

**УДК 612.763; 612.743**

## **ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ СИНЕРГИИ В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ СЛОЖНОКООРДИНАЦИОННЫМИ ДВИЖЕНИЯМИ РАЗЛИЧНОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ**

*Моисеев С. А., Иванов С. М.*

*Великолукская государственная академия физической культуры и спорта, Великие Луки,  
Россия  
E-mail: sergey\_moiseev@vlgafc.ru*

Изучали синергии на мышечном и кинематическом уровнях при реализации сложных многосуставных движений, применяя методический подход в рамках концепции модульной организации элементов двигательной системы и некоторые вычислительные аспекты концепции неконтролируемого многообразия. Предполагали, что синергетическое структурирование мышечной активности будет направлено на стабилизацию кинематических модулей, причем связи двух уровней синергий будут иметь особенности в зависимости от скорости движений и величины проявляемых мышечных усилий. Установлено, что управление техническим приемом «захватом ног» осуществляется посредством четырех мышечных синергий, две из которых являются основными. Обеспечение динамической стабильности сложного по координации двигательного действия реализуется за счет образования мышечных модулей, избирательно стабилизирующих важные для успешного выполнения двигательной задачи переменные. Такими переменными являются кинематические модули, образование которых ограничивает количество доступных степеней свободы двигательной системы.

**Ключевые слова:** функциональные синергии, факторизация матриц, межмышечное взаимодействие, единороства, управление движением.

### **ВВЕДЕНИЕ**

Известен способ организации взаимодействия элементов двигательной системы человека, посредством образования структурных модулей – синергий. Такие образования выявляются в системе управления различными движениями человека, однако, в меньшей степени механизмы их образования и функционирования изучены при выполнении сложных по координации движений в которых задействованы многие сегменты тела и обширные мышечные группы.

Проблема управления такими движениями может быть рассмотрена в рамках двух концепций, которые обладают разработанным методологическим подходом и инструментарием для объективной оценки синергетических эффектов. Одна из них развивает представления о координации, как механизма преодоления избыточности степеней свободы, путем объединения управляемых элементов системы в модули меньшей размерности и превращение таких образований в управляемую систему [1–4]. Вторая концепция синергизма основана на оценке вариабельности между испытаниями, как меры стабильности движения и его устойчивости к возмущениям – неконтролируемое многообразие (uncontrolled manifold – UCM). Центральной

идеей теории является представление о том, что управляющая система контролирует многочисленные степени свободы (углы, усилия и мышечные активации) так, чтобы стабилизировать важные для успешной реализации двигательной задачи переменные [5, 6]. Под синергией здесь понимается такая совместная ковариация элементов системы управления, которая обеспечивает динамическую стабильность.

Чтобы продвинуться в понимании процессов взаимодействия элементов двигательной системы мы предприняли исследование с целью изучения синергий на мышечном и кинематическом уровнях при реализации сложных многосуставных движений. Исходя из цели работы были поставлены следующие частные задачи. Установить основные мышечные синергии, осуществляющие управление техническим приемом «захватом ног». Выявить особенности вовлечения разных скелетных мышц в структуру основных мышечных модулей. Определить переменные, на стабилизацию которых направлена активность мышечных синергий.

Методологической основой данного исследования явился подход в рамках модульной организации и некоторые вычислительные аспекты концепции UCM. Предполагали, что синергетическое структурирование мышечной активности будет направлено на стабилизацию кинематических модулей, причем связи двух уровней синергий, вероятно, будут иметь особенности в зависимости от скорости движения и величины проявляемых мышечных усилий.

#### **МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ**

В исследовании были задействованы 6 борцов-самбистов в возрасте от 19 до 24 лет. Спортсмены имели звание мастера спорта. Эксперименты выполнены на базе Научно-исследовательского института проблем спорта и оздоровительной физической культуры Великолукской государственной академии физической культуры и спорта. Все исследования проведены с соблюдением требований и принципов биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинской декларации 1964 г., и одобрены комиссией по этике исследований ФГБОУ ВО «ВЛГАФК». Каждый участник представил добровольное письменное информированное согласие на участие в исследованиях.

Спортсмены выполняли серию технических приемов, по десять в каждой (бросок «захватом ног сбиванием») без сопротивления оппонента. В анализ брали только движения, выполненные без существенных нарушений техники. В совокупности было проанализировано 80 приемов. В процессе движений билатерально регистрировали электромиограммы (ЭМГ) поверхностных скелетных мышц: передней большеберцовой, икроножной медиальной, прямой бедра, двуглавой бедра, трапецевидной (верхние и нижние пучки), выпрямляющей позвоночник, прямой живота. Для регистрации ЭМГ применяли биомонитор ME6000 (Финляндия) с частотой дискретизации 2000 Гц. Одновременно с ЭМГ осуществляли видеозахват движений основных антропометрических точек сегментов тела, совпадающих с осями вращения в суставах при помощи системы Qualisys (Швеция). Анализировали два периода движения: первый включал

движения от начала перемещения конечной антропометрической точки правой ноги до постановки ее на опору, второй – от момента завершения первой фазы до конца разгибания сзади стоящей ноги в коленном суставе. Кинематограмма движения представлена на рисунке 1. Зарегистрированные вариационные ряды ЭМГ, величин суставных углов экспортировали в Statistica (StatSoft, Inc., version 10), где формировали матрицу исходных данных ( $X$ ), размерностью ( $I \times J$ ), где  $I$  – число точек (измерений в момент времени – 500 для каждого периода движения), а  $J$  – число независимых переменных (вариационных рядов ЭМГ, величин углов). Все вариационные ряды были интерполированы относительно единой точки отсчета и стандартизированы к единице стандартного отклонения.

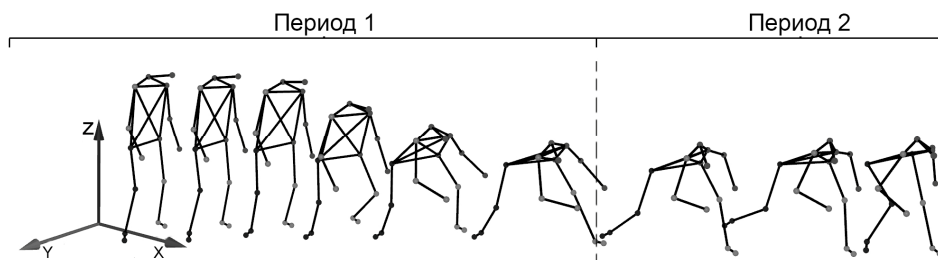


Рис. 1. Кинематограмма броска «захватом ног сбиванием». Вертикальной пунктирной линией отделены границы периодов движения.

Для извлечения синергий использовали метод главных компонент (PCA) в среде Statistica, используя стандартные модули. Исходная матрица разлагалась на произведение двух матриц – матрицы счетов и матрицы нагрузок. Анализировали получаемые в результате разложения матрицы следующие параметры: собственные значения (eigenvalues), количество извлекаемых компонент (синергий), процент общей дисперсии, учитываемый каждым фактором в общем наборе данных (VAF), весовые коэффициенты извлеченных компонент, коэффициенты активации. Рассматривали компоненты с собственными значениями не менее единицы и с долей учитываемой дисперсии не менее 5 % [7].

Множественный регрессионный анализ выполнен с помощью модуля Statistica «Multiple Linear Regression». Предварительно осуществлялся анализ диаграмм рассеяния с целью выявления наличия зависимости и ее формы. Осуществляли анализ корреляционных матриц на предмет: мультиколлинеарности; достоверности получаемых  $\beta$ -коэффициентов; нормальности распределения остатков, соответствия предсказанных и наблюдаемых значений. В случае положительной проверки по этим параметрам модель считали приемлемой. Были составлены уравнения регрессии, где в качестве зависимой переменной выступали коэффициенты активации выявленных кинематических синергий, а независимыми – коэффициенты активации мышечных синергий. В общей сложности были составлены 60 уравнений в каждом периоде рассматриваемого движения для каждого испытуемого. Анализировали коэффициенты детерминации ( $R^2$ ) и процент случаев, когда каждая

из выявленных мышечных синергий соответствовала критериям включения в регрессионную модель.

Математико-статистическая обработка данных выполнена в Statistica 10.0 и включала расчет среднего арифметического (M), ошибки среднего арифметического (SE), стандартного отклонения (SD), коэффициентов вариативности (CV). Для оценки достоверности различий применяли однофакторный дисперсионный анализ ANOVA с post-hoc анализом по критерию Newman-Keuls. Статистически значимыми различиями считали значения критерия  $p < 0,05$ .

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В результате разложения матрицы при рассмотрении первого периода движения были получены в среднем по группе  $4,5 \pm 0,28$  компонент, при доле объясняемой дисперсии достигающей  $73,75 \pm 12,59$ . В некоторых случаях регистрировалось до пяти компонент. Во втором периоде в среднем было получено пять компонент, а в некоторых случаях регистрировалось до шести. Доля объясняемой дисперсии достигала  $85,25 \pm 3,35$ , что оценивается как высокое качество реконструкции исходных данных. Вариативность данных показателей была низкой, коэффициенты вариативности при межпробном и межгрупповом сопоставлении не превышали 34,16 %. Несмотря на отсутствие статистически значимых различий в показателе объясняемой дисперсии можно отметить, что в первом периоде, характеризующемся большей скоростью перемещений и меньшими мышечными напряжениями, первый фактор описывал большую часть дисперсии, а на второй приходилось менее половины. Во втором периоде разница в дисперсии первого и второго фактора оказалась не такая значительная (рис. 2).

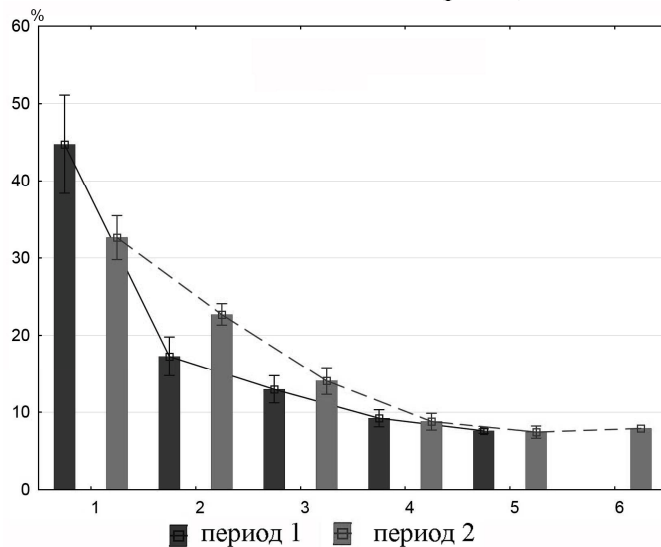


Рис 2. Процент объясняемой дисперсии каждым компонентом при рассмотрении разных периодов сложнокоординационного движения.

При анализе пространственной структуры выявленных синергий в первом периоде движения было установлено, что в первую из них оказались вовлечены тринадцать скелетных мышц, имеющие высокие весовые коэффициенты (более 0,7). Наибольшие значения имели передняя большеберцовая мышца правой нижней конечности и икроножная мышца левой стороны –  $0,93 \pm 0,12$  и  $0,91 \pm 0,23$  соответственно (рис. 3). Во втором периоде наибольшие коэффициенты были получены для икроножной мышцы правой нижней конечности ( $0,91 \pm 0,19$ ) и верхних пучков трапецевидной мышцы правой стороны –  $0,89 \pm 0,11$ . Следует отметить, что некоторые мышцы в равной степени были задействованы в структуре первой синергии в обоих рассматриваемых периодах технического приема. Например, таковыми являлись прямая мышца бедра и средние пучки трапецевидной мышцы левой стороны, а также прямая мышца живота правой стороны тела. Вариативность степени вовлечения (весовых коэффициентов мышц при многократных реализациях движения) мышц в структуру первой синергии оценивалась, преимущественно, как низкая, лишь в некоторых случаях, например, для икроножной медиальной мышцы левой и прямой мышцы бедра правой стороны CV достигали среднего уровня (37,98 % и 46,87 %).

В первом периоде вторая мышечная синергия характеризовалась высокой степенью вовлечения пяти скелетных мышц (рис. 3). Наибольшие значения коэффициентов были получены для передней большеберцовой мышцы –  $0,89 \pm 0,22$  и средних пучков трапецевидной мышцы левой стороны –  $0,85 \pm 0,10$ . Второй период движения демонстрировал вовлечение в данную синергию восьми скелетных мышц, имеющих высокие весовые коэффициенты. Для некоторых мышц, например, верхних пучков трапецевидной мышцы левой стороны они достигали  $0,89 \pm 0,11$ . Аналогично в данной синергии были выявлены мышцы, которые были задействованы в обоих периодах изучаемого движения – это прямая мышца бедра левой и трапецевидные мышцы обеих сторон тела. Вариативность вовлечения мышц во вторую синергию оценивалась как низкая, а в некоторых случаях – средняя, в целом не превышающая 15,86 %.

Третья и четвертая мышечные синергии включали по две или три мышцы с высокими весовыми коэффициентами (рис. 3). В первом периоде наибольшие значения имела передняя большеберцовая мышца правой нижней конечности –  $0,84 \pm 0,12$ , а во втором – верхние пучки трапецевидной мышцы правой стороны –  $0,81 \pm 0,21$ . Передняя большеберцовая мышца левой стороны была задействована в обеих мышечных синергиях. Вариативность весовых коэффициентов в обоих периодах движения оценивалась как низкая, в отдельных случаях достигающая среднего уровня, но не более 32,15 %. Четвертая синергия включала активность двух мышц, имеющих весовые коэффициенты включения, достигающие порогового уровня (рис. 3). Прямая мышца бедра левой стороны включалась в эту синергию в обоих периодах технического приема. Вариативность вовлечения данных мышц также была низкой, CV не превышали 30,12 %.

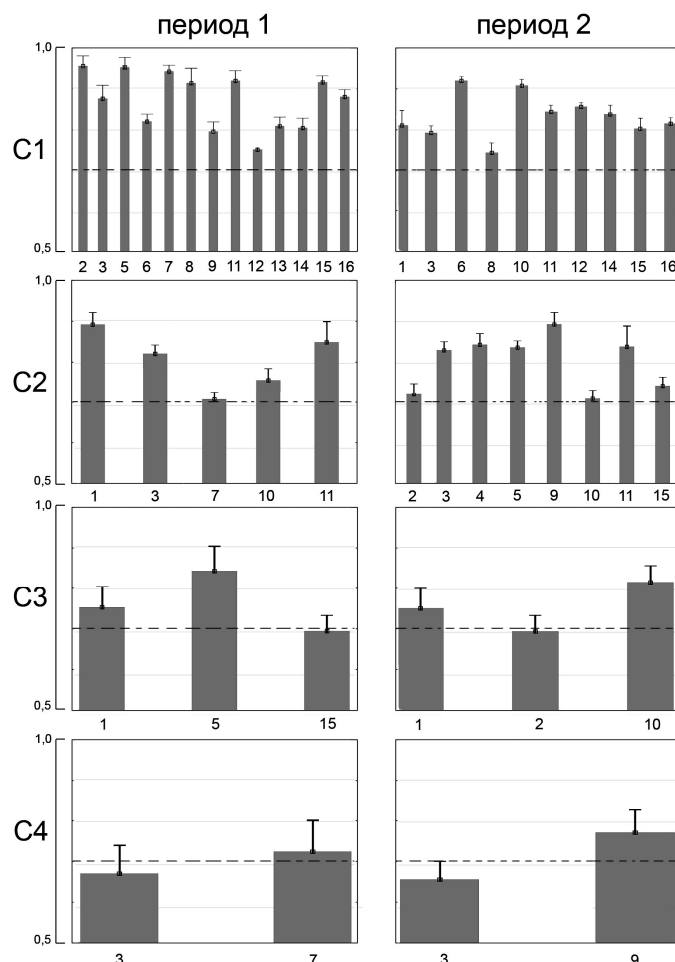


Рис. 3. Весовые коэффициенты в структуре извлекаемых синергий в разные периоды двигательного действия. C1-4 – номер синергии. По оси ординат – значения коэффициента. По оси абсцисс – скелетные мышцы: 1 – передняя большеберцовая лев., 2 – икроножная медиальная лев., 3 – прямая бедра лев., 4 – двуглавая бедра лев., 5 – передняя большеберцовая пр., 6 – икроножная медиальная пр., 7 – прямая бедра пр., 8 – двуглавая бедра пр., 9 – трапециевидная (верхние пучки) лев., 10 – трапециевидная (верхние пучки) пр., 11 – трапециевидная (средние пучки) лев., 12 – трапециевидная (средние пучки) пр., 13 – выпрямляющая позвоночник лев., 14 – выпрямляющая позвоночник пр., 15 – прямая живота лев., 16 – прямая живота пр.

На рисунке 4 представлены основные профили активации мышечных синергий в разных периодах рассматриваемого технического приема. В первом периоде временная структура была представлена паттерном активации с четкой тенденцией к снижению активности в третьей и четвертой четвертях движения. Вторая синергия

была представлена профилем с пиком активации в третьей четверти движения. Третья синергия демонстрировала комбинированный профиль с двумя пиками, приходящимися на вторую и третью четверти броска. Четвертая синергия в этом же периоде характеризовалась пиком активации в первой и последней четвертях движения. Второй период движения характеризовался отсутствием четкой структуры, регистрировались разные профили, даже при многократных повторениях движения одним испытуемым. В целом второй период демонстрировал множественные пики активации синергий, приходящиеся на разные временные моменты периода технического приема.

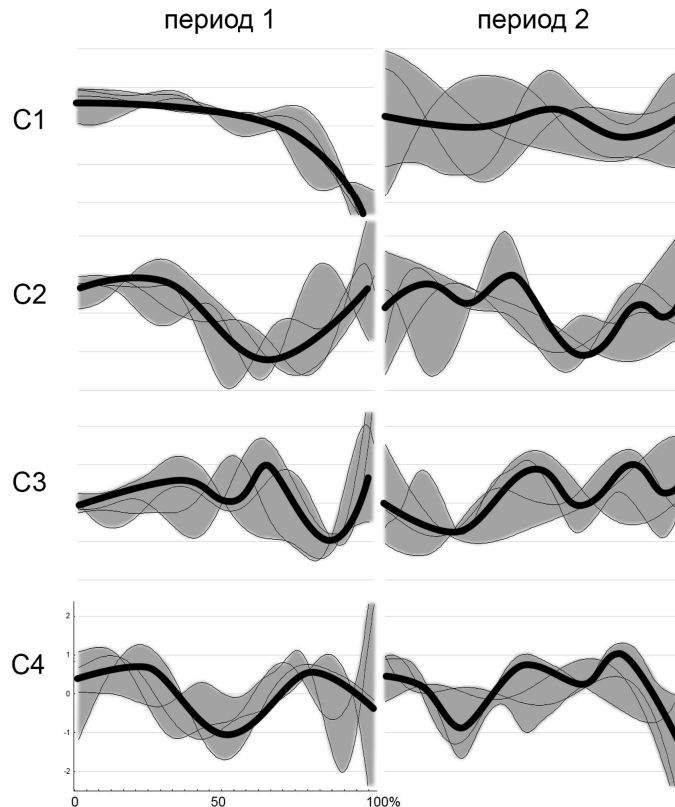


Рис. 4. Коэффициенты активации мышечных синергий в разных периодах двигательного действия. С1-4 – номер синергии. По оси абсцисс – прогресс движения, по оси ординат – у.е. Жирной линией показаны усредненные профили.

Таким образом, пространственная структура сложного по координации спортивного движения в обоих периодах демонстрирует наличие двух основных мышечных синергий, в которых оказываются задействованы многие скелетные мышцы с высокой степенью вовлечения и низкой межпробной вариативностью. Некоторые мышцы включались в синергии, выявленные в разных периодах двигательного действия. Кроме того определены мышцы, вовлекаемые в разные синергии одного и того же периода движения. Как правило, при исследовании

сложных многосуставных движений выделяют одну основную мышечную синергию, включающую большую часть скелетных мышц [8]. Отчасти это может быть связано с особенностями алгоритма выделения компонент при использовании методов факторизации данных. PCA использует нелинейный итерационный метод с использованием частотных наименьших квадратов. Важная особенность PCA при выделении факторов заключается в том, что выделенные факторы оказываются независимыми друг от друга (некоррелированные или ортогональные), поскольку каждый последующий фактор при последующей итерации определяется так, чтобы максимизировать изменчивость, оставшуюся от предыдущих факторов. Тем не менее методы факторизации используются для изучения синергий и выделяемые компоненты соотносят с центральными процессами управления [9]. Мы определили две основные мышечные синергии, осуществляющие управление движениями в обоих периодах технического приема. Как правило, чем больше количество выделяемых модулей, тем сложнее система управления [4, 10]. Технические приемы в единоборствах являются сложными многосуставными движениями и в этой связи логично, что для эффективного их выполнения мышечная активность оказывается структурирована в две основные синергии. Это подтверждается и наличием, так называемых фундаментальных временных профилей активации синергий, имеющих один основной пик активации. В наших исследованиях было продемонстрировано, что основные синергии, преимущественно имели именно такие паттерны активации. Помимо основных, нами выявлены дополнительные синергии, включающие небольшое количество мышц. Их функция, вероятно, связана с обеспечением стабильности движений в условиях изменения внешних или внутренних условий [11, 12].

Нами были рассмотрены особенности изменений величин суставных углов в разные периоды изучаемого движения. В среднем выделяли от двух до трех компонент с долей объясняемой дисперсии  $90,75 \pm 1,84$ . Вариативность количества извлекаемых компонент (далее кинематических синергий – КинС) была средней в первом и низкой во втором периоде, но не более 18,18 %. Первый период характеризовался сочетанным изменением большинства суставных углов (рис. 5А). Наибольшие коэффициенты первой КинС были получены для коленного левого и тазобедренного сустава правой стороны –  $0,92 \pm 0,02$  и  $0,92 \pm 0,04$  соответственно. Во второй КинС наибольшие коэффициенты демонстрировали изменения углов в голеностопных суставах. Во втором периоде движения наибольшие весовые коэффициенты в структуре первой КинС регистрировались для обоих коленных суставов, локтевого сустава левой, а также тазобедренного сустава правой стороны тела (рис. 5А). Вторая КинС демонстрировала среднюю степень синхронизма изменений углов в голеностопном ( $0,60 \pm 0,13$ ) и локтевом ( $0,59 \pm 0,11$ ) суставах правой стороны. Следует отметить, что вариативность весовых коэффициентов была низкой для суставных углов, которые демонстрировали высокую степень синхронизма. Другие суставные углы имели среднюю или высокую вариативность при внутри- и межиндивидуальном их рассмотрении.



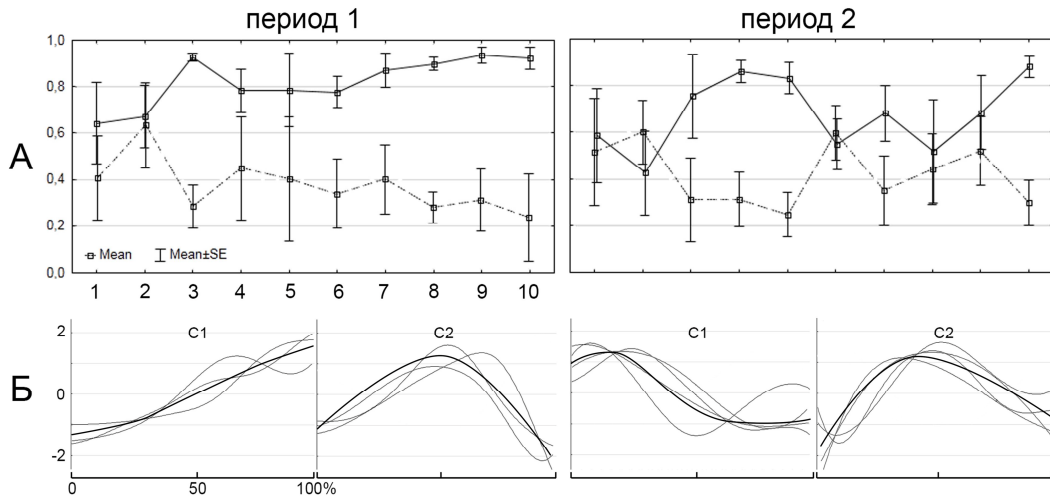


Рис. 5. Пространственно-временная структура кинематических синергий в разных периодах броска «захватом ног». А – весовые коэффициенты, Б – коэффициенты активации. На рис. А по оси абсцисс – суставные углы: 1 – голеностопный лев., 2 – голеностопный пр., 3 – коленный лев., 4 – коленный пр., 5 – локтевой лев., 6 – локтевой пр., 7 – плечевой лев., 8 – плечевой пр., 9 – тазобедренный лев., 10 – тазобедренный пр. По оси ординат – значение коэффициента. Сплошной линией показан первый компонент, пунктирной – второй компонент. На рис. Б по оси абсцисс – прогресс движения, по оси ординат – у.е. С1,2 – номер синергии. Жирная линия – усредненные профили активации.

Временные паттерны активации кинематических синергий представлены на рисунке 5Б. В первом периоде двигательного действия профиль временной активации первой КинС демонстрировал непрерывный рост на протяжении всего движения, а второй характеризовался пиком активации, который приходился на середину технического приема. Для второго периода было характерно незначительное возрастание синхронизации изменений суставных углов первой КинС в первой половине движения и отсутствие изменений во второй (рис. 5Б). Для второй КинС этого же периода был отмечен один пик активации в середине технического приема.

Исходя из задач работы были проанализированы зависимости мышечных и кинематических синергий в процессе выполнения технического приема в различных его периодах. Например, зависимость изменений первой кинематической синергии и мышечных синергий в первом периоде движения, может быть описана уравнением (1):

$$Y = 0,22 - 0,78_{MC1} - 0,73_{MC2} - 0,83_{MC3}, \quad (1)$$

где Y – КинС1, MC1-3 – номер мышечной синергии.

Второй кинематический модуль демонстрировал взаимосвязи с четырьмя мышечными синергиями, их зависимость описывалась уравнением (2):

$$Y = -0,77 + 1,36_{MC1} - 1,27_{MC2} - 0,57_{MC3} - 0,17_{MC4}, \quad (2)$$

где Y – КинС2, МС1-4 – номер мышечной синергии.

Однако не все мышечные синергии имели высокие связи с кинематическими модулями и могли быть описаны уравнениями линейной зависимости. Например, в первом периоде движения с первой выявленной кинематической синергией взаимосвязи обнаруживались в большинстве случаев (более 90 %) у первых трех мышечных синергий (табл. 1). Коэффициенты детерминации в среднем по группе в данном случае достигали  $0,86 \pm 0,04$ , что оценивается как высокая степень дисперсии, объясняемая моделью зависимости, т.е. высокая взаимосвязь. Со второй КинС этого же периода первые три мышечные синергии имели высокую взаимосвязь, однако, при меньшем качестве регрессионной модели –  $0,68 \pm 0,14$ . Особенностью взаимосвязей синергий во втором периоде технического приема являлось наличие большего числа мышечных модулей, которые включались в регрессионные модели зависимости. Например, с первой кинематической синергией установлены зависимости пяти мышечных модулей, каждый из которых имел высокий процент соответствия условиям включения в регрессионную модель. Такие зависимости описывались уравнением (3):

$$Y = -0,01 - 0,70_{MC1} + 0,54_{MC3} - 0,24_{MC5} + 0,13_{MC6}, \quad (3)$$

где Y – КинС1, МС1,3,5,6 – номер мышечной синергии.

**Таблица 1**

**Зависимость мышечных и кинематических синергий в различных периодах технического приема**

Период	Зависимая переменная	R <sup>2</sup> (M±m)	Независимые переменные (%)					
			МС1	МС2	МС3	МС4	МС5	МС6
1	КинС1	0,86±0,04	<b>95</b>	<b>93</b>	<b>93</b>	56	61	0
	КинС2	0,68±0,14	<b>78</b>	<b>80</b>	<b>86</b>	58	66	0
2	КинС1	0,84±0,04	<b>95</b>	<b>70</b>	<b>78</b>	<b>80</b>	<b>85</b>	9
	КинС2	0,86±0,06	<b>96</b>	<b>90</b>	<b>96</b>	<b>76</b>	53	12
	КинС3	0,78±0,07	53	<b>86</b>	51	<b>90</b>	<b>78</b>	0

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Управление движениями в разных периодах сложного по координации технического приема в единоборствах, различающихся по скорости перемещения сегментов тела и величине мышечных усилий, осуществляется четырьмя мышечными синергиями, две из которых являются основными, поскольку пространственная их организация определяет включение большей части исследуемых скелетных мышц. Выделение управляющей системой двух основных

мышечных синергий может быть обусловлено повышением сложности системы управления в связи с необходимостью обеспечивать эффективную координацию множества сегментов тела.

Установлено, что некоторые мышцы входят в структуру разных мышечных модулей при рассмотрении одного и того же периода двигательного действия. Данная закономерность может быть связана со стратегиями двигательного контроля, определяющими степень вовлечения мышц в синергии и перераспределение их вовлечения внутри самих модулей и между модулями. Такая функция, вероятно, связана с обеспечением стабильности движений в условиях изменения внешних или внутренних условий их реализации. В результате моторным выходом при многократном выполнении заданной двигательной задачи являются высокостереотипные кинематические профили перемещений сегментов тела и совместной активации основных суставных углов.

Обеспечение динамической стабильности сложного по координации двигательного действия в различных его периодах реализуется за счет образования мышечных модулей, избирательно стабилизирующих важные для успешного выполнения двигательной задачи переменные. Такими переменными могут являться кинематические модули, образование которых ограничивает количество доступных степеней свободы двигательной системы человека.

#### **Список литературы**

1. Singh R. E. A systematic review on muscle synergies: from building blocks of motor behavior to a neurorehabilitation tool / R. E. Singh, K. Iqbal, G. White, T. E. Hutchinson // *Applied Bionics and Biomechanics*. – 2018. – Apr22;3615368
2. d'Avella A. Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors / A. d'Avella, E. Bizzi // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. – 2005. – Vol. 102, № 8. – P. 3076–3081
3. Ting L. H. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement / L. H. Ting, J. L. McKay // *Curr Opin Neurobiol*. – 2007. – Vol. 17, № 6. – P. 622–8
4. Гельфанд И. М. Модели структурно-функциональной организации некоторых биологических систем. / Гельфанд И. М., Гурфинкель В. С., Фомин С. В., Цетлин М. Л. – М.: Наука, 1966. – 322 с.
5. d'Avella A. Modularity for motor control and motor learning / d'Avella A. // *Adv Exp Med Biol*. – 2016. – Vol. 957. – P. 3
6. Scholz J. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task/ J. Scholz, G. Schöner // *Exp Brain Res*. – 1999. – Vol. 126, № 3. – P. 289–306
7. Latash M. Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis / Latash M. // *Motor Control*. – 2010. – Vol. 14, № 3. – P. 294–322
8. Moiseev S. A. Methodological and Computational Aspects of Extracting Extensive Muscle Synergies in Moderate-Intensity Locomotions / S. A. Moiseev, A. M. Pukhov, E. A. Mikhailova, R. M. Gorodnichev // *J Evol Biochem Phys*. – 2022. – № 58. – P. 88–97
9. Frère J. Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill / J. Frère, F. Hug // *Front. Comput. Neurosci*. – 2012. – Vol. 6. – P. 99.
10. Kibushi B. Speed-Dependent Modulation of Muscle Activity Based on Muscle Synergies during Treadmill Walking / B. Kibushi, S. Hagio, T. Moritani, M. Kouzaki // *Front. Hum. Neurosci*. – 2018. – №4. – P. 4.
11. Tresch M. C. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets / M. C. Tresch, V. C. Cheung, A. D'Avella // *Journal of Neuroscience*. – 2006. – Vol. 95, №4. – P. 2199–212.

12. Моисеев, С. А. Пространственно-временная структура мышечных синергий точностных движений человека / С. А. Моисеев, С. М. Иванов // Ученые записки Крымского федерального университета имени В. И. Вернадского. Биология. Химия. – 2021. – Т. 7, № 3. – С. 148–159.

## FUNCTIONAL SYNERGIES IN THE VARYING INTENSITY HIGH COORDINATION MOVEMENT'S CONTROL SYSTEM

*Moiseev S. A., Ivanov S. M.*

*Velikie Luki State Academy of Physical Education and Sports, Velikie Luki, Russia  
E-mail: sergey\_moiseev@vlgafc.ru*

The paper considers the synergies at the muscular and kinematic levels during high coordinated multi-joint movements, through methodological approach of motor system elements modular organization and some computational aspects of the uncontrolled manifold concept. It was assumed that the synergetic structuring of muscle activity would be aimed at kinematic modules stabilizing, and the interactions between two synergy levels would have features depending on the movement speed and the muscular efforts values.

Movement control in different periods of high coordinated movement in martial arts, which differing in the body segments movement speed and the muscle efforts, is carried out by four muscle synergies, two of which are the main ones, since their spatial organization determines the inclusion of most of the studied skeletal muscles. The allocation of two main muscle synergies by the control system to control a sport movement in martial arts may be due to control system complexity increasing, due to body segments effective coordination ensure necessary.

It has been established that some muscles are included in the structure of several muscle modules during the same period of motor action. This feature may be related to motor control strategies that determine the muscle synergy involvement degree and the redistribution of their involvement within the modules themselves and between modules. This function is probably related to ensuring the stability of movements in changing external or internal conditions while their implementation. As a result, the motor output for frequently repeated motor task is highly stereotypical kinematic profiles of body segments movements and main joint co activation.

High coordinated motor action dynamic stability ensuring in its various periods is realized through the formation of muscle modules that selectively stabilize important for the successful performance of a motor task variables. Such variables can be kinematic modules, the formation of which limits the number of available degrees of freedom of the human motor system.

**Keywords:** functional synergies, matrix factorization, intermuscular interaction, martial arts, motor control.

### References

1. Singh R. E., Iqbal K., White G., Hutchinson T. E. A systematic review on muscle synergies: from building blocks of motor behavior to a neurorehabilitation tool. *Applied Bionics and Biomechanic*, **22**, (2018).
2. D'Avella A., Bizzi E. Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, **102(8)**, 3076 (2005).
3. Ting L. H., McKay J. L. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Curr Opin Neurobiol.* **17(6)**, 622 (2007).
4. Gel'fand I. M., Gurfinkel' V. S., Fomin S. V., Cetlin M. L. *Modeli strukturno-funkcional'noj organizacii nekotoryh biologicheskikh system*, 322 p. (M.: Nauka, 1966).
5. D'Avella A. Modularity for motor control and motor learning. *Adv Exp Med Biol.* **957**, 3 (2016).
6. Scholz J., Schöner G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res.* **126(3)**, 289 (1999).
7. Latash M. Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis. *Motor Control.* **14(3)**, 294 (2010).
8. Moiseev S. A., Pukhov A. M., Mikhailova E. A., Gorodnichev R. M. Methodological and Computational Aspects of Extracting Extensive Muscle Synergies in Moderate-Intensity Locomotions. *J Evol Biochem Phys.* **58**, 88 (2022).
9. Frère J., Hug F. Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill, *Front. Comput. Neurosci.*, **6**, 99. (2012).
10. Kibushi B., Hagio S., Moritani T., Kouzaki M. Speed-Dependent Modulation of Muscle Activity Based on Muscle Synergies during Treadmill Walking. *Front. Hum. Neurosci.* **4**, 4 (2018).
11. Tresch M. C., Cheung V. C., D'Avella A. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets. *Journal of Neuroscience.* **95(4)**, 2199 (2006).
12. Moiseev S. A., Ivanov S. M. Muscle synergies' spatio-temporal structure of human precision movements. *Scientific Notes of V. I. Vernadsky Crimean Federal University*, **7(3)**, 148 (2021).