

## ДВИГАТЕЛЬНЫЕ СИНЕРГИИ В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ СЛОЖНЫМИ СПОРТИВНЫМИ РАВНОВЕСИЯМИ

© 2023 г. С. А. Моисеев<sup>1</sup>, \*, Е. А. Михайлова<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Великолукская государственная академия физической культуры и спорта, Великие Луки, Россия

\*E-mail: sergey\_moiseev@vlgafc.ru

Поступила в редакцию 09.02.2023 г.

После доработки 24.03.2023 г.

Принята к публикации 26.03.2023 г.

В работе представлена структура двигательных синергий на мышечном и кинематическом уровнях их исследования при выполнении различных спортивных равновесий. Рассматриваются особенности формирования и модификации синергетических модулей в зависимости от реализуемой двигательной задачи. Предпринята попытка объединения некоторых вычислительных аспектов, применяемых в рамках различных концепций синергетического контроля. Инструментарий для выявления и анализа параметров синергий включал регрессионный анализ и методы факторизации данных. Установлено, что разные по биомеханической структуре равновесия могут быть реализованы с применением общих паттернов пространственной организации кинематических синергий, однако на мышечном уровне существование общих пространственных профилей активации не очевидно. Выявлено наличие нескольких разных временных паттернов активации синергий в структуре каждого рассматриваемого равновесия, что может быть связано с применением в ЦНС различных стратегий двигательного контроля. На структуру кинематических синергий может оказывать влияние искусственное ограничение степеней свободы, не связанное с центральными процессами управления. Показано, что включение понятия “пространство переменных” в положения о модульной организации способствует сближению существующих концепций двигательного контроля, основанных на синергии.

*Ключевые слова:* двигательные синергии, статическое равновесие, факторизация данных, двигательный контроль, художественная гимнастика

DOI: 10.31857/S0869813923050060, EDN: XQWYYK

### ВВЕДЕНИЕ

Взаимодействие элементов двигательной системы человека при управлении сложными спортивными равновесиями может быть организовано по принципу синергии. Одна из концепций, базирующаяся на понятии синергии, рассматривает ее как способ снижения вычислительной нагрузки на структуры ЦНС посредством уменьшения количества управляемых элементов, в частности объединения в модули с меньшей размерностью и управление такими образованиями посредством центральных управляющих сигналов — концепция модульной организации. В ее рамках проведено немало экспериментов на различных двигательных моделях, представляющих фундаментальные направления исследований движений человека и животных. Предложен ряд методических подходов к изучению, обладающий

разработанным инструментарием для объективной оценки синергетических эффектов, преимущественно, базирующийся на методах факторизации матриц [1]. Иная 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. Под синергией здесь понимается такая совместная ковариация элементов системы управления, которая обеспечивает динамическую стабильность [2, 3].

Наряду с приведенными выше концепциями нередко синергию рассматривают как устойчивое функциональное образование, которое управляемая система задействует в случае необходимости с целью реализации конкретной двигательной задачи, в том числе и для поддержания вертикальной позы. Классическим примером такого образования является “дыхательная” синергия, заключающаяся в изменении величин углов некоторых суставов, компенсирующих смещение положения центра масс в связи с дыхательным циклом [4]. В рамках концепции “естественных синергий” приводятся синергии, выявленные на основе наблюдений за динамикой тазобедренного и коленного суставов, а также электроактивности мышц, обеспечивающих движения в этих суставах – Н- и А-синергия [5]. Вполне вероятно существование множества различных синергий, связанных с задачей сохранения позы, вовлекающих в активность обширные мышечные группы и сегменты тела. Их изучение представляет интерес не только для понимания механизмов контроля фундаментальной двигательной функции – позы, но и в прикладном аспекте повышения результативности спортивной деятельности. Спортивные равновесия являются оцениваемым элементом, поэтому точность их выполнения во многом определяет результативность выступления. Равновесия в художественной гимнастике отличаются вовлечением большего числа сегментов тела и скелетных мышц, в отличие от поддержания ортоградной позы, и особенности их синергетического взаимодействия во многом остаются малоизученными.

В связи с вышесказанным целью работы явилось изучение пространственно-временной структуры синергий на мышечном и кинематическом уровнях при выполнении сложных спортивных равновесий. В работе предполагалось рассмотреть следующие положения и вопросы: 1) является ли синергия устойчивым функциональным образованием с относительно стандартным набором управляемых элементов, либо она формируется и реализуется в соответствии с условиями двигательной задачи; 2) использование методов факторизации данных для выявления низкоразмерных управляемых модулей и поиск стабилизируемых параметров движения в пространствах переменных разных уровней изучения синергий позволит получить новые данные об особенностях пространственно-временного структурирования межмышечного взаимодействия при реализации сложных спортивных равновесий.

## МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В исследованиях приняли участие 4 гимнастки высокой спортивной квалификации. Они выполняли четыре вида равновесий: 1 – переднее с разноименной рукой (далее по тексту “равновесие 1”), 2 – боковое с помощью руки (“равновесие 2”), 3 – “стол” с помощью руки (“равновесие 3”), 4 – аттитюд с наклоном вперед и поворотом туловища (“равновесие 4”). Каждое равновесие выполнялось в течение четырех секунд по двенадцать реализаций с интервалом в одну минуту между ними. Анализировали период от момента достижения конечной антропометрической точки наивысшего положения по вертикальной оси (Z) и далее в течение четырех секунд.

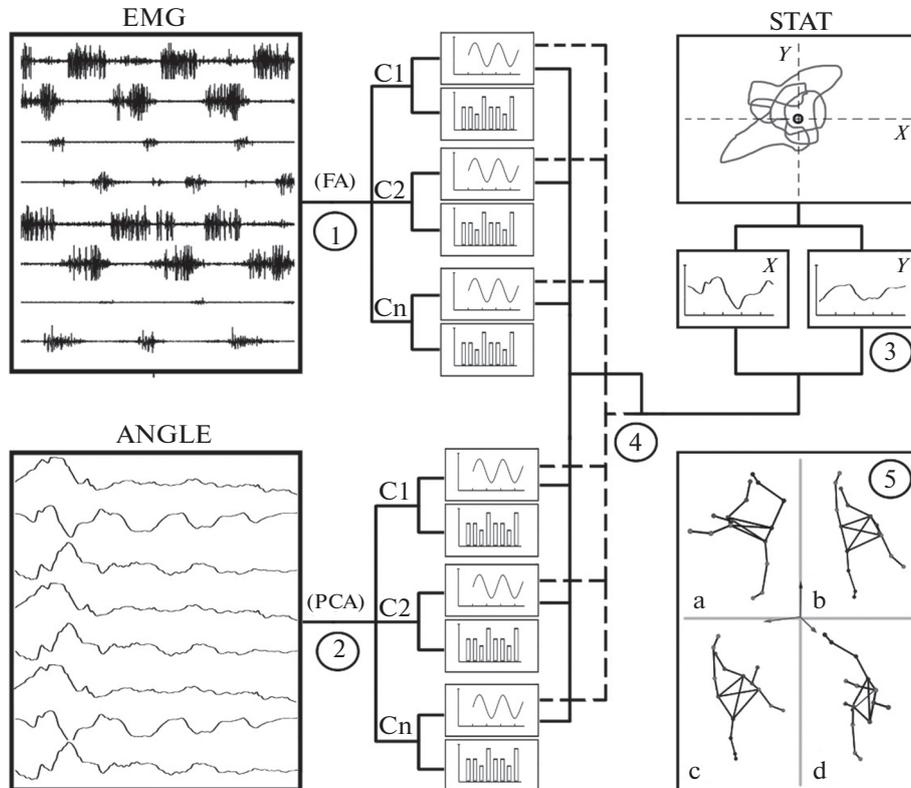
Применяли систему 3D-видеозахвата Qualisys (Швеция), включающую 8 высокоскоростных камер Oqus с частотой дискретизации 500 Гц. Светоотражающие маркеры прикрепляли к основным антропометрическим точкам сегментов тела, соответствующим осям вращения в суставах. Из программного обеспечения (ПО) Qualisys Track Manager (QTM) экспортировали вариационные ряды величин билатеральных суставных углов: голеностопного, коленного, локтевого, плечевого (антропометрические точки: локтевая–плечевая–вертельная), плечевого (локтевая–плечевая правая–плечевая левая), тазобедренного (плечевая–вертельная–верхнеберцовая), тазобедренного (плечевая–вертельная правая–вертельная левая). Перед экспортом к данным применяли процедуру аппроксимизации кривой 2-ой степени, используя ПО QTM.

Синхронно с видеозахватом осуществляли запись шестнадцати электромиограмм (ЭМГ) поверхностных билатеральных мышц туловища, верхних и нижних конечностей: икроножной медиальной (MG), передней большеберцовой (TA), прямой бедра (RF), двуглавой бедра (BF), наружной косой мышцы живота (OE), выпрямляющей позвоночник на уровне T9 (ES), средней части прямой живота (RA), большой ягодичной (GM). Применяли биомонитор ME6000 (Финляндия). Частота дискретизации составляла 2000 Гц. Для отведения ЭМГ применяли накожные одноразовые самоклеющиеся электроды с токопроводящим гелем и активной площадью контакта  $2.5 \text{ см}^2$ ,  $36 \times 45 \text{ мм}$  (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 каждой мышце [6]. Процедура обработки интерференционных ЭМГ включала предварительную фильтрацию полосовым фильтром 30–450 Гц, усреднение в интервалах 0.002 с и повторную фильтрацию фильтром низких частот 15 Гц, применяли ПО “Megawin”. Обработанные таким образом вариационные ряды ЭМГ экспортировали для дальнейшего анализа. Сопряжение работы биомонитора с системой Qualisys осуществлялось через штатный канал синхронизации.

Для регистрации кинезиограмм применяли стабиланализатор Стабилан-01 (Россия) с частотой дискретизации 50 Гц. Его синхронизация с используемой аппаратурой осуществлялась посредством автоматической подачи метки, предусмотренной в программе “StabMed”. Вариационные ряды траекторий перемещений общего центра массы по сагиттальной и фронтальной осям экспортировали для дальнейшего анализа. Временные ряды, содержащие данные о перемещениях центра массы по двум осям, были экстраполированы до частоты дискретизации 500 Гц в системе Statistica при помощи модуля “Time/Series-Forecasting” путем добавления константы  $C$  ( $x = x + c$ ) с нулевым значением.

Синхронизированные вариационные ряды относительно единой точки отсчета формировали в системе Statistica (StatSoft, Inc., version 10) матрицу исходных данных ( $X$ ), размерностью  $(I \times J)$ , где  $I$  – число отчетов (измерений), а  $J$  – число независимых переменных (вариационных рядов ЭМГ, суставных углов, кинезиограмм – всего 32). Создавались дополнительные переменные, содержащие сведения, позволяющие идентифицировать принадлежность данных (измерений) к различным испытуемым, попыткам, равновесиям и пр. К данным в матрице применяли процедуру стандартизации к единице стандартного отклонения. Общая схема обработки данных представлена на рис. 1.

На первом этапе обработки данных из матриц извлекали компоненты (синергии) с помощью факторного анализа (ФА) и метода главных компонент (PCA), оба метода применялись как для снижения размерности, так и для классификации данных. Исходная матрица  $X$  разлагалась на произведение двух матриц:  $X = T \times P + E$ , где  $T$  – матрица счетов,  $P$  – матрица нагрузок,  $E$  – матрица остатков. Матрица нагрузок несет информацию о взаимосвязи или независимости переменных относительно



**Рис. 1.** Схема обработки экспериментальных данных. 1 – извлечение коэффициентов активации и весовых коэффициентов из ЭМГ-данных, 2 – извлечение коэффициентов активации и весовых коэффициентов из вариационных рядов величин основных суставных углов, 3 – извлечение данных из кинезиограмм и экстраполяция, 4 – регрессионный анализ (линейный и нелинейный), 5 – виды рассматриваемых спортивных равновесий: переднее с разноименной рукой (а), боковое с помощью руки (б), “стол” с помощью руки (с), аттитюд с наклоном вперед и поворотом туловища (д).

но новых, формальных переменных, полученных в процессе разложения матриц – “весовые коэффициенты”, чем выше коэффициент, тем больше связь с новой компонентой. Матрица счетов определяет временную организацию выявленных синергий и представляет собой проекции исходных данных на подпространство главных компонент – “коэффициенты активации”, т.е. процесс, показывающий изменение активности синергий во времени [7]. Разложение матриц осуществляли в среде Statistica, используя стандартные модули “Advanced/Multivariate – PCA” и “Mult/Exploratory – Factor”. Рассматривали компоненты, имеющие собственные значения (eigenvalues) больше единицы и учитывающие не менее 10% общей дисперсии. Анализировали следующие параметры: количество извлекаемых компонент (синергий), процент общей дисперсии, учитываемый каждым фактором в общем наборе данных (VAF), весовые коэффициенты и коэффициенты активации.

На следующем этапе формировали новую матрицу, включающую коэффициенты активации мышечных (МС), кинематических синергий (КинС) и стабилотрафические данные. Далее выполнялся регрессионный анализ с помощью стандартных модулей Statistica “Multiple Linear Regression” и “Nonlinear Estimation – Piece-

wise linear regression”. Предварительно осуществлялся анализ диаграмм рассеяния с целью выявления наличия зависимости и ее формы. В обоих случаях осуществляли анализ корреляционных матриц на предмет: мультиколлениарности; достоверности получаемых  $\beta$ -коэффициентов; нормальности распределения остатков, соответствия предсказанных и наблюдаемых значений [8]. В случае положительной проверки по этим параметрам модель считали приемлемой. В качестве зависимых и независимых переменных последовательно выступали вариационные ряды коэффициентов активации извлеченных на предыдущем этапе МС, КинС и статокнезиограмм. При кусочно-линейном оценивании (регрессии) методом оценки являлся “Quasi-Newton”. При использовании обоих видов оценивания анализировали коэффициенты детерминации ( $R^2$ ).

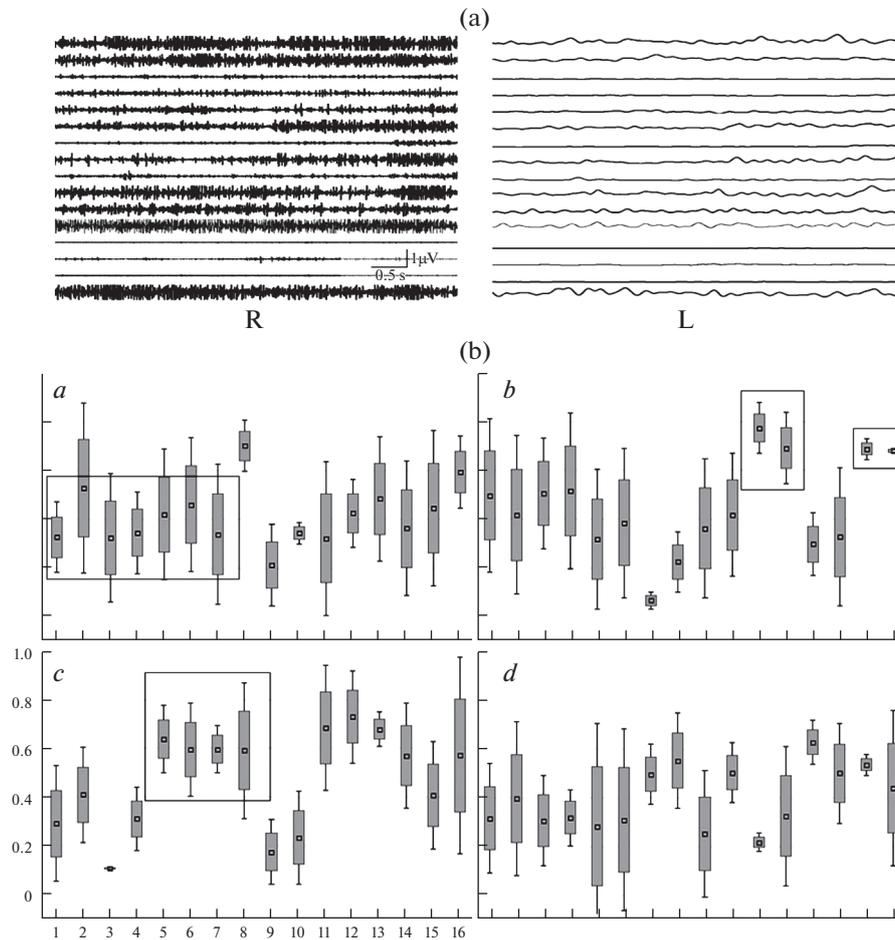
Математико-статистическая обработка данных выполнена в Statistica 10.0 и включала расчет среднего арифметического ( $M$ ), медианы ( $Me$ ), ошибки среднего арифметического ( $SE$ ), стандартного отклонения ( $SD$ ), коэффициентов вариативности ( $CV$ ). При сравнении вариационных рядов в некоторых условиях (оценка схожести векторов коэффициентов регрессии, рядов предсказанных и наблюдаемых значений при регрессионном анализе) применяли анализ максимальных значений кросскорреляционных функций с учетом смещения относительно нуля, где 1 – полное соответствие, 0 – отсутствие взаимосвязи.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Анализ извлеченных компонентов из набора ЭМГ-данных показал наличие от четырех до шести мышечных модулей – синергий. Меньшее количество было получено при рассмотрении равновесия 3, а большее – при равновесии 4. Вариативность количества извлекаемых компонентов оценивалась как низкая и не превышала 24.7% в среднем по группе. Качество реконструкции исходных данных оценивалось как среднее, а при равновесиях 2 и 3 – как высокое (более 70%), при этом отмечена очень низкая вариативность показателя. Были уставлены три кинематических синергий при выполнении всех рассматриваемых равновесий, при этом процент объясняемой дисперсии достигал высоких значений. В среднем он находился в диапазоне от 82 до 92%. Вариативность данного показателя также была очень низкой –  $CV$  составляли не более 8.9%.

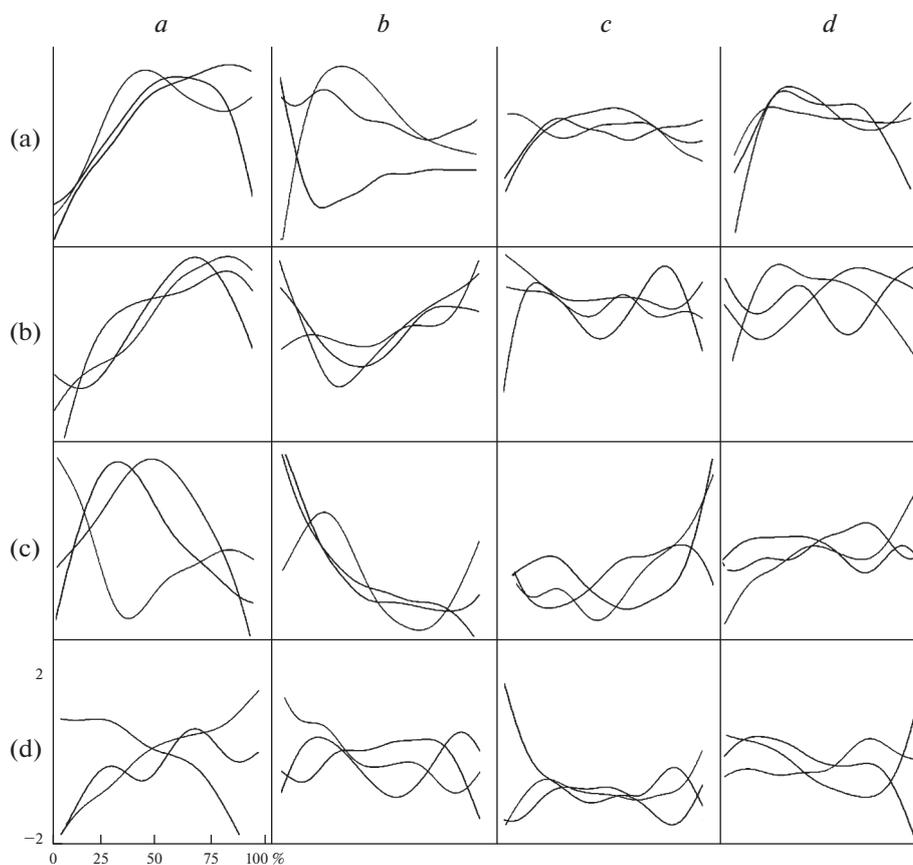
*Пространственно-временная структура мышечных синергий.* На рис. 2а приведены образцы записей ЭМГ основных скелетных мышц при выполнении одного из равновесий. Следует отметить, что электроактивность большинства мышц имела волнообразный характер, с отчетливо выраженными всплесками активности в разных периодах упражнения. Некоторые мышцы, например, передняя большеберцовая правая, прямая живота правая и ряд других проявляли низкую электроактивность, не превышающую 15 мкВ.

Структура первой извлеченной МС включала активацию ряда скелетных мышц, имеющих весовые коэффициенты в одном диапазоне. Например, в первом равновесии таковыми являлись икроножные, передние большеберцовые мышцы обеих нижних конечностей, а также мышцы бедра правой (рис. 2ba). Во втором равновесии этой же синергии можно выделить активность тех же мышц, а также косой мышцы живота и выпрямляющей позвоночник левой стороны, кроме того, прямой живота и большой ягодичной левой стороны тела (рис. 2bb). Следует отметить, что вариативность весовых коэффициентов мышц, включенных в структуру первой МС, преимущественно оказывалась средней, однако регистрировались и низкие  $CV$ , например, у двуглавой мышцы бедра левой нижней конечности (равновесие 1), но не более 12.9%. Отмечались и мышцы, проявляющие высокую вариативность включения в структуру мышечных модулей, например, косая мышца живота



**Рис. 2.** Образец ЭМГ (а) (интерференционная слева, отфильтрованная справа) и весовые коэффициенты первой мышечной синергии (b) при выполнении различных равновесий. *a, b, c, d* – равновесия 1, 2, 3, 4 соответственно. Данные представлены в виде  $M \pm SE \pm SD$ . 1 – MGR, 2 – TAR, 3 – MGL, 4 – TAL, 5 – RFR, 6 – BFR, 7 – OER, 8 – ESR, 9 – RFL, 10 – BFL, 11 – OEL, 12 – ESL, 13 – RAR, 14 – GMR, 15 – RAL, 16 – GML. На рис. b по оси ординат – весовые коэффициенты. R – правая сторона, L – левая сторона.

левой стороны тела – 98.1%. В структуре второй выявленной МС можно выделить совместную активацию прямой живота и большой ягодичной мышц правой стороны (равновесие 1). Второе равновесие характеризовалось преимущественной активацией мышц бедра правой нижней конечности. Совместную активацию мышц бедра левой ноги и икроножной правой можно выделить в структуре этой же МС при выполнении третьего равновесия. Четвертое равновесие характеризовалось активацией мышц правой нижней конечности. Таким образом, пространственная структура мышечных синергий, определяемая весовыми коэффициентами, позволяет выделить в структуре каждой из них не менее двух мышц, имеющих коэффициенты в одном диапазоне. Это наблюдается при рассмотрении всех равновесий. Большинство мышц в структуре выделенных синергий обладали средней вариативностью их включения в структуру модулей, однако присутствовали и более стабильные,



**Рис. 3.** Временные профили активации мышечных синергий при выполнении различных спортивных равновесий. Равновесия: переднее с разноименной рукой (а), боковое с помощью руки (b), “стол” с помощью руки (с), аттитюд с наклоном вперед и поворотом туловища (d). *a, b, c, d* – номер фактора (МС). По оси абсцисс – прогресс движения. По оси ординат – у.е.

характеризующиеся низкими *CV*. Весовые коэффициенты других выделенных факторов в большинстве случаев не достигали высоких значений, однако в их структуре тоже можно было выделить мышцы, имеющие значения в одном диапазоне.

Сравнение векторов весовых коэффициентов мышечных синергий показало среднее и высокое сходство некоторых выделенных факторов при выполнении разных равновесий. Например, высокие коэффициенты были установлены между фактором 4 и 3 в первом равновесии, фактором 4 и факторами 3 и 2 третьего и четвертого равновесия соответственно. Наибольшее количество значимых средних взаимосвязей было выявлено между разными факторами равновесий 1 и 4, а также между третьим и четвертым равновесиями. Таким образом, в разных по биомеханической структуре упражнениях присутствуют схожие пространственные синергетические паттерны межмышечного взаимодействия.

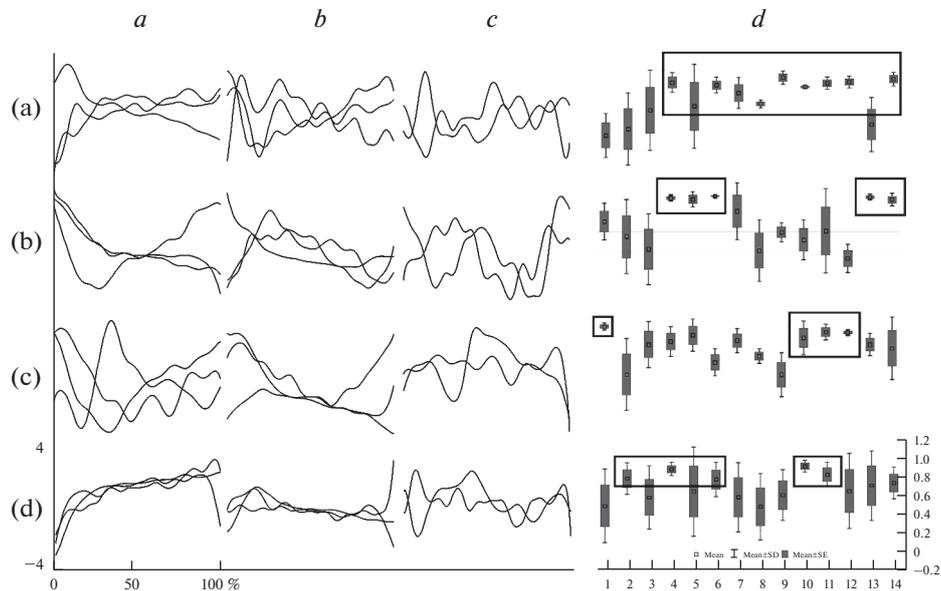
Основные временные профили мышечных синергий представлены на рис. 3. При анализе первого фактора равновесия 1 и 2 установлено преимущественное возрастание активности в первой половине упражнения, а затем спад активности в

последней четверти (рис. 3а). При реализации равновесия 3 выявлено два разных паттерна активации, первый характеризовался явно выраженным пиком активности в середине упражнения, второй имел наивысший пик активности в начале и резко снижался к середине упражнения (рис. 3са).

Четвертое равновесие также имело два разных временных синергетических профиля активации. Один из них имел явную тенденцию к возрастанию от начала к окончанию упражнения, причем еще один профиль имел ту же тенденцию, но характеризовался не плавным нарастанием, а волнообразным (рис. 3да). Другие выявленные профили активации мышечных синергий имели те же закономерности, что и в первой выявленной синергии. Чаще всего регистрировались два разных профиля активации, различающиеся направлением основного пика активации, в редких случаях таких пиков регистрировалось два, но не более. Анализ воспроизводимости временных профилей активации мышечных синергий показал наличие средней взаимосвязи между попытками. Так, например, при выполнении первого равновесия коэффициенты кросскорреляционных функций составляли в среднем  $0.56 \pm 0.04$ , а максимальные значения достигали 0.63, что оценивается как средний уровень. При сопоставлении реализаций равновесия 2 также выявлен средний уровень соответствия —  $0.54 \pm 0.02$ . В первом и во втором упражнениях вариативность была низкой — 12.5 и 6.6% соответственно. При сравнении коэффициентов активации МС упражнений 1 и 2 выявлено среднее соответствие их профилей активации —  $0.64 \pm 0.04$ , а вариативность оценивалась как низкая —  $CV$  не превышали 18.4%.

*Пространственно-временная структура кинематических синергий.* В структуре первого равновесия было выявлено синергетическое взаимодействие ряда суставных углов, характеризующееся высокими весовыми коэффициентами и низкой вариативностью. Так, в первый компонент (синергию) оказались включены плечевой, тазобедренный суставы правой стороны, а также коленный, локтевой, плечевые и тазобедренный суставы левой стороны тела (рис. 4ад). Коэффициенты вариативности их включения в структуру КинС не превышали 12.2%, а весовые коэффициенты достигали 0.87. Другие суставы демонстрировали высокую вариативность и низкие весовые коэффициенты. Второй и третий компоненты чаще включали не более двух суставных углов с высокими весовыми коэффициентами. Второе равновесие характеризовалось включением в кинематическую синергию плечевого и тазобедренного суставов правой стороны и тазобедренных левой. Весовые коэффициенты последних составляли в среднем по группе  $0.94 \pm 0.01$  и  $0.92 \pm 0.03$  соответственно, а вариативность оценивалась как очень низкая ( $CV = 3.1$  и 6.8%). КинС третьего равновесия определялась вовлечением голеностопного правого, локтевого и плечевого суставов левой стороны (рис. 4сд). Для четвертого равновесия были характерны высокие весовые коэффициенты коленного, локтевого и тазобедренного суставов правой, а также плечевого и локтевого левой стороны тела. Таким образом, в структуре первой кинематической синергии, как правило, оказывались задействованы суставы с высокими весовыми коэффициентами и высокой воспроизводимостью включения в синергию при многократных повторениях движения даже при межиндивидуальном их рассмотрении.

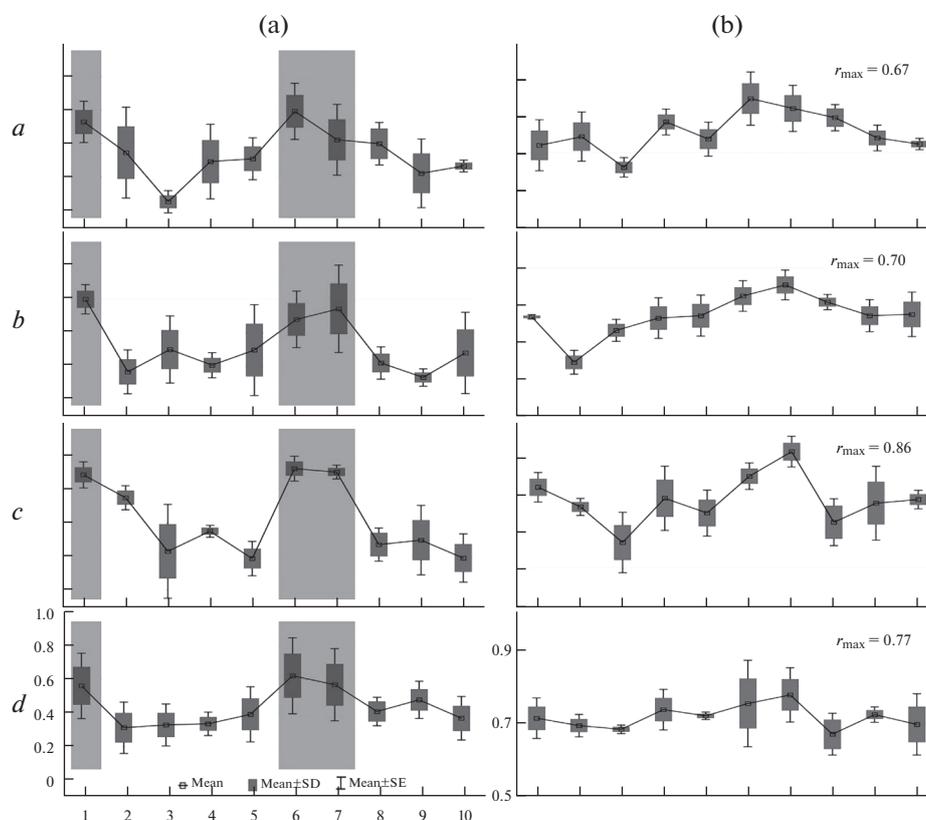
При рассмотрении временной структуры кинематических синергий можно отметить несколько особенностей. Во-первых, в большинстве случаев регистрируются множественные пики активации, причем, они приходятся на разные периоды выполнения упражнения (рис. 4). Например, в первой синергии первого равновесия такие пики отмечены в первой и последней четвертях, а в третьем равновесии они приходились на вторую и третью четверть (рис. 4са). Коэффициенты активации четвертого равновесия демонстрировали множественные пики во всех периодах движения (рис. 4да). Вторая особенность заключалась в наличии во временной структуре двух или трех разных профилей активации. Например, третье равновесие



**Рис. 4.** Пространственно-временная структура кинематических синергий. Равновесия: переднее с разноименной рукой (а), боковое с помощью руки (b), “стол” с помощью руки (с), аттитюд с наклоном вперед и поворотом туловища (d). *a, b, c* – компоненты 1, 2, 3 соответственно. *d* – весовые коэффициенты первой КинС. На рис. *a, b, c* по оси абсцисс – прогресс упражнения, по оси ординат – у.е. На рис. *d* по оси абсцисс – суставные углы: 1 – голеностопный пр., 2 – коленный пр., 3 – локтевой пр., 4 – плечевой (лпб) пр., 5 – плечевой (лпп) пр., 6 – тазобедренный (пбк) пр., 7 – тазобедренный (пбб) пр., 8 – голеностопный лев., 9 – коленный лев., 10 – локтевой лев., 11 – плечевой (лпб) лев., 12 – плечевой (лпп) лев., 13 – тазобедренный (пбк) лев., 14 – тазобедренный (пбб) лев. По оси ординат – весовые коэффициенты.

демонстрировало три разных профиля, а коэффициенты их кросскорреляционных функций свидетельствовали о низком ( $0.10 \pm 0.02$ ) и среднем сходстве ( $0.63 \pm 0.01$ ). Третья особенность заключалась в том, что некоторые временные профили активации имели среднее или высокое сходство, но реализовывались в различные временные периоды движения, на что указывают значения коэффициентов кросскорреляционных функций с учетом смещения максимума относительно нуля. Причем, чаще всего, высокое сходство наблюдалось при сопоставлении не всего временного отрезка движения, а его отдельных периодов (условных). Например, фрагменты временных профилей активации КинС второго равновесия (компонент 3), соответствующие второй половине упражнения, демонстрировали высокое или среднее сходство, где коэффициенты кросскорреляции составляли  $0.79 \pm 0.03$ . Первый компонент третьего равновесия показывал сходство двух профилей в первой половине упражнения –  $0.63 \pm 0.02$  (рис. 4bc).

*Анализ зависимостей мышечных, кинематических синергий и показателей устойчивости.* Исходя из задач работы, был проведен регрессионный анализ и проанализированы коэффициенты детерминации регрессионных моделей с целью установления характера зависимостей между мышечными, кинематическими синергиями и показателями статокинезиограмм. Наряду с этим проведен анализ сходства векторов линейной и нелинейной регрессии. Установлено, что при выполнении всех равновесий наибольшие коэффициенты детерминации при линейном оценивании были получены при оценке влияния кинематических модулей (коэффициенты ак-



**Рис. 5.** Коэффициенты детерминации при анализе зависимостей между мышечными, кинематическими синергиями и показателями стахокинезиограмм. (а) – линейная регрессия, (б) – нелинейное оценивание. *a, b, c, d* – равновесия 1, 2, 3, 4 соответственно. По оси абсцисс (зависимая переменная – независимые переменные): 1) МС1 – КинС, 2) МС1 – КинС, 3) МС3 – КинС, 4) СТАБ Х – КинС, 5) СТАБ Y – КинС, 6) КинС1 – МС, 7) КинС2 – МС, 8) КинС3 – МС, 9) СТАБ Х – МС, 10) СТАБ Y – МС. Сплошная линия – векторы регрессии.  $r_{max}$  – коэффициент кросскорреляционной функции при сравнении векторов линейной и нелинейной регрессии.

тивации КинС) на первую мышечную синергию. Например, во втором равновесии  $R^2$  составляли  $0.60 \pm 0.05$ , в третьем –  $0.68 \pm 0.04$  (рис. 5а). Коэффициенты вариативности здесь составляли в первом случае 14.5%, во втором – 11.3%. Также установлено влияние мышечных модулей (мышечных синергий) на кинематические синергии 1 и 2. Самые высокие  $R^2$  были получены при рассмотрении третьего равновесия –  $0.72 \pm 0.04$  ( $CV = 10.2$ ) и  $0.70 \pm 0.02$  ( $CV = 5.9$ ) соответственно (рис. 5ас). Отмечена средняя взаимосвязь мышечных и кинематических модулей с характеристиками стабильности, в среднем коэффициенты детерминации не превышали 0.5, а коэффициенты вариативности в некоторых случаях, например, в процессе второго равновесия достигали 86.6%, что оценивается как высокая вариативность.

При использовании нелинейного оценивания зависимостей были получены схожие результаты с полученными методом линейной оценки, однако коэффициенты детерминации оказывались более высокими. Сходство результатов оценки было продемонстрировано при анализе кросскорреляционных функций, которые

оценивались в большинстве равновесий как высокие, например, при третьем равновесии величина  $r_{\max}$  составляла 0.86 (рис. 5а, бс). При нелинейном оценивании также наибольшие коэффициенты детерминации были получены при оценке зависимостей между мышечными модулями с первой и второй кинематическими синергиями. Например, во втором равновесии в среднем по группе  $R^2$  составляли  $0.82 \pm 0.02$  при очень низкой вариативности, не превышающей 5%. При реализации третьего равновесия коэффициенты детерминации были  $0.82 \pm 0.02$ , а  $CV$  составлял 4.2%, что оценивается как очень низкий показатель. В большинстве равновесий показано высокое влияние кинематических и мышечных модулей (синергий) на показатели статокинезиограмм. Практически во всех оцениваемых движениях коэффициенты детерминации были высокими и чаще низковариативными. Например, в первом равновесии  $R^2$  при оценке влияния мышечных модулей на изменения перемещений общего центра массы по сагиттальной и фронтальной осям составляли  $0.74 \pm 0.02$  и  $0.72 \pm 0.01$  соответственно, а  $CV$  не превышали 5%.

### ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В данной работе планировалось продвинуться в понимании того, является ли синергия функциональным образованием с относительно стандартным набором элементов, или она генерируется при каждой реализации стереотипного двигательного действия. Одно из положений, раскрывающее данный вопрос, постулирует наличие основных (фундаментальных) синергий на мышечном уровне, являющихся “строительными блоками” ряда движений. Проведена обширная работа с целью выявления таких блоков при реализации различных двигательных задач, например, простых и сложных манипуляций верхними конечностями [9, 10]. Было показано, что сочетание различных наборов основных мышечных модулей, выявленных методом неотрицательной матричной факторизации ЭМГ-данных, позволяет осуществлять широкий спектр произвольных движений руками в разных плоскостях. Рассмотрение кинематических синергий, извлеченных методом главных компонент из обширных вариаций движений кисти, позволило выделить не менее двенадцати модулей, среди которых было отмечено три основных, задействованных практически во всех изучаемых захватах [11]. Постулируется, что ограниченное количество двигательных (кинематических) модулей, инициируемых единым активационным сигналом, могут являться основой для выполнения разнообразных захватов кистью [12]. При анализе пространственной организации паттернов мышечной активности были выявлены общие синергии, задействованные в задачах сохранения вертикальной позы и при ходьбе [13]. Результаты наших исследований показывают наличие ряда суставов, имеющих низкую вариативность включения в кинематические синергии и высокие весовые коэффициенты в структуре извлекаемых компонент. Включение многих суставных углов в КинС оказывается схожим при выполнении разных равновесий. Это свидетельствует о том, что разные по биомеханической структуре движения могут быть реализованы с применением единых (общих) паттернов пространственной организации кинематических синергий. При рассмотрении взаимодействия элементов на мышечном уровне также можно отметить включение одних и тех же мышц в общие мышечные модули (синергии), однако не столь явное, как на кинематическом. Ввиду того, что в большинстве случаев регистрируются невысокие весовые коэффициенты в структуре выделяемых факторов, наряду со средней их вариативностью при межиндивидуальном рассмотрении, существование общих мышечных модулей для реализации различных равновесий весьма сомнительно.

В постоянно изменяющихся условиях одна и та же задача может решаться совершенно разными способами, оперируя огромным количеством возможных ком-

бинаций мышечных усилий. Управление множеством параметров системы в процессе управления движением и выбор наиболее оптимальных из них для достижения конкретной двигательной задачи определяет тактику (стратегию) двигательного контроля [14]. Вполне вероятно, что управление по такому принципу может осуществляться и на уровне синергий. В этом случае управляемыми элементами будут являться низкоразмерные мышечные и кинематические модули, а стратегия контроля будет заключаться в выборе наиболее целесообразных для успешной реализации двигательной задачи. Стратегии контроля равновесий могут быть определены при рассмотрении количества извлекаемых компонент и динамики активности синергии во времени (коэффициенты активации). Одна из стратегий контроля определяет привлечение к основным синергиям дополнительных, ранее не задействованных. Это было продемонстрировано при сопоставлении количества модулей в задачах сохранения равновесия в обычной стойке и на неустойчивой опоре, либо на одной ноге [15–18]. Стратегия привлечения дополнительных синергий, вероятно, способствует усилению надежности реализации двигательной задачи. Мы наблюдали подобную картину, когда наряду с основными синергиями (четыре мышечные и три кинематические, регистрируемые при всех равновесиях у всех испытуемых), регистрировались дополнительные, например, одна мышечная при выполнении равновесий 1 и 2, а при реализации четвертого равновесия были выявлены две такие синергии. Анализ коэффициентов активации выделенных нами модулей на мышечном и кинематическом уровнях показал наличие двух и более различных временных паттернов активации в структуре каждого равновесия, причем некоторые профили были схожими у разных (высокие значения кросскорреляционных функций) испытуемых, например, в первой мышечной синергии. Подобная картина наблюдалась в ряде исследований при рассмотрении временных паттернов мышечных синергий в структуре локомоторного цикла. Наличие разных стратегий межмышечного взаимодействия, приводящих к образованию двух и более различных синергетических паттернов, связывают с использованием различных механизмов обеспечения локомоторной активности – путем модуляции продолжительности и величины мышечной синергетической активности, либо путем выборочной активации других мышечных синергий, ранее не задействованных в двигательном акте [19]. Возможно, в процессе удержания сложного статического равновесия могут быть задействованы те же механизмы и стратегии контроля, используемые управляющей системой при контроле локомоций.

При обсуждении природы наблюдаемых синергетических эффектов часто поднимается вопрос о соотношении биомеханических ограничений на кинематическом уровне и управления структурой разнообразных движений на нейрональном уровне, иначе говоря, насколько регистрируемые параметры моторного выхода отражают реальные процессы управления в структурах ЦНС. Представляется заманчивым привлечь к объяснению полученных нами закономерностей в структуре кинематических синергий естественное (не связанное с процессами управления в ЦНС) ограничение степеней свободы, например, в коленном и голеностопном суставах при выполнении некоторых рассматриваемых равновесий. При их выполнении создаются условия, когда суставы приведены в положение максимального разгибания, при этом рука фиксирует положение названных суставов, препятствуя их сгибанию. В известной монографии Бернштейна подобные условия обозначаются как “заморозка” некоторых степеней свободы [20]. Несмотря на то, что “заморозка” означала включение в активность скелетных мышц, стабилизирующих положение сустава (коактивация мышц антагонистов), естественная “заморозка” степеней свободы может определять пространственно-временную структуру некоторых выделяемых компонент – синергий. Например, тазобедренные и плечевой суставы правой стороны имели высокие весовые коэффициенты и низкую вари-

тивность в структуре первой КинС, т.е. определяли компонентный ее состав. Эти суставы находились в течение удержания равновесия в максимально зафиксированном положении вследствие искусственного уменьшения степеней свободы, проще говоря, удержание ноги рукой препятствовало ее разгибанию. Таким образом, на структуру КинС может оказывать влияние искусственное ограничение степеней свободы, не связанное с центральными процессами управления. Напротив, суставы опорной ноги (коленный и голеностопный) имели высокие весовые коэффициенты в структуре второй синергии, характеризующейся более вариативной временной структурой. В этом случае множественные пики коэффициентов активации и высокая вариативность профилей активации синергий как на мышечном, так и на кинематическом уровнях могут указывать на центральный способ управления координационной структурой движения.

Прежде чем перейти к обсуждению возможности объединения некоторых вычислительных аспектов, применяемых в рамках разных концепций синергетического контроля, необходимо уточнить определение понятия синергия. В одном случае под синергией понимают совместную работу элементов системы, например, одновременное возрастание или снижение амплитуды электроактивности мышц или изменение суставных углов, т.е. любых регистрируемых параметров движения. Одновременно активируемые элементы (мышцы, сегменты тела и пр.) образуют модули (синергии), активируемые общим управляющим сигналом. Согласно этой концепции, снижается вычислительная нагрузка на структуры ЦНС и тем самым обеспечивается более эффективное управление системой с избыточным числом элементов. Обращает на себя внимание характерная черта модульного принципа организации, заключающаяся в том, что управляющая система рассматривается как вычислительная. Методический подход в рамках модульной концепции использует инструменты определения модулей, их структуры и имеет количественные единицы измерения. Преимущественно для таких целей применяют методы факторизации данных, однако используют и менее распространенные методы, например, анализ межмышечной когерентности [21].

Иной подход к определению синергии рассматривает управляющую систему не как вычислительную, а как оптимизирующую, использующую множество степеней свободы для реализации конкретной двигательной задачи. Система применяет такую конфигурацию элементов управляемой системы, которая способствует стабилизации важной переменной двигательного контроля. Например, эффективное межмышечное взаимодействие и соотношение величин суставных углов обеспечивает стабилизацию конечного эффектора (системы прицеливания) в системе стрелок—оружие [22]. Такой подход основан на регистрации дисперсии при многократных реализациях стереотипного двигательного действия и вычислении коэффициентов в пространствах переменных, различающихся по уровню значимости для управляющей системы (концепция UCM). Измерение синергии в этом случае осуществляется в относительных величинах и позволяет определить характер взаимодействия элементов синергии (сильная, слабая синергия), ее наличие, а также вклад каждого элемента системы в стабилизацию важной для реализации двигательной задачи переменной контроля [23].

Очевидно, что применение вычислительных подходов концепции UCM для определения синергий на мышечном уровне целесообразно только в том случае, если рассматривать ее как ковариацию мышечной активности, направленную на стабилизацию совместного результирующего усилия, т.е. в пространстве других переменных (динамических). Рассмотрение межмышечного взаимодействия в рамках подхода модульной организации не предусматривает выделение разных пространств переменных и соответственно результаты не могут быть сопоставимы с таковыми в рамках другой концепции. Аналогичная ситуация возникает и при отдельном рассмот-

рении синергетических эффектов на кинематическом уровне. Одним из возможных решений, в какой-то мере сближающем основные положения двух рассмотренных концепций двигательного контроля, может быть использование методов снижения размерности данных (факторизации) для выявления низкоразмерных управляемых модулей (определения их структуры) и поиск стабилизируемых переменных контроля в пространствах переменных двух уровней изучения синергий – мышечном и кинематическом.

Концепция УСМ предполагает выявление пространства важных для реализации двигательной задачи параметров и менее важных [24]. Вероятно, к первым могут быть отнесены те, на стабилизацию которых направлена стратегия контроля. Полученные нами данные с помощью линейной регрессии показывают высокое влияние мышечных синергий на кинематические модули, однако ни мышечные, ни кинематические модули не были связаны с показателями статокнезиограмм. Из этого следует, что стратегия поддержания равновесий направлена на стабилизацию некоторых кинематических профилей активации (кинематических синергий) посредством включения всех низкоразмерных мышечных модулей. В описанных ранее подходах, рассматривающих синергию как устойчивое структурное формирование, направленное на стабилизацию важной переменной, в качестве которой выделяют некоторые характеристики движения (величина суставного угла, перемещение антропометрической точки, динамика мышечного напряжения и др.), однако сами низкоразмерные управляемые модули не рассматриваются в качестве объекта контроля. Это четко прослеживается в работах, направленных на изучение механизмов поддержания позной устойчивости. Так, обнаруживается стратегия, связанная со стабилизацией голеностопного, коленного и тазобедренного суставов [15, 25]. Такие выводы основаны на результатах наблюдений за мышечной активностью и ее связью с изменениями величин суставных углов при стоянии на движущейся опоре. Подобные наблюдения изложены в рамках концепции “естественных синергий”, в которой выявлена специфика мышечной активности, компенсирующая колебания в тазобедренном и коленном суставах – Н- и А-синергия [5]. Известна синергия, выявленная с применением подхода УСМ, включающая координацию множества суставов нижних конечностей в связи с изменениями ориентации головы [26]. Проведенный нами анализ зависимостей мышечных и кинематических модулей показал, что, управление равновесиями связано с преимущественной стабилизацией кинематических модулей посредством активации основных мышечных синергий.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Организация элементов управляемой системы в форме синергии при реализации сложных спортивных равновесий может включать общие паттерны межмышечного взаимодействия, таким образом, в управлении разными по биомеханической структуре упражнениями могут быть задействованы единые мышечные модули. Однако условия реализации двигательной задачи диктуют выбор наиболее эффективной стратегии двигательного контроля, заключающейся в модуляции продолжительности и величины мышечной синергетической активности или выборочной активации других мышечных синергий, ранее не задействованных в движении, что выражается в формировании разных временных профилей их активации.

Активность мышечных синергий направлена на преимущественную стабилизацию кинематических модулей, определяющих сочетание изменения ряда суставных углов. Однако на структуру кинематических синергий может оказывать влияние искусственное ограничение степеней свободы, не связанное с центральными процессами управления. Наряду с этим отмечается низкое влияние мышечных синергий на показатели вертикальной устойчивости. Такие закономерности, вероят-

но, отражают наиболее эффективную стратегию ЦНС по поддержанию равновесия при реализации сложных спортивных упражнений в художественной гимнастике.

#### 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 Великолукской государственной академии физической культуры и спорта № 4 от 22.01.2023.

#### ИСТОЧНИК ФИНАНСИРОВАНИЯ

Финансирование осуществлено в рамках плановой работы Великолукской государственной академии 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. *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>
2. *Scholz J, Schöner G* (1999) The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res* 126(3): 289–306. <https://doi.org/10.1007/s002210050738>
3. *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>
4. *Гурфинкель ВС, Коц ЯМ, Шик МЛ* (1965) Регуляция позы человека. М. Наука. [*Gurfinkel' VS, Koc Ya M, Shik ML* (1965) Regulation of human posture. М. Nauka. (In Russ)].
5. *Александров А, Фролов А* (2017) Биомеханический анализ координации позы и движения у стоящего человека при наклонах корпуса в сагиттальной плоскости. *Журн высш нерв деятельн им ИП Павлова* 67(1): 33–48. [*Aleksandrov A, Frolov A* (2017) Biomechanical analysis of the coordination of posture and movement in a standing person when the body is tilted in the sagittal plane. *J Higher Nerve Activ named after IP Pavlov* 67(1): 33–48. (In Russ)].
6. *Altenburger K, Bumke O, Foerster O* (1937) Allgemeine neurologie. *Handbuch der Neurologie*. Berlin.
7. *Моисеев С, Пухов А, Михайлова Е, Городничев Р* (2021) Методологические и вычислительные аспекты извлечения обширных мышечных синергий при локомоциях умеренной интенсивности. *Рос физиол журн им ИМ Сеченова* 108(1): 24–35. [*Moiseev A, Pukhov A,*

- Mikhailova E, Gorodnichev R* (2021) Methodological and Computational Aspects of Extracting Extensive Muscle Synergies in Moderate-Intensity Locomotions. *Russ J Physiol* 108(1): 24–35. (In Russ)].  
<https://doi.org/10.31857/S0869813922010101>
8. *Радченко СГ* (2011) Методология регрессионного анализа: монография. К. Корнийчук [*Radchenko SG* (2011) *Methodology of regression analysis: monograph*. К. Kornijchuk. (In Russ)].
  9. *Saito H, Yokoyama H, Sasaki A, Kato T, Nakazawa K* (2022) Evidence for basic units of upper limb muscle synergies underlying a variety of complex human manipulations. *J Neurophysiol* 127(4): 958–968.  
<https://doi.org/10.1152/jn.00499.2021>
  10. *Zhao K, Zhang Z, Wen H, Wang Z, Wu J* (2019) Modular Organization of Muscle Synergies to Achieve Movement Behaviors. *J Healthc Eng* 2019: 8130297.  
<https://doi.org/10.1155/2019/8130297>
  11. *Jarque-Bou N, Scano A, Atzori M, Müller H* (2019) Kinematic synergies of hand grasps: a comprehensive study on a large publicly available dataset. *J Neuroeng Rehabil* 16(1): 63.  
<https://doi.org/10.1186/s12984-019-0536-6>
  12. *Scano A, Chiavenna A, Molinari Tosatti L, Müller H, Atzori M* (2018) Muscle Synergy Analysis of a Hand-Grasp Dataset: A Limited Subset of Motor Modules May Underlie a Large Variety of Grasps. *Front Neurobot* 12: 57.  
<https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00057>
  13. *Chvatal S, Ting L* (2013) Common muscle synergies for balance and walking. *Front Comput Neurosci* 7: 48.  
<https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00048>
  14. *Гельфанд И, Цетлин М* (1962) О некоторых способах управления сложными системами. *УМН* 17(1): 3–25. [*Gel'fand I, Cetlin M* (1962) *On some methods of managing complex systems*. *UMN* 17(1): 3–25. (In Russ)].
  15. *Torres-Oviedo G, Ting L* (2007) Muscle synergies characterizing human postural responses. *J Neurophysiol* 98(4): 2144–2156.  
<https://doi.org/10.1152/jn.01360.2006>
  16. *Torres-Oviedo G, Ting L* (2010) Subject-specific muscle synergies in human balance control are consistent across different biomechanical contexts. *J Neurophysiol* 103(6): 3084–3098.  
<https://doi.org/10.1152/jn.00960.2009>
  17. *Munoz-Martel V, Santuz A, Ekizos A, Arampatzis A* (2019) Neuromuscular organisation and robustness of postural control in the presence of perturbations. *Sci Rep* 9(1): 12273.  
<https://doi.org/10.1038/s41598-019-47613-7>
  18. *Hagio S, Ishihara A, Terada M, Tanabe H, Kibushi B, Higashibata A, Yamada S, Furukawa S, Mukai C, Ishioka N, Kouzaki M* (2022) Muscle synergies of multidirectional postural control in astronauts on Earth after a long-term stay in space. *J Neurophysiol* 127(5): 1230–1239.  
<https://doi.org/10.1152/jn.00232.2021>
  19. *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>
  20. *Бернштейн НА* (1990) Физиология движений и активность. М. Наука [*Bernshtejn NA* (1990) *Physiology of Movement and Activity*. М. Nauka. (In Russ)].
  21. *Glass S, Wildman L, Brummitt C, Ratchford K, Westbrook G, Aron A* (2022) Effects of global postural alignment on posture-stabilizing synergy and intermuscular coherence in bipedal standing. *Exp Brain Res* 240(3): 841–851.  
<https://doi.org/10.1007/s00221-021-06291-6>
  22. *Latash M, Zatsiorsky V* (2016) *Biomechanics and Motor Control*. Elsevier Science.
  23. *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>
  24. *Nardon M, Pascucci F, Cesari P, Bertuccio 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>
  25. *Labanca L, Ghislieri M, Knaflitz M, Barone G, Bragonzoni L, Agostini V, Benedetti M* (2021) Muscle synergies for the control of single-limb stance with and without visual information in young individuals. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 13(1): 163.  
<https://doi.org/10.1186/s13102-021-00392-z>
  26. *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>

**Motor Synergies in the Control System of Complex Sports Balance Postures****S. A. Moiseev<sup>a, \*</sup> and E. A. Mikhaylova<sup>a</sup>***<sup>a</sup>Velikiye Luki State Academy of Physical Education and Sports, Velikiye Luki, Russia**\*e-mail: sergey\_moiseev@vlgafc.ru*

The paper presents the motor synergies' structure at the muscular and kinematic levels of their study during performing various sports balance postures. The features of the formation and modification of synergetic modules depending on the motor task are considered. An attempt is made to combine some computational aspects applied according of various concepts of synergetic control. The tools for identifying and analyzing synergy parameters included regression analysis and data factorization methods. It has been established that differing in biomechanical structure balance exercises can be realized using common patterns of kinematic synergies spatial organization, however, at the muscular level, the existence of common spatial activation profiles is not obvious. The presence of several different time patterns of synergy activation in the structure of each balance exercise has been revealed, which may be associated with various motor control strategies in the central nervous system. The structure of kinematic synergies may be influenced by artificial degrees of freedom restriction, unrelated to central control processes. It is shown that the inclusion of the concept of "variables' area" in the motor control modular organization theory contributes to the convergence of existing motor control concepts based on synergy principle.

*Keywords:* motor synergies, static balance, data factorization, motor control, gymnastics