

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ СИНЕРГИЯ, ОБЕСПЕЧИВАЮЩАЯ ОСТАНОВКУ НА БАТУТЕ ПОСЛЕ ПРЫЖКА

© 2023 г. С. А. Моисеев^{1,*}, Е. А. Михайлова¹

¹Великолукская государственная академия физической культуры и спорта, г. Великие Луки, Россия

*e-mail: sergey_moiseev@vlgafc.ru

Поступила в редакцию 04.04.2023 г.

После доработки 04.05.2023 г.

Принята к публикации 28.05.2023 г.

В работе рассматривается структура межмышечного синергетического взаимодействия, обеспечивающая остановку тела спортсмена на сетке батута после прыжка. Предполагалось сопоставить пространственно-временные характеристики мышечных синергий, извлекаемых из данных об электроактивности скелетных мышц и о частоте следования биопотенциалов. Планировалось выяснить, отражают ли извлекаемые кинематические модули центральные механизмы управления структурой движения и определить переменные, на стабилизацию которых направлена активность мышечных синергий. Извлечение синергий реализовано с применением метода факторизации матриц. Установлено, что остановка после прыжка на батуте может быть реализована с применением общих паттернов пространственно-временной активации мышечных синергий. Синергетические эффекты, получаемые с применением разных подходов инструментальной оценки электроактивности скелетных мышц, могут отражать различные механизмы контроля, реализуемые на разных уровнях ЦНС. Мышечные синергии направлены на стабилизацию перемещений отдельных антропометрических точек, а также сегментов тела, объединенных в кинематические модули. Структура самих кинематических модулей указывает на эффективную организацию межмышечного взаимодействия, косвенно отражая центральные механизмы управления сложным многосуставным движением.

Ключевые слова: функциональная синергия, межмышечное взаимодействие, двигательный контроль, вариативность, тактики построения движения, прыжки на батуте

DOI: 10.31857/S0044452923040058, EDN: KXWEGM

ВВЕДЕНИЕ

Способность сохранять вертикальное положение, эффективно реагируя на дестабилизирующие факторы, является фундаментальной двигательной функцией человека. Эффективная регуляция позы обеспечивается тремя компонентами, включающими центральную регуляцию, активность сенсорных систем и функционирование скелетно-мышечной системы [1]. Поддержание позуальной устойчивости, наряду с рефлекторными и автоматическими реакциями, может быть реализовано системой сознательных корковых реакций [2]. Такие реакции призваны, посредством мышечных усилий, формировать целевые поступательные движения сегментов тела, направленные на стабилизацию важной переменной контроля. Согласованные мышечные усилия и сочетанное изменение кинематических характеристик движения формируют функциональные образования — синергии. Примеры таких образований известны, например, “дыхательная” синергия, призванная компенсировать колебания тела в ортоградной позе вследствие возмущений, вызываемых дыхательным циклом

[3]. Исследованы позуальные синергии, названные стратегиями “лодыжки”, “бедра”, “шага”, основанные на наблюдениях за изменениями суставных углов при восстановлении равновесия после возмущающих воздействий [4]. Описана синергия, включающая скоординированные движения множества суставов нижних конечностей в связи с изменениями ориентации головы [5]. Однако такие функциональные синергии далеко не единственные, а скорее уникальные для конкретных условий их реализации. Объединяющим фактором для таких образований может являться то, что они формируются с целью достижения конкретной двигательной задачи — обеспечения стабильности важной переменной двигательного контроля [6].

В структуре многих многосуставных движений человека присутствует фаза приземления. Особенно велико значение эффективного поддержания устойчивости вертикального положения тела в этот период в сфере спортивной деятельности, поскольку это во многом определяет спортивный результат, например, в прыжках на батуте. Выявление функциональных синергий и изучение их

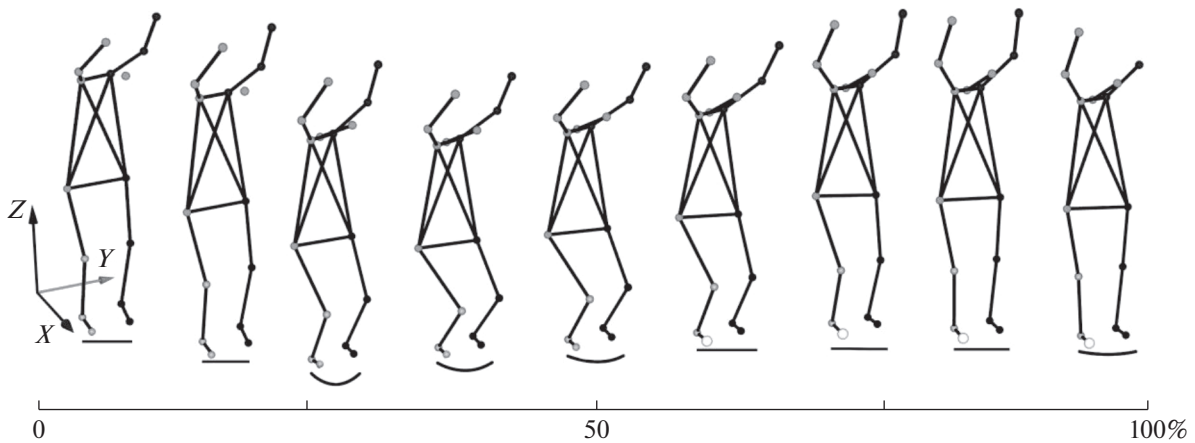


Рис. 1. Кинематограмма приземления после прыжка на батуте. По оси абсцисс – прогресс движения.

структуры явля.тся важной задачей не только для понимания фундаментальных механизмов (стратегий) двигательного контроля, но и для выработки практических приемов направленной коррекции нарушений равновесия в процессе реализации спортивных упражнений. Исходя из этого целью работы явилось изучение мышечных синергий, стабилизирующих положение тела спортсмена при остановке на сетке батута. В работе предполагалось решить следующие задачи и ответить на ряд вопросов: а) сопоставить пространственно-временные характеристики мышечных синергий, извлекаемые из данных об электроактивности скелетных мышц и о частоте следования биопотенциалов; б) выяснить, отражают ли извлекаемые кинематические модули центральные механизмы управления структурой движения; в) определить переменные, на стабилизацию которых направлена активность мышечных синергий.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Эксперименты выполнены с участием восьми гимнастов, специализирующихся в прыжках на батуте. Испытуемые выполняли темповые подскоки (прыжки) с махом руками. Анализировали период приземления, от момента касания батута конечной антропометрической точки до завершения движения, компенсирующего вертикальное перемещение тела за счет амортизации сетки батута (рис. 1). Граничным положением, определяющим окончание движения, являлся момент завершения разгибания в коленном суставе. Для определения граничных моментов и дальнейшего анализа использовали систему 3D-видеозахвата Qualisys (Швеция), включающую восемь высокоскоростных камер Oqus, частота оцифровки составляла 500 Гц. Светоотражающие маркеры были размещены на основных антропометрических точках, соответствующих осям вращения в суставах. Программное обеспечение Qual-

isys Track Manager (QTM) позволило получить координаты исследуемых точек по трем осям (X, Y, Z), соответствующим перемещению по сагиттали, фронтали и вертикали. Эти данные, после процедуры фильтрации (аппроксимизация кривой 2-й степени в системе QTM), были экспортированы в виде вариационных рядов в систему Statistica (Stat-Soft, Inc., version 10) для дальнейшего анализа.

Одновременно с видеорядом регистрировали электромиограммы (ЭМГ) шестнадцати поверхностных билатеральных скелетных мышц: передней большеберцовой (TA), икроножной медиальной (MG), двуглавой мышцы бедра (BF), латеральной широкой мышцы бедра (VL), мышцы, выпрямляющей позвоночник на уровне T9 (ES), большой ягодичной (GM), средней части прямой мышцы живота (RA), дельтовидной (Delta). Для регистрации и первичной обработки ЭМГ применяли биомонитор ME6000 и программное обеспечение “Megawin” (Финляндия). Частота оцифровки сигналов составляла 2 кГц. Для отведения ЭМГ применяли накожные одноразовые самоклеющиеся электроды с токопроводящим гелем и активной площадью контакта 2.5 см², 36 × 45 мм (Swaromed, Австрия). Электроды накладывались биполярно, при этом активный располагался в области проекции двигательной точки исследуемой мышцы, а референтный прикреплялся по ходу ее волокон с межэлектродным расстоянием 2 см, предусматривался дополнительный электрод заземления на каждом канале [7]. Первый вариант обработки данных в системе Megawin включал полосовую фильтрацию ЭМГ фильтром 30–450 Гц с усреднением в интервалах 0.002 с и повторно применялся фильтр низких частот 15 Гц. Второй вариант обработки (для дальнейшего выделения частотных синергий) не предполагал фильтрации, а использовались интерференционные ЭМГ. Электромиограммы экспортировали в систему Statistica для дальнейшего анализа.

Синхронизированные вариационные ряды (метка на регистрируемых сигналах подавалась с применением штатного канала синхронизации) формировали в системе Statistica матрицу исходных данных (X), размерностью ($I \times J$), где I – число отчетов (измерений), а J – число независимых переменных (вариационных рядов ЭМГ, координат антропометрических точек по трем осям – всего 66). Создавались дополнительные переменные, содержащие сведения, позволяющие идентифицировать принадлежность измерений к различным испытуемым, попыткам, равновесиям и пр. [8]. К данным в матрице применяли процедуру стандартизации к единице стандартного отклонения.

Дальнейшая обработка ЭМГ включала получение “амплитудных” и “частотных” мышечных синергий. Для определения амплитудных синергий из матриц извлекали компоненты с помощью факторного анализа (FA). Матрица X разлагалась на произведение двух матриц: $X = T \times P + E$, где T – матрица счетов, P – матрица нагрузок, E – матрица остатков [9]. Разложение матриц осуществляли в среде Statistica, используя стандартный модуль “Mult/Exploratory – Factor”. Для определения частотных синергий вариационные ряды ЭМГ делили на 20 равных отрезков, в каждом из которых рассчитывали среднее число турнов. За единицу турна принимали изменение направления кривой (поворот) с амплитудой не менее 10 мкВ [10]. Таким образом формировались новые вариационные ряды, содержащие данные о последовательности основных колебаний ЭМГ каждой из исследуемых мышц [11]. Извлечение компонент (синергий) из таких данных осуществляли методом, описанным выше. В обоих случаях при рассмотрении мышечных синергий учитывали компоненты, имеющие собственные значения (eigenvalues) больше единицы и описывающие не менее 10% общей дисперсии. Анализировали следующие параметры: количество извлекаемых компонент, процент общей дисперсии, учитываемый каждым фактором в общем наборе данных (VAF), весовые коэффициенты и коэффициенты активации. Аналогичную методику извлечения синергий применяли и при работе с кинематическими синергиями, только применяли метод главных компонент (PCA), реализованный в виде модуля “Advanced/Multivariate – PCA”.

Для выявления переменных, на стабилизацию которых направлена мышечная активность, применяли линейный регрессионный анализ с помощью стандартного модуля Statistica – “Multiple Linear Regression”. Предварительно осуществляли анализ диаграмм рассеяния с целью выявления наличия зависимостей и их формы. Осуществляли анализ корреляционных матриц на предмет: мультиколлинеарности; достоверности получаемых β -коэффициентов; нормальности распределения остатков; соответствия предсказанных и наблюдаемых значений [12]. В случае положительной про-

верки по этим параметрам регрессионную модель считали приемлемой. В качестве зависимых переменных последовательно выступали вариационные ряды извлеченных методами факторизации кинематических модулей – коэффициентов активации КинС и траекторий движений основных антропометрических точек нижних конечностей. Независимыми переменными являлись извлеченные мышечные модули – мышечные синергии. Анализировали коэффициенты детерминации (R^2).

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). При сравнении вариационных рядов в некоторых условиях (оценка схожести рядов предсказанных и наблюдаемых значений при регрессионном анализе, оценке сходства профилей активации МС и КинС и др.) применяли анализ максимальных значений кросскорреляционных функций с учетом смещения относительно нуля, где 1 – полное соответствие, 0 – отсутствие взаимосвязи. Для сравнения векторов “амплитудных” и “частотных” синергий использовали анализ косинусного сходства, где 1 (–1) – полное соответствие векторов (векторы коллинеарны), 0 – отсутствие соответствия (векторы ортогональны).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В результате разложения матрицы, содержащей данные об электроактивности мышц (амплитудные синергии), были получены четыре модуля с общей долей объясняемой дисперсии в среднем по группе 86.48 ± 1.41 , при этом отмечена низкая вариативность – не более 4.01%. Установлено, что первая мышечная синергия включает активность ряда скелетных мышц: прямой бедра правой, выпрямляющей позвоночник обеих сторон, большой ягодичной правой и дельтовидных мышц обеих сторон тела. Данные мышцы имели наибольшие весовые коэффициенты в структуре первого фактора. Например, для прямой мышцы бедра они составляли 0.72 ± 0.06 , а для дельтовидных мышц – 0.83 ± 0.04 и 0.87 ± 0.04 соответственно (рис. 2а1). В некоторых реализациях изучаемого движения весовые коэффициенты названных мышц достигали очень высоких значений – 0.96.

Следует отметить, что при многократных реализациях движения вариативность включения названных мышц в первую синергию оценивалась как низкая, CV не превышали 23.19%, а в некоторых случаях, например, для дельтовидной мышцы левой стороны она была очень низкой – 11.86%. Другие исследуемые мышцы в структуре первой мышечной синергии демонстрировали средний уровень межиндивидуальной вариативности.

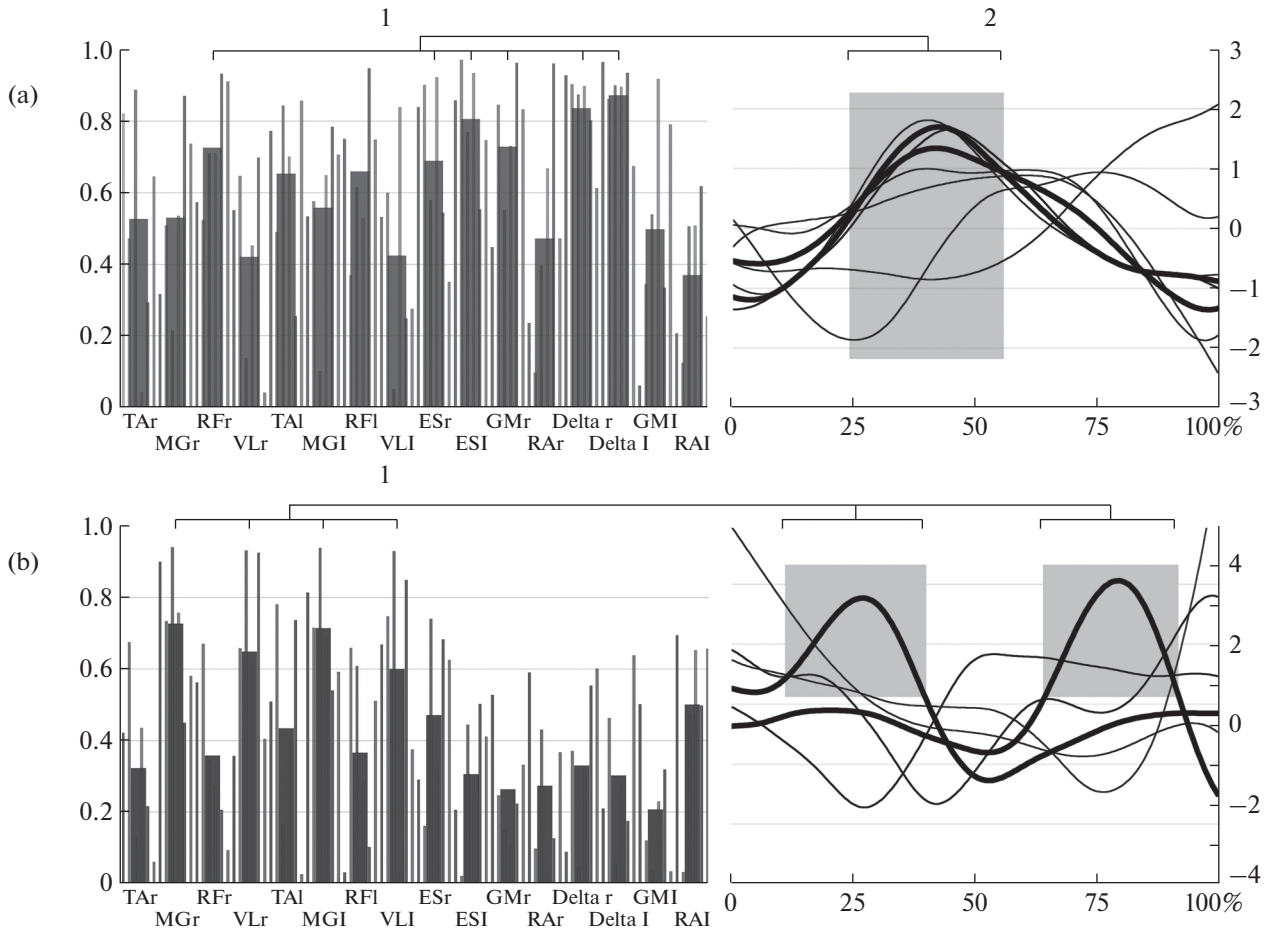


Рис. 2. Пространственно-временные характеристики извлекаемых компонент. (а) — компонент 1, (б) — компонент 2. 1 — весовые коэффициенты (по оси абсцисс — мышцы, по оси ординат — весовые коэффициенты), 2 — коэффициенты активации (по оси абсцисс — прогресс движения, по оси ординат — у.е.).

Временная структура первой мышечной синергии была представлена характерным профилем активации с выраженным пиком активности во второй четверти упражнения. Несмотря на некоторые межиндивидуальные различия были выделены два профиля активации, которые демонстрировали большинство испытуемых (рис. 2а2). Данные профили демонстрировали очень высокое соответствие — 0.92 ± 0.05 . Следует отметить, что регистрировались единичные случаи, имеющие существенно отличающиеся временные профили, с пиком активации в других периодах движения, например, на границе перехода между первой и второй четвертью. Таким образом, пространственная структура первой мышечной синергии включала активность шести скелетных мышц, демонстрирующих высокие весовые коэффициенты, низкую внутригрупповую вариативность их включения и отмечались случаи с очень высокими коэффициентами (свыше 0.9). Временная же структура, определяемая активностью названных мышц, имела характерный пик активности, приходящийся в большинстве

случаев на вторую четверть рассматриваемого движения, однако, отмечены единичные случаи регистрации временных профилей, существенно отличающихся от внутригрупповых.

Вторая мышечная синергия включала одновременную активацию икроножной и латеральной широкой мышц обеих нижних конечностей. Эти мышцы имели наибольшие весовые коэффициенты в структуре второго выделенного фактора (рис. 2б1). Так, весовые коэффициенты икроножной медиальной мышцы правой нижней конечности составляли в среднем 0.75 ± 0.08 , а максимальные значения достигали 0.93. Для одноименной мышцы левой стороны они достигали 0.73 ± 0.06 , максимальное значение — 0.94. Вариативность включения в синергию названных мышц оценивалась как низкая и не превышала 25.55%, однако, СВ мышц бедра достигали среднего уровня вариативности (более 55.55%).

Коэффициенты активации второй МС демонстрировали два различных профиля с выраженными

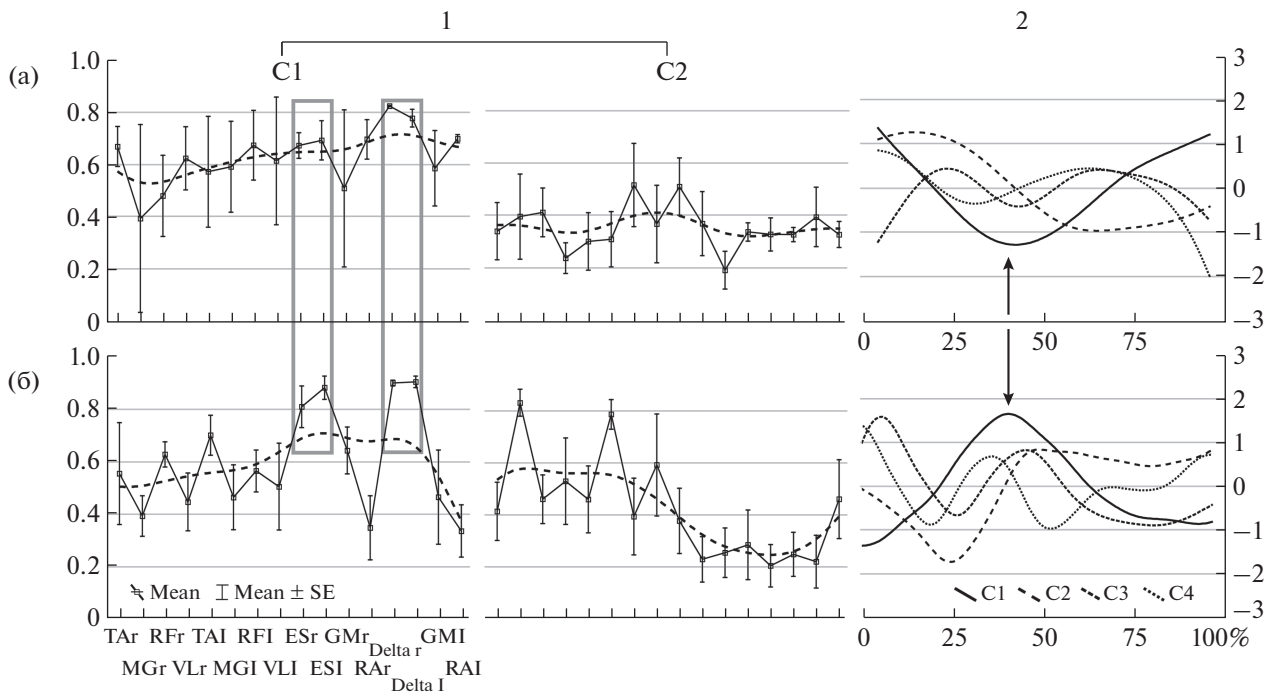


Рис. 3. Весовые коэффициенты (1) и коэффициенты активации (2) частотных (а) и амплитудных (б) мышечных синергий. C1,2,3,4 – номер компоненты (синергии). На части 1 по оси абсцисс – скелетные мышцы, по оси ординат – весовые коэффициенты. Пунктиром показаны усредненные векторы синергий. На части 2 по оси абсцисс – прогресс движения, по оси ординат – у.е.

ми пиками активности в начале второй и четвертой четвертой упражнения (рис. 2b2). Как и в первой мышечной синергии, такие профили были характерны для большинства испытуемых и при внутрииндивидуальном рассмотрении. Однако были зарегистрированы и отличающиеся профили, описываемые очень низкими коэффициентами кросскорреляционных функций – менее 0.3. Наряду с этим были выявлены временные профили, имеющие высокое соответствие, но с противоположным направлением пика активации. Коэффициенты кросскорреляционных функций при сопоставлении таковых достигали 0.91 ± 0.05 . Таким образом, временная структура второй мышечной синергии оказалась представлена двумя разными профилями активации с характерными пиками во второй и четвертой четвертях движения, обусловленная активностью икроножных и латеральных широких мышц бедра обеих нижних конечностей.

При анализе “частотных” синергий были выявлены 4.75 ± 0.47 модулей с общей долей объясняемой дисперсии $80.33 \pm 1.96\%$, что свидетельствует о высоком уровне реконструкции исходных данных. На рис. 3a1 приведены усредненные весовые коэффициенты и векторы (пунктирная линия) первых двух компонентов. Наибольшие значения данного параметра были установлены для мышц, выпрямляющих позвоночник – 0.67 ± 0.04 и 0.69 ± 0.07 , а также для дельтовидных мышц обеих сторон (0.82 ± 0.01 и 0.77 ± 0.03) и прямой живота левой – $0.69 \pm$

± 0.01 . Эти же мышцы имели низкую вариативность включения в первую синергию, CV не превышали 15.34%. Весовые коэффициенты второй синергии в большинстве случаев оказывались средними. Наибольших значений достигали прямая бедра левой и мышца, выпрямляющая позвоночник правой стороны – 0.51 ± 0.15 и 0.50 ± 0.11 соответственно (рис. 3a1). Усредненные временные профили активации частотных синергий представлены на рис. 3a2. Первый профиль характеризовался плавным снижением активности к середине упражнения и постепенным возрастанием к его окончанию. Для второго отмечены снижение активности к середине упражнения и отсутствие изменений до конца его реализации. Третий профиль имел два характерных пика активации во второй и четвертой четвертях упражнения. Пик активации четвертого профиля совпадал с третьим.

Анализ соответствия векторов амплитудных и частотных синергий показал высокое их соответствие для первых двух выделенных компонент и среднее для остальных. Так, $\cos(\theta)$ первой синергии составлял 0.80 ± 0.02 , а второй – 0.74 ± 0.01 , CV в этих случаях были 13.09 и 8.39% соответственно. В некоторых случаях значения достигали 0.94, а для второй компоненты – 0.91. $\cos(\theta)$ третьей и четвертой синергий не превышали 0.64 ± 0.03 , а коэффициенты вариативности – не более 25.51%. Отмечены некоторые случаи, где $\cos(\theta)$ достигали 0.84. Анализ сходства коэффициентов активации

выделяемых компонент при сравнении частотных и амплитудных синергий показал очень высокое соответствие профилей первой синергии. Максимальные значения кросскорреляционных функций в этом случае составляли 0.91 ± 0.07 . Сравнение других профилей активации синергий показало среднее их сходство, r_{\max} не превышали 0.50 ± 0.11 . Таким образом, отмечено высокое сходство векторов первых двух амплитудных и частотных синергий. Большинство скелетных мышц, имеющих наибольшие весовые коэффициенты в структуре первых двух амплитудных синергий, демонстрировали высокие коэффициенты при рассмотрении частотных, при этом отмечена низкая вариативность включения этих мышц в структуру выделяемых компонентов. Первый и второй профили временной активации имели высокую степень схожести при рассмотрении синергий, извлеченных из различных наборов данных ЭМГ.

Структура кинематических синергий рассматриваемого движения оказалась представлена в большинстве случаев тремя модулями (2.66 ± 0.21) с высоким уровнем VAF (94.50 ± 0.76). Поскольку первые компоненты описывали большую часть дисперсии данных, далее будет рассмотрена пространственно-временная структура двух компонент (КинС). Структура первого характеризовалась высокими весовыми коэффициентами перемещений всех антропометрических точек по вертикальной оси и верхнеберцовой, нижнеберцовой, конечной по сагиттальной оси (рис. 4a1). Названные антропометрические точки имели и очень низкую вариативность включения их в первый компонент. Например, весовые коэффициенты верхнеберцовой антропометрической точки в этом направлении составляли в среднем 0.90 ± 0.01 , а CV – 4.11% . Для нижнеберцовой точки эти значения при перемещении по сагиттальной оси составляли 0.69 ± 0.02 , а вариативность не превышала 6.58% . Временная структура первой кинематической синергии была представлена единым паттерном, характеризующимся плавным возрастанием активности в первых трех четвертях упражнения и выходом на пик активности в последней четверти (рис. 4a2). Коэффициенты кросскорреляционных функций при сравнении внутрииндивидуальных и межиндивидуальных паттернов в большинстве случаев превышали 0.9 , что свидетельствует о высокой воспроизводимости кинематического паттерна перемещений сегментов тела.

Вторая кинематическая синергия характеризовалась наиболее высокими весовыми коэффициентами перемещений верхнеберцовых антропометрических точек по фронтальной оси – 0.47 ± 0.05 и 0.41 ± 0.05 соответственно (рис. 4b1). По вертикальной оси наибольшие коэффициенты при рассмотрении перемещений в структуре второго компонента были получены у нижнеберцовых точек – 0.59 ± 0.05 и 0.50 ± 0.03 . Конечные точки по

этой же оси демонстрировали схожие весовые коэффициенты, но не более 0.57 ± 0.04 . Коэффициенты вариативности включения названных точек во вторую кинематическую синергию оценивались как низкие и не превышали в среднем по группе 27.63% . Временные профили активации имели явный пик в середине упражнения, в некоторых случаях регистрировался пик с противоположным направлением, но в тот же временной отрезок изучаемого движения (рис. 4b2).

С целью поиска стабилизируемых переменных синергий был выполнен регрессионный анализ, где в качестве зависимых переменных выступали кинематические модули и перемещения антропометрических точек по трем направлениям. Установлено, что мышечные синергии оказывают влияние на перемещения практически всех антропометрических точек нижних конечностей. Так, коэффициенты детерминации регрессионных моделей при оценке влияния МС на кинематические модули составляли 0.78 ± 0.05 для первого и 0.85 ± 0.03 для второго (рис. 5).

Влияние МС на перемещения практически всех антропометрических точек по всем направлениям (осям) оценивалось как высокое – коэффициенты детерминации превышали 0.7 . Лишь в случае рассмотрения траекторий конечной точки коэффициенты оценивались как средние – 0.69 ± 0.07 . Следует отметить низкую вариативность коэффициентов детерминации в среднем по группе и при внутрииндивидуальном рассмотрении. Наибольшие CV были отмечены при оценке влияния МС на перемещения конечных антропометрических точек по сагиттали и фронтале – 23.46 и 22.42% соответственно. Обращает на себя внимания тенденция, заключающаяся в снижении влияния мышечных синергий на перемещения дистальных антропометрических точек и увеличении их вариативности.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Пространственно-временные характеристики мышечных синергий. Рассматриваемое движение представляет собой произвольный двигательный акт, выполняемый с целью остановки вертикального перемещения тела спортсмена, задаваемого амортизацией сетки батута. При достижении точки максимальной деформации сетки и начала перемещения тела в противоположном направлении спортсмен, посредством активного сгибания в суставах нижних конечностей, гасит вертикальное ускорение тела и тем самым выполняет остановку после прыжка. Управление движениями в этот период может осуществляться с применением механизма образования синергий. Прежде чем перейти к рассмотрению структуры таких образований, необходимо определиться с понятием “синергия” и критериями, ее определяющими.

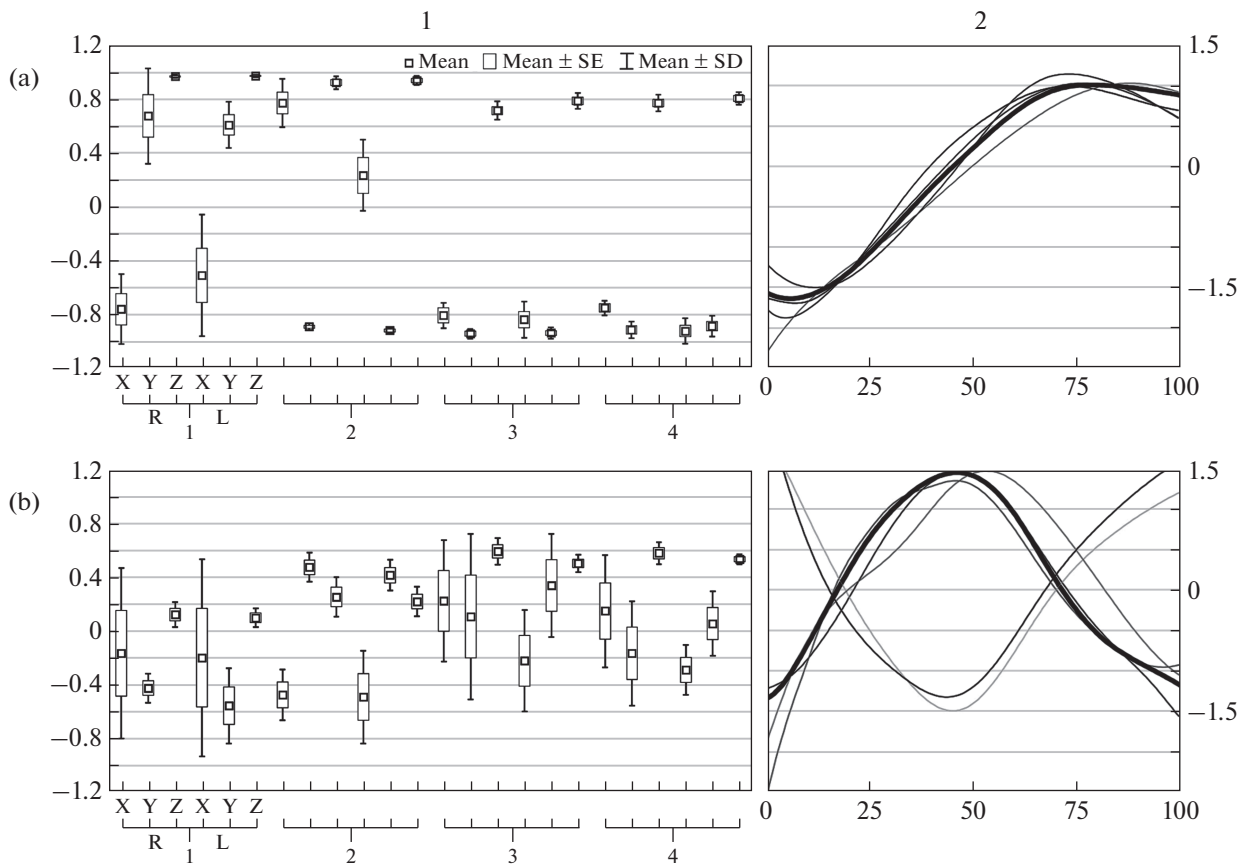


Рис. 4. Весовые коэффициенты (1) и коэффициенты активации (2) кинематических модулей, выявленных при выполнении приземления после прыжка на батуте. а – первый компонент, б – второй компонент. X, Y, Z – оси, R, L – правая, левая сторона, 1 – вертельная антропометрическая точка, 2 – верхнеберцовая, 3 – нижнеберцовая, 4 – конечная. На части 1 по оси ординат – весовые коэффициенты. На части 2 по оси абсцисс – прогресс движения, по оси ординат – у.е.

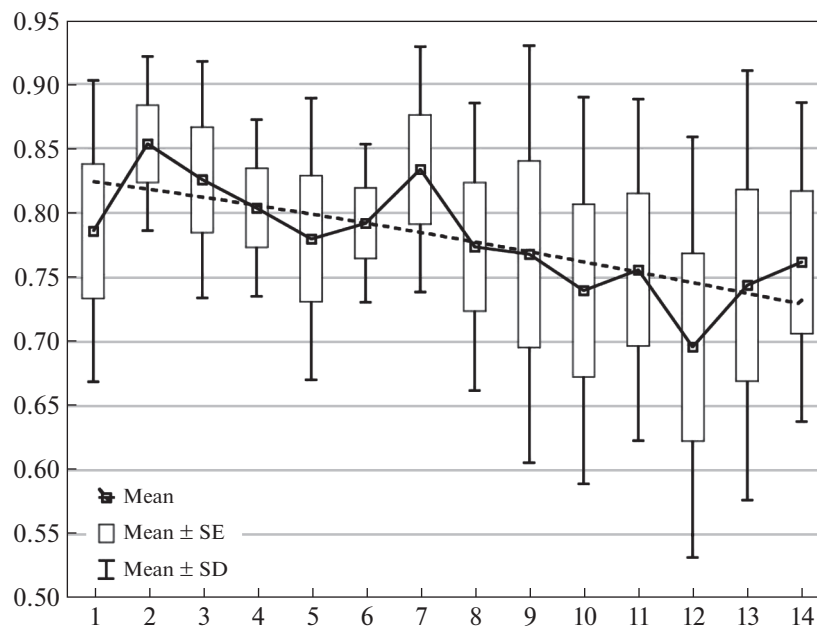


Рис. 5. Влияние мышечных синергий на стабилизацию кинематических переменных. По оси абсцисс: зависимая переменная: 1 – КинС₁, 2 – КинС₂, 3, 4, 5 – вертельная (X, Y, Z), 6, 7, 8 – верхнеберцовая (X, Y, Z), 9, 10, 11 – нижнеберцовая (X, Y, Z), 12, 13, 14 – конечная (X, Y, Z). По оси ординат – коэффициенты детерминации. Пунктирной линией показана линия тренда.

В одном случае синергией обозначают отдельные периоды движения, связанные с определенными функциями, например, синергия “принятия веса”, “стабилизации”, “замаха”, “приземления” и т.п. [13, 14]. Параметры пространственно-временной структуры таких синергий указывают на временной отрезок целостного двигательного акта, в котором отмечаются совместная мышечная активность, коактивация суставных углов или другие сочетанные изменения параметров моторного выхода. Синергии в такой формулировке могут быть обнаружены методами факторизации данных в структуре любого движения независимо от его сложности. Это было показано во многих исследованиях, рассматривающих фундаментальные модели двигательного поведения человека и животных – локомоции, позной регуляции, сложных многосуставных движений [15, 16]. Такие образования в своем роде являются строительными блоками, посредством включения которых реализуется двигательная задача. Второй аспект включает рассмотрение целевых двигательных актов, в которых синергия определяется как форма взаимодействия элементов управляемой системы, направленная на компенсацию отклонений в системе, вызываемых внешними или внутренними факторами. Исследования синергий в такой трактовке не столь многочисленны и могут быть обнаружены только эмпирическим путем. Характерной их особенностью является целевая направленность, иначе говоря, они формируются и реализуются с целью достижения конкретного двигательного результата [17]. Низкоразмерные управляемые модули в данном случае являются инструментами, посредством которых решается задача. К синергии такого рода чаще применяют термин “функциональная”. Учитывая вышесказанное, рассматриваемая нами синергия может быть отнесена к “функциональной”, поскольку она имеет характерную для таких образований особенность – целевую направленность. Тем не менее она включает низкоразмерные модули, обеспечивающие отдельные функции, например, сгибание в суставах или обеспечение динамической осанки.

В зависимости от определения понятия синергии применяют различные подходы к их изучению. Так, для выявления мышечных синергетических модулей чаще применяют методы снижения размерности данных, такие как факторный анализ, метод главных компонент, неотрицательная матричная факторизация и др. [9]. Реже применяют методы, основанные на анализе сигналов в частотной области, например, анализ межмышечной когерентности [18]. Синергия, как функциональное образование, формирующееся для обеспечения стабильности важной переменной двигательного контроля, может быть выявлено при помощи методов определения зависимостей, например, регрессионного анализа [19]. Недавно предпринята по-

пытка поиска синергетического взаимодействия отдельных двигательных единиц (ДЕ), полученных с помощью поверхностной ЭМГ и применением отводящих электродов большой плотности. Показаны синхронизация активности ДЕ в структуре одной мышцы и отсутствие характерных синергетических паттернов при рассмотрении многмышечной синергии. Такие закономерности авторы связывают с реципрокными и коактивационными командами, приводятся доказательства существования отдельных механизмов синергетического контроля, реализуемых на супраспинальном и спинальном уровнях ЦНС [20, 21].

В нашей работе применяются “стандартный” методический подход, связанный с определением синфазности основных пиков мышечной активации, и подход выделением частоты следования биопотенциалов в структуре ЭМГ. Второй отражает синхронизацию активности ДЕ, если исходить из того, что интерференционная ЭМГ является результатом суммирования колебаний потенциала многих двигательных единиц, расположенных в области отведения. Наряду с традиционными методами, выделение главных компонент и анализом их пространственно-временной структуры из вариационных рядов с данными о частоте следования биопотенциалов скелетных мышц может дать дополнительную информацию о механизмах организации элементов управляемой системы при реализации сложных целевых движений.

Мы исходили из предположения о том, что если на мышечном уровне наблюдается синфазность основных пиков активации, то и на уровне активности ДЕ она должна присутствовать, причем в сопоставимых периодах изучаемого движения. Логично было бы ожидать структурирование мышечной активности в одинаковое количество модулей при рассмотрении амплитудных и частотных данных ЭМГ. Однако нами было установлено большее их количество при рассмотрении частотных при достаточно высоком уровне реконструкции исходных данных. Такие результаты несколько неожиданны, поскольку известна прямая зависимость силы мышечного сокращения от числа активных двигательных единиц, частоты их импульсации и синхронизации импульсной активности отдельных двигательных единиц во времени [10, 22, 23]. В этой связи логично, что возрастание амплитуды электроактивности в процессе реализации движения будет сопровождаться возрастанием импульсной активности ДЕ одноименных мышц, в результате чего методы факторизации данных должны выделять равное количество факторов. Низкие коэффициенты вариативности извлечения модулей в обоих случаях свидетельствуют о том, что данные результаты не являются следствием вычислительных ошибок или особенностей алгоритмов выделения компонент. Разное количество извлекаемых синергий при использовании различных подходов

инструментальной оценки электроактивности мышц, вероятно, связано с особенностями их пространственно-временного структурирования.

Замечено, что компонентный состав мышечных синергий имеет некоторую вариативность, кроме того, отдельные мышцы в структуре одной синергии могут быть задействованы в другой [24]. Помимо этого, временные профили активации синергий при некоторых реализациях модельного движения могут иметь различия, выражающиеся либо в изменении направления основного пика активации, либо в формировании существенно отличающегося профиля [27]. Действительно, нами было обнаружено высокое сходство векторов первых двух амплитудных и частотных синергий. Большинство скелетных мышц, имеющих наибольшие весовые коэффициенты в структуре амплитудных, демонстрировали высокие коэффициенты и при рассмотрении частотных синергий. Низкая вариативность их включения свидетельствует о высокой стабильности компонентного состава выявляемых модулей, даже при межиндивидуальном рассмотрении. Первый и второй профили временной активации имели высокую степень схожести при рассмотрении компонентов, выделенных из различных наборов данных ЭМГ. Вполне вероятно, что такие закономерности обусловлены применением в ЦНС различных стратегий двигательного контроля. Их наличие было продемонстрировано при исследовании локомоторных паттернов и некоторых многосуставных движений, выполняемых лицами разных возрастных групп и различной тренированности [26–28]. Такие стратегии заключаются в модуляции продолжительности и величины мышечной синергетической активности, выборочной активации других мышечных синергий, ранее не задействованных в двигательном акте, либо в слиянии или фракционировании наиболее стабильных паттернов мышечной активации [15, 24, 29].

Мышечные синергии стабилизируют траектории перемещений основных кинематических модулей. Изначально мы предполагали, что при выполнении приземления активность синергий будет нацелена на стабилизацию траектории перемещений вертельных антропометрических точек. Однако нами было установлено их влияние на перемещения практически всех сегментов нижних конечностей, и, кроме того, на сами кинематические модули. Обращает на себя внимание тенденция, заключающаяся в снижении влияния мышечных синергий на перемещения дистальных антропометрических точек и увеличении их вариативности.

Частично такие закономерности находят объяснение в положениях теории иерархической многоуровневой организации движений, в частности при обсуждении вопроса специфической вариативности. Постулируется, что управляющая система допускает большую вариативность по отношению к

менее важным компонентам движения, нежели к тем, которые представляют большую важность для эффективной реализации двигательной задачи. Выбор важных и менее важных компонент при построении движения может быть осуществлен путем применения соответствующих тактик (стратегий), которые в данном случае сводятся к поиску рабочих параметров, позволяющих достичь наилучшего приближения к цели. Решение такой задачи возможно в случае эффективного выделения существенных переменных контроля, под которыми следует понимать небольшое число характерных для данной двигательной задачи комбинаций мышечных напряжений. Применительно к синергиям такие стратегии могут заключаться в изменении продолжительности активации мышечных модулей, в подключении ранее не задействованных мышечных модулей либо в их слиянии или фракционировании [24, 29, 31]. Возможно существование и других стратегий контроля, основанных на синергии, и их выявление представляет фундаментальную задачу физиологии движений.

Кинематические синергии как отражение процессов управления в ЦНС. Как правило, при изучении кинематических синергий рассматривают явление коактивации суставных углов и именно такое взаимодействие определяют как синергию. При этом выделяемые компоненты (кинематические модули), отражающие временной ход и амплитуду движения, показывают соотношения между изменениями суставных углов и являются результатом центрального управления, стабилизирующего смещение центра тяжести в определенном направлении [4]. Несмотря на то что управляющая система имеет в своем распоряжении все богатство афферентации, информирующее ее о положении и движении частей тела, едва ли величины углов могут являться характеристиками, посредством вычисления которых система может направленно воздействовать на структуру движения. Вычисление угловых величин в моменты времени, равно как любых других биомеханических характеристик, не приблизят систему к эффективному реагированию системы в соответствии с быстро изменяющимися условиями реализации двигательной задачи, а лишь усугубят известную проблему избыточности элементов двигательного контроля [30, 32]. Деятельность управляющей системы направлена не на задавание определенных биомеханических параметров для сегментов тела, а скорее на организацию мышечных усилий и межмышечного взаимодействия (для этого она имеет все инструменты управления и контроля), в результате чего формируется стереотипный кинематический рисунок движения, обладающий высокой воспроизводимостью при многократных повторениях.

В этой связи выделение кинематических модулей, формирующихся по принципу объединения сегментов тела с сочетанной пространственно-вре-

менной динамикой, скорее является показателем эффективности деятельности управляющей системы. Не случайно кинематические модули, весовые коэффициенты и временные профили активации, получаемые методами факторизации, как правило, демонстрируют высокое качество реконструкции исходных данных. Наши данные демонстрировали высокие весовые коэффициенты перемещений всех антропометрических точек по вертикальной оси и верхнеберцовой, нижеберцовой, конечной по сагиттальной оси, а временные паттерны выделяемых кинематических модулей имели очень низкую межиндивидуальную и внутрииндивидуальную вариативность. По сути, эти результаты лишь описывают структуру движения, выделяя сегменты тела, проявляющие схожую динамику изменений, косвенно отражая механизм управления в ЦНС. Тем не менее, кинематические модули, наряду с кинематическими характеристиками движения, могут являться переменными, на стабилизацию которых направлена деятельность управляющей системы. Инструментами воздействия на такие переменные могут являться мышечные модули – синергии.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Остановка после прыжка на батуте может быть реализована с применением общих паттернов пространственно-временной активации мышечных синергий, однако, большее количество модулей при рассмотрении частоты следования биопотенциалов может быть обусловлено применением в ЦНС различных стратегий двигательного контроля. Вероятно, синергетические эффекты, получаемые с применением разных подходов инструментальной оценки электроактивности скелетных мышц, отражают различные механизмы контроля, реализуемые на разных уровнях ЦНС.

Выделяемые кинематические модули, формирующиеся по принципу объединения сегментов тела с сочетанной пространственно-временной динамикой, косвенно отражают центральные механизмы управления структурой движения. Наблюдаемый стереотипный кинематический рисунок с низкой вариативностью параметров выделяемых кинематических модулей может свидетельствовать об эффективной организации межмышечного взаимодействия.

Мышечные синергии направлены на стабилизацию перемещений отдельных антропометрических точек, а также сегментов тела, объединенных в кинематические модули. Влияние мышечных модулей на стабилизацию перемещений снижается для дистальных сегментов тела, что, вероятно, связано со степенью их значимости для управляемой системы для успешной реализации двигательной задачи.

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Настоящая статья не содержит каких-либо исследований с использованием животных в качестве объектов. Все процедуры, выполненные в исследованиях с участием людей, соответствуют этическим стандартам национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики. От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие. Протокол заседания локального этического комитета при ФГБОУ ВО «ВЛГАФК» № 2 от 07.02.2022.

ИСТОЧНИК ФИНАНСИРОВАНИЯ

Финансирование осуществлено в рамках плановой работы ФГБОУ ВО «Великолукская государственная академия физической культуры и спорта».

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

ВКЛАД АВТОРОВ

С.А.М. – планирование, организация и участие в проведении экспериментов, регистрация и анализ полученных данных, обработка данных, подготовка текста рукописи; Е.А.М. – участие в проведении экспериментов, написание и редактирование манускрипта.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают благодарность сотрудникам Научно-исследовательского института проблем спорта и оздоровительной физической культуры Великолукской государственной академии физической культуры и спорта А.М. Пухову, В.В. Маркевич, С.М. Иванову за помощь в организации и проведении исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Мельников АА, Вукулов АД, Малахов МВ (2016) Функция равновесия у спортсменов-борцов. Ярославль. ЯГПУ. [Mel'nikov AA, Vikulov AD, Malahov MV (2016) Funkciya ravnovesiya u sportsmenov-borcov. Yaroslavl'. YAGPU. (In Russ)].
2. Gurfinkel VS, Osevetz M (1972) Dynamics of the vertical posture in man. Biophysics 17: 496–506.
3. Gurfinkel VS, Коц ЯМ, Шик МЛ (1965) Регуляция позы человека. М. Наука. [Gurfinkel VS, Koc YaM, Shik ML (1965) Regulyaciya pozy cheloveka. M. Nauka. (In Russ)].
4. Александров А, Фролов А (2017) Биомеханический анализ координации позы и движения у стоящего человека при наклонах корпуса в сагиттальной плоскости. ЖВНД им ИП Павлова 67: 33–48. [Aleksandrov A, Frolov A (2017) Biomechanical analysis of the coordination of posture and movement in a standing per-

- son with body tilts in the sagittal plane. *ZHVND im IP Pavlova* 67: 33–48. (In Russ)].
<https://doi.org/10.7868/S0044467717010038>
5. *Park E, Schöner G, Scholz J* (2012) Functional synergies underlying control of upright posture during changes in head orientation. *PLoS One* 7(8): e41583.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0041583>
 6. *Robert T, Zatsiorsky V, Latash M* (2008) Multi-muscle synergies in an unusual postural task: quick shear force production. *Exp Brain Res* 187(2):237–253.
<https://doi.org/10.1007/s00221-008-1299-7>
 7. *Altenburger K, Bumke O, Foerster O* (1937) Allgemeine neurologie. Handbuch der Neurologie. Berlin.
 8. *Moiseev S, Pukhov A, Mikhailova E, Gorodnichev R* (2022) Methodological and Computational Aspects of Extracting Extensive Muscle Synergies in Moderate-Intensity Locomotions. *J Evol Biochem Physiol* 58(1):88–97.
<https://doi.org/10.1134/s0022093022010094>
 9. *Tresch M, Cheung V, d'Avella A* (2006) Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets. *J Neurophysiol* 95(4):2199–2212.
<https://doi.org/10.1152/jn.00222.2005>
 10. *Персон РС* (1985) Спинальные механизмы управления мышечным сокращением. М. Наука. [*Person RS* (1985) Spinal'nye mekhanizmy upravleniya myshechnym sokrashcheniem. М. Nauka. (In Russ)].
 11. *Moiseev S, Ivanov S, Gorodnichev R* (2022) The Motor Synergies' Organization Features at Different Levels of Motor Control during High Coordinated Human's Movement. *J Evol Biochem Physiol* 58(2):610–622.
<https://doi.org/10.1134/s0022093022020272>
 12. *Радченко С* (2011) Методология регрессионного анализа: монография. К. Корнийчук [*Radchenko SG* (2011) Metodologiya regressionnogo analiza: monografiya. К. Kornijchuk. (In Russ)].
 13. *Munoz-Martel V, Santuz A, Bohm S, Arampatzis A* (2021) Proactive Modulation in the Spatiotemporal Structure of Muscle Synergies Minimizes Reactive Responses in Perturbed Landings. *Front Bioeng Biotechnol* 9:761766.
<https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.761766>
 14. *Silva PB, Oliveira AS, Mrachacz-Kersting N, Kersting UG* (2018) Effects of wobble board training on single-leg landing neuromechanics. *Scand J Med Sci Sports* 28(3):972–982.
<https://doi.org/10.1111/sms.13027>
 15. *Rabbi M, Pizzolato C, Lloyd D, Carty C, Devaprakash D, Diamond L* (2020) Non-negative matrix factorization is the most appropriate method for extraction of muscle synergies in walking and running. *Sci Rep* 10: 8266.
<https://doi.org/10.1038/s41598-020-65257-w>
 16. *Nardon M, Pascucci F, Cesari P, Bertucco M, Latash M* (2022) Synergies Stabilizing Vertical Posture in Spaces of Control Variables. *Neuroscience* 500:79–94.
<https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2022.08.006>
 17. *Latash M* (2010) Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis. *Motor Control* 14(3):294–322.
<https://doi.org/10.1123/mcj.14.3.294>
 18. *De Marchis C, Severini G, Castronovo AM, Schmid M, Conforto S* (2015) Intermuscular coherence contributions in synergistic muscles during pedaling. *Exp Brain Res* 233(6):1907–1919.
<https://doi.org/10.1007/s00221-015-4262-4>
 19. *Madarshahian S, Latash ML* (2021) Reciprocal and co-activation commands at the level of individual motor units in an extrinsic finger flexor-extensor muscle pair. *Exp Brain Res* 240(1):321–340.
<https://doi.org/10.1007/s00221-021-06255-w>
 20. *Latash ML, Madarshahian S, Ricotta JM* (2022) Intra-muscle Synergies: Their Place in the Neural Control Hierarchy. *Motor Control* 27(2):402–441.
<https://doi.org/10.1123/mc.2022-0094>
 21. *Ricotta JM, Nardon M, De SD, Jiang J, Graziani W, Latash ML* (2023) Motor unit-based synergies in a non-compartmentalized muscle. *Exp Brain Res* 241:1367–1379.
<https://doi.org/10.1007/s00221-023-06606-9>
 22. *Лидиков АА* (1975) Теоретические основы электромиографии. Л. Наука [*Gidikov AA* (1975) Teoreticheskie osnovy elektromiografii. L. Nauka. (In Russ)].
 23. *Гурфинкель ВС, Левик ЮС* (1985) Скелетная мышца: структура и функция. М. Наука. [*Gurfinkel' VS, Levik YUS* (1985) Skeletnaya myshca: struktura i funkciya. М. Nauka. (In Russ)].
 24. *Nishida K, Hagio S, Kibushi B, Moritani T, Kouzaki M* (2017) Comparison of muscle synergies for running between different foot strike patterns. *PLoS One* 12(2): e0171535.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171535>
 25. *Moiseev S, Gorodnichev R* (2022) Motor Synergy Structure Variability in Different Intensity Locomotions. *Hum Physiol* 48:370–380.
<https://doi.org/10.1134/S0362119722040089>
 26. *Barroso FO, Torricelli D, Moreno JC, Taylor J, Gomez-Soriano J, Bravo-Esteban E, Piazza S, Santos C, Pons JL* (1984) Shared muscle synergies in human walking and cycling. *J Neurophysiol* 112(8):1984.
<https://doi.org/10.1152/jn.00220.2014>
 27. *Bach MM, Daffertshofer A, Dominici N* (2021) Muscle Synergies in Children Walking and Running on a Treadmill. *Front Hum Neurosci* 15:637157.
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.637157>
 28. *Escalona MJ, Bourbonnais D, Goyette M, Le Flem D, Duclos C, Gagnon DH* (2021) Effects of Varying Overground Walking Speeds on Lower-Extremity Muscle Synergies in Healthy Individuals. *Motor Control* 25(2):234.
<https://doi.org/10.1123/mc.2020-0008>
 29. *Santuz A, Ekizos A, Janshen L et al.* (2018) Modular Control of Human Movement During Running: An Open Access Data Set. *Front Physiol* 9:1509.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01509>
 30. *Бернштейн НА* (1990) Физиология движений и активность М. Наука [*Bernshhtejn NA* (1990) Fiziologiya dvizhenij i aktivnost' М. Nauka. (In Russ)].
 31. *Hajiloo B, Anbarian M, Esmaeili H, Mirzapour M* (2020) The effects of fatigue on synergy of selected lower limb muscles during running. *J Biomech* 103:1.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109692>
 32. *Гельфанд И, Цетлин М* (1962) О некоторых способах управления сложными системами. *УМН* 17(1):3–25. [*Gel'fand I, Cetlin M* (1962) O nekotoryh sposobah upravleniya slozhnymi sistemami. *UMN* 17(1):3–25. (In Russ)].

FUNCTIONAL SYNERGY ENSURES A TRAMPOLINE JUMP STOPPING**S. A. Moiseev^{a,#} and E. A. Mikhaylova^a**^a*Velikiye Luki State Academy of Physical Education and Sports, Velikiye Luki, Russia*[#]*e-mail: sergey_moiseev@vlgafc.ru*

The paper considers the structure of intermuscular synergetic interaction that ensures the athlete's body stopping on the trampoline after a jump. We compared the spatio-temporal characteristics of muscle synergies extracted from the skeletal muscles electroactivity amplitude and frequency of biopotentials data. The objective of the study was to find out whether the extracted kinematic modules represent the central mechanisms for the movement structure controlling as well as to determine the variables which should be stabilized by muscle synergies activity. The extraction of synergies was carried out using the matrix factorization method. It has been established that trampoline jump stopping can be performed using common patterns of muscle synergies spatio-temporal activation. The synergistic effects obtained using different approaches of instrumental assessment of skeletal muscle electroactivity probably reflect different control mechanisms implemented at different levels of the central nervous system. Muscle synergies are aimed at the stabilizing of the certain anthropometric points movement, as well as body segments, combined into kinematic modules. The structure of the kinematic modules themselves indicates the effective organization of intermuscular interaction, indirectly reflecting the central control mechanisms of complex multi-joint movement.

Keywords: functional synergy, intermuscular interaction, motor control, variability, tactics of movement construction, trampoline jumping