

УДК612.084 + 612.087.1

**МЫСЛЕННАЯ ИМИТАЦИЯ ДВИЖЕНИЯ КАК ВОЗМОЖНАЯ ОСНОВА ДЛЯ
СОЗДАНИЯ СИСТЕМЫ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ,
ИСПОЛЪЗУЕМОЙ В ПРОЦЕССЕ ПОДГОТОВКИ СПОРТСМЕНОВ**

*Иван Евгеньевич Антифеев, научный сотрудник Института здоровья и спортивной
медицины,*

*Олег Богданович Крысюк, доктор медицинских наук, доцент, директор Института
здоровья и спортивной медицины,*

*Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья
имени П.Ф. Лесгафта, Санкт-Петербург (НГУ им. П.Ф. Лесгафта, Санкт-Петербург),*

Елизавета Иосифовна Гальперина, кандидат биологических наук,

старший научный сотрудник,

*Институт эволюционной физиологии и биохимии им. И.М. Сеченова РАН (ИЭФБ РАН),
Санкт-Петербург*

Аннотация

Из классических работ (И. Келси, 1961; Дымерский, 1965; А.В. Алексеев, 1968; А.А. Белкин, 1969; Г. Тивальд, 1973) известно, что идеомоторные тренировки могут повышать эффективность тренировочного процесса, что проявляется в повышении технического мастерства спортсменов (за счёт многократного мысленного представления какого-либо технического элемента происходит ускорение процесса обучения выполнению данного технического элемента вживую), мышечной выносливости и спортивной работоспособности. Данные эффекты возникают за счёт постоянных микросокращений мышц во время идеомоторного акта. Кроме того, в ситуации невозможности проведения реальных тренировок, идеомоторная тренировка может выполнять роль частичной компенсации. В данной статье рассматривается возможность создания системы биологической обратной связи, основанной на классификации регистрируемой электроэнцефалограммы (ЭЭГ) в периоды выполнения мысленно имитированных движений, при помощи таксонометрического метода (на основе метрики Махаланобиса). На примере 23 взрослых добровольцев показана высокая степень различения на основе ковариационных матриц, построенных на данных регистрируемой ЭЭГ (в среднем 80%) мысленно имитированных движений, как от фонового состояния, так и от состояния реального выполнения движений. Показано, что высокий уровень правильной классификации исследуемых состояний мысленной имитации движений по данным ЭЭГ позволяет использовать регистрируемую ЭЭГ как основу для создания биологической обратной связи в составе реабилитационных систем.

Ключевые слова: мысленная имитация, ЭЭГ, мозго-машинный интерфейс, классификация функциональных состояний, реабилитация, идеомоторные тренировки.

DOI: 10.5930/issn.1994-4683.2013.07.101.p7-13

**MENTAL IMITATION OF THE MOTION AS POSSIBLE BASIS FOR CREATING
BIOFEEDBACK USED IN THE TRAINING OF ATHLETES**

*Ivan Evgenievich Antifeev, the research fellow of Institute of Health and Sports Medicine,
Oleg Bogdanovich Krysiuk, the doctor of medical sciences, senior lecturer, Director of Insti-
tute of Health and Sports Medicine,*

The Lesgaft National State University of Physical Education, Sport and Health, St.-Petersburg,

*Elizabeth Iosifovna Halperina, the candidate of biological sciences, senior scientist,
Sechenov Institute of Evolutionary Physiology and Biochemistry of the Russian Academy of
Sciences, St.-Petersburg*

Annotation

It is known based on the classical works (I. Kelsey, 1961; VJ Dymersky, 1965; A. Alexeev, 1968; A. Belkin, 1969; G. Tivald, 1973), that the ideomotor training can improve the efficiency of the training process, manifesting by increase in the technical skills of the athletes (due to multiple mental representa-

tion of any technical element, the learning process of implementation of the technical elements alive is accelerated), muscular endurance and athletic performance. These effects appear due to permanent micro muscle contraction during the ideomotor act. In addition, in situation when the real workout is impossible to take, the ideomotor training may serve as a partial compensation. This article discusses the possibility of creating the biofeedback-based classification of EEG recorded during the periods of the mentally simulated movements by using the taxon metric method (based on the Mahalanobis metric). By the example of 23 adult volunteers, high degree of distinguishing has been shown on the basis of the covariance matrix based on the data of the recorded EEG (average 80%) mentally simulated movements of both the background condition and the condition of the real movements. It has been shown that a high level of correct classification of the studied states of mental simulation of movements according to the EEG allows the use of EEG registrable as a basis for the creation of biofeedback as part of the rehabilitation systems.

Keywords: mental simulation, EEG, brain-machine interface, classification of functional states, rehabilitation, ideomotor training.

ВВЕДЕНИЕ

Мысленная имитация движения (идеомоторная тренировка) довольно давно используется в подготовке профессиональных спортсменов. Важно, что мысленно представляемые движения – это не однородный класс, и способ представления движения находит отражение в изменениях нейрональной активности [5]. Так, если испытуемый представляет, что движение выполняется другим человеком, а он сам является сторонним наблюдателем, то процессы нейрональной активации головного мозга больше напоминают таковые при ситуации, когда испытуемый пассивно наблюдает за движением другого в реальности [8]; в то время как мысленное представление собственного движения (в англоязычной литературе – от первого лица) имеет большее сходство с реально выполненным движением. По этой причине принято разграничивать мысленное представление движения и мысленно имитированные движения.

Использование биологической обратной связи (БОС) для восстановления и тренировки мышечной активности, появившись относительно недавно [3], стало возможным, в основном, благодаря ранее проведенным исследованиям с использованием метода транскраниальной магнитостимуляции сенсомоторных зон коры человека.

Разработка интерфейсов и устройств, использующих элементы БОС в настоящий момент является одним из приоритетных мировых направлений науки. Например, Igarashi с соавт разработали систему мозг-компьютерного интерфейса (BCI, Brain Computer Interface), основывающуюся на мысленном представлении движения. Данный вид BCI имеет уникальное свойство – он предоставляет человеку обратную связь при обдумывании движения, при этом человек может тренироваться и корректировать параметры планируемого движения, что позволяет использовать устройство в процессе реабилитации больных с нарушениями двигательной активности [7]. Большинство таких устройств выполнены в единичном варианте, как в силу высокой технологической сложности, так и высокой их стоимости. ЭЭГ, как неинвазивный и относительно недорогостоящий метод, применяется в ситуации мысленного представления движений крайне редко. В нашем исследовании мы попытались выяснить, можно ли на основе ЭЭГ, зарегистрированной во время выполнения взрослыми испытуемыми мысленно имитированных движений кистью правой либо левой руки, произвести с высокой степенью достоверности классификацию состояний, позволяющую в дальнейшем использовать ее для создания систем БОС.

МЕТОДИКА

В эксперименте принимали участие 23 взрослых добровольца, из них 12 девушек и 11 юношей. У всех испытуемых исследовали суммарный латеральный профиль по Хомской Е.Д., который учитывает сенсорную, а также моторную асимметрию рук и ног [1]. Все испытуемые выполняли следующие двигательные нагрузки: 1) сгибание первой и второй фаланги указательного, 2) большого пальца руки, 3) среднего пальца руки, а также 4) хватательное движение кистью. Действия выполнялись отдельно правой и левой

рукой. Началом выполнения действия служило начало затухания тонового сигнала, который подавался испытуемым бинаурально через стереонаушники. Данная модель сигнала была специально выбрана для нивелирования влияния вызванных потенциалов, возникающих при подаче звукового сигнала, а также негативной ЭЭГ волны, возникающей на окончание действия звука. Во избежание влияния ритмических составляющих на ЭЭГ, данные звуковые сигналы подавались испытуемому с различной временной задержкой, которая генерировалась случайным образом. Длительность одного звукового предъявления составляла 1.4 секунды: 700 мс постоянного тонового сигнала и 700 мс линейно затухающего сигнала. После каждой серии реально исполненных движений испытуемые должны были мысленно повторять это движение отдельно правой и левой рукой. Таким образом, каждый испытуемый выполнял 16 тестов – 8 реальных и 8 мысленно имитированных движений.

Как в фоновом состоянии испытуемых (спокойное бодрствование с закрытыми глазами), так и при выполнении тестовых заданий, непрерывно регистрировали ЭЭГ от 21 монополярного отведения на 24-канальном компьютерном электроэнцефалографе с полосой пропускания – $0.5 \div 30$ Гц. Ввод сигналов в компьютер осуществлялся с частотой квантования 185 в секунду по каждому из каналов. 15 электродов из 21 располагались по международной схеме 10-20 симметрично в переднелобных (Fp1, Fp2), заднелобных (F3, F4), нижнелобных (F7, F8), средневисочных (T3, T4), задневисочных (T5, T6), теменных (P3, P4), затылочных областях (O1, O2), а также в центральной области Cz. Для более детального анализа роли моторных центров коры головного мозга дополнительно устанавливали шесть электродов, предположительно над проекционными зонами кистей обеих рук, а также в премоторных зонах.

Безартефактные участки ЭЭГ разделялись на эпохи анализа длиной 660 мс, начало каждой эпохи совпадало с началом затухания звукового сигнала. Для каждой эпохи анализа вычислялись матрицы коэффициентов кроссковариации (КК) между ЭЭГ от всех отведений попарно (21×21). Для обеспечения статистической достоверности результатов у каждого испытуемого производили обработку $80 \div 90$ эпох анализа ЭЭГ для каждого из тестируемых состояний. По полученным матрицам производилась классификация исследуемых состояний с использованием таксонометрического метода классификации, основанного на вычислении расстояний Махаланобиса. Данные были получены с использованием статистического пакета Statistika 6.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Классификация матриц КК ЭЭГ, соответствующих исследуемым состояниям, с использованием метрики Махаланобиса, проводилась по следующим критериям:

1. Тип выполняемого движения без учёта характера выполнения (совместно реальные и мысленно имитированные движения) (критерий С1-С8);
2. Тип выполняемого движения с учётом характера выполняемого задания (реальные и мысленно имитированные движения отдельно) (критерий Р1-Р8, М1-М8).

Были получены следующие результаты: в среднем по группе испытуемых процент различения тестируемого состояния от всех остальных, где тестируемыми состояниями являлись вышеописанные движения пальцев кисти, выполненные как реально, так и при их мысленной имитации, составляет 77% и 79% соответственно, при этом индивидуально процент различения состояний варьирует от 65% до 94% для выполнения реальных движений и от 69% до 93% - для мысленно имитированных (табл. 1). Одним из значимых результатов можно считать тот факт, что разделение по вышеописанным критериям отдельно в группе юношей и девушек дало те же результаты, что и в целом по группе. Возможно, это связано с небольшим размером выборки, либо мы действительно имеем дело с признаком, который не зависит от пола. Таким образом, по характеру биоэлектрической активности мозга, регистрируемой в периоды мысленной имитации движения, нами

были выявлены высокие индивидуальные различия и относительно низкие половые.

Таблица 1

Индивидуальные проценты правильной классификации реальных и мысленно имитированных движений правой и левой рукой, а также фона для 21 канальной записи

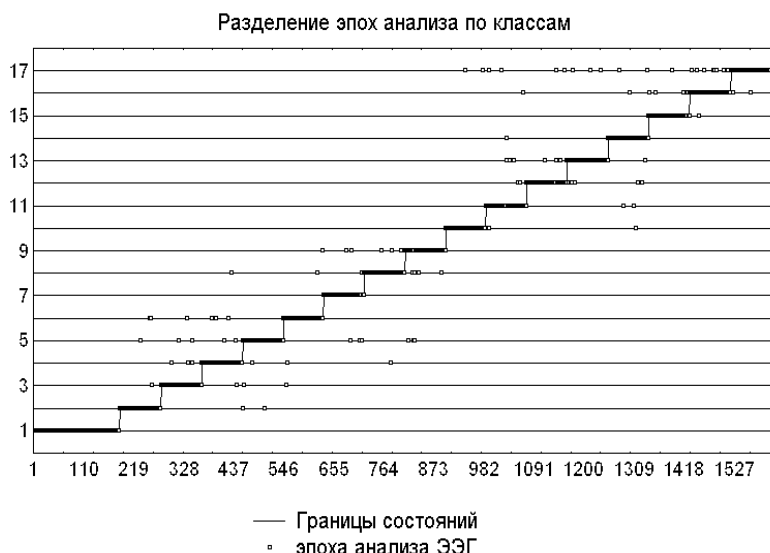
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Bon	50.0	63.3	60.0	56.7	73.3	73.3	53.3	66.7	63.3					53.3	60.0	53.3	56.7
Che	60.0	55.0	57.5	55.0	60.0	55.0	60.0	57.5	60.0					48.0	55.0	57.5	60.0
Gig	60.0	70.0	50.0	55.0	62.5	57.5	57.5	55.0	60.0					55.0	52.5	52.5	62.5
Kor	52.5	62.5	72.5	57.5	65.0	62.5	67.5	65.0	57.5					67.5	52.5	52.5	52.5
Pim	60.0	56.7	50.0	60.0	50.0	53.3	66.7	70.0	56.7					70.0	60.0	66.7	60.0
Shv	72.5	52.5	52.5	55.0	65.0	67.5	50.0	52.5	57.5					50.0	60.0	55.0	65.0
Bar	86.6	84.3	78.7	68.9	67.4	74.2	75.0	68.1	70.0	69.7	74.2	74.2	66.3	74.4	68.5	66.3	59.6
Bez	86.9	81.1	66.3	82.0	59.6	70.8	83.1	85.4	74.2	91.0	82.0	88.8	87.6	51.7	46.1	93.3	98.9
Bli	85.2	68.2	75.3	66.3	59.6	66.3	70.0	60.7	58.4	69.7	70.8	71.9	62.9	75.3	66.3	72.7	83.0
Bro	88.5	73.0	79.8	66.3	83.5	84.3	86.5	88.8	82.0	87.6	71.9	88.8	84.3	76.4	82.0	77.5	83.0
Gag	87.8	85.4	86.5	98.9	76.4	75.3				80.9	97.8	66.7	59.6	83.0	57.3	70.6	59.1
Gvo	90.5		96.6	80.9	70.5	85.9	71.1	78.7	77.5	78.7	77.5	78.3	75.3	65.2	69.3	87.5	70.8
Poy	100.0	95.6	92.1	92.1	95.5	94.3	93.3	95.5	92.1	97.7	87.6	94.3	92.1	89.9	93.3	88.9	97.7
Pru	85.7	77.5	65.2	71.9	71.9	69.0	64.4	66.3	76.4	71.1	65.6	67.4	73.0	71.9	64.0	72.6	84.3
Ruf	91.4	75.3	58.4	76.4	79.8	67.8	76.1	80.9	80.9	66.3	75.3	70.0	77.5	68.5	65.2	77.5	74.2
Zab	95.3	91.5	91.1	86.9	83.1	88.8	88.8	85.5	87.6	82.0	91.0	91.8	91.1	92.1	93.3	92.1	93.3
Zha	98.8	79.8	87.6	88.8	84.1	73.0	86.5	86.5	88.8	95.5	97.8	84.4	93.6	88.8	83.1	83.0	86.5
Dol	96.4									82.0	88.8	83.1	78.7	84.3	82.0	87.5	78.7
Kol	96.0	93.2	76.4	88.8	78.7	80.9	88.8	87.6	88.8								
Pok	80.0	82.0	82.0	84.3	76.4	80.9	64.0	76.7	69.7	81.3	76.4	79.8	72.2	85.4	75.3	83.1	69.7
Kos	82.1	76.4	84.3	85.4	92.1	68.5		96.6	74.2	100.0	91.0	91.0	93.3	86.5	95.4	84.3	93.3
Nav	88.2	87.6	77.3	44.9	43.8	79.5	72.2	79.8	83.1	84.3	74.4	90.9	88.8	84.4	78.7		

Примечание: 1 – спокойное состояние; 2 – реальное движение большого пальца правой руки; 3 – мысленно имитированное движение большого пальца правой руки; 4 – реальное движение большого пальца левой руки; 5 – мысленно имитированное движение большого пальца левой руки; 6 – реальное движение указательного пальца правой руки; 7 – мысленно имитированное движение указательного пальца правой руки; 8 – реальное движение указательного пальца левой руки; 9 – мысленно имитированное движение указательного пальца левой руки; 10 – реальное движение среднего пальца правой руки; 11 – мысленно имитированное движение среднего пальца правой руки; 12 – реальное движение среднего пальца левой руки; 13 – мысленно имитированное движение среднего пальца левой руки; 14 – реальное хватательное движение кисти правой руки; 15 – мысленно имитированное хватательное движение кисти левой руки; 16 – реальное хватательное движение кисти левой руки; 17 – мысленно имитированное хватательное движение кисти правой руки. Пустые клетки – данный тип движения у данного испытуемого не выполнялся.

В данном исследовании, хотя мы приводим усредненные данные, сделан упор на использование индивидуальных данных ЭЭГ, поскольку в дальнейшем планируется её использование для разработки индивидуально настраиваемых систем. На примере самого «успешного» испытуемого Роу проиллюстрируем высокую степень различения всех исследуемых состояний по матрице ковариации ЭЭГ (рис. 1). На рисунке представлена классификация всех тестируемых состояний у испытуемого Роу. Обращает внимание, во-первых, высокая однородность эпох анализа ЭЭГ внутри каждого исследуемого состояния; во-вторых, высокая степень различения каждого конкретного состояния от всех остальных. Минимальный процент правильной классификации составляет 87%, (для состояния 11) а максимальный – 99% (для состояния 17). Тестовые состояния во время выполнения любого из движений как реально, так и мысленно, отличаются от фоновое состояние на 100%.

Это означает, что с вероятностью не меньшей, чем 87% мы можем правильно

классифицировать у данного испытуемого каждую отдельную эпоху анализа ЭЭГ. У других испытуемых значения несколько ниже (табл.1), однако, всё равно достоверно позволяют классифицировать отдельные эпохи анализа в среднем не менее 70%.



Примечание: по горизонтальной оси отложены порядковые номера исследуемых эпох анализа, по вертикальной оси – номера классов. Отдельные эпохи анализа обозначены кружками.

Рис. 1. Проценты правильной классификации реальных и мысленно имитированных движений правой и левой рукой, а также фона для 21-канальной записи испытуемого Рой

Таким образом, для каждого типа исследованных нами реальных и мысленно имитированных движений обнаружена специфичность биопотенциалов мозга, характерная для исследованных типов движений кисти.

Ранее Цицерошин М.Н. и Шеповальников А.Н. показали, что пространственная организация биоэлектрической активности отражает системную деятельность мозга, которая может незначительно изменяться в период выполнения той или иной деятельности, сохраняя общую целостность картины [2]. Таким образом, специфические изменения пространственной организации ЭЭГ, сопровождающие мысленную имитацию движений, с одной стороны не разрушают системной деятельности мозга индивида, с другой стороны достаточно устойчивы для того, чтобы их можно было достоверно опознавать. Исследования, направленные на изучение организации системной деятельности мозга индивидуума, таким образом, являются адекватным подходом для разработки системы БОС по управлению движением.

Одной из дальнейших практических задач, вытекающих из результатов нашего исследования, могла бы стать разработка устройства, способного на основе индивидуальной энцефалограммы классифицировать мысленно представляемые движения. Такая классификация могла бы, в свою очередь, стать основой для создания системы БОС, выполняющей роль тренажёра в условиях обездвиженности пациента. Это могут быть как пациенты с тетраплегией, так и пациенты с частичными парезами различной этиологии, либо спортсмены после травмы в состоянии вынужденной иммобилизации [4, 6]. Восстановление движений у таких больных либо невозможно, либо очень затруднено, в этой ситуации мысленное представление движения могло бы играть роль тренировки систем мозга, обеспечивающих движения. Последние исследования в области пластичности ЦНС и, особенно, головного мозга показывают весьма широкие возможности для восста-

новления утраченных функций в ситуации, когда ранее не «участвующая» в осуществлении функции структура, берёт на себя эту задачу. Система БОС облегчает и ускоряет этот процесс, а в некоторых случаях делает его возможным.

Одной из проблем, требующих дальнейшего исследования, является устойчивость специфических характеристик пространственной организации биопотенциалов мозга, выявляемых в периоды выполнения мысленно имитированных движений у каждого индивидуума на протяжении длительного времени. Известно, что в составе ЭЭГ наблюдаются как устойчивые компоненты, характерные для каждого испытуемого независимо от его функционального состояния, так и менее устойчивые компоненты, изменяющиеся во времени в зависимости от функционального состояния. Таким образом, задача формирования БОС заключается в поиске устойчивых компонентов ЭЭГ, характерных для выполнения каждого конкретного теста, которые бы не изменялись в зависимости от фонового состояния испытуемого.

ВЫВОДЫ. У каждого индивидуума существует специфическая пространственная организация биопотенциалов мозга, выявляемая при исследованных видах реальных и мысленно имитированных движений пальцев рук. Высокий уровень правильной классификации исследуемых состояний мысленной имитации движений по данным ЭЭГ позволяет использовать регистрируемую ЭЭГ как основу для создания БОС в составе реабилитационных систем.

ЛИТЕРАТУРА

1. Хомская, Е.Д. К проблеме функциональных состояний мозга / Е.Д. Хомская // Вопросы психологии. – 1977. – № 5. – С. 105.
2. Цицерошин, М.Н. Становление интегративной функции мозга / М.Н. Цицерошин, А.Н. Шеповальников. – СПб.: Наука, 2009. – 249 с.
3. Integration of MEG and EEG data in minimum l2-norm estimation [электронный ресурс] / Molins Antonio, Stufflebeam Steven M., Brown Emery N., Härmäläinen Matti S. // URL : <http://www.martinos.org/martinos/publications/posters/HBM-2008/HBM08-Molins-Integration.pdf>. – Дата обращения 31.07.2013.
4. Continuous neuronal ensemble control of simulated arm reaching by a human with tetraplegia [электронный ресурс] / EK Chadwick [et al] // J Neural Eng. – 2011. – Jun. – 8 (3) // URL : <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21543840>. – Дата обращения 31.07.2013.
5. Decety, J. Do imagined and executed actions share the same neural substrate? / J. Decety // Brain. Res. Cogn. Brain. Res. – 1996. – No. 3 (2). – P. 87-93.
6. Training with computer-supported motor imagery in post-stroke rehabilitation / Gaglioli A [et.al] // Cyberpsychol. Behav. – 2004. – Vol. 7. – Issue 3. – P. 327-332.
7. Cursor control by synchronous-type BCI Examination of validity to increase of alternatives / T. Igasaki, M. Yahata, N. Murayama, Y. Hayashida // Clinical Neurophysiology. – 2010. – V. 121. – № 7. – P. 34.
8. Munzert, J. Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations / J. Munzert, B. Lorey, K. Zentgraf // Brain Res Rev. – 2009. – Vol. 60 (2). – P. 306-326.

REFERENCES

1. Khomskaya, E.D. (1977), "The problem of functional states of the brain", *Questions of psychology*, No. 5, pp. 105.
2. Tsitseroshin, M.N. and Shepovvalnikov, A.N. (2009), *Becoming an integrative Funk brain*, publishing house 'Nauka', St. Petersburg.
3. Antonio Molins, Steven M. Stufflebeam, Emery N. Brown, Matti S. Härmäläinen. Integration of MEG and EEG data in minimum l2-norm estimation. 2008 HBM – #312 TH-PM.

4. Chadwick EK, Blana D, Simeral JD, Lambrecht J, Kim SP, Cornwell AS, Taylor DM, Hochberg LR, Donoghue JP, Kirsch RF. Continuous neuronal ensemble control of simulated arm reaching by a human with tetraplegia. J Neural Eng. 2011 Jun;8(3):034003. Epub 2011 May 5.

5. Decety J. Do imagined and executed actions share the same neural substrate? Brain Res Cogn Brain Res. 1996 Mar;3(2):87-93.

6. Gaggioli A, Morganti F, Walker R, Meneghini A, Alcaniz M, Lozano JA, Montesa J, Gil JA, Riva G Training with computer-supported motor imagery in post-stroke rehabilitation. Cyberpsychol Behav. 2004 Jun;7(3):327-32.

7. Igasaki T., Yahata M., Murayama N., Hayashida Y. Cursor control by synchronous-type BCI Examination of validity to increase of alternatives // Clinical Neurophysiology. – 2010. –V.121, № 7. – P. 34.

8. Munzert J, Lorey B, Zentgraf K. Cognitive motor processes: the role of motor imagery in the study of motor representations. Brain Res Rev. 2009 May; 60(2):306-26. Epub 2009 Jan 7.

Контактная информация: antifeevie@bk.ru.

Статья поступила в редакцию 27.07.2013.

УДК 796.6

ДИНАМИКА КОЛИЧЕСТВА ВЕСОВЫХ КАТЕГОРИЙ НА ОЛИМПИЙСКИХ ИГРАХ ПО СПОРТИВНОЙ БОРЬБЕ

Роман Николаевич Апоико, кандидат педагогических наук, профессор,

Борис Иванович Тараканов, доктор педагогических наук, профессор,

Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья имени П.Ф. Лесгафта, Санкт-Петербург (НГУ им. П.Ф. Лесгафта, Санкт-Петербург)

Аннотация

В статье представлены результаты эмпирических исследований динамики числа весовых категорий спортсменов на Олимпийских играх по греко-римской и вольной борьбе, начиная с Игр I Олимпиады (1896) до Игр XXX Олимпиады (2012). Выявлено, что эта динамика имеет три относительно самостоятельных периода: увеличения числа весовых категорий (до Игр XX Олимпиады (1972)), стабилизации (до Игр XXVI Олимпиады (1996)) и снижения количества категорий (с Игр XXVII Олимпиады по настоящее время). Установлено, что из 27 состоявшихся Олимпийских игр спортивная борьба была в программах 26 Олимпиад, и в состязаниях борцов разыграны 392 комплекта наград. На трех последних Олимпиадах в соревнованиях по борьбе принимали участие женщины. Все это свидетельствует о значительном вкладе спортивной борьбы в современное олимпийское движение, и поэтому заявление Исполкома МОК о возможном исключении борьбы из числа олимпийских видов спорта выглядит неубедительным и противоречивым.

Ключевые слова: спортивная борьба, Олимпийские игры, весовые категории, борцы, динамика, греко-римская борьба, вольная борьба, женская борьба, системно-исторический анализ, олимпийское движение, программа, регламент.

DOI: 10.5930/issn.1994-4683.2013.07.101.p13-18

DYNAMICS OF QUANTITY OF THE WEIGHT CATEGORIES IN OLYMPIC GAMES ON WRESTLING

Roman Nikolaevich Apoyko, the candidate of pedagogical sciences, professor,

Boris Ivanovich Tarakanov, the doctor of pedagogical sciences, professor,

The Lesgaft National State University of Physical Education, Sport and Health, St.-Petersburg

Annotation

The article presents the results of the empirical researches of dynamics in number of the weight categories of athletes in Olympic Games on the Greek-Roman and free-style wrestling, beginning from