

УДК 612.763:612.743

## ВАРИАТИВНОСТЬ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОЙ СТРУКТУРЫ ДВИГАТЕЛЬНЫХ СИНЕРГИЙ ПРИ ЛОКОМОЦИЯХ РАЗЛИЧНОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ

© 2022 г. С. А. Моисеев<sup>1</sup>, \*, Р. М. Городничев<sup>1</sup>

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

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

Поступила в редакцию 11.10.2021 г.

После доработки 24.01.2022 г.

Принята к публикации 18.03.2022 г.

Работа посвящена изучению пространственно-временной организации мышечных, кинематических синергий и выяснению причин их вариативности при локомоциях различной интенсивности. Исследования выполнены на 8 испытуемых мужского пола. Мышечные и кинематические синергии извлекались с помощью факторного анализа по методу главных компонент, анализировали вариативность временной и пространственной структуры извлекаемых синергий. Установлено, что управление локомоциями осуществляется, по меньшей мере, четырьмя мышечными синергиями. Определена тенденция к снижению количества синергий при увеличении интенсивности бега, при соответствующем увеличении эффективности реконструкции исходных электромиографических данных. Вариативность пространственно-временной структуры выявленных мышечных синергий при локомоциях различной интенсивности оказалась преимущественно средней, а временная структура кинематических синергий в большинстве случаев имела два различных паттерна активации, каждый из которых характеризовался высокой воспроизводимостью структуры беговых циклов. Низкая вариативность паттернов синергетического взаимодействия скелетных мышц и суставных углов, а также наличие двух разных временных паттернов активации кинематических синергий при реализации локомоций, вероятно, является результатом использования в ЦНС различных стратегий двигательного контроля для обеспечения стабильности выполнения двигательной задачи в условиях повышения интенсивности работы.

*Ключевые слова:* мышечные синергии, кинематические синергии, вариативность, координационная структура, межмышечная координация, управление движением.

DOI: 10.31857/S0131164622040087

Одно из решений проблемы координации целевых движений, в которые вовлечены обширные мышечные группы и различные звенья опорно-двигательного аппарата, может заключаться в объединении отдельных элементов управляемой системы в модули — двигательные синергии. Выделяют несколько видов двигательных синергий в зависимости от уровня их исследования: мышечные, кинематические и управляющие [1–3]. Широко обсуждаемым аспектом изучения двигательных синергий является выяснение природы наблюдаемых синергетических эффектов, которые могут быть результатом биомеханических ограничений, накладываемых опорно-двигательным аппаратом и спецификой двигательной задачи, либо являться частью нейронной стратегии мышечного контроля. В пользу последнего свидетельствуют результаты ряда исследований, показывающие схожие стратегии управления временной

структурой мышечных синергий, обнаруживающиеся при сравнении синергетических эффектов у тренированных и нетренированных людей во время локомоторной активности и выполнении некоторых постуральных задач [4–7].

Мышечные синергии, как правило, рассматривают совместно с кинематическими и оценивают их взаимосвязь с биомеханическими переменными двигательной задачи. Выявляются основные мышечные синергии, характерные для локомоторных движений, выполняемых верхними и нижними конечностями человека, и некоторых естественных движений, а также специфические, которые проявляются при изменении условий выполнения двигательной задачи [8, 9]. При этом отмечается относительная стабильность паттернов мышечной активации, а пространственная организация мышечных групп, проявляющих признаки синергетического взаимодействия, оказы-

вается довольно вариативной. Полученные результаты приводят в качестве аргумента нейронного происхождения мышечных синергий, как единиц управления двигательным поведением человека [10–12]. Тем не менее, природа наблюдаемой вариативности извлекаемых мышечных синергий, даже при относительно стабильной внешней структуре движений, во многом остается малоизученной. Исследования в этом направлении позволят расширить существующие представления об иерархической организации управления двигательной активностью человека и дадут возможность приблизиться к пониманию того, как параметры двигательной задачи кодируются в структуре синергий. Кроме того, они могут быть полезны при решении прикладных вопросов совершенствования широкого спектра специализированных двигательных навыков в трудовой и спортивной деятельности.

## МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие 8 практически здоровых спортсменов мужского пола в возрасте 19–24 г., занимающиеся спринтерским бегом, имеющие 1 взрослый разряд и звание кандидата в мастера спорта. Испытуемые имели стаж занятий спортом 5–7 лет и тренировались 6 раз в неделю. За два дня до исследований спортсмены были освобождены от тренировок. Исследования проводили в подготовительном периоде подготовки.

Через две минуты после стандартной пятиминутной разминки (бег на тредбане со скоростью вращения ленты 7 км/ч) испытуемые выполняли бег на тредбане HP Cosmos (Австрия) с постепенно возрастающей скоростью бега (начиная с 7 км/ч) на 2 км/ч каждые две минуты. Нагрузка продолжалась до достижения частоты сердечных сокращений (ЧСС) 180 уд./мин и в течение 20 с после нее. Длительность бега в каждой зоне интенсивности определяли индивидуально с учетом возможности зарегистрировать в каждой не менее 20 полных циклов бегового шага.

Бег в диапазоне ЧСС от 110 до 120 уд./мин считали низкой интенсивностью выполняемой работы, от 130 до 140 уд./мин – умеренной, от 150 до 160 уд./мин – средней и от 170 до 180 уд./мин – высокой. В каждой зоне интенсивности испытуемые выполняли бег в течение 20 с. ЧСС определяли с помощью нагрудного датчика *Polar S810* (Финляндия), передающего показания на внешний монитор. Мониторинг ЧСС осуществляли с помощью соответствующего программного обеспечения (*H/P cosmos para control*).

Во время бега регистрировали электромиограммы (ЭМГ) мышц туловища, верхних и нижних конечностей при помощи 16-канального

биомонитора *ME6000* (Финляндия) с частотой дискретизации 2000 Гц: *tibialis anterior (TA)*, *gastrocnemius (MG)*, *rectus femoris (RF)*, *biceps femoris (BF)*, *deltoideus (DELTA)*, *erector spinae (ES)*, *rectus abdominis (RA)*, *gluteus maximus (GM)*. Регистрацию ЭМГ осуществляли накожными одноразовыми самоклеющимися электродами с токопроводящим гелем с активной площадью контакта 2.5 см<sup>2</sup>, 36 × 45 мм (*Swaromed*, Австрия). Electroды накладывали биполярно, при этом активный располагали в области проекции двигательной точки исследуемой мышцы, а референтный прикрепляли по ходу ее волокон с межэлектродным расстоянием 2 см. Для подавления шумов и повышения чистоты записи ЭМГ предусматривали дополнительный электрод заземления на каждой мышце. ЭМГ-сигналы усиливали биоусилителем (*ME6000*) с полосой пропускания частот от 10 до 10000 Гц и оцифровывали с частотой 2000 Гц. Синхронно с ЭМГ осуществляли 3D-видеозахват движений антропометрических точек сегментов тела, соответствующих осям вращения в суставах, при помощи системы *Qualisys* (Швеция) с частотой дискретизации 500 Гц.

Зарегистрированные ЭМГ фильтровали полосовым фильтром 30–450 Гц, усредняли в интервалах 0.002 с, затем повторно применяли фильтр низких частот 20 Гц, используя программное обеспечение *Megawin*, и вносили в матрицу исходных данных в среде *Statistica (StatSoft, Inc., version 10)*. В нее же включали вариационные ряды траекторий антропометрических точек сегментов тела и величин билатеральных суставных углов: плечевого (*shoulder*), локтевого (*elbow*), тазобедренного (*hip*), коленного (*knee*) и голеностопного (*ankle*). Затем в матрице идентифицировали: периоды бегового шага (опора, перенос) по положению конечной антропометрической точки правой ноги; временные отрезки, соответствующие различным зонам интенсивности локомоций и полным циклам бегового шага (не менее 20 для каждой зоны интенсивности бега). Таким образом, матрица исходных данных включала динамические вариационные ряды ЭМГ 16 скелетных мышц, 10 суставных углов в периодах опоры и переноса для 20 полных циклов бегового шага в каждой зоне интенсивности локомоций для каждого испытуемого.

Из матрицы извлекали мышечные синергии (МС) и кинематические синергии (КинС) с помощью факторного анализа (*FA*) по методу главных компонент с вращением факторов *Varimax*. Рассматривали компоненты, имеющие собственные значения не менее единицы. Матрица исходных данных (*X*) имеет размерность (*I* × *J*), где *I* – нормированное число точек целого цикла бегового шага или его отдельных периодов, а *J* – число независимых переменных (вариационных рядов ЭМГ, координаты антропометрических точек

сегментов тела, величин суставных углов). Координаты точек не использовали в процессе извлечения синергий, а применяли только для соотношения данных ЭМГ с периодами бегового шага. Методы снижения размерности данных используют новые, формальные переменные, являющиеся линейной комбинацией исходных переменных, с помощью которых исходная матрица  $X$  разлагается на произведение двух матриц:  $X = T \times P + E$ , где  $T$  – матрица счетов (“scores”),  $P$  – матрица нагрузок (“loadings”),  $E$  – матрица остатков. Матрица нагрузок несет информацию о взаимосвязи или независимости переменных относительно новых, формальных переменных, полученных в процессе разложения матриц. Отношение определенной мышцы к выявленной синергии определяли по коэффициенту взаимосвязи, превышающему 0.7. Матрица счетов определяет временную организацию выявленных мышечных синергий. Анализировали количество извлекаемых компонент (синергий), процент дисперсии, учитываемой каждым фактором в общем наборе данных ( $VAF$ ), временную (коэффициенты мышечной активации “*factor scores coefficient*”) и пространственную структуру синергий (корреляции между переменными и выделенными факторами “*factor loadings*”) в каждом экспериментальном условии. Величину  $VAF$  не менее 70% считали приемлемым уровнем реконструкции исходных данных. Анализировали факторы, имеющие собственные значения не менее единицы и описывающие не менее 5% общей дисперсии.

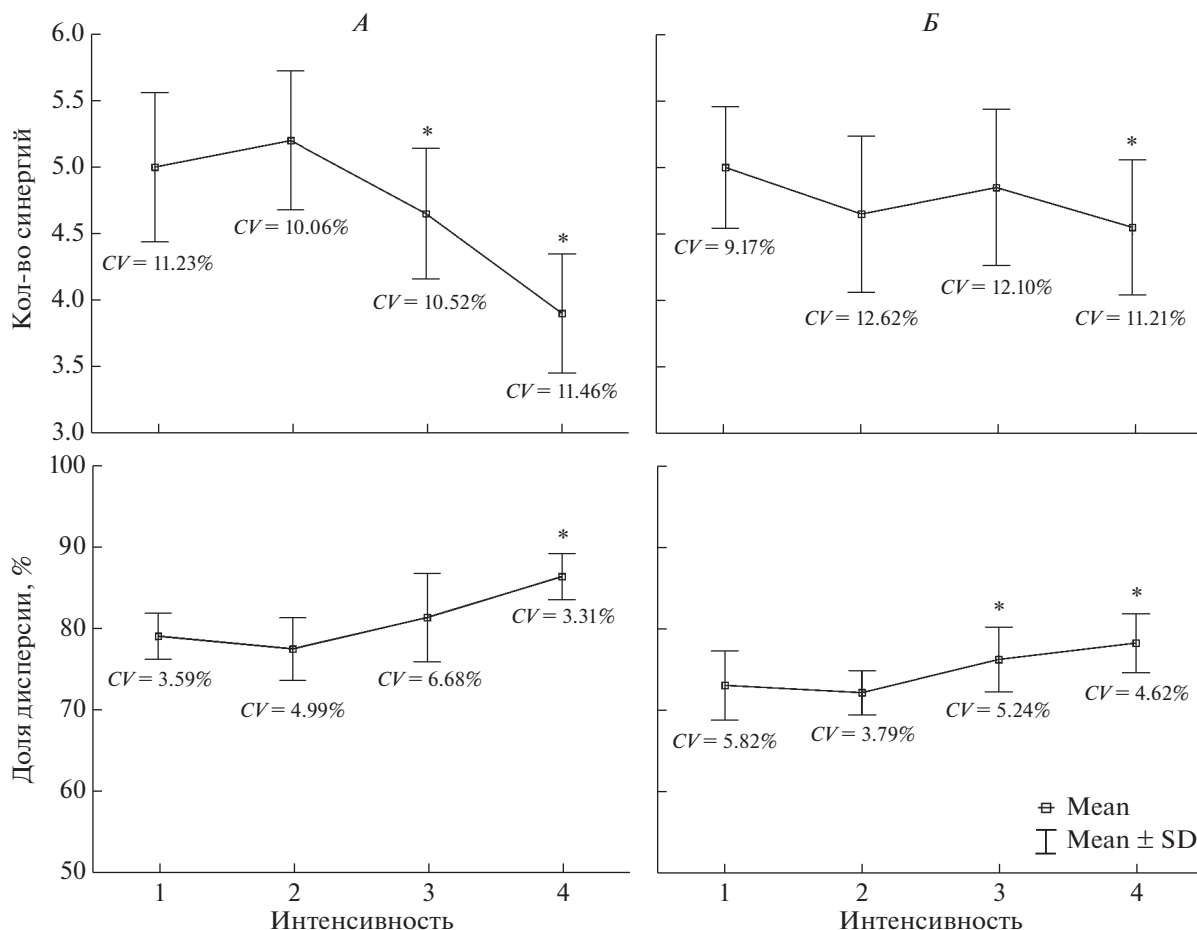
Сравнение пространственной структуры извлеченных синергий осуществляли с помощью анализа внутригрупповых коэффициентов корреляции Пирсона ( $r$ ), где абсолютное значение равно единице свидетельствовало о полном соответствии, а нулю – об отсутствии взаимосвязи. Сравнение временных паттернов извлеченных синергий осуществляли с помощью анализа максимальных значений кросскорреляционных функций с учетом смещения максимума [13]. Рассчитывали коэффициенты вариативности ( $CV$ ), их значения от 0 до 30% считали низким уровнем вариативности, от 30 до 60% – средним и от 60 до 100% – высоким. Коэффициенты корреляции и вариативности рассчитывали между вариационными рядами, соответствующими каждому из двадцати циклов бегового шага. В общей сложности в каждом экспериментальном условии рассчитывали по 190 коэффициентов. Таким образом, анализировали внутрииндивидуальную вариативность по сгруппированным данным и степень воспроизводимости циклов бегового шага при их многократном повторении в структуре извлекаемых синергий. Данные представлены средним арифметическим значением ( $M$ )  $\pm$  стандартное отклонение ( $SD$ ). Поскольку с помощью критерия Левина (*Levene's test*) была установлена

однородность дисперсий рассматриваемых выборок, то для оценки статистически значимых различий в разных экспериментальных условиях использовали однофакторный дисперсионный анализ (*ANOVA*) с *post-hoc* анализом по критерию *Newman-Keuls* при уровне значимости 0.05.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Первая часть анализа предполагала рассмотрение количества мышечных синергий и эффективность их извлечения с использованием  $FA$  при каждой рассматриваемой интенсивности локомоций. Установлено, что с увеличением интенсивности работы в периоде опоры количество извлекаемых мышечных синергий существенно снижалось, при этом процент объясняемой дисперсии возрастал, более существенно при средней и высокой скорости бега (рис. 1). Вариативность числа выявляемых МС оценивалась как низкая и не превышала 11.46%, а по показателю  $VAF$  она была крайне низкой – менее 6.68%. В периоде переноса сохранялась та же тенденция, заключающаяся в снижении количества выявленных МС и возрастании объясняемой дисперсии, более существенно при средней и высокой интенсивности локомоций (рис. 1). Вариативность рассматриваемых показателей в этом периоде также оценивалась как низкая, максимальные  $CV$  здесь составляли 12.62%. Дальнейший анализ был сконцентрирован на рассмотрении вариативности пространственной и временной структуры извлекаемых мышечных синергий. Поскольку в некоторых рассматриваемых циклах бегового шага регистрировались менее пяти компонентов, здесь и далее будут представлены первые четыре.

*Вариативность временной структуры мышечных синергий.* При малой интенсивности выполняемой работы временная структура характеризовалась, как правило, двумя явно выраженными пиками активности всех четырех извлекаемых синергий, приходящихся на вторую и третью четверть периода опоры (рис. 2, А). При переносе пики активности первой синергии были отмечены в первой, второй и на границе последних двух четвертей периода. Вторая и третья извлеченные МС демонстрировали по три различных пика активности, равномерно распределенные по периоду переноса. Максимальные значения кросскорреляционных функций при низкой интенсивности бега в периоде опоры находились в диапазоне от 0.41 до 0.64, наибольшее значение было получено в первой извлеченной синергии и составило  $0.64 \pm 0.17$ . Аналогично, в периоде переноса были отмечены высокие коэффициенты –  $0.75 \pm 0.17$ , что свидетельствует о высокой взаимосвязи и высокой воспроизводимости циклов бегового шага первой синергии. В других синергиях отмечалась средняя взаимосвязь, коэффи-



**Рис. 1.** Количество извлекаемых мышечных синергий и доля объясняемой дисперсии при различной интенсивности бега.

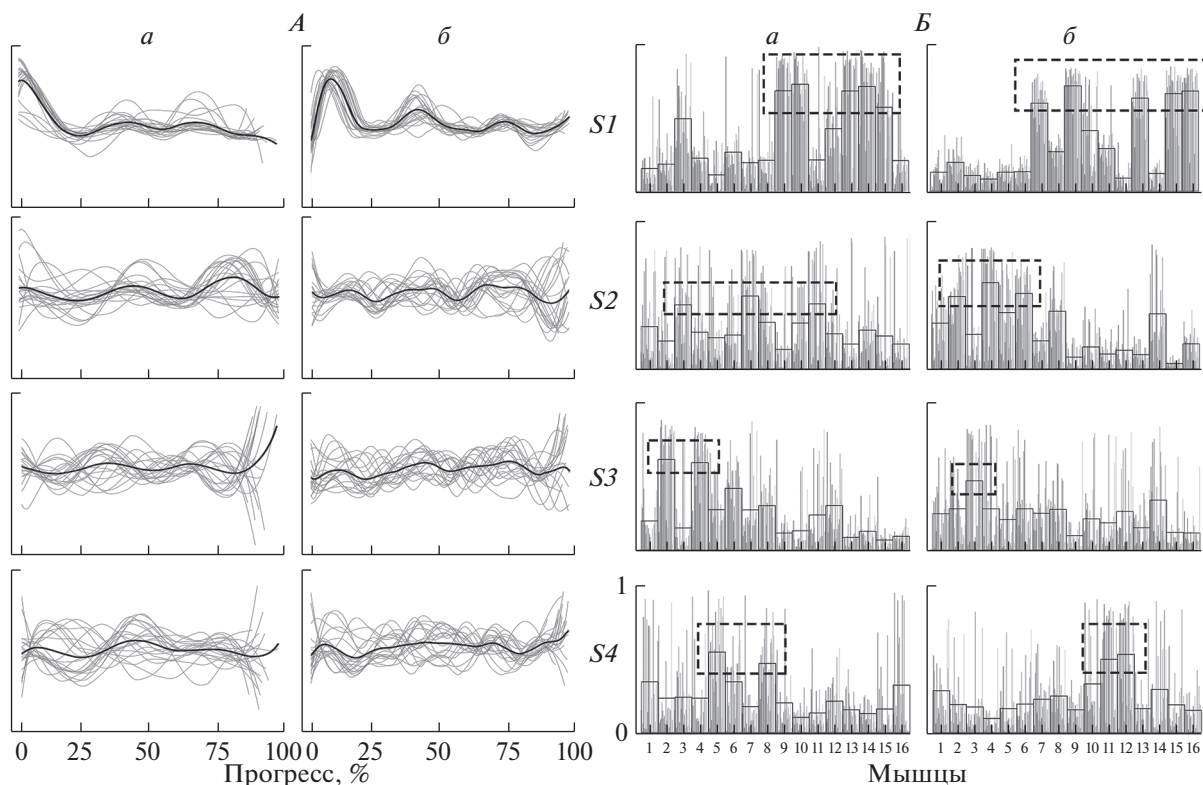
Интенсивность: 1 – низкая, 2 – умеренная, 3 – средняя, 4 – высокая. \* – достоверно при  $p < 0.05$ .

коэффициенты корреляции не превышали 0.53, как в опоре, так и в периоде переноса. Коэффициенты вариативности при низкой интенсивности бега находились в диапазоне от 22.87 до 52.52%. Самые низкие CV были характерны для первой синергии в периоде переноса, а самые высокие для четвертой в опорном положении. В целом вариативность извлеченных мышечных синергий при малой интенсивности бега оценивалась как средняя.

При умеренной интенсивности локомоций временная структура практически всех извлеченных мышечных синергий демонстрировала среднюю вариативность в обоих периодах цикла бегового шага. Коэффициенты вариативности оценивались как средние, за исключением первой синергии в периоде переноса, где максимальные значения кросскорреляционных функций составляли  $0.45 \pm 0.30$ , а CV – 67.93%. В этом же периоде третьей синергии регистрировались высокие коэффициенты, свидетельствующие о высокой схожести беговых циклов –  $0.74 \pm 0.21$ ,

вариативность в данном случае была низкой – 27.40%. При средней интенсивности бега максимальные значения кросскорреляционных функций находились в диапазоне 0.44–0.60, а вариативность оценивалась как средняя. Исключением при такой интенсивности бега являлась вторая синергия в периоде опоры, где коэффициенты составляли  $0.74 \pm 0.20$ , а CV – 26.69%. Высокая скорость бега характеризовалась средней вариативностью циклов бегового шага в структуре выявленных синергий, кроме первой и второй синергии в периоде опоры и переноса, где регистрировались низкие CV и высокие максимальные значения кросскорреляционных функций –  $0.71 \pm 0.28$  и  $0.92 \pm 0.10$  соответственно.

*Вариативность пространственной структуры мышечных синергий.* Анализ пространственной структуры извлеченных МС при малой интенсивности работы показал, что первая синергия в период опоры включала ягодичную, дельтовидные, прямые мышцы живота левой и правой стороны тела. Во вторую синергию входили прямые мыш-



**Рис. 2.** Временная (А) и пространственная (Б) организация мышечных синергий при локомоциях низкой интенсивности.

*a* – опора, *б* – перенос. Мышцы: 1 – *TA R*, 2 – *MG R*, 3 – *RF R*, 4 – *BF R*, 5 – *TA L*, 6 – *MG L*, 7 – *RF L*, 8 – *BF L*, 9 – *DELTA R*, 10 – *DELTA L*, 11 – *ES R*, 12 – *ES L*, 13 – *RA R*, 14 – *GM R*, 15 – *RA L*, 16 – *GM L*. *R* – правая сторона тела, *L* – левая сторона тела. *S1*, 2, 3, 4 – номер синергии.

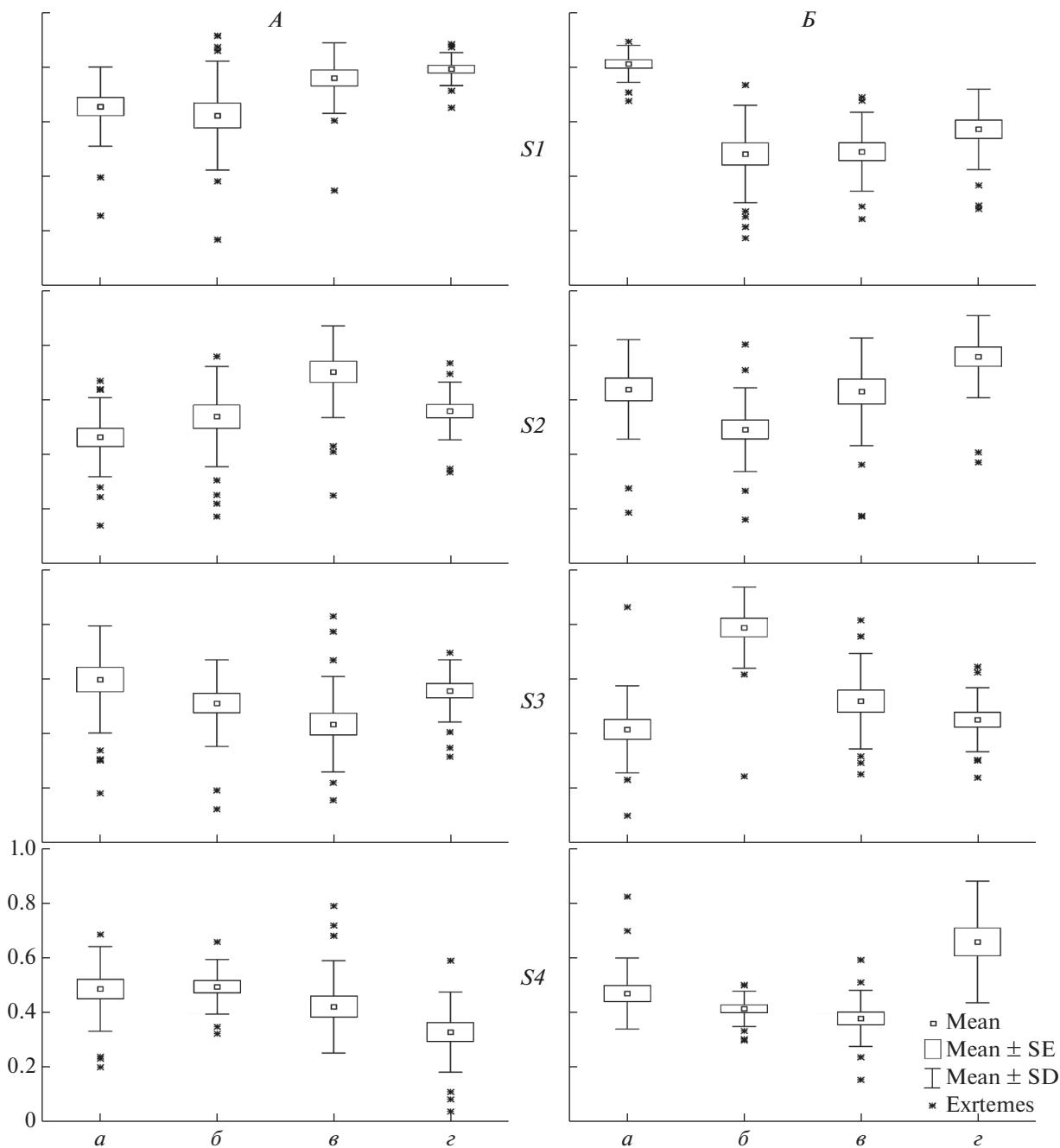
цы бедра обеих сторон и мышца, выпрямляющая позвоночник правой половины тела. Третья синергия была представлена двумя мышцами – икроножной и двуглавой мышцей правого бедра, четвертая МС включала переднюю большеберцовую и двуглавую мышцу бедра левой стороны тела (рис. 2, Б). В период переноса для первой МС было характерно синергетическое взаимодействие следующих мышц: прямой бедра левой, дельтовидной правой, прямых мышц живота обеих сторон и большой ягодичной левой стороны тела. Вторая синергия включала прямую мышцу бедра правой стороны и икроножные мышцы обеих нижних конечностей. Третья синергия была представлена одной мышцей – правой прямой бедра, а четвертая двумя мышцами, выпрямляющими позвоночник.

Извлеченные синергии при низкой интенсивности бега демонстрировали, преимущественно, среднюю воспроизводимость циклов бегового шага, коэффициенты корреляции для выявленных синергий находились в диапазоне от 0.37 до 0.83. Наибольшее соответствие структуры беговых шагов первой синергии было установлено в периоде опоры –  $0.83 \pm 0.01$ , а *CV* здесь оказались

самыми низкими и составили 7.76%. В других выявленных синергиях и разных периодах шага вариативность оценивалась, преимущественно, как средняя (рис. 3).

С увеличением интенсивности работы в периоде опоры воспроизводимость циклов бегового шага в структуре первой извлеченной синергии возрастала при средней и высокой интенсивности локомоций. Так, при средней интенсивности бега коэффициенты корреляции составили  $0.78 \pm 0.14$ , а вариативность была низкой – 17.63%. При высокой интенсивности работы коэффициенты в среднем составляли  $0.82 \pm 0.07$ , вариативность оценивалась как крайне низкая, *CV* не превышали 8.14%. В фазе переноса в этих же условиях наблюдалась обратная картина, наименьший разброс коэффициентов корреляции был характерен для малой интенсивности бега –  $0.83 \pm 0.06$ , а *CV* – 7.76%. При увеличении скорости бега происходило снижение воспроизводимости беговых циклов, коэффициенты корреляции в этом случае находились в диапазоне от 0.45 до 0.55, а *CV* оценивались как средние.

Коэффициенты корреляции второй синергии в периоде опоры находились в диапазоне от 0.45

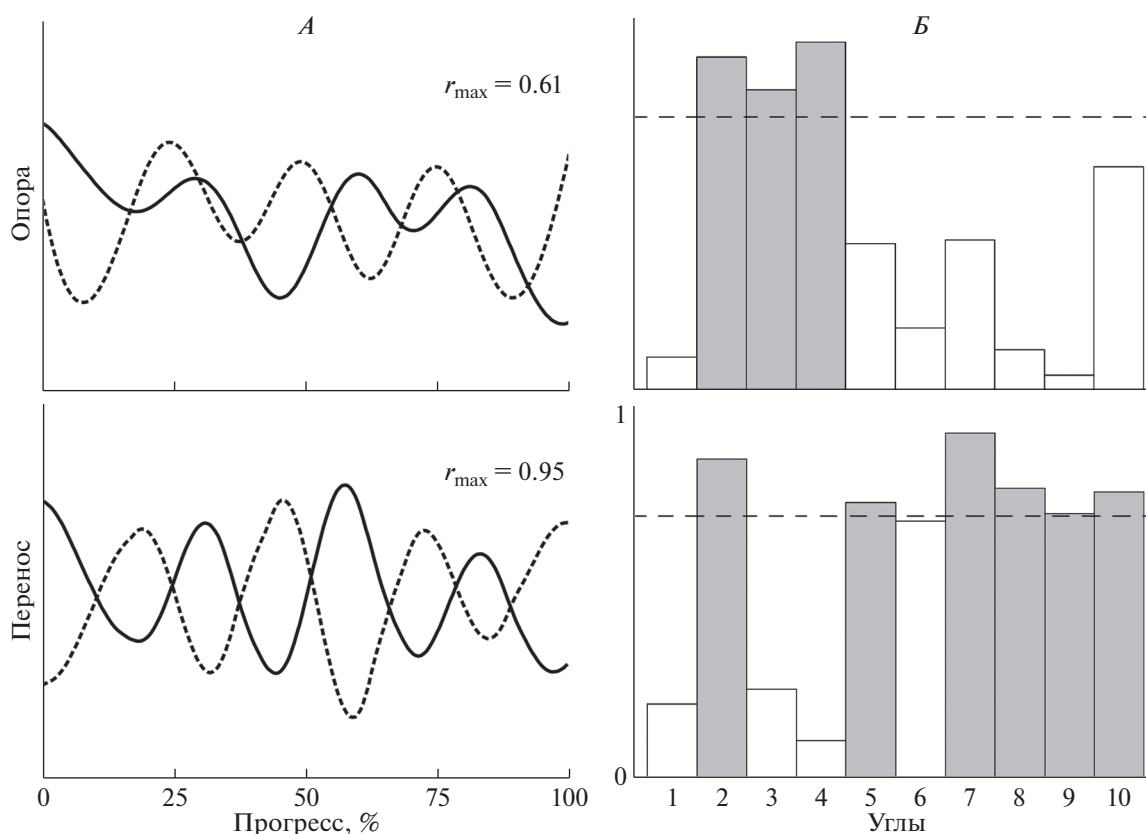


**Рис. 3.** Вариативность пространственной организации мышечных синергий при различной интенсивности локомоций в разных периодах цикла бегового шага.

*S1, 2, 3, 4* – номер синергии. По оси абсцисс – коэффициенты корреляции. Интенсивность нагрузки: *a* – низкая, *b* – умеренная, *v* – средняя, *z* – высокая.

до 0.72, наибольшие значения были зарегистрированы при локомоциях средней интенсивности и составляли  $0.72 \pm 0.20$  (рис. 3). Установлена низкая вариативность пространственной структуры МС при высокой интенсивности бега, *CV* в данном случае не превышал 22.75%. В периоде переноса наблюдалась схожая картина, как и в опорном положении. Так, рассчитанные коэф-

фициенты корреляции свидетельствовали о средней степени сходства различных циклов бегового шага в структуре второй синергии, а их вариативность оценивалась как средняя. При рассмотрении других извлеченных МС следует отметить высокую воспроизводимость циклов бегового шага в структуре третьей синергии в периоде переноса при умеренной интенсивности бега, где



**Рис. 4.** Временная (А) и пространственная (Б) структура первой синергии при локомоциях низкой интенсивности. А – сплошная и пунктирная линия – усредненные паттерны активности первой синергии. Б – заливкой показаны коэффициенты, превышающие 0.7. 1 – ankle L, 2 – ankle R, 3 – knee L, 4 – knee R, 5 – elbow L, 6 – elbow R, 7 – shoulder R, 8 – shoulder L, 9 – hip R, 10 – hip L. R – правая сторона, L – левая сторона тела.

коэффициенты корреляции составляли  $0.81 \pm 0.17$  (рис. 4). Самые низкие коэффициенты вариативности были получены при умеренной интенсивности бега в периоде переноса в структуре четвертой синергии – менее 26.57%.

*Вариативность пространственно-временной структуры кинематических синергий.* Установлено, что при всех рассматриваемых условиях бега по тредбану эффективность извлечения кинематических синергий, характеризуемая VAF, оказалась высокой – более 90%, а CV не превышали 1.44%. Во всех случаях извлекались три кинематические синергии, за исключением периода переноса при малой и умеренной интенсивности локомоций, где было установлено меньшее их количество.

Временная структура практически всех извлеченных КинС при различной интенсивности локомоций имела два различных паттерна активации. Например, при низкой интенсивности бега в периоде опоры максимальный коэффициент кросскорреляционной функции, рассчитанный по этим паттернам, не превышал 0.61, что свидетельствует о средней степени схожести времен-

ной структуры. В периоде переноса установлена высокая взаимосвязь выявленных паттернов временной активации, однако наблюдался существенный сдвиг максимума их кросскорреляционных функций (рис. 4, А). В периоде опоры синергетическое взаимодействие наблюдалось при движениях в коленных суставах обеих нижних конечностей и голеностопном правой стороны тела, в периоде переноса в синергию вовлекались плечевые, тазобедренные, голеностопный правый и локтевой сустав левой верхней конечности (рис. 4, Б).

Анализируя в целом вариативность временной структуры кинематических синергий можно отметить следующие закономерности. При низкой интенсивности бега первые две выявленные синергии демонстрировали высокую воспроизводимость структуры циклов бегового шага, а вариативность оценивалась как низкая. Максимальные значения кросскорреляционных функций оказывались не ниже  $0.85 \pm 0.12$ , а CV не превышали 15.06%. Последующие извлеченные синергии демонстрировали среднюю вариативность. При увеличении интенсивности локомоций вариативность возрастала до среднего уровня в обо-



их рассматриваемых периодах цикла бегового шага для всех четырех извлеченных кинематических синергий.

Пространственная структура КинС продемонстрировала крайне низкую вариативность. Так, в периоде опоры при низкой интенсивности бега коэффициенты корреляции первой синергии составляли  $0.94 \pm 0.07$ , второй —  $0.92 \pm 0.11$ , в структуре последующих синергий они оказались не ниже 0.80. В периоде переноса первые две синергии характеризовались очень низкими  $CV$  — 0.85 и 0.42% соответственно. Другие оказались более вариативны, однако, также оценивались как низкие. При умеренной интенсивности бега наблюдалась высокая воспроизводимость циклов шага в периоде опоры и переноса. Например, для первой синергии коэффициенты корреляции варьировали в диапазоне 0.72–0.99, а  $CV$  были крайне низкими. В периоде переноса при этой же интенсивности локомоций коэффициенты вариативности были очень низкими и не превышали 3.59%. Схожая картина наблюдалась при средней и высокой интенсивности бега, а именно, отмечалась высокая взаимосвязь циклов бегового шага в структуре извлекаемых синергий. Несколько большие  $CV$  были зафиксированы в периоде опоры в сравнении с переносом, однако, как и при менее интенсивном беге, оценивались как низкие. Можно отметить тенденцию к возрастанию вариативности с увеличением интенсивности локомоций в структуре всех четырех рассматриваемых синергий, но не превышающую 35.72%.

### ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В результате проведенных исследований нами было установлено не менее четырех мышечных синергий при различной интенсивности выполняемых локомоций. Выявлена тенденция к снижению количества синергий при средней и высокой интенсивности бега, при этом  $VAF$  пропорционально возрастала, что свидетельствует о повышении эффективности реконструкции исходных ЭМГ-сигналов в обоих рассматриваемых периодах цикла бегового шага. Такие результаты не являются неожиданными, как правило, при рассмотрении локомоторной активности нижними конечностями количество извлекаемых мышечных синергий варьирует в диапазоне от 3 до 5, а в отдельных случаях регистрируется и большее их количество [14–16]. Различия в количестве извлекаемых синергий связаны в ряде случаев с применением различных методов извлечения синергий и выбором критериев, используемых для определения эффективности их извлечения. Как правило, используют показатель объясняемой дисперсии ( $VAF$ ), учитываемой каждым фактором на уровне выбранного порога, а данные ниже порога считают не существенными и не связанными

с особенностями функционирования нервно-мышечной системы. Мы остановились на четырех синергиях, поскольку в каждом экспериментальном условии регистрировались не менее четырех, однако нами было зарегистрировано и большее их количество в отдельных периодах цикла бегового шага. Разное количество извлекаемых мышечных синергий может быть связано с различным количеством рассматриваемых ЭМГ скелетных мышц, включенных в анализ. В этом отношении наблюдаются значительные расхождения у разных авторов, в связи с отсутствием единого подхода в этом вопросе. Как правило, анализируют ЭМГ поверхностных скелетных мышц, которые предположительно могут принимать участие в реализации движений, в редких случаях рассматривают глубокие мышцы отдельных сегментов тела [7, 15, 17]. В связи с тем, что ЭМГ каждой скелетной мышцы имеет уникальный паттерн активности, то предсказать, насколько она может быть задействована в той или иной синергии крайне сложная задача, реализуемая, на наш взгляд, только экспериментальным путем.

Вариативность количества извлекаемых синергий и дисперсии, учитываемой каждым фактором в общем наборе данных, оценивалась как низкая, что, вероятно, может свидетельствовать о применении в ЦНС единой стратегии управления мышечной активностью, предполагающей генерацию, по меньшей мере, четырех синергетических модулей, независимо от интенсивности выполняемых локомоций. Полученные нами данные в этом аспекте согласуются с литературными данными при рассмотрении координационной структуры произвольной ходьбы, бега и педалирования на велоэргометре [8, 14, 18].

По нашим данным вариативность количества извлекаемых кинематических синергий и  $VAF$  была крайне низкой во всех экспериментальных условиях, а для реализации локомоций в каждом периоде бегового шага было достаточно трех синергий. Выявляемые кинематические синергии, являющиеся результатом коактивации движений в суставах, приводят как возможное доказательство реализации идеи модульной архитектуры управления в ЦНС для решения проблемы избыточности степеней свободы двигательного аппарата человека, в том числе и при реализации локомоций [10]. Однако регистрируемые паттерны сочетанного изменения величин суставных углов при ходьбе и беге могут и не отражать процесс управления в ЦНС, а могут являться результатом биомеханических ограничений, определяющих структуру движений при локомоциях. Этот вопрос и на сегодняшний день остается дискуссионным, и для понимания того, как параметры задачи кодируются в структуре синергий, в том чис-



ле и кинематических, необходим более глубокий анализ их пространственно-временной структуры.

Увеличение интенсивности локомоций по данным наших исследований не сопровождалось существенными различиями временной структуры выявленных мышечных синергий, большая часть из них демонстрировала среднюю вариативность при сопоставлении различных циклов бегового шага. Временная структура кинематических синергий также характеризовалась средней вариативностью, лишь при низкой интенсивности бега первые две синергии имели низкие коэффициенты вариативности. При исследовании локомоторной активности, выполняемой нижними конечностями, чаще указывают на высокую стабильность временной структуры паттернов мышечной активации. Результаты исследований, получаемые с применением различных методов факторизации данных по большей части схожи, при исследовании циклов педалирования на велоэргометре, в условиях ходьбы по тредбану и при наземной ходьбе с различной скоростью. В частности при таких видах мышечной работы выявляется высокая воспроизводимость циклов при внутрииндивидуальном и межиндивидуальном их сравнении, что на взгляд авторов является доказательством применения единой стратегии управления двигательным действием в структурах ЦНС [11, 12, 15]. Однако есть данные, показывающие умеренное или низкое сходство временной структуры извлекаемых мышечных синергий. Это свойственно для таких ситуаций, когда рассматриваются разные локомоторные модели или когда стандартные локомоции выполняются в условиях внешних ограничений, например, на механизированной беговой дорожке в сравнении с ходьбой по наземной ровной поверхности, при ходьбе по неровной поверхности, при педалировании с разным сопротивлением тренажера [6, 19–21].

Пространственная структура извлекаемых нами мышечных синергий была преимущественно, средневариативной, однако в отдельных синергиях и периодах шага наблюдалась и низкая вариативность. Вариативность пространственной структуры кинематических синергий была очень низкой в периоде переноса и низкой при опоре. Можно отметить незначительное возрастание вариативности при увеличении интенсивности локомоций, в основном в периоде опоры, но не выходящей за рамки низкой. Такие результаты в определенной мере согласуются с литературными данными. Так, исследование синергий при педалировании на велоэргометре показывают схожие синергетические эффекты у тренированных и нетренированных людей, что указывает на существование синергий, как способа двигательного контроля, и единой стратегии управления локомоциями человека [12, 22, 23]. Это же подтвер-

ждается при исследовании мышечных синергий, извлекаемых из ЭМГ при ходьбе и беге по ровной поверхности, в условиях изменения угла наклона опорной поверхности [8, 11]. Данная закономерность выявляется не только при рассмотрении циклических движений, это характерно и для сложных по координации движений, например, при выполнении жима лежа в тяжелой атлетике (в концентрической и эксцентрической фазах), при выполнении бросков в единоборствах, при выполнении больших оборотов на перекладине в гимнастике спортсмены демонстрировали схожие стратегии управления движением в целом и его отдельными периодами [17, 24, 25].

Возможные причины наблюдаемой нами вариативности синергий и некоторых расхождений в наших результатах и данных других исследователей могут быть связаны с двумя аспектами. Первый аспект связан с методическими и вычислительными особенностями извлечения и анализа синергий. Мы применяли факторный анализ для извлечения мышечных и кинематических синергий. Однако ряд авторов применяет метод неортогональной матричной факторизации, как наиболее эффективный, на их взгляд, метод при работе с положительными значениями вариационных рядов данных ЭМГ [15, 26]. При извлечении кинематических синергий чаще применяют метод главных компонент. Наряду с этими исследованиями приводятся и другие данные, свидетельствующие о не меньшей эффективности использования факторного анализа и других методов снижения размерности данных. Тем не менее, использование разных методов при изучении схожих по биомеханической структуре движений может давать несколько различающиеся результаты. Есть данные, что даже несущественные различия в позиционировании отводящих электродов для регистрации ЭМГ могут влиять на сходство синергетических паттернов мышечных активаций [27].

Другой возможной причиной расхождения в результатах может являться применяемый нами способ дозирования нагрузки. Как правило, устанавливают различную скорость вращения ленты тредбана, велоэргометра и других устройств, задающих мышечную нагрузку, а в наших исследованиях скорость вращения не была фиксирована и определялась в соответствии с индивидуальными значениями ЧСС в установленных диапазонах. Таким образом, скорость бега и, соответственно, некоторые характеристики структуры движений разных испытуемых имели отличия, что, вероятно, могло повысить вариабельность извлекаемых синергий в целом по группе. Также немаловажным фактором, влияющим на результаты извлечения синергий, является количество и выбор скелетных мышц, включенных в исходные вариационные ряды перед процедурой извлечения.

Нами установлено наличие как минимум двух различных синергетических паттернов изменений суставных углов в процессе локомоций. Временная структура кинематических синергий в большинстве экспериментальных условиях имела два различимых паттерна активации, каждый из которых характеризовался высокой воспроизводимостью структуры беговых циклов, причем в периоде опоры эти паттерны были различны, а в периоде переноса наблюдалось высокое сходство, но со значительным рассогласованием их во времени. В паттернах электроактивности синергий также можно наблюдать такую закономерность, хоть и менее очевидную. Подобные результаты получены *I. Mileti et al.* [19] при исследовании мышечных синергий при ходьбе по тредбану и по ровной не движущейся поверхности. Было установлено, что извлекаемые двигательные модули были более стабильны при ходьбе по ленте тредбана, причем пики активности мышечных синергий смещались по времени вперед относительно таковых при наземной ходьбе. Этот факт и другие особенности пространственно-временной активации мышечных синергий авторы связывают с использованием в ЦНС различных стратегий двигательного контроля под влиянием биомеханических ограничений, накладываемых условиями выполнения локомоций. Наличие разных стратегий синергетических взаимодействий скелетных мышц, приводящих к образованию двух различных синергетических паттернов взаимодействия сегментов тела, может быть связано 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 целом двигательном акте или его отдельных периодах [6]. В изменяющихся условиях выполнения двигательной задачи, при их усложнении, либо в процессе развивающегося утомления, ЦНС вынуждена генерировать более стабильные и менее сложные паттерны мышечной активации посредством их слияния или фракционирования [15, 20, 28, 29]. Это было показано при исследовании локомоций детей и взрослых, имеющих разный уровень двигательной активности и тренированности [14, 16, 30].

Второй аспект наблюдаемой нами вариативности синергий может быть связан с феноменом вариативности как общебиологическим процессом, присущим всем биологическим системам, в том числе и двигательной системе человека. В таком случае наблюдаемая вариативность синергетических паттернов может быть не связана с конкретными условиями выполнения двигательной задачи, а является свойством системы, обеспечивающей ее стабильность. Возможно вариативность внутренней структуры движений, в том

числе и локомоций, является особенностью программирования двигательных актов, а наличие вариаций в регистрируемых параметрах движений позволяет ЦНС отбирать, в результате многократного их выполнения, наиболее оптимальные варианты моторных программ, в большей степени соответствующих структуре выполняемых движений. При такой организации управления может быть обеспечена большая надежность выполнения двигательных актов при изменении внешних или внутренних условий, например, вследствие наступления утомления [1, 30, 31].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты исследования выявили наличие четырех мышечных и трех кинематических синергий, посредством которых осуществляется управление координационной структурой локомоций. Определена тенденция к снижению количества синергий при средней и высокой интенсивности бега, при соответствующем увеличении эффективности реконструкции исходных ЭМГ-данных. Вариативность пространственно-временной структуры выявленных четырех мышечных синергий при локомоциях разной интенсивности оказалась, преимущественно, средней, а временная структура кинематических синергий в большинстве случаев имела два различимых паттерна активации, каждый из которых характеризовался высокой воспроизводимостью структуры беговых циклов. Некоторые расхождения в результатах настоящего исследования и литературными данными могут быть связаны с методическими и вычислительными особенностями извлечения и анализа синергий. Наблюдаемая вариативность паттернов синергетического взаимодействия скелетных мышц и суставных углов, вероятно, является результатом использования в ЦНС различных стратегий двигательного контроля для обеспечения эффективного выполнения двигательной задачи в условиях повышения интенсивности локомоций. Однако наблюдаемая в исследовании вариативность пространственной и временной структуры локомоций может быть не связана с конкретными условиями выполнения двигательной задачи, а является свойством системы, обеспечивающей ее стабильность.

**Этические нормы.** Все эксперименты проведены с соблюдением требований и принципов биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г., и одобрены биоэтическим комитетом Великолукской государственной академии физической культуры и спорта (Великие Луки).

**Информированное согласие.** Каждый участник представил добровольное письменное информированное согласие на участие в исследованиях, подписанное им после разъяснения ему потенци-

альных рисков, а также характера предстоящего исследования.

**Финансирование работы.** Финансирование осуществлено в рамках плановой работы ФГБОУ ВО «Великолукская государственная академия физической культуры и спорта» (Великие Луки).

**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 исследования.

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

**Вклад авторов в публикацию.** С.А. Моисеев — организация исследований, обработка и анализ данных, обзор исследований по теме, работа над текстом рукописи. Р.М. Городничев — общий контроль исследования, работа над текстом рукописи.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бернштейн Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности. М.: Медицина, 1966. 349 с.
2. Александров А.В., Мергнер Т., Фролов А.А. и др. Устойчивое управление позой и движениями стоящего гуманоида по принципу естественных синергий у человека // Российский журнал биомеханики. 2013. Т. 17. № 1. С. 94.
3. Latash M., Zatsiorsky V. Biomechanics and Motor Control. USA: Academic Press is an imprint of Elsevier, 2016. P. 409.
4. Shaharudin S., Agrawal S. Muscle synergies during incremental rowing VO<sub>2</sub>max test of collegiate rowers and untrained subjects // J. Sports Med. Phys. Fitness. 2016. V. 56. № 9. P. 980.
5. Vaz J.R., Olstad B.H., Cabri J. et al. Muscle coordination during breaststroke swimming: comparison between elite swimmers and beginners // J. Sports Sci. 2016. V. 34. № 20. P. 1941.
6. Nishida K., Hagio S., Kibushi B. et al. Comparison of muscle synergies for running between different foot strike patterns // PLoS One. 2017. V. 12. № 2. P. e0171535.
7. Kim M., Kim Y., Kim H., Yoon B.C. Specific muscle synergies in national elite female ice hockey players in response to unexpected external perturbation // J. Sports Sci. 2018. V. 36. № 3. P. 319.
8. Saito A., Tomita A., Ando R. et al. Muscle synergies are consistent across level and uphill treadmill running // Sci. Rep. 2018. V. 8. № 1. P. 5979.
9. Choi Y., Kim Y., Kim M., Yoon B. Muscle Synergies for Turning During Human Walking // J. Mot. Behav. 2019. V. 51. № 1. P. 1.
10. Stetter B.J., Herzog M., Möhler F. et al. Modularity in Motor Control: Similarities in Kinematic Synergies Across Varying Locomotion Tasks // Front. Sports Act. Living. 2020. V. 2. P. 596063.
11. Saito A., Tomita A., Ando R. et al. Similarity of muscle synergies extracted from the lower limb including the deep muscles between level and uphill treadmill walking // Gait Posture. 2018. V. 59. P. 134.
12. Hug F., Turpin N.A., Guével A., Dorel S. Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? // J. Appl. Physiol. 2010. V. 108. № 6. P. 1727.
13. Wren T.A., Do K.P., Rethlefsen S.A., Healy B. Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait // J. Biomech. 2006. V. 39. № 14. P. 2714.
14. Barroso F.O., Torricelli D., Moreno J.C. et al. Shared muscle synergies in human walking and cycling // J. Neurophysiol. 2014. V. 112. № 8. P. 1984.
15. Rabbi M.F., Pizzolato C., Lloyd D.G. et al. Non-negative matrix factorization is the most appropriate method for extraction of muscle synergies in walking and running // Sci. Rep. 2020. V. 10. № 1. P. 8266.
16. Bach M.M., Daffertshofer A., Dominici N. Muscle Synergies in Children Walking and Running on a Treadmill // Front. Hum. Neurosci. 2021. V. 15. P. 637157.
17. Моисеев С.А., Городничев Р.М. Особенности синергетического взаимодействия скелетных мышц при выполнении сложной координационной двигательной задачи // Физиология человека. 2021. Т. 47. № 1. С. 53.  
Moiseev S.A., Gorodnichev R.M. Characteristics of synergistic interaction of skeletal muscles during the performance of a complicated coordination motor task // Human Physiology. 2021. V. 47. № 1. P. 42.
18. Gui K., Zhang D. Influence of locomotion speed on biomechanical subtask and muscle synergy // J. Electromyogr. Kinesiol. 2016. V. 30. P. 209.
19. Mileti I., Serra A., Wolf N. et al. Muscle Activation Patterns Are More Constrained and Regular in Treadmill Than in Overground Human Locomotion // Front. Bioeng Biotechnol. 2020. V. 8. P. 581619.
20. Santuz A., Brüll L., Ekizos A. et al. Neuromotor Dynamics of Human Locomotion in Challenging Settings // iScience. 2020. V. 23. № 1. P. 100796.
21. Santuz A., Ekizos A., Kunimasa Y. et al. Lower complexity of motor primitives ensures robust control of high-speed human locomotion // Heliyon. 2020. V. 6. № 10. P. e05377.
22. De Marchis C., Schmid M., Bibbo D. et al. Inter-individual variability of forces and modular muscle coordination in cycling: a study on untrained subjects // Hum. Mov. Sci. 2013. V. 32. № 6. P. 1480.
23. Esmaeili J., Maleki A. Comparison of muscle synergies extracted from both legs during cycling at different mechanical conditions // Australas. Phys. Eng. Sci. Med. 2019. V. 42. № 3. P. 827.
24. Kristiansen M., Madeleine P., Hansen E.A., Samani A. Inter-subject variability of muscle synergies during bench press in power lifters and untrained individuals // Scand. J. Med. Sci. Sports. 2015. V. 25. № 1. P. 89.
25. Frère J., Hug F. Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill // Front. Comput. Neurosci. 2012. V. 6. P. 99.

26. Lambert-Shirzad N., Van der Loos H.F. On identifying kinematic and muscle synergies: a comparison of matrix factorization methods using experimental data from the healthy population // *J. Neurophysiol.* 2017. V. 117. № 1. P. 290.
27. Pale U., Atzori M., Müller H., Scano A. Variability of Muscle Synergies in Hand Grasps: Analysis of Intra- and Inter-Session Data // *Sensors (Basel)*. 2020. V. 20. № 15. P. 4297.
28. Santuz A., Ekizos A., Janshen L. et al. Modular Control of Human Movement During Running: An Open Access Data Set // *Front. Physiol.* 2018. V. 9. P. 1509.
29. Hajiloo B., Anbarian M., Esmaeili H., Mirzapour M. The effects of fatigue on synergy of selected lower limb muscles during running // *J. Biomech.* 2020. V. 103. P. 109692.
30. Escalona M.J., Bourbonnais D., Goyette M. et al. Effects of Varying Overground Walking Speeds on Lower-Extremity Muscle Synergies in Healthy Individuals // *Motor Control*. 2021. V. 25. № 2. P. 234.
31. Ткачук В.Г., Ровный А.С., Лейс Л.И. Функциональное состояние различных сенсорных систем при репродукции спортсменами точностных движений // Педагогика, психология и медико-биологические проблемы физического воспитания и спорта. 2010. № 10. С. 77.

## Motor Synergies Structure Variability in Different Intensity Locomotions

S. A. Moiseev<sup>a, \*</sup>, R. M. Gorodnichev<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Velikiye Luki State Academy of Physical Education and Sports, Velikiye Luki, Russia

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

The experimental results of human muscle spatio-temporal organization, kinematic synergies, and their variability reasons in different intensity locomotions were described. Eight healthy male subjects took part in the study. Kinematic and muscle synergies were extracted using the PCA method. Then the variability of extracted synergies temporal and spatial structure was analyzed. It was found that locomotion control is carried out by at least four muscle synergies. It was registered a tendency to reduce the number of synergies during medium and high running intensity, with a simultaneous observing of corresponding initial electromyographic data reconstruction efficiency increase. Revealed muscle synergies spatio-temporal structure variability during different intensity locomotions turned out to be mainly average, and the temporal kinematic synergies structure in most cases had two distinguishable activation patterns, which had high running cycles structure reproducibility. The low variability of the skeletal muscles' synergetic interaction patterns and joint angles, as well as the presence of two different time patterns of kinematic synergies activation during the locomotion, is probably the result of various motor control strategies using by the central nervous system to ensure the motor task stability when increased work intensity.

**Keywords:** muscle synergy, kinematic synergy, variability, coordination structure, intermuscular coordination, motion control.