
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

**ПОСТУРАЛЬНЫЕ СИНЕРГИИ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ,
ОБЕСПЕЧИВАЮЩИЕ ВЫПОЛНЕНИЕ ЗАДАЧИ СОХРАНЕНИЯ
РАВНОВЕСНОГО ПОЛОЖЕНИЯ ПРЕДМЕТА В РУКЕ**

© 2025 г. С. А. Моисеев^{1, *}

¹*Великолукская государственная академия физической культуры и спорта,*

Великие Луки, Россия

**E-mail: sergey_moiseev@vlgafc.ru*

Поступила в редакцию 12.06.2025 г.

После доработки 15.07.2025 г.

Принята к публикации 16.07.2025 г.

В статье представлен анализ постральных и мышечных синергий, задействуемых при реализации двигательных задач по сохранению равновесного положения предмета в руке во время ходьбы. Во время передвижения регистрировали электромиограммы поверхностных мышц верхних конечностей и осуществляли видеозахват движений сегментов тела. Из зарегистрированных сигналов извлекали параметры синергий с помощью факторного анализа и метода главных компонент. Проверили предположение о направленности мышечных синергий на стабилизацию важных для успешной реализации двигательной задачи траекторий сегментов верхней конечности. Установлена общая постральная синергия, задействуемая для различных двигательных задач, а также синергии более высокого порядка, осуществляющие тонкую корректировку позы во время передвижения. Выявлены четыре мышечные синергии, принимающие участие в управлении движениями верхней конечности, две из которых основные. Они связаны с компенсацией нарушений равновесного положения, вызываемых моментами постановки ноги на опору, активного разгибания нижней конечности в коленном и голеностопном суставах. Пространственная организация мышечных синергий показывает индивидуальные стратегии задействования мышц в их структуре, несмотря на то, что возмущающими факторами, действующими на стабилизирующую систему, выступают одни и те же моменты. Мышечные синергии активируются в моменты наибольшего возмущающего воздействия на позу и направлены на стабилизацию суставных углов и траекторий движений сегментов верхней конечности.

Ключевые слова: постральная синергия, кинематический модуль, мышечная синергия, межмышечная координация, управление движением

DOI: 10.7868/S2658655X25090039

ВВЕДЕНИЕ

В области двигательной функции относительно простая двигательная задача может быть решена с помощью бесконечного количества комбинаций сил и моментов, создаваемых сегментами тела, а также большого числа комбинаций сил, создаваемых

отдельными мышцами, производящими момент в суставе (суставах). Данная проблема двигательного управления была впервые поставлена в центр внимания научного сообщества Бернштейном, и в дальнейшем ее обозначали как проблему избыточности степеней свободы двигательного аппарата [1, 2]. Существует связанная с этим проблема – выбора конкретной траектории переменной от ее начального значения до желаемого конечного значения. Равно как решение двигательной задачи с множеством комбинаций сил и моментов, существует множество возможных траекторий перемещения сегментов для ее решения. Данную проблему можно обозначить как проблему избыточности траекторий. Обе названные проблемы двигательного управления сосуществуют, поскольку естественные движения включают в себя управление несколькими элементами и позволяют достигать целевого результата по различным траекториям.

Важный вопрос, связанный с проблемой двигательной избыточности, заключается в определении элементарных переменных, которые производятся элементами на определенном уровне анализа, отражающими процессы нервного управления. Некоторые из этих переменных существенны для задачи (например траектория движений указательного пальца в задачах на целеуказание), другие отражают выходы элементов, способствующие функционированию (например вращения суставов во время указывания, силы и моменты, мышечные активации и др.). Ряд переменных не могут быть определены непосредственно, а вычисляются на основе измеренных характеристик (например суставные моменты и мышечные силы). Идентификация переменных, отражающих процессы управления в ЦНС, была реализована на основе измерения вращения суставов, сил и активации мышц. Бернштейн предположил, что они объединяются в группы с коррелированными изменениями с целью сокращения числа параметров, управляемых на связанных с задачами нейронных уровнях. Эта идея была разработана с использованием методов факторизации различных наборов переменных, производимых такими элементами системы, как суставы или мышцы [3–5]. Как правило, такую форму организации управления элементарными переменными на кинематическом уровне называют модулями, а на мышечном – синергиями [6, 7].

Альтернативный взгляд на проблему избыточности степеней свободы и траекторий был сформулирован и обозначен как принцип изобилия. Данный подход рассматривает множество элементарных переменных не как избыточную конструкцию, в которой необходимо сокращать число элементов, а как полезную характеристику системы [8, 9]. Согласно принципу изобилия, элементарные переменные не устраняются во время естественных движений, а используются для стабилизации важных для конкретной двигательной задачи переменных контроля. Стабилизация здесь обозначает способность возвращать их к желаемой траектории при спонтанно изменяющемся внутреннем состоянии тела или при неожиданных изменениях внешних сил. Принцип постулирует объединение элементарных переменных в систему, которая позволяет этим переменным меняться относительно свободно в направлениях, не влияющих на важную переменную функционирования, сопротивляясь движениям в направлениях, влияющих на нее. Предполагается, что такая организация обеспечивает надежное выполнение задачи при различных осложняющих внешних воздействиях либо вариациях состояний тела. Синергией здесь обозначают организацию набора элементарных переменных с целью стабилизации существенной переменной функционирования, специфической для конкретной задачи (синергия, стабилизирующая действие) [10, 11].

Удобным объектом для выяснения такой организации элементов управляемой системы являются задачи сохранения позы всего тела или отдельных сегментов, выполнение которых связано с активным взаимодействием многих мышц и движений во многих суставах. Такие задачи не могут быть решены простым замыканием суставов (заморозкой степеней свободы), поскольку это неизбежно приведет к провалу. Например, двигательная задача по удержанию стакана с водой в вертикальном положении во время ходьбы не может быть реализована успешно, если ограничить подвижность

(зафиксировать) суставов верхней конечности. Успешное ее выполнение во многом зависит от эффективной организации межсуставного и межмышечного взаимодействия, позволяющей компенсировать изменение положения стакана, вызываемое колебаниями всего тела и его сегментов в процессе ходьбы.

Настоящая работа посвящена исследованию организации элементов двигательной системы на кинематическом и мышечном уровнях при реализации задач по сохранению равновесного положения предмета в руке. Полагали, что возмущающие воздействия на позу, вызываемые движениями сегментов тела во время ходьбы, эффективно компенсируются посредством синергий, направленных на стабилизацию переменных двигательного контроля (траекторий, суставных углов). Конкретная задача работы включала определение структуры синергий, организованных на мышечном и кинематическом уровнях в рамках концепции модульной организации двигательного управления, а также установление стабилизируемых переменных функционирования, специфичных для двигательных задач согласно положениям принципа избытия. Также планировалось выяснить возможность применения единых мышечных модулей для управления движениями при реализации разных двигательных задач по сохранению равновесного положения предмета в руке.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В исследовании приняли участие 8 практически здоровых испытуемых мужского и женского пола в возрасте от 20 до 24 лет. Все испытуемые сообщали о ведущей правой руке. Протокол исследований включал ходьбу по прямой с произвольной скоростью с выполнением следующих двигательных задач. Первая задача предполагала удержание пустой чаши в правой (доминирующей) руке с сохранением ее горизонтального положения во время ходьбы (далее – “задача 1”). Вторая задача включала сохранение горизонтального положения чаши с водой во время ходьбы (далее – “задача 2”), испытуемым давали инструкцию не разлить воду. В чаше с водой располагался плоский поплавок для визуального контроля уровня воды. В третьей двигательной задаче необходимо было удерживать мяч для игры в настольный теннис на плоскости ракетки во время передвижения (далее – “задача 3”). В задаче 2 испытуемым давали инструкцию не разлить воду, а в третьей – удерживать шарик на центре ракетки. В случае разлива воды и падения шарика попытка не считалась успешной, и такие данные не включали в анализ. Анализируемый период движений определялся по граничным моментам цикла шага и начинался от отрыва конечной антропометрической точки правой нижней конечности от поверхности опоры и заканчивался постановкой ее на опору после периода переноса.

Регистрацию перемещений и величин суставных углов осуществляли при помощи системы видеозахвата Qualisys (Швеция) с частотой оцифровки 500 Гц. Светоотражающие маркеры располагались на основных антропометрических точках сегментов тела: лобной, шейной, плечевой, лучевой, шиловидной, фаланговой, вертельной, верхнеберцовой, нижнеберцовой, конечной [12]. Регистрировали величины следующих суставных углов обеих сторон тела: плечевого (SHOLDER), локтевого (ELBOW), лучезапястного (WRIST), тазобедренного (HIP), коленного (KNEE) и голеностопного (ANKLE). Дополнительные маркеры размещали на чаше, поплавке, а также на ракетке. По дополнительным маркерам на предметах рассчитывали величины углов в системе 3d между поплавком и чашей, ракеткой и шариком. Первичную обработку видеоряда осуществляли в программной среде Qualisys Track Manager (version 2.4), применяли процедуру аппроксимизации кривой 2-й степени.

Регистрацию электромиограмм (ЭМГ) осуществляли биомонитором ME6000 (Финляндия), ЭМГ-сигналы усиливались биомонитором с полосой пропускания частот от

10 до 10000 Гц и оцифровывали с частотой 2000 Гц. Активный электрод располагали в области двигательной точки мышцы, а референтный по ходу волокон на расстоянии 2 см, дополнительный электрод заземления располагали на том же расстоянии за референтным. Для отведения ЭМГ применяли накожные одноразовые самоклеющиеся электроды с токопроводящим гелем и активной площадью контакта 2.5 см^2 , $36 \times 45 \text{ мм}$ (Swaromed, Австрия). Билатерально регистрировали электромиограммы следующих скелетных мышц: передней части дельтовидной (DELTA R), большой грудной (PECT), двуглавой плеча (BIC), плечелучевой (BRACH), лучевого сгибателя запястья (FCR), верхних пучков трапецевидной (TRAPI), средней части дельтовидной (DELTA M), задней части дельтовидной (DELTA RR), разгибателя пальцев (EXTD), локтевого разгибателя запястья (EXTCU). Процедура обработки интерференционных ЭМГ включала применение полосового фильтра с полосой пропускания 30–450 Гц, силой подавления 60 дБ, затем сигналы выпрямлялись с интервалом усреднения 0.002 с, и далее применяли фильтр низких частот 15 Гц. Данные процедуры выполнялись с применением программного обеспечения MegaWin (Mega Electronics, Ltd., version 3.9).

Зарегистрированные величины суставных углов, ЭМГ экспортировали в Statistica (StatSoft, Inc., version 10), где формировали матрицу, состоящую из вариационных рядов регистрируемых величин с дополнительными переменными, идентифицирующими принадлежность измерений к различным испытуемым, попыткам, двигательным задачам. В данной среде осуществляли разложение матриц с применением факторного анализа (FA) по методу главных компонент (при работе с ЭМГ) без вращения факторов и метод главных компонент (PCA) при работе с кинематическими данными. Применяли стандартные модули Statistica Advanced/Multivariate – Factor и PCA. Критериями выделения компонент являлись величины рассчитанных собственных значений (Eigenvalues) и процент дисперсии, которую учитывает каждый фактор в общем наборе данных (VAF). Компоненты с собственными значениями менее единицы не рассматривались. Факторы (компоненты), объясняющие менее 5% общей дисперсии данных, считали шумом и тоже не учитывались [13, 14]. Матрица X разлагалась на произведение двух матриц: $X = T \times P + E$, где T – матрица счетов, P – матрица нагрузок, E – матрица остатков. Матрица нагрузок (P) включает весовые коэффициенты для каждой переменной. Фактически значение коэффициента указывает на степень прямолинейности в изменениях сигнала, т.е. является мерой их синхронизма. Матрица счетов (T) определяет временную организацию выявленных компонент и представлена в виде коэффициентов активации. Изменение коэффициентов активации на временной шкале свидетельствует о возрастании либо снижении активности модуля (синергии), обусловленной синхронной активацией ее компонент. Анализировали получаемые в результате разложения матриц параметры: количество факторов (компонент), весовые коэффициенты и коэффициенты активации. При рассмотрении коэффициентов активации обращали внимание на основные пики и временной период их появления. При оценке весовых коэффициентов учитывали элементы с высокими значениями, превышающими 0.7, что свидетельствует о высокой синхронизации их активности.

Множественный регрессионный анализ выполняли в Statistica, применяя стандартный модуль “Multiple Linear Regression”. Осуществляли анализ корреляционных матриц на предмет: мультиколлинеарности; достоверности получаемых β -коэффициентов; нормальности распределения остатков; соответствия предсказанных и наблюдаемых значений [15]. В случае положительной проверки по этим параметрам регрессионную модель считали приемлемой. Анализировали коэффициенты детерминации (R^2).

Обработка данных включала расчет среднего арифметического (M), ошибки среднего арифметического (SE), стандартного отклонения (SD), коэффициентов вариативности (CV) при помощи Statistica (StatSoft, Inc., version 10). Коэффициенты вариативности в диапазоне до 30% считали низким уровнем, от 31% до 70% – средним и более 71% – высоким. Анализ соответствия коэффициентов активации мышечных синергий

при разных двигательных задачах выполняли при помощи анализа максимальных значений кросскорреляционных функций с учетом их сдвига относительно нуля (r_k). Анализ сходства векторов синергий и модулей (весовых коэффициентов) осуществлялся с применением корреляционного анализа, рассчитывали коэффициент корреляции Пирсона (r). Коэффициент корреляции в диапазоне 0–0.35 считали низким, 0.35–0.65 – средним, свыше 0.65 – высоким уровнем сходства.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исходя из цели работы, были проанализированы особенности межузственного взаимодействия в процессе выполнения разных задач. В среднем по группе при ходьбе с чашей без воды были выявлены четыре модуля (4.32 ± 0.31) с общей долей объясняемой дисперсии $87.48 \pm 1.88\%$. При ходьбе с чашей, заполненной водой, было установлено от трех до четырех кинематических модулей (3.66 ± 0.34), VAF – $89.49 \pm 2.74\%$. При выполнении задачи по удержанию равновесного положения шарика на ракетке взаимодействие суставов образовывало от трех до четырех модулей, VAF достигал $86.28 \pm 3.92\%$. Количество выявляемых кинематических модулей и процент учтенной дисперсии демонстрировали низкую вариативность при межпробных измерениях и при межиндивидуальном рассмотрении, CV не превышали $17.32 \pm 0.39\%$.

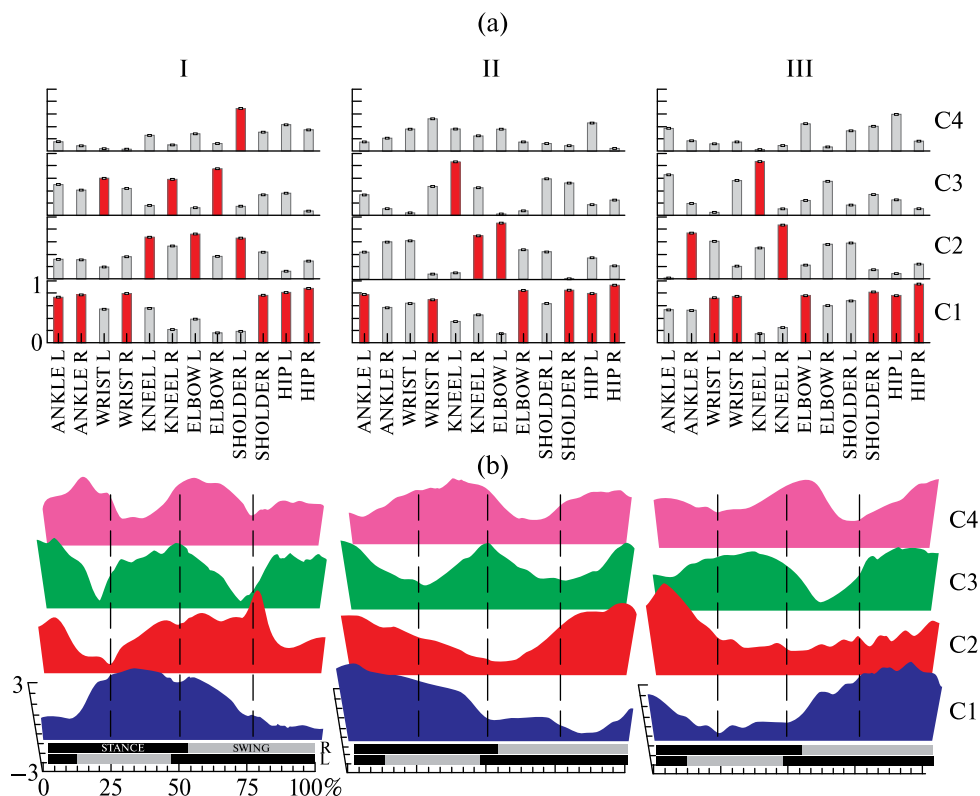


Рис. 1. Паттерны пространственно-временной организации кинематических модулей в процессе удержания равновесного положения предмета в руке. (а) – весовые коэффициенты суставных углов. (б) – коэффициенты активации, по оси абсцисс – прогресс движения, по оси ординат – у.е. C1, C2, C3, C4 – компоненты. (I) – задача 1, (II) – задача 2, (III) – задача 3.

На рис. 1 представлена временная организация выявленных кинематических модулей. Установлено, что первый модуль при ходьбе с задачей удержания горизонтального положения чаши без воды характеризовался возрастанием степени синхронизации изменений суставных углов, начиная с середины первой четверти цикла шага. Пик синхронизации достигался во второй четверти анализируемого периода. Начало роста и снижения синхронизации отмечалось в периоды нахождения обеих нижних конечностей на поверхности опоры. Пик активации обусловлен синхронизацией изменений углов в голеностопных, тазобедренных суставах обеих нижних конечностей, а также в плечевом и лучезапястном суставах, здесь весовые коэффициенты были максимальными (рис. 1aI). При выполнении данной задачи пик синхронизации межсуставного взаимодействия приходился на первую половину периода цикла шага и был сопоставим с периодом нахождения правой нижней конечности в опорном положении (рис. 1bII). При реализации данного упражнения в структуре первого кинематического модуля отмечалась синхронизация изменений тазобедренных углов, а также углов правой верхней конечности. При выполнении третьей задачи пик синхронизации взаимодействия движений в суставах был отмечен во второй половине рассматриваемого периода. Он был обусловлен одновременным изменением углов в тазобедренных, лучезапястных суставах, а также плечевом правом и локтевом левом (рис. 1aIII).

Временная организация второго кинематического модуля характеризовалась двумя выраженными пиками синхронизации изменений суставных углов (рис. 1b). Первый пик при движении во всех экспериментальных условиях отмечался в первой четверти периода, второй пик был наиболее выражен в последней четверти. При реализации разных двигательных задач данные пики синхронизации были обусловлены синхронными изменениями различных сегментов. Так, при движении по прямой с чашей без воды отмечена синхронизация плечевого, локтевого и коленного суставов левой стороны. При ходьбе с чашей, наполненной водой, отмечены высокие весовые коэффициенты коленного правого сустава – 0.69 ± 0.13 и локтевого левого – 0.89 ± 0.23 (рис. 1aII). При выполнении задачи с ракеткой наибольшие коэффициенты были установлены для коленного правого – 0.85 ± 0.24 и голеностопного правого – 0.73 ± 0.21 . В третьем модуле было выявлено три пика синхронизации межсуставного взаимодействия. Первый пик наблюдался в начале периода, второй – в середине и третий – в последней четверти. Наибольшие весовые коэффициенты были выявлены в коленном (0.57 ± 0.23) и локтевом (0.74 ± 0.12) суставах правой стороны, а также лучезапястном и коленном левой стороны – 0.58 ± 0.09 и 0.84 ± 0.13 соответственно. Четвертый кинематический модуль имел временные паттерны с двумя характерными пиками синхронизации, а высокие весовые коэффициенты были зарегистрированы для единичных углов.

Таким образом, при реализации разных двигательных задач, связанных с поддержанием равновесного положения предмета в руке, первый кинематический модуль образуют практически одни и те же сегменты, в которые обязательно включены плечевой и лучезапястные суставы правой стороны. Тем не менее пики их синхронизации приходятся на разные временные отрезки, сопоставимые с периодами и моментами положения нижних конечностей в структуре цикла шага. Сравнительный анализ паттернов временной организации кинематических модулей показал высокую степень сходства первого модуля для задачи 1 и 3 – $r_k = 0.93 \pm 0.13$, а также среднее сходство при задачах 2 и 3 – 0.47 ± 0.09 . Другие модули демонстрировали среднее или низкое соответствие паттернов при выполнении разных задач, лишь в третьем модуле было обнаружено высокое сходство при сравнении задач 1 и 2 – 0.75 ± 0.13 . Векторы кинематических модулей преимущественно демонстрировали среднюю степень сходства при выполнении разных задач. Высокое соответствие было установлено только для первого модуля при ходьбе с чашей, наполненной водой, и ходьбе с ракеткой – 0.91 ± 0.21 , а также для второго модуля при сопоставлении задачи удержания равновесия чаши с водой и ходьбы с ракеткой – 0.72 ± 0.14 .

Исходя из задач, были рассмотрены особенности биоэлектрической активности скелетных мышц верхней конечности при выполнении разных задач по удержанию равновесного положения предмета в руке. При удержании чаши без воды во время ходьбы было установлено, что наибольшую электроактивность проявляла плечелучевая мышца (рис. 2).

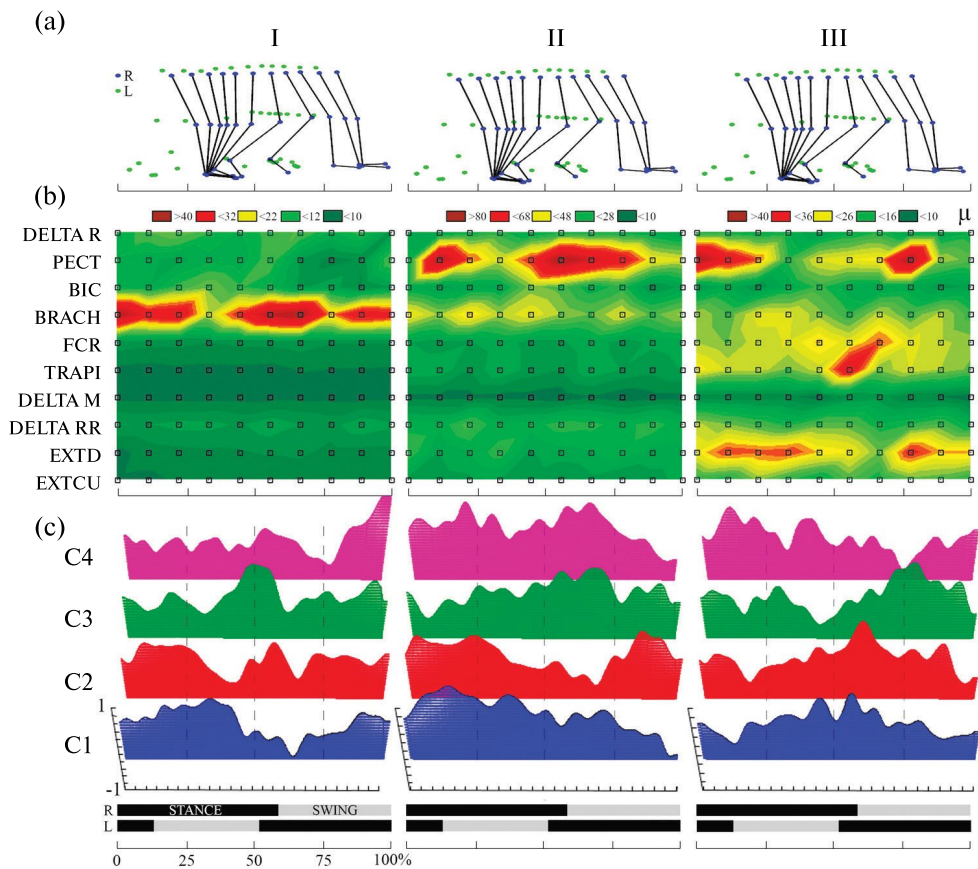


Рис. 2. Кинематограмма (а), усредненная ЭМГ-активность скелетных мышц (б) и временная организация мышечных синергий (с) в процессе выполнения задач по удержанию равновесного положения предмета в руке. (I) – задача 1, (II) – задача 2, (III) – задача 3. По оси абсцисс – прогресс движения (%). C1, C2, C3, C4 – номер фактора.

Наибольшие значения средней амплитуды ЭМГ данной мышцы были отмечены в момент начала периода опоры – 34.22 ± 0.19 мкВ и в начале периода переноса – 39.66 ± 1.44 мкВ. Были выявлены два периода снижения электроактивности относительно ее максимального значения. Они отмечались в обоих рассматриваемых периодах в момент начала разгибания правой нижней конечности в коленном суставе. Схожая картина изменения электроактивности наблюдалась в ряде мышц, например у большой грудной, где отмечалась более высокая амплитуда ЭМГ в начале периода опоры – 29.76 ± 2.31 мкВ, а периоды снижения электроактивности были связаны с моментом начала разгибания в коленном суставе в обоих периодах цикла шага.

При ходьбе с задачей сохранять равновесное положение чаши с водой была выявлена наибольшая электроактивность большой грудной мышцы, ее средняя амплитуда ЭМГ достигала 77.95 ± 2.07 мкВ. Пики активности данной мышцы были отмечены в первой и третьей четвертях анализируемого периода. Проявление наибольшей амплитуды было отмечено в период смены периодов шагательного цикла для левой нижней конечности и при нахождении обеих ног в опорном положении (рис. 2). Плечелучевая мышца также проявляла относительно большую электроактивность в разные моменты анализируемого периода. Наибольших значений она достигала при нахождении левой нижней конечности в безопорном положении и составляла в среднем по группе 44.24 ± 0.82 мкВ.

В процессе реализации задачи с ракеткой была отмечена относительно большая электроактивность большой грудной мышцы, лучевого сгибателя запястья, трапецевидной мышцы и разгибателя пальцев. Электроактивность большой грудной мышцы достигала 48.93 ± 0.70 мкВ в первой четверти рассматриваемого периода, а также в последней четверти – 47.99 ± 1.70 мкВ. В эти моменты амплитуда ЭМГ данной мышцы была максимальной. Активность лучевого сгибателя кисти и трапецевидной мышцы достигала максимальных значений в момент нахождения обеих нижних конечностей на опоре – 31.15 ± 0.50 мкВ и 37.91 ± 0.96 мкВ соответственно (рис. 2). Таким образом, проявление наибольшей электроактивности мышц, принимающих участие в сохранении равновесного положения предмета, связано с определенными событиями двустороннего цикла шага, в частности с моментами перехода между периодами цикла и при нахождении обеих нижних конечностей на опоре.

Временная структура мышечных синергий представлена на рис. 2. Следует отметить, что паттерны временной организации межмышечного взаимодействия не имели явно выраженных пиков активации, а наблюдались множественные пики небольшой величины. Однако в их структуре можно выделить периоды, где значения коэффициентов были максимальными. Так, первый компонент демонстрировал наибольшие величины и, соответственно, высокую степень синхронизации мышечной активности в первой и второй четверти периода при выполнении задач с чашей с водой и без воды. Наибольшая синхронизация при выполнении задачи с ракеткой была отмечена в середине рассматриваемого периода. В ряде случаев синхронизация мышечной активности была сопоставима с периодами цикла шага, например, третий компонент при реализации задачи 1 имел выраженный пик в период нахождения обеих нижних конечностей в опорном положении. Сопоставление временных паттернов при выполнении разных задач показало преимущественно низкое соответствие, коэффициенты кросскорреляционных функций при множественных сравнениях не превышали 0.40. Таким образом, временная организация мышечных синергий при выполнении разных двигательных задач по сохранению равновесного положения предмета в руке преимущественно не имела выраженных признаков межмышечного синергетического взаимодействия, а именно воспроизводимых выраженных пиков синхронизации мышечной активности, соотносимых с определенными событиями в структуре цикла шага.

В результате разложения матриц с данными об электроактивности мышц в разные периоды цикла шага было установлено от трех до пяти компонент (синергий) при выполнении разных задач. В первом периоде (четверти) выявлено от 4 до 5 мышечных синергий, с $VAF > 87\%$, во второй четверти было установлено аналогичное количество, а $VAF > 88\%$. В третьем и четвертом периодах межмышечное взаимодействие было структурировано по большей части в четыре синергии, в редких случаях выявлялась третья или пятая синергия. Во всех случаях процент объясняемой дисперсии превышал 85%.

Весовые коэффициенты выявленных мышечных синергий (МС) при выполнении различных двигательных задач представлены на рис. 3. Установлено, что для компенсации колебаний удерживаемого предмета в руке (задача 1) в первой четверти

периода в первую синергию оказывались вовлечены локтевой разгибатель запястья (0.91 ± 0.47), верхние пучки трапецевидной мышцы (0.87 ± 0.11), двуглавая и большая грудная мышцы (рис. 3а). Вторая синергия включала разгибатель пальцев, переднюю и среднюю части дельтовидной мышцы, их весовые коэффициенты оказывались высокими (> 0.7). Реализация задачи 1 во второй четверти периода обеспечивалась высоким вовлечением в первую синергию локтевого разгибателя запястья, верхних пучков трапецевидной мышцы, передних пучков трапецевидной мышцы и плечелучевой мышцы. Вторая синергия в этой четверти задействовала лучевой сгибатель запястья (0.81 ± 0.33), среднюю часть дельтовидной мышцы (0.83 ± 0.21) и двуглавую мышцу плеча. Третья и четвертая синергии в описанных четвертях включали одну мышцу с высоким весовым коэффициентом либо не имели таковых. Таким образом, при реализации первой двигательной задачи мышечные синергии включали от трех до четырех мышц, демонстрирующих высокую степень вовлечения. Мышцы, которые не входили в первую синергию, были задействованы во второй. Некоторые из рассматриваемых мышц были в высокой степени задействованы во всех рассматриваемых периодах, например верхние пучки трапецевидной мышцы. Как правило, вторая синергия и последующие включали меньшее количество активно задействуемых мышц. Названные закономерности вовлечения мышц в синергии оказались справедливыми и для других двигательных задач, однако обращает на себя внимание тот факт, что в третьей четверти рассматриваемого периода в структуре первой мышечной синергии оказывалось задействовано большее количество мышц. Например, при выполнении задачи с чашей, наполненной водой, высокие весовые коэффициенты были установлены для лучевого сгибателя запястья, средней части дельтовидной мышцы, плечелучевой, двуглавой плеча и большой грудной мышцы, они находились в диапазоне от 0.86 ± 0.33 до 0.95 ± 0.19 . При реализации задачи с ракеткой в этом же периоде высокие весовые коэффициенты имели шесть мышц (рис. 3с).

Сравнительный анализ векторов мышечных синергий при реализации разных двигательных задач показал преимущественно низкое и реже среднее их соответствие. В большей степени векторы синергий были схожими при задачах 1 и 2 в четвертой четверти цикла – $r = 0.83 \pm 0.12$ и во второй четверти при сопоставлении задач 2 и 3 – 0.59 ± 0.22 . Для второй синергии лишь при сравнении задач 2 и 3 в первой четверти периода было установлено среднее соответствие векторов – 0.48 ± 0.11 . Другие синергии демонстрировали низкое соответствие во всех рассматриваемых периодах. Таким образом, пространственная организация мышц, в высокой степени вовлеченных в синергию и формирующих характерный паттерн их активации, оказывается уникальной для каждого периода при реализации двигательных задач по удержанию равновесного положения предмета в руке при ходьбе.

Исходя из задач работы, был выполнен анализ зависимостей между активацией МС и изменениями величин основных суставных углов, траекторий движений различных сегментов тела и удерживаемого предмета в разных периодах двигательных задач. При реализации задачи 1 (первая четверть) высокая взаимосвязь МС обнаружена с траекториями перемещений чаши по сагиттальной и фронтальной осям, а также с траекториями антропометрических точек верхней правой конечности (R^2 в диапазоне 0.75–0.80). Вторая четверть данной задачи характеризовалась высокими коэффициентами взаимосвязи МС с углом между чашей и шиловидной антропометрической точкой, с углом в локтевом суставе, траекториями плечевой и лучевой точек по вертикальной оси (табл. 1). В третьей четверти движения практически все траектории и углы оказывались взаимосвязаны с активностью МС. Четвертая четверть характеризовалась высокими взаимосвязями МС с углом в лучезапястном суставе, а также с углом между предметом и шиловидной антропометрической точкой.

При выполнении задачи по удержанию равновесного положения чаши с водой при ходьбе установлено, что стабилизируемыми переменными в первой четверти периода

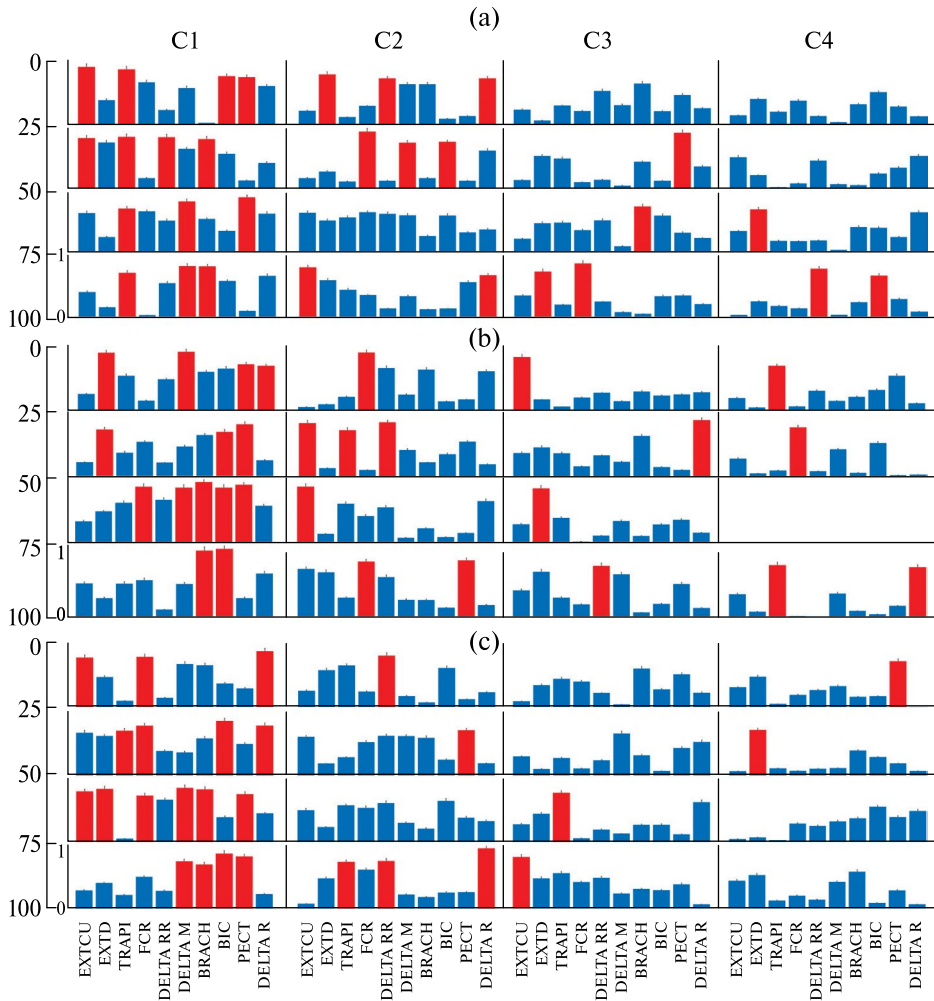


Рис. 3. Весовые коэффициенты мышц в структуре мышечных синергий в разных периодах цикла шага при реализации двигательных задач по удержанию равновесного положения предмета в руке. (а) – задача 1, (б) – задача 2, (с) – задача 3. По оси ординат – прогресс движения (%). C1, C2, C3, C4 – номер синергии.

являлись траектории плечевой, лучевой и шиловидной антропометрических точек по фронтальной и вертикальной осям, здесь R^2 были максимальными – более 0.84 (табл. 1). Кроме того, высокие коэффициенты были выявлены с динамикой угла между чашей и поплавком, а также с изменениями угла в лучезапястном суставе. Во второй четверти были отмечены высокие значимые связи МС с динамикой угла в локтевом суставе, углом между чашей и поплавком, траекториями движений плечевой и шиловидной антропометрических точек по вертикальной оси. Третья четверть характеризовалась преимущественной стабилизацией локтевого сустава и траекторий движений плечевой, лучевой и шиловидной точек по сагиттальной оси. В последней четверти движения наиболее значимые связи МС были выявлены с динамикой угла между чашей и поплавком, а также траекторией чаши по вертикальной оси (табл. 1). Задача удержания равновесного положения ракетки с шариком характеризовалась множественными связями МС в разных

периодах рассматриваемого движения. В первой четверти наиболее существенные из них выявлены с траекториями движений ракетки по всем направлениям, а также с траекториями плечевой, лучевой антропометрических точек по фронтальной оси и шиловидной – по всем направлениям. Во второй четверти связи были более существенными с траекториями плечевой, лучевой, шиловидной точек по вертикальной оси, углом между ракеткой и шиловидной антропометрической точкой – 0.83.

Таблица 1. Взаимосвязь мышечных синергий и движений в различных сегментах тела при выполнении разных задач по удержанию равновесного положения предмета в руке (R^2)

Угол/точка (зависимые переменные)	Задача 1				Задача 2				Задача 3			
	Четверть движения											
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Чаша – шиловидная	0.58	0.85	0.76	0.83	0.64	0.71	0.31	0.61				
Чаша – поплавок					0.88	0.87	0.61	0.81				
Ракетка – шиловидная									0.72	0.83	0.26	0.38
Ракетка – шарик									0.84	0.48	0.54	0.68
Лучезапястный	0.55	0.63	0.48	0.77	0.85	0.70	0.83	0.31	0.36	0.46	0.70	0.55
Локтевой	0.41	0.83	0.86	0.61	0.79	0.86	0.57	0.44	0.38	0.69	0.62	0.84
Плечевой	0.43	0.54	0.86	0.66	0.75	0.48	0.78	0.27	0.68	0.71	0.91	0.91
Чаша/ракетка X	0.79	0.46	0.92	0.71	0.67	0.71	0.87	0.55	0.75	0.72	0.68	0.91
Чаша/ракетка Y	0.77	0.34	0.60	0.57	0.73	0.62	0.70	0.44	0.78	0.79	0.67	0.92
Чаша/ракетка Z	0.52	0.46	0.88	0.27	0.87	0.76	0.07	0.91	0.79	0.78	0.31	0.93
Плечевая X	0.79	0.46	0.95	0.72	0.67	0.72	0.88	0.55	0.75	0.72	0.69	0.91
Плечевая Y	0.78	0.68	0.91	0.60	0.89	0.64	0.20	0.53	0.59	0.72	0.69	0.90
Плечевая Z	0.75	0.95	0.90	0.54	0.86	0.81	0.78	0.68	0.71	0.78	0.31	0.79
Лучевая X	0.79	0.46	0.92	0.71	0.67	0.71	0.87	0.55	0.75	0.72	0.68	0.91
Лучевая Y	0.80	0.69	0.92	0.61	0.84	0.67	0.61	0.52	0.72	0.71	0.72	0.91
Лучевая Z	0.78	0.95	0.91	0.48	0.89	0.74	0.71	0.69	0.76	0.77	0.28	0.82
Шиловидная X	0.79	0.46	0.92	0.70	0.67	0.71	0.87	0.55	0.75	0.72	0.68	0.91
Шиловидная Y	0.78	0.61	0.92	0.65	0.73	0.68	0.69	0.53	0.74	0.73	0.71	0.91
Шиловидная Z	0.77	0.7	0.93	0.35	0.91	0.84	0.21	0.75	0.78	0.75	0.33	0.89
Взаимосвязь												
				низкая	умеренная		средняя		высокая			

В третьей четверти выраженные связи МС были отмечены с динамикой угла в плечевом суставе и траекториями всех сегментов по фронтальной и сагиттальной осям. В последней части рассматриваемого периода МС стабилизировали траектории всех сегментов тела, удерживаемого предмета в руке, а также углы в локтевом и плечевом суставах. Здесь коэффициенты детерминации находились в диапазоне от 0.79 до 0.92. Таким образом, стабилизируемыми переменными при выполнении разных задач по удержанию равновесного положения предмета в руке во время ходьбы оказываются и суставные углы, и траектории сегментов тела, однако в некоторых периодах движения наблюдается преимущественная их стабилизация в определенных направлениях (по осям).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В ряде исследований движений рук, где рассматриваются различные двигательные модели, такие как захваты предметов, перенос предметов, удерживание руки в статических положениях разной формы, манипуляции предметами, оценивают межсуставное взаимодействие методами снижения размерности данных и выявляют двигательные модули, именуемые постуральными синергиями [16–18]. Постулируется, что образование постуральных синергий является одним из способов упрощения управления системой с большим числом активных степеней свободы. Действительно, многие работы показывают сильные связи между суставами, которые снижают кинематическую сложность руки и плечевого пояса человека до ограниченного количества степеней свободы, причем первые два-три компонента могут составлять большую часть объясняемой дисперсии ($>80\%$). Это свидетельствует о том, что контроль положения руки включает образование нескольких постуральных синергий, регулирующих общую форму руки в сочетании с более тонким механизмом управления, обеспечивающим тонкие корректировки (это постуральные синергии более высокого порядка) [17]. В нашем исследовании было установлено, что при выполнении задач, где было необходимо сохранять равновесное положение чаши с водой и положение шарика на ракетке, межсуставное взаимодействие было организовано в меньшем числе модулей, чем при задаче с чашей без воды. То есть при относительно более простой двигательной задаче управляющая система допускает сохранение большего числа степеней свободы, чем при более сложных задачах. Кинематическая сложность движений всего тела была снижена до четырех степеней свободы. Какое место в этих модулях занимают сегменты верхней конечности, непосредственно осуществляющей удержание и контроль горизонтального положения предмета? Мы установили, что пространственная организация первого кинематического модуля (постуральной синергии) обязательно включает плечевой, лучезапястный и тазобедренный суставы, векторы данных модулей демонстрируют высокую степень сходства при выполнении разных двигательных задач, в большей степени при сложных задачах удержания равновесного положения чаши с водой и шарика на ракетке. Объединение данных сегментов в постуральную синергию образует характерные пики активации, которые, в случае выполнения сложных задач, сопоставимы с периодом постановки ноги на опору. Таким образом, кинематический модуль первого порядка задействует степени свободы верхней конечности, непосредственно осуществляющей манипуляции с предметом. Модули более высокого порядка, вероятно, осуществляют тонкую корректировку позы во время движения и в определенной степени связаны с периодом постановки ноги на опору, что, вероятно, является возмущающим фактором для сохранения не только равновесного положения предмета в руке, но и поддержания осанки и вертикальной устойчивости во время ходьбы [19]. Сравнение паттернов пространственно-временной организации кинематических модулей при разных задачах показывает среднее и в ряде случаев высокое соответствие, это свидетельствует о том, что в структуре управления могут быть задействованы единые модули, организованные на уровне взаимодействия суставных углов.

Изначально мы полагали, что активность мышц верхнего плечевого пояса может быть организована в мышечные синергии, посредством которых осуществляется управление движениями при выполнении задач по сохранению равновесного положения предмета в руке. Однако факторизация данных ЭМГ-активности мышц верхней конечности и верхнего плечевого пояса показала недостаточный уровень реконструкции исходных данных для всех рассматриваемых двигательных задач. Кроме того, коэффициенты активации выделенных компонент не имели выраженного пика активации (единственного), а наблюдались множественные пики на протяжении всего рассматриваемого периода. Таким образом, при рассмотрении целостного

движения (ограниченного моментами начала и окончания полного двустороннего цикла шага) выделенные компоненты не отвечают требованиям, по которым можно интерпретировать их как синергии. Это вполне ожидаемый результат, поскольку синергии неизбежно связаны с реализацией конкретной двигательной задачи либо задействуются при возмущающих воздействиях на систему, вынуждающих менять стратегию двигательного контроля. Например, при незначительных возмущающих воздействиях вертикальной стойки человека активируются голеностопная постральная стратегия, при значительном смещении центра масс активируется тазобедренная стратегия [20–23]. Такие стратегии идентифицируются на кинематическом уровне управления. На мышечном уровне каждая стратегия может быть определена с помощью конкретной пространственно-временной модели мышечной активации и обладает специфическим характером совместных моментов, и каждая позная стратегия соответствует независимо модулированной мышечной синергии. Следовательно, гибкая комбинация разных синергий может лежать в основе изменений автоматического пострального ответа [24–26]. Также группа Гурфинкеля классифицировала ряд постральных синергий, среди которых выделяют реактивные, активирующиеся при неожиданных возмущающих воздействиях [27]. Таким образом, образование мышечных синергий должно быть ассоциировано с определенными возмущающими факторами, действующими на систему.

Мы проанализировали электрическую активность мышц, непосредственно задействованных в процессе поддержания равновесного положения предмета в руке при ходьбе, и выявили периоды проявления их наибольшей амплитуды. Было установлено, что повышение электроактивности некоторых мышц верхней конечности (ведущих) приходится на моменты постановки нижней конечности на опору после периода переноса, а также активного разгибания ее в коленном и тазобедренном суставах. Вероятно, образование мышечных синергий решает задачу компенсации отклонений удерживаемого предмета в руке от горизонтального положения, вызываемых названными событиями в структуре цикла шага. Факторизация ЭМГ-данных в отдельных периодах движения показала наличие от трех до пяти компонент в каждом из них с долей объясняемой дисперсии, превышающей 87%, что свидетельствует о высоком качестве реконструкции исходных сигналов. Таким образом, в отдельных периодах, ассоциированных с событиями в структуре цикла шага, межмышечное взаимодействие может быть интерпретировано как синергии. Из зарегистрированных синергий можно выделить основные (первая и вторая), поскольку они включали относительно большее число мышц, демонстрирующих высокую степень синхронизации изменений электроактивности и, соответственно, степень вовлечения в синергию. Синергии более высокого порядка включали меньшее число мышц. Сравнение векторов синергий в одноименных периодах рассматриваемого движения при реализации разных двигательных задач показало низкое и в редких случаях среднее соответствие, что свидетельствует о применении индивидуальных стратегий задействования мышц в структуре синергий, несмотря на то что возмущающими факторами, действующими на стабилизирующую систему, выступают одни и те же моменты.

Одно из положений теории иерархической многоуровневой организации движений (о специфической вариативности) указывает на то, что управляющая система допускает большую вариативность по отношению к менее важным компонентам движения, нежели к тем, которые представляют большую важность для успешной реализации двигательной задачи. Выбор важных и менее важных компонент при построении движения может быть осуществлен путем применения соответствующих тактик (стратегий), которые сводятся к поиску рабочих параметров, позволяющих достичь наилучшего приближения к цели [2, 28]. Решение такой задачи возможно в случае эффективного выделения существенных переменных контроля, под которыми, вероятно, следует понимать рациональное соотношение величин суставных

углов. Как уже отмечали ранее, в рамках концепции оптимизации элементов управляемой системы (принцип избытия) синергии организуются с целью стабилизации существенной переменной функционирования, специфической для конкретной задачи (синергия, стабилизирующая действие) [10]. На необходимость выделения стабилизируемых переменных как неотъемлемой части механизма синергий указывает и исследование по изучению синергий стабилизации позы [29]. В нашем случае стабилизация является прямой задачей двигательного управления. Анализ зависимостей коэффициентов активации кинематических модулей и изменений основных суставных углов руки, удерживающей предмет, показал высокую взаимосвязь во всех задачах на сохранение равновесного положения. Таким образом, межсуставное взаимодействие организуется в модули, которые, вне зависимости от моментов наибольшего возмущающего воздействия, стабилизируют важные для успешной реализации двигательной задачи переменные. На мышечном уровне такой анализ показал низкую взаимосвязь коэффициентов активации синергий и динамики суставных углов, это свидетельствует о том, что активность мышечных синергий верхнего плечевого пояса напрямую не способствует стабилизации сегментов тела этой конечности, либо синергии формируются или задействуются в определенные моменты. И действительно, регрессионный анализ мышечных синергий, выявленных в разных периодах, связанных с моментами наибольшего возмущающего воздействия на позу, показал высокую их взаимосвязь с движениями в суставах и траекториями движений антропометрических точек сегментов верхней конечности, а также траекториями движений предмета, удерживаемого в руке.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При реализации разных двигательных задач, связанных с поддержанием равновесного положения предмета в руке, задействованы четыре постуральные синергии. Пространственная организация первой включает плечевой, лучезапястный и тазобедренный суставы и является общей для разных двигательных задач. Синергии более высокого порядка осуществляют тонкую корректировку позы во время движения и в определенной степени связаны с моментом постановки ноги на опору. В поддержании равновесного положения предмета в руке во время ходьбы оказываются задействованы четыре мышечные синергии, две из которых основные. Они включают относительно большее число мышц, демонстрирующих высокую степень синхронизации изменений электроактивности и, соответственно, степень их вовлечения в синергии. Их активация связана с компенсацией нарушений позы, вызываемых моментами постановки ноги на опору, активного разгибания нижней конечности в коленном и голеностопном суставах при ходьбе. Состав мышечных синергий оказывается уникальным для каждой двигательной задачи, что свидетельствует об индивидуальных стратегиях задействования мышц, несмотря на то что возмущающими факторами, действующими на стабилизирующую систему, выступают одни и те же моменты. Мышечные синергии активируются только в моменты наибольшего возмущающего воздействия на позу с целью стабилизации суставных углов и траекторий движений сегментов верхней конечности, удерживающей предмет.

Полученные сведения об особенностях пространственно-временного структурирования межмышечного и межсуставного взаимодействия вносят вклад в существующие представления об иерархической организации управления двигательной активностью человека и приближают к пониманию того, как параметры двигательной задачи кодируются в структуре синергий. Такие сведения могут быть полезны при решении прикладных вопросов совершенствования широкого спектра специализированных двигательных навыков.

БЛАГОДАРНОСТИ

Автор выражает благодарность сотрудникам Научно-исследовательского института проблем спорта и оздоровительной физической культуры Великолукской государственной академии физической культуры и спорта А.М. Пухову и С.М. Иванову за помощь в проведении исследований.

ВКЛАД АВТОРОВ

С. А. М. – планирование, организация и участие в проведении экспериментов, регистрация и анализ полученных данных, обработка данных, обобщение полученных данных, подготовка текста рукописи.

ИСТОЧНИК ФИНАНСИРОВАНИЯ

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

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 Великолукской государственной академии физической культуры и спорта № 4 от 16.09.2024.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Бернштейн НА* (1947) О построении движений. М. Медгиз. [Bernstein NA (1947) The construction of movements. Moscow. Medgiz. (In Russ)].
2. *Бернштейн НА* (1966) Очерки по физиологии движений и физиологии активности. М. Медицина. [Bernstein NA (1966) Essays on the physiology of movements and the physiology of activity. Moscow. Medicine. (In Russ)].
3. *D'Avella A* (2016) Modularity for Motor Control and Motor Learning. *Adv Exp Med Biol* 957: 3–19.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-47313-0_1
4. *Bruton M, O'Dwyer N* (2018) Synergies in coordination: a comprehensive overview of neural, computational, and behavioral approaches. *J Neurophysiol* 120(6): 2761–2774.
<https://doi.org/10.1152/jn.00052.2018>
5. *Mileti I, Zampogna A, Santuz A, Asci F, Del Prete Z, Arampatzis A, Palermo E, Suppa A* (2020) Muscle Synergies in Parkinson's Disease. *Sensors (Basel)* 20(11): 3209.
<https://doi.org/10.3390/s20113209>
6. *Turpin NA, Uriac S, Dalleau G* (2021) How to improve the muscle synergy analysis methodology? *Eur J Appl Physiol* 121(4): 1009–1025.
<https://doi.org/10.1007/s00421-021-04604-9>
7. *Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE, Lacquaniti F* (2005) Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *J Neurosci* 25(31): 7238–7253.
<https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.1327-05.2005>

8. *Schöner G* (1995) Recent developments and problems in human movement science and their conceptual implications. *Ecol Psychol* 8: 291–314.
9. *Latash ML* (2012) The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Exp Brain Res* 217(1): 1–5.
<https://doi.org/10.1007/s00221-012-3000-4>
10. *Zatsiorsky VM, Latash ML* (2008) Multifinger prehension: an overview. *J Mot Behav* 40(5): 446–476.
<https://doi.org/10.3200/JMBR.40.5.446-476>
11. *Latash ML* (2017) Biological Movement and Laws of Physics. *Motor Control* 21(3): 327–344.
<https://doi.org/10.1123/mc.2016-0016>
12. *Clauser C, McConville J, Yoing J* (1969) Weight, volume and center of mass of segment of the human body. AMRL TR. Ohio.
13. *Cheung V, d'Avella A, Bizzi E* (2009) Adjustments of motor pattern for load compensation via modulated activations of muscle synergies during natural behaviors. *J Neurophysiol* 101(3): 1235–1257.
<https://doi.org/10.1152/jn.01387.2007>
14. *Tresch MC, Cheung VC, 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>
15. *Радченко ГГ* (2011) Методология регрессионного анализа. К. Корнийчук. [*Radchenko SG* (2011) Regression Analysis Methodology. K. Kornijchuk. (In Russ)].
16. *Liu Y, Jiang L, Yang D, Liu H* (2016) Analysis of Hand and Wrist Postural Synergies in Tolerance Grasping of Various Objects. *PLoS One* 11(8): e0161772.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0161772>
17. *Santello M, Flanders M, Soechting JF* (1998) Postural hand synergies for tool use. *J Neurosci* 18(23):10105–10115.
<https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.18-23-10105.1998>
18. *Tanzarella S, Di Domenico D, Forsiuk I, Boccardo N, Chiappalone M, Bartolozzi C, Semprini M* (2024) Arm muscle synergies enhance hand posture prediction in combination with forearm muscle synergies. *J Neural Eng* 21(2).
<https://doi.org/10.1088/1741-2552/ad38dd>
19. *Hodges PW, Gurfinkel VS, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC* (2002) Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res* 144(3): 293–302.
<https://doi.org/10.1007/s00221-002-1040-x>
20. *Alexandrov AV, Frolov AA, Massion J* (2001) Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. I. Modeling. *Biol Cybern* 84(6): 425–434.
<https://doi.org/10.1007/PL00007986>
21. *Arvin M, van Dieën JH, Faber GS, Pijnappels M, Hoozemans MJM, Verschueren SMP* (2016) Hip abductor neuromuscular capacity: A limiting factor in mediolateral balance control in older adults? *Clin Biomech (Bristol)* 37: 27–33.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.05.015>
22. *Nashner LM* (1981) Analysis of stance posture in humans. In: *Handbook of Behavioral Neurobiology*. V. 5. Motor Coordination. *AL Towe, ES Luschel* (eds.). NY 1981. 527–565.
23. *Carr JH* (1987) Movement science foundation for physical therapy in rehabilitation. Maryland. Aspen Publ Inc. 31–49.
24. *Бернштейн НА* (1990) Физиология движений и активность. М. Наука. [*Bernstein NA* (1990) Physiology of movements and activity. Moscow. Nauka. (In Russ)].
25. *Cattagni T* (2016) The involvement of ankle muscles in maintaining balance in the upright posture is higher in elderly fallers. *Exp Gerontol* 77: 38–45.
26. *Nashner LM* (1985) The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci* 8(1): 135–150.
27. *Гурфинкель ВС, Коц ЯМ, Шук МЛ* (1965) Регуляция позы человека. Москва. Наука. [*Gurfinkel VS, Kotz YaM, Chic ML* (1965) Regulation of human posture. Moscow. Nauka. (In Russ)].

28. Гельфанд И, Цетлин М (1962) О некоторых способах управления сложными системами. Успехи матем наук 17:1(103): 3–25. [Gelfand I, Tsetlin M (1962) On some methods of managing complex systems. Succes mathem sci 17:1(103): 3–25. (In Russ)].
29. Nardon M, Pascucci F, Cesari P, Bertuccio M, Latash ML (2022) Synergies Stabilizing Vertical Posture in Spaces of Control Variables. Neuroscience 500: 79–94.
<https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2022.08.006>

The Upper Extremity's Postural Synergies, Ensuring the Motor Task Realization of Keeping the Balanced Position of the Object in the Hand

S. A. Moiseev^{a,*}

^aVelikiye Luki State Academy of Physical Education and Sports, Velikiye Luki, Russia

**e-mail: sergey_moiseev@vlgafc.ru*

The article presents an analysis of postural and muscular synergies involved in the implementation of motor tasks to maintain the balanced position of an object in the hand while walking. During movement, electromyograms of the superficial muscles of the upper extremities were recorded and video recordings of body segment movements were performed. Synergy parameters were extracted from the recorded signals using factor analysis and the principal component methods. The assumption about the orientation of muscle synergies to stabilize the trajectories of the upper limb segments, which are important for the successful implementation of a motor task, was tested. A general postural synergy has been established that is used for various motor tasks, as well as higher-order synergies that fine-tune posture during movement. Four muscle synergies involved in controlling the movements of the upper extremity have been identified, two of which are the main ones. They are associated with compensation for balance disorders caused by the moments of placing the foot on the support, active extension of the lower limb in the knee and ankle joints. The spatial organization of muscle synergies shows individual strategies for using muscles in their structure, despite the fact that the same moments act as disturbing factors acting on the stabilizing system. Muscle synergies are activated at the moments of the greatest disturbing effect on postural stability and are aimed at stabilizing articular angles and trajectories of movements of the segments of the upper extremity.

Keywords: postural synergy, kinematic module, muscle synergy, intermuscular coordination, motion control