

<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-4-60-77>



УДК 617.58

Модели и алгоритмы формирования задающих воздействий системы управления двухзвенной стопы реабилитационного экзоскелета

С. Ф. Яцун¹✉, Л. Б. Кисляк¹, Е. В. Савельева¹, Г. А. Фурсов¹

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 математической модели двухзвенной активной стопы реабилитационного экзоскелета нижних конечностей и получение данных для формирования задающих воздействий на приводы устройства.

Методы. В статье рассматривается метод создания задающих воздействий для системы управления приводами двухзвенной стопы реабилитационного экзоскелета. Это устройство предназначено для комплексной механической проработки голеностопного сустава, чтобы восстановить его подвижность и приблизить движения к естественной походке. Для этого в рамках проведенного эксперимента используется метод видеозахвата траектории, который создаёт траектории движения характерных точек стопы с учётом параметров походки и антропометрии пациента. При обработке данных использован ряд Фурье 5-го порядка, позволяющий аппроксимировать полученные экспериментальные траектории с заданной точностью и обеспечить их плавность.

Результаты. В работе установлено, что математическая модель двухзвенной стопы позволяет анализировать и прогнозировать движение стопы робота в различных режимах реабилитации. В модели учитываются управляющие и возмущающие воздействия, а также такие параметры, как масса, момент инерции, длина шага, высота подъёма ноги и другие характеристики.

Результаты математического моделирования позволяют выполнить синтез приводной системы робота – совокупность механизмов, передающих движение от двигателя к звеньям стопы. Это поможет обеспечить надёжную и эффективную работу устройства.

Кроме того, результаты моделирования будут использованы для проектирования основных конструктивных элементов робота, таких как шарниры, крепления, амортизаторы и т. д.

Заключение. Результаты математического моделирования позволяют рассчитать приводную систему робота – совокупность механизмов, передающих движение от двигателя к звеньям стопы. Это поможет обеспечить надёжную и эффективную работу устройства. Кроме того, результаты моделирования будут использованы для проектирования основных конструктивных элементов робота, таких как шарниры, крепления, амортизаторы и т. д. Это позволит создать прочное и долговечное устройство, способное выполнять свои функции в различных условиях эксплуатации.

Ключевые слова: реабилитационный экзоскелет; устройство механотерапии; голеностопный сустав; двухзвенная стопа; система управления; задающие воздействия; ряд Фурье.

Финансирование: Работа выполнена в рамках реализации гранта РФФ № 24-29-00467 «Модели и алгоритмы разработки приборов активно-пассивной механотерапии».

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

Для цитирования: Модели и алгоритмы формирования задающих воздействий системы управления двухзвенной стопы реабилитационного экзоскелета / С. Ф. Яцун, Л. Б. Кисляк, Е. В. Савельева, Г. А. Фурсов // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2023. Т. 14, № 4. С. 60–77. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-4-60-77>

Поступила в редакцию 14.10.2024

Подписана в печать 12.11.2024

Опубликована 27.12.2024

Models and algorithms for the formation of commanding influences of the control system of the rehabilitation exoskeleton two-link foot

Sergey F. Jatsun¹ ✉, Leonid B. Kislyak¹, Ekaterina V. Saveleva¹, Gavriil A. Fursov¹

¹ Southwest State University
50 Let Oktyabrya Str. 94, Kursk 305040, Russian Federation

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Abstract

The purpose of research is to develop a mathematical model of a two-link active foot of a rehabilitation exoskeleton for the lower extremities and to obtain data for generating the setting effects on the device drives.

Methods. The article discusses a method for creating reference actions for the drive control system of a two-link foot of a rehabilitation exoskeleton. This device is designed for complex mechanical processing of the ankle joint in order to restore its mobility and bring movements closer to a natural gait. For this purpose, the video trajectory capture method is used in the framework of the experiment, which creates trajectories of movement of characteristic points of the foot taking into account the gait parameters and anthropometry of the patient. When processing the data, a 5th-order Fourier series is used, which allows approximating the obtained experimental trajectories with a given accuracy and ensuring their smoothness.

Results. The work established that the mathematical model of a two-link foot allows analyzing and predicting the movement of the robot's foot in various rehabilitation modes. The model takes into account control and disturbance effects, as well as parameters such as mass, moment of inertia, step length, leg lift height, and other characteristics. The results of mathematical modeling allow synthesizing the robot's drive system - a set of mechanisms that transmit movement from the engine to the foot links. This will help ensure reliable and efficient operation of the device. In addition, the modeling results will be used to design the main structural elements of the robot, such as hinges, fasteners, shock absorbers, etc.

Conclusion. The results of mathematical modeling allow us to calculate the robot's drive system - a set of mechanisms that transmit movement from the engine to the foot links. This will help ensure reliable and efficient operation of the device. In addition, the modeling results will be used to design the main structural elements of the robot, such as hinges, fasteners, shock absorbers, etc. This will allow us to create a durable and long-lasting device that can perform its functions in various operating conditions.

Keywords: rehabilitation exoskeleton; mechanotherapy device; ankle joint; two-link foot; control system; input signals; Fourier series.

Funding: The work was carried out within the framework of the Russian Science Foundation grant No. 24-29-00467 “Models and algorithms for the development of active-passive mechanotherapy devices”.

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

For citation: Jatsun S.F., Kislyak L.B., Saveleva E.V., Fursov G.A. Models and algorithms for the formation of commanding influences of the control system of the rehabilitation exoskeleton two-link foot. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naja tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2024;14(4):60–77. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-4-60-77>

Received 14.10.2024

Accepted 12.11.2024

Published 27.12.2024

Введение

Проблему реабилитации, социальной защиты и адаптации людей с двигательными нарушениями [1], без сомнения, можно отнести к одной из важных медико-социальных проблем здравоохранения [2]. При назначении реабилитационных мероприятий [3] важно определить степень наличия у больного реабилитационного потенциала [4]. Существующие [4] и разрабатываемые медицинские двигательные тренажёры [5; 6] помогают восстановить функцию ходьбы [7]. Успешность решения этой проблемы [8] определяется, прежде всего, наличием материально-технической базы [9], оснащенной специальными биоизмерительными устройствами [10], обеспеченными развитыми программными алгоритмами [11]. С внедрением в практическую медицину экспериментальных методов, основанных на применении систем технического зрения [12] и компьютерного анализа [13], появляется качественно новый подход, позволяющий расширить диагностические возможности оценки поступающей информации [14], что, в свою очередь, дает возможность разрабатывать более эффективные

тренажеры [15], в которые будут заложены параметры реабилитации, соответствующие двигательным паттернам здорового человека [16]. Все это обуславливает необходимость дальнейших научных исследований, направленных на разработку методов и средств комплексной оценки параметров двигательной физической реабилитации с использованием биомедицинских и естественных физиологических показателей [1].

Один из методов, который может помочь пациентам с повреждениями опорно-двигательного аппарата вернуться к активной жизни, – применение реабилитационных экзоскелетов нижних конечностей [4]. Роботизированные экзоскелетные комплексы нижних конечностей надеваются на нижние конечности пациента, проходящего реабилитацию [8], и позволяют выполнять естественные физиологические движения: подъём конечности, вертикализацию пациента, приседания, в т. ч. на разных этапах реабилитации реализовывать статическую и динамическую походку [1].

Исследования подтверждают, что имитация естественных движений может помочь восстановить нейронные связи. Поэтому в реабилитации важна качественная механотерапия [8].

Целью данной работы является повышение эффективности реабилитации за счет разработки математической модели движения двухзвенной активной стопы роботизированного экзоскелетного комплекса.

Материалы и методы

Для разработки математической модели устройства, решения прямой и обратной задач кинематики была проведена серия экспериментов с целью получения траекторий движения характерных точек стопы человека в процессе ходьбы.

Рассмотрим положение характерных точек стопы человека и экзоскелета (рис. 1, 2).

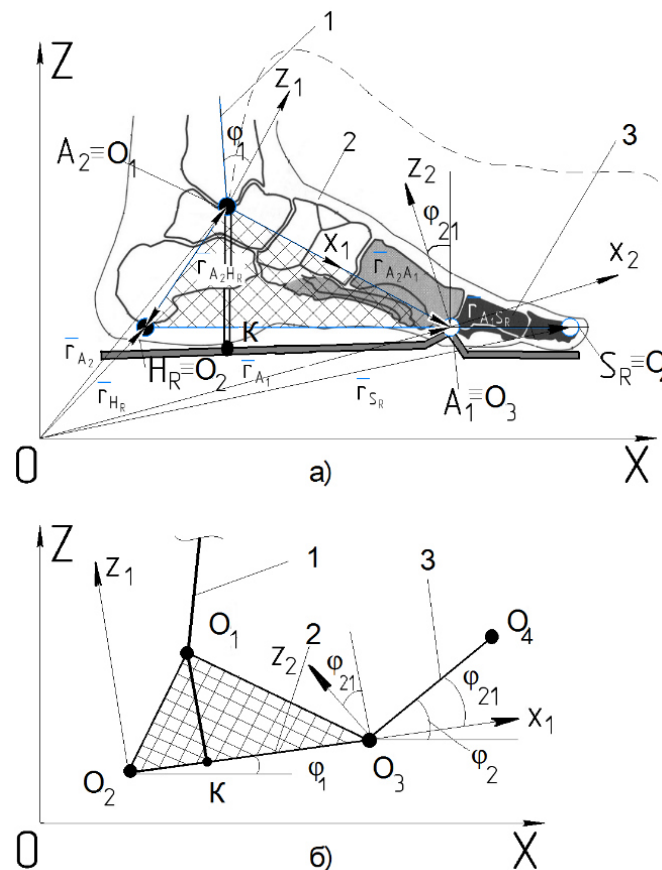


Рис. 1. Схема расположения ключевых точек: а – на стопе человека: A₂ – голеностопный сустав; A₁ – плюсневый сустав; S_R – крайняя точка большого пальца; H_R – крайняя точка предплюсны; б – на активной стопе экзоскелета: O₁ – голеностопный шарнир; O₃ – плюсневый шарнир; O₄ – крайняя точка звена пальцев; O₂ – крайняя точка активной стопы (пяточная); 1 – звено голени; 2 – звено предплюсны; 3 – фаланги пальцев

Fig. 1. The layout of the key points: а – on the human foot: A₂ – ankle joint; A₁ – metatarsal joint; S_R – extreme point of the thumb; H_R – extreme tarsal point; б – on the active foot of the exoskeleton: O₁ – ankle ball-nir; O₃ – metatarsal joint; O₄ – extreme point of the finger link; O₂ – extreme point of the active feet (calcaneal); 1 – shin joint; 2 – tarsal joint; 3 – phalanges of fingers

Одной из ключевых задач при анализе походки пациента является установление зависимости углов поворота звеньев стопы, поэтому рассмотрим подробнее кинематику движения стопы экзоскелета, считая, что стопа пациента неподвижна относительно звеньев стопы экзоскелета [7].

Определение положения реперных (опорных) точек стопы экзоскелета. Определим положение точек O_1, O_2, O_3, O_4 в системе координат OXZ в сагиттальной плоскости. Радиус – вектор, определяющий положение пятки (точка O_2):

$$\begin{aligned}\bar{r}_{O_2} &= (X_{O_2}, Z_{O_2})^T, \\ \bar{r}_{O_2} &= \bar{r}_{O_1} + \bar{r}_{O_1O_2}, \\ \bar{r}_{O_1O_2} &= T_{10} \bar{r}_{O_1O_2}^{(1)},\end{aligned}\quad (1)$$

$$\begin{aligned}T_{10} &= \begin{bmatrix} \cos(\varphi_1) & -\sin(\varphi_1) \\ \sin(\varphi_1) & \cos(\varphi_1) \end{bmatrix}, \\ \bar{r}_{O_1O_2}^{(1)} &= (O_1O_{2x}, O_1O_{2z})^T,\end{aligned}\quad (2)$$

где O_1O_{2x}, O_1O_{2z} – персонифицированные параметры стопы пациента.

Радиус – вектор, определяющий положение шарнира плюсне – фалангового сустава (точка O_3):

$$\begin{aligned}\bar{r}_{O_3} &= (X_{O_3}, Z_{O_3})^T, \\ \bar{r}_{O_3} &= \bar{r}_{O_1} + \bar{r}_{O_1O_3},\end{aligned}\quad (3)$$

$$\begin{aligned}\bar{r}_{O_1O_3} &= T_{10} \bar{r}_{O_1O_3}^{(1)}, \\ \bar{r}_{O_1O_3}^{(1)} &= (O_1O_{3x}, O_1O_{3z})^T,\end{aligned}\quad (4)$$

где O_1O_{3x}, O_1O_{3z} – персонифицированные параметры стопы пациента.

Радиус – вектор, определяющий положение крайней точки звена пальцев (точка O_4):

$$\begin{aligned}\bar{r}_{O_4} &= (X_{O_4}, Z_{O_4})^T, \\ \bar{r}_{O_4} &= \bar{r}_{O_3} + \bar{r}_{O_3O_4},\end{aligned}\quad (5)$$

где $\bar{r}_{O_3O_4} = T_{10} \bar{r}_{O_3O_4}^{(1)}$, $\bar{r}_{O_3O_4}^{(1)} = T_{21} \bar{r}_{O_3O_4}^{(2)}$.

$$\begin{aligned}T_{21} &= \begin{bmatrix} \cos(\varphi_{21}) & -\sin(\varphi_{21}) \\ \sin(\varphi_{21}) & \cos(\varphi_{21}) \end{bmatrix}, \\ \bar{r}_{O_3O_4}^{(2)} &= (O_3O_4, 0)^T,\end{aligned}\quad (6)$$

где O_3O_4 – персонифицированные параметры стопы пациента.

Полученные выражения (1) – (3) позволяют определить положение реперных точек стопы экзоскелета при ходьбе. Для этого необходимо экспериментально найти $\bar{r}_{O_1}(t)$ и $\varphi_1(t), \varphi_{21}(t)$, т. е. решить прямую задачу кинематики. Обратную задачу кинематики можно сформулировать следующим образом: необходимо определить углы, на которые поворачиваются звенья стопы экзоскелета $\varphi_1(t), \varphi_{12}(t)$ при ходьбе по заданным радиус – векторам $\bar{r}_{O_2}, \bar{r}_{O_3}, \bar{r}_{O_4}$.

Рассмотрим способ определения зависимостей $\varphi_1(t), \varphi_{21}(t)$ на основе экспериментально-теоретического метода. Идея метода состоит в экспериментальном определении траекторий движения точек O_1, O_2, O_3, O_4 при ходьбе. Далее по полученным траекториям определяются параметры ряда Фурье для проекций этих точек в системе координат OXZ . На следующем этапе происходит определение зависимостей, определяющих задающие воздействия приводов $\varphi_1(t), \varphi_{21}(t)$ по следующим формулам:

$$\varphi_1 = \arctg \frac{Z_{O_3} - Z_{O_2}}{X_{O_3} - X_{O_2}}, \quad (7)$$

$$\varphi_2 = \arctg \frac{Z_{O_4} - Z_{O_3}}{X_{O_4} - X_{O_3}}, \quad (8)$$

$$\varphi_{21} = \varphi_2 - \varphi_1. \quad (9)$$

В рамках эксперимента на испытуемом были закреплены маркеры, положение которых соответствовало оси вращения тазобедренного O_b , коленного O_k , голеностопного O_1 , плюсневых O_3 суставов и положению носка стопы O_4 и пятки O_2 (рис. 2, а).

В экспериментах использовался элемент системы технического зрения – web-камера HD-4310 (HP Inc.) с разрешением 1920×1080 пикселей и частотой 30 кадров в секунду. Изображение с

камеры обрабатывалось на ПК с использованием функций библиотеки с открытым исходным кодом Open CV.

Испытуемый проходил с фиксированной длиной шага на расстоянии 2,2 м от камеры. Для каждого испытуемого подбирали несколько комфортных темпов. По видео определяются основные параметры походки: ширина шага S , высота подъёма ноги над опорной поверхностью h и время полного шага t . Испытуемому было предложено идти прогулочным шагом по беговой дорожке. Перед съёмкой проводилась адаптация к условиям эксперимента. Во время видеосъёмки испытуемый безостановочно в спокойном темпе перемещался по беговой дорожке, участок которой попадал в кадр (рис. 2).

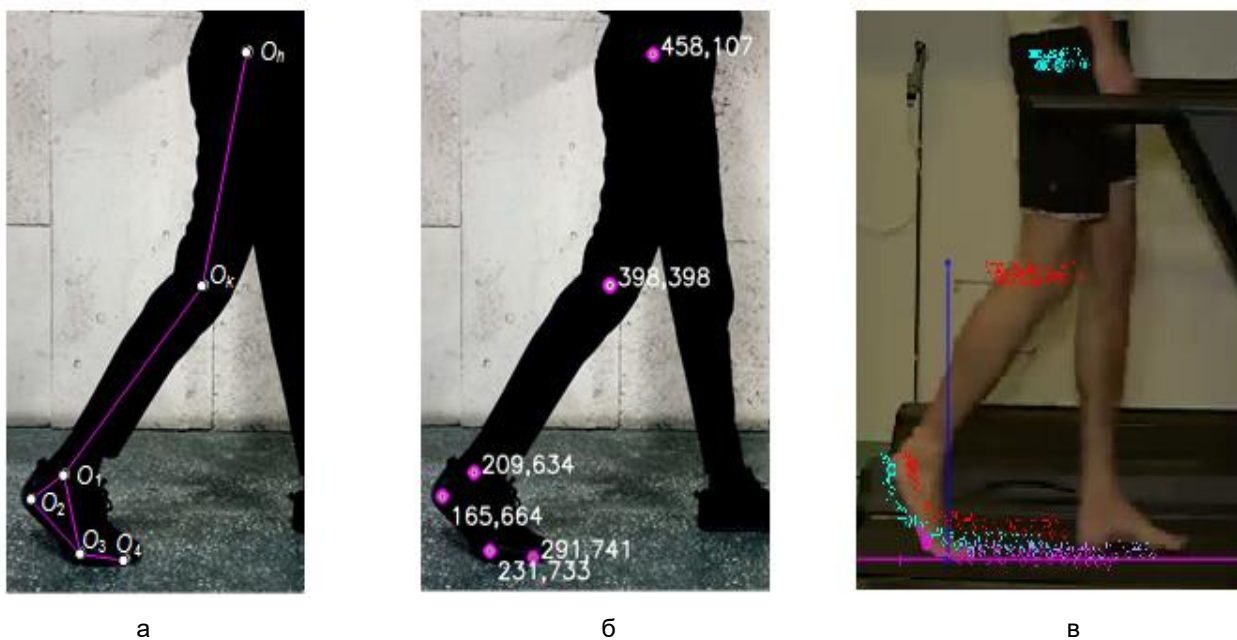


Рис. 2. Экспериментальные исследования движения характерных точек стопы в процессе ходьбы: а – расположение маркеров и принятые обозначения; б – определение координат с помощью СТЗ; в – получение первичных траекторий с использованием функции cv. Hough Circles

Fig. 2. Experimental studies of the movement of characteristic points of the foot during walking: а – location of markers and accepted designations; б – determination of coordinates using STS; в – obtaining primary trajectories using the cv. Hough Circles function

Организация эксперимента (освещение, фон и т. д.) позволила точно регистрировать положения маркеров круглой формы при использовании функции `cv.HoughCircles` библиотеки `OpenCV` с последующей фильтрацией медианным фильтром.

После предварительной обработки данные, поступившие с СТЗ, формировали естественные траектории движения точек при ходьбе. Чтобы получить максимально естественную траекторию движения характерных точек стопы в пространстве, ограничения темпа шага не были строгими.

В результате серии проведенных экспериментов был получен ряд траекторий, из которых была построена усредненная траектория движения характерных точек стопы (рис. 3). При движении по ровной поверхности траектории были бы разомкнутыми. Замкнутость полученных линий траектории обусловлена цикличностью перемещения характерных точек стопы, что, в свою очередь, является прямым следствием использования в эксперименте беговой дорожки и естественным смещением стопы относительно камеры (рис. 3).

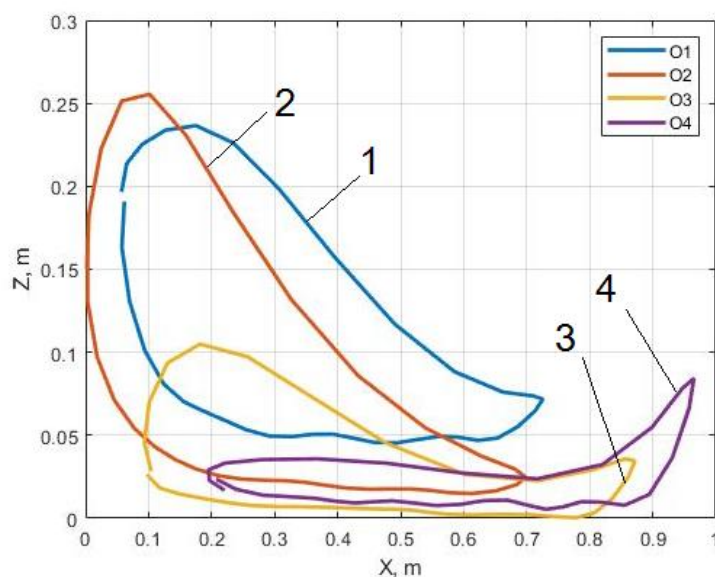


Рис. 3. Усредненная траектория движения характерных точек стопы в пространстве: 1 – O_1 (ГСС); 2 – O_2 (пяточная кость); 3 – O_3 (плюсневый сустав); 4 – O_4 (носок)

Fig. 3. Average trajectory of characteristic points of the foot in space: 1 – O_1 (GSS); 2 – O_2 (heel); 3 – O_3 (metatarsal joint); 4 – O_4 (toe)

Чтобы применить математическую модель (1), нужно оцифровать полученные траектории и найти законы изменения проекций $x(t)$, $y(t)$ с помощью интерполяции. Для этого можно использовать метод подбора полиномиально-кусочных

функций на основании вектора параметров походки $\bar{s} = (s, h_s, H_s, k_v, T_s)^T$, в котором s – длина шага; h_s – высота подъема ноги при ходьбе; H_s – расстояние от тазобедренного шарнира до беговой дорожки; T_s – длительность одного шага

[3]. Для решения этой задачи был использован пакет Curve Fitting Tool в среде MATLAB. В результате аппроксимации с помощью ряд Фурье 5-го порядка была получена гладкая траектория для каждой характерной точки стопы.

Для того чтобы задать траекторию движения воспользуемся функцией Фурье 5-го порядка для каждой естественной координаты в начальной точке положения времени t_0 и конец на момент времени t_k .

Ряд Фурье 5-го порядка имеет следующий вид:

$$X(t) = x_0 + \sum_{i=0}^5 A_i \sin(i\omega + \varphi_i). \quad (10)$$

Аналогично запишется и для координат Z .

Далее составлялась программа численного моделирования в среде Matlab, позволяющая задать траекторию движения звеньев стопы. Используемый алгоритм позволяет получить гладкую траекторию движения (рис. 4).

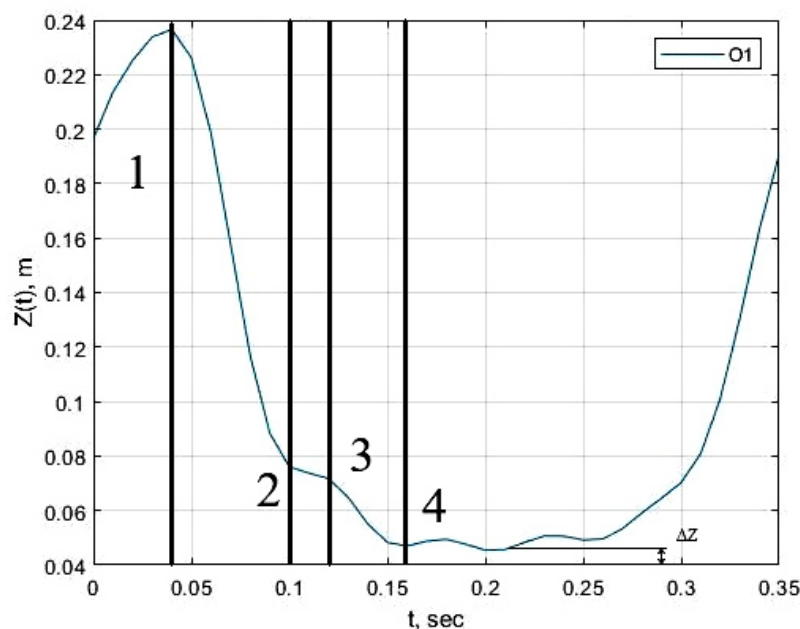


Рис. 4. Траектория движения $Z(X)$ голеностопного сустава O_1 по оси (траектория аппроксимирована функцией Фурье 5-го порядка)

Fig. 4. Graph of the trajectory $Z(X)$ of the O_1 joint (trajectory approximated by reduced 5th order Fourier)

На рисунке 4 итогом завершения каждого этапа становится соответственно: 1 – ГСС достигает верхней критической точки; 2 – пяточный сустав касается ленты беговой дорожки; 3 – пережат стопы по беговой дорожке; 4 – стопа полностью на ленте беговой дорожки;

ΔZ – смещение относительно плюсневого сустава по оси Z . Аналогичным образом были получены траектории для остальных характерных точек стопы (пятка, плюсневый сустав, носок) (рис. 5–7).

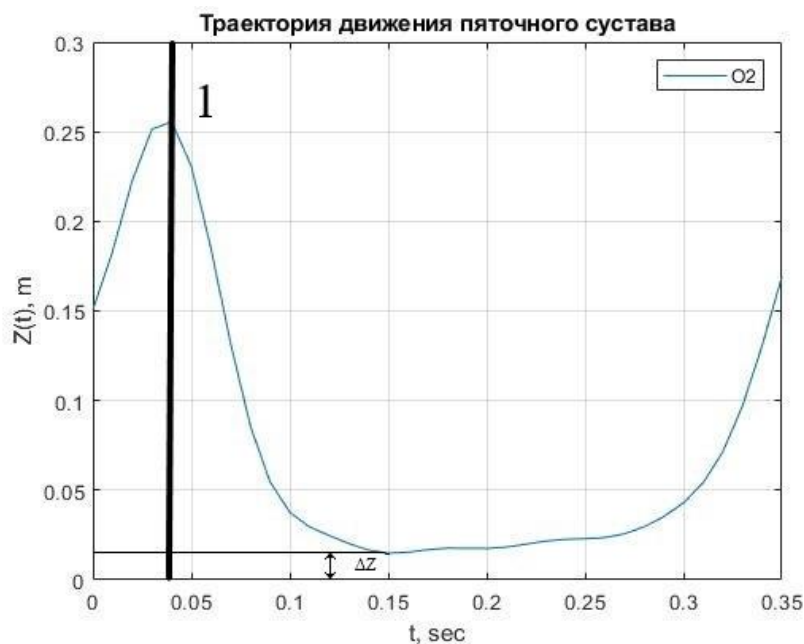


Рис. 5. Траектория движения $Z(X)$ пяточного сустава O_2 (траектория аппроксимирована функцией Фурье 5-го порядка)

Fig. 5. Graph of the trajectory $Z(X)$ of the O_2 joint (trajectory approximated by reduced 5th order Fourier)

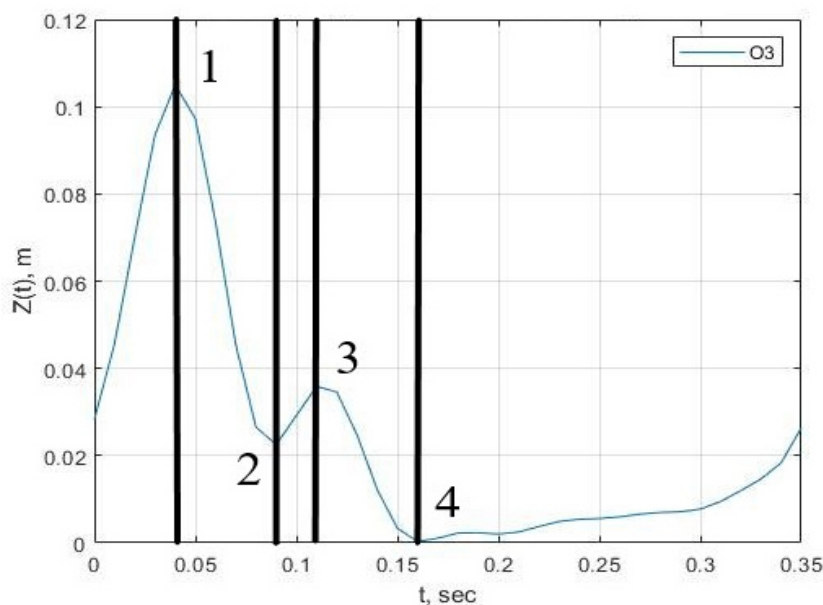


Рис. 6. Траектория движения $Z(X)$ плюсового сустава O_3 (траектория аппроксимирована функцией Фурье 5-го порядка)

Fig. 6. Graph of the trajectory $Z(X)$ of the O_3 joint (trajectory approximated by reduced 5th order Fourier)

На рисунке 5 этап 1 – стопа достигает верхней критической точки, ΔZ –

смещение относительно плюсового сустава по оси Z .

На рисунке 6 этап 1 – стопа достигает верхней критической точки, этап 2 – плюсневый сустав касается ленты беговой дорожки, этап 3 – пережат стопы по ленте беговой дорожки, этап 4 – стопа полностью касается ленты беговой дорожки.

На рисунке 7 этап 1 – фаланги пальцев касаются беговой дорожки, этап 2 – пережат стопы по ленте беговой дорожки, этап 3 – стопа лежит на ленте беговой дорожки, ΔZ – смещение относительно плюсневого сустава по оси Z .

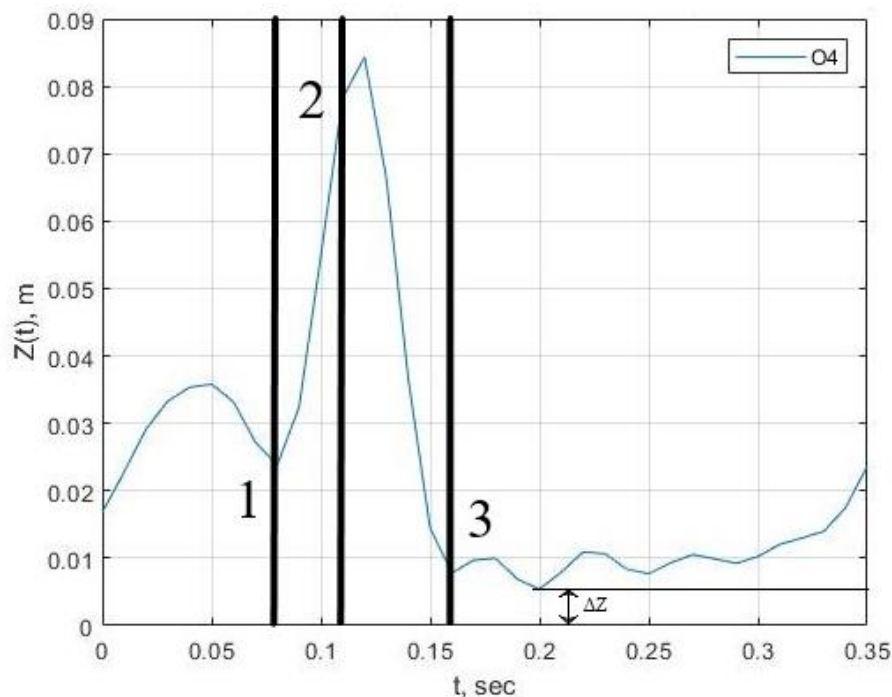


Рис. 7. Траектория движения $Z(X)$ плюсневого сустава O_4 (траектория аппроксимирована функцией Фурье 5-го порядка)

Fig. 7. Graph of the trajectory $Z(X)$ of the O_4 joint (trajectory approximated by reduced 5th order Fourier)

Как показали результаты сравнительного анализа исходных данных и данных, полученных на основе полиномиальных функций, использованный подход дает удовлетворительную точность. Максимальная относительная ошибка – 0,53%, средняя квадратичная ошибка – 0,0071% для значений параметров, близких к параметрам эксперимента.

Результаты и их обсуждение

Поскольку полученная функция на основе рядов Фурье 5-го порядка характеризуется набором из 11 коэффициентов, установить связь между изменением траектории по параметрам шага (длина шага, высота шага, скорость шага) достаточно сложно. На рисунке 8 показан подбор коэффициентов ряда Фурье.

$a_0 = 0.3753;$
 $a_1 = -0.2771;$
 $b_1 = 0.115;$
 $a_2 = -0.05015;$
 $b_2 = -0.05966;$
 $a_3 = 0.01651;$
 $b_3 = -0.008539;$
 $a_4 = -0.001633;$
 $b_4 = 0.009761;$
 $a_5 = -0.005892;$
 $b_5 = -0.002068;$
 $w = 18.34;$

$x_a = a_0 + a_1 \cos(x \cdot w) + b_1 \sin(x \cdot w) + \dots$
 $a_2 \cos(2 \cdot x \cdot w) + b_2 \sin(2 \cdot x \cdot w) + a_3 \cos(3 \cdot x \cdot w) + b_3 \sin(3 \cdot x \cdot w) + \dots$
 $a_4 \cos(4 \cdot x \cdot w) + b_4 \sin(4 \cdot x \cdot w) + a_5 \cos(5 \cdot x \cdot w) + b_5 \sin(5 \cdot x \cdot w);$

$a_0 = 0.1017;$
 $a_1 = 0.07247;$
 $b_1 = 0.04041;$
 $a_2 = 0.02093;$
 $b_2 = 0.03371;$
 $a_3 = 0.0002362;$
 $b_3 = 0.01446;$
 $a_4 = -0.00436;$
 $b_4 = 0.0006468;$
 $a_5 = 0.0008371;$
 $b_5 = -0.005167;$
 $a_6 = 0.004781;$
 $b_6 = -0.001599;$
 $w = 17.82;$

$z_a = a_0 + a_1 \cos(x \cdot w) + b_1 \sin(x \cdot w) + \dots$
 $a_2 \cos(2 \cdot x \cdot w) + b_2 \sin(2 \cdot x \cdot w) + a_3 \cos(3 \cdot x \cdot w) + b_3 \sin(3 \cdot x \cdot w) + \dots$
 $a_4 \cos(4 \cdot x \cdot w) + b_4 \sin(4 \cdot x \cdot w) + a_5 \cos(5 \cdot x \cdot w) + b_5 \sin(5 \cdot x \cdot w) + \dots$
 $a_6 \cos(6 \cdot x \cdot w) + b_6 \sin(6 \cdot x \cdot w);$

Рис. 8. Коэффициенты ряда Фурье

Fig. 8. Fourier series coefficients

Наличие нелинейных и тригонометрических слагаемых в уравнении не позволяет получить аналитического выражения, поэтому для определения кинематических и динамических параметров

устройства прибегнем к численному моделированию системы [13].

При моделировании воспользуемся параметрами модели, указанными ниже (табл. 1).

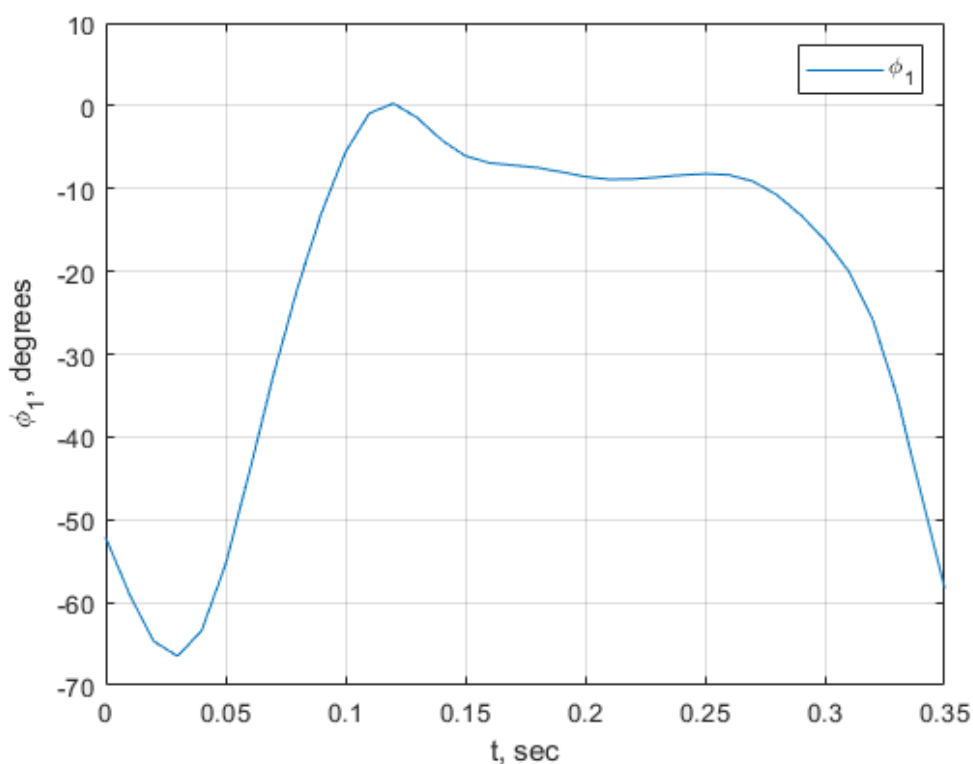
Таблица 1. Исходные параметры модели

Table 1. Initial parameters of the model

Параметр модели	Обозначение	Значение параметра
Масса звена O_2O_3 , кг	m_2	2,3
Масса звена O_3O_4 , кг	m_3	0,8
Длина звена O_2O_3 , м	l_2	0,175
Длина звена O_3O_4 , м	l_3	0,1
Длина шага относительно ГСС, м	S	0,6
Скорость шага 1 км/ч	V_1	1,5
Скорость шага 2 км/ч	V_2	2,5
Высота шага 1 м	H_1	0,125
Высота шага 2 м	H_2	0,18

Временная диаграмма изменения абсолютных углов ϕ_1 , ϕ_2 для точек O_1 и

O_3 и относительного угла ϕ_{21} имеют следующий вид (рис. 9–11).


Рис. 9. Закон изменения абсолютного угла ϕ_1
Fig. 9. Law of the absolute angle ϕ_1 change

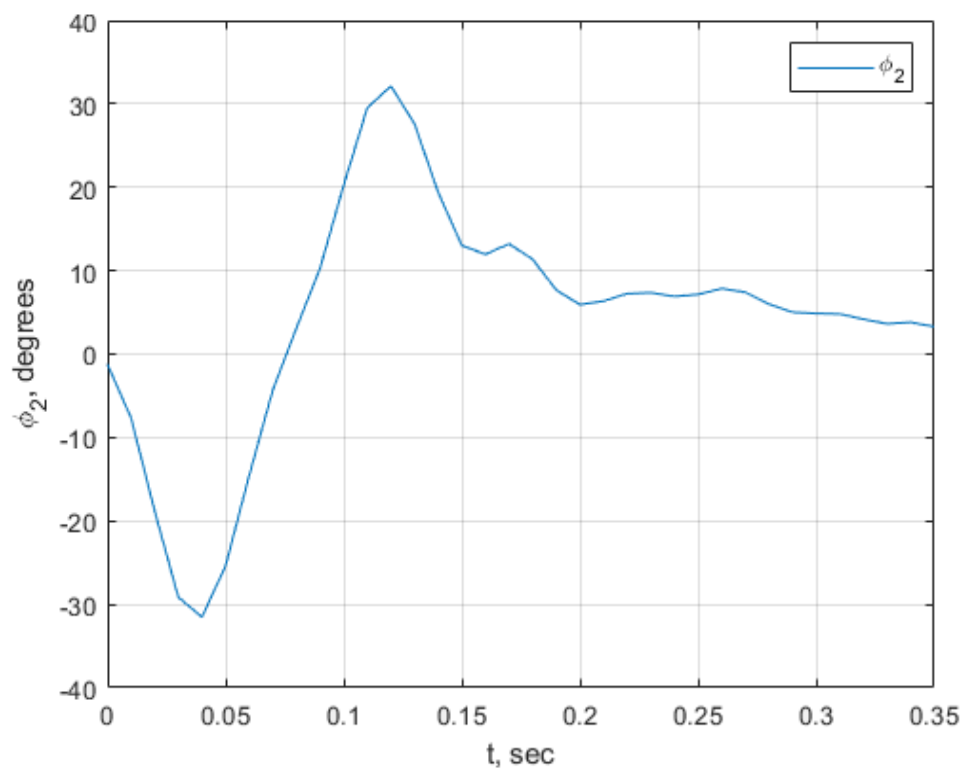


Рис. 10. Закон изменения угла ϕ_2

Fig. 10. Law of the absolute angle ϕ_2 change

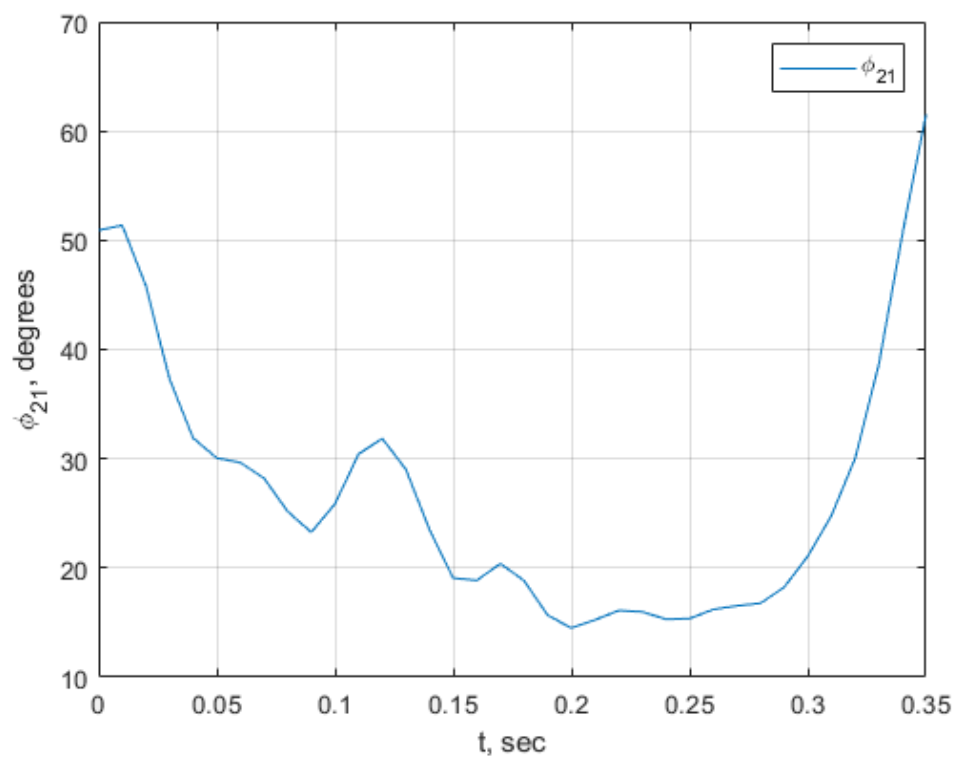


Рис. 11. Закон изменения угла ϕ_2

Fig. 11. Law of the relative angle ϕ_2 change

Индивидуальные физиологические параметры пациента используются для определения параметров персонализированной настройки экзоскелетного комплекса перед началом реабилитационных процедур, включая геометрические параметры и положения опорных точек O_1 , O_2 , O_3 , O_4 и длины звеньев стопы пациента (рис. 1), а также длину и высоту шага (табл.1).

При наличии сведений о геометрических параметрах человеко-машинной системы полученные функции изменения углов поворота звеньев $\varphi_i(t)$ представляют собой независимые обобщенные координаты, значения двух из которых в рассматриваемый момент времени могут однозначно характеризовать положение звеньев моделируемой системы [17]. Полученные траектории, снятые при изучении походки здорового человека в спокойном темпе [18], позволят настроить работу устройства таким образом, чтобы обеспечить наиболее эффективные параметры реабилитации [19; 20].

Выводы

Разработана математическая модель движения звеньев стопы робота. В ней подробно описаны уравнения, алгоритм и результаты вычислительных экспериментов.

Модель позволяет анализировать и прогнозировать движение стопы робота в различных условиях. Она учитывает такие параметры, как масса, момент инерции, длина шага, высота подъёма ноги и другие характеристики.

Результаты математического моделирования позволяют рассчитать приводную систему робота – совокупность механизмов, передающих движение от двигателя к звеньям стопы. Это поможет обеспечить надёжную и эффективную работу устройства.

Результаты моделирования будут использованы для проектирования основных конструктивных элементов робота, таких как шарниры, крепления, амортизаторы и т. д.

Список литературы

1. Давыдов В. К. Особенности механики рабочего прототипа реабилитационного экзоскелета нижних конечностей // Международный журнал гуманитарных и естественных наук. 2023. № 4-1(79). С. 77–82.
2. Котов Е. А., Друк А. Д., Клыпин Д. Н. Разработка экзоскелета нижних конечностей человека для медицинской реабилитации // Омский научный вестник. 2021. № 4 (178). С. 91–97. <https://doi.org/10.25206/1813-8225-2021-178-91-97>
3. Оценка эффективности восстановления навыков ходьбы с помощью реабилитационного роботизированного комплекса / И. Э. Юденко, А. И. Попова, Ю. Е. Викторова,

Н. В. Минникаева // Северный регион: наука, образование, культура. 2023 № 3(55). С. 77–83.

4. Yatsun S. M., Yatsun A. S., Rukavitsyn A. N. The creation of a biomechatronic orthopedic device for the treatment of flat feet // Biomedical engineering. 2021. Vol. 54, N 5. P. 361–365.

5. Будко Р. Ю., Чернов Н. Н., Будко Н. А. Метод управления устройствами замещения утраченных функций на основе миосиганала и его верификация в реальном масштабе времени // Вестник молодёжной науки России. 2019. № 6. С. 12.

6. Куст С. Ю., Маркова М. В., Писарева А. В. Разработка алгоритма определения местности в системе управления протезом нижней конечности // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2021. Т. 20, № 2. С. 99–105.

7. Арбиева М. В. Задачи реиннервации и обработки эмг-сигнала в разработке биоэлектрического протеза // Молодежный научный вестник. 2018. № 4(29). С. 71–77.

8. Князев А. А., Яцун С. Ф., Федоров А. В. Управление прибором для механотерапии голеностопного сустава // Медицинская техника. 2022. № 6(336). С. 14.

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

10. Баталов А. В., Веселов О. В. Обработка биоэлектрических сигналов для управления активным экзоскелетом ног // Современные наукоемкие технологии. 2021. № 5. С. 23–27.

11. Samsonov I., Taratonov I. Modular Scalable System for Registration of Biomedical Indicators of Activity of the Exoskeleton User // Proceedings of the Computational Methods in Systems and Software. Cham: Springer International Publishing, 2022. P. 647–655.

12. Смирнова Л. М., Пономаренко Г. Н., Суслиев В. Г. Методология и информационно-измерительная система для персонализированного синтеза протезов нижних конечностей // Информационно-управляющие системы. 2021. № 6. С. 64–74. <https://doi.org/10.31799/1684-8853-2021-6-64-74>

13. Simulation of Interaction between an Operator and an Exoskeleton / S. F. Yatsun, A. S. Yatsun, E. V. Savel'eva, A. E. Karlov // Journal of Machinery Manufacture and Reliability. 2020. N 49. P. 490–499.

14. 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.

15. 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 // 2019 International Russian Automation Conference (RusAutoCon). Sochi: IEEE, 2019. P. 1–5.

16. Провоторов Н. В., Таратонов И. Н., Филиппович Ю. Н. Метод межсегментной оценки выделения паттернов движения из кинематических траекторий, регистрируемых средствами экзоскелетной системы // Программные продукты и системы. 2022. Т. 35, № 3. С. 493–501.
17. Modelling for design and evaluation of industrial exoskeletons: A systematic review / T. Ma, Y. Zhang, S. D. Choi, S. Xiong // *Applied Ergonomics*. 2023. N 113. P. 104100.
18. Varlamova L. P., Farukh N. Xo'jaqulov. Simulation of a two-link manipulator // *Scientific Progress*. 2022. N 3. P. 1107–1111.
19. Смирнова Л. М. Комплексное поэтапное моделирование биотехнической системы при оценке эффективности и настройке протеза нижней конечности // Информационно-управляющие системы. 2009. № 3. С. 29–33.
20. Evaluation of the EEG identification potential using a statistical approach and convolutional neural networks / A. E. Sulavko, P. S. Lozhnikov, A. G. Choban, D. G. Stadnikov, A. A. Nigrey, D. P. Inivatov // *Information and control systems*. 2020. N 6. P. 37–49. <https://doi.org/10.31799/1684-8853-2020-6-37-49>

Reference

1. Davydov V.K. Features of the mechanics of the working prototype of the rehabilitation exoskeleton of the lower limbs. *Mezhdunarodnyy zhurnal gumanitarnykh i yestestvennykh nauk = International Journal of Humanities and Natural Sciences*. 2023;(4-1):77–82. (In Russ.)
2. Kotov Y.A., Druk A.D., Klypin D.N. Development of an exoskeleton of the human lower limbs for medical rehabilitation. *Omskiy nauchnyy vestnik = Omsk Scientific Bulletin*. 2021;(4):91–97. (In Russ.) <https://doi.org/10.25206/1813-8225-2021-178-91-97>
3. Yudenko I.E., Popova A.I., Viktorova Y.Y., Minnikayeva N.V. Evaluation of the effectiveness of walking skill restoration using a rehabilitation robotic complex. *Severnnyy region: nauka, obrazovaniye, kul'tura = Northern Region: Science, Education, Culture*. 2023;(3):77–83. (In Russ.)
4. Yatsun S.M., Yatsun A.S., Rukavitsyn A.N. The creation of a biomechatronic orthopedic device for the treatment of flat feet. *Biomedical Engineering*. 2021;54(5):361–365.
5. Budko R.Y., Chernov N.N., Budko N.A. A method for controlling devices for replacing lost functions based on myosiganal and its verification in real time. *Vestnik molodozhnoy nauki Rossii = Bulletin of Youth Science of Russia*. 2019;(6):12. (In Russ.)
6. Kust S.Y., Markova M.V., Pisareva A.V. Development of an Algorithm for Determining the Terrain in a Lower Limb Prosthesis Control. *Systemistemnyy analiz i upravleniye v biomeditsinskikh sistemakh = Systems Analysis and Control in Biomedical Systems*. 2021;20(2):99–105. (In Russ.)

7. Arbiyeva M.V. Tasks of Reinnervation and Processing of the EMG Signal in the Development of a Bioelectric Prosthesis. *Molodezhnyy nauchnyy vestnik = Youth Scientific Bulletin*. 2018;(4):71–77. (In Russ.)
8. Knyazev A.A., Yatsun S.F., Fedorov A.V. Control of a Device for Mechanotherapy of the Ankle Joint. *Meditinskaya tekhnika = Medical Equipment*. 2022;(6):14. (In Russ.)
9. Zaichenko K.V., Gurevich B.S. Spectral processing of bioelectric signals. *Meditinskaya tekhnika = Medical Equipment*. 2021;(1):12–14.
10. Batalov A.V., Veselov O.V. Processing of bioelectric signals for controlling an active leg exoskeleton. *Sovremennyye naukoymkiye tekhnologii = Modern Science-Intensive Technologies*. 2021;(5):23–27. (In Russ.)
11. Samsonov I., Taratonov I. Modular Scalable System for Registration of Biomedical Indicators of Activity of the Exoskeleton User. In: *Proceedings of the Computational Methods in Systems and Software*. Cham: Springer International Publishing; 2022. P. 647–655.
12. Smirnova L.M., Ponomarenko G.N., Suslyayev V.G. Methodology and information-measuring system for personalized synthesis of lower limb prostheses. *Informatsionno-upravlyayushchiye sistemy = Information Control Systems*. 2021;(6):64–74. (In Russ.) <https://doi.org/10.31799/1684-8853-2021-6-64-74>
13. Yatsun S.F., Yatsun A.S., Savel'eva E.V., Karlov A.E. Simulation of Interaction between an Operator and an Exoskeleton. *Journal of Machinery Manufacture and Reliability*. 2020;(49):490–499.
14. 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)*. P. 466–471. Kazan: IEEE; 2019.
15. 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.
16. Provotorov N.V., Taratonov I.N., Filippovich Y.N. Intersegment Assessment Method for Extracting Motion Patterns from Kinematic Trajectories Recorded by Exoskeleton Systems. *Programmnyye produkty i sistemy = Software Products and Systems*. 2022;35(3):493–501. (In Russ.)
17. Ma T., Zhang Y., Choi S.D., Xiong S. Modelling for design and evaluation of industrial exoskeletons: A systematic review. *Applied Ergonomics*. 2023;(113):104100.
18. Varlamova L.P., Farukh N. Xo'jaqulov Simulation of a two-link manipulator. *Scientific Progress*. 2022;(3):1107–1111.
19. Smirnova L.M. Integrated step-by-step modeling of a biotechnical system for evaluating the effectiveness and adjusting a lower limb prosthesis. *Informatsionno-upravlyayushchiye sistemy = Information Control Systems*. 2009;(3):29–33. (In Russ.)

20. Sulavko A.E., Lozhnikov P.S., Choban A.G., Stadnikov D.G., Nigrey A.A., Inivator D.P. Evaluation of the EEG identification potential using a statistical approach and convolutional neural networks. *Information and Control Systems*. 2020;(6):37–49. <https://doi.org/10.31799/1684-8853-2020-6-37-49>

Информация об авторах / Information about the Authors

Яцун Сергей Федорович, доктор технических наук, профессор кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru, Researcher ID: 109404, ORCID: 0000-0002-7420-0772

Sergey F. Yatsun, Doctor of Sciences (Engineering), Professor of the Department of Mechanics, Mechatronics and Robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: teormeh@inbox.ru, Researcher ID: 109404, ORCID: 0000-0002-7420-0772

Кисляк Леонид Борисович, аспирант кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: kislyakleo@gmail.com

Leonid B. Kislyak, Post-Graduate Student of the Department of Mechanics, Mechatronics and Robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: kislyakleo@gmail.com

Савельева Екатерина Владимировна, преподаватель кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: katasavelkursk@yandex.ru, Researcher ID: 1147373, ORCID: 0000-0002-7420-0772

Ekaterina V. Saveleva, Lecturer of the Department of Mechanics, Mechatronics and Robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: katasavelkursk@yandex.ru, Researcher ID: 1147373, ORCID: 0000-0002-5993-3791

Фурсов Гавриил Анатольевич, магистрант кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: from.skveki1@mail.ru

Gavriil A. Fursov, Undergraduate of the Department of Mechanics, Mechatronics and Robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: from.skveki1@mail.ru