

ПОКАЗАТЕЛИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ, ТУЛОВИЩА И ВЕГЕТАТИВНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НАЧИНАЮЩИХ БОКСЕРОВ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ УДАРНЫХ ДВИЖЕНИЙ РАЗЛИЧНОГО ТИПА МЫШЕЧНОГО НАПРЯЖЕНИЯ

Исследованы вегетативное обеспечение и электрическая активность мышц верхних конечностей и туловища при выполнении ударных движений различного типа по спортивным снарядам у начинающих спортсменов. Отмечено, что использование различных средств, ограничивающих нагрузку на кисть при ее взаимодействии со спортивным снарядом, оказывают влияние на тип выполнения ударных действий, на улучшение или нарушение взаимодействия мышц и изменяют вегетативное обеспечение начинающих спортсменов. Выяснено, что удары, выполняемые баллистическим типом мышечного напряжения, наиболее экономичны. Это выражается в адекватной реакции вегетативных показателей на проделанную работу и более полном вовлечении в движение групп мышц, обеспечивающих удару максимальные силовые и скоростные характеристики у начинающих спортсменов экспериментальной группы.

Ключевые слова: бокс; биоэлектрическая активность мышц; вегетативное обеспечение; баллистические удары; начинающие спортсмены; спортивная тренировка.

Введение. Анализ научно-методических работ свидетельствует, что выполнение ударных движений баллистического типа служит основой координационной подготовки боксеров, использующих игровую манеру ведения поединка. Авторы отмечают, что при подобном типе движения основную нагрузку в заключительных фазах удара несут мышцы спины, выполняющие вращение в направлении удара и мышцы разгибатели плеча, получающие энергию для работы по инерции от мышц спины, исходя из оптимальных биомеханических характеристик взрывных баллистических ударных действий в боксе [1].

Многие тренеры и исследователи обращают внимание на то, что болевые ощущения в области кисти при ее взаимодействии со спортивным снарядом рефлекторно вызывают коррекцию удара, способную менять тип мышечного напряжения [2, 3]. Мышцы спины вовлекаются в работу без необходимости напряжения, а при движении руки более значимого вовлекаются мышцы-антагонисты, существенно снижающие скоростно-силовые возможности удара. При травматических воздействиях на область кисти происходит значительное мышечное напряжение руки, что снижает требуемую экономичность движения и существенно увеличивает нагрузку на вегетативное обеспечение организма спортсменов после выполненной работы [4, 5].

При анализе современных методических рекомендаций выполнения ударных баллистических движений мы столкнулись с вопросами разработки практических методов технического совершенствования, имеющих в своей основе биомеханические закономерности выполнения ударов [6, 7]. С одной стороны, первоочередное место в биомеханике ударных действий занимают проблемы, связанные с изучением свойств спортивных инструментов, которые являются их регуляторами и качественно влияют на управление тренировочным процессом. С другой стороны, авторы отмечают ограниченность применения снарядов для совершенствования ударных движений в боксе, а также их отрицательное влияние на работоспособность спортсменов, в частности – систематические болевые ощущения от ударов при работе на снарядах [8].

Целью нашего исследования является определение показателей электрической активности мышц верхних конечностей, туловища и вегетативного обеспечения у начинающих боксеров при выполнении ударных движений различного типа мышечного напряжения.

Материалы и методы исследования. Исследование выполнялось на базе спортивной секции по боксу ТГАСУ. Были сформированы две равнозначные группы начинающих спортсменов: экспериментальная и контрольная, каждая состояла из 10 человек. Возраст обследуемых – 18–19 лет, весовая категория – до 69 кг. Длительность эксперимента – 1 год. В начале и конце эксперимента спортсмены проходили комплекс исследований.

Применялись следующие методы исследования.

Электрмиография (регистрация биоэлектрической активности мышц). С помощью многофункционального компьютерного комплекса «Нейро-МВП – 4» регистрировалась биоэлектрическая активность двуглавой мышцы плеча, трехглавой мышцы плеча, межреберных мышц и наружной косой мышцы живота при выполнении прямого удара рукой в голову [9]. В качестве тестирующей нагрузки спортсменам обеих групп было предложено наносить одиночный прямой удар правой рукой в голову максимальной силы по тяжелому боксерскому мешку в течение раунда (3 мин). Интервал отдыха между ударами составлял 15 с. При этом экспериментальная группа использовала в качестве средств предупреждения травматизма боксерские перчатки (10 унций), а контрольная группа – спортивные перчатки. Исследование проводилось на базе лаборатории функциональной диагностики НИ ТПУ.

Показатели сердечно-сосудистой системы организма спортсменов оценивали согласно стандартным формулам, применяемым в спортивной медицине в состоянии покоя и после тестирующей нагрузки:

$$ПД = АД_с - АД_д;$$

$$КЭК = ПД \times ЧСС; ИР = (f_0 + f_1 + f_2) - 200/10,$$

где f_0 – ЧСС в покое; f_1 – ЧСС сразу после нагрузки; f_2 – ЧСС в конце 1 мин отдыха;

$$ИА = ЧСС/АД_с; СИ = МОК/S;$$

$$УИ = УО_с/S; S = 100 + W + (H - 160)/100,$$

где S – площадь поверхности тела (m^2), W – вес тела (г), H – длина тела (см). Для определения значений результатов, используемых в формулах, применяли механический тонометр Microlife BP AG1-40 со стетоскопом и пульсометр PolarFT1 [10]. Исследование проводилось на базе лаборатории функциональной диагностики НИ ТГУ.

Полученные данные были представлены в виде «среднее \pm ошибка среднего» ($X \pm m$). Полученные результаты обрабатывались методами вариационной статистики, достоверность оценивалась с помощью непараметрического критерия Манна–Уитни.

Результаты исследования. В начале исследования средняя амплитуда электрической активности двуглавой мышцы плеча в экспериментальной группе была на 47,7% ниже, чем в группе контроля, а частота осцилляций была на 25,8% ниже контрольных значе-

ний ($p < 0,05$, табл. 1). В заключительной части исследования средняя амплитуда электрической активности двуглавой мышцы плеча в экспериментальной группе была на 50,7% ниже контрольных значений, а частота осцилляций на 31,2% (табл. 1, $p < 0,05$). Величины электрической активности мышцы-сгибателя плеча на всех этапах тестирования достоверно не различались между собой внутри исследуемых групп. Данный факт позволяет предположить о меньшем вовлечении в движение мышц-антагонистов у спортсменов экспериментальной группы. В группе контроля нарушение биомеханических характеристик ударного действия способствовало снижению его скоростно-силовых параметров. На наш взгляд, это может происходить вследствие более значительного воздействия на мышцы кисти болевых ощущений при ее соударении с тяжелым спортивным снарядом.

Т а б л и ц а 1

Показатели электрической активности мышц туловища и верхних конечностей, участвующих в выполнении ударных движений у начинающих спортсменов $X \pm m$

Квалификация спортсменов		Группа мышц	Средняя частота, Гц		Средняя амплитуда, мкВ	
			в начале	в конце	в начале	в конце
Боксеры-новички (n=20)	Эксперимент	Двуглавая мышца плеча	105,2 \pm 9,3*	98,1 \pm 8,8*	567,4 \pm 24,1*	524,4 \pm 31,9*
		Трехглавая мышца плеча	164,6 \pm 11,6*	209,3 \pm 13,7*&	992,1 \pm 33,9*	1234,3 \pm 42,5*&
		Межреберные мышцы	207,4 \pm 20,1*	150,9 \pm 11,1*&	976,9 \pm 31,1*	1197,4 \pm 38,6*&
		Наружная косая мышца живота	231,9 \pm 14,8*	288,5 \pm 12,4*&	772,2 \pm 49,8*	1094,4 \pm 21,8*&
	Контроль	Двуглавая мышца плеча	141,8 \pm 10,6	142,5 \pm 11,4	1084,8 \pm 43,04	1063,4 \pm 38,1
		Трехглавая мышца плеча	109,7 \pm 16,1	107,7 \pm 12,6	790,6 \pm 27,6	802,3 \pm 19,5
		Межреберные мышцы	154,3 \pm 13,3	259,3 \pm 20,1&	654,6 \pm 28,8	702,4 \pm 48,6
		Наружная косая мышца живота	179,6 \pm 12,6	130,1 \pm 10,8&	504,8 \pm 46,7	575,3 \pm 32,8

Примечание. * – достоверность различия полученных данных с соответствующими значениями у контрольной группы спортсменов, $p < 0,05$. & – достоверность различия данных, зафиксированных в конце исследования относительно его начала внутри исследуемых групп, $p < 0,05$.

В начале исследования амплитуда биоэлектрической активности трехглавой мышцы плеча в экспериментальной группе на 25,5%, а частота осцилляций – в 1,5 раза были выше контрольных значений (табл. 1, $p < 0,05$). В заключительной части исследования амплитуда мышцы-разгибателя плеча в экспериментальной группе значительно выросла, уже на 53,8% превышая значения контроля и на 24,4% – относительно значений, фиксируемых в начале исследования (табл. 1, $p < 0,05$). Частота осцилляций трехглавой мышцы плеча в экспериментальной группе к концу исследования увеличилась на 27,2% и на 94,3% превысила данные контроля (табл. 1, $p < 0,05$). В контрольной группе не было отмечено достоверных различий между величинами, наблюдаемыми в заключительной и начальной частях тестирования (табл. 1). В заключительной части тестирования было отмечено, что минимальное травмирующее воздействие на мышцы кисти при взаимодействии со спортивным снарядом позволило боксерам экспериментальной группы с максимальной интенсивностью вовлекать мышцы-разгибатели плеча в необходимой фазе ударного движения. Это в значительной степени положи-

тельно сказало на биомеханических характеристиках выполняемой работы и способствовало развитию скоростно-силовых качеств заключительной фазы удара с максимальными функциональными возможностями.

Показатели средней амплитуды электрической активности межреберных мышц у спортсменов-новичков экспериментальной группы в начале тестирования превышали контрольные значения на 49,2%, а частота мышечных сокращений – на 34,4% (табл. 1, $p < 0,05$). В заключительной части исследования средняя амплитуда в экспериментальной группе увеличилась на 22,6% и на 70,5% над данными контроля (табл. 1, $p < 0,05$). Показатели частоты осцилляций в конце исследования снизились на 27,2 и 41,8% относительно показателей группы контроля (табл. 1, $p < 0,05$). Достоверных отличий показателей амплитуды сокращения межреберных мышц у спортсменов контрольной группы после года занятий не наблюдалось (табл. 1). В то же время значения частоты осцилляций в заключительной части тестирования выросли значительно – на 68% (табл. 1, $p < 0,05$). Данный факт позволяет сделать предположение о том, что выполнение ударных движений с оптимальными биомеханическими характеристиками способствовало сниже-

нию количества вовлекаемых в движение межреберных мышц и увеличению силы выдоха в заключительной фазе удара у спортсменов экспериментальной группы.

На первом этапе тестирования средняя амплитуда биоэлектрической активности наружной косой мышцы живота у спортсменов экспериментальной группы была на 53% выше данных контроля, а частота осцилляций – на 29,1% (табл. 1, $p<0,05$). На заключительном этапе тестирования средняя амплитуда в экспериментальной группе увеличилась на 41,7% и на 90,2% над контрольными значениями, зафиксированными в начале исследования (табл. 1, $p<0,05$). Показатели частоты сокращений, в экспериментальной группе увеличились на 24,4% и на 121,8% стали выше контрольных значений в конце эксперимента (табл. 1, $p<0,05$). Достоверных отличий

средней амплитуды в контрольной группе в конце эксперимента не наблюдалось (табл. 1). Средняя частота сокращений через год занятий уменьшилась на 27,6% (табл. 1, $p<0,05$). Данный факт позволяет предполагать, что использование средств, ограничивающих болевое воздействие на кисть при ее взаимодействии со спортивным снарядом, позволяет более значимо вовлекать мышцы спины в ударное движение, что качественно влияет на его биомеханические и физические характеристики.

При анализе показателей начинающих спортсменов в состоянии покоя и после нагрузки между экспериментальной и контрольной группой не было выявлено достоверно значимых различий в показателях пульсового давления (ПД), систолического артериального давления (АД_с), ударного объема (УО_с) и ударного индекса (УИ) на всех этапах тестирования (табл. 2).

Таблица 2

Показатели вегетативного обеспечения начинающих спортсменов в начальной части исследования $X \pm m$

Начинающие боксеры				
Показатели	Контроль		Эксперимент	
	Начало исследования			
	Покой	Нагрузка	Покой	Нагрузка
ПД, мм рт. ст.	40,2±3,3	41,6±2,9	40,7±2,8	42,6±3,1
АД _с , мм рт. ст.	120,8±6,1	136,5±8,2	121,3±6,7	135,4±5,9
АД _д , мм рт. ст.	80,6±3,2	96,8±3,3#	80,6±3,6	93,8±6,5
ЧСС, уд./мин	64,8±3,3	153,6±5,1#	64,8±4,2	151,1±6,2#
УО _с , мл	78±2,4	71,7±4,7	78,3±3,6	71,3±3,2
МОК, л/мин	5±0,7	11±1,3#	5,1±0,6	10,8±1,7#
КЭК, у.ед.	2603,4±67,5	6541,7±85,8#	2637,6±71,3	6285,6±97,7#
ИР, у.ед.	–	16,3±2,2	–	16±1,9
ИА, у.ед.	0,54±0,02	1,13±0,04#	0,53±0,02	1,12±0,03#
СИ, л/мин/м ²	2,75±0,29	5,99±0,41#	2,75±0,27	5,85±0,32#
УИ, мл/м ²	42,6±2,3	39,3±2,7	42,6±1,9	38,8±2,5
S, м ²	1,83±0,01		1,84±0,01	
Конец исследования				
ПД, мм рт. ст.	40,6±3,4	40,4±3,1	40,4±2,9	47,7±4,3
АД _с , мм рт. ст.	121,2±5,2	136,3±7,3	121,1±6,9	132,6±5,7
АД _д , мм рт. ст.	80,6±4,4	92,9±4,8	80,7±3,9	85,1±5,3
ЧСС, уд./мин	60,9±3,5	149±6,1#	61±3,8	118,3±5,4*#&
УО _с , мл	78,8±3,6	71,2±5,1	78,7±4,2	80,1±5,3
МОК, л/мин	4,8±0,4	10,61±1,9#	4,82±0,5	9,5±1,3#
КЭК, у.ед.	2472±60,9	6018,9±86,7#	2472,6±69,8	5643,2±88,5#
ИР, у.ед.	–	14,85±2,8	–	8,7±1,7*#&
ИА, у.ед.	0,503±0,01	1,12±0,02#	0,51±0,02	0,89±0,04*#&
СИ, л/мин/м ²	2,63±0,27	5,8±0,52#	2,62±0,19	5,16±0,36#
УИ, мл/м ²	43,09±2,5	38,94±3,1	42,81±2,5	43,58±3,4
S, м ²	1,83±0,01		1,84±0,01	

Примечание. * – достоверность различия полученных данных с соответствующими значениями у контрольной группы спортсменов, $p<0,05$. # – достоверность различия данных, зафиксированных после нагрузки относительно состояния покоя внутри исследуемых групп, $p<0,05$.

& – достоверность различия данных, зафиксированных в конце исследования относительно его начала внутри исследуемых групп, $p<0,05$.

ПД – пульсовое давление; АД_с – артериальное давление (систолическое); АД_д – артериальное давление (диастолическое); ЧСС – частота сердечных сокращений; УО_с – ударный объем сердца; МОК – минутный объем кровообращения; КЭК – коэффициент экономичности кровообращения; ИР – индекс Руфье; ЧСС – частота сердечных сокращений; ИА – индекс Аллговера; СИ – сердечный индекс; УИ – ударный индекс; S – площадь поверхности тела.

В то же время в начале исследования после выполнения тестирующей нагрузки была отмечена гипотоническая реакция на нагрузку у спортсменов экспериментальной группы вследствие увеличения диастолического артериального давления (АД_д) и снижения ПД (табл. 2). ЧСС в экспериментальной группе после тестирования значительно выросла относительно состояния покоя на 133,2% (табл. 2, $p<0,05$). В контрольной группе наблюдалась гипертоническая реакция на выполненную работу вследствие повышения значения АД_д на 20,1% после вы-

полнения нагрузки. Показатели ЧСС у спортсменов контрольной группы после нагрузочного тестирования увеличивались на 137% (табл. 2, $p<0,05$). В заключительной части исследования был отмечен нормотонический тип реакции на нагрузку в экспериментальной группе вследствие повышения величин ПД и АД_д, укладывающихся в норму мощности выполняемой работы (табл. 2). Величины ЧСС после тестирования в экспериментальной группе снижались на 21,7% и были на 20,6% ниже показателей контрольной группы (табл. 2, $p<0,05$). В контроль-

ной группе нами не было отмечено достоверно значимых изменений показателей ЧСС в конце исследования относительно его начала. В то же время в группе контроля был отмечен гипотонический тип влияния на нагрузку. Значения ЧСС после нагрузки на 144,7% превышали величины в состоянии покоя, а АД_д стало выше нормы, рекомендуемой для работы соответствующего временного отрезка и интенсивности. Величины ПД остались равнозначны аналогичным результатам, наблюдаемым в состоянии покоя. Таким образом, нами было отмечено, что совершенствование ударных движений с оптимальными биомеханическими характеристиками вызывает адекватную реакцию организма спортсменов в экспериментальной группе. Это позволяет сделать предположение о том, что средства защиты кисти, ограничивающие болевые воздействия при ее взаимодействии с тяжелым спортивным снарядом, способствуют экономичности упражнения и адекватному вегетативному воздействию на организм после выполненной работы.

Величины минутного объема кровообращения после выполненной нагрузки в начале исследования не отмечены достоверной значимостью различий между экспериментальной и контрольной группами (см. табл. 2). В то же время значения экспериментальной группы после нагрузки были на 111,8% выше данных, наблюдаемых в покое, а в контрольной группе – на 120% (табл. 2, $p < 0,05$). В заключительной части исследования после нагрузки также не было зафиксировано достоверно значимых различий между исследуемыми группами (табл. 2). Значения экспериментальной группы после тестирования были на 97,1% выше данных покоя, а контрольной – на 121% (табл. 2, $p < 0,05$). Это позволяет сделать предположение о большей экономичности движений, совершаемых экспериментальной группой вследствие меньшего вовлечения мышечных групп в ударное действие.

В начале исследования в показателе индекса Руфье в экспериментальной и контрольной группах достоверных различий не наблюдалось (табл. 2). В заключительной части тестирования наблюдалось уменьшение величин ИР на 45,6% в экспериментальной группе относительно начала исследования и уменьшение на 41,1% по сравнению с контрольными значениями окончания исследования (см. табл. 2, $p < 0,05$). Это может свидетельствовать о более оптимальных механизмах восстановления после работы в экспериментальной группе вследствие меньшего мышечного напряжения при ее выполнении.

При анализе величин коэффициента экономичности кровообращения у начинающих боксеров после выполнения ударных действий также не было отмечено достоверно значимых различий между экспериментальной и контрольной группами в начале исследования (табл. 2). Величины спортсменов экспериментальной группы, наблюдаемые после тестирования, были на 138,3% выше значений, зафиксированных в покое, а в контрольной группе – на 151,3% (табл. 2, $p < 0,05$). В конце исследования значения спортсменов экспериментальной группы после вы-

полненного тестирования были на 128,2% выше данных, наблюдаемых в покое, а в контрольной группе – на 143,5% (табл. 2, $p < 0,05$). Данный факт свидетельствует о лучшей экономичности работы боксеров экспериментальной группы, характеризуемой затратами организма на передвижение крови в сосудистом русле. Учитывая, что значения КЭК выросли менее значимо в экспериментальной группе, нами сделано предположение об экономичности расходования резервов сердечно-сосудистой системы при использовании средств экипировки, предохраняющих мышцы кисти от болевых взаимодействий с ударной поверхностью снаряда.

На начальном этапе исследования показатели индекса Аллговера в состоянии покоя статистически не отличались между исследуемыми группами (табл. 2). Между величинами, наблюдаемыми после нагрузочного тестирования, было отмечено их увеличение на 111,3% относительно уровня покоя в экспериментальной группе, а в контрольной – на 109,3% (табл. 2, $p < 0,05$). В конце исследования значения экспериментальной группы после нагрузки стали на 20,5% ниже исходных значений и на 20,5% ниже уровня контроля (табл. 2, $p < 0,05$). Между значениями, наблюдаемыми после нагрузки относительно состояния покоя, было отмечено их увеличение на 74,5% в экспериментальной группе, а в контрольной – на 122,7% (табл. 2, $p < 0,05$). Таким образом, результаты начинающих боксеров свидетельствуют о лучшей адаптации организма спортсменов экспериментальной группы к выполняемому двигательному действию, совершаемому с высокой мощностью ($p < 0,05$).

При анализе величин сердечного индекса у начинающих спортсменов в начале исследования также не было зафиксировано достоверных различий между экспериментальной и контрольной группами в состоянии покоя и после нагрузки (табл. 2). В состоянии покоя был отмечен эукинетический тип кровообращения в обеих группах. После выполнения тестирования было отмечено увеличение значений экспериментальной группы на 112,7% над значениями покоя, а контрольной – на 117,8% (табл. 2, $p < 0,05$). В заключительной части исследования было отмечено улучшение функционального состояния спортсменов обеих групп (табл. 2). В состоянии покоя у исследуемых боксеров наблюдался гипокINETический тип кровообращения, характеризуемый низким показателем СИ. После выполненного тестирования величины спортсменов экспериментальной группы были на 96,9% выше значений в покое, а контрольной – на 120,5% (табл. 2, $p < 0,05$). Данный факт позволяет констатировать значительную нагрузку на деятельность сердца у спортсменов контрольной группы, использующих стандартные средства спортивной экипировки при совершенствовании ударов на спортивных снарядах. Болевые ощущения при взаимодействии кисти со спортивным снарядом способствуют большему вовлечению в ударное движение мышц верхних конечностей, что сказывается на работе сердца.

Выводы:

1. Средства, ограничивающие нагрузку на кисть при совершенствовании ударов на боксерских снаря-

дах (боксерские перчатки), способствуют формированию оптимального двигательного стереотипа. Движения, выполняемые баллистическим типом мышечного напряжения, наиболее эффективны и экономичны при выполнении ударных действий в боксе.

2. Ударные движения баллистического типа оказывают минимальное воздействие на работу сердечно-сосудистой системы, что формирует наиболее стабильное вегетативное обеспечение организма спортсменов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Филимонов В.И. Современная система подготовки боксеров. М. : Инсан, 2009. 480 с.
2. Бредихина Ю.П., Капилевич Л.В., Гужов Ф.А. и др. Характеристика регионарной гемодинамики нижних конечностей у занимающихся спортивным карате // Теория и практика физической культуры. 2012. № 7. С. 49–51.
3. Неупокоев С.Н., Бредихина Ю.П., Овчинникова Н.А., Капилевич Л.В. Влияние характера мышечного напряжения на регионарный кровоток верхних конечностей у боксеров старших разрядов // Теория и практика физической культуры. 2016. № 4. С. 85–87.
4. Белоцерковский З.Б., Любина Б.Г. Сердечная деятельность и функциональная подготовленность у спортсменов. Норма и атипичные изменения в нормальных и измененных условиях адаптации к физическим нагрузкам. М. : Сов. спорт, 2012. 548 с.
5. Кудрин И.Д., Сулимо-Самуйло З.К., Филатов А.И. Механические ударные нагрузки и перегрузки как фактор экологии. Л. : Наука, 1980. 94 с.
6. Капилевич Л.В. Физиологический контроль технической подготовленности спортсменов // Теория и практика физической культуры. 2010. № 11. С. 12–15.
7. Bredikhina Yu.P., Baranova E.A., Kabachkova A.V., Gaevaya Y.A. Balance and steadiness correction of the upright posture of patients having withstood an ischemic stroke with the help of stabilographic rehabilitation training equipment with biofeedback // SHS Web of Conferences. Les Ulis: EDP Sciences. 2016. Vol. 28: Research Paradigms Transformation in Social Sciences (RPTSS 2015). 01017, 4 p.
8. Чашин М.В., Константинов Р.В. Профессиональные заболевания в спорте. М. : Сов. спорт, 2010. 176 с.
9. Капилевич Л.В., Давлетьярова К.В., Кошельская Е.В. и др. Физиологические методы контроля в спорте : учеб. пособие. Томск : Изд-во ТПУ, 2009. 160 с.
10. Ландырь А.П., Ачкасов Е.Е. Мониторинг сердечной деятельности в управлении тренировочным процессом в физической культуре и спорте. М. : Триада-Х, 2011. 176 с.

Статья представлена научной редакцией «Педагогика» 1 октября 2017 г.

INDICATORS OF THE ELECTRICAL ACTIVITY OF MUSCLES OF THE UPPER EXTREMITIES, TORSO AND VEGETATIVE PROVISION OF BEGINNING BOXERS WHEN PERFORMING PUNCH MOVEMENTS OF VARIOUS TYPES OF MUSCULAR TENSION

Vestnik Tomskogo gosudarstvennogo universiteta – Tomsk State University Journal, 2017, 424, 187–192.

DOI: 10.17223/15617793/424/26

Svetlana V. Radaeva, Tomsk State University (Tomsk, Russian Federation). E-mail: svetlanaradaeva70@mail.ru

Sergey N. Neupokoev, Tomsk State University (Tomsk, Russian Federation). E-mail: repaov@mail.ru

Yulia P. Bredikhina, Tomsk Polytechnic University (Tomsk, Russian Federation). E-mail: U2000@ya.ru

Elena V. Medvedeva, Tomsk Polytechnic University (Tomsk, Russian Federation). E-mail: medved@yandex.ru

Keywords: boxing; bioelectric activity of muscles; vegetative support; ballistic punches; young athletes; sports training.

The analysis of the scientific and methodological works shows that punches of a ballistic type are the basis of the coordination of training boxers. The authors point out the fact that in this type of motion most of the load in the final phases of the punch is taken by the back muscles that rotate in the direction of the punch and by extensor muscles of the shoulder that work by inertia from the back muscles, based on the optimal biomechanical characteristics of ballistic punches in boxing. The researchers specify that pain in the wrist during its interaction with the exercise equipment reflexively causes necessary corrections that can change the type of muscle tension. The aim of the given study was to analyze the influence of the movements of different types of muscle tension on indicators of beginning boxers' muscle electrical activity and vegetative provision. At the beginning of the study after the testing the authors noted a hypotonic reaction to the load in athletes of the experimental group due to an increase in the diastolic blood pressure (BP_d) and reduction of PP. In the final part of the study the authors observed the normotensive type of reaction to the load in the experimental group due to higher values of PP and BP_d fitting into the normal capacity of the work (Table 2). After the test, HR values in the experimental group were 20.6% lower than the control level and 21.7% lower than similar data observed at the beginning of the study. In the control group, we have not noted quite significant change in HR parameters at the end of studies with respect to its beginning. At the same time, the authors observed the hypotonic type of influence on the load in the control group. At the initial stage of the study the authors did not record any statistically significant difference between the Ruffier index (RI) values in the experimental group and RI values in the control group. In the final part of the test the authors observed that after the testing RI values in the experimental group were 41.1% lower than the control values and became 45.6% less significant when compared with the beginning of the study. At the initial stage of the study, the Allgower index (AI) values in a state of rest did not have a reliable significance of differences between the study groups. At the end of the study the value of the experimental group after the load was 20.5% below the level of control, becoming 20.5% lower with respect to the results recorded at the beginning of the study. At the beginning of the test the eukinetic type of blood circulation was observed at rest in both groups. At rest the authors observed that boxers had the hypokinetic type of blood circulation, characterized by a low CI index.

REFERENCES

1. Filimonov, V.I. (2009) *Sovremennaya sistema podgotovki bokserov* [Modern system of training boxers]. Moscow: Insan.
2. Bredikhina, Yu.P. et al. (2012) Kharakteristika regionarnoy gemodinamiki nizhnikh konechnostey u zanimayushchikhsya sportivnym karate [The characteristics of regional hemodynamics of the lower limbs in sports karate]. *Teoriya i praktika fizicheskoy kul'tury – Theory and Practice of Physical Culture*. 7. pp. 49–51.
3. Neupokoev, S.N., Bredikhina, Yu.P., Ovchinnikova, N.A. & Kapilevich, L.V. (2016) Vliyanie kharaktera myshechnogo napryazheniya na regionarnyy krovotok verkhnikh konechnostey u bokserov starshikh razryadov [Influence of the nature of muscular tension on the regional blood flow

- of the upper extremities in boxers of senior ranks]. *Teoriya i praktika fizicheskoy kul'tury – Theory and Practice of Physical Culture*. 4. pp. 85–87.
4. Belotserkovskiy, Z.B. & Lyubina, B.G. (2102) *Serdechnaya deyatel'nost' i funktsional'naya podgotovlennost' u sportsmenov. Norma i atipichnye izmeneniya v normal'nykh i izmenennykh usloviyakh adaptatsii k fizicheskim nagruzkam* [Heart activity and functional readiness of athletes. Norm and atypical changes in normal and altered conditions of adaptation to physical loads]. Moscow: Sov. sport.
 5. Kudrin, I.D., Sulimo-Samuylo, Z.K. & Filatov, A.I. (1980) *Mekhanicheskie udarnye nagruzki i peregruzki kak faktor ekologii* [Mechanical hit loads and overloads as an environmental factor]. Leningrad: Nauka.
 6. Kapilevich, L.V. (2010) Fiziologicheskiy kontrol' tekhnicheskoy podgotovlennosti sportsmenov [Physiological control of technical preparedness of athletes]. *Teoriya i praktika fizicheskoy kul'tury – Theory and Practice of Physical Culture*. 11. pp. 12–15.
 7. Bredikhina, Yu.P., Baranova, E.A., Kabachkova, A.V. & Gaevaya, Y.A. (2016) Balance and steadiness correction of the upright posture of patients having withstood an ischemic stroke with the help of stabilographic rehabilitation training equipment with biofeedback. *SHS Web of Conferences*. Vol. 28: *Research Paradigms Transformation in Social Sciences (RPTSS 2015)*. Les Ulis: EDP Sciences. 01017, 4 p.
 8. Chashchin, M.V. & Konstantinov, R.V. (2010) *Professional'nye zabolevaniya v sporte* [Occupational diseases in sport]. Moscow: Sov. sport.
 9. Kapilevich, L.V. et al. (2009) *Fiziologicheskie metody kontrolya v sporte* [Physiological methods of control in sports]. Tomsk: Tomsk Polytechnic University.
 10. Landyr', A.P. & Achkasov, E.E. (2011) *Monitoring serdechnoy deyatel'nosti v upravlenii trenirovochnym protsessom v fizicheskoy kul'ture i sporte* [Monitoring of cardiac activity in the management of the training process in physical culture and sports]. Moscow: Triada-X.

Received: 01 October 2017