup>2</sup>Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья имени П.Ф. Лесгафта, г. Санкт-Петербург, Россия,

<sup>3</sup>Южно-Уральский государственный медицинский университет, г. Челябинск, Россия

**Цель:** оценка силовых способностей конечностей тяжелоатлетов, которая позволит рационально использовать в технике выполнения движений, статокINETической устойчивости, целесообразной энергопродукции, направленности рекрутирования мышц, упруго-вязких свойств, расслабления и напряжения. **Организация и методы исследования.** Обследовались тяжелоатлеты юноши 16–18 лет ( $n = 10$ ), из них спортивной квалификации кандидата ( $n = 8$ ) и мастера спорта ( $n = 2$ ). Длина тела варьировала от 173 до 176 см. Для оценки изокINETического двигательного действия в суставах использовался мультисуставной комплекс Biodex System 4Pro (Biodex Medical System, Inc, США). **Результаты.** Выявлено наличие многогранных биомеханических показателей и их взаимосвязей, отражающих функционирование интегративной деятельности системы статокINETической устойчивости тяжелоатлетов с ее балансированием и разбалансировкой. Следует отметить, что анализ корреляций по сравнению с анализом векторных изменений абсолютных значений более объективно отражает многогранные процессы в статокINETической устойчивости тяжелоатлетов. **Заключение.** Полученные результаты позволяют наиболее точно описать биомеханические характеристики регуляции сгибания и разгибания суставных изменений (колени, плечо, тазобедренный сустав).

**Ключевые слова:** силовые способности, регуляция двигательных действий, нейромоторное обеспечение, нейронная сеть, мощность, угловая скорость, сгибание – разгибание.

**Введение.** Положение тела (стойка) зависит от углового расположения всех суставов в плоскостях, пространстве, времени, скорости изменения отдельных сегментов тела. Рецепторное воздействие сигнализирует таламическим нейронам, регулирующим вектор вращения суставов. Сгибательно-разгибательные двигательные действия (ДД) осуществляются по средствам растяжения, сокращения и расслабления скелетных мышц, активности двигательных единиц (ДЕ) [2, 5, 6, 14].

Скелетные мышцы находятся в сильной связи с регуляторными процессами произвольных движений [19, 23] и сокращаются под влиянием импульсов мотонейронов спинного мозга, рекрутируя двигательные единицы и обеспечивая их синхронизацию [24, 26]. Проблема регуляции силовых ДД базируется на нейроне – главном звене нейро-моторного аппарата. Мембранная нейрорецепция, биоэлектрическая активность нейрона, пластич-

ность, синоптическая трансляция обуславливают формирование следовых процессов [1]. Возникает необходимость моделирования нейрона как одного из регуляторов ДД [29, 33]. 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 [27, 28]. Черная субстанция среднего мозга регулирует статокINETическую устойчивость и тонус мышц. Красная ядро-спинномозговой путь служит регулятором пускового сигнала мотонейронных интеграций спинного мозга и является регулятором тонуса мышц сгибателей [25]. 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 [14].

Итак, интегративная деятельность организма спортсменов обеспечивается многоуровневой системой регуляции СКУ, программами сравнения нейронной обработки сигналов, моделирования обратных связей и сенсорных коррекций. Процесс генерирования моделей движения зависит от содержания, структуры ДД и сенсорной обработки связи [21]. Исследователь предложил нейрофизиологическую модель семантики действий на основе нейронных связей и адекватных нервно-мышечных стратегий во время выполнения ДД и их моделирования.

В Мидлсекском университете Великобритании разработана система планирования спортивных тренировочных сессий с помощью алгоритма ВАТ [16]. Ее базу определяет опыт подготовки спортсменов и оценка их возможностей.

Развитие и совершенствование целесообразного взаимодействия между активными системами 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 мастерства. Гетерохронность обуславливает адаптивно-компенсаторные перестройки организма [22]. Иерархии в спортивной результативности представляют возможности СКУ, интегративные факторы, характерные для данного вида спорта и специализации в нем. Например, для лыжников-гонщиков дистанционного характера критерием служит МПК (максимальное потребление кислорода) и окислительная способность мышц [20].

Норвежские исследователи определили физиологические детерминанты у элитных атлетов спринтеров и стайеров [32]. Они соотнесли результаты лабораторных показателей с уровнем результативности с помощью FIS-очков (рейтинговые очки Международной лыжной федерации). Установлено, что для

спринтеров характерна пиковая мощность конечностей, которая коррелирует с результатами ( $z = 0,68$  и  $-0,47$ ;  $p \leq 0,01$ ), но не с результатами на стайерских дистанциях. Уровень результативности на стайерских дистанциях коррелирует с содержанием молочной кислоты, респираторными коэффициентами на субмаксимальных скоростях ( $z = 0,73$ ;  $p \leq 0,05$ ). Морфометрические показатели не коррелируют с уровнем результативности в спринте и стайерских дистанциях. Можно полагать, что взрывная сила, обусловленная пиковой мощностью конечностей, связана с уровнем спринтерской производительности, в то время как высшие аэробные возможности и низшие анаэробные во время субмаксимальной работы на лыжероллерах связаны с уровнями стайерской результативности.

Для явления интеграции естественным и обязательным условием является избирательность, детерминированность, индивидуальность. Для прогноза спортивных способностей, выявления одаренных подростков, факторов, лимитирующих лабильность, используют следующий математический аппарат и нейрофизиологические показатели: нервно-мышечную возбудимость, нейронные сети, пиковую мощность метаболизма, нечеткую логику, марковские модели, метод опорных векторов и множественную регрессию [12, 13, 31].

Выполнение динамических и статических ДД в тяжелой атлетике способствует 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.

Постуральный контроль меньше нарушается в результате утомления дистальной мускулатуры по сравнению с проксимальной [30]. Автор предполагает, что утомление мышц голени (дистальные) вызывает рекрутирование мышц бедра (проксимальных) с целью предупреждения нарушений постурального контроля.

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 [24, 27].

Ученые факультета спортивных наук университета Фрайбурга (Германия) отметили важность центра мышечной силы для стабилизации нижних конечностей [17]. Исходя из биомеханических аспектов, представляется значимым, 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 [9]. Ученые Шанхайского спортивного университета [18] изучили проприорецептивные способы и установили важную роль в успешности хорошей проприорецепции лодыжки. Тестирование проприорецепции важно в условиях спортивной ориентации, с целью повышения проприоцептивных способностей.

Ученый Аризонского государственного университета [15] предложил модифицированную систему управления движениями человека, включающую несколько суставов, «Гипотеза ведущего сустава». Существует доминантное соединение, осуществляющее динамическую основу для движения всей конечности. «Разгон/торможение на переднем суставе производится взаимной активностью мышц без учета других совместных движений». Схема контроля представлена на рисунке.

Исходя из анализа данных В. Янды [10] по функциональной диагностике мышц, R. Donatelli [14] 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 статокинетической устойчивости. По мнению Т. Railard [30], глобальные упражнения больше влияют на сенсорные рецепторы и СКУ по сравнению с локальными, вызывающими ухудшение контроля основных стоек в разных видах спорта. Авторы предполагают, что утомление проксимальных мышц, а также мышц сгибателей верхних конечностей ухудшает постуральный контроль больше, чем утомление дистальных мышц, а также мышц сгибателей верхних конечностей.

**Материалы и методы, модель исследования.** Обследовались тяжелоатлеты юноши 16–18 лет (n = 10), из них спортивной квалификации кандидата (n = 8) и мастера спорта (n = 2). Длина тела варьировала от 173 до 176 см. Для оценки изокинетического ДД в суставах использовался мультисуставной комплекс Biodex System 4Pro (Biodex Medical System, Inc, США). 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 минуты 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 грд/с, 90 грд/с, 120 грд/с соответственно.



Организация контроля мультисуставных движений [10]

**Результаты исследования.** В качестве примера приводим данные сравнительной, основной и графической оценки (табл. 1–10) у представителя средней весовой категории КМС в возрасте 18 лет со стажем занятий 8 лет.

У спортсмена массой тела 77 кг и длиной тела 176 см осуществлялась сравнительная оценка ДД в различных диапазонах мощности и временных характеристиках вращающегося момента плечевого сустава. Выявлены дефициты при сравнении вовлеченных и вовлеченных сторон, которые рассчитывались в рейтинговом порядке по убыванию: максимальный повтор всей работы (–78,80 и –65,60 (LBS, фунт)), пик силы (–29,9 и –10,3 (LBS, фунт)), сумма работ (–22,2 и –3,1 (LBS, фунт)), средняя мощность (–13,20 и –4,60 (Ватт)). Отрицательное значение процента дефицита подразумевает, что вовлеченная сторона сильнее вовлеченной при условии, что сначала тестировалась вовлеченная сторона.

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 мышц сложна [4]. 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 [10];
- агонисты: мышцы, ответственные за определенные действия, т. е. имеющие такой же момент силы, как и в данном суставе [34, 35].

Сравнение в плечевом суставе вовлеченных и вовлеченных сторон (см. табл. 1–3) пика силы в первом измерении 150, 120, 90 грд/с соответственно, не выявило значительных изменений, кроме показателя левой и правой руки первого исследования. Отношение пика силы и массы тела (%) изменилось волнообразно в значениях левой и правой (150, 120, 90 грд/с) руки, снижалось с правой и стабилизировалось в первой части, а во второй наблюдалось падение и затем резкое повышение показателя. «Время до пика силы» в левой руке, по сравнению с правой рукой, снижалось (150 грд/с), в условиях 120 грд/с изменялось равнонаправленно, а при 90 грд/с – снижалось. Расстояние до пика силы (дюйм) в зависимости от угловой скорости, соответственно, в первом случае повышено в левой руке в +2 раза, в правой +3,72 раза; во втором случае –0,85 (левая) и +4,73 (правая), в условиях 90 грд/с левая рука +1,06 и правая рука –1,53 раза. Коэффициенты вариации в большинстве случаев, соответственно в трех заданиях, последовательно снижались. Исключение составил показатель правой руки в пробе 90 грд/с.

Значения максимального повтора всей работы в трех дифференциациях, в том числе компонентного коэффициента (LBS), выявили его вариативность как и остальных измеряемых показателей. Дефицит максимального повтора всей работы составил –48,80 %. Максимальный повтор всей работы обуславливает функции мышечных групп по сравнению с максимальным вращающим моментом. Он отражает нейромышечные сдвиги и должен находиться в пределах первых нескольких повторов тестирования. Показатели максимального повтора работы свидетельствуют о стабильности, вариативности остальных измеряемых значений. Отношение работы к весу тела в трех дифференциациях свидетельствуют о вариативности изменений процента максимального повтора и масс тела спортсмена. Диапазон колебания показателей в первом исследовании относительно статичен и мало-вариативен во втором исследовании.

Показатели суммарной работы в трех изучаемых положениях изменялись исключительно вариативно при относительно низких показателях дефицита (–22,2 и –3,1). Сравнение показателей первой и последней трети тестирования выявило в первой и второй части, соответственно, возрастающие показатели вариативности. В первой части все показатели

Таблица 1  
Table 1

Сравнительная оценка показателей изокинетического тестирования верхних конечностей  
с угловой скоростью 150 град/с  
Comparative assessment of upper limbs isokinetic parameters with angular velocity of 150 deg/s

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	→ 12.03 град/с (150) 12.03 deg/s (150)			← 12.03 град/с (150) 12.03 deg/s (150)		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик силы Strength peak	LBS	9,2	12,0	-29,9	13,6	15,0	-10,3
Пик силы / вес тела Strength peak / body weight	%	12,0	15,6		17,7	19,5	
Время до пика силы Time before strength peak	млс ms	390,0	330,0		420,0	310,0	
До пика силы Before strength peak	дюйм inch	2,2	1,8		4,4	6,7	
Кoeff. вариации Coefficient of variance	%	34,3	24,2		20,4	38,5	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	LBS	4,7	8,4	-78,7	9,6	16,0	-65,6
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	18	1		5	1	
Раб. / вес тела Work/body weight	%	6,1	11,0		12,5	20,7	
Сумм. работ Total work	LBS	56,1	68,6	-22,2	119,4	123,0	-3,1
Раб. первой трети Work first 1/3	LBS	15,2	31,2		46,6	74,2	
Раб. посл. трети Work last 1/3	LBS	23,6	19,1		35,8	19,9	
Утомит. работы Work fatigue	%	-55,6	38,7		23,1	73,2	
Ср. мощность Average power	Ватт W	99,9	11,2	-13,2	17,1	17,8	-4,6
Время ускорения Acceleration time	млс ms	370,0	290,0		360,0	240,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	530,0	310,0		690,0	540,0	
ROM	дюйм inch	6,1	8,3		6,1	8,3	
Ср. пик силы Average strength peak	LBS	6,4	6,6		9,6	7,4	
Отн. агонист / антагонист Agonist to antagonist ratio	%	147,8	125,6	G: N/A			

Сравнительная оценка показателей изокинетического тестирования верхних конечностей с угловой скоростью 120 град/с  
Comparative assessment of upper limbs isokinetic parameters with angular velocity of 120 deg/s

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	→ 9.62 град/с (120) 9.62 deg/s (120)			← 9.62 град/с (120) 9.62 deg/s (120)		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик силы Strength peak	LBS	10,9	10,1	7,1	17,6	11,4	35,1
Пик силы / вес тела Strength peak / body weight	%	14,1	13,1		22,8	14,8	
Время до пика силы Time before strength peak	млс ms	290,0	320,0		890,0	360,0	
До пика силы Before strength peak	дюйм inch	1,3	1,5		1,1	7,1	
Коэфф. вариации Coefficient of variance	%	28,2	26,1		26,0	22,6	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	LBS	7,1	6,4	10,0	15,3	12,4	19,1
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	3	23		3	23	
Раб. / вес тела Work / body weight	%	9,3	8,3		19,9	16,1	
Сумм. работ Total work	LBS	113,6	143,9	-26,7	244,0	253,0	-3,7
Раб. первой трети Work first 1/3	LBS	53,9	39,3		93,6	56,6	
Раб. посл. трети Work last 1/3	LBS	19,5	45,9		56,2	81,2	
Утомит. работы Work fatigue	%	63,9	-16,9		39,9	-43,5	
Ср. мощность Average power	Ватт W	10,8	12,0	-10,9	17,3	18,8	-7,2
Время ускорения Acceleration time	млс ms	240,0	270,0		490,0	340,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	410,0	340,0		600,0	500,0	
ROM	дюйм inch	6,1	8,3		6,1	8,3	
Ср. пик силы Average strength peak	LBS	6,5	6,8		9,1	7,8	
Отн. агонист / антагонист Agonist to antagonist ratio	%	161,4	112,8	G: N/A			

Таблица 3  
Table 3

Сравнительная оценка показателей изокинетического тестирования верхних конечностей  
с угловой скоростью 90 град/с  
Comparative assessment of upper limbs isokinetic parameters with angular velocity of 90 deg/s

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	→ 7.22 град/с (90) 7.22 deg/s (90)			← 7.22 град/с (90) 7.22 deg/s (90)		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик силы Strength peak	LBS	10,1	10,0	1,2	14,9	14,1	5,7
Пик силы / вес тела Strength peak / body weight	%	13,1	13,0		19,4	18,2	
Время до пика силы Time before strength peak	млс ms	450,0	270,0		870,0	810,0	
До пика силы Before strength peak	дюйм inch	1,8	0,9		1,9	3,2	
Коэфф. вариации Coefficient of variance	%	13,7	12,6		8,2	29,8	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	LBS	6,4	8,4	-30,4	14,1	21,0	-48,8
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	8,0	10,0		4,0	4,0	
Раб. / вес тела Work / body weight	%	8,4	10,9		18,3	27,3	
Сумм. работ Total work	LBS	51,4	56,0	-9,0	115,6	137,9	-19,3
Раб. первой трети Work first 1/3	LBS	15,2	15,6		35,3	48,6	
Раб. посл. трети Work last 1/3	LBS	18,1	21,1		39,7	43,0	
Утомит. работы Work fatigue	%	-18,7	-35,4		-12,5	11,4	
Ср. мощность Average power	Ватт W	17,2	19,5	-13,6	34,6	42,3	-22,1
Время ускорения Acceleration time	млс ms	300,0	220,0		390,0	160,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	370,0	200,0		570,0	410,0	
ROM	дюйм inch	6,2	8,1		6,2	8,1	
Ср. пик силы Average strength peak	LBS	8,4	7,4		13,4	10,8	
Отн. агонист / антагонист Agonist to antagonist ratio	%	147,5	140,7	G: N/A			

## Спортивная тренировка

существенно ниже второй. Этот параметр характеризует степень утомления организма тяжелоатлета. При всей вариативности показателей первой и второй части она уменьшается. Значение утомительной работы вызвало существенные возмущения и сдвиги в трех дифференциациях и изменение знака показателей.

Средняя мощность необходима для оценки развития энергии. В цикле невовлеченности и вовлеченности первой и второй нагрузки показатели последовательно возрастали в трех дифференциациях. Наблюдался дефицит (-13,2) в первой и второй (-4,8) частях нагрузки. Показатели времени ускорения изменялись вариативно в трех позициях заданий. Время замедления, характеризующее снижение изокINETической скорости до нуля, изменялось в трех позициях с тенденцией к снижению, за исключением показателя правой руки, в первой попытке. Диапазон движения (ROM), характеризующий амплитуду сустава (дюйм) во время тестирования, был маловариативен в трех дифференциациях для левой и правой рук в первой попытке. Во второй попытке вариативность показателя была выше в первом и третьем заданиях. Средний пик силы характеризовался малой вариативностью в первой и второй дифференциациях и большей в третьей.

Отношение агонистов / антагонистов характеризует реципрокальное соотношение групп мышц, максимальный вращающий момент HS/QS. Вращающий момент с эффектом гравитации используется для устранения дополнительного вращающего момента, влияющего на тестируемые мышцы. Предоставляет данные об истинной выработке мышцами вращающего момента. Позволяет осуществлять стандартизацию между тестированиями и субъектами. Отношения агонистов и антагонистов в трех положениях рук менялись соответственно вариативно. В левой руке от первой ко второй попытке дифференциации повышались и затем возвращались в третьей к исходным значениям. В правой руке наблюдалось резкое снижение соотношения при втором задании и увеличение в третьем выше фоновых данных. Что касается амплитуды осцилляций в трех положениях дифференциации, то в первом задании левой и правой руки отмечались симватные колебания, во втором задании отмечалась некоторая синхронность.

Более низкие осцилляции с теми же различиями были в задании 120 грд/с. Самые высокие амплитуды были в пробе 90 грд/с с различием кривых конечностей.

Пик вращающего момента (ПВМ) характеризует максимальные показатели, силы в повторных тестированиях. Он является эквивалентом максимума первого повтора (RM – 1-repetition maximum) изотонического тестирования силы в условиях одной массы тела исследуемого. Пик вращающего момента левого и правого колена при разгибании, в зависимости от смены угловой скорости, в первой пробе в правом колене снижался, а во второй и третьей повышался. Процент дефицита соответственно составлял: 13,10; -57,40; -36,40. Двусторонний дефицит высчитывается путем сравнения невовлеченной и вовлеченной сторон. Отрицательное значение подразумевает, что вовлеченная сторона сильнее невовлеченной. По полученным показателям можно заключить, что у спортсмена наблюдается разбалансировка симметричности силовых способностей. При сгибании в условиях снижения угловой скорости в левом колене наблюдалось существенное снижение показателей ПВМ, а в правом – повышение и относительная стабильность. Двусторонний дефицит выявил достоверное утомление от первой (29,50 %) и второй (-36,40 %) пробы и резкое доминирование вовлеченной стороны над не вовлеченной (-139 %). Пик временного момента (Вт) в условиях разгибания в трех пробах (%) изменялся в левом колене, соответственно, вариативно с падением (проба 2) и повышением, не достигшим уровня первой пробы (120 грд/с). В правом колене наблюдалось последовательное увеличение мощности разгибания. При сгибании в трех пробах показатели колебались аналогично предыдущим, но на более высоком уровне. Время ПВМ при разгибании изменялось вариативно, а при сгибании в левом колене соответственно снижалось, а затем повышалось, в правом колене – последовательно снижалось.

Угол пика при разгибании в трех пробах изменялся вариативно. При сгибании показатели были маловариативны и соответственно повышались – снижались в левом колене, а в правом последовательно повышались. Вращающий момент в 30° при заданном угле ROM (30° является критической точкой в устойчивости колена). Его следует сравнивать



(билатерально) с близкими значениями вращающего момента. При вращении момента (0,18 с) показатели разгибания левого колена в трех пробах соответственно изменялись: снижались и повышались (левое колено), последовательно повышались (правое колено). Резкие сдвиги были при угле разгибания 75 грд/с (дефицит варьировал, составляя -7,10; -72,90; -47,80). При сгибании левого колена показатели изменялись вариативно, сначала снижались (вторая проба) и затем повышались (третья проба). В правом колене соответственно наблюдалось повышение и затем снижение показателей. При этом двусторонний дефицит колебался, составлял соответственно: 29,00; -35,90 и 13,90. Коэффициент вариации (CV, %) в условиях разгибания колена в трех позициях (грд/с) снижался от первой ко второй пробе и несколько повышался в третьей. В условиях сгибания левого колена CV последовательно снижался, а правого – увеличивался от первой пробы ко второй и стабилизировался.

Максимальный повтор всей работы характеризует нейромышечное восстановление. В условиях сгибания левого колена от первого задания ко второму снижался, а затем повышался, не достигая первого уровня. В правом колене изучаемые показатели последовательно повышались. Дефицит при разгибании колебался от значения со знаком «+» до больших величин со знаком «-» и последующим уменьшением показателя. При сгибании в трех заданиях в левом колене показатели снижались от первой ко второй пробе и стабилизировались, а в левом, соответственно, повышались и снижались в третьем задании, не достигая первого. Дефицит варьировал от знака «+» до «-».

В стратегии управления двигательными действиями голеностопной стратегии отводится ключевая роль. Проприоцептивная чувствительность коленного сустава (левого и правого) и соединительных тканей обеспечивает регуляцию паттерна движения при 120 грд/с. В условиях разгибания и сгибания у тяжелоатлетов в трех заданиях (120, 75, 90 грд/с) обнаружены различия, характерные для каждой пробы (см. табл. 4–6).

Максимальный повтор работы заключается в достижении максимального объема. В условиях разгибания показатели варьировали в левом колене, в правом наблюдалось резкое снижение от первого задания ко второму,

затем незначительное. При сгибании наблюдались аналогичные изменения, но в меньших диапазонах колебания. Отношение работы к массе тела в условиях разгибания левого и правого колена изменялось по-разному (в левом – вариативное снижение – повышение, в правом – последовательное повышение показателя, %). При сгибании все показатели в трех измерениях последовательно снижались.

Суммарные показатели работ в условиях разгибания изменялись вариативно (в левом колене последовательно снижались, а в правом наблюдалось резкое повышение во второй пробе и снижение в третьей). Аналогично изменялись показатели дефицита. В условиях сгибания выявились также вариативные показатели и более низкие значения дефицита («+»).

Работа первой и последней трети может характеризовать степень утомления обследуемых. В первой трети при разгибании и сгибании колена наблюдалась повышенная вариативность, наибольшая в правом колене. Разброс показателей в условиях сгибания был меньший, чем при разгибании.

Работа, вызывающая утомление, вызывала самые большие возмущения в базовой системе, включающие колебания и отрицательные сдвиги в условиях разгибания и сгибания. Средняя мощность при разгибании в трех пробах характеризует этап преобразования энергии в силовые способности. При разгибании показатели левого колена были вариативны, а правого – повышались во второй пробе и стабилизировались, отличаясь огромным дефицитом («-»).

Время ускорения (млс) обуславливает достижение изокINETической скорости в условиях разгибания, изменялось вариативно с тенденцией снижения в третьей пробе. Время замедления (торможения) при разгибании в левом колене изменялось вариативно, а в правом последовательно снижалось.

Диапазон движения (ROM) изменялся (грд) вариативно как при разгибании, так и при сгибании. Вариативность показателей больше при разгибании по сравнению со сгибанием. Средний пик вращающего момента (FT-LBS) также вариативно изменялся при сгибании – разгибании колена. Отношение агонистов и антогонистов при разгибании – характеризовалось большими значениями в левом колене, по сравнению с правым, и более высокими показателями во второй пробе (90 грд/с).

Сравнительная оценка показателей изокINETического тестирования  
нижних конечностей (коленный сустав) с угловой скоростью 120 грд/с  
Comparative assessment of lower limbs (knee joint) isokinetic parameters  
with angular velocity of 120 deg/s

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	Разгибание 120 грд/с Extention 120 deg/s			Сгибание 120 грд/с Flexion 120 deg/s		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик вр. мом. Peak torque	FT-LBS	53,8	46,8	13,1	101,9	71,8	29,5
Пик вр. м. / вес тела Peak torque / body weight	%	69,9	60,7		132,3	93,2	
Время к пику вр. м. Time to peak torque	млс ms	370,0	150,0		250,0	230,0	
Угол пика вр. мом. Angle of peak torque	грд deg	131,0	108,0		129,0	127,0	
Вр. м. 30° Torque at 30°	FT-LBS	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Вр. м. 0,18 с Torque at 0.18 s	FT-LBS	40,9	43,8	-7,1	99,0	70,3	29,0
Коэфф. вариации Coefficient of variance	%	26,3	19,3		37,4	10,0	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	FT-LBS	39,9	31,2	21,8	69,6	46,9	32,7
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	3,0	45,0		4,0	5,0	
Раб. / вес тела Work / body weight	%	51,9	40,5		90,4	60,90	
Сумм. работ Total work	FT-LBS	872,4	974,5	-11,7	1400,4	1661,1	-18,6
Раб. первой трети Work first 1/3	FT-LBS	390,3	289,3		632,2	615,8	
Раб. посл. трети Work last 1/3	FT-LBS	196,3	329,4		499,5	475,3	
Утомит. работы Work fatigue	%	49,7	-13,9		21,0	22,8	
Ср. мощность Average power	Ватт W	37,5	43,4	-15,7	68,8	76,1	-10,6
Время ускорения Acceleration time	млс ms	60,0	50,0		70,0	80,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	260,0	260,0		220,0	230,	
ROM	грд deg	62,7	57,4		62,7	57,4	
Ср. пик силы Average strength peak	FT-LBS	31,8	32,7		56,3	58,4	
Отн. агонист / антагонист Agonist to antagonist ratio	%	189,4	153,5	G: N/A			

Таблица 5  
Table 5

Сравнительная оценка показателей изокINETического тестирования  
нижних конечностей (коленный сустав) с угловой скоростью 90 грд/с  
Comparative assessment of lower limbs (knee joint) isokinetic parameters  
with angular velocity of 90 deg/s

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	Разгибание 90 грд/с Extention 90 deg/s			Сгибание 90 грд/с Flexion 90 deg/s		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик вр. мом. Peak torque	FT-LBS	32,8	54,9	-67,4	72,3	96,0	-32,9
Пик вр. м. / вес тела Peak torque / body weight	%	42,6	71,3		93,8	124,7	
Время к пику вр. м. Time to peak torque	млс ms	290,0	240,0		160,0	190,0	
Угол пика вр. мом. Angle of peak torque	грд deg	116,0	111,0		143,0	133,0	
Вр. м. 30° Torque at 30°	FT-LBS	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Вр. м. 0,18 с Torque at 0.18 s	FT-LBS	29,7	51,4	-72,9	70,7	96,0	-35,9
Коэфф. вариации Coefficient of variance	%	21,3	10,0		31,2	28,4	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	FT-LBS	22,1	38,5	-73,8	36,5	54,7	-49,9
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	2,0	6,0		2,0	1,0	
Раб. / вес тела Work / body weight	%	28,8	50,0		47,4	71,0	
Сумм. работ Total work	FT-LBS	654,5	2368,8	-261,9	1781,8	2515,3	-41,2
Раб. первой трети Work first 1/3	FT-LBS	256,7	942,5		426,1	1134,9	
Раб. посл. трети Work last 1/3	FT-LBS	172,9	675,9		606,7	596,3	
Утомит. работы Work fatigue	%	32,6	28,3		-42,4	47,5	
Ср. мощность Average power	Ватт W	14,0	52,3	-274,8	43,4	57,7	-33,0
Время ускорения Acceleration time	млс ms	70,0	60,0		70,0	40,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	320,0	170,0		130,0	150,0	
ROM	грд deg	61,0	58,5		61,0	58,5	
Ср. пик силы Average strength peak	FT-LBS	14,7	44,9		49,7	56,4	
Отн. агонист / антагонист Agonist to antagonist ratio	%	220,2	174,9	G: N/A			

Сравнительная оценка показателей изокINETического тестирования  
нижних конечностей (коленный сустав) с угловой скоростью 75 грд/с  
Comparative assessment of lower limbs (knee joint) isokinetic parameters  
with angular velocity of 75 deg/s

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	Разгибание 75 грд/с Extention 75 deg/s			Сгибание 75 грд/с Flexion 75 deg/s		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик вр. мом. Peak torque	FT-LBS	45,2	61,7	-36,4	79,3	90,4	-13,9
Пик вр. м. / вес тела Peak torque / body weight	%	58,8	80,2		103,0	117,3	
Время к пику вр. м. Time to peak torque	млс ms	350,0	180,0		210,0	170,0	
Угол пика вр. мом. Angle of peak torque	грд deg	120,0	106,0		139,0	134,0	
Вр. м. 30° Torque at 30°	FT-LBS	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Вр. м. 0,18 с Torque at 0.18 s	FT-LBS	41,7	61,7	-47,8	78,7	89,6	-13,9
Коэфф. вариации Coefficient of variance	%	22,8	11,9		7,3	27,6	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	FT-LBS	34,6	41,3	-19,3	37,4	50,3	-34,5
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	9,0	4,0		7,0	2,0	
Раб. / вес тела Work / body weight	%	44,9	53,6		48,6	65,4	
Сумм. работ Total work	FT-LBS	20,6	564,7	-178,7	286,8	564,4	-96,8
Раб. первой трети Work first 1/3	FT-LBS	61,0	230,1		81,0	248,9	
Раб. посл. трети Work last 1/3	FT-LBS	84,3	150,5		102,7	156,9	
Утомит. работы Work fatigue	%	-38,1	34,6		-26,7	37,0	
Ср. мощность Average power	Ватт W	35,6	51,7	-45,2	51,1	51,8	-1,3
Время ускорения Acceleration time	млс ms	40,0	20,0		50,0	30,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	160,0	60,0		20,0	100,0	
ROM	грд deg	57,8	57,1		57,8	57,1	
Ср. пик силы Average strength peak	FT-LBS	29,6	46,8		58,7	54,8	
Отн. агонист / антагонист agonist to antagonist ratio	%	175,3	146,4	G: N/A			

Мы рассмотрели сравнительную оценку сгибания – разгибания тазобедренного (ТЗБ) сустава левой и правой конечности в трех пробах (грд/с). Выявили, что пик вращающего момента при сгибании левого колена повысился (первая и вторая проба) и стабилизировался, а правого – последовательно снижался. Наблюдался двусторонний дефицит со знаками плюс и минус. В условиях разгибания тазобедренного сустава выявлялась вариативность показателей в тазобедренных суставах и повышенный дефицит как со знаком плюс, так и со знаком минус. Пик вращающего момента (Вт) при сгибании в левом суставе последовательно увеличивался, а в правом – снижался. При разгибании в левой ноге показатели повышались от пробы к пробе, а в правом суставе увеличивались (от первой ко второй пробе) и затем снижались (%).

Время достижения пика вращающего момента (млс) в условиях сгибания левого ТЗБ сустава последовательно снижалось в трех заданиях, а правого – снижалось во второй пробе и повышалось в третьей. При разгибании все показатели последовательно повышались и значительно превосходили при сгибании, что отражает специфику вида спорта (ведущая роль мышц разгибателей). Угол пика вращающего момента (грд) в условиях сгибания – разгибания в обоих ТЗБ суставах в трех пробах последовательно снижался. Время, необходимое для достижения максимального вращающего момента, (грд) в условиях сгибания левого ТЗБ последовательно снижалось в трех измерениях, а в правом суставе – вариативно.

Дефицит варьировал от плюсовых значений к минусовым. При разгибании ТЗБ показатели от пробы к пробе несколько снижались или стабилизировались при значительном отрицательном дефиците. Вращающий момент 0,18 с (FT–LBS) при сгибании в трех угловых ускорениях (грд/с) левого ТЗБ сустава изменялся отрицательно, повышаясь от первой ко второй пробе и затем снижался. В правом ТЗБ суставе отмечались последовательные снижения с дефицитом, соответственно, от знака «–» к знаку «+». Вращающий момент при разгибании левого ТЗБ сустава последовательно повышался, а правого – изменялся вариативно, повышаясь при вращении 90 грд/с, а затем снижался при 75 грд/с. В двух пробах выявлялся отрицательный дефицит, а в последней положительный коэффициент вариации (%)

при сгибании в левом ТЗБ суставе последовательно повышался в трех положениях, а в правом – изменялся вариативно, резко увеличиваясь ко второй пробе и снижаясь к третьей. Показатели максимального повтора суммарной работы в условиях сгибания ТЗБ сустава изменились в трех пробах: слева – вариативно с повышением во втором задании с отрицательным дефицитом (первая проба) и с плюсом во второй и третьей пробе. В правом ТЗБ суставе значения последовательно снижались. В условиях разгибания левого ТЗБ сустава показатели последовательно увеличивались, а правого – изменялись вариативно с повышением при угловой скорости 90 грд/с и последующим снижением в третьей пробе. В первой и второй пробах наблюдался отрицательный дефицит, а в третьей – положительный. Повтор тестирования вызвал в условиях сгибания сустава с обеих сторон последовательное снижение значений, однако справа наблюдалось последовательное повышение во второй пробе и снижение в третьей. В вовлеченной стороне было последовательное резкое снижение параметров во второй и третьей пробах. Отношение работы к весу тела представляет процент максимального повтора работы к массе тела обследуемых. В условиях сгибания ТЗБ сустава все показатели левой и правой части последовательно снижались. При разгибании – слева последовательно увеличивались, а справа – повышались во второй пробе и снижались в третьей. Сумма работ (FT–LBS) в трех пробах с левой стороны в условиях сгибания изменялась вариативно (повышение во второй пробе, снижение в третьей пробе). При отрицательном дефиците (первая проба) и положительном (вторая и третья проба). Справа в ТЗБ суставе показатель изменялся вариативно. Аналогично выглядели значения ТЗБ сустава при разгибании. Дефицит в пробах один и два был со знаком минус, а в третьей пробе изменился на плюс.

Работа первой трети (FT–LBS) левого ТЗБ сустава при сгибании повышалась во второй пробе относительно первой и затем снижалась. В правом ТЗБ суставе показатели последовательно снижались. При разгибании правого и левого ТЗБ суставов от первой ко второй пробе повышались и в третьей снижались. В условиях последней трети показатели ТЗБ сустава при сгибании слева и справа снижались, а при разгибании – во второй пробе повышались и в третьей уменьшались. Разность

## Спортивная тренировка

первой и последней трети работы характеризует уровень утомления (%). В условиях сгибания показатели ТЗБ сустава последовательно повышались при угловой скорости 90 и 75 грд/с. При разгибании во второй пробе снижались, а в третьей повышались слева; последовательно – справа изменялись значения показателей утомления. Средняя мощность обуславливала развитие энергии и ее оценивание. Значения средней мощности в условиях сгибания ТЗБ сустава слева и справа последовательно снижались. Дефицит варьировал, соответственно, в пробах от знака «минус» к стабильному «плюсу» (вторая и третья проба). При разгибании происходило последовательное увеличение в ТЗБ суставе слева и вариативное изменение справа (повышение при 90 грд/с). Дефицит был в двух пробах со знаком минус, в третьей со знаком плюс.

Время достижения изокINETической скорости указывает на нейромышечные возможности обследуемых. В условиях сгибания ТЗБ сустава слева показатели были стабильны от первой ко второй пробе и резко возрастали в третьей (млс). В правом ТЗБ суставе параметр снижался от первой ко второй пробе и резко возрастал к третьей. При разгибании суставов показатели последовательно снижались от пробы к пробе. На этом фоне время снижения изокINETической скорости до нуля (торможение) при сгибании составило вариативные изменения в ТЗБ суставе слева повышение и снижение показателей (млс) от первой к третьей пробе, а слева снижение и повышение. В условиях разгибания показатели левого ТЗБ сустава последовательно повышались, а правого – снижались. Наибольший диапазон движения (ROM – Range of Motion) в первой и второй пробах в условиях сгибания был мало-вариативен в обоих ТЗБ суставах с тенденцией к снижению. Аналогично изменялся наибольший диапазон движения в условиях разгибания левого и правого ТЗБ суставов.

Средний пик вращающегося момента (FT–LBS) в условиях сгибания уменьшался от первой к третьей пробе и характеризовался снижением (вторая проба) и стабилизацией (вторая и третья проба). В условиях разгибания в левом ТЗБ суставе показатели последовательно повышались. В значении правого ТЗБ сустава от первой ко второй пробе произошло увеличение и в третьей – снижение показателя.

Отношение агонистов/антагонистов при

сгибании ТЗБ левого сустава последовательно снижалось, а правого изменялось вариативно, снижаясь во второй пробе и повышаясь в третьей.

Осцилляции кривых при угловых скоростях 120 и 90 грд/с, невовлеченной и вовлеченной сторон были синхронны и во втором случае больше различались по диапазону разброса показателей. Существенные различия были в размахе угловых показателей 75 грд/с.

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 ретикулула. 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.

Десинхронизация, разбалансирование SKU начинается с мышечной системы, ее угловых, временных, вращательных характеристик, диапазона движения, динамической нестабильности суставов, рецепторного соотношения групп мышц, участвующих в ДД. Эти интеграции являются пусковыми, приводящими к нарушениям в обеспечивающих системах, сдвигам показателей путем сравнения невовлеченной и вовлеченной сторон, сгибания и разгибания суставов, дефицита. Так, при угловой скорости 120 грд/с во время сгибания ТЗБ суставов данные дефицита со знаком минус расположились в следующей последовательности: максимальный повтор суммарной работы, пик вращающего момента, полной работы, средней мощности. В условиях разгибания дефицит был со знаком минус: средняя мощность, сумма работ, максимальный повтор работы, пик вращающего момента. При угловом временном моменте 90 грд/с в условиях сгибания дефицит получил значения со знаком плюс: средняя мощность, максимальный повтор суммарной работы, сумма работ, пик вращающего момента. При разгибании проявлялся дефицит со знаком минус: максимальный повтор суммарной работы (–98,80 %), пиковый вращающийся момент,

Таблица 7  
Table 7

Сравнительная оценка показателей изокINETического тестирования  
нижних конечностей (тазобедренный сустав) с угловой скоростью 120 грд/с  
Comparative assessment of lower limbs (pelvis joint) isokinetic parameters  
with angular velocity of 120 deg/s

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	Сгибание 120 грд/с Flexion 120 deg/s			Разгибание 120 грд/с Extension 120 deg/s		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик вр. мом. Peak torque	FT-LBS	40,9	49,0	-19,7	31,4	35,6	-13,2
Пик вр. м. / вес тела Peak torque / body weight	%	53,1	63,6		40,8	46,2	
Время к пику вр. м. Time to peak torque	млс ms	120,0	120,0		290,0	230,0	
Угол пика вр. мом. Angle of peak torque	грд deg	12,0	11,0		13,0	30,0	
Вр. м. 30° Torque at 30°	FT-LBS	18,1	30,3	-66,9	15,0	35,6	-138,1
Вр. м. 0,18 с Torque at 0.18 s	FT-LBS	27,5	37,4	-35,8	21,1	32,3	-52,7
Коэфф. вариации Coefficient of variance	%	12,0	19,3		15,5	24,7	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	FT-LBS	17,4	24,3	-39,9	10,8	19,1	-77,1
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	5,0	5,0		39,0	44,0	
Раб. / вес тела Work / body weight	%	22,5	31,5		14,0	24,8	
Сумм. работ Total work	FT-LBS	577,8	643,1	-11,3	348,6	548,4	-67,7
Раб. первой трети Work first 1/3	FT-LBS	207,8	267,1		108,6	165,5	
Раб. посл. трети Work last 1/3	FT-LBS	166,8	176,0		136,2	238,5	
Утомит. работы Work fatigue	%	19,7	34,1		-25,3	-44,1	
Ср. мощность Average power	Ватт W	29,6	32,9	-11,1	14,1	23,8	-68,5
Время ускорения Acceleration time	млс ms	40,0	40,0		120,0	110,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	250,0	280,0		320,0	320,0	
ROM	грд deg	39,1	51,9		39,1	51,9	
Ср. пик силы Average strength peak	FT-LBS	32,5	30,3		23,0	24,7	
Отн. агонист / антагонист Agonist to antagonist ratio	%	130,1	137,6	G: N/A			

Сравнительная оценка показателей изокинетического тестирования  
нижних конечностей (тазобедренный сустав) с угловой скоростью 90 грд/с  
Comparative assessment of lower limbs (pelvis joint) isokinetic parameters  
with angular velocity of 90 deg/s

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	Сгибание 90 грд/с Flexion 90 deg/s			Разгибание 90 грд/с Extension 90 deg/s		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик вр. мом. Peak torque	FT-LBS	44,9	43,3	3,6	43,3	53,6	-23,7
Пик вр. м. / вес тела Peak torque / body weight	%	58,3	56,2		56,3	69,6	
Время к пику вр. м. Time to peak torque	млс ms	100,0	100,0		370,0	320,0	
Угол пика вр. мом. Angle of peak torque	грд deg	7,0	8,0		9,0	24,0	
Вр. м. 30° Torque at 30°	FT-LBS	23,1	18,2	21,3	18,4	48,9	-165,0
Вр. м. 0,18 с Torque at 0.18 s	FT-LBS	33,4	23,4	29,9	27,3	48,2	-76,4
Коэфф. вариации Coefficient of variance	%	48,6	36,4		10,3	19,3	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	FT-LBS	18,9	17,6	6,5	16,6	32,9	-98,6
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	3,0	2,0		77,0	3,0	
Раб. / вес тела Work / body weight	%	24,5	22,9		21,5	42,8	
Сумм. работ Total work	FT-LBS	600,1	457,0	23,8	1190,8	1318,1	-10,7
Раб. первой трети Work first 1/3	FT-LBS	309,0	206,2		392,8	482,3	
Раб. посл. трети Work last 1/3	FT-LBS	96,8	112,7		378,2	384,9	
Утомит. работы Work fatigue	%	68,7	45,4		3,7	20,2	
Ср. мощность Average power	Ватт W	15,4	11,6	24,8	24,0	27,5	-14,4
Время ускорения Acceleration time	млс ms	40,0	30,0		90,0	80,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	300,0	150,0		330,0	280,0	
ROM	грд deg	39,0	50,4		39,0	50,4	
Ср. пик силы Average strength peak	FT-LBS	18,5	17,7		34,6	28,7	
Отн. агонист / антагонист Agonist to antagonist ratio	%	103,6	80,7	G: N/A			



Таблица 9  
Table 9

**Сравнительная оценка показателей изокINETического тестирования  
нижних конечностей (тазобедренный сустав) с угловой скоростью 75 грд/с  
Comparative assessment of lower limbs (pelvis joint) isokinetic parameters  
with angular velocity of 75 deg/s**

Показатель Parameter	Ед. изм. Unit	Сгибание 75 грд/с Flexion 75 deg/s			Разгибание 75 грд/с Extension 75 deg/s		
		Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit	Невовлеч. Non-involved	Вовлечен. Involved	Дефицит Deficit
		Левая Left	Правая Right		Левая Left	Правая Right	
Пик вр. мом. Peak torque	FT-LBS	45,0	34,0	24,6	56,5	26,8	52,6
Пик вр. м. / вес тела Peak torque / body weight	%	58,5	44,1		73,4	34,8	
Время к пику вр. м. Time to peak torque	млс ms	60,0	130,0		410,0	500,0	
Угол пика вр. мом. Angle of peak torque	грд deg	4,0	6,0		8,0	6,0	
Вр. м. 30° Torque at 30°	FT-LBS	14,4	2,1	85,4	16,6	22,0	-32,4
Вр. м. 0,18 с Torque at 0.18 s	FT-LBS	30,3	23,7	21,8	39,8	22,4	43,9
Коэфф. вариации Coefficient of variance	%	53,4	32,5		19,2	12,0	
МАХ повт. сумм. раб. MAX rep. total work	FT-LBS	15,5	11,6	25,1	23,6	16,3	31,1
МАХ раб. повт. MAX work rep.	#	3,0	1,0		4,0	1,0	
Раб. / вес тела Work / body weight	%	20,2	15,1		30,7	21,1	
Сумм. работ Total work	FT-LBS	154,8	111,2	28,2	395,7	229,4	42,0
Раб. первой трети Work first 1/3	FT-LBS	91,5	48,7		160,3	81,7	
Раб. посл. трети Work last 1/3	FT-LBS	15,0	31,4		120,4	85,5	
Утомит. работы Work fatigue	%	83,6	35,5		24,9	-4,6	
Ср. мощность Average power	Ватт W	15,0	11,2	25,1	32,9	19,4	41,1
Время ускорения Acceleration time	млс ms	30,0	70,0		80,0	70,0	
Время замедления Deceleration time	млс ms	230,0	230,0		410,0	20,0	
ROM	грд deg	38,2	48,1		38,2	48,1	
Ср. пик силы Average strength peak	FT-LBS	19,6	17,7		44,5	22,0	
Отн. агонист / антагонист agonist to antagonist ratio	%	79,7	126,7	G: N/A			

## Спортивная тренировка

средняя мощность, суммарная работа. При сгибании в условиях углового ускорения 75 грд/с дефицит имел положительную направленность и последовательность рангов располагалась в следующем порядке: суммарная работа, средняя мощность, пик вращательного момента. При разгибании дефицит получил более высокие положительные показатели и расположился в следующей последовательности: пик вращающего момента, суммарная работа, средняя мощность, максимальный повтор суммарной работы.

С целью установления связей между звеньями биомеханического обеспечения статокINETической устойчивости (СКУ) был применен парный корреляционный анализ, который установил следующие зависимости (см. табл. 10).

Видеоанализ техники рывка с отягощением 80 % от максимального проводился с использованием высокоскоростной камеры Phantom MiGo eX2 и программного обеспечения. Каждому испытуемому в область голеностопного, коленного, тазобедренного, плечевого, локтевого суставов и область виска наклеивались специальные светоотражающие маркеры диаметром 10 мм. Камера располагалась на расстоянии 1,5 м от спортсмена и по команде тренера выполнялся рывок и запись с частотой 600 кадров/с. Обработка видеозаписи, фиксация времени движения и замер углов проводился в программе «1С-измеритель». Полученные результаты видеоанализа и данные тестирования изокINETического тестирования нижних конечностей (сгибание – разгибание тазобедренный и коленный сустав) с угловой скоростью 120 грд/с были обработаны в программе Statistica 10.0 с расчетом коэффициентов корреляции.

Получены сильные, средние и слабые корреляции, позволяющие интерпретировать сложную мозаику взаимоотношений в звеньях СКУ тяжелоатлетов высокой квалификации, вносящие вклад в обеспечение спортивной результативности.

При анализе результатов исследования мы руководствовались голеностопной, коленной и тазобедренной стратегиями регуляции баланса тела.

Следует отметить, что плеяда биомеханических корреляций у тяжелоатлетов в возрасте 18–19 лет преобразуется в специфические узкопрофильные интеграции, преобразова-

ния и взаимозаменяемость функций и состояний.

Итак, несмотря на усматриваемую разбалансировку индивидуальных биомеханических показателей, наблюдались сильные связи (9) прямой и обратной направленности между пиком вращающего момента (ВМ) и углом ПВМ в коленном суставе (+0,82), пиком ВМ в тазобедренном суставе (–0,82), средней мощностью (тазобедренный сустав –0,82) и временем ускорения в этом суставе (+0,82). Интерес представляют корреляции времени ускорения (коленный сустав –0,70), угол пика ВМ (тазобедренный сустав –0,77), средней мощности и времени замедления (коленный сустав), времени замедления (тазобедренный сустав –0,64). Девять связей разной направленности были между временем пика ВМ коленного сустава. Одиннадцать связей было между углом пика ВМ коленного сустава и пиком ВМ, временем к пику ВМ в коленном суставе (+0,82).

Проявлялись обратные корреляции средней силы между углами пика ВМ в коленном суставе (КС) и среднем временем рывка, временем фазы приседа, временем фазы и угла в фазе подсед-фиксация, углом в тазобедренном суставе (ТЗБ) в фазе подсед-фиксация (все корреляции –0,49). Аналогичное число связей (11) выявлялось между работой первой трети времени и временем ускорения КС (–0,95). Сильные связи были с пиком ВМ тазобедренного сустава (–0,82), средней мощностью КС (–0,72), временем замедления тазобедренного сустава (–0,71) и КС (–0,65). Связи со средним временем рывка, фазы подсед-фиксация, угла в КС в фазе подсед-фиксация, угла в тазобедренном суставе в фазе подсед-фиксация находились в слабом диапазоне связей.

Между средней мощностью коленного сустава и пиком ВМ, временем ускорения тазобедренного сустава, углами пика ВМ КС наблюдалась сильная связь ( $\pm 0,82$ ). Более низкая сила связей была с работой первой трети и отношением агонист / антагонист, временем к пику ВМ и работой первой трети тазобедренного сустава, отношения агонист / антагонист этого сустава (ТЗБ  $\pm 0,71$ ). На среднем уровне сила связей была со средним временем рывка, пиком ВМ и временем пика ВМ (КС), углами в тазобедренном и коленном суставах в фазе подсед-фиксация. Всего выявлено 14 связей.

Таблица 10

Table 10

Взаимосвязи между биомеханическими показателями и данными тестирования на Biodex у тяжелоатлетов высокой спортивной квалификации (КМС, МС)  
Correlation between biomechanical parameters and the data obtained for highly qualified athletes (CMS, MS) using Biodex

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	–	–	0,82		–0,64	–0,7	–0,62	–	–0,82	–	–0,77	–	–0,82	0,82	–0,64	–
2	–	–	0,82		–0,64	–0,7	–0,62	–	–0,82	–	–0,77	–	–0,82	0,82	–0,64	–
3	0,82	0,82	–		–0,82	–0,64	–0,71	–	–	–	–0,82	–	–	–	–0,82	–
4	–	–	–	–	–0,71	–0,95	–0,65	–	–0,82	–	–0,64	–	–0,82	–	–0,71	–
5	–0,64	–0,64	–0,82	–0,71	–	–	0,8	–0,71	0,82	–0,71	–	–0,71	–	–0,82	–	–0,71
6	–0,7	–0,7	–0,64	–0,95	–	–	0,85	–0,95	0,71	–0,77	–	–0,77	0,71	–0,71	0,82	–0,95
7	–0,62	–0,62	–0,71	–0,65	0,8	0,85	–	–0,64	0,73	–0,67	0,81	–0,68	0,74	–0,71	0,79	–0,65
8	–	–	–	–	–0,71	–0,95	–0,64	–	–0,82	–	–0,64	–	–0,82	–	–0,71	–
9	–0,82	–0,82	–	–0,82	0,82	0,71	0,73	–0,82	–	–	0,82	–	–	–	–	–0,82
10	–	–	–	–	–0,71	–0,77	–0,67	–	–	–	–0,71	–	–0,82	–	–0,71	–
11	–0,77	–0,77	–0,82	–0,64	–	–	0,81	–0,64	0,82	–0,71	–	–0,71	0,82	–0,82	–	–0,64
12	–	–	–	–	–0,71	–0,77	–0,68	–	–	–	–0,71	–	–	–	–0,82	–
13	–0,82	–0,82	–	–0,82	–	0,71	0,74	–0,82	–	–0,82	0,82	–	–	–	–	–0,82
14	0,82	0,82	–	–	–0,82	–0,71	–0,71	–	–	–	–0,82	–	–	–	–0,82	–
15	–0,64	–0,64	–0,82	–0,71	–	0,82	0,79	–0,71	–	–0,71	–	–0,82	–	–0,82	–	–0,71
16	–	–	–	–	–0,71	–0,95	–0,65	–	–0,82	–	–0,64	–	–0,82	–	–0,71	–
17	–	–	–0,49	–0,49	0,67	0,61	0,77	–0,41					0,59			0,54
18	–	–						–0,61					0,67			
19	–	–	–0,49	–0,42					0,52		0,67	0,65		–0,5		
20	–	–	–0,49	–0,42	0,6	0,68	0,73	–0,41	0,53		0,62	0,61		–0,76		
21	–	–	–0,49	–0,42	0,62	0,63	0,71	–0,41			0,63	0,64		–0,5		

Примечание. 1 – пик вращающего момента (коленный сустав); 2 – время к пику вращающего момента (коленный сустав); 3 – угол пика вращающего момента (коленный сустав); 4 – работа первой трети (коленный сустав); 5 – средняя мощность (коленный сустав); 6 – время ускорения (коленный сустав); 7 – время замедления (коленный сустав); 8 – отношение агонист/антагонист (коленный сустав); 9 – пик вращающего момента (тазобедренный сустав); 10 – время к пику вращающего момента (тазобедренный сустав); 11 – угол пика вращающего момента (тазобедренный сустав); 12 – работа первой трети (тазобедренный сустав); 13 – средняя мощность (тазобедренный сустав); 14 – время ускорения (тазобедренный сустав); 15 – время замедления (тазобедренный сустав); 16 – отношение агонист/антагонист (тазобедренный сустав); 17 – среднее время рывка; 18 – время фазы подсед; 19 – время фазы подсед-фиксация; 20 – угол в коленном суставе в фазе подсед-фиксация; 21 – угол в тазобедренном суставе в фазе подсед-фиксация.

Note. 1 – peak torque (knee joint); 2 – time to peak torque (knee joint); 3 – angle of peak torque (knee joint); 4 – work first 1/3 (knee joint); 5 – average power (knee joint); 6 – acceleration time (knee joint); 7 – deceleration time (knee joint); 8 – agonist/antagonist (knee joint); 9 – peak torque (pelvis joint); 10 – time to peak torque (pelvis joint); 11 – angle of peak torque (pelvis joint); 12 – work of first 1/3 (pelvis joint); 13 – average power (pelvis joint); 14 – acceleration time (pelvis joint); 15 – deceleration time (pelvis joint); 16 – agonist/antagonist (pelvis joint); 17 – average jerk time; 18 – first pull time; 19 – first pull-fixation time; 20 – knee joint angle during first pull-fixation; 21 – pelvis joint angle during first pull-fixation.

Самые высокие связи выявлялись между временем ускорения КС и работой первой трети, отношения агонист / антагонист в КС и тазобедренном суставе (–0,95). По степени убывания корреляции со временем замедления в коленном и тазобедренном суставах ( $\pm 0,85$ ; 0,82), временем к пику ВМ и работой первой трети (ТЗБ), средней мощностью и временем корреляции этого сустава, пиком ВМ и времени к пику ВМ КС. Более низкой силой связей обладали показатели в коленном и тазобедренном суставах в фазе подсед-фиксация. Всего выявлялось 16 сильных и средних корреляций. Между временем замед-

ления КС и ускорения КС была сильная связь (0,85), углами пика ВМ (ТЗБ  $\pm 0,81$ ), средней мощностью ( $\pm 0,80$ ), временем замедления (ТЗБ  $\pm 0,79$ ), средним временем рывка ( $\pm 0,77$ ). Остальные связи были на среднем уровне ( $+0,73$ ;  $-0,62$ ).

Итак, корреляционный анализ выявил ведущие звенья в стратегии системы СКУ, детерминирующей синхронизацию целостной деятельности ОДА в условиях применяемых воздействий. Наличие многогранных биомеханических показателей и их взаимосвязей отражает функционирование интегративной деятельности системы СКУ тяжелоатлетов

с ее балансированием и разбалансировкой. Следует отметить, что анализ корреляций по сравнению с анализом векторных изменений абсолютных значений более объективно отражает многогранные процессы в СКУ тяжелоатлетов.

В порядке ранжирования связи расположились следующим образом: время замедления (КС) – 18, время ускорения (КС) – 16, угол пика ВМ (ТЗБ) – 15, средняя мощность (КС) – 14, работа первой трети (КС) – 11, отношение агонистов / антагонистов (КС) – 11, время замедления (ТЗБ) – 11, углы пика ВМ (КС) – 11, время ускорения (ТЗБ) – 10, работа первой трети (ТЗБ) – 9, средняя мощность (ТЗБ) – 9, пик ВМ (КС) – 9, отношение агонистов / антагонистов (ТЗБ) – 8.

Следовательно, в стратегиях СКУ тяжелоатлетов доминировала коленная, затем расположилась тазобедренная стратегия. Определяемую роль в обеспечении ДД тяжелоатлетов играли отношения агонистов / антагонистов, пик, углы и время ВМ, время ускорения, работа первой трети (КС и ТЗБ). Количество прямых связей было более чем в 2 раза меньше обратных. Существует мнение, что прямые зависимости оказывают непосредственное влияние на спортивную результативность. При этом обратные связи характеризуют наиболее чувствительные показатели, обуславливающие спортивную результативность [3].

**Обсуждение результатов исследования и аналитического обзора данных по проблеме исследования.** Анализ теории и практики тяжелоатлетического спорта позволяет сделать заключение о том, что к 18–19 годам завершается становление избранного вида спорта. Начинается этап индивидуализированной специализированной подготовки. В этой связи познание морфологических, молекулярно-клеточных и функциональных особенностей организма, особенностей ОДА при развитии силовых способностей исключительно важен. Нами [8] показано, что вес мышечной ткани последовательно повышается с ростом массы тела спортсменов. Индексы наследуемости подростков в точностных ДД варьируют в диапазонах 51–62 %, СКУ – 74–80 %, координации движений конечностей 66–81 %, вращательных ДД – 83 %, зрительно-моторной координации 44–60 %, пространственной ориентации движений – 62 %, вестибулярно-моторной координации в статическом равновесии конечностей – 68 и 78 %

[7]. Из этих данных можно определить, какие двигательные способности требуют внимания. К этому следует добавить, что координационные способности проявляются более ярко по мере усложнения динамической, временной и пространственной структуры ДД. Рациональное использование задатков, возможностей и способностей под влиянием тренировочных воздействий формирует механизмы саморегуляции, особенно СКУ, программированные ДД вида спорта (13–17 лет). Совершенствование точности и дифференцирование сенсомоторных усилий, воспроизведение времени и пространства, координационной избирательности относится к возрасту 17–19 лет. Показано, что спектр саморегуляции организма тяжелоатлетов обусловлен интегративной деятельностью функциональных систем. В частности, пусковые нейроэндокринные звенья гомеостаза оказывают исключительное влияние на совокупное нейромоторное обеспечение соревновательной деятельности.

Можно предположить, что в период завершения пубертата наблюдается десинхронизация между показателями (звеньями) СКУ, силовой и технической подготовленностью. Вследствие этого переход из юношеского возраста в молодежный, с точки зрения спортивной результативности, несколько затормаживается. Это является следствием разбалансировок в интегративной деятельности организма. В этот период отмечается большой отсев занимающихся в связи с неадекватным восприятием своей пригодности и успешности в избранном виде спорта.

В постпубертатном периоде (16–19 лет) темпы прироста силы мышц разгибателей в основном завершают развитие и стабилизируются. Появляются возможности индивидуального совершенствования специальных силовых двигательных способностей.

Исследование проводилось в плане базового периода подготовки тяжелоатлетов, когда силовая направленность тренировочного процесса вступала в противоречие с СКУ и физической подготовленностью. Следствием этого являлись наблюдаемые нами десинхронизации и разбалансировки изучаемых характеристик спортсменов разной длины и массы тела [11]. На данном этапе подготовки организм юного тяжелоатлета находится в фазе пассивной адаптации, содержание лактата варьировало, составляя 3–4 ммоль/л, а ЧСС находилось в границе 150–170 уд./мин. В те-

чение 65–68 дней концентрированной силовой направленности нагрузок функциональная система организма обследуемых переходила в фазу развивающей адаптации. Повышалась активность рекрутирования ДЕ, силовых способностей, гормональной и ферментной активности [3–6].

Применение полидинамометрической установки Biodex позволяет выявить многогранность согласований и десинхронизации в системе подготовки тяжелоатлетов и вносить своевременные коррективы в биоуправление организма.

Статья выполнена при поддержке Правительства РФ (Постановление № 211 от 16.03.2013 г.), соглашение № 02.A03.21.0011.

### Литература

1. Александров, Ю.И. 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 Тюмен. гос. ун-та, 2008. – 548 с.

2. Витензон, А.С. От естественного к искусственному управлению локомоциями / А.С. Витензон, К.А. Петрушанская. – М.: НМФ «МБН», 2003. – 438 с.

3. Исаев, А.П. Спорт и среднегорье. Моделирование адаптивных состояний спортсменов: моногр. / А.П. Исаев, В.В. Эрлих. – Челябинск: Издат. центр ЮУрГУ, 2013. – 425 с.

4. Исаев, А.П. Адаптация к нагрузкам, развивающим локально-региональную мышечную выносливость учащихся, воспитанников социально-реабилитационного центра, подростков патронатных семей и юных спортсменов в период акклиматизации / А.П. Исаев, А.С. Аминов, В.В. Эрлих и др. // Наука и спорт: современные тенденции. – Казань, 2014. – Т. 2, № 1. – С. 23–32.

5. Исаев, А.П. Возрастные и спортивно-квалификационные кардиопульмональные и спектральные характеристики спортсменов циклических видов спорта, развивающих выносливость / А.П. Исаев, А.С. Аминов, В.В. Эрлих и др. // Наука и спорт: современные тенденции. – 2013. – Т. 1, № 1 (1). – С. 96–104.

6. Исаев, А.П. Физиологические, биомеханические, молекулярно-клеточные и теоретико-методические особенности проектирования успешной спортивной деятельности в

видах спорта, развивающих выносливость / А.П. Исаев, В.В. Эрлих, В.В. Епишев, Ю.Б. Хусаинова // Теория и практика физ. культуры. – 2015. – № 4. – С. 18–20.

7. Мак-Комас, А.Дж. Скелетные мышцы: моногр. / А.Дж. Мак-Комас. – Киев: Олимп. лит., 2001. – 408 с.

8. Селуянов, В.Н. Физическая подготовка футболистов / В.Н. Селуянов, С.К. Сарсания, К.С. Сарсания. – М.: ТВТ Дивизиан, 2004. – 192 с.

9. Скворцов, Д.В. Диагностика патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия: моногр. / Д.В. Скворцов. – М.: Науч.-мед. фирма МБН, 2007. – 640 с.

10. Янда, В. Функциональная диагностика мышц: пер. с серб. / В. Янда. – М.: Эксмо, 2010. – 325 с.

11. A comparative evaluation of two statistical analysis methods for damage detection using fibre optic sensor data / M. Malekzadeh, F.N. Catbas // International Journal of Reliability and Safety. – 2014. – № 8 (2–4). – P. 135–155.

12. Abut, F. Machine learning and statistical methods for the prediction of maximal oxygen uptake: recent advances / F. Abut, M.F. Akay // Medical Devices (Auckland, NZ). – 2015. – Т. 8. – P. 369.

13. Akay M.F. Identifying the discriminative predictors of upper body power of cross-country skiers using support vector machines combined with feature selection / M.F. Akay, F. Abut, M. Özçiloğlu et al. // Neural Computing and Applications. – 2016. – Vol. 27, № 1.6. – P. 1785–1796.

14. Donatelli, R. Sports – specific rehabilitation / R. Donatelli. – USA, 2007. – 336 p.

15. Dounskaia, N. Control of Human Limb Movements: The Leading Joint Hypothesis and Its Practical Applications / N. Dounskaia // Exercise and sport sciences reviews. – 2010. – Vol. 38, № 4. – P. 201.

16. Fister, I. Planning the sports training sessions with the bat algorithm / I. Fister, S. Rauter, X.S. Yang et al. // Neurocomputing. – 2015. – № 14. – P. 993–1002.

17. 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.

18. Han, J. 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.

19. 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. – Vol. 532.3. – P. 869–878.

20. Kavounoudias, A. *The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control* / A. Kavounoudias, R. Roll, J.P. Roll // *Neuroreport*. – 1998. – Vol. 9 (14). – P. 3247–3252.

21. Kelly, R.U. *Understanding the neurophysiology of action interpretation in right and left-handed individuals* / R.U. Kelly. – 2015. – 154 p.

22. Kiemel, T. *Slow dynamics of postural sway are in the feedback loop* / T. Kiemel, K.S. Oie, J.J. Jeka // *Journal of neurophysiology*. – 2006. – Vol. 95 (3). – P. 1410–1418.

23. 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. – Vol. 162 (4). – P. 474–489.

24. Krishnamoorthy, V. *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 // *Biol. cybernetics*. – 2003. – Vol. 89 (2). – P. 152–161.

25. Kuo, A.D. *An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance* / A.D. Kuo // *J. Neural Eng.* – 2005. – Vol. 2 (3). – P. 235–349.

26. 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. – Vol. 564.1. – P. 295–311.

27. Massion, J. *Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orienta-*

*tion or center of mass position?* / J. Massion, K. Popov, J.C. Fabre et al. // *Exp Brain Res*. – 1997. – Vol. 114 (2). – P. 384–389.

28. Morasso, P.G. *Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing?* // P.G. Morasso, M. Schieppati // *J. Neurophysiol*. – 1999. – Vol. 82 (3). – P. 1622–1626.

29. Morasso, P.G. *Internal models in the control of posture* // P.G. Morasso, L. Baratto, R. Capra, G. Spada // *Neural Networks*. – 1999. – Vol. 12, № 7–8. – P. 1173–1180.

30. Paillard, T. *Effects of General and Local Fatigue on Postural Control: A Review* / T. Paillard // *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. – 2012. – Vol. 36. – P. 162–176.

31. Papic, V. *Expert system for identification of sport talents: Idea, implementation and results*. INTECH Open Access Publisher / V. Papic, N. Rogulj, V. Plestina. – 2011. – <http://cdn.intechopen.com/pdfs/21253.pdf>.

32. Sandbakk, O. *Physiological determinants of sprint and distance performance level in elite cross-country skiers* / O. Sandbakk, C.A. Grasaas, E. Grasaas // *6 International Congress on Science and Skiing 2013, St. Christoph a. Arlberg, Austria*. – St. Christoph a. Arlberg, 2013. – P. 93.

33. Van der Kooij, H. *An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to stance control* / H. van der Kooij, R. Jacobs, B. Koopman, F. van der Helm // *Biological Cybernetics*. – 2001. – Vol. 84 (2). – P. 103–115.

34. Winter, D.A. *Biomechanics and motor control of Human gait* / D.A. Winter. – Waterloo, Ontario: University of Waterloo press, 1991. – 143 p.

35. Winter, D.A. *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.

**Хоменко Руслан Васильевич**, кандидат педагогических наук, доцент кафедры спортивного совершенствования, Южно-Уральский государственный университет. 454080, г. Челябинск, проспект Ленина, 76. E-mail: ruslan\_0101@mail.ru, ORCID: 0000-0001-6096-8732.

**Исаев Александр Петрович**, заслуженный деятель науки РФ, доктор биологических наук, профессор, профессор кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет. 454080, г. Челябинск, проспект Ленина, 76. E-mail: isaevap@susu.ru, ORCID: 0000-0003-2640-0240.

**Эрлих Вадим Викторович**, доктор биологических наук, доцент, профессор кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет. 454080, г. Челябинск, проспект Ленина, 76. E-mail: erlikhv@v@susu.ru, ORCID: 0000-0003-4416-1925.

**Шевцов Анатолий Владимирович**, доктор биологических наук, доцент, заведующий кафедрой физической реабилитации, Национальный государственный университет физической

культуры, спорта и здоровья имени П.Ф. Лесгафта. 190121, г. Санкт-Петербург, ул. Декабристов, 35. E-mail: sportmedi@mail.ru, ORCID: 0000-0002-9878-3378.

**Ненашева Анна Валерьевна**, доктор биологических наук, доцент, заведующий кафедрой теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет. 454080, г. Челябинск, проспект Ленина, 76. E-mail: nenashevaav@susu.ru, ORCID: 0000-0001-7579-0463.

**Клещенкова Наталья Евгеньевна**, старший лаборант кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет. 454080, г. Челябинск, проспект Ленина, 76. E-mail: kleshchenkovane@susu.ru, ORCID: 0000-0002-8969-7478.

**Магданова Регина Ринатовна**, студент, Южно-Уральский государственный медицинский университет. 454092, г. Челябинск, ул. Воровского, 64. E-mail: Magdanova.regina@mail.ru, ORCID: 0000-0001-8577-7596.

Поступила в редакцию 17 марта 2018 г.

DOI: 10.14529/hsm180206

## BIOMECHANICAL TESTING OF THE REGULATION OF MUSCLES IN HIGHLY QUALIFIED YOUNG WEIGHTLIFTERS OF MIDDLEWEIGHT CATEGORIES USING BIODEX SYSTEM 4PRO

**R.V. Khomenko**<sup>1</sup>, ruslan\_0101@mail.ru, ORCID: 0000-0001-6096-8732,

**A.P. Isaev**<sup>1</sup>, isaevap@susu.ru, ORCID: 0000-0003-2640-0240,

**V.V. Erlikh**<sup>1</sup>, erlikhv@v@susu.ru, ORCID: 0000-0003-4416-1925,

**A.V. Shevtsov**<sup>2</sup>, sportmedi@mail.ru, ORCID: 0000-0002-9878-3378,

**A.V. Nenasheva**<sup>1</sup>, nenashevaav@susu.ru, ORCID: 0000-0001-7579-0463,

**N.E. Kleshchenkova**<sup>1</sup>, kleshchenkovane@susu.ru, ORCID: 0000-0002-8969-7478,

**R.R. Magdanova**<sup>3</sup>, Magdanova.regina@mail.ru, ORCID: 0000-0001-8577-7596

<sup>1</sup>South Ural State University, Chelyabinsk, Russian Federation,

<sup>2</sup>National State University of Physical Culture, Sport and Health named after P.F. Lesgafta, St. Petersburg, Russian Federation,

<sup>3</sup>South Ural State Medical University, Chelyabinsk, Russian Federation

**Aim.** The aim of this article is to estimate strength capacities of weightlifters' limbs to improve movement technique, statokinetic stability, energy production, muscle recruitment, viscoelastic properties, muscle relaxation and contraction. **Materials and methods.** We examined 10 male weightlifters aged 16–18, having qualification of the Candidate for the Master of Sports (n = 8) and Master of Sports (n = 2). Their body length varied from 173 to 176 cm. To assess joint isokinetic movement, we used Biodex System 4Pro multi-joint complex (Biodex Medical System, Inc, USA). **Results.** We revealed numerous biomechanical parameters and their correlations with balance and disbalance, which reflect the integrative activity of the statokinetic stability system in weightlifters. It should be noted that correlation analysis, in comparison with the analysis of absolute values changings, reflects more objectively statokinetic stability in weightlifters. **Conclusion.** The results obtained allow us to describe biomechanical properties of joint flexion and extension (knee, shoulder, pelvis joint).

**Keywords:** strength capacities, movement regulation, neuromotor provision, neural network, power, angular velocity, flexion-extension.

The work was supported by Act No. 211 Government of the Russian Federation, contract No. 02.A03.21.0011.

### References

1. Aleksandrov Yu.I., Anokhin K.V., Bezdenezhnykh B.N., Sokolova E.N., Filippova V.A., Chernoverizova A.M. *Neyron. Obrabotka signalov. Plastichnost'. Modelirovaniye: Fundamental'noye rukovodstvo* [Neuron. Signal Processing. Plastic. Modeling. Fundamental Guidance]. Tyumen', Tyumen State University Publ., 2008. 548 p.
2. Vitenzon A.S., Petrushanskaya K.A. *Ot estestvennogo k iskusstvennomu upravleniyu lokomotsiyami* [From Natural to Artificial Management of Locomotions]. Moscow, 2003. 438 p.
3. Isaev A.P., Erlikh V.V. *Sport i srednegor'ye. Modelirovaniye adaptivnykh sostoyaniy sportsmenov: monografiya* [Sports and the Middle Mountains. Modeling of Adaptive States of Athletes. Monograph]. Chelyabinsk, South Ural St. Univ. Publ., 2013. 425 p.
4. Isaev A.P., Aminov A.S., Erlikh V.V., Khusainova Yu.B., Nenasheva A.V., Shepilov A.O. [Adaptation to the Load Developing Local and Regional Muscular Endurance of Students, Pupils of the Social Rehabilitation Center, Adolescents of Foster Families and Young Athletes During the Acclimatization Period]. *Nauka i sport: sovremennyye tendentsii* [Science and Sport. Modern Trends], 2014, vol. 2, no. 1, pp. 23–32. (in Russ.)
5. Isaev A.P., Aminov A.S., Erlikh V.V. [Age and Sports-Qualifying Cardiopulmonary and Spectral Characteristics of Athletes of Cyclic Sports, Developing Endurance]. *Nauka i sport: sovremennyye tendentsii* [Science and Sport. Modern Trends], 2013, vol. 1, no. 1 (1), pp. 96–104. (in Russ.)
6. Isaev A.P., Erlikh V.V., Epishev V.V., Khusainova Yu.B. [Physiological, Biomechanical, Molecular-Cellular and Theoretical-Methodological Features of Designing Successful Sports Activities in Sports that Develop Endurance]. *Teoriya i praktika fizicheskoy kul'tury* [Theory and Practice of Physical Culture], 2015, no. 4, pp. 18–20. (in Russ.)
7. Mak-Komas A.Dzh. *Skeletnyye myshtsy: monografiya* [Skeletal Muscles. Monograph]. Kiev, Olympic Literature Publ., 2001. 408 p.
8. Seluyanov V.N., Sarsaniya S.K., Sarsaniya K.S. *Fizicheskaya podgotovka futbolistov* [Physical Training of Players]. Moscow, TVT Divizian Publ., 2004. 192 p.
9. Skvortsov D.V. *Diagnostika patologii instrumental'nymi metodami: analiz pokhodki, stabilometriya: monografiya* [Diagnosis of Pathology by Instrumental Methods. Gait Analysis, Stabilometry. Monograph]. Moscow, MBN Publ., 2007. 640 p.
10. Yanda V. *Funktsional'naya diagnostika myshts* [Functional Diagnosis of Muscles], transl. from Serbian. Moscow, Eksmo Publ., 2010. 325 p.
11. Malekzadeh M., Catbas F.N. A Comparative Evaluation of Two Statistical Analysis Methods for Damage Detection Using Fibre Optic Sensor Data. *International Journal of Reliability and Safety*, 2014, no. 8 (2–4), pp. 135–155.
12. Abut F., Akay M.F. Machine Learning and Statistical Methods for the Prediction of Maximal Oxygen Uptake: Recent Advances. *Medical Devices (Auckland, NZ)*, 2015, vol. 8, p. 369.
13. Akay M.F., Abut F., Özçiloğlu M. et al. Identifying the Discriminative Predictors of Upper Body Power of Cross-Country Skiers Using Support Vector Machines Combined with Feature Selection. *Neural Computing and Applications*. 2016, vol. 27, no. 1.6, pp. 1785–1796.
14. Donatelli R. *Sports – Specific Rehabilitation*. USA. 2007, 336 p.
15. Dounskaia N. Control of Human Limb Movements: The Leading Joint Hypothesis and Its Practical Applications. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 2010, vol. 38, no. 4, p. 201.
16. Fister I., Rauter S., Yang X.S., Ljubic K., Fister I. Jr. Planning the Sports Training Sessions with the Bat Algorithm. *Neurocomputing*, 2015, no. 14, pp. 993–1002. DOI: 10.1016/j.neucom.2014.07.034
17. 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, p. 11.
18. 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
19. Kavounoudias A., Roll R., Roll J.P. Foot Sole and Ankle Muscle Inputs Contribute Jointly to Human Erect Posture Regulation. *J Physiol*. 2001, Vol. 532.3, pp. 869–878. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x
20. Kavounoudias A., Roll R., Roll J.P. The Plantar Sole is a 'Dynamometric Map' for Human Balance Control. *Neuroreport*, 1998, vol. 9 (14), pp. 3247–3252. DOI: 10.1097/00001756-199810050-00021



21. Kelly R.U. *Understanding the Neurophysiology of Action Interpretation in Right and Left-Handed Individuals*, 2015. 154 p.
22. Kiemel T., Oie K.S., Jeka J.J. Slow Dynamics of Postural Sway are in the Feedback Loop. *Journal of Neurophysiology*, 2006, vol. 95 (3), pp. 1410–1418. DOI: 10.1152/jn.01144.2004
23. 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, vol. 162 (4), pp. 474–489. DOI: 10.1007/s00221-004-2124-6
24. 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, vol. 89 (2), pp. 152–161. DOI: 10.1007/s00422-003-0419-5
25. Kuo A.D. An Optimal State Estimation Model of Sensory Integration in Human Postural Balance. *J. Neural Eng.*, 2005, vol. 2 (3), pp. 235–349. DOI: 10.1088/1741-2560/2/3/S07
26. Loram I.D., Maganaris G.M., Lakie M. Human Postural Sway Results From Frequent, Ballistic Bias Impulses by Soleus and Gastrocnemius. *J Physiol.*, 2005, vol. 564.1, pp. 295–311. DOI: 10.1113/jphysiol.2004.076307
27. 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, vol. 114 (2), pp. 384–389. DOI: 10.1007/PL00005647
28. Morasso P.G., Schieppati M. Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing? *J. Neurophysiol.*, 1999, vol. 82 (3), pp. 1622–1626. DOI: 10.1152/jn.1999.82.3.1622
29. Morasso P.G., Baratto L., Capra R., Spada G. Internal Models in the Control of Posture. *Neural Networks*, 1999, vol. 12, no. 7–8, pp. 1173–1180. DOI: 10.1016/S0893-6080(99)00058-1
30. 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
31. Papic V., Rogulj N., Plestina V. *Expert System for Identification of Sport Talents: Idea, Implementation and Results*. INTECH Open Access Publisher. 2011. Available at: <http://cdn.intechopen.com/pdfs/21253.pdf>.
32. Sandbakk O., Grasaas C.A., Grasaas E. Physiological Determinants of Sprint and Distance Performance Level in Elite Cross-Country Skiers. *6 International Congress on Science and Skiing 2013, St. Christoph a. Arlberg, Austria*. St. Christoph a. Arlberg, 2013. p. 93.
33. 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, vol. 84 (2), pp. 103–115. DOI: 10.1007/s004220000196
34. Winter D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1991. 143 p.
35. 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. DOI: 10.1152/jn.1998.80.3.1211

Received 17 March 2018

#### ОБРАЗЕЦ ЦИТИРОВАНИЯ

Биомеханическое тестирование мышечной регуляции на Biodex System 4Pro юношей-тяжелоатлетов высокой спортивной квалификации средних весовых категорий / Р.В. Хоменко, А.П. Исаев, В.В. Эрлих и др. // Человек. Спорт. Медицина. – 2018. – Т. 18, № 2. – С. 53–77. DOI: 10.14529/hsm180206

#### FOR CITATION

Khomenko R.V., Isaev A.P., Erlich V.V., Shevtsov A.V., Nenasheva A.V., Kleshchenkova N.E., Magdanova R.R. Biomechanical Testing of the Regulation of Muscles in Highly Qualified Young Weightlifters of Middleweight Categories Using Biodex System 4Pro. *Human. Sport. Medicine*, 2018, vol. 18, no. 2, pp. 53–77. (in Russ.) DOI: 10.14529/hsm180206