

УДК 617.57

<https://doi.org/10.21869/2223-1560-2025-29-4-140-156>

Моделирование движения запястья при скандинавской ходьбе

С.Ф. Яцун ¹ ✉, В.А. Поляков ¹, Я.А. Гридасов ¹, И.В. Жабин ¹

¹ Юго-Западный государственный университет
ул. 50 лет Октября, д. 94, г. Курск 305040, Российская Федерация

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Резюме

Целью исследования является разработка метода получения обобщенной траектории движения запястья при скандинавской ходьбе для интеграции в систему автоматического управления реабилитационного стенда верхних конечностей.

Методы. В статье рассматривается и детально анализируется метод получения, последующей обработки и математического моделирования обобщенной траектории движения запястья во время цикла шага при скандинавской ходьбе. Для этого, исходя из экспериментальных данных, полученных от испытуемых с различными антропометрическими данными на основе полуавтоматического видеоанализа и последующей аппроксимации полученных траекторий, для последующей интеграции в систему автоматического управления реабилитационного стенда верхних конечностей, основанного на принципе непрерывного пассивного движения (НПД) с целью мобилизации суставов по траекториям естественного движения. Для оцифровки законов движения аналитического описания обобщенной траектории движения запястья была применена аппроксимация полиномами 5-го порядка.

Результаты. В работе были получены и визуализированы индивидуальные траектории движения запястья групп испытуемых с различными антропометрическими параметрами. На их основе была построена обобщенная траектория движения запястья в процессе скандинавской ходьбы, что стало возможным благодаря использованию методики полуавтоматического видеоанализа. Путем проведения тщательного статистического анализа собранных данных были выявлены и количественно оценены существенные биомеханические отклонения, возникающие при неправильном и нерациональном подборе длины палок для скандинавской ходьбы. В ходе процесса математического моделирования были рассчитаны и получены конкретные числовые коэффициенты для полиномов пятого порядка, которые были использованы при аппроксимации для описания обобщенной траектории движения.

Заключение. Полученные результаты подтверждают эффективность метода полуавтоматического видеоанализа для моделирования траектории движения запястья и позволяют оптимизировать параметры реабилитационных стендов, обеспечивая естественную биомеханику движений. Подтверждается важность корректного подбора длины палок для скандинавской ходьбы.

Ключевые слова: моделирование; траектория запястья; скандинавская ходьба; реабилитационный стенд.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Финансирование: Работа выполнена при поддержке Госзадания Минобрнауки России по теме «Разработка методов синтеза адаптивных и интеллектуальных робототехнических устройств и комплексов в целях расширения функциональных технологических и производственных возможностей человека» (соглашение № 075-03-2025-526).

Для цитирования: Моделирование движения запястья при скандинавской ходьбе / С.Ф. Яцун, В.А. Поляков, Я.А. Гридасов, И.В. Жабин // Известия Юго-Западного государственного университета. 2025; 29(4): 140-156. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2025-29-4-140-156>.

Поступила в редакцию 04.08.2025

Подписана в печать 15.09.2025

Опубликована 22.12.2025

Simulation of wrist movement during Nordic walking

Sergey F. Jatsun ¹ ✉, Vladislav A. Polyakov ¹, Yakov A. Gridasov ¹, Ivan V. Zhabin ¹

¹ Southwest State University

50 Let Oktyabrya str., 94, Kursk 305040, Russian Federation

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Abstract

Purpose of research is to develop a method for obtaining a generalized wrist movement trajectory in Nordic walking for integration into the automatic control system of the upper limb rehabilitation stand.

Methods. The article discusses and analyzes in detail the method of obtaining, subsequent processing and mathematical modeling of the generalized trajectory of wrist movement during the step cycle in Nordic walking. To do this, based on experimental data obtained from subjects with various anthropometric data based on semi-automatic video analysis and subsequent approximation of the obtained trajectories, for subsequent integration into the automatic control system of the upper limb rehabilitation stand based on the principle of continuous passive movement (CPM) in order to mobilize joints along the trajectories of natural movement. To digitize the laws of motion of the analytical description of the generalized trajectory of wrist movement, approximation by polynomials of the 5th order was applied.

Results. In the article, individual wrist movement trajectories of groups of subjects with different anthropometric parameters were obtained and visualized. Based on them, a generalized trajectory of wrist movement in the process of Nordic walking was constructed, which became possible thanks to the use of semi-automatic video analysis techniques. By conducting a thorough statistical analysis of the collected data, significant biomechanical deviations that occur with incorrect and irrational stick length selection for Nordic walking were identified and quantified. During the mathematical modeling process, specific numerical coefficients for fifth-order polynomials were calculated and obtained, which were used in the approximation to describe the generalized trajectory of motion.

Conclusion. The results obtained confirm the effectiveness of the semi-automatic video analysis method for modeling the trajectory of wrist movement and allow optimizing the parameters of rehabilitation stands, providing natural biomechanics of movements. The importance of correct stick length selection for Nordic walking is confirmed.

Keywords: modeling; wrist trajectory; Nordic walking; rehabilitation stand.

Conflict of interest: The Authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

Funding: The work was supported by the State Assignment of the Ministry of Education and Science of the Russian Federation on the topic "Development of methods for the synthesis of adaptive and intelligent robotic devices and complexes in order to expand the functional technological and production capabilities of humans" (agreement No. 075-03-2025-526).

For citation: Jatsun S. F., Polyakov V. A., Gridasov Y. A., Zhabin I. V. Simulation of wrist movement during Nordic walking. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2025; 29(4): 140-156 (In Russ.). <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2025-29-4-140-156>.

Received 04.08.2025

Accepted 15.09.2025

Published 22.12.2025

Введение

В современной медицине и инженерии реабилитации активно исследуются методы и технологии, способные эффективно помочь пациентам в восстановлении функций опорно-двигательного аппарата. Одним из перспективных направлений является внедрение реабилитационных стендов верхних конечностей, которые основаны на принципах НПД. Такие стенды представляют собой инновационные устройства, способные эффективно воздействовать на мышечную и суставную активность, что способствует улучшению моторных навыков и функциональной мобильности пациентов.

Эксплуатация реабилитационных стендов способствует предотвращению осложнений, связанных с длительной иммобилизацией пациента, таких как снижение плотности костей, развитие суставной контрактуры и др. Помимо этого, благодаря индивидуальной настройке параметров движения, стенды позволяют адаптировать реабилитационную программу под особенности строения и потребности каждого пациента, что делает процесс восстановления более персонализированным и эффективным. Таким образом, интеграция реабилитационных стендов для верхних конечностей в практику медицинской реабилитации может значительно улучшить ре-

зультаты лечения и качество жизни пациентов после травм и операций [1-4].

Одним из упражнений для глубокого восстановления пациента с нарушением опорно-двигательного аппарата является скандинавская ходьба, которая способствует восстановлению равновесия и координации движений, а также задействует до 90% мышц человека. По различным оценкам специалистов, скандинавская ходьба приводит к увеличению потребления энергии на 46% и улучшает сердечно-сосудистую систему, что важно для общего здоровья пациента. Безусловно одним из наиболее сложных аспектов описания движений верхних конечностей во время скандинавской ходьбы – это движение запястья [5-8].

Целью данной работы является разработка метода получения обобщенной траектории движения запястья при скандинавской ходьбе и моделирование движения для дальнейшей интеграции в систему автоматического управления реабилитационного стенда верхних конечностей для повышения эффективности реабилитации.

Материалы и методы

Для получения траекторий движения объекта существуют различные методы, такие как:

1. Инерциальный метод.

Данный метод основан на использовании IMU сенсоров, таких как акселерометр и гироскоп для точного трекинга в реальном времени. Плюсами данного метода являются высокая точность и возможность записи длительных сеансов. Минусом является наличие дрейфа сенсоров [9].

2. Метод оптического трекинга.

Данный метод основан на отслеживании положения и ориентации объекта в реальном пространстве при помощи оптических датчиков. Метод также отличается высокой точностью, но для его реализации необходимо наличие дорогостоящего оборудования [10].

3. Метод видеоанализа при помощи компьютерного зрения.

Данный метод основан на обработке видеозаписи при помощи современных алгоритмов компьютерного зрения и глубокого обучения, которые автоматически выделяют и отслеживают ключевые точки тела человека. Метод не требует датчиков, точность зависит от ракурса, освещения, качества видео и количества кадров. Также необходимы большие вычислительные мощности для получения данных и навыки программирования [11].

4. Метод ручного/полуавтоматического видеоанализа.

Данный метод основан на ручном или полуавтоматическом трекинге на основе видеозаписи при помощи программного обеспечения Tracker, которое предназначено для анализа видеоизображений путем отслеживания объ-

ектов на видео. Метод отличается высокой точностью благодаря ручной корректировке, нет необходимости в использовании сенсоров и дорогостоящего оборудования, а также высокого качества изображения [12].

Исходя из плюсов и минусов различных методов получения траектории движения, в данной статье используется метод ручного/полуавтоматического видеоанализа.

Результаты и их обсуждение

Получение экспериментальных данных

Во время исследования законов изменения координат запястья для получения траектории движения, которая в последующем будет формировать задающее воздействие системы автоматического управления реабилитационного стенда верхних конечностей, был проведен ряд экспериментов с видеофиксацией, в ходе которых были зафиксированы положения запястья, после чего производилась обработка полученных данных для уменьшения погрешностей, связанных с оборудованием и методом их получения.

Для увеличения точности полученных данных, на запястье каждого испытуемого был установлен маркер (рис.1).

Экспериментальная часть исследования была организована следующим образом: участники были распределены на четыре группы в соответствии с их антропометрическими характеристиками, где ключевым критерием классификации выступал показатель роста (табл. 1).



Рис. 1. Расположение маркера

Fig. 1. Marker location

Испытуемые выполняли тестовое задание, которое заключалось в передвижении вдоль размеченной на горизонтальной поверхности линии длиной 5 метров с использованием палок для скандинавской ходьбы. Для минимизации влияния внешних факторов на двигательную активность и исключение искусственности условий, были соблюдены следующие условия: длина шага для каждой группы испытуемых и скорость передвижения были не фиксированы, а произвольны для каждого испытуемого. Перед началом видеофиксации эксперимента, каждый испытуемый выполнил тестовое задание от 5 до 7 раз (рис. 2) [13].

Все участники эксперимента использовали идентичные палки для скандинавской ходьбы, длина которых составляла 1.2 метра, что исключило влияние вариативности снаряжения на двигательные паттерны. Такой подход позволил исследовать естественные адаптивные стратегии ходьбы в зависимости от антропометрических особенностей испытуемых.

Для идентификации каждой группы, был введен коэффициент k , который показывает отношение длины палок для скандинавской ходьбы к среднему росту испытуемых каждой группы. Антропометрические параметры представлены в табл. 1.



Рис. 2. Проведение эксперимента

Fig. 2. Conducting an experiment

Необходимо отметить, что по рекомендациям специалистов при выборе палок для скандинавской ходьбы коэффициент k должен быть приближенно равен ≈ 0.68 [14].

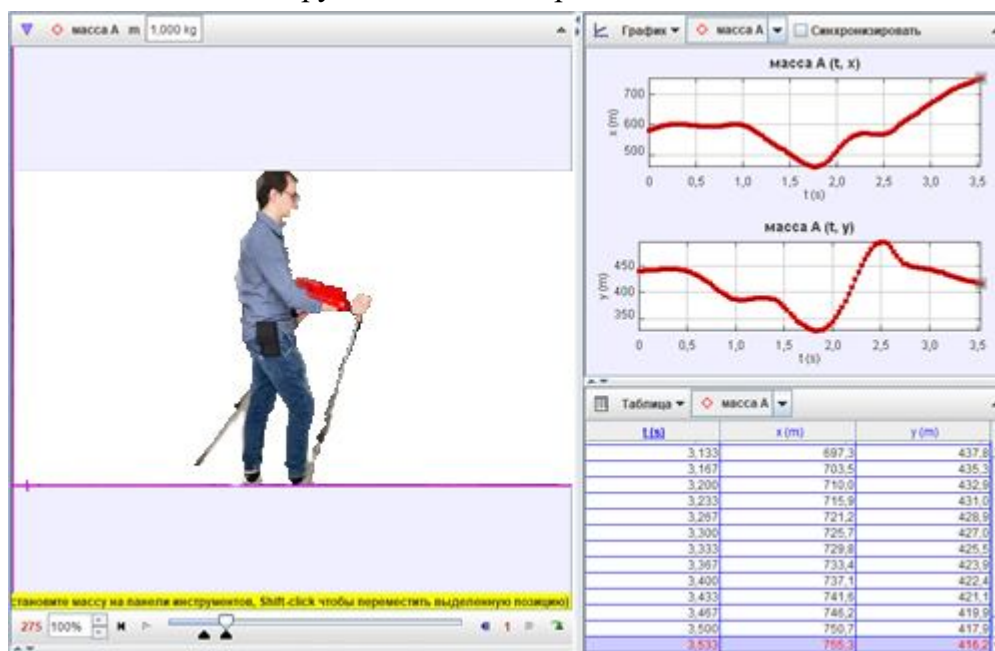
После завершения экспериментальной части с видеофиксацией, полученные видеофрагменты были обработаны с использованием специального программного обеспечения Tracker. Наличие контрастного маркера позволило провести полуавтоматический трекинг положения запястья.

Таблица 1. Антропометрические данные испытуемых**Table 1.** Anthropometric data of the subjects

№	Рост, м/ Height, m	Длина шага, м / Step length, m	k
1	1.70	0.7	0.71
2	1.75	0.8	0.69
3	1.82	0.95	0.66
4	1.90	1.15	0.63

По результатам трекинга были получены исходные данные координат перемещения запястья в сагиттальной плоскости в течение одного полного цикла скандинавской ходьбы всех групп испы-

туемых. На рис. 3 представлен внешний вид интерфейса программы Tracker во время обработки видеофрагментов, полученных в ходе поставленных экспериментов.

**Рис. 3.** Процесс получения траектории движения запястья**Fig. 3.** The process of obtaining the trajectory of the wrist movement

Полученные в программе Tracker траектории движения маркера, закрепленного на запястье испытуемого, подверглись дополнительной обработке в среде математического моделирования MATLAB с целью устранения шумов, нормализации данных и подготовки к дальнейшему анализу. Алгоритм обра-

ботки каждой траектории выглядел следующим образом:

1. Формирование замкнутой траектории. Так как исходные данные представляли собой дискретные координаты маркера (x, y), записанные в течение одного полного цикла скандинавской ходьбы. Для обеспечения цикличности и уст-

ранения разрывов траектории начальная точка добавлялась в конец массива данных, формируя замкнутый контур.

2. Линейная интерполяция для увеличения разрешения траектории. С целью сглаживания и уменьшения влияния дискретности исходных данных применялась линейная интерполяция. Для двух известных точек (x_{i-1}, y_{i-1}) и (x_i, y_i) значение y в точке x (где $x_{i-1} \leq x \leq x_i$) вычисляется по формуле

$$\frac{y - y_{i-1}}{y_i - y_{i-1}} = \frac{x - x_{i-1}}{x_i - x_{i-1}}.$$

Таким образом, временная шкала исходных данных ($t = 1:N$, где N – количество точек) преобразовывалась в новую равномерную сетку с увеличенным количеством узлов ($N = 1000$). Данная интерполяция была реализована через встроенную функцию `interp1()` в среде математического моделирования MATLAB с параметром 'linear' и использовалась для вычисления новых значений координат на равномерно распределенных временных метках [15].

3. Нормализация координат. Для устранения влияния абсолютных значений координат и приведения данных к единому масштабу выполнялось масштабирование с использованием функции `rescale()`. Исходные данные по осям X и Y преобразовывались в относительные значения.

Данный подход обеспечил независимость результатов от конкретного раз-

решения видео и положения маркера в кадре, что критично для сравнительного анализа между испытуемыми.

После обработки каждой траектории были получены среднеквадратичные значения координат траектории каждой группы испытуемых.

Итоговыми результатами обработки являются гладкие, нормализованные траектории движения запястья, пригодные для последующего анализа (рис. 4).

Также были получены зависимости траекторий по осям X и Y от времени (рис. 5).

Проанализировав полученные результаты, можно сделать вывод, что у группы испытуемых с самым высоким ростом ($k = 0,63$), наблюдается уменьшение амплитуды движения рук из-за недостаточной длины палок испытуемые вынуждены сгибать руки в локтях слабее, что ограничивает естественную биомеханику ходьбы. Снижение эффективности отталкивания, так как короткие палки не позволяют полностью использовать силу инерции, что может уменьшать энергозатраты верхней части тела. В то же время в группе испытуемых с самым высоким коэффициентом ($k = 0.71$) наблюдается избыточная амплитуда движения рук. Из-за чрезмерной длины палок испытуемые вынуждены делать более широкие взмахи, что нарушает плавность ходьбы и увеличивает нагрузку на суставы, снижая контроль над движением.

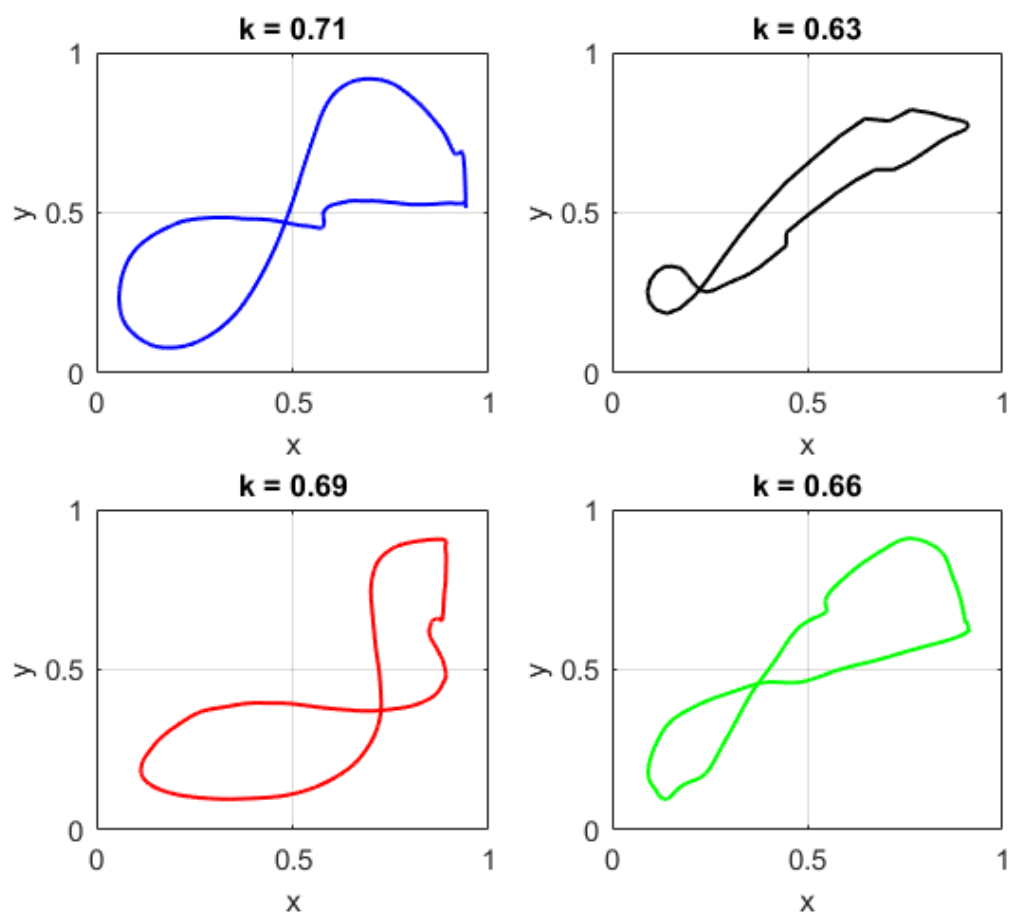


Рис. 4. Полученные траектории движения запястья

Fig. 4. Obtained wrist movement trajectories

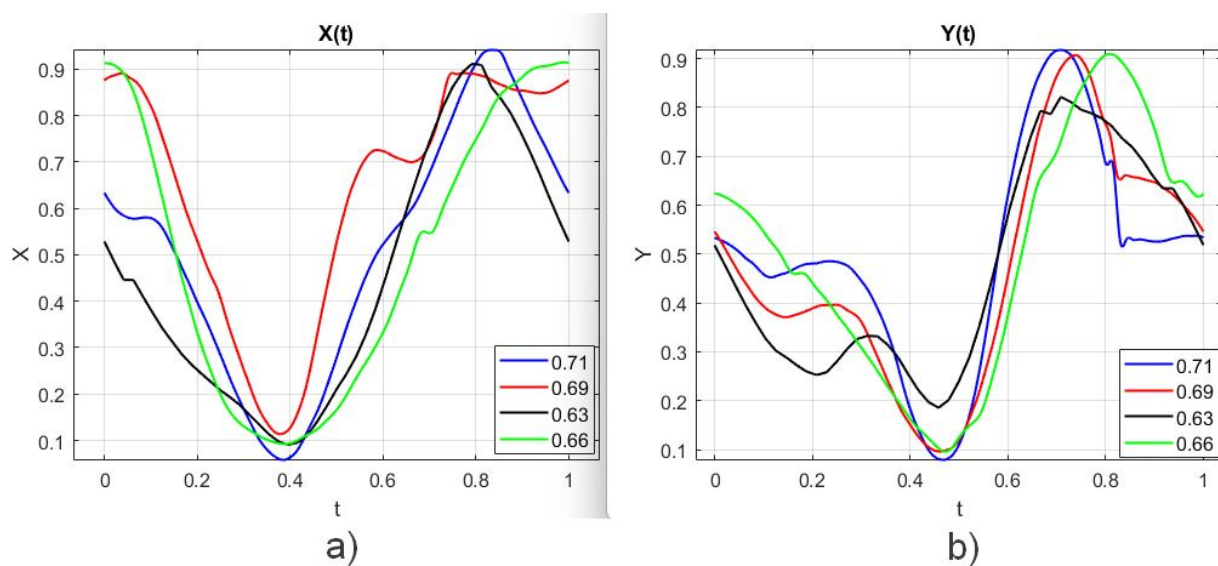


Рис. 5. График зависимости $X(t)$ (a) и $Y(t)$ (b)

Fig. 5. Graph of the dependence of $X(t)$ (a) and $Y(t)$ (b)

Проанализировав полученные результаты групп, у которых коэффициент k приближен к значению 0.68, можно сделать вывод, что траектории схожи между собой, в то время как другие траектории выделяются. Полученные результаты показывают, что при неправильном подборе длины палок для скандинавской ходьбы, у человека появляются отклонения в биомеханике скандинавской ходьбы, которые связаны с неудобством при эксплуатации [16].

Помимо экспериментальных данных, таким же методом полуавтоматического

видеоанализа была получена траектория движения запястья при скандинавской ходьбе из анимации, созданной для научной статьи [17], в которой изучалась кинематика движения человека во время скандинавской ходьбы. В результате исследований техник скандинавской ходьбы была продемонстрирована анимация эталонной походки, которая задействует большее количество групп мышц. Коэффициент k был равен 0.68.

Полученные результаты представлены на рис. 6.

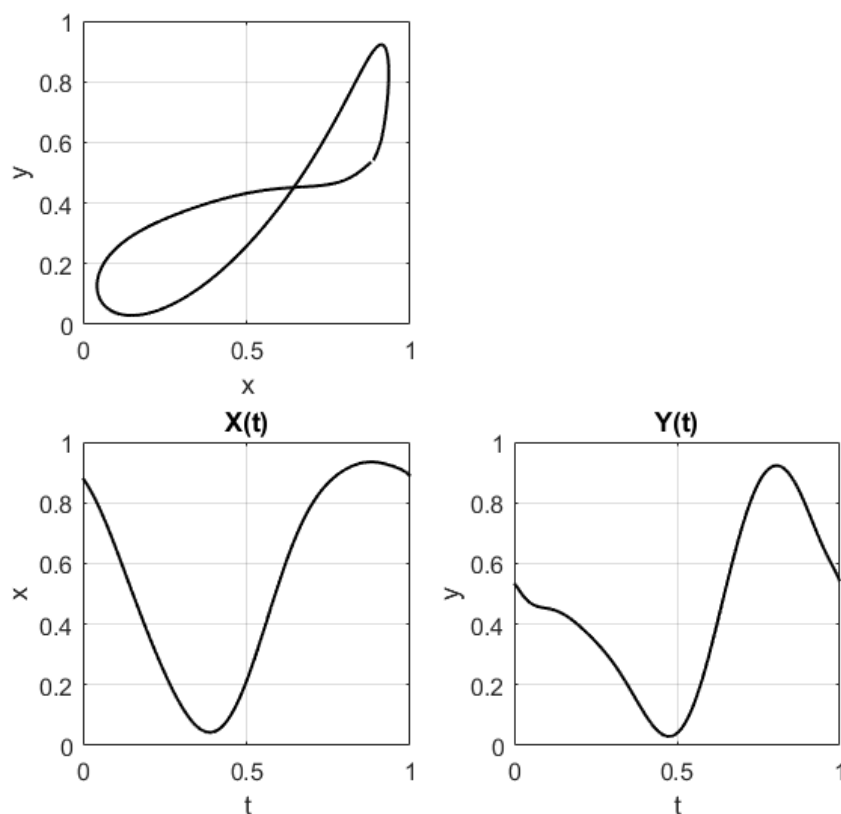


Рис. 6. Траектория движения запястья, полученная из анимации

Fig. 6. The trajectory of the wrist movement, obtained from animation

Следует отметить, что полученная траектория схожа с траекториями, полученными в результате проведенного

эксперимента. Как и траектории, полученные экспериментально, траектория представляет из себя замкнутую, перио-

дическую, подобно восьмерке сложную траекторию как с выпуклыми участками, так и с вогнутыми. Также она обладает точкой бифуркации.

Обобщенная траектория движения запястья при скандинавской ходьбе и анализ полученных результатов

В результате серии экспериментов по изучению биомеханики скандинавской ходьбы была получена обобщенная траектория движения запястья, отражающая усредненную кинематику верхних конечностей. Полученные результаты представлены на рис. 7.

Для оцифровки законов движения аналитического описания обобщенной траектории движения запястья была применена аппроксимация полиномами 5-го порядка по осям X и Y, которые имеют следующий обобщенный вид:

$$P(t) = a_5 t^5 + a_4 t^4 + a_3 t^3 + a_2 t^2 + a_1 t + a_0.$$

Выбор обусловлен достаточной гибкостью полинома для описания сложной траектории движения (включая точку бифуркации и фазы замаха/отталкивания). Полученные коэффициенты представлены в табл. 2.

Обобщенная траектория движения запястья

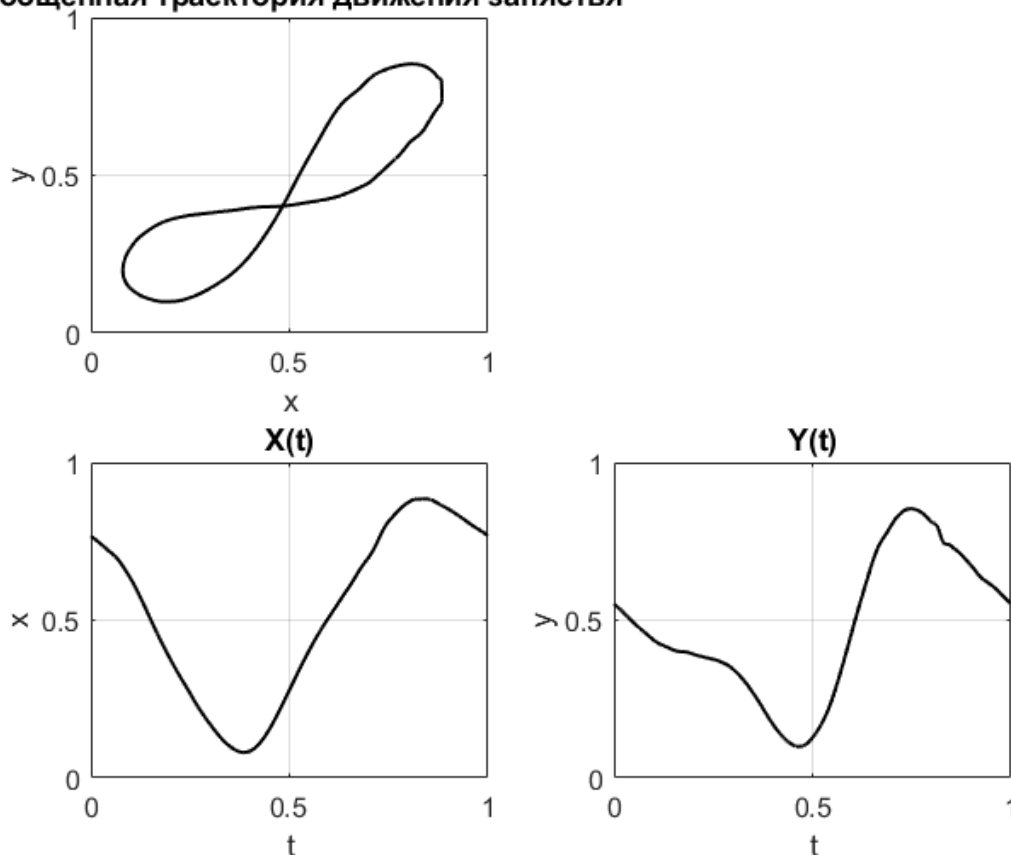


Рис. 7. Обобщенная траектория движения запястья при скандинавской ходьбе

Fig. 7. Generalized wrist movement trajectory during Nordic walking

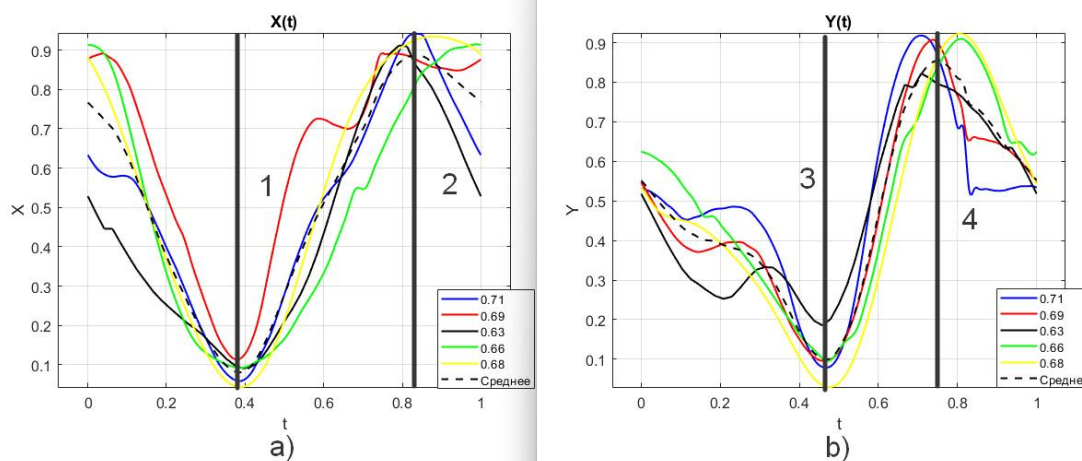
Таблица 2. Коэффициенты функции управляющего воздействия**Table 2.** Coefficients of the control action function

Коэффициенты по оси X / X-axis coefficients					
a_5	a_4	a_3	a_2	a_1	a_0
33.88	-97.22	93.3	-31.41	1.49	0.72
Коэффициенты по оси Y / Y-axis coefficients					
a_5	a_4	a_3	a_2	a_1	a_0
21.32	-73.04	81.23	-33.48	3.99	0.38

Также для углубленного понимания биомеханики движения запястья при скандинавской ходьбе был проведен анализ распределения полученных данных в ключевых точках обобщенной траектории, которые соответствуют экстремум движения (минимумам и максимумам по осям X и Y), отражая критические фазы цикла ходьбы: 1 – крайнее заднее положение при отталкивании; 2 – крайнее пе-

реднее положение при замахе; 3 – нижняя точка опускания руки; 4 – высшая точка подъема руки (рис. 8).

Исследование распределений в данных точках позволит оценить вариативность техники среди испытуемых, выявить аномалии, связанные с неправильным подбором длины палок и сравнить экспериментальные данные с эталонной, которая была получена из анимации.

**Рис. 8.** Выбор ключевых точек для анализа по оси X (a) и Y (b)**Fig. 8.** Selection of key points for analysis along the X (a) and Y (b) axes

Для каждой точки были построены гистограммы распределения значений координат для пяти траекторий и отмечено значение усредненной траектории.

Так как выборка состоит из малого количества данных ($n = 5$) помимо гистограммы распределения была проведена ядерная оценка плотности или Kernel

Density Estimation (KDE), которая работает с любой выборкой ($n \geq 2$). KDE – это непараметрический метод оценки плотности распределения случайной величины по конечной выборке данных [18]. В отличие от гистограмм, KDE позволяет получить гладкую и непрерывную оценку плотности. Оценка плотности $\hat{f}(x)$ в точке x вычисляется по формуле

$$\hat{f}(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n K\left(\frac{x-x_i}{h}\right),$$

где n – кол-во точек данных; h – ширина полосы (параметр сглаживания);

$K(u)$ – ядро сглаживания, симметричная функция, которая удовлетворяет условию $\int_{-\infty}^{\infty} K(u)du = 1$.

Наиболее распространенными ядрами являются гауссово, прямоугольное, треугольное и Епанечникова. В данной работе используется гауссово ядро, которое работает при любом количестве данных и вычисляется по формуле [19-20]

$$K(u) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{u^2}{2}}.$$

Результаты гистограмм распределения и ядерные оценки плотности в ключевых точках траектории движения запястья при скандинавской ходьбе представлены на рис. 9-10.

Проанализировав полученные результаты, можно сделать вывод, что при ядерной оценке плотности (KDE) по оси Y наблюдается бимодальное распределение, которое связано с биомеханикой ходьбы вследствие неподходящего подбора палок для скандинавской ходьбы.

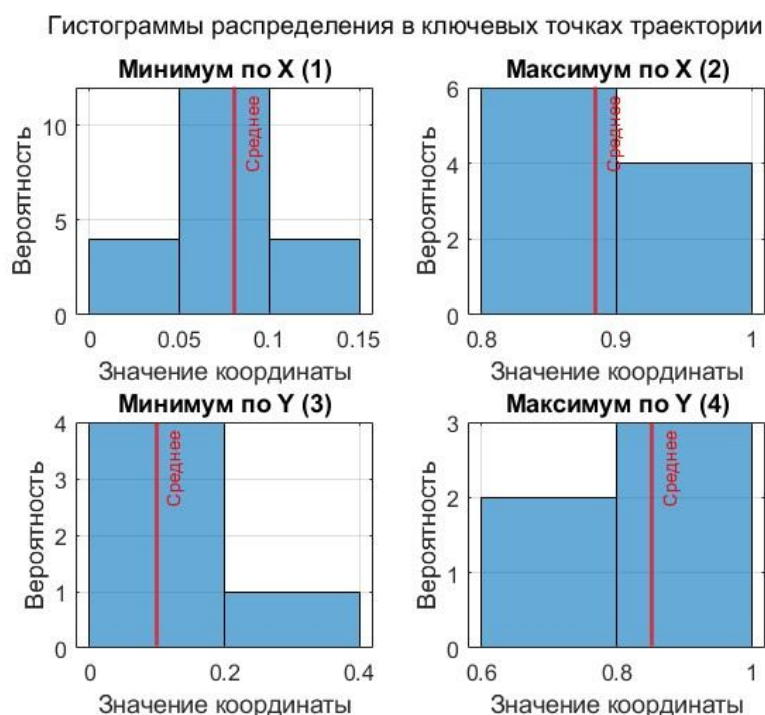


Рис. 9. Гистограммы распределения в ключевых точках траектории

Fig. 9. Histograms of the distribution at key points of the trajectory

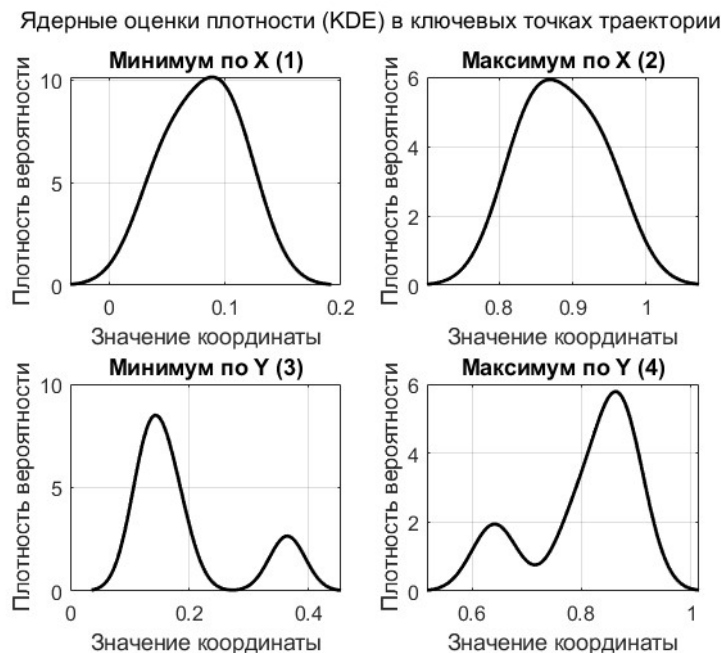


Рис. 10. Ядерные оценки плотности (KDE) в ключевых точках траектории

Fig. 10. Nuclear density estimates (KDE) at key points of the trajectory

Наибольшая вариативность наблюдается в точках максимума, что также связано с неправильным выбором длины палок для скандинавской ходьбы и индивидуальными различиями в технике ходьбы испытуемых. В то же время точки минимума демонстрируют высокую стабильность, связанную с фазой, которая ограничена биомеханикой человека.

Выводы

В данной статье был представлен и реализован метод получения обобщенной траектории движения запястья при скандинавской ходьбе с использованием полуавтоматического видеоанализа. На основе экспериментальных данных от испытуемых с различными антропометрическими параметрами, была получена усредненная траектория, которая отражает естественную биомеханику

движения верхних конечностей. Для математического описания траектории применена аппроксимация полиномами 5-го порядка, что позволило учесть сложную форму движения. Средний разброс данных по осям X и Y составил 10% и 8% соответственно, что подтверждает высокую точность метода. Сравнение экспериментальных данных с эталонной траекторией, полученной из анимации, подтвердило корректность предложенного метода. Полученные результаты имеют практическую значимость для оптимизации параметров реабилитационных стенов верхних конечностей, обеспечивающих естественное движение суставов. Перспективой дальнейших исследований является интеграция полученных данных в алгоритмы адаптивного управления роботизированными стендами для повышения эффективности реабилитации, что

позволит персонализировать процесс восстановления и улучшить качество жизни

пациентов с нарушениями опорно-двигательного аппарата.

Список литературы

1. Екушева Е. В., Дамулин И. В. Реабилитация после инсульта: значение процессов нейропластичности и сенсомоторной интеграции // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2013. Т. 113, № 12-2. С. 35-41. EDN RTELWB.
2. Перспективы экзоскелетного ортезирования верхних конечностей у пациентов старшей возрастной группы / А.А. Воробьев, Ф.А. Андриющенко, А.С. Мазунов, Е.Е. Писарева, Е.В. Венскель, О.Д. Чулков, В.О. Чернов // Волгоградский научно-медицинский журнал. 2025. Т. 22. №2. С. 78-85. <https://doi.org/10.19163/2658-4514-2025-22-2-78-85>
3. Даминов В. Д. Роботизированная механотерапия в нейрореабилитации // Вестник Алматинского государственного института усовершенствования врачей. 2013. № S3. С. 83-88. EDN WWBMGL.
4. Varlamova L. P., Farukh N. Ho'jaqulov. Simulation of a two-link manipulator // Scientific Progress. 2022. N 3. P. 1107-1111.
5. Кибардин Г.М. Скандинавская ходьба лечит. М.: Эксмо, 2016. 88 с.
6. Станский Н. Т., Алексеенко А. А. Исследование эффективности занятий скандинавской ходьбой // Вестник Полоцкого университета. 2015. № 1. С. 8-11.
7. Jatsun S., Saveleva E., Al Manji K. H. M. Research Into Impact of Attachment System of Exoskeleton Link to Human Body on Efficiency of its Application // 2019 International Russian Automation Conference (RusAutoCon). Sochi: IEEE, 2019. P. 1-5.
8. Analysis of the effect of the exoskeleton geometrical dimensions on the nature of a linear compensator operation / S. F. Jatsun, V. E. Pavlovsky, A. E. Karlov, Al Maji Kh Kh M., A. S. Yatsun, E. V. Saveleva // 12th International Conference on Developments in eSystems Engineering (DeSE). Kazan: IEEE, 2019. P. 466-471.
9. Беркаев А. Р., Ненашев А. А., Ключиков А. В. Разработка системы локализации и позиционирования мобильного робота // Математические методы в технике и технологиях - ММТТ. 2020. Т. 12-3. С. 152-157. EDN QDGESL.
10. Скворцов Д. В. Методика исследования кинематики движений и современные стандарты. Видеоанализ // Лечебная физкультура и спортивная медицина. 2012. № 12(108). С. 4-10. EDN PIJHKF.
11. Михайлюк М. В., Хураськин И. А. Оптический трекинг для систем виртуальной реальности // Программные продукты и системы. 2006. № 3. С. 4. EDN IYDAAT.
12. What is Tracker // Tracker Video Analysis and Modeling Tool for Physics Education. URL: <https://opensourcephysics.github.io/tracker-website/> (дата обращения: 02.05.2025).
13. Мальчиков А. В., Кисляк Л. Б., Сергеев В. В. Получение законов изменения задающих воздействий для системы управления двухзвенной стопы экзоскелета //

Наука молодых - будущее России : сборник научных статей 6-й Международной научной конференции перспективных разработок молодых ученых, Курск, 09–10 декабря 2021 г. Курск: Юго-Западный государственный университет, 2021. Т. 5. С. 106-110. EDN QRENEK.

14. Как выбрать палки для скандинавской ходьбы по росту. URL: <https://nordicpro.ru/vse-o-palkah-i-hodbe/kak-vybrat-palki-dlya-skandinavskoy-hodby-po-rosty> (дата обращения: 12.05.2025).

15. Половко А. М., Бутусов А. М. Интерполяция. Методы и компьютерные технологии их реализации. СПб.: БХВ-Петербург, 2011. 314 с.

16. Доронина Н. П., Абдуллова Н. В., Алдарова С. А. Техника и правила скандинавской ходьбы. Цели скандинавской ходьбы // Международный журнал гуманитарных и естественных наук. 2022. № 3-2(66). С. 246-248. <https://doi.org/10.24412/2500-1000-2022-3-2-246-248>. EDN SDRZIM.

17. Barbara Pellegrini, Gennaro Boccia, Chiara Zoppirolli Muscular and metabolic responses to different Nordic walking techniques, when style matters // Plos one. 2018. Vol. 1, №. 1.

18. Лапко А. В., Лапко В. А. Анализ методов оптимизации непараметрической оценки плотности вероятности по коэффициенту размытости ядерных функций // Измерительная техника. 2017. № 6. С. 3-8. EDN YZJOON.

19. Lapko A. V., Lapko V. A. Fast algorithm bandwidth selection for multivariate kernel density estimation Fast algorithm bandwidth selection for multivariate kernel density estimation // Izmeritel'naya Tekhnika. 2018. No. 10. P. 19-23. <https://doi.org/10.32446/0368-1025it.2018-10-19-23>. EDN LPBUGX.

20. Zaichenko K. V., Gurevich B. S. Spectral processing of bioelectric signals // Medical equipment. 2021. N 1(325). P. 12-14.

References

1. Yekusheva E. V., Damulin I. V. Rehabilitation after stroke: the significance of neuroplasticity and sensorimotor integration processes. *Zhurnal nevrologii i psikiatrii im. C.C. Korsakova* = *Journal of Neurology and Psychiatry named after C.C. Korsakov*. 2013; 113(12-2): 35-41. (In Russ.). EDN RTELWB.

2. Vorobiev A.A., Andryushchenko F.A., Mazunov A.S., Pisareva E.E., Venskel E.V., Chulkov O.D., Chernov V.O. Prospects of exoskeletal orthosis of the upper extremities in patients of the older age group. *Volgogradskii nauchno-meditsinskii zhurnal* = *Volgograd Journal of Medical Research*. 2025; 22(2): 78-85. (In Russ.). <https://doi.org/10.19163/2658-4514-2025-22-2-78-85>

3. Daminov V. D. Robotic mechanotherapy in neurorehabilitation. *Vestnik Almatinskogo gosudarstvennogo instituta usovershenstvovaniya vrachei* = *Bulletin of the Almaty State Institute of Advanced Medical Training*. 2013; (S3): 83-88. (In Russ.). EDN WWBMGL.

4. Varlamova L. P., Farukh N. Xo'jaqulov. Simulation of a two-link manipulator. *Scientific Progress*. 2022; (3):1107-1111.
5. Kibardin G.M. Scandinavian walking heals. Moscow: Eksmo; 2016. 88 p. (In Russ.).
6. Stansky N. T., Alekseenko A. A. A study of the effectiveness of Nordic walking. *Vestnik Polotskogo universiteta = Proceedings Polotsk University*. 2015; (1): 8-11. (In Russ.).
7. Jatsun S., Saveleva E., Al Manji K. H. M. Research Into Impact of Attachment System of Exoskeleton Link to Human Body on Efficiency of its Applicationb. In: *2019 International Russian Automation Conference (RusAutoCon)*. Sochi: IEEE; 2019. P. 1-5.
8. Jatsun S. F., Pavlovsky V. E., Karlov A. E., Al Maji Kh Kh M., Yatsun A. S., Saveleva E. V. Analysis of the effect of the exoskeleton geometrical dimensions on the nature of a linear compensator operation. In: *12th International Conference on Developments in eSystems Engineering (DeSE)*. Kazan: IEEE; 2019. P. 466-471.
9. Berkaev A. R., Nenashev A. A., Klyuchikov A.V. Development of a localization and positioning system for a mobile robot. *Matematicheskie metody v tekhnike i tekhnologiyakh - MMTT = Mathematical methods in engineering and technology - MMTT*. 2020; (12-3): 152-157. (In Russ.). EDN QDGESL.
10. Skvortsov D. V. Methods of motion kinematics research and modern standards. Video analysis. *Lechebnaya fizkul'tura i sportivnaya meditsina = Physical therapy and sports medicine*. 2012; (12): 4-10. (In Russ.). EDN PIJHKF.
11. Mikhailyuk M. V., Khuraskin I. A. Optical tracking for virtual reality systems. *Programmnye produkty i sistemy = Software products and systems*. 2006; (3): 4. (In Russ.). EDN IYDAAT.
12. hat is Tracker. *Tracker Video Analysis and Modeling Tool for Physics Education*. Available at: <https://opensourcephysics.github.io/tracker-website/> (accessed: 02.05.2025).
13. Malchikov A.V., Kislyak L. B., Sergeev V. V. Obtaining laws of change of setting influences for the control system of the two-link foot of the exoskeleton. In: *Nauka molodykh - budushchee Rossii : sbornik nauchnykh statei 6-i Mezhdunarodnoi nauchnoi konferentsii perspektivnykh razrabotok molodykh uchenykh = Science of the young - the future of Russia : collection of scientific articles of the 6th International Scientific Conference of promising developments of young scientists*. Kursk: SWSU; 2021. Vol. 5. P. 106-110. (In Russ.). EDN QRENEK.
14. How to choose sticks for Scandinavian walking on growth. (In Russ.). Available at: <https://nordicpro.ru/vse-o-palkah-i-hodbe/kak-vybrat-palki-dlya-skandinavskoy-hodby-porosty> (accessed: 12.05.2025).
15. Polovko A.M., Butusov A.M. Interpolation. Methods and computer technologies of their implementation. St. Petersburg: BHV-Petersburg; 2011. 314 p. (In Russ.).
16. Doronina N. P., Abdullova N. V., Aldarova S. A. Technique and rules of Scandinavian walking. *Mezhdunarodnyi zhurnal gumanitarnykh i estestvennykh nauk = The goals of*

Scandinavian walking. International Journal of Humanities and Natural Sciences. 2022; (3-2): 246-248. (In Russ.). <https://doi.org/10.24412/2500-1000-2022-3-2-246-248>. EDN SDRZIM.

17. Barbara Pellegrini, Gennaro Boccia, Chiara Zoppirolli Muscular and metabolic responses to different Nordic walking techniques, when style matters. *Plos one.* 2018; 1(1).

18. Lapko A.V., Lapko V. A. Analysis of optimization methods for nonparametric estimation of probability density by the blurriness coefficient of nuclear functions. *Izmeritel'naya tekhnika = Measuring equipment.* 2017; (6): 3-8. (In Russ.). EDN YZJOON.

19. Lapko A. V., Lapko V. A. Fast algorithm bandwidth selection for multivariate kernel density estimation Fast algorithm bandwidth selection for multivariate kernel density estimation. *Izmeritel'naya Tekhnika.* 2018; (10): 19-23. <https://doi.org/10.32446/0368-1025it.2018-10-19-23>. EDN LPBUGX.

20. Zaichenko K. V., Gurevich B. S. Spectral processing of bioelectric signals. *Medical equipment.* 2021; (1): 12-14.

Информация об авторах / Information about the Authors

Яцун Сергей Фёдорович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7420-0772>

Sergey F. Yatsun, Dr. of Sci. (Engineering), Professor, Head of Mechanics, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: teormeh@inbox.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7420-0772>

Поляков Владислав Андреевич, магистрант кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: vpolyakov2000@rambler.ru, ORCID: <http://orcid.org/0009-0007-8427-8200>

Vladislav A. Polyakov, Master Student of Mechanics, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: vpolyakov2000@rambler.ru, ORCID: <http://orcid.org/0009-0007-8427-8200>

Гридасов Яков Александрович, магистрант кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: yasha.grid@yandex.ru

Yakov A. Gridasov, Master Student of Mechanics, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: yasha.grid@yandex.ru

Жабин Иван Васильевич, студент кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: diogenno@gmail.com

Ivan V. Zhabin, Student of Mechanics, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: diogenno@gmail.c