

## Разработка интегрального показателя ходьбы с нагрузкой на основании биомеханических и электромиографических параметров

В. К. Рыжов<sup>1</sup>, Е. М. Скребова<sup>1✉</sup>, А. М. Боронахин<sup>1</sup>, И. А. Сакур<sup>1,2</sup>, Д. Б. Попов<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ"  
им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup>Институт физиологии им. И. П. Павлова  
Российской академии наук, Санкт-Петербург, Россия

✉ [emskrebova@etu.ru](mailto:emskrebova@etu.ru)

### Аннотация

**Введение.** Ходьба с дополнительным отягощением – рюкзаком, утяжелителями или специализированным снаряжением – существенно изменяет работу опорно-двигательного аппарата. Переноска груза повышает нагрузку на суставы нижних конечностей, усиливает мышечную активность и изменяет пространственно-временные характеристики шага, что сопровождается увеличением энергетических затрат, причем влияние зависит не только от массы, но и от локализации груза. Современные исследования все чаще используют интеграцию биомеханических, кинетических и электромиографических данных для количественной оценки адаптаций организма к нагрузкам. Разработка комплексных интегральных показателей ходьбы с нагрузкой позволяет объективно описывать "биомеханическую стоимость" различных вариантов отягощения и может быть востребована в спорте, эргономике, военной подготовке и клинической практике.

**Цель работы.** Разработка интегрального показателя, количественно отражающего изменения человеческой походки под воздействием дополнительных масс – 3 кг, закрепленных на ногах, и 12 кг, равномерно размещенных в рюкзаке. Объектом исследования является функциональный анализ походки человека с дополнительной внешней нагрузкой, состоящий в совокупности из биомеханических и электромиографических параметров.

**Материалы и методы.** Для семи здоровых добровольцев были зарегистрированы трехмерные движения методом оптического "motion capture" с одновременной регистрацией электромиографии семи мышечных групп. Первичные траектории обрабатывались в QTM, экспортировались в TXT/TSV, далее структурировались скриптами Python; агрегированные величины (максимум, минимум, ROM) автоматически заносились в Excel. Корреляции между параметрами изучены по коэффициенту Спирмена. Достоверность изменений отдельных показателей оценена критерием Фридмана и кластеризацией.

**Результаты.** Сформирован интегральный показатель "I<sub>total</sub>", использующий нормализацию min–max и равные веса.

**Заключение.** Дистальная нагрузка увеличивает время двойной опоры и снижает частоту шага; проксимальная – меняет мышечную активацию и положение таза, частично нормализуя пространственно-временные параметры. Интегральный показатель обобщает изменения биомеханических и ЭМГ-параметров, позволяя количественно оценить "биомеханическую стоимость" нагрузки.

**Ключевые слова:** биомеханика, маркерная система захвата движения, видеонализ, интегральный показатель, ходьба с нагрузкой, поверхностная электромиография, кинематика, кинетика

**Для цитирования:** Разработка интегрального показателя ходьбы с нагрузкой на основании биомеханических и электромиографических параметров / В. К. Рыжов, Е. М. Скребова, А. М. Боронахин, И. А. Сакур, Д. Б. Попов // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2025. Т. 28, № 6. С. 108–120.

doi: 10.32603/1993-8985-2025-28-6-108-120

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Благодарности.** Работы выполнены с использованием оборудования научно-исследовательской лаборатории "Системы захвата и моделирования движения" СПбГЭТУ "ЛЭТИ".

Статья поступила в редакцию 24.09.2025; принята к публикации после рецензирования 27.10.2025; опубликована онлайн 29.12.2025

## Development of an Integral Index of Loaded Walking Based on Biomechanical and Electromyographic Parameters

Viktor K. Ryzhov<sup>1</sup>, Elena M. Skrebova<sup>1</sup>✉,  
Alexander M. Boronahin<sup>1</sup>, Ivan A. Sakun<sup>1,2</sup>, Dmitry B. Popov<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Saint Petersburg Electrotechnical University, St Petersburg, Russia

<sup>2</sup>Pavlov Institute of Physiology of the Russian Academy of Sciences, St Petersburg, Russia

✉ emskrebova@etu.ru

### Abstract

**Introduction.** Walking with additional load, such as a backpack, weights, or specialized equipment, has a significant effect on the musculoskeletal system. Carrying extra weight increases the load on the lower limb joints, enhances muscular activity, and modifies the spatiotemporal characteristics of gait, which is accompanied by increased energy expenditure. Notably, these effects depend not only on the mass but also on the distribution of the load. Contemporary studies are increasingly employing the integration of biomechanical, kinetic, and electromyographic data to quantitatively assess the body's adaptation mechanisms to external loading. The development of integrated metrics for loaded walking is relevant for objective characterization of the biomechanical cost of different loading conditions, being promising for application in sports science, ergonomics, military training, and clinical practice.

**Aim.** To develop an integral index that quantitatively reflects changes in human gait under two external loads: 3 kg attached to the lower legs and 12 kg evenly distributed in a backpack. A functional analysis of loaded human gait, represented by a set of biomechanical and electromyographic parameters, was carried out.

**Materials and methods.** Seven healthy volunteers were subjected to examination using the methods of 3D optical motion capture and simultaneous surface electromyography from seven muscle groups. The primary trajectories were processed in QTM, exported to TXT/TSV, and further organized by Python scripts. The aggregated values (maximum, minimum, ROM) were automatically transferred to Excel. Inter-parameter dependencies were examined using Spearman's correlation coefficient. The statistical significance of individual changes was assessed using the Friedman test followed by cluster analysis.

**Results.** An integral index ( $I_{total}$ ) using global min–max normalization and equal weighting of the selected metrics was developed.

**Conclusion.** Distal loading increases double-support time and decreases step frequency, whereas proximal loading alters muscle activation patterns and pelvic positioning, partially normalizing spatiotemporal gait parameters. The proposed integral index combines changes in biomechanical and EMG parameters, enabling a quantitative assessment of the biomechanical cost associated with the applied load.

**Keywords:** biomechanics, marker-based motion capture, video analysis, integral index, loaded walking, surface electromyography, kinematics, kinetics

**For citation:** Ryzhov V. K., Skrebova E. M., Boronahin A. M., Sakun I. A., Popov D. B. Development of an Integral Index of Loaded Walking Based on Biomechanical and Electromyographic Parameters. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2025, vol. 28, no. 6, pp. 108–120.

doi: 10.32603/1993-8985-2025-28-6-108-120

**Conflict of interest.** The authors declare no conflicts of interest.

**Acknowledgements.** The work was performed using the equipment of the Research Laboratory "Motion Capture and Modelling Systems" of Saint Petersburg Electrotechnical University.

Submitted 24.09.2025; accepted 27.10.2025; published online 29.12.2025

**Введение.** Ходьба с дополнительным отягощением (например, перенос груза) существенно влияет на работу опорно-двигательного аппарата. Добавление груза приводит к увеличению нагрузки на суставы нижних

конечностей, повышению мышечной активности, вовлечению дополнительных мышечных групп для выполнения двигательной задачи и, следовательно, к возрастанию энергетических затрат. Экспериментально подтверждено вли-

ание переносимого груза на стратегии ходьбы в разных условиях, пространственно-временные параметры шага [1, 2], кинематику и кинетику суставов [3–5].

Утяжеление обуви или лодыжек приводит к тому, что мышцам требуется тратить больше усилий на каждый перенос конечности, преодолевая инерцию утяжеленных сегментов. Исследования показывают, что даже относительно небольшое утяжеление ног заметно сказывается на биомеханике ходьбы. Участники исследования Skinner & Barrack ходили с утяжелителями массой 1.82 кг, закрепленными на лодыжках: при этом потребление кислорода на единицу пройденного пути возросло на ~17.6 % при симметричном утяжелении обеих ног (и на ~7.4 % при утяжелении только одной ноги) по сравнению с обычной ходьбой [6].

Наблюдаются и изменения в работе мышц туловища при ходьбе с рюкзаком. Jordan и соавторы провели исследование влияния переносимого на спине груза (в рюкзаке с регулируемым поясом), общая масса которого составляла 40 % массы тела, на стратегии контроля туловища и работу мышц бедра при ходьбе по ровной или наклонной поверхности. Исследование показало, что использование рюкзака, особенно с поясным ремнем, снижает подвижность позвоночника: амплитуда вращения и бокового наклона уменьшилась на 30–70 % по сравнению с ходьбой без нагрузки. Это ограничение повышает жесткость позвоночника, что служит защитным механизмом, предотвращающим перегрузку межпозвоночных структур. При этом активность некоторых мышц – разгибателей спины снижалась при ходьбе с рюкзаком. Авторы объясняют это тем, что при фиксированном положении туловища потребность в напряжении данных мышц снижается – они работают меньше, так как движение позвоночника ограничено. В то же время в тазобедренных суставах наблюдалось увеличение амплитуды ротаций (внутреннего-внешнего поворота бедра) при нагрузке, что может свидетельствовать о перераспределении двигательной активности: организм компенсирует ограничение подвижности позвоночника за счет большего участия суставов нижних конечностей. Данные о перераспределении нагрузки в нижних ко-

нечностях и влиянии накопленной усталости при длительной ходьбе с грузом также были получены в работе Mullins et al., где отмечались прогрессирующие изменения в кинематике и повышенные физиологические затраты у нетренированных испытуемых [7]. В то же время конфигурация рюкзака не оказала влияния на работу сгибателей и разгибателей бедра [8]. Эксперимент с участием 7–9-летних детей показал, что с максимально нагруженным рюкзаком (содержимым, которое они реально носили в школу) дети шли медленнее и делали реже шаги, чем даже при нагрузке 10–15 % массы тела. Действительно, при переносе тяжестей организм испытывает большие нагрузки в коленных и тазобедренных суставах из-за возросшей силы реакции опоры и момента инерции движений [9, 10].

Эффект от дополнительной нагрузки зависит не только от массы груза, но и от его распределения. Нагрузка, расположенная ближе к центру массы тела (например, нагруженный жилет или рюкзак), более экономична с точки зрения затрат энергии, чем эквивалентный вес на ногах. При этом тонкие изменения в распределении нагрузки, такие как натяжение поясного ремня рюкзака, могут оказывать существенное влияние на движение и нагрузку в тазу и нижних конечностях, что подчеркивает важность эргономики снаряжения [11]. Изучение влияния разных типов нагрузки позволяет выявить потенциально опасные изменения походки и установить допустимые пределы отягощений для различных категорий людей (например, для военнослужащих, спортсменов или реабилитируемых пациентов), что является важной практической задачей, поскольку позволяет минимизировать риск травм [12]. Актуальность этой проблемы подтверждается эпидемиологическими данными, фиксирующими высокую распространенность повреждений опорно-двигательного аппарата, связанных с переносом груза, например среди военнослужащих [13]. Современные подходы все чаще базируются на интеграции данных из различных источников: маркерные системы захвата движения, электромиография (ЭМГ), силовые платформы, инерциальные датчики и т. д. При этом следует учитывать большое количество параметров, изме-

няющихся при ходьбе с различными видами нагрузок в зависимости от их локализации на теле. Разработка мультипараметрического интегрального показателя для оценки ходьбы с нагрузкой на основании биомеханических и электромиографических параметров является актуальной задачей в связи с возрастающей потребностью в точных и объективных методах оценки двигательной активности человека.

**Материалы и методы.** В исследовании приняли участие 7 добровольцев, средний возраст группы составил  $22 \pm 1$  год. Все участники не имели заболеваний опорно-двигательного аппарата или неврологических нарушений и дали согласие на участие в исследовании. В рамках исследования был проведен сбор данных о биомеханических параметрах походки в условиях лаборатории, оснащенной современным оборудованием для анализа движений.

Для регистрации данных применялась система захвата движения ("motion capture"), состоящая из 6 инфракрасных камер и 2 видеокамер, 2 динамометрических платформ, 16-канальной системы ЭМГ, интегрированных в единую систему и синхронизированных по времени с помощью программного обеспечения "Qualisys Track Manager" (QTM) [14]. ЭМГ-датчики располагались строго в соответствии с международными рекомендациями SENIAM на целевых мышцах правой и левой нижних конечностей: m. Gluteus Maximus (большая ягодичная), m. Rectus Femoris (прямая мышца бедра), m. Viceps Femoris (двуглавая мышца бедра), m. Tensor Fasciae Latae (напрягатель широкой фасции бедра), m. Tibialis Anterior (передняя большеберцовая), m. Gastrocnemius Medialis (медиальная икроножная) и m. Soleus (камбаловидная) [15]. Поверхностные электроды устанавливались на брюшко мышцы по ходу мышечных волокон; перед наложением электродов кожа тщательно очищалась и обезжиривалась. Положение электродов фиксировалось с помощью медицинского пластыря, чтобы предотвратить смещение при движении. Для проведения регистрации движения использовалась маркерная модель для оценки нижних конечностей, разработанная Институтом ортопедии Ризолли – "IOR lower body marker set", дополненная маркерами в центре стопы

[16]. Программное обеспечение QTM использовалось для калибровки системы и сбора всех потоков данных в реальном времени. После завершения каждого испытания данные экспортировались из QTM в текстовом формате (табличные файлы .txt/.tsv). Основная экспериментальная процедура заключалась в выполнении серий ходьбы в трех различных условиях нагрузки:

- 1) без дополнительной нагрузки (базовый контрольный режим);
- 2) с грузом массой 3 кг на ногах – на каждую голень участника выше голеностопного сустава надевался утяжелитель и плотно фиксировался ремнями;
- 3) с рюкзаком массой 12 кг на спине – участник надевал туристический рюкзак, ремни которого затягивались для плотного прилегания к спине.

**Методика эксперимента.** Порядок выполнения условий для каждого испытуемого рандомизировали, чтобы исключить систематический эффект порядка (например, усталость к концу испытаний). Перед сменой условий делался перерыв 5...7 мин, во время которого испытуемый мог отдохнуть сидя, чтобы предотвратить накопление усталости и восстановить исходное состояние. Ходьба выполнялась по ровной поверхности лабораторной дорожки длиной ~10 м со встроенными силовыми платформами с произвольной комфортной скоростью. Старт и финиш отмечались вне зоны съемки, чтобы основная часть маршрута (около 6 м в центре) находилась в поле зрения камер и позволяла регистрировать несколько полных циклов шага в устойчивом режиме ходьбы (после разгона и перед остановкой). На рис. 1 представлены записи для нагрузки 3 кг на каждой ноге, 12 кг на спине и 0 кг на участниках при проведении исследования.

При ношении рюкзака участнику помогали надеть и снять его между попытками, чтобы снизить риск перенапряжения спины. Все испытания проходили в одном сеансе для каждого участника, общая продолжительность которого не превышала 1.5 ч. После завершения серии экспериментов у участников уточняли самочувствие и отсутствие дискомфорта или боли.

**Обработка данных.** Первичная обработка полученных данных заключалась в идентифи-

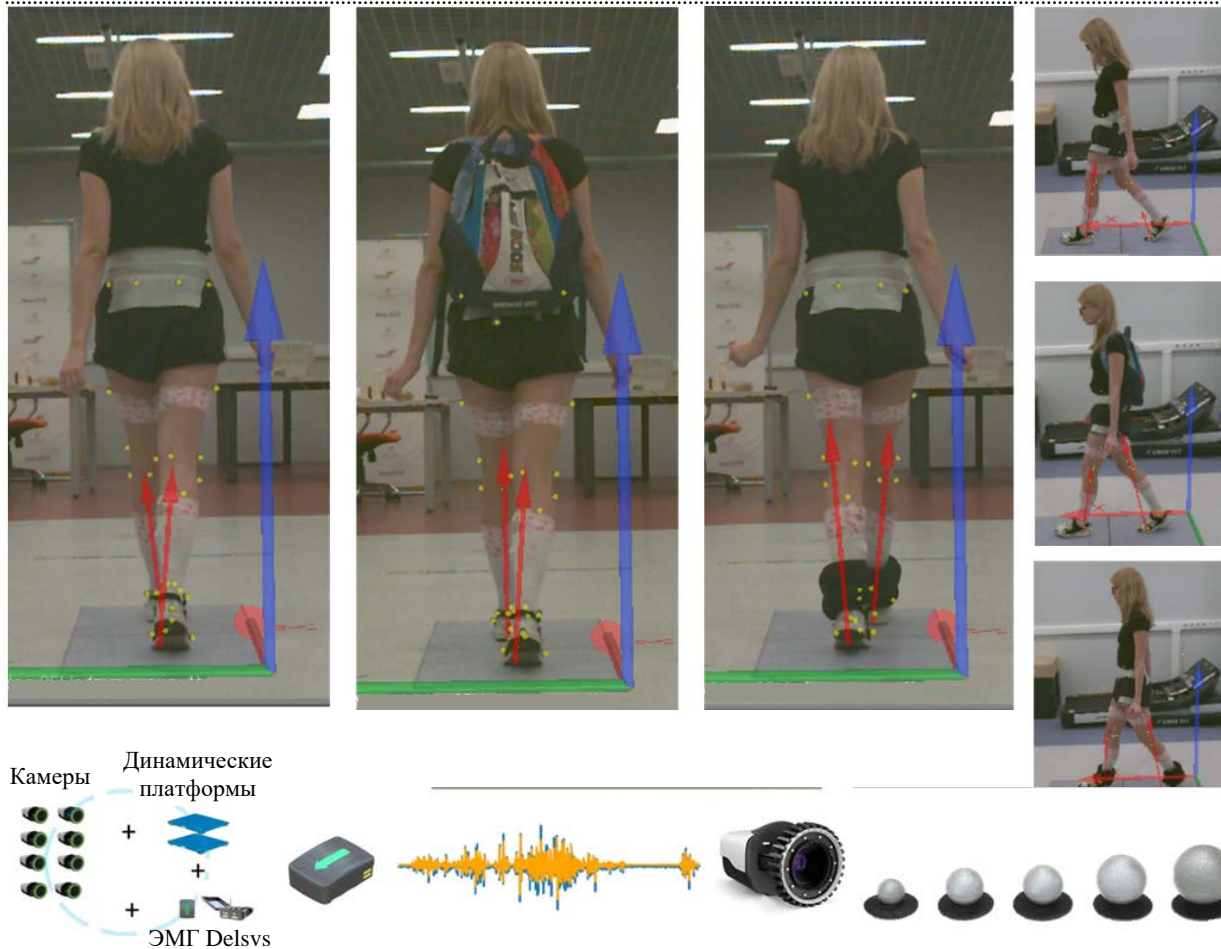


Рис. 1. Проведение эксперимента с разными условиями

Fig. 1. Conducting an experiment with different conditions

кации, восстановлении и фильтрации траекторий движения маркеров, установленных на теле.

После этого в программе Visual 3D [17] на основании маркерных координат и траекторий, данных силовых платформ и ЭМГ рассчитывались параметры движения, включающие в себя:

- а) угловые амплитуды движения суставов в трех плоскостях (сагиттальной, фронтальной и горизонтальной) в цикле шага;
- б) диапазон движения (Range of motion – ROM) суставов в трех плоскостях в цикле шага;
- в) пространственно-временные характеристики шага (длина, ширина, время цикла, время фаз цикла шага, каденция и т. д.);
- г) моменты сил в суставах в цикле шага;
- д) мощность, генерируемая в суставах в цикле шага;
- е) амплитудные характеристики ЭМГ.

На основе кинематических и кинетических данных идентифицировались ключевые события каждого шага – момент контакта пятки

(heel strike) и момент отрыва носка (toe-off) для каждой ноги. Для каждого цикла определялись фазы: опорная фаза (от heel strike до toe-off) и фаза переноса (от toe-off до следующего heel strike той же ноги), а также двухопорные интервалы, когда обе ноги контактируют с опорой. Длительности фаз и циклов рассчитывались в секундах. Итогом обработки являлись нормализованные во времени значения кинематики, кинетики и ЭМГ, соответствующие одному циклу шага. Полученные данные экспортировались в формате txt. Дальнейшая работа с полученными данными проводилась с использованием разработанных Python-скриптов для автоматизации вычислений. После расчета всех параметров для каждого участника в каждом из трех условий была проведена статистическая обработка результатов. Были получены значения четырех метрик: среднее для пространственно-временных параметров, минимум, максимум и диапазон для кинематических, ки-

нетических и ЭМГ-параметров. Основной целью статистического анализа являлось выявление значимых изменений метрик параметров походки под воздействием нагрузок (утяжелителей на ногах и рюкзака) по сравнению с исходным состоянием без нагрузки, а также оценка взаимосвязей между различными параметрами. Для исследования взаимосвязей между количественными параметрами применялся корреляционный анализ Спирмена. Для оценки влияния условий нагрузки на каждый из параметров применялся критерий Фридмана ( $Q$ ) – непараметрический аналог однофакторного дисперсионного анализа с повторными измерениями. Критерий Фридмана проверяет нулевую гипотезу о том, что распределения оцениваемого показателя не отличаются между тремя связанными группами (в рассматриваемом случае: без нагрузки, с грузом на ногах, с рюкзаком). Статистическое значение критерия Фридмана вычислялось по каждой метрике для всех параметров, на основе ранжирования значений внутри одного исследования (ранги от 1 до 3 присваивались трем условиям для каждого из 7 участников), с последующими попарными сравнениями Уилкоксона и расчетом размера эффекта ( $d$ ). Превышение критического значения  $Q$  проверялось  $\chi^2$  с 2 степенями свободы для заданного уровня  $\alpha = 0.05$ . При  $p < 0.05$  нулевая гипотеза отвергалась, что свидетельствовало о наличии общих сдвигов показателя между условиями. Дополнительно были рассчитаны сводные статистики по каждому параметру в разных условиях: среднее значение  $\pm$  стандартное отклонение (для оценки вариативности между участниками) и медиана (для непараметрической оценки центральной тенденции). Все статистические расчеты выполнялись в среде Python с использованием библиотеки SciPy (подмодуль stats), а также проверены вручную для ключевых показателей. Критический уровень значимости во всех случаях принят равным 0.05, если не указано иное.

**Результаты.** Критерий Фридмана, примененный к 170 биомеханическим и ЭМГ-показателям, выявил широкий спектр параметров, достоверно различающихся между условиями 0, 3 и 12 кг. Диапазон статистик  $Q$  для значимых показателей составил 6.0–14.0 при  $p < 0.01$ , что

отражает выраженную реакцию походки на изменение локализации и значения внешней нагрузки.

Наиболее чувствительными к изменению нагрузки для минимальных значений оказались параметры, характеризующие:

- кинематику таза во всех плоскостях;
- кинематику стопы и голеностопа;
- кинематику бедра в сагиттальной и фронтальной плоскостях;
- горизонтальную составляющую силы реакции опоры;
- моменты приведения бедра;
- кинематику колена в горизонтальной плоскости.

Для максимальных значений наиболее чувствительными параметрами стали:

- наклон и ротация таза слева и справа;
- максимальное сгибание бедра;
- разворот стопы относительно линии движения.

Для диапазонов движения (ROM) наибольшая чувствительность зафиксирована:

- для тазовой ротации;
- параметров стопы и голеностопного сустава;
- фронтальной кинематики бедра.

Для средних значений наиболее значимыми оказались временные характеристики шага: среднее время цикла, опоры, переноса, среднее время шага, скорость и частота шагов.

По результатам статистического анализа всех метрик был сформирован сводный ранжированный список, включающий в себя 42 наиболее значимых биомеханических параметра ходьбы с достоверностью  $p < 0.05$  (см. таблицу).

*Классификация параметров по степени чувствительности.* Для систематизации 170 биомеханических и ЭМГ-параметров была проведена классификация на основании критерия Фридмана ( $Q$ ,  $p$ ) и стандартных размеров эффекта ( $d$ ) в попарных сравнениях условий (0, 3, 12 кг).

Параметры были распределены на четыре категории (рис. 2):

1. Высокая чувствительность – статистически значимые различия при  $p < 0.05$ , сопровождающиеся крупными эффектами  $|d| > 0.8$ .
2. Умеренная чувствительность – значимые различия при  $p < 0.05$ , но с менее выраженными эффектами  $|d| < 0.8$ .
3. Показатели с крупными эффектами при

Сводный ранжированный список наиболее значимых параметров для 4 метрик: среднее, минимум, максимум и диапазон  
 Summary ranked list of the most significant parameters for four metrics: average, minimum, maximum and range

№	Параметр	Критерий Фридмана ( $Q$ )	$p$ -value (Фридман)	0 kg vs 3 kg ( $d$ )	0 kg vs 12 kg ( $d$ )	Показатель
1	Ротация таза справа	14.000	0.00091	-1.885	1.807	Максимум
2	Среднее время переноса левой ноги	12.286	0.00215	-1.205	0.671	Среднее
3	Угол разворота левой стопы	12.286	0.00215	-1.396	-1.152	Диапазон
4	Ротация таза справа	12.286	0.00215	-1.528	1.989	Диапазон
5	Частота циклов левой ноги в минуту	11.143	0.00381	1.340	-0.379	Среднее
6	Угол сгибания бедра справа	11.143	0.00381	-0.100	3.200	Максимум
7	Наклон таза в сагиттальной плоскости слева	11.143	0.00381	-0.198	4.348	Минимум
8	Наклон в сагиттальной плоскости таза справа	11.143	0.00381	-0.498	5.697	Максимум
9	Время цикла левой ноги	11.143	0.00381	-1.281	0.448	Среднее
10	Время цикла	11.143	0.00381	-1.310	0.474	Среднее
11	Время переноса правой ноги	11.143	0.00381	-1.802	0.560	Среднее
12	Количество шагов левой ноги в минуту	10.571	0.00506	1.129	-0.235	Среднее
13	Скорость	10.571	0.00506	1.099	0.139	Среднее
14	Темп шага в секунду	10.571	0.00506	1.072	0.162	Среднее
15	Ротация таза слева	10.571	0.00506	0.483	-1.900	Минимум
16	Сгибание бедра слева	10.571	0.00506	0.050	3.129	Максимум
17	Наклон таза слева	10.571	0.00506	-0.258	5.023	Максимум
18	Ротация таза слева	10.571	0.00506	-0.345	1.772	Диапазон
19	Время шага левой ноги	10.571	0.00506	-1.042	0.275	Среднее
20	Время опоры правой ноги	9.556	0.00841	-1.104	-0.124	Среднее
21	Медиально-латеральная составляющая силы реакции опоры	9.360	0.00928	1.804	0.900	Минимум
22	Количество циклов правой ноги в минуту	8.857	0.01193	1.451	-0.379	Среднее
23	Угол левой стопы относительно пола	8.857	0.01193	-0.723	-0.261	Минимум
24	Время цикла правой ноги	8.667	0.01312	-1.324	0.486	Среднее
25	Время шага правой ноги	8.074	0.01765	-1.713	0.130	Среднее
26	Приведение правого бедра	8.000	0.01832	1.169	0.301	Диапазон
27	Угол правой стопы относительно пола	8.000	0.01832	0.529	0.368	Диапазон
28	Правая передняя большеберцовая мышца	8.000	0.01832	-0.519	1.501	Максимум
29	Время опоры левой ноги	8.000	0.01832	-1.248	-0.054	Среднее
30	Количество шагов правой ноги в минуту	7.714	0.02113	1.843	-0.097	Среднее
31	Угол левой стопы относительно пола	7.714	0.02113	0.535	0.341	Диапазон

Окончание табл. Сводный ранжированный список наиболее значимых параметров для 4 метрик: среднее, минимум, максимум и диапазон

End of tab. Summary ranked list of the most significant parameters for four metrics: average, minimum, maximum and range

№	Параметр	Критерий Фридмана ( $Q$ )	$p$ -value (Фридман)	0 kg vs 3 kg ( $d$ )	0 kg vs 12 kg ( $d$ )	Показатель
33	Наклон таза справа	7.714	0.02113	-0.382	1.311	Минимум
34	Сгибание правого голеностопа	7.714	0.02113	-0.526	-0.384	Минимум
35	Угол правой стопы относительно пола	7.714	0.02113	-0.635	-0.337	Минимум
36	Момент приведения правого бедра	7.630	0.02204	0.676	-1.005	Минимум
37	Приведение правого бедра	7.143	0.02812	-0.753	-0.352	Минимум
38	Сгибание левого бедра	7.143	0.02812	-1.375	1.753	Минимум
39	Ротация таза справа	6.000	0.04979	0.551	-0.989	Минимум
40	Угол правой стопы относительно пола	6.000	0.04979	0.454	0.401	Максимум
41	Ротация правого колена	6.000	0.04979	0.230	1.037	Минимум
42	Наклон таза во фронтальной плоскости слева	6.000	0.04979	-0.995	0.085	Минимум

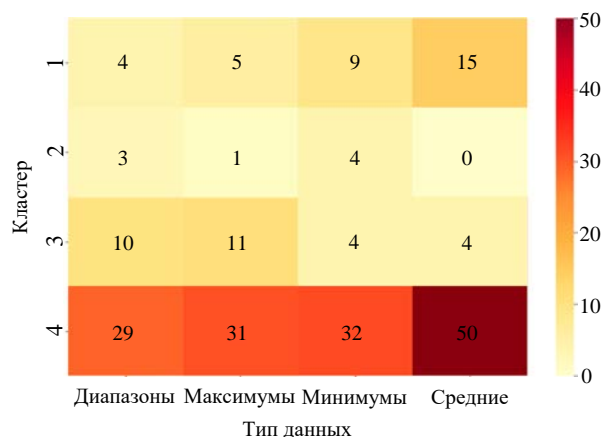


Рис. 2. Распределение параметров по кластерам и типам данных

Fig. 2. Distribution of parameters by clusters and data types

недостаточной мощности – отсутствие статистической значимости ( $p > 0.05$ ) при  $|d| > 0.8$ , что может отражать влияние малой выборки ( $n = 7$ ).

4. Стабильные параметры – отсутствие существенных изменений ( $p > 0.05$  и  $|d| < 0.8$ ).

Такое разделение позволяет выделить параметры, наиболее информативные для интерпретации адаптации походки к нагрузке.

**Изменения диапазонов движений (ROM).** При дистальной нагрузке (3 кг) наиболее выраженные изменения диапазонов движений наблюдались в голеностопном сегменте. Диапазон угла разворота стопы снижался значительно ( $d_{(0-3)} = -1.40$ ), что указывает на уменьшение вариативности работы стопы и на переход к более стабилизированной

механике шага. Снижение ROM данного сегмента отражает тенденцию к минимизации "лишних" движений при увеличении инерционности дистального звена.

Проксимальная нагрузка (рюкзак массой 12 кг) в отличие от дистальной вызывала увеличение ROM таза, преимущественно в компонентах вращения:

- Right Pelvic Rotation:  $Q = 12.29$ ;  $p = 0.002$ ;  $d_{(0-12)} = +1.99$ ;
- Left Pelvic Rotation:  $d_{(3-12)} = +1.77$ .

Рост амплитуды тазовых движений демонстрирует переход компенсации на проксимальный уровень, что согласуется с биомеханической моделью стабилизации центра масс (ЦМ) при перенесении нагрузки по корпусу.

Таким образом, локализация нагрузки определяет направление кинематических изменений:

- 3 кг → преимущественная стабилизация дистального сегмента (стопа);
- 12 кг → компенсация за счет проксимального сегмента (таз).

**Пространственно-временные характеристики шага.** При массе 3 кг наблюдалось систематическое сокращение временных характеристик шага:

- время цикла шага (Cycle Time):  $d_{(0-3)} = -1.31$ ;
- время переноса (Swing Time):  $d_{(0-3)} = -1.20 \dots -1.80$ ;
- частота шагов (Cadence):  $d_{(0-3)} = +1.34$ .

Подобная конфигурация изменений указывает на переход к более быстрому и фрагментированному шагу. Уменьшение длительности фаз сопровождается увеличением частоты шагов, что интерпретируется как компенсаторная стратегия повышения динамической устойчивости при возросшей инерции дистального сегмента.

В эксперименте с рюкзаком массой 12 кг временные параметры демонстрировали частичное возвращение к значениям 0 кг ( $|d_{(3-12)}| \leq 0.4$ ). Длительность фаз и ритм шага стабилизировались, что указывает на сохранение базовой структуры шага и отсутствие необходимости в ускорении циклов.

Таким образом, наблюдаются следующие изменения:

- 3 кг → стратегия ускоренного шага, направленная на управление инерционным моментом дистальных сегментов;
- 12 кг → сохранение естественного ритма, что отражает перераспределение компенсации на уровень таза и корпуса.

*Максимальные и минимальные суставные углы.* Наибольшая выраженность изменений наблюдалась в тазовых углах. Амплитуды наклона и вращения таза существенно увеличивались при нагрузке 12 кг:

- Right Pelvic Tilt Max:  $d_{(3-12)} = +5.70$ ;
- Left Pelvic Tilt Max:  $d_{(3-12)} = +4.33$ ;
- Pelvic Rotation:  $Q$  до 14.0;  $p < 0.001$ ;  $d \approx 2.0$ .

Такие значения соответствуют многоуровневой перестройке позы при смещении ЦМ назад.

Дополнительно максимальное сгибание бедра увеличивалось при 12 кг:

- Right Hip Flexion Max:  $d_{(0-12)} = +3.20$ .

Увеличение сгибания бедра отражает потребность в более энергичном вынесении ноги вперед на фоне позуальной перестройки.

*Параметры стопы.* Параметры, характеризующие ориентацию стопы, оказались одними из наиболее чувствительных к локализации нагрузки. Так, Foot Progression Angle:

- $Q = 12.29$ ;  $p = 0.002$ ;
- $d_{(0-3)} = -1.40$ ;
- $d_{(0-12)} = -1.15$ .

Увеличение наружного разворота стопы при 3 кг и его сохранение при 12 кг отражают устойчивую стабилизирующую стратегию,

направленную на расширение функционального "коридора устойчивости".

*ЭМГ-показатели.* Среди всех мышечных групп наиболее выраженная реакция была обнаружена у медиальной головки икроножной мышцы:

- Gastrocnemius Medialis Max:  $Q = 8.00$ ;
- $p = 0.018$ ;  $d_{(0-12)} = +1.50$

Увеличение активации данной мышцы согласуется с моделью стабилизации голеностопного сустава при перераспределении массы на верхнюю часть тела.

*Интегральный показатель ( $I_{total}$ ).* Отобранные метрики для каждого участника эксперимента были нормированы в диапазон 0...1 по общему min-max ( $n = 21$ ) и объединены равными весами (рис. 3).

Усредненные значения  $I_{total}$  составили:

- 0 кг:  $0.22 \pm 0.05$ ;
- 3 кг:  $0.60 \pm 0.07$ ;
- 12 кг:  $0.48 \pm 0.06$ .

На рис. 4 представлены боксплоты распределения  $I_{total}$  по условиям нагрузки (0, 3, 12 кг). Полученные значения демонстрируют, что дистальная нагрузка оказывает более выраженное влияние на механику шага, чем более тяжелая, но проксимально расположенная нагрузка. Данный эффект отражает различие в инерционных свойствах нагрузок и неодинаковую биомеханическую стоимость их компенсации.

Было выявлено, что дистальный груз массой 3 кг оказался биомеханически "дороже", чем проксимальная нагрузка 12 кг. Данное наблюдение

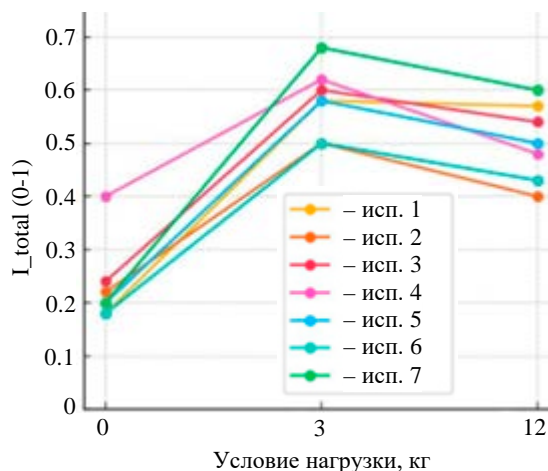


Рис. 3. Индивидуальные траектории  $I_{total}$

Fig. 3. Individual trajectories of  $I_{total}$

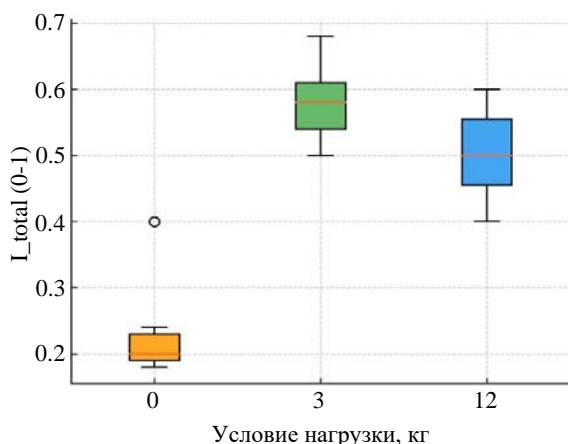


Рис. 4. Боксплоты распределения  $I_{total}$

Fig. 4. Box plots of  $I_{total}$  distribution

согласуется с литературными данными о влиянии момента инерции на смещение ЦМ тела.

**Заключение.** Полученные данные демонстрируют, что локализация нагрузки определяет характер адаптации походки в большей степени, чем ее масса. Дистальное утяжеление сопровождается выраженным увеличением времени двойной опоры и снижением частоты шагов, что отражает стратегию динамической осторожности, направленную на стабилизацию

дистального сегмента. Такая конфигурация темпоральных изменений свидетельствует о стремлении минимизировать колебания утяжеленной ноги за счет перераспределения движений и ускорения отдельных фаз шага.

Переход к проксимальной нагрузке приводит к качественно иной модели адаптации: наблюдается увеличение вовлечения икроножных мышц, усиление наклона таза вперед и перераспределение движений в проксимальных звеньях. Эти изменения способствуют стабилизации центра масс и позволяют частично нормализовать темпоральные параметры, несмотря на большую массу груза. В результате интегральный показатель  $I_{total}$  снижается, отражая меньшую биомеханическую "стоимость" проксимальной нагрузки по сравнению с дистальной.

Разработанный интегральный показатель аккумулирует вариабельность исходных кинематических и ЭМГ-параметров и может быть использован как быстрый и информативный критерий биомеханической цены переносимого груза, обеспечивая объективное сравнение различных стратегий адаптации [18].

#### Авторский вклад

**Рыжов Виктор Константинович** – разработка и реализация методики расчета интегрального показателя ходьбы с нагрузкой; сбор и обработка данных; анализ, выполнение расчетов, написание статьи.

**Скребова Елена Михайловна** – консультация, сбор и анализ данных; выполнение расчетов; написание статьи.

**Боронахин Александр Михайлович** – научное руководство; написание и редактирование статьи.

**Сақун Иван Антонович** – сбор данных; редактирование статьи; выполнение расчетов.

**Попов Дмитрий Борисович** – сбор данных; редактирование статьи; выполнение расчетов.

#### Author's contribution

**Viktor K. Ryzhov**, development and implementation of a methodology for calculating the integral indicator of walking with load; data collection and processing; analysis, calculations, writing an article.

**Elena M. Skrebova**, consulting, data collection and analysis; performing calculations; writing an article.

**Alexander M. Boronahin**, scientific guidance; writing and editing of the article.

**Ivan A. Sakun**, data collection; article editing; performing calculations.

**Dmitry B. Popov**, data collection; editing the article; performing calculations.

#### Список литературы

1. Effect of load carriage on joint kinematics, vertical ground reaction force and muscle activity: Treadmill versus overground walking / M. Künzler, S. Herger, E. De Pieri, C. Egloff, A. Mündermann, C. Nüesch // *Gait & Posture*. 2023. Vol. 104. P. 1–8.

doi: 10.1016/j.gaitpost.2023.05.018

2. Effects of backpack load on spatiotemporal turning gait parameters / X. Hu, L. Jia, J. Tang, Q. Duan, C. Chen, Z. Zhao, X. Qu // *Intern. J. of Industrial Ergonomics*. 2023. Vol. 95. Art. № 103443.

doi: 10.1016/j.ergon.2023.103443

3. Tilbury-Davis D. C., Hooper R. H. The kinetic and kinematic effects of increasing load carriage upon the lower limb // *Human Movement Science*. 1999. Vol. 18, № 5. P. 693–700.

4. Kinetic changes in gait during low magnitude military load carriage / D. Majumdar, M. Sudan Pal, A. Pramanik, D. Majumdar // *Ergonomics*. 2013. Vol. 56, № 8. P. 1278–1287.

doi: 10.1080/00140139.2013.835871

5. Liew B., Morris S., Netto K. The Effect of Backpack Carriage on the Biomechanics of Walking: A Systematic Review and Preliminary Meta-Analysis // *J. of Applied Biomechanics*. 2016. Vol. 32, № 6. P. 614–629. doi: 10.1123/jab.2015-0339
6. Skinner H. B., Barrack R. L. Ankle weighting effect on gait in able-bodied adults // *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1990. Vol. 71, № 2. P. 112–115.
7. Lower limb kinematics and physiological responses to prolonged load carriage in untrained individuals / A. K. Mullins, L. E. Annett, J. R. Drain, J. G. Kemp, R. A. Clark, D. G. Whyte // *Ergonomics*. 2015. Vol. 58, № 5. P. 770–780. doi: 10.1080/00140139.2014.984775
8. Walking slope and heavy backpack loads affect torso muscle activity and kinematics / J. T. Sturdy, H. N. Rizeq, A. Silder, P. H. Sessoms, A. K. Silverman // *J. of Electromyography and Kinesiology*. 2023. Vol. 70. Art. № 102769. doi: 10.1016/j.jelekin.2023.102769
9. Influence of School Backpack Load as a Variable Affecting Gait Kinematics among Seven-Year-Old Children / P. Tomal, A. Fryzowicz, E. Skorupska, L. B. Dworak // *Intern. J. of Environmental Research and Public Health*. 2022. Vol. 19, № 7. Art. № 3843. doi: 10.3390/ijerph19073843
10. Birrell S. A., Hooper R. H., Haslam R. A. The effect of military load carriage on ground reaction forces // *Gait & Posture*. 2007. Vol. 26, № 4. P. 611–614. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.008
11. The Influence of Backpack Weight and Hip Belt Tension on Movement and Loading in the Pelvis and Lower Limbs during Walking / K. Oberhofer, P. D. Wetenschwiler, N. Singh, S. J. Ferguson, S. Annaheim, R. M. Rossi, S. Lorenzetti // *Applied Bionics and Biomechanics*. 2018. Vol. 2018. Art. № 4671956. doi: 10.1155/2018/4671956
12. Ahmad H. N., Barbosa T. M. The effects of backpack carriage on gait kinematics and kinetics of schoolchildren // *Scientific Reports*. 2019. Vol. 9. Art. № 3364. P. 1–11. doi: 10.1038/s41598-019-40076-w
13. Reported Load Carriage Injuries of the Australian Army Soldier / R. M. Orr, V. Johnston, J. Coyle, J. Pope // *J. of Occupational Rehabilitation*. 2015. Vol. 25, № 2. P. 316–322. doi: 10.1007/s10926-014-9540-7
14. Qualisys Track Manager. URL: <https://www.qualisys.com/> (дата обращения: 18.09.2025).
15. Stegeman D. F., Hermens H. J. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)". URL: <https://citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=b280c4751a2658380a77052b0aab7929e6943a57> (дата обращения: 18.09.2025).
16. A new anatomically based protocol for gait analysis in children / A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrassio, R. Nativo, M. G. Benedetti // *Gait & Posture*. 2007. Vol. 26, № 4. P. 560–571. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018
17. Visual3D. URL: <https://www.target3d.co.uk/has-motion> (дата обращения: 18.09.2025).
18. Effects of additional weight-bearing on the in vivo kinematics of the human ankle joint complex during walking / S. Wang, Z. Qian, X. Liu, G. Song, Z. Jiang, K. Wang, J. Wu, J. Liu, L. Ren, L. Ren // *Scientific Reports*. 2024. Vol. 14. Art. № 29049. doi: 10.1038/s41598-024-80716-4

### Информация об авторах

**Рыжов Виктор Константинович** – магистр по направлению "Приборостроение" (2025, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)). Сфера научных интересов – биомеханика; системы захвата и моделирования движения. Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия. E-mail: viktor.ryzhov.2001@mail.ru

**Скребова Елена Михайловна** – специалист по направлению "Инженерное дело в медико-биологической практике" (2015, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Национальный минерально-сырьевой университет "Горный"»), начальник научно-исследовательской лаборатории "Системы захвата и моделирования движения" Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор восьми научных публикаций. Сфера научных интересов – биомеханика; анализ движений; системы захвата движения; машинное обучение; персональная навигация; моделирование и анализ взаимодействия человека с техническими средствами. Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия. E-mail: emskrebova@etu.ru <https://orcid.org/0009-0004-6384-163X>

**Боронахин Александр Михайлович** – доктор технических наук (2013), профессор (2020), профессор кафедры лазерных измерительных и навигационных систем, декан факультета информационно-измерительных и биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор более 120 научных публикаций. Сфера научных интересов – мониторинг; инерциальные системы; геоинформационные технологии, метрология.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия  
E-mail: AMBorona@etu.ru

**Сакун Иван Антонович** – магистр по направлению "Приборостроение" (2024, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)), инженер-исследователь лаборатории физиологии движения Института физиологии им. И. П. Павлова Российской академии наук (Санкт-Петербург). Младший научный сотрудник научно-исследовательской лаборатории "Системы захвата и моделирования движения" Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор 9 научных публикаций. Сфера научных интересов – биомеханика; биомеханика физических упражнений; персональная навигация; баланс; обработка данных.  
Адрес: Институт физиологии им. И. П. Павлова Российской академии наук, наб. Макарова, д. 6, Санкт-Петербург, 199034, Россия  
E-mail: sakunia@infran.ru  
<https://orcid.org/0009-0003-7810-8396>

**Попов Дмитрий Борисович** – магистр по направлению "Приборостроение" (2024, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)), младший научный сотрудник лаборатории физиологии зрения Института физиологии им. И. П. Павлова Российской академии наук (Санкт-Петербург). Младший научный сотрудник научно-исследовательской лаборатории "Системы захвата и моделирования движения" Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор 9 научных публикаций. Сфера научных интересов – биомеханика; лечебная физическая культура, виртуальная реальность; дополненная реальность; Unreal Engine; геймификация; персональная навигация; обработка данных.  
Адрес: Институт физиологии им. И. П. Павлова Российской академии наук, наб. Макарова, д. 6, Санкт-Петербург, 199034, Россия  
E-mail: db.popov@mail.ru  
<https://orcid.org/0009-0008-4270-2349>

## References

1. Künzler M., Heger S., De Pieri E., Egloff C., Mündermann A., Nüesch C. Effect of Load Carriage on Joint Kinematics, Vertical Ground Reaction Force and Muscle Activity: Treadmill Versus Overground Walking. *Gait & Posture*. 2023, vol. 104, pp. 1–8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2023.05.018
2. Hu X., Jia L., Tang J., Duan Q., Chen C., Zhao Z., Qu X. Effects of Backpack Load on Spatiotemporal Turning Gait Parameters. *Intern. J. of Industrial Ergonomics*. 2023, vol. 95, art. no. 103443. doi: 10.1016/j.ergon.2023.103443
3. Tilbury-Davis D. C., Hooper R. H. The Kinetic and Kinematic Effects of Increasing Load Carriage Upon the Lower Limb. *Human Movement Science*. 1999, vol. 18, no. 5, pp. 693–700.
4. Majumdar D., Sudan Pal M., Pramanik A., Majumdar D. Kinetic Changes in Gait During Low Magnitude Military Load Carriage. *Ergonomics*. 2013, vol. 56, no. 8, pp. 1278–1287. doi: 10.1080/00140139.2013.835871
5. Liew B., Morris S., Netto K. The Effect of Backpack Carriage on the Biomechanics of Walking: A Systematic Review and Preliminary Meta-Analysis. *J. of Applied Biomechanics*. 2016, vol. 32, no. 6, pp. 614–629. doi: 10.1123/jab.2015-0339
6. Skinner H. B., Barrack R. L. Ankle Weighting Effect on Gait in Able-Bodied Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1990, vol. 71, no. 2, pp. 112–115.
7. Mullins A. K., Annett L. E., Drain J. R., Kemp J. G., Clark R. A., Whyte D. G. Lower Limb Kinematics and Physiological Responses to Prolonged Load Carriage in Untrained Individuals. *Ergonomics*. 2015, vol. 58, no. 5, pp. 770–780. doi: 10.1080/00140139.2014.984775
8. Sturdy J. T., Rizeq H. N., Silder A., Sessoms P. H., Silverman A. K. Walking Slope and Heavy Backpack Loads Affect Torso Muscle Activity and Kinematics. *J. of Electromyography and Kinesiology*. 2023, vol. 70, art. no. 102769. doi: 10.1016/j.jelekin.2023.102769
9. Tomal P., Fryzowicz A., Skorupska E., Dworak L. B. Influence of School Backpack Load as a Variable Affecting Gait Kinematics among Seven-Year-Old Children. *Intern. J. of Environmental Research and Public Health*. 2022, vol. 19, no. 7, art. no. 3843. doi: 10.3390/ijerph19073843
10. Birrell S. A., Hooper R. H., Haslam R. A. The Effect of Military Load Carriage on Ground Reaction Forces. *Gait & Posture*. 2007, vol. 26, no. 4, pp. 611–614. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.008
11. Oberhofer K., Wettenschwiler P. D., Singh N., Ferguson S. J., Annaheim S., Rossi R. M., Lorenzetti S. The Influence of Backpack Weight and Hip Belt Tension on Movement and Loading in the Pelvis and Lower Limbs during Walking. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2018, vol. 2018, art. no. 4671956. doi: 10.1155/2018/4671956
12. Ahmad H. N., Barbosa T. M. The Effects of Backpack Carriage on Gait Kinematics and Kinetics of Schoolchildren. *Scientific Reports*. 2019, vol. 9, art. no. 3364, pp. 1–11.

doi: 10.1038/s41598-019-40076-w

13. Orr R. M., Johnston V., Coyle J., Pope J. Reported Load Carriage Injuries of the Australian Army Soldier. *J. of Occupational Rehabilitation*. 2015, vol. 25, no. 2, pp. 316–322.

doi: 10.1007/s10926-014-9540-7

14. Qualisys Track Manager. Available at: <https://www.qualisys.com/> (accessed: 18.09.2025).

15. Stegeman D. F., Hermens H. J. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)". 2007. 112 p. Available at: [https://www.researchgate.net/publication/265073104\\_Standards\\_for\\_surface\\_electromyography\\_The\\_European\\_project\\_Surface](https://www.researchgate.net/publication/265073104_Standards_for_surface_electromyography_The_European_project_Surface)

\_EMG\_for\_non-invasive\_assessment\_of\_muscles\_SENIAM (accessed: 18.09.2025).

16. Leardini A., Sawacha Z., Paolini G., Ingrassio S., Natio R., Benedetti M. G. A New Anatomically Based Protocol for Gait Analysis in Children. *Gait & Posture*. 2007, vol. 26, no. 4, pp. 560–571.

doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018

17. Visual3D. Available at: <https://www.target3d.co.uk/has-motion> (accessed: 18.09.2025).

18. Wang S., Qian Z., Liu X., Song G., Jiang Z., Wang K., Wu J., Liu J., Ren L., Ren L. Effects of Additional Weight-Bearing on the in Vivo Kinematics of the Human Ankle Joint Complex During Walking. *Scientific Reports*. 2024, vol. 14, art. no. 29049.

doi: 10.1038/s41598-024-80716-4

### Information about the authors

**Viktor K. Ryzhov**, Master's degree in Instrumentation Engineering (2025, Saint Petersburg Electrotechnical University). Area of expertise: biomechanics; motion capture and modeling systems.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia

E-mail: viktor.ryzhov.2001@mail.ru

**Elena M. Skrebova**, Specialist in Engineering in Medical and Biological Practice (2015, Empress Catherine II Saint Petersburg Mining University), Head of the Research Laboratory "Motion Capture and Modeling Systems" of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 8 scientific publications. Area of expertise: biomechanics; data analysis; motion capture systems; machine learning; personal navigation; modeling and analysis of human interaction with technology.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia

Email: emskrebova@etu.ru

<https://orcid.org/0009-0004-6384-163X>

**Alexander M. Boronakhin**, Dr Sci. (Eng.) (2013), Professor (2020) of the Department of Laser Measurement and Navigation Systems, Dean of the Faculty of Information Measurement and Biotechnical Systems of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of more than 120 scientific publications. Area of expertise: monitoring; inertial systems; geoinformation technologies and metrology.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197002, Russia

E-mail: AMBoronahin@etu.ru

**Ivan A. Sakun**, Master's degree in Instrumentation Engineering (2024, Saint Petersburg Electrotechnical University). Research Engineer of the Laboratory of Movement Physiology of Pavlov Institute of Physiology of the Russian Academy of Sciences (St Petersburg); Junior Researcher of the Research Laboratory "Motion Capture and Modeling Systems" and Postgraduate Student of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 9 scientific publications. Area of expertise: biomechanics; exercise biomechanics; personal navigation; balance; data processing.

Address: Pavlov Institute of Physiology of the Russian Academy of Sciences, 6, Makarova Emb., St Petersburg 199034, Russia

E-mail: sakunia@infran.ru

<https://orcid.org/0009-0003-7810-8396>

**Dmitry B. Popov**, Master's degree in Instrumentation Engineering (2024, Saint Petersburg Electrotechnical University). Junior Researcher of the Laboratory of Vision Physiology of Pavlov Institute of Physiology of the Russian Academy of Sciences (St Petersburg); Junior Researcher of the Research Laboratory "Motion Capture and Modeling Systems" and Postgraduate Student of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 9 scientific publications. Area of expertise: biomechanics; therapeutic physical training; virtual reality; augmented reality; Unreal Engine; gamification; personal navigation; data processing.

Address: Pavlov Institute of Physiology of the Russian Academy of Sciences, 6, Makarova Emb., St Petersburg 199034, Russia

E-mail: db.popov@mail.ru

<https://orcid.org/0009-0008-4270-2349>

---