

УДК 612.763; 612.743

ОСОБЕННОСТИ ОРГАНИЗАЦИИ ПРОЦЕССОВ УПРАВЛЕНИЯ СКЕЛЕТНЫМИ МЫШЦАМИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ЛОКОМОЦИЯХ РАЗЛИЧНОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ

*Моисеев С. А.¹, Михайлова Е. А.¹, Пискунов И. В.¹, Бобкова Е. Н.², Дубинин Г. В.²,
Городничев Р. М.¹*

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

²*Смоленская государственная академия физической культуры спорта и туризма, Смоленск,
Россия*

E-mail: sergey_moiseev@vlgafc.ru

Проведенное исследование показало, что вариативность средней амплитуды электромиограмм скелетных мышц, принимающих активное участие в реализации локомоций и имеющих достоверные различия в величинах электроактивности при спринтерском беге по прямой и виражу, характеризуется как низкая, за исключением *m. vastus medialis*, что, вероятно, является отражением основных корректирующих воздействий нервной системы для поддержания необходимых характеристик локомоций в различные фазы бегового шага. Показано, что при изменении условий реализации двигательной задачи пластичность системы управления произвольными локомоциями заключается в изменении количества элементов функциональной синергии и ее временной структуры. При беге по виражу с разной скоростью в синергии вовлекалось значительно меньшее количество мышц, причем акцент активности смещался к мышцам стороны тела, противоположной углу наклона туловища.

Ключевые слова: мышечные синергии; вариативность; локомоции; координационная структура.

ВВЕДЕНИЕ

Общепринятым является положение о том, что активность ряда мышц или мышечных групп при реализации двигательной задачи имеет модульную организацию [1–3]. Такая модель управления чаще всего описывается как мышечная синергия, представляющая собой набор мышц, синхронно активирующихся и имеющих схожую пространственно–временную структуру. Мышечные синергии, вероятно, способны описывать различные аспекты управления произвольными движениями человека, в том числе локомоций и могут отражать взаимосвязь между центральным управлением и моторным выходом [4–6].

Механизм образования мышечных синергий в процессе управления локомоторной активностью в основном рассматривался на двигательных моделях произвольной ходьбы человека с невысокой скоростью и при изменении скорости передвижения. Многие исследования приведены в контексте решения проблем восстановления локомоторной функции человека вследствие перенесенной травмы или болезни [7, 8]. Очевидно, что механизмы, используемые структурами

центральной нервной системы (ЦНС) в процессе регуляции локомоций на различных уровнях ее организации имеют отличительные особенности. Однако если в случае перенесенной травмы модификация моторной функции имеет явно компенсаторный характер, то в спортивной практике она не всегда очевидна. Известно, что хорошо освоенное движение регулируется по сформированной в процессе обучения моторной программе управления. При таком способе управления имеется возможность коррекции двигательного действия, на что указывает некоторая вариативность параметров моторного выхода. Это традиционно связывают с непрерывным поиском структурами ЦНС наиболее целесообразного способа выполнения двигательной задачи и, как правило, рассматривают как положительный аспект, являющийся частью адаптационного процесса [9].

Представлялось логичным выяснить, являются ли сформированные синергии пластичными, способными модифицироваться в разных условиях локомоторной активности, или же они реализуются как запрограммированный процесс, имеющий ограничения в отношении количества используемых элементов двигательной системы и их временной организации. Выяснение закономерностей формирования и модификации таких образований в различных условиях локомоций имеет важное значение для развития общей теории управления произвольными движениями человека и может служить основанием для разработки средств повышения эффективности тренировочного процесса спортсменов, специализирующихся в спринтерском беге. В связи с этим целью данного исследования явилось изучение особенностей модификации параметров моторного выхода при беге с различной скоростью и разным направлением движения.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследовании приняли участие 12 спортсменов, специализирующихся в беге на короткие дистанции, имеющих спортивную квалификацию от 1 разряда до КМС в возрасте от 21 до 24 лет. Моделировали следующие условия локомоторной активности: разбег, бег с максимальной скоростью при движении по прямой и виражу. Цикл шага делили на фазу опоры и переноса опорной ноги. В каждом экспериментальном условии обрабатывали 10 полных циклов шага в пяти попытках, выполняемых последовательно каждым испытуемым с интервалом отдыха 5 минут. Исследования проводились в специализированном зале для занятий легкой атлетикой Великолукской государственной академии физической культуры и спорта. Во время бега регистрировали электромиограммы (ЭМГ) шестнадцати билатеральных поверхностных мышц верхних и нижних конечностей: soleus (SOL), tibialis anterior (TA), biceps femoris (BF), rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), deltoideus posterior portion (DELTP), deltoideus anterior portion (DELTA). Регистрацию ЭМГ осуществляли, используя беспроводной 16-и каналный биомонитор ME 6000 (Финляндия) с частотой дискретизации 2000 Гц [10].

Интерференционные электромиограммы усреднялись в интервалах длиной 0,05 с и разделялись на периоды разбега и бега с максимальной скоростью, так, чтобы учитывать в каждом периоде минимум 10 последовательных двусторонних шагательных циклов. Рассчитывали среднюю амплитуду ЭМГ.

В отдельном случае в анализ включали значения электроактивности мышц всего временного ряда без разделения на фазы и периоды. Использовали метод главных компонент (РСА) для получения основных сигналов ЭМГ, являющихся отражением суммарной электроактивности всех регистрируемых скелетных мышц в определенном экспериментальном условии. Полученные таким образом ЭМГ–сигналы усредняли по группе испытуемых, применяли отрицательное экспоненциальное сглаживание и экстраполировали по времени относительно точки отсчета [11–13, 2].

Для изучения пространственно–временной архитектуры мышечной активации, т.е. для выявления синергетического взаимодействия скелетных мышц использовали факторный и регрессионный анализ [14–16, 6]. В качестве метода выделения факторов применяли анализ главных компонент. Для определения числа факторов использовали критерий Кайзера (учитывались факторы с собственными значениями не менее 1,0) и критерий объясняемой дисперсии (не менее 70 % дисперсии). Рассматривались только значимые факторные нагрузки с коэффициентом выше 0,7. Факторы, имеющие менее трех значимых высоких коэффициентов не рассматривались. Проводили множественный регрессионный анализ, где зависимой переменной выступала электроактивность мышцы, имеющая наибольшую факторную нагрузку, а независимыми – показатели других мышц со значимо высокими нагрузками внутри каждого фактора. Были составлены уравнения линейной регрессии, количественно описывающие линейные зависимости активности скелетных мышц, входящих в структуру синергии. Адекватность построенных регрессионных моделей проверяли по коэффициенту детерминации (не менее 70 %) и анализу распределения остатков.

Математико–статистическая обработка данных включала расчет среднего арифметического (M), ошибки среднего арифметического (m), медианы (Me), верхнего (Q_{up}) и нижнего (Q_{low}) квартилей, размаха вариации (R), квартильного размаха (IQR), коэффициента вариации (V). Для оценки достоверности различий при сравнении параметров в разных экспериментальных условиях использовали однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA) с Post-Hoc анализом по критерию Newman-Keuls. Различия считали значимыми при $p < 0,05$. В некоторых случаях рассчитывали изменения, выраженные в процентах.

Все исследования проведены с соблюдением требований и принципов биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинской декларации 1964 г. и одобрены биоэтическим комитетом Великолукской государственной академии физической культуры и спорта. Каждый участник представил добровольное письменное информированное согласие на участие в исследованиях.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Электроактивность скелетных мышц верхних и нижних конечностей при беге по прямой и виражу имели отличительные особенности. Даже поверхностный визуальный анализ зарегистрированных электромиограмм в таких условиях обнаруживает ряд отличий амплитуды и частоты следования биопотенциалов.

Например, длительность электроактивности и частота следования биопотенциалов VM и VL правой ноги несколько выше при беге по прямой, чем по виражу (рис. 1).

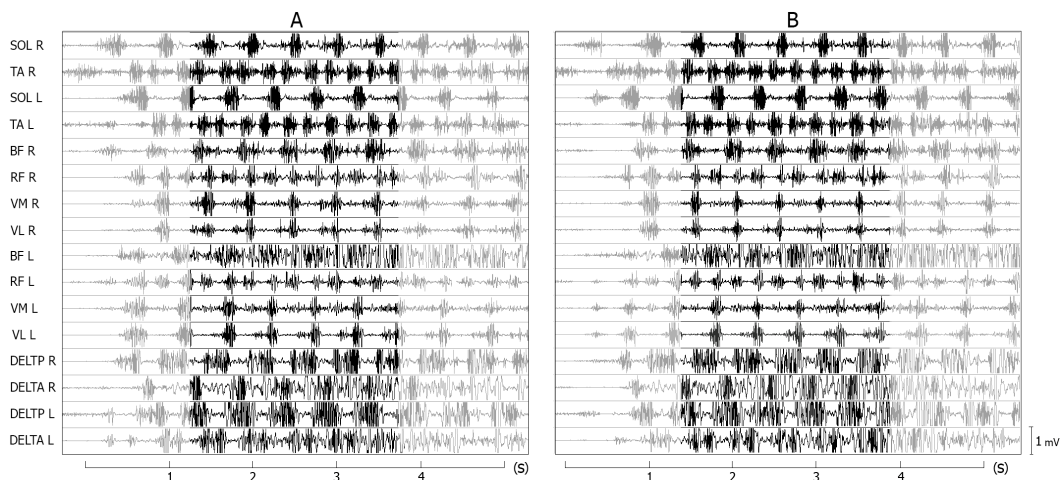


Рис. 1. Электромиограммы билатеральных скелетных мышц испытуемого П. И. во время бега по прямой (А) и виражу (В).

Анализ различий средней амплитуды ЭМГ мышц в разных фазах, периодах и направлениях бега выявил статистически значимые различия ЭМГ-активности ряда скелетных мышц, преимущественно правой стороны тела. Так, в фазе опоры во время разбега регистрировалась существенно большая электроактивность мышц антагонистов голени – TA, SOL правой конечности и мышц бедра – RF, VM и VL правой конечности (рис. 2). Поскольку размах значений электроактивности некоторых из названных мышц при беге по прямой оказался значительным, то для определения вариативности в данном случае учитывали ряд статистических параметров. Например, разница M и Me *m. soleus* правой конечности составила 19,15 мкВ, а для *m. vastus medialis* – 45,77 мкВ. В других приведенных мышцах она составила не более 10 мкВ. Коэффициенты вариативности находились в диапазоне от 33 % до 49 %. При беге по виражу, аналогично, установлена небольшая разница значений M и Me , за исключением *m. vastus medialis* – более 60 мкВ. Коэффициенты вариативности здесь составляли от 20 % до 51 %. В фазе переноса опорной ноги наблюдалась схожая картина, характеризуемая небольшими различиями в показателях вариации ЭМГ-активности за исключением *m. vastus medialis*.

Таким образом, анализируя ряд статистических параметров, характеризующих величину разброса значений можно говорить о низкой вариативности электроактивности большинства исследуемых мышц, имеющих достоверные различия при сопоставлении их параметров при беге по прямой и виражу, за исключением *m. vastus medialis* ЭМГ-активность которой оказалась более вариативна.

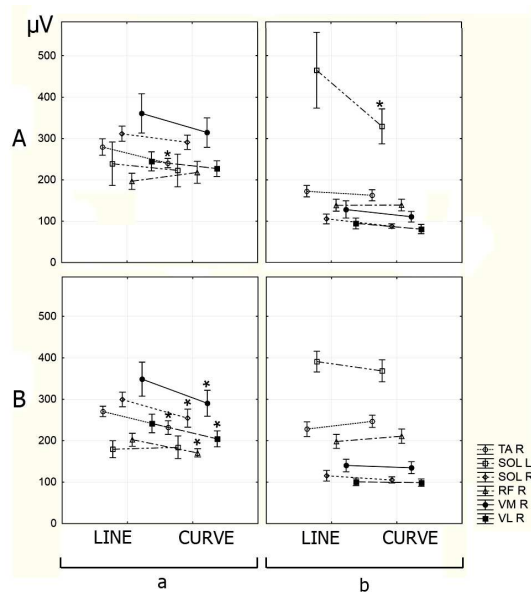


Рис. 2. Средняя амплитуда ЭМГ скелетных мышц при беге по прямой и виражу в разные фазы бегового шага. А – бег с максимальной скоростью, В – разбег. * – достоверность различий при $P < 0,05$; а – фаза опоры, б – фаза переноса опорной ноги

Вероятно, такие особенности ЭМГ-активности являются отражением основных корректирующих воздействий нервной системы, которые проявляются в вариативности локомоторных характеристик от шага к шагу, регистрируемых в стандартных экспериментальных условиях. Логично, что эти корректирующие воздействия должны быть адресованы к тем мышцам, которые обеспечивают выполнение локомоций в таких условиях. Для этих мышц, вероятно, требуется проявление более значительной активности для обеспечения необходимых характеристик локомоций в различные фазы бегового шага. В фазе отталкивания этими мышцами, по результатам наших исследований, оказались мышцы голени и бедра левой нижней конечности, где регистрировалась достоверно большая амплитуда ЭМГ в сравнении с бегом по прямой. Интересным также является факт, что вариативность ЭМГ-активности *m. vastus medialis* в обеих фазах шагательного цикла оказалась несколько выше, чем для других исследуемых мышц. Если исходить из предположения о том, что те мышцы, которые не являются активными элементами управляющей системы, могут выполнять удерживающую функцию, ограничивая число возможных степеней свободы кинематической цепи, то вариативность параметров ЭМГ-активности таких мышц должны быть минимальной. Напротив, мышцы, принимающие активное участие в движении, имеющие непосредственную целевую значимость, должны получать непрерывный поток управляющих сигналов от различных отделов ЦНС, и, соответственно, вариативность электроактивности их должны быть значительно выше. Таким образом, можно полагать, что относительно большая вариативность ЭМГ-

активности m. vastus medialis при беге по виражу обусловлена активностью нервной системы для поддержания устойчивости движущегося тела, возможно, его устойчивости во фронтальной плоскости.

Помимо рассмотрения особенностей мышечной электроактивности не менее важным вопросом при изучении координационной структуры локомоций является вопрос организации управления скелетными мышцами. Вероятно, управление мышечной активностью при беге с различными характеристиками может осуществляться с использованием механизма образования мышечных синергий и их модификацией при изменении условий локомоторной активности, таких как изменение направления или интенсивности [17, 18].

На рисунке 3 приведены мышечные синергии, установленные в нашем исследовании, и описывающие их параметры при беге по прямой и виражу. Следует отметить, что они имели различия как по временной организации, так и по амплитуде ЭМГ-сигнала.

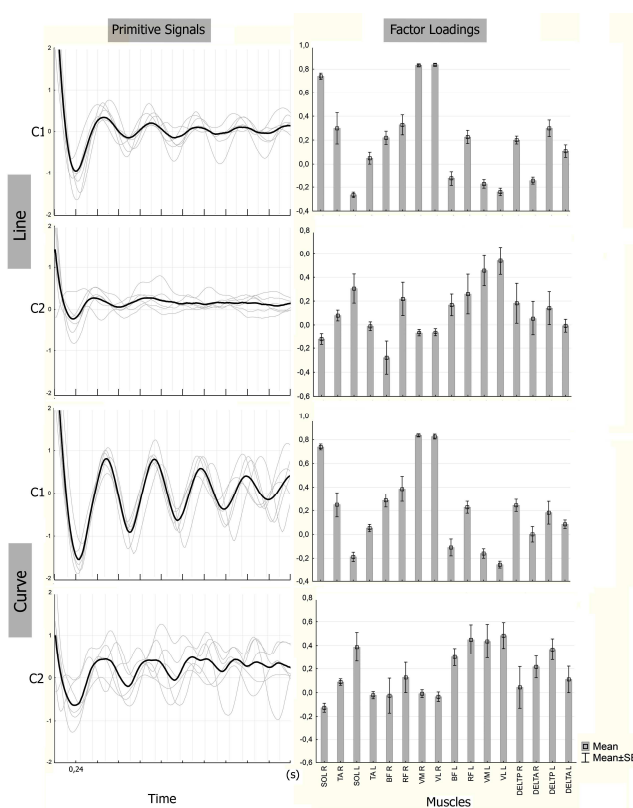


Рис. 3. Мышечные синергии. Основные ЭМГ – сигналы и факторные нагрузки при беге по прямой и виражу. C1 – синергия 1, C2 – синергия 2.

Основные сигналы ЭМГ-активности существенно различались в описываемых условиях ($p < 0,05$), а факторные нагрузки первой синергии при сравнении двух

экспериментальных условий в целом оказались сопоставимы, отмечались лишь незначительные различия в значениях их коэффициентов в диапазоне не более 0,2. В обоих случаях наибольшие коэффициенты регистрировались в *m. soleus*, *m. vastus medialis* и *m. vastus lateralis* правой нижней конечности и составляли 0,7–0,8. Аналогичная ситуация наблюдалась во второй установленной мышечной синергии, где основные ЭМГ–сигналы при беге по виражу имели достоверные отличия от бега по прямой ($p < 0,05$). Таким образом, нами установлены, различающиеся по параметрам пространственно-временной организации при беге с разным направлением движения.

Организация установленных нами мышечных синергий имела отличительные особенности и при разных скоростях передвижения, а также в разные фазы бегового шага. В фазе опоры при разбеге и беге с максимальной скоростью мышечные синергии оказались представлены практически однородным составом скелетных мышц (рис. 4 А,В).

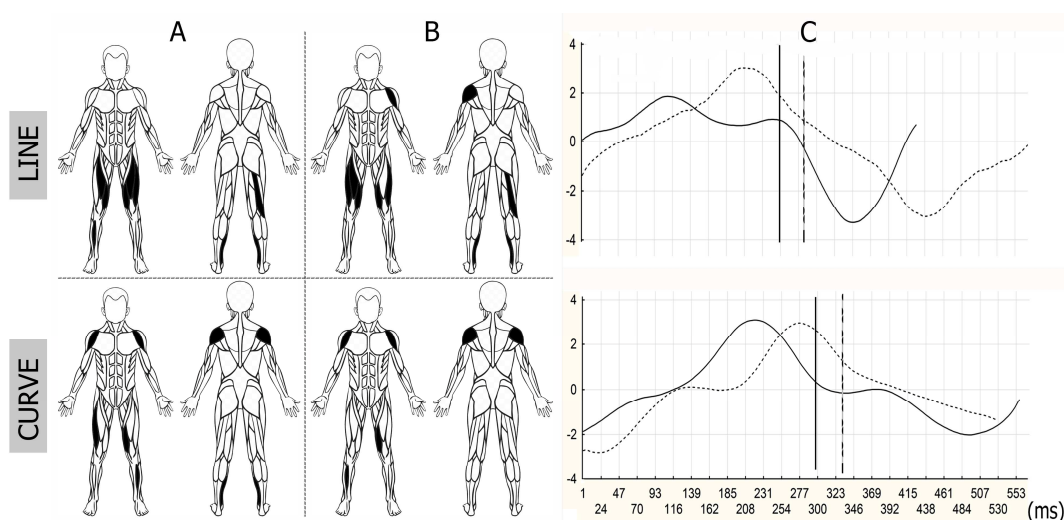


Рис. 4. Мышечные синергии при беге по прямой и виражу в фазах опоры и переноса опорной ноги с разной скоростью бега. А – разбег, фаза опоры; В – бег с максимальной скоростью, фаза опоры, заливкой показаны мышцы, имеющие синергетические зависимости; С – основные сигналы ЭМГ–активности: сплошной линией показан сигнал, соответствующий разбегу, пунктиром показан сигнал, соответствующий бегу с максимальной скоростью; соответствующими вертикальными линиями отмечены граничные моменты периодов опоры и переноса опорной ноги.

При беге по прямой синергетические зависимости выявлены более чем у половины исследуемых мышц в период разбега. В данном случае они описываются следующим уравнением линейной регрессии

$$Y = 34,75 + 0,33X_1 + 0,76X_2 + 0,97X_3 - 0,43X_4 + 0,42X_5 + 0,62X_6 - 0,55X_7 - 0,46X_8, \quad (1)$$

где Y- VM R, X₁- SOL R, X₂- TA R, X₃- SOL L, X₄- BF R, X₅- RF R, X₆- RF L, X₇- VM L, X₈- VL L.

При беге с максимальной скоростью в этих же условиях синергетические взаимодействия мышц различались, преимущественно, для мышц правого и левого бедра. Также отмечено подключение к синергии мышц верхнего плечевого пояса. Их взаимосвязи описываются уравнением линейной регрессии

$$Y = 16,28 - 0,26X_1 + 0,62X_2 + 0,40X_3 - 0,26X_4 - 0,22X_5 - 0,26X_6 + 0,31X_7 - 0,27X_8 - 0,23X_9, \quad (2)$$

где Y- VL L, X₁- SOL R, X₂- SOL L, X₃- BF R, X₄- RF R, X₅- VM R, X₆- VL R, X₇- VM L, X₈- DELTA L, X₉- DELTP L.

При беге по виражу с разной скоростью в синергии оказалось вовлечено значительно меньшее количество мышц. Во время разбега достоверные зависимости имели m. deltoideus posterior portion и deltoideus anterior portion левой стороны, m. vastus lateralis левой стороны, m. tibialis anterior левой стороны и m. soleus обеих нижних конечностей. В этих же условиях при беге с максимальной скоростью в синергию оказались включены m. deltoideus posterior portion и deltoideus anterior portion обеих конечностей, m. tibialis anterior и m. vastus medialis правой нижней конечности. Уравнение регрессии имело вид

$$Y = 73,33 - 0,46X_1 + 0,39X_2 + 0,23X_3 - 0,60X_4 - 0,37X_5, \quad (3)$$

где Y- DELTA L, X₁- TA R, X₂- VM L, X₃- DELTP R, X₄- DELTA R, X₅- DELTP L

Сравнивая установленные мышечные синергии при беге с разным направлением можно выделить следующие закономерности. При беге по виражу отмечалась достоверно большая электроактивность мышц синергии при разбеге ($p < 0,05$), а при беге с максимальной скоростью такой закономерности не прослеживалось, здесь ЭМГ-активность находилась на примерно одном уровне (рис. 4. С). Как в фазе опоры, так и при переносе опорной ноги длительность активности синергии оказалась достоверно выше при беге с максимальной скоростью, что является ожидаемым, поскольку время нахождения стопы на опоре при разбеге значительно короче, чем при беге с максимальной скоростью. Кроме того, при быстром беге фаза переноса удлиняется в сравнении с меньшей скоростью бега [19, 20].

Скелетно-мышечная система человека обладает большим числом степеней свободы, что при использовании механизма моторных программ может значительно затруднять процесс управления движением. Такая сложная система может регулироваться через простые исполнительные команды более низких уровней организации, находящимся между управляющим аппаратом и периферией – стволовым и спинальным. Выходными сигналами таких образований являются программы мышечных синергий, имеющих признаки согласованного управления параметрами электроактивности их структурных элементов. Причем при формировании взаимодействия между низшими нервными центрами управления и исполнительными элементами в процессе формирования синергии высшие отделы нервной системы могут постоянно не участвовать [9, 21]. В отношении регулярных

локомоций снижение размерности системы управления организуется таким образом, что каждый беговой шаг формируется как детерминированный комплекс согласованных движений. Действительно, нами установлено, что все исследуемые скелетные мышцы являлись в определенной фазе бегового шага частью мышечной синергии и имели признаки согласованного управления.

Таким образом, мышечные синергии при изменении условий функционирования мышечной системы оказываются пластичными в отношении организации ее пространственной и временной структуры, что отражается в коррекции количества элементов мышечной системы, образующих функциональную синергию, и длительности ее активности. Следует отметить, что выявленные и рассмотренные в статье мышечные синергии являются лишь частью тех синергий, которые могут формироваться в процессе выполнения двигательной задачи и его отдельных фаз. Некоторые авторы выделяют не менее пяти базовых синергий при выполнении ходьбы и точностных двигательных действий [11, 15, 3]. Нами были установлены как минимум 3 мышечные синергии в каждом экспериментальном условии, но ввиду ограниченности объема предоставляемого материала в работе были представлены только первые две. Однако, выявленные закономерности, касающиеся пространственно-временной структуры, оказались схожими для других установленных синергий.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Установлены отличительные особенности ЭМГ-активности скелетных мышц при локомоциях, выполняемых в разном направлении передвижения, и степень вариативности их средней амплитуды электроактивности, являющейся отражением корректирующих воздействий нервной системы и направленной на повышение устойчивости движущегося тела во фронтальной плоскости. Показано, что при изменении условий реализации двигательной задачи пластичность системы управления произвольными локомоциями заключается в изменении количества элементов функциональной синергии и ее временной структуры.

Список литературы

1. D'avella A. Control of reaching movements by muscle synergy combinations / A. D'avella, F. Lacquaniti // *Frontiers in Computational Neuroscience*. – 2013. – No 7. – P. 42.
2. Giszter S. F. Motor primitives-new data and future questions / S. F. Giszter // *Current Opinion in Neurobiology*. – 2015. – No 33. – P. 156–165.
3. Латаш М. Л. Структурированная вариабельность как отличительный признак биологических процессов: на англ. языке / М. Л. Латаш // *Вопросы психологии*. – 2016. – №3. – С.120–126.
4. Patla A. E. Some characteristics of EMG patterns during locomotion: implications for the locomotor control process / Patla A. E. // *Journal of motor behavior*. – 1985. – No 17. – P. 443–61.
5. Kargo W. J. Individual premotor drive pulses, not time-varying synergies, are the units of adjustment for limb trajectories constructed in spinal cord / W. J. Kargo, S. F. Giszter // *Journal of Neuroscience*. – 2008. – No 28. – P. 2409–2425.
6. Coscia M. Muscle synergies and spinal maps are sensitive to the asymmetry induced by a unilateral stroke / M. Coscia, V. Monaco, C. Martelloni [et al.] // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2015. – No 12. – P. 39.

7. Subramanian S. K. Validity of movement pattern kinematics as measures of arm motor impairment post-stroke / S. K. Subramanian, J. Yamanaka, G. Chilingaryan, M. F. Levin // *Stroke*. – 2010. – No 41(10). – P. 2303–2308.
8. McMorland A. J. C. A neuroanatomical framework for upper limb synergies after stroke / A. J. C. McMorland, K. D. Runnalls, W. D. Byblow // *Frontiers in Human Neuroscience*. – 2015. – No 9. – P. 82.
9. Гельфанд И. М. Некоторые вопросы исследования движений / И. М. Гельфанд, В. С. Гурфинкель, М. Л. Цетлин, М. Л. Шик // *Модели структурно-функциональной организации некоторых биологических систем*. – М., 1966. – С. 264–276.
10. Команцев В. Н. Методические основы клинической электронейромиографии: Руководство для врачей / В. Н. Команцев, В. А. Заболотных. – СПб.: Лань, 2001. – 350 с.
11. Ivanenko Y. P. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion / Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, F. Lacquaniti // *Journal of Physiology*. – 2004. – Vol. 556. – P. 267–282.
12. Hug F. Smoothing of electromyographic signals can influence the number of extracted muscle synergies / F. Hug, N. A. Turpin, S. Dorel, A. Guevel // *Clinical Neurophysiology*. – 2012. – No 123. – P. 1895–1896.
13. Steele K. M. The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses / K. M. Steele, M. C. Tresch, E. J. Perreault // *Frontiers in Computational Neuroscience*. – 2013. – No 7. – P. 105.
14. Ivanenko Y. P. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans / Y. P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici [et al.] // *Journal of Neuroscience*. – 2005. – No 25. – P. 7238–7253.
15. Tresch M. C. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets / M. C. Tresch, V. C. Cheung, A. D'Avella // *Journal of Neuroscience*. – 2006. – No 95. – P. 2199–2212.
16. Золин П. П. Математическое моделирование биохимических процессов с применением регрессионного анализа: монография / П. П. Золин, В. М. Лебедев, В. Д. Конвай. – Омск: Изд-во Ом. гос. ун-та, 2009. – 344 с.
17. Olree K. S. Fundamental patterns of bilateral muscle activity in human locomotion / K. S. Olree, C. L. Vaughan // *Biological Cybernetics*. – 1995. – Vol. 73. – P. 409–414.
18. Витензон А. С. Новая концепция анализа электрической активности мышц при ходьбе человека в норме / А. С. Витензон, К. А. Петрушанская // *Физиология человека*. – 2004. – Т. 30, № 6. – С. 62–69.
19. Бальсевич В. К. Онтокинезиология человека: теория и практика / В. К. Бальсевич – М.: ТиПФК, 2000. – 350 с.
20. Немцев О. Б. О кинематике стопы в спринтерском беге по повороту / О. Б. Немцев, А. М. Доронин, А. В. Чечин // *Научно-теоретический журнал «Ученые записки»*. – 2012. – № 3 (85). – С. 133–136.
21. Gerasimenko Y. Electrical spinal stimulation, and imagining of lower limb movements to modulate brain-spinal connectomes that control locomotor-like behavior / Y. Gerasimenko, D. Sayenko, P. Gad // *Frontiers in Physiology*. – 2018. – No 19(9). – P. 1196.
22. Latash M. L. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability / M. L. Latash, J. P. Scholz, G. Schoner // *Exercise and Sport Sciences Reviews*. – 2002. – No 30. – P. 26–31.

HUMAN SKELETAL MUSCLES CONTROL ORGANIZATION PROCESSES
FEATURES DURING VARIOUS INTENSITY LOCOMOTIONS

*Moiseev S. A.¹, Mikhailova E. A.¹, Piskunov I. V.¹, Bobkova E. N.², Dubinin G. V.²,
Gorodnichev R. M.¹*

¹*Velikie Luki State Academy of Physical Education and Sport, Velikie Luki, Russia*

²*Smolensk State Academy of Physical Education Sport and Tourism, Smolensk, Russia*

E-mail: sergey_moiseev@vlgafo.ru

It is known that a well-mastered movement is regulated by a pre-developed motor program. The number of muscles or muscle groups activity can have a modular organization during such a program implementation. This control model is most often described as muscle synergy, reflecting the relationship between central control and motor output. It is interesting whether the mechanism of muscle synergies formation is flexible, able to be modified in different locomotor activity conditions, or is a programmed process that has restrictions on the number of used motor system elements and their time organization. In this regard, the purpose of this study was to research the motor output parameters modification features during running at different speeds and directions of movement.

The study involved 12 short-distance running athletes. They performed running at maximum speed in a straight line and curve. Electromyograms of sixteen bilateral surface muscles of the upper and lower extremities were recorded during running. The principal component analysis (PCA) method was used to obtain the primitive signals of electromyograms, which are a reflection of the total electroactivity of all the recorded skeletal muscles in a certain experimental condition. Factor and regression analyses were used to study the space-time architecture of muscle activation, as well as to establish signs of synergy skeletal muscles electroactivity parameters consistent change.

The electrical activity parameters of most number of studied muscles, which have significant parameters differences during running in different directions, have low variability. M. vastus medialis EMG activity variability was assessed as average. Synergetic interrelations of skeletal muscles electroactivity differed, mainly, for right and left hip muscles at different phases of a straight line running. During curve running at different speeds, fewer muscles were involved in synergy, with the emphasis of activity shifted to the muscles opposite to the angle of the body trunk tilt. During curve running, there was significantly greater activity of synergy muscles during the run-up ($p < 0.05$) in comparison with running in a straight line, while during maximum speed running EMG activity was the same. Both in the support phase and in the transfer of the support leg, the duration of synergy activity was significantly higher when running at maximum speed. Established skeletal muscles EMG activity distinctive features during locomotions at different movement directions, as well as variability of their average EMG amplitude, are nervous system corrective effects reflection, which are probably aimed to the moving body lateral stability increasing. It is shown that during changing the motor program implementation conditions voluntary movements control system plasticity lies in changing of the number of functional synergy elements and its time structure.

Keywords: muscle synergy; variability; locomotion; coordination structure.

References

1. D'Avella A., Lacquaniti F. Control of reaching movements by muscle synergy combinations, *Frontiers in Computational Neuroscience*, **7**, 42 (2013).
2. Giszter S. F. Motor primitives-new data and future questions, *Current Opinion in Neurobiology*, **33**, 156 (2015).
3. Latash M. L. Structural variability as a distinctive feature of biological processes, *Question of psychology*, **3**, 120 (2016).
4. Patla A. E. Some characteristics of EMG patterns during locomotion: implications for the locomotor control process, *Journal of motor behavior*, **17**, 443 (1985).
5. Kargo W. J., Giszter S. F. Individual premotor drive pulses, not time-varying synergies, are the units of adjustment for limb trajectories constructed in spinal cord, *Journal of Neuroscience*, **28**, 2409 (2008).
6. Coscia M., Monaco V., Martelloni C., Rossi B., Chisari C., Micera S. Muscle synergies and spinal maps are sensitive to the asymmetry induced by a unilateral stroke, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, **12**, 39 (2015).
7. Subramanian S. K., Yamanaka J., Chilingaryan G., Levin M. F. Validity of movement pattern kinematics as measures of arm motor impairment post-stroke, *Stroke*, **41** (10), 2303 (2010).
8. McMorland A. J. C., Runnalls K. D., Byblow W. D. A neuroanatomical framework for upper limb synergies after stroke, *Frontiers in Human Neuroscience*, **9**, 82 (2015).
9. Gel'fand I. M., Gurfinkel' V. S., Tsetlin M. L., Shik M. L. Some questions of motion research, *Proceedings of Conference "Models of structural and functional organization of some biological systems"*, edited by Gel'fand I. M., 264 p. (Nauka, Moscow, 1966).
10. Komantsev V. N., Zabolotnykh V. A. *Methodical bases of clinical electroneuromyography: a Guide for physicians*, 350 p. (LAN, Saint-Petersburg., 2001).
11. Ivanenko Y. P., Poppele R. E., Lacquaniti F. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion, *Journal of Physiology*, **556**, 267 (2004).
12. Hug F., Turpin N. A., Dorel S., Guevel A. Smoothing of electromyographic signals can influence the number of extracted muscle synergies, *Clinical Neurophysiology*, **123**, 1895 (2012).
13. Steele K. M., Tresch M. C., Perreault E. J.. The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses, *Frontiers in Computational Neuroscience*, **7**, 105 (2013).
14. Ivanenko Y. P., Cappellini G., Dominici N., Poppele R. E., Lacquaniti F. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans, *Journal of Neuroscience*, **25**, 7238 (2005).
15. Tresch M. C., Cheung V. C., D'Avella A. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets, *Journal of Neuroscience*, **95**, 2199 (2006).
16. Zolin P. P., Lebedev V. M., Konvay V. D. *Mathematical modeling of biochemical processes using regression analysis: monograph*, 344 p. (Publishing house Om. state University, Omsk, 2009).
17. Olree K. S., Vaughan C. L. Fundamental patterns of bilateral muscle activity in human locomotion, *Biological Cybernetics*, **73**, 409 (1995).
18. Vitenzon A. S., Petrushanskaya K. A. A New Approach to the analysis of normal muscle electrical activity during walking in humans, *Human Physiology*, **3** (6), 62 (2004).
19. Bal'sevich V. K. *Ontokinesiology of man: theory and practice*, 350 p. (Theory and Practice of Physical Culture, Moscow, 2000).
20. Nemtsev O. B., Doronin A. M., Chechin A. V. On the kinematics of the foot in the sprint race on the turn, *Scientific-theoretical journal "Scientific notes"*, **3**(85), 133 (2012).
21. Gerasimenko Y. P., Sayenko D., Gad P., Kozesnik J., Moshonkina T., Grishin A., Pukhov A., Moiseev S., Gorodnichev R., Selionov V., Kozlovskaya I., Edgerton V. R. Electrical spinal stimulation, and imagining of lower limb movements to modulate brain-spinal connectomes that control locomotor-like behavior, *Frontiers in Physiology*, **19**(9), 1196 (2018).
22. Latash M. L., Scholz J. P., Schoner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, **30**, 26 (2002).