

<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2025-15-2-204-220>



УДК 617.58

## Математическое моделирование взаимодействия элементов электромеханической многозвенной системы на примере реабилитационного экзоскелета нижних конечностей

С. Ф. Яцун<sup>1</sup> ✉, А. С. Печурин<sup>1</sup>, Е. В. Савельева<sup>1</sup>

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

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

### Резюме

**Цель исследования** – разработка математической модели, анализ взаимодействия элементов трехзвенной электромеханической системы реабилитационного экзоскелета нижних конечностей и прогнозирование задающих воздействий.

**Методы.** В представленной статье рассматривается электромеханическая многозвенная система реабилитационного экзоскелета нижних конечностей. Анализ выполнен с использованием метода декомпозиции – расчленения системы на составляющие ее части и изучения функционирования каждой из частей в отдельности. На основе разработанной математической модели многозвенной системы проведен вычислительный эксперимент. Использован метод анимации, который создаёт виртуальную траекторию движения голеностопного шарнира человеко-машинной системы. Предложенный подход позволяет прогнозировать поведение системы, определять ее конфигурацию и, что важно, проводить оценку значений управляющих воздействий в виде крутящего момента электроприводов, обеспечивающих функционирование системы в рамках реабилитационных мероприятий.

**Результаты.** Получена математическая модель функционирования системы реабилитационного экзоскелета нижних конечностей, позволяющая прогнозировать взаимодействие элементов электромеханической многозвенной системы. На основании данных вычислительного эксперимента установлено, что управление гибридным приводом оказывает влияние на функционирование звеньев рассматриваемой системы. Разработан метод анимации, который создаёт виртуальную траекторию движения голеностопного шарнира, основанный на видеозахвате движения и антропоморфных параметрах. Результаты моделирования демонстрируют, что гравитационный компенсатор гибридного привода создаёт вспомогательный крутящий момент, компенсирующий часть гравитационных сил от элементов электромеханической системы. Показано влияние применения гибридного привода в бедренном шарнире на функционирование остальных звеньев электромеханической системы, проявляющееся в исключении высокочастотных колебаний коленного и голеностопного звеньев.

**Заключение.** Результаты математического моделирования позволяют прогнозировать взаимодействие элементов электромеханической системы и осуществлять эффективное управление приводной системой работа во времени. Обнаруженное влияние применения гибридного привода в бедренном шарнире на функционирование остальных звеньев электромеханической системы позволит создать устройство, способное выполнять свои функции в различных условиях эксплуатации и обеспечить параметры движения, близкие к антропоморфным.

© Яцун С. Ф., Печурин А. С., Савельева Е. В., 2025

**Ключевые слова:** электромеханическая многозвенная система; декомпозиция; реабилитация; видеозахват траектории; задающие воздействия; линейный гравитационный компенсатор; система экзоскелета нижних конечностей.

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

**Конфликт интересов:** Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов, связанных с публикацией данной статьи.

**Для цитирования:** Яцун С. Ф., Печурин А. С., Савельева Е. В. Математическое моделирование взаимодействия элементов электромеханической многозвенной системы на примере реабилитационного экзоскелета нижних конечностей // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2025. Т. 15, № 2. С. 204–220. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2025-15-2-204-220>

Поступила в редакцию 12.04.2025

Подписана в печать 10.05.2025

Опубликована 30.06.2025

## Mathematical modeling of the interaction of elements of an electromechanical multilink system using the example of a rehabilitation exoskeleton of the lower extremities

Sergey F. Yatsun<sup>1</sup> ✉, Alexander S. Pechurin, Ekaterina V. Saveleva

<sup>1</sup> Southwest State University  
50 Let Oktyabrya Str. 94, Kursk 305040, Russian Federation

✉ e-mail: [teormeh@inbox.ru](mailto:teormeh@inbox.ru)

### Abstract

**The purpose of the research** is to develop a mathematical model, analyze the interaction of the elements of a three-link electromechanical system of a rehabilitation exoskeleton of the lower extremities and predict the driving forces.

**Methods.** The presented article discusses an electromechanical multi-link system of a rehabilitation exoskeleton of the lower extremities. The analysis was performed using the decomposition method, which is the dismemberment of the system into its component parts and the study of the functioning of each part separately. Based on the developed mathematical model of a multi-link system, a computational experiment was conducted. The animation method is used, which creates a virtual trajectory of the ankle joint movement of a human-machine system. The proposed approach makes it possible to predict the behavior of the system, determine its configuration and, importantly, evaluate the values of control actions in the form of torque of electric drives that ensure the functioning of the system as part of rehabilitation measures.

**Results.** A mathematical model of the functioning of the rehabilitation skeleton system of the lower extremities has been obtained, which makes it possible to predict the interaction of elements of an electromechanical multilink system. Based on the data from the computational experiment, it was found that the control of the hybrid drive affects the functioning of the links of the system under consideration. An animation method has been developed that creates a virtual trajectory of the ankle joint based on video motion capture and anthropomorphic parameters. The simulation results demonstrate that the gravity compensator of the hybrid drive creates an auxiliary torque that compensates for part of the gravitational forces from the elements of the electromechanical system. The effect of using a hybrid drive in

the femoral joint on the functioning of the remaining links of the electromechanical system is shown, manifested in the exclusion of high-frequency vibrations of the knee and ankle links.

**Conclusion.** The results of mathematical modeling make it possible to predict the interaction of the elements of the electromechanical system and to effectively control the robot's drive system over time. The discovered effect of the use of a hybrid drive in the femoral sphere on the functioning of the remaining links of the electromechanical system will make it possible to create a device capable of performing its functions in various operating conditions and providing motion parameters close to anthropomorphic.

**Keywords:** electromechanical multi-link system; decomposition; rehabilitation; video trajectory capture; control actions; linear gravity compensator; exoskeleton system of the lower extremities.

**Financing:** 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 declares no conflict of interest related to the publication of this article.

**For citation:** Yatsun S.F., Pechurin A.S., Saveleva E.V. Mathematical modeling of the interaction of elements of an electromechanical multilink system using the example of a rehabilitation exoskeleton of the lower extremities. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Serija: Upravlenie, vychislitel'naja tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering.* 2025;15(2):204–220. (In Russ.) [https://doi.org/ 10.21869/2223-1536-2025-15-2-204-220](https://doi.org/10.21869/2223-1536-2025-15-2-204-220)

Received 12.04.2025

Accepted 10.05.2025

Published 30.06.2025

\*\*\*

## Введение

В последние годы экзоскелеты стали важным инструментом в реабилитации пациентов с повреждениями опорно-двигательного аппарата [1], помогая им восстанавливать утраченные функции и возвращаться к активной жизни. Экзоскелетные системы обеспечивают интенсивную и целенаправленную тренировку, что ускоряет восстановление [2]. Они могут быть настроены для выполнения различных движений [3], адаптируя реабилитационные программы под индивидуальные потребности каждого пациента [4]. Это особенно важно для тех, кто не может самостоятельно выполнять необходимые упражнения [5] из-за слабости [6] или ограниченной подвижности [7].

Изучение особенностей совместного взаимодействия человека и экзоскелета породило термин «человеко-машинная система» (ЧМС) [6; 7]. Эффективность работы системы в целом может быть оценена с использованием метода декомпозиции [8] – разделения системы на составные элементы – подсистемы [9] и определения параметров эффективного функционирования каждой подсистемы [10]. Объектом исследования в данной работе выбрана электромеханическая многозвенная система экзоскелета нижних конечностей [11]. Экзоскелет нижних конечностей как подсистема человеко-машинной системы рассматривается в условиях данной работы без учета влияния человека [4].

Существуют технические проблемы, ограничивающие широкое применение и сдерживающие развитие экзоскелетных систем [12]. Одной из таких проблем является обеспечение эффективной работы электроприводов [13]. Современные экзоскелетные реабилитационные системы требуют установки мощных и в то же время компактных приводов [6], однако на управлении такими устройствами сказывается множество факторов, что затрудняет прогнозирование поведения системы в целом [14].

Для решения этой проблемы разрабатываются гибридные приводы [15], сочетающие преимущества электрических, пневматических и гидравлических систем. Такие устройства позволяют достичь оптимального баланса между мощностью, компактностью и эффективностью, повышая общую эффективность функционирования реабилитационных экзоскелетных систем [16].

Разработка и анализ математической модели трехзвенной электромеханической системы реабилитационного экзоскелета нижних конечностей с гибридным приводом позволит прогнозировать поведение системы и, что важно, проводить оценку значений управляющих воздействий в виде крутящего момента электроприводов, обеспечивающих функционирование системы в рамках реабилитационных мероприятий (рис. 1).



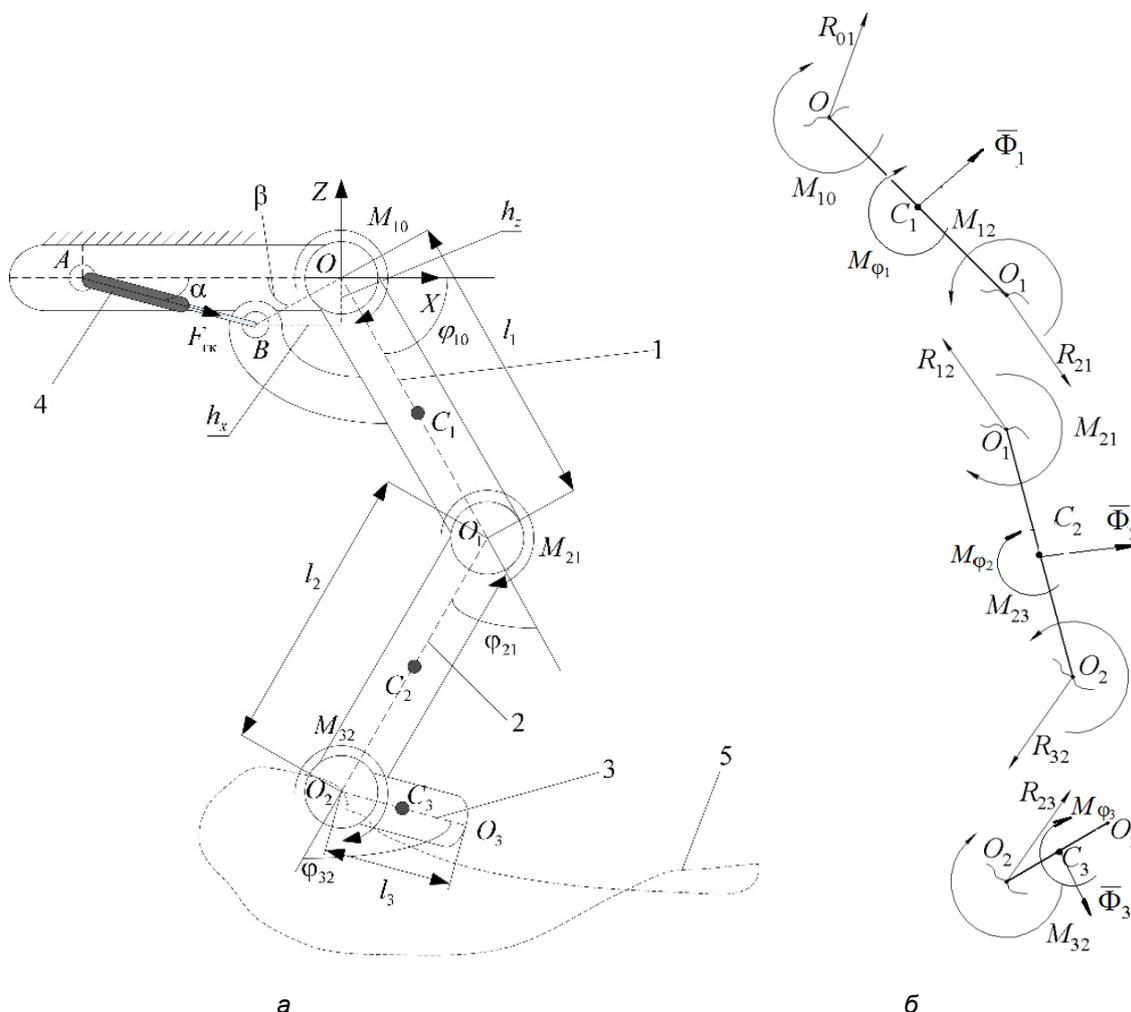
Рис. 1. Алгоритм вычисления параметров электроприводов с использованием метода декомпозиции

Fig. 1. Algorithm for calculating the parameters of electric drives using the decomposition method

На рисунке 1 представлен алгоритм определения управляющих воздействий электроприводов во времени. Процесс представляет собой рекурсивную схему, где  $T$  – полное время операции, которое может быть представлено в виде  $T = t_0 + k\Delta t$  ( $t_0$  – время начала операции,  $\Delta t$  – шаг по времени,  $k$  – количество временных интервалов). Представленная блок-схема дает возможность определять такие характеристики привода, как

напряжение, влияющее непосредственно на необходимый в заданное время крутящий момент бедренного, коленного и голеностопного шарниров.

Анализируемые временные промежутки могут быть сняты с графика желаемой траектории движения голеностопного шарнира по времени (рис. 2).



**Рис. 2.** Расчётная схема реабилитационной экзоскелетной системы нижних конечностей с гибридным приводом в бедренном шарнире (а): 1 – звено бедра; 2 – звено голени; 3 – звено стопы; 4 – линейный гравитационный компенсатор; 5 – желаемая траектория, описываемая голеностопным шарниром; декомпозиция элементов электромеханической многосвязной системы с использованием принципа д’Аламбера (б)

**Fig. 2.** Calculation scheme of the rehabilitation exoskeleton system of the lower limbs with a hybrid drive in the hip joint (a): 1 – hip link; 2 – lower leg link; 3 – foot link; 4 – linear gravity compensator; 5 – desired trajectory described by the ankle joint; decomposition of elements of an electromechanical multi-link system using d’Alembert’s principle (b)

В работах авторов [7; 12; 15] описываются способы получения подобных траекторий, в т.ч. приводятся данные натурального эксперимента с использованием методики видеозахвата при реализации

ходьбы испытуемого по беговой дорожке. В данной работе рассматривается экзоскелетная система нижних конечностей для реабилитации, поэтому траектория движения голеностопного

шарнира имеет замкнутый характер, а алгоритм, описываемый на рисунке 1, имеет рекурсивный характер.

### Материалы и методы

Рассмотрим расчётную схему электромеханической реабилитационной

экзоскелетной системы нижних конечностей (рис. 2).

Положения центров масс звеньев электромеханической системы, а также положение характерной точки – голеностопного шарнира  $O_2$  описываются с помощью следующих уравнений:

$$C_1 = (X_{C_1} \quad Z_{C_1})^T = \left( \frac{l_1}{2} \cdot \cos(\varphi_{10}) \quad \frac{l_1}{2} \cdot \sin(\varphi_{10}) \right)^T, \quad (1)$$

$$C_2 = (X_{C_2} \quad Z_{C_2})^T = \left( l_1 \cdot \cos(\varphi_{10}) + \frac{l_2}{2} \cdot \cos(\varphi_{10} + \varphi_{21}) \quad l_1 \cdot \sin(\varphi_{10}) + \frac{l_2}{2} \cdot \sin(\varphi_{10} + \varphi_{21}) \right)^T, \quad (2)$$

$$O_2 = (X_{O_2} \quad Z_{O_2})^T = \left( l_1 \cdot \cos(\varphi_{10}) + l_2 \cdot \cos(\varphi_{10} + \varphi_{21}) \quad l_1 \cdot \sin(\varphi_{10}) + l_2 \cdot \sin(\varphi_{10} + \varphi_{21}) \right)^T, \quad (3)$$

$$C_3 = (X_{C_3} \quad Z_{C_3})^T = O_2 + \left( \frac{l_3}{2} \cdot \cos(\varphi_{10} + \varphi_{21} + \varphi_{32}) \quad \frac{l_3}{2} \cdot \sin(\varphi_{10} + \varphi_{21} + \varphi_{32}) \right)^T. \quad (4)$$

Декомпозиция электромеханической многозвенной системы выполнена с применением принципа д’Аламбера, согласно которому для звена 1

$$\bar{\Phi}_1 + \bar{R}_1 + \bar{F}_1 = 0,$$

$$M_O^F + M_O^R + M_O^\Phi = 0. \quad (5)$$

Сила инерции, действующая на звено 1, может быть определена по формуле  $\bar{\Phi}_1 = m\ddot{r}_{C_1}$ , или в векторном виде  $\bar{\Phi}_1 = (\Phi_{x1} \quad \Phi_{z1})^T$ , а вектор  $\bar{r}_{C_1} = (X_{C_1} \quad Z_{C_1})^T$ .

Момент инерции звена 1 может быть определен по формуле

$$M_{1O}^\Phi = J_{C_1} \ddot{\Phi}_1, \quad (6)$$

где  $J_{C_1}$  – момент инерции тела относительно оси  $y$ , проходящей через центр масс тела перпендикулярно плоскости движения.

Внешние силы, приложенные к звену 1 системы:

$$\begin{cases} m\ddot{x}_{C_1} = \sum F_i^x, \\ m\ddot{y}_{C_1} = \sum F_i^y I_{C_1}, \\ I_{C_1} \ddot{\Phi}_{10} = \sum M_{C_1}(F_i), \end{cases} \quad (7)$$

где  $I_{C_1}$  – момент инерции звена 1 относительно шарнира  $O$ .

Взаимодействие звеньев системы будем оценивать силами реакций и моментами. Отсюда условия сопряжения элементов системы запишутся в следующем виде:

$$\begin{aligned} \bar{R}_{01} = \bar{R}_{10}, \quad \bar{R}_{12} = \bar{R}_{21}, \quad \bar{R}_{23} = \bar{R}_{32}, \\ M_{01} = M_{10}, \quad M_{12} = M_{21}, \quad M_{23} = M_{32}. \end{aligned} \quad (8)$$

Для остальных звеньев системы принцип д’Аламбера запишется аналогично с пересчетом на переносную систему координат относительно шарнира  $O$ .

Обобщенными координатами являются абсолютные и относительные углы поворота звеньев бедра – 1, голени – 2, стопы – 3. Вектор значений обобщенных координат представим в виде

$\bar{q} = (\varphi_{10}, \varphi_{21}, \varphi_{32})^T$ . Здесь  $\bar{q}$ ,  $\dot{\bar{q}}$ ,  $\bar{q}_{\text{жел}} = (\varphi_{10\text{жел}}, \varphi_{21\text{жел}}, \varphi_{32\text{жел}})^T$ ,  $\dot{\bar{q}}_{\text{жел}}$  – векторы действительных и желаемых углов и угловых скоростей соответственно.

Сформируем вектор управляющих моментов, действующих в соответствующих шарнирах [11]:

$$\begin{pmatrix} \tau_{10} \\ \tau_{21} \\ \tau_{32} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{10}(U_{10}) + M_{\text{лгк}}(\varphi_{10}) \\ M_{21}(U_{21}) \\ M_{32}(U_{32}) \end{pmatrix}, \quad (9)$$

$$M_{\text{лгк}} = F_{\text{лгк}} \cdot |OB| \cdot \cos \left( \arctan \left( \frac{|OB| \cdot \sin \left( \frac{\pi}{2} + \varphi_{10} \right)}{|OB| \cdot \cos \left( \frac{\pi}{2} + \varphi_{10} \right) - X_A} \right) + \varphi_{10} \right), \quad (10)$$

где знак  $\varphi_{10}$  выбирается в зависимости от направления вращения звена 1 относительно горизонтали; «+» – против часовой стрелки; «-» – по часовой.

Математическая модель экзоскелетной системы в виде дифференциальных уравнений в векторно-матричной форме имеет вид

$$M(\bar{q})\ddot{\bar{q}} = (F(\Delta) - V(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) - G(\bar{q}))\bar{R}. \quad (11)$$

Матрица инерции системы рассчитывается согласно [15], где  $I_{C_1}$ ,  $I_{C_2}$ ,  $I_{C_3}$  – моменты инерции относительно собственной оси каждого из звеньев соответственно;  $m_i$  – масса  $i$ -го звена электромеханической системы экзоскелета нижних конечностей.

Вектор кориолисовых сил находится из

$$V(\bar{q})\dot{\bar{q}} = \dot{M}(\bar{q})\dot{\bar{q}} - \frac{\partial K(\bar{q}, \dot{\bar{q}})}{\partial \bar{q}}. \quad (12)$$

где  $\tau_{10}$  – управляющий момент тазобедренного шарнира, состоящий из комбинации двух крутящих моментов [15]:  $M_{10}$  – момента электропривода и  $M_{\text{лгк}}$  – момента, создаваемого гравитационным компенсатором;  $M_{21}$ ,  $M_{32}$  – крутящие моменты, создаваемые электроприводами коленного и голеностопного суставов;  $\varphi_{10}$  – угол отклонения звена 1 от горизонтали. Управляющий момент, создаваемый ЛГК, описывается согласно

Вектор значений гравитационных воздействий рассчитывается исходя из

$$G(\bar{q}) = \frac{\partial P(\bar{q})}{\partial \bar{q}}. \quad (13)$$

Кинематическую связь линейных скоростей центров масс и углов поворота каждого звена можно описать согласно уравнению [17]

$$\bar{V}_{C_i} = J_{V_{C_i}} \dot{\bar{q}}, \quad (14)$$

где  $J_{V_{C_i}}$  – матрица Якоби.

Кинетическая и потенциальная энергии электромеханической системы экзоскелета нижних конечностей рассчитываются согласно

$$K(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) = \sum_{i=1}^3 \frac{1}{2} m_i \bar{V}_{C_i}^T \bar{V}_{C_i}, \quad (15)$$

$$P(\bar{q}) = \sum_{i=1}^3 m_i g Z_{C_i}. \quad (16)$$

Для решения дифференциальных уравнений (8) используется интегрирование методом Эйлера, позволяющее

вычислить первую производную вектора обобщённых координат и его интеграл:

$$\dot{\bar{q}}_k = \dot{\bar{q}}_{k-1} + \ddot{\bar{q}}_k \cdot \Delta t, \quad (17)$$

$$\begin{pmatrix} U_{10} \\ U_{21} \\ U_{32} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_{P_1} & 0 & 0 \\ 0 & K_{P_{21}} & 0 \\ 0 & 0 & K_{P_{32}} \end{pmatrix} \cdot (\bar{q}_{\text{жел}} - \bar{q}) + \begin{pmatrix} K_{D_1} & 0 & 0 \\ 0 & K_{D_{21}} & 0 \\ 0 & 0 & K_{D_{32}} \end{pmatrix} \cdot (\dot{\bar{q}}_{\text{жел}} - \dot{\bar{q}}), \quad (19)$$

$\bar{q}_{\text{жел}}$  – вектор желаемых обобщённых координат, полученных при видеозахвате голеностопного сустава;  $\bar{q}$  – вектор реальных обобщённых координат (18).

Для формирования желаемой траектории движения точки голеностопного шарнира  $O_2$  был проведен натурный эксперимент, в котором испытуемому

$$\bar{q}_k = \bar{q}_{k-1} + \dot{\bar{q}}_k \cdot \Delta t, \quad (18)$$

где  $\Delta t$  – постоянный малый временной промежуток;  $k$  – количество итераций.

Вектор управляющих воздействий рассчитывается согласно

человеку было предложено выполнить ходьбу в спокойном режиме [12]. Применялась технология видеозахвата шага человека в сагиттальной плоскости [18]. Видеофрагмент содержал данные о движении ключевых суставов нижних конечностей человека, что позволило восстановить траекторию движения голеностопного сустава (рис. 3).

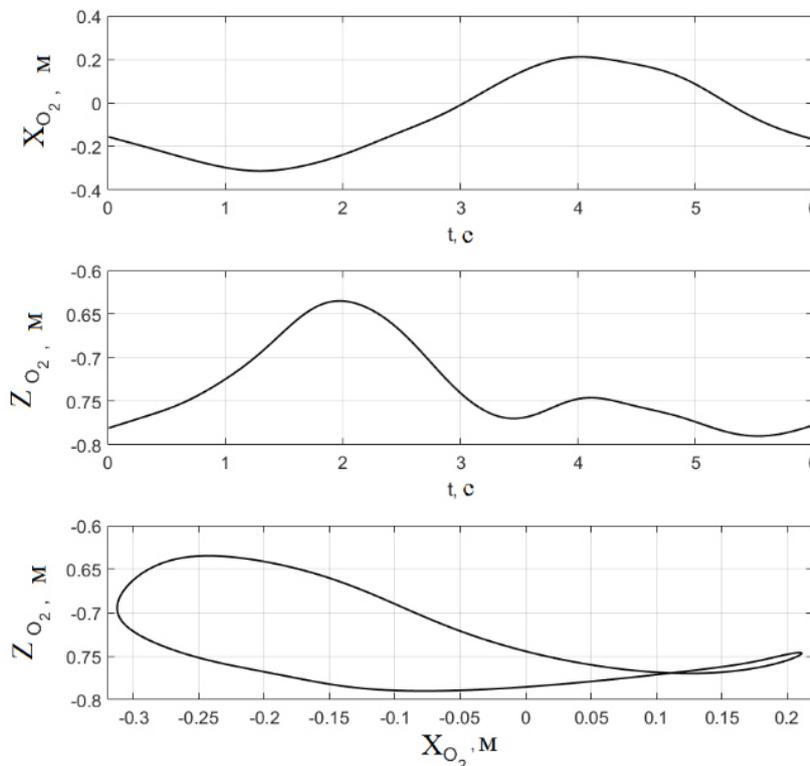


Рис. 3. Графики изменения желаемой траектории движения голеностопного сустава, полученной методом видеозахвата [7]

Fig. 3. Graphs of changes in the desired trajectory of ankle joint movement, obtained by video capture method [7]

Более подробное описание методики восстановления траектории движения ключевых точек по видеофрагменту приводится в других работах [19; 20]. Для удобства исследования авторами принимается допущение, что проекции осей бедренного сустава человека и бедренного шарнира экзоскелетного комплекса в саггитальной плоскости совпадают [12].

Для реализации траекторного управления [8] необходимо вычислить законы изменения желаемых углов (обобщённые координаты)  $\bar{q}_{\text{жел}}(t)$  при заданной траектории движения голеностопа. Это значит, что требуется численное решение обратной задачи кинематики (ОЗК). Определим вектор-функцию  $\bar{F}(\bar{q})$ , которая определяет значения соответствующие проекциям точки  $O_2$  в зависимости от обобщённых координат  $\bar{q}$ :

$$\bar{F}(\bar{q}) = \bar{r}_{O_2}(\bar{q}). \quad (20)$$

Введем вектор-функцию, зависящую от времени и обратную матрицу Якоби:

$$\bar{\Phi}_F(t) = \bar{r}_{O_2}(t), \quad (21)$$

$$J^{-1} = \frac{\partial \bar{F}}{\partial \bar{q}}. \quad (22)$$

Тогда в дискретной форме выражение для решения ОЗК будет иметь вид

$$\bar{q}_{\text{жел}}^{k+1} = \bar{q}^k + J^{-1} \Delta \bar{\Phi}_F(t), \quad (23)$$

где  $\Delta \bar{\Phi}_F(t)$  – приращение функции  $\bar{\Phi}_F(t)$  на временном шаге  $\Delta t$ .

Полученное соотношение позволяет находить вектор желаемых обобщённых координат  $\bar{q}_{\text{жел}}$  на  $k+1$ -м временном шаге по известному значению  $\bar{q}$  на  $k$ -м шаге.

Рассмотрим результаты решения ОЗК в виде графика изменения желаемых обобщённых координат (рис. 4).

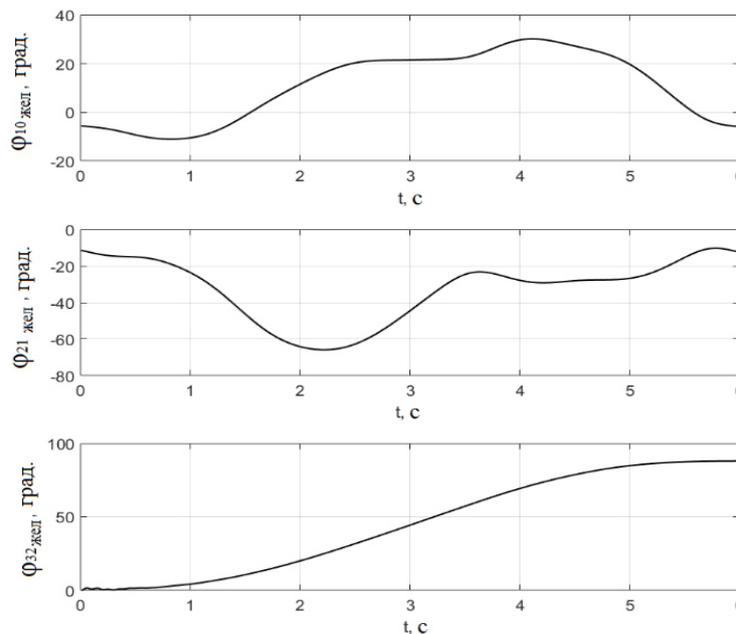


Рис. 4. Графики изменения желаемых углов поворота звеньев

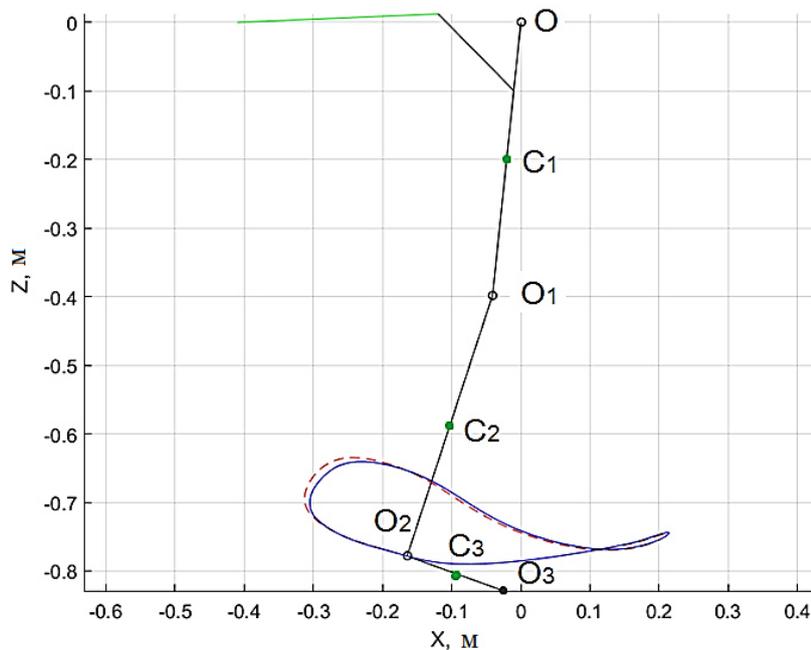
Fig. 4. Graphs of changes in the desired rotation angles of the links

Рисунок 4 иллюстрирует решение ОЗК и определение законов изменения желаемых углов для реализации траекторного управления

### Результаты и их обсуждение

Применение описанных выше методов позволило определить такие параметры управления, которые позволяют выполнять реабилитационной системе экзоскелетного комплекса нижних конечностей антропоморфный шаг [21]. Экзоскелетная система оснащена

гибридным приводом бедренного шарнира. Рисунок 4 иллюстрирует возможность системы по реализации траекторного управления с ошибкой, не превышающей 0,015 м. На рисунке 5 рассматривается траектория движения голеностопного шарнира только одной нижней конечности экзоскелетной системы. Принято считать, что траектория движения голеностопного шарнира второй конечности идентична, что позволяет не отражать эти данные.

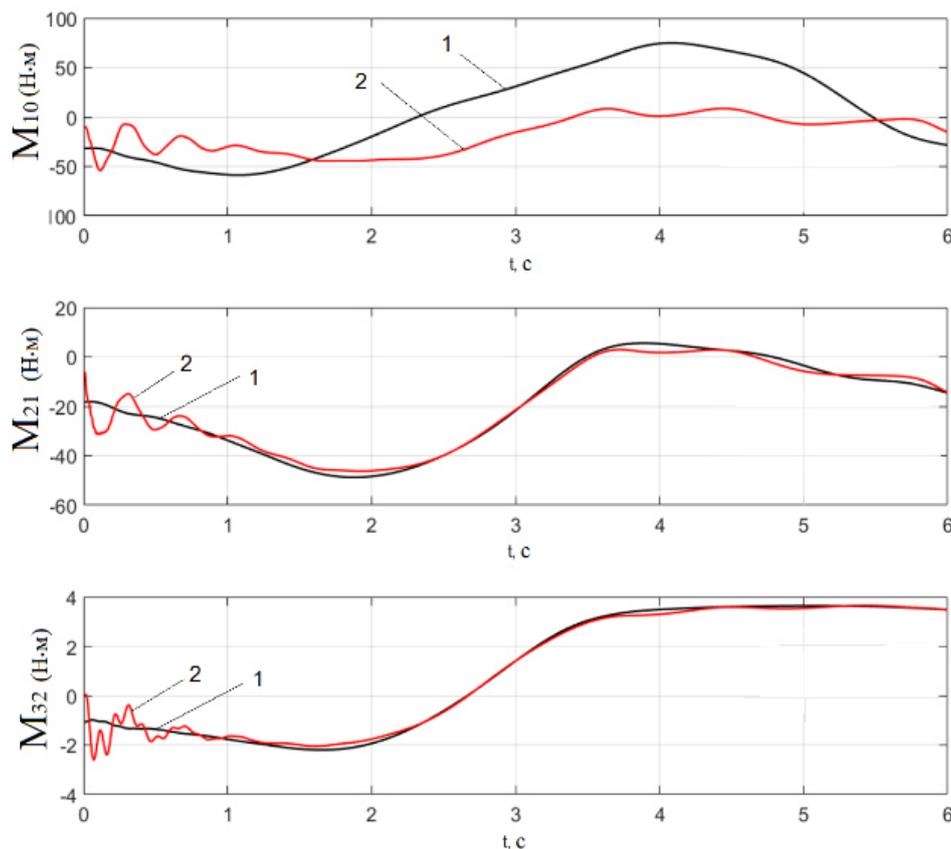


**Рис. 5.** Кадр анимации траекторного управления положением голеностопного шарнира многозвенной электромеханической экзоскелетной системы нижних конечностей с гибридным приводом

**Fig. 5.** Animation frame of the trajectory control of the ankle joint position of a multi-link electromechanical exoskeleton system of the lower limbs with a hybrid drive

Остановимся более подробно на результатах силомоментного анализа системы. На рисунке 6 сплошные линии –1 отражают графики изменения требуемых крутящих моментов для отработки углов. Сплошной линией –2 отражены

графики изменения крутящих моментов при использовании описанного ЛГК. Как ожидалось, на коленный и голеностопный шарниры ЛГК не оказал влияния [15]. Однако видно, что пиковые значения моментов в бедренном шарнире снизились.



**Рис. 6.** Графики изменения требуемых крутящих моментов:  
1 – без использования ЛГК; 2 – с использованием ЛГК

**Fig. 6.** Graphs of changes in required torques: 1 – without the use of LGC;  
2 – with the use of LGC

Анализируя графики на рисунке 6, видно, что применение ЛГК позволяет снизить пиковый крутящий момент в бедренном шарнире в положительной зоне на 88,41%, однако в отрицательной зоне сокращение составляет всего 7,39%.

Полученные графики изменения крутящего момента во времени в шарнирах  $O_1$  и  $O_2$  демонстрируют более гладкую траекторию изменения моментов  $M_{21}$  и  $M_{32}$  при применении гибридного привода с гравитационным компенсатором в отличие от того случая, когда гравитационный компенсатор не применя-

ется. Применение гибридного привода позволяет снизить колебания требуемых значений крутящих моментов в указанных шарнирах, что будет способствовать более эффективному управлению работой системы и положительно скажется на сроке службы приводных компонентов электромеханической системы.

С помощью вычисленных значений моментов  $M_{10}$ ,  $M_{21}$  и  $M_{32}$  можно рассчитать токи, потребляемые приводами согласно

$$I_1 = \frac{M_{10}}{C_m \cdot u}, \quad (24)$$

где  $I_1$  – требуемый ток;  $C_m$  – моментная постоянная двигателя;  $u$  – передаточное число редуктора.

## Выводы

Математическое моделирование взаимодействия звеньев электромеханической многосвязной системы экзоскелета нижних конечностей позволяет сделать вывод о том, что линейный гравитационный компенсатор, примененный в гибридном приводе бедренного звена нижней конечности, позволяет повысить эффективность работы многосвязной системы в целом. Применение гибридного привода указанной конструкции снижает колебания требуемых значений крутящих моментов в указанных шарнирах, что способствует более эффективному управлению положением звеньев электромеханической системы.

Результаты моделирования подтверждают, что использование линейного гравитационного компенсатора в гибридном приводе снимает часть нагрузки, оказываемой на электрический привод в бедренном шарнире  $O$  при выполнении движения по заданной траектории. В шарнирах  $O_1$  и  $O_2$  при применении гибридного привода в шарнире  $O$  исключен колебательный характер значений крутящего момента.

Разработка гибридных приводов и применение новых материалов и технологий могут стать ключевыми факторами, способствующими дальнейшему развитию и усовершенствованию технологии проектирования реабилитационных экзоскелетных систем и повышению эффективности разрабатываемых реабилитационных систем.

## Список литературы

1. 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>
2. 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.
3. Смирнова Л. М. Комплексное поэтапное моделирование биотехнической системы при оценке эффективности и настройке протеза нижней конечности // Информационно-управляющие системы. 2009. № 3. С. 29–33.
4. 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.

5. 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.
6. Studying of copying control system with nonlinear measurer / S. Jatsun, A. Malchikov, A. Yatsun, E. Saveleva // Electromechanics and Robotics: Proceedings of 16th International Conference on Electromechanics and Robotics "Zavalishin's Readings" (ER (ZR) 2021), St. Petersburg, Russia, 14–17 April 2021. Singapore: Springer, 2022. P. 13–23.
7. Князев А. А., Яцун С. Ф., Федоров А. В. Управление прибором для механотерапии голеностопного сустава // Медицинская техника. 2022. № 6 (336). С. 14.
8. Системный анализ и управление в биомедицинских системах / Н. А. Корневский, С. Н. Родионова, Л. В. Стародубцева, Н. А. Милостная, Е. Н. Корневская // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2022. Т. 21, № 3. С. 75–89.
9. 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.
10. Смирнова Л. М., Пономаренко Г. Н., Сусяев 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>
11. Varlamova L. P., Farukh N. Xo'jaqulov. Simulation of a two-link manipulator // Scientific Progress. 2022. N 3. P. 1107–1111.
12. Simulation of static walking in an exoskeleton / S. Jatsun, A. Yatsun, A. Fedorov, E. Saveleva // Electromechanics and Robotics: Proceedings of 16th International Conference on Electromechanics and Robotics "Zavalishin's Readings" (ER (ZR) 2021), St. Petersburg, Russia, 14–17 April 2021. Singapore: Springer, 2022. P. 49–60.
13. Zaichenko K. V., Gurevich B. S. Spectral processing of bioelectric signals // Medical equipment. 2021. N 1 (325). P. 12–14.
14. 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.
15. 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, M. Al MajiKhKh, A. S. Yatsun, E. V. Saveleva // 12th International Conference on Developments in eSystems Engineering (DeSE). Kazan: IEEE, 2020. P. 466–471.
16. 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>

17. 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.

18. Исследование устройства нечеткого цифрового фильтра для робота-манипулятора / М. В. Бобырь, Н. А. Милостная, В. А. Булатников, М. Ю. Лунева // *Известия Юго-Западного государственного университета*. 2020. Т. 24, № 1. С. 115–129.

19. Титов В. С., Бобырь М. В., Милостная Н. А. Особенности оценки точности измерений размеров при использовании высокоточных автоматизированных систем // *Промышленные АСУ и контроллеры*. 2005. № 6. С. 17–19.

20. 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.

21. Бобырь М. В., Милостная Н. А. Нечеткая модель интеллектуальной системы управления мобильным роботом // *Проблемы машиностроения и автоматизации*. 2015. № 3. С. 57–67.

## References

1. Kotov E.A., Druk A.D., Klypin D.N. Development of an exoskeleton of human lower extremities for medical rehabilitation. *Omskii nauchnyi vestnik = Omsk Scientific Bulletin*. 2021;(4):91–97. (In Russ.) <https://doi.org/10.25206/1813-8225-2021-178-91-97>

2. Yudenko I.E., Popova A.I., Viktorova Yu.E., Minnikaeva N.V. Evaluation of the effectiveness of restoring walking skills using a rehabilitation robotic complex. *Severnyi region: nauka, obrazovanie, kul'tura = The Northern Region: Science, Education, Culture*. 2023;(3):77–83. (In Russ.)

3. Smirnova L.M. Complex step-by-step modeling of a biotechnical system in evaluating the effectiveness and configuration of a lower limb prosthesis. *Informatsionno-upravlyayushchie sistemy = Information and Control Systems*. 2009;(3):29–33. (In Russ.)

4. 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.

5. 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.

6. Jatsun S., Malchikov A., Yatsun A., Saveleva E. Studying of copying control system with nonlinear measurer. In: *Electromechanics and Robotics: Proceedings of the 16th International Conference on Electromechanics and Robotics "Zavalishin's Readings" (ER (ZR) 2021), 14–17 April 2021, St. Petersburg, Russia*. Singapore: Springer; 2022. P. 13–23.

7. Knyazev A.A., Yatsun S.F., Fedorov A.V. Device control for ankle joint surgery. *Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh = Medical Equipment*. 2022;(6):14. (In Russ.)

8. Korenevsky N.A., Rodionova S.N., Starodubtseva L.V., Milostnaya N.A., Korenevskaya E.N. System analysis and management in biomedical systems. *Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh = Systems Analysis and Management in Biomedical Systems*. 2022;21(3):75–89. (In Russ.)

9. 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.

10. Smirnova L.M., Ponomarenko G.N., Suslyayev V.G. Methodology and information and measurement system for personalized synthesis of lower limb prostheses. *Informatsionno-upravlyayushchie sistemy = Information and Control Systems*. 2021;(6):64–74. (In Russ.) <https://doi.org/10.31799/1684-8853-2021-6-64-74>

11. Varlamova L.P., Farukh N. Xo'jaqulov. Simulation of a two-link manipulator. *Scientific Progress*. 2022;(3):1107–1111.

12. Jatsun S., Yatsun A., Fedorov A., Saveleva E. Simulation of static walking in an exoskeleton. In: *Electromechanics and Robotics: Proceedings of 16th International Conference on Electromechanics and Robotics "Zavalishin's Readings" (ER (ZR) 2021), 14–17 April 2021, St. Petersburg, Russia*. Singapore: Springer; 2022. P. 49–60.

13. Zaichenko K.V., Gurevich B.S. Spectral processing of bioelectric signals. *Medical Equipment*. 2021;(1):12–14.

14. 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.

15. Jatsun S.F., Pavlovsky V.E., Karlov A.E., MajiKhKh M.A.I., 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; 2020. P. 466–471.

16. Sulavko A.E., Lozhnikov P.S., Choban A.G., Stadnikov D.G., Nigrey A.A., Inivatov 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>

17. Kust S.Yu., Markova M.V., Pisareva A.V. Development of an algorithm for determining terrain in a lower limb prosthesis control system. *Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh = Systems Analysis and Management in Biomedical Systems*. 2021;20(2):99–105. (In Russ.)

18. Bobyr M.V., Milostnaya N.A., Bulatnikov V.A., Luneva M.Y. Investigation of a fuzzy digital filter device for a robot manipulator. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2020;24(1):115–129. (In Russ.)

19. Titov V.S., Bobyr M.V., Milostnaya N.A. Features of estimating the accuracy of dimensional measurements using high-precision automated systems. *Promyshlennyye ASU i kontroly = Industrial Automated Control Systems and Controllers*. 2005;(6):17–19. (In Russ.)

20. Provotorov N.V., Taratonov I.N., Filippovich Yu.N. Method of intersegmental assessment of the allocation of motion patterns from kinematic trajectories recorded by means of an exoskeletal system. *Programmnyye produkty i sistemy = Software Products and Systems*. 2022;35(3):493–501. (In Russ.)

21. Bobyr M.V., Milostnaya N.A. Fuzzy model of an intelligent control system for a mobile robot. *Problemy mashinostroeniya i avtomatizatsii = Problems of Mechanical Engineering and Automation*. 2015;(3):57–67. (In Russ.)

### 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

**Печурин Александр Сергеевич**, преподаватель кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: alexander.pechurin@yandex.ru, ORCID: 0000-0002-1615-7817

**Alexander S. Pechurin**, Lecturer of the Department of Mechanics, Mechatronics and Robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: alexander.pechurin@yandex.ru, ORCID: 0000-0002-1615-7817

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