

<https://doi.org/10.21869/2223-1560-2020-24-3-66-78>

Моделирование экзоскелета с гибридным линейным гравитационным компенсатором

А.Е. Карлов¹, А.А. Постольный¹, А.В. Федоров¹, С.Ф. Яцун¹

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

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Резюме

Цель исследования. Разработка математической модели экзоскелета, оснащенного гибридным линейным гравитационным компенсатором (ГЛГК), проведения динамического анализа на примере типового сценария применения экзоскелета – в процессе подъема груза, получении временных закономерностей изменения параметров системы, в том числе крутящих моментов электроприводов, позволяющих оценить энергопотребление и энергоэффективность силовой установки. В статье рассматривается актуальная задача повышения эффективности функционирования экзоскелетного костюма за счет использования ГЛГК. Использование гибридного подхода позволяет повысить эффективность ассистирования экзоскелетного костюма при выполнении различных технологических операций, например, при подъеме груза, при наклонах и удержании.

Методы. При разработке математической модели использовался оригинальный подход к формированию траектории движения звеньев экзоскелета в процессе работы, основанный на применении полиномов седьмого порядка. В работе используется математическая модель, представленная системой дифференциальных уравнений второго порядка, связывающей между собой моменты, действующие на оператора и экзоскелет, угловые ускорения спины оператора и экзоскелета.

Результаты. В ходе численного моделирования получены временные диаграммы изменения параметров системы, углов поворота шарниров экзоскелета, моментов, возникающих в гибридном ЛГК, а также графики токопотребления двигателей при выполнении подъема и наклонов с грузом.

Заключение. В ходе исследований была разработана кинематическая модель экзоскелетного костюма, оснащенная ГЛГК, записаны дифференциальные уравнения второго порядка, описывающие динамическое поведение электромеханической системы, выполнено численное моделирование, позволившее оценить усилия и энергопотребление в шарнирах экзоскелета и приводе гибридного линейного гравитационного компенсатора.

Ключевые слова: экзоскелет; гравитационная компенсация; математическое моделирование; динамический анализ; кинематическая схема, ГЛГК.

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

Финансирование. Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-31-90118.

Для цитирования: Моделирование экзоскелета с гибридным линейным гравитационным компенсатором / А.Е. Карлов, А.А. Постольный, А.В. Федоров, С.Ф. Яцун // Известия Юго-Западного государственного университета. 2020; 24(3): 66-78. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2020-24-3-66-78>.

Поступила в редакцию 30.03.2020

Подписана в печать 12.05.2020

Опубликована 30.06.2020

© А.Е. Карлов, А.А. Постольный, А.В. Федоров, С.Ф. Яцун, 2020

Simulation of an Exoskeleton with a Hybrid Linear Gravity Compensator

Andrei E. Karlov¹, Andrei A. Postolny¹, Andrei V. Fedorov¹, Sergei F. Jatsun¹

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

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Abstract

Purpose of research. Development of a mathematical model of an exoskeleton equipped with a hybrid linear gravity compensator (HLGC), dynamic analysis on the example of a typical exoskeleton application scenario (in the process of lifting a load), obtaining time patterns of changes in system parameters, including electric drive torques allowing assessment of power plan power consumption and energy efficiency. The article deals with the challenging issue of improving the efficiency of the exoskeletal suit by means of HLGC. The use of a hybrid approach makes it possible to increase the efficiency of assisting the exoskeletal suit when performing various technological operations, for example, when lifting a load, when tilting and holding.

Methods. When developing a mathematical model, an original approach was used to form the motion trajectory of the exoskeleton sectors during operation, based on the use of seventh-order polynomials. The paper uses a mathematical model represented by a system of second-order differential equations that connects the moments acting on the operator and the exoskeleton, the angular accelerations of the operator's back and the exoskeleton.

Results. During numerical simulation, time diagrams of changes in system parameters, angles of rotation of exoskeleton hinges, moments that occur in a hybrid LGC, as well as graphs of current consumption of engines when performing lift and tilt with a load are obtained.

Conclusion. In the course of the research, a kinematic model of an exoskeleton suit equipped with a GLGC was developed, second-order differential equations describing the dynamic behavior of the electromechanical system were written, and numerical simulation was performed to estimate the forces and energy consumption in the exoskeleton hinges and the drive of the hybrid linear gravity compensator.

Keywords: exoskeleton; mathematic simulation; dynamic analysis; gravity compensation; kinematic scheme; hybrid linear gravity compensator.

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

Funding: The research was carried out with the financial support of the RFBR as a part of the research project № 19-31-90118.

For citation: Karlov A. E., Postolny A.A., Fedorov A.V., Jatsun S. F. Simulation of an Exoskeleton with a Hybrid Linear Gravity Compensator // *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2020; 24(3): 66-78 (In Russ.). <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2020-24-3-66-78>.

Received 30.03.2020

Accepted 12.05.2020

Published 30.06.2020

Введение

Одним из путей повышения качества условий труда является приме-

ние экзоскелетов, которые существенно увеличивают силовые возможности человека, при этом уровень функциональ-

ного напряжения организма снижается. Этот эффект достигается в том случае, когда оператор и экзоскелет образуют интегрированную человеко-машинную систему (ЧМС), работоспособность которой определяется степенью согласованности (синхронности) работы элементов этой системы, в том числе, человека (оператора) и экзоскелета. Сравнительно недавно начались разработки роботизированных систем, в том числе экзоскелетных человеко-машинных систем, в которых находят применение элементы гравитационной компенсации. Термин «гравитационная компенсация» используется для обозначения свойства отдельных звеньев системы иметь статически устойчивые положения, не зависящие от вертикального перемещения звеньев. Различают пассивную гравитационную компенсацию, реализуемую за счет применения упругих элементов для создания сил, компенсирующих силу тяжести, и активную гравитационную компенсацию, выполненную на основе управляемых приводов. Механизмы, содержащие упругие элементы для создания сил, компенсирующих силу тяжести, отличаются высокой энергоэффективностью, надежностью работы. К недостаткам подобных систем можно отнести структурную сложность и уменьшение размеров рабочего пространства механизма. Механизмы, использующие электроприводы, также демонстрируют свойство сохра-

нять статическое равновесие, то есть гравитационную компенсацию вне зависимости от текущего положения их звеньев, также находят применение в системах гравитационной компенсации. В этом случае, система управления позволяет реализовать такое движение приводов, что часть звеньев экзоскелета находится в положении равновесия, независимо от их вертикального перемещения. Представляет интерес объединить эти два подхода, что позволяет повысить эффективность системы гравитационной компенсации экзоскелета, сочетая возможности упругого элемента и управляемого электропривода. Такой гравитационный компенсатор получил название гибридный линейный гравитационный компенсатор (ГЛГК).

Материалы и методы

Рассмотрим кинематическую схему экзоскелетного костюма, оснащенного ГЛГК, для нижних конечностей (рис. 1).

Движение ГЛГК определяется перемещением точек A и B , положение которых в пространстве OXY задается радиус - векторами $\vec{r}_A^{(0)}$ и $\vec{r}_B^{(0)}$.

Положение в сагиттальной плоскости звеньев экзоскелета оценивается абсолютными углами наклона бедра и спины φ_3, φ_4 .

Схема ЛГК комбинированного приведена на рис. 2.

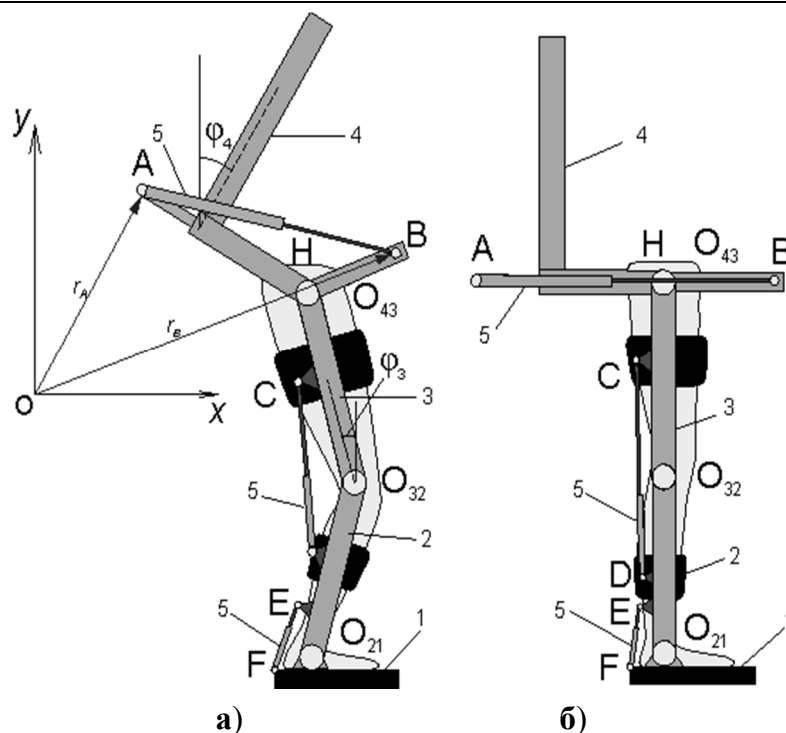


Рис.1. Схема расположения гибридного ЛГК для нижних конечностей человека в экзоскелете:
1 – стопа; 2 – голень; 3 – бедро; 4 – спина; 5 – ГЛГК

Fig. 1. Arrangement diagram of the hybrid LGC for the lower limbs of a person in the exoskeleton
1 – foot; 2 – lower leg; 3 – thigh; 4 – back; 5 – HLGC

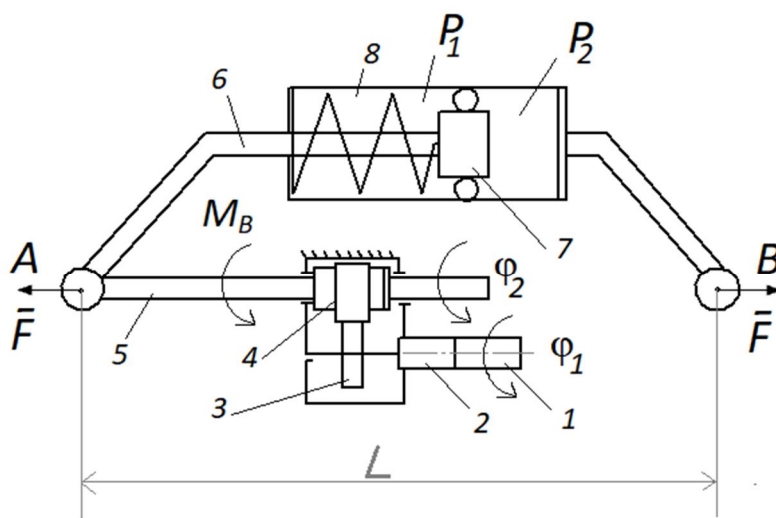


Рис. 2. Схема ГЛГК: P_1 , P_2 – давление в полостях пневматического упругого элемента;
1 – электродвигатель; 2 – редуктор; 3 – шестерня; 4 – гайка ШВП; 5 – винт;
6 – шток; 7 – поршень; 8 – цилиндр; F – сила, создаваемая ГЛГК

Fig. 2. HLGC diagram: P_1 , P_2 – pressure in air spring chambers; 1 – electric motor;
2 – reducer; 3 – gear; 4 – ball screw nut; 5 – screw; 6 – rod; 7 – piston;
8 – cylinder; F – force created by HLGC

Принцип работы ГЛГК состоит в том, что при сжатии упругого элемента происходит накопление потенциальной энергии, которая потом, при растяжении, отдается экзоскелету в виде момента. Параллельно с этим электропривод, установленный в ГЛГК, создаст ассистирующий управляемый момент, приводящий в движение спину экзоскелета относительно бедра. Эти моменты помогают человеку выполнять необходимые движения. Определим силу, создаваемую ГЛГК, по формуле

$$\Phi = \Phi_1 + \Phi_2, \quad (1)$$

где Φ_1 – сила упругого элемента; Φ_2 – сила электропривода.-

$$\Phi_1 = C\Delta L, \quad (2)$$

где C – коэффициент, определяемый свойствами упругого элемента; ΔL – деформация упругого элемента.

$$\Phi_2 = \frac{2\pi M_B}{h}, \quad (3)$$

где M_B – момент электропривода, приведенный к гайке ШВП, h – шаг винта ШВП.

$$M_B = \frac{h\Phi_2}{2\pi}. \quad (4)$$

Момент, создаваемый электродвигателем, найдем по формуле:

$$M_{\text{эд}} = \frac{M_B}{\eta_p \eta}, \quad (5)$$

где $M_{\text{эд}}$ – момент электродвигателя; η_p – передаточное отношение гайка-шестерня; η – передаточное отношение редуктора.

Ток в обмотках электродвигателя ЛГК найдем по формуле: $i = M_{\text{эд}} / c_M$, где i – ток в обмотках электродвигателя ЛГК; c_M – постоянная момента электродвигателя. Величину управляющего напряжения определим из уравнения полного тока:

$$U = L \frac{di}{dt} + iR + c_E \Phi, \quad (6)$$

где L , R , c_E – параметры электродвигателя.

Для разработки и исследования ГЛГК разработаны кинематическая и динамическая модели системы, которая позволяет детально проработать процесс поведения экзоскелетной системы, оснащенной ГЛГК. Для решения задачи об определении связи между соответствующими координатами применим векторно - матричный метод.

Примем следующие обозначения: $\vec{r}_i^{(0)}$ – радиус-вектор, определяющий положение шарниров в глобальной системе координат XOY . Радиус-вектор $r_A^{(0)}$, определяющий положение точки A , найдем по формуле

$$\vec{r}_A^{(0)} = \sum_{i=1}^3 \vec{r}_i^{(0)} + \vec{r}_{4A}^{(0)}. \quad (7)$$

Радиус вектор $r_B^{(0)}$, определяющий положение точки B , найдем по формуле

$$\vec{r}_B^{(0)} = \sum_{i=1}^3 \vec{r}_i^{(0)} + \vec{r}_{3B}^{(0)}. \quad (8)$$

Далее примем, что $O_{43}B$ перпендикулярно $O_{43}O_{32}$. Установим связь между векторами в глобальной $^{(0)}$ и локальных координатных системах $^{(i)}$, связанных с

соответствующими звеньями, применив формулу

$$\bar{r}_i^{(0)} = T_{io} \bar{r}_i^{(i)}. \quad (9)$$

Матрица поворота локальных координатных систем относительно глобальной представим в виде:

$$T_{io} = \begin{vmatrix} \cos \varphi_i & -\sin \varphi_i & 0 \\ \sin \varphi_i & \cos \varphi_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (10)$$

Запишем очевидное равенство:

$$\bar{r}_B = \bar{r}_A + \bar{r}_{AB}, \quad (11)$$

отсюда можно найти расстояние между точками А и В

$$\bar{r}_{AB} = \bar{r}_B - \bar{r}_A \quad (12)$$

или, с учетом (1) (2), получим:

$$\bar{r}_{AB} = \sum_{i=1}^3 \bar{r}_i^{(o)} + \bar{r}_{4A}^{(o)} - \sum_{i=1}^3 \bar{r}_i^{(o)} - \bar{r}_{3B}^{(o)} = \bar{r}_{4A}^{(o)} - \bar{r}_{3B}^{(o)}, \quad (13)$$

$$\text{где } \bar{r}_{AB} = \begin{vmatrix} x_{AB} \\ y_{AB} \end{vmatrix}; \bar{r}_{3B} = \begin{vmatrix} x_{O_{43}B} \\ y_{O_{43}B} \end{vmatrix}; \bar{r}_{4A} = \begin{vmatrix} x_{O_{43}A} \\ y_{O_{43}A} \end{vmatrix}.$$

Отсюда следует, что перемещение ГЛГК зависит только от положения векторов \bar{r}_{3B} и \bar{r}_{4A} . Текущая длина ГЛГК определится по формуле

$$L^2 = x_{AB}^2 + y_{AB}^2. \quad (14)$$

Для моделирования движения БТШС примем, что планируемый закон

изменения угла φ_5^* является гладкой функцией, которая, как и ее первая и вторая производные, не имеет разрывов в начальный и конечный моменты движения. Такая функция может быть представлена в виде комбинации отрезков прямой и двух полиномов седьмого порядка. Будем считать, что общее время выполнения упражнения состоит из четырех отдельных этапов:

$$T = t_1 + t_2 + t_3 + t_4, \quad (15)$$

где t_1 – время подготовки; t_2 – выполнения наклона; t_3 – фиксации спины в положении наклона и отрыва груза от поверхности; t_4 – подъема спины.

$$\begin{cases} \varphi_4(t) = 0 & 0 \leq t \leq t_1 \\ \varphi_4(t) = \sum_{i=0}^7 c_i \cdot t^i & t_1 \leq t \leq t_2 \\ \varphi_4(t) = \varphi_{4\max}^* & t_2 \leq t \leq t_3 \\ \varphi_4(t) = \sum_{i=0}^7 d_i \cdot t^i & t_3 \leq t \leq t_4. \end{cases} \quad (16)$$

Динамическая модель движения экзоскелета с ГЛГК можно описать с помощью нелинейного матричного уравнения, имеющего вид

$$\dot{\bar{X}} = A(\bar{X}) + B(\bar{X})\bar{U}, \quad (17)$$

где $\bar{X} = (\varphi_4, \omega_4, \varphi_5, \omega_5)^T$; $\omega_4 = \dot{\varphi}_4$ $\omega_5 = \dot{\varphi}_5$;

$$A(\bar{X}) = \begin{vmatrix} \omega_4 \\ L_4 \sin(\varphi_4) m_4 g + C_{54}(\varphi_4 - \varphi_5) + \mu_{54}(\omega_4 - \omega_5) + (\Phi_1 + \Phi_2) O_{43} H \\ \omega_5 \\ L_5 m_5 g \sin \varphi_5 + (L_8 \sin \varphi_8 + L_5 \sin \varphi_5)(\delta_2(t - t_2) m_8 g - \delta_1(t - t_2) N_{80}) - \\ C_{54}(\varphi_4 - \varphi_5) - \mu_{54}(\omega_4 - \omega_5) + K_P(\varphi_5^* - \varphi_5) \end{vmatrix}; \quad (18)$$

$$B(\bar{X}) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & O_{43}H & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}; \quad (19)$$

$$\bar{U} = (0, \Phi_2(U), 0, 0)^T. \quad (20)$$

Определение внешних возмущающих моментов (момент веса) на всем временном интервале

$$0 \leq t \leq t_4$$

представим в виде:

$$M_5 = L_5 m_5 g \sin \varphi_5 + (L_8 \sin \varphi_8 + L_5 \sin \varphi_5)(\delta_2(t - t_2) m_8 g - \delta_1(t - t_2) N_{80}). \quad (21)$$

$$\delta_1(t - t_2) = \begin{cases} 0 & t \leq t_2 \\ 1 & t_3 \geq t \geq t_2 \end{cases};$$

$$\delta_2(t - t_2) = \begin{cases} 0 & t \leq t_2 \\ 1 & t \geq t_2 \end{cases}. \quad (22)$$

Результаты и их обсуждение

Рассмотрим результаты вычислительного эксперимента, полученного путем интегрирования системы уравнений (17). Изменение желаемого угла наклона спины оператора $\varphi_4(t)$ (16), нормальной реакции груза $N_{80}(t)$, момента силы веса $M_5(t)$ (21) представлены на рис.3.

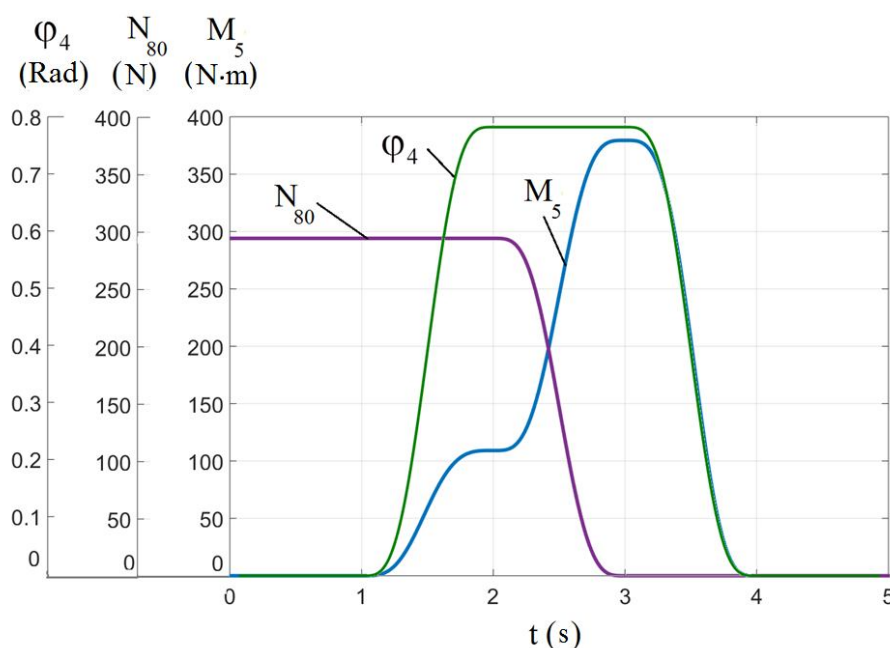


Рис. 3. Изменение желаемого угла наклона спины оператора $\varphi_4(t)$, нормальной реакции груза $N_{80}(t)$, момента силы веса $M_5(t)$

Fig. 3. Change in the desired angle of inclination of the operator's back $\varphi_4(t)$, normal reaction of the load $N_{80}(t)$, of the gravity moment $M_5(t)$

Зависимости построены для следующих интервалов времени $t_1 = 1$; $t_2 = 2$; $t_3 = 3$; $t_4 = 4$.

Графики показывают, что в правой части дифференциальных уравнений движения (18) имеет место геометриче-

ская и физическая нелинейности, а также немонотонное изменение возмущающих воздействий в зависимости от времени.

Далее на рис.4 приведены графики изменения углов наклона оператора и экзоскелета.

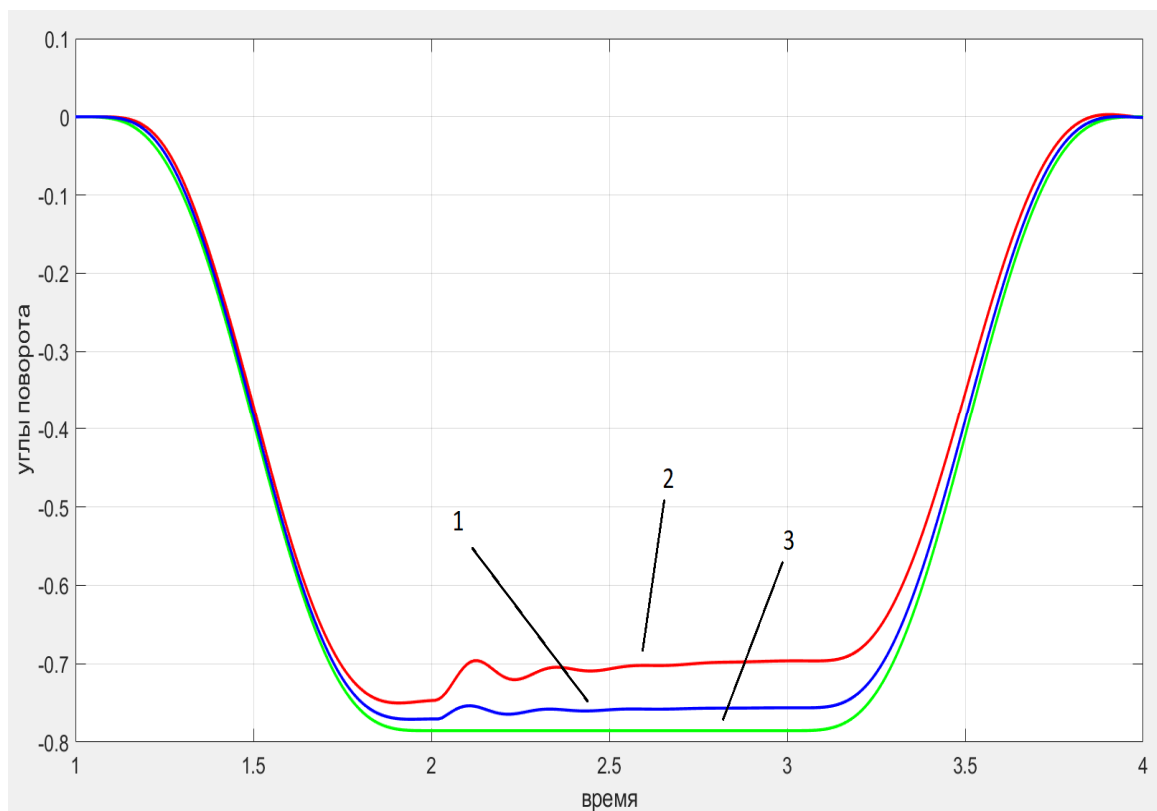


Рис. 4. Графики изменения углов наклона оператора и экзоскелета: **1** – зависимость угла поворота спины экзоскелета $\varphi_4(t)$; **2** – зависимость реального угла поворота спины оператора $\varphi_5(t)$; **3** – зависимость реального угла поворота спины оператора $\varphi_5^*(t)$.
 $K_u = 30$; $K_{du} = 0,1$; $K_p = 0$; $K_d = 0$; $C_{54} = 3000$; $M_{54} = 100$; $C = 7000 \text{ Н/м}$

Fig. 4. Graphs of changes in the turning angles of the operator and the exoskeleton:
1 – dependence of the turning angle of the back of the exoskeleton; **2** – dependence of the actual turning angle of the operator's back; **3** – dependence of the actual turning angle of the operator's back $\varphi_5^*(t)$. $K_u = 30$; $K_{du} = 0,1$; $K_p = 0$; $K_d = 0$; $C_{54} = 3000$; $M_{54} = 100$;
 $C = 7000 \text{ N/m}$

На рис. 5 показаны графики изменения момента, создаваемого ГЛГК. График 1 соответствует моменту, создаваемому упругим элементом. График 2 – моменту, создаваемому электроприводом. На рис. 6 показано изме-

нение тока в электроприводе ГЛГК, графики изменения момента, создаваемого ГЛГК. График 1 соответствует моменту, создаваемому упругим элементом. График 2 – моменту, создаваемому электроприводом.

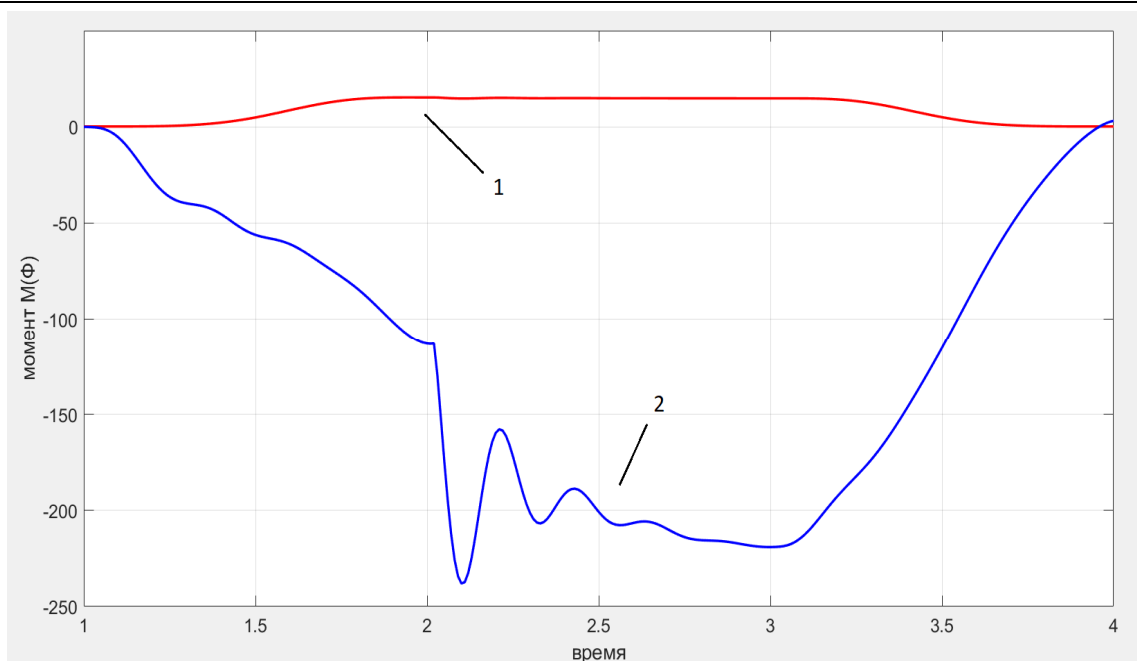


Рис. 5. Графики изменения момента, создаваемого ГЛГК: **1** – момент упругого элемента; **2** – момент электропривода

Fig. 5. Graphs of changes of the moment created by GLGK: **1** – elastic element moment; **2** – electric drive moment

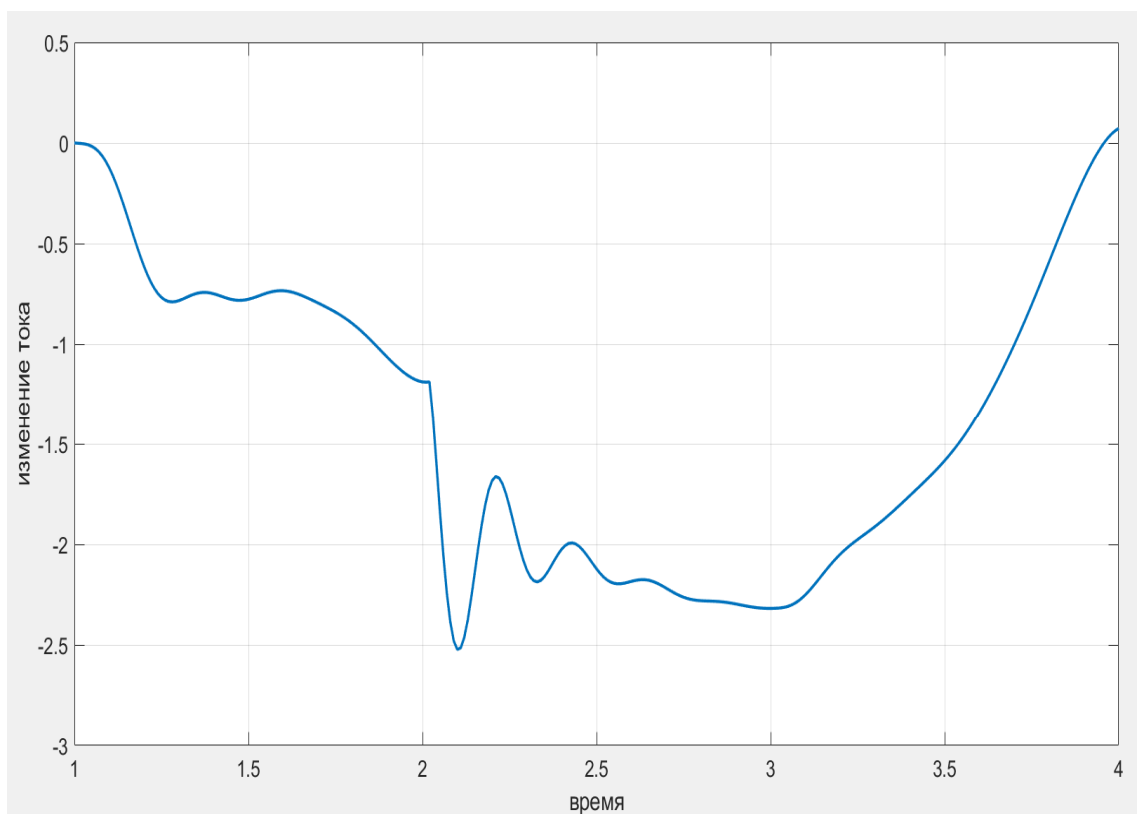


Рис. 6. Изменение тока в электроприводе ГЛГК

Fig. 6. Current change in the GLGK electric drive

Выводы

По результатам работы можно сделать следующие выводы.

1. Разработана кинематическая модель движения экзоскелета с ГЛГК. Определены зависимости деформации ГЛГК от величины геометрических размеров и углов поворота спины φ_4 и бедра φ_3 , определяющих положение шарниров ЛГК.

2. Получены динамические модели движения в виде системы дифференциальных уравнений второго порядка, связывающие между собой моменты, действующие на оператора и экзоскелет, угловые ускорения спины оператора и

экзоскелета, приобретаемые в результате действия этих моментов.

3. Для моделирования подъема груза применен принцип декомпозиции, позволяющий разделить процесс на четыре этапа, что позволяет рассматривать каждый этап независимо от других этапов, для связи между которыми предлагается использовать граничные условия. Для каждой фазы движения экзоскелета сформулированы и решены задачи кинематики и динамики функционирования системы. Построены зависимости изменения углов наклона оператора и экзоскелета, а также изменения момента, создаваемого ГЛГК и изменения тока в электроприводе.

Список литературы

1. Корневский Н.А., Яцун С.Ф., Яцун А.С. Экзоскелет с биотехнической обратной связью для вертикализации пациентов // Медицинская техника. 2017. № 3. С. 48-51.
2. Экзоскелеты: анализ конструкций, принципы создания, основы моделирования / С.Ф. Яцун, С.И. Савин, О.В. Емельянова, А.С. Яцун, Р.Н. Турлапов. Курск, 2015. 179 с.
3. Analysis of the effect of the exoskeleton geometrical dimensions on the nature of a linear compensator operation / S.F. Jatsun, Al Maji Kh.Kh.M., V.E. Pavlovsky, A.S. Yatsun, A.E. Karlov, E.V. Saveleva // В сборнике по итогам конференции: Developments in eSystems Engineering 2019. Robotics, Sensors and Industry 4.0. Казань, 2019.
4. Plagenhoef Stanley, F. Gaynor Evans, Thomas Abdelnour. "Anatomical data for analyzing human motion" // Research quarterly for exercise and sport. 1983. 54, № 2. P. 169-178.
5. Spada S. et al. Analysis of exoskeleton introduction in industrial reality: main issues and EAWS risk assessment // International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics. Springer, Cham, 2017. С. 236-244.
6. Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks / J. Theurel, K. Desbrosses, T. Roux, A. Savescu // Applied ergonomics. 2018. № 67. P. 211-217.

7. Ulrey B. L., Fathallah F. A. Subject-specific, whole-body models of the stooped posture with a personal weight transfer device // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013. Vol. 23. №. 1. P. 206-215.
8. Strausser K. A., Kazerooni H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton // 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2011. P. 4911-4916.
9. Talaty M., Esquenazi A., Briceno J. E. Differentiating ability in users of the ReWalk TM powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics // 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, 2013. P. 1-5.
10. Esquenazi A. et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury // *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2012. Vol. 91. №. 11. P. 911-921.
11. Neuhaus P. D. et al. Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics // 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, 2011. P. 1-8.
12. Yan T. et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons // *Robotics and Autonomous Systems*. 2015. Vol. 64. P. 120-136.
13. Sankai Y. HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics // *Robotics research*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2010. P. 25-34.
14. Farris R. J., Quintero H. A., Goldfarb M. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2011. Vol. 19. №. 6. P. 652-659.
15. Яцун С.Ф., Антипов В.М., Карлов А.Е. Моделирование подъема груза с помощью промышленного экзоскелета // *Известия Юго-Западного государственного университета*. 2018; 22(6): 14-20. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2018-22-6-14-20>.
16. Подъем груза в экзоскелете с гравитационной компенсацией / С.Ф. Яцун, В.М. Антипов, А. Е. Карлов, Аль Манджи Хамиль Хамед Мохаммед // *Известия Юго-Западного государственного университета*. 2019; 23(2): 8-17. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2019-23-2-8-17>.

References

1. Korenevskiy N. A. et al. Ekzoskelet s biotekhnicheskoi obratnoi svyaz'yu dlya vertikalizatsii patsientov [An exoskeleton with biotechnical feedback for verticalization of patients]. *Meditinskaya tekhnika = Biomedical Engineering*, 2017, vol. 51, no. 4, pp. 285-289 (In Russ.).
2. Yatsun S.F., Savin S.I., Emelyanova O. V., Yatsun A.S., Turlapov R.N. *Ekzoskelety: analiz konstruktsii, printsipy sozdaniya, osnovy modelirovaniya* [Exoskeletons: analysis of structures, principles of creation, foundations of modeling]. Kursk, 2015. 179 p. (In Russ.).

3. Jatsun S.F., Al Maji Kh.Kh.M., V Pavlovsky.E., Yatsun A.S., Karlov A.E., Saveleva E.V. Analysis of the effect of the exoskeleton geometrical dimensions on the nature of a linear compensator operation. *Developments in eSystems Engineering 2019, Robotics, Sensors and Industry 4.0*. Kazan, 2019.
4. Plagenhoef Stanley, Gaynor Evans F., Thomas Abdelnour. Anatomical data for analyzing human motion. *Research quarterly for exercise and sport*, 1983, 54, no. 2, pp. 169-178.
5. Spada S. et al. Analysis of exoskeleton introduction in industrial reality: main issues and EAWS risk assessment. *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*, Springer, Cham, 2017, pp. 236-244.
6. Theurel J., Desbrosses K., Roux T., Savescu A. Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Applied ergonomics*, 2018, no. 67, pp.211-217.
7. Ulrey B. L., Fathallah F. A. Subject-specific, whole-body models of the stooped posture with a personal weight transfer device. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013, vol. 23, no. 1, pp. 206-215.
8. Strausser K. A., Kazerooni H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton. 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2011, pp. 4911-4916.
9. Talaty M., Esquenazi A., Briceno J. E. Differentiating ability in users of the ReWalk TM powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics. 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE, 2013, pp. 1-5.
10. Esquenazi A. et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2012, vol. 91, no. 11, pp. 911-921.
11. Neuhaus P. D. et al. Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegic. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotic, IEEE, 2011, pp. 1-8.
12. Yan T. et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, vol. 64, pp. 120-136.
13. Sankai Y. HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics. Robotics research. Springer, Berlin, Heidelberg, 2010, pp. 25-34.
14. Farris R. J., Quintero H. A., Goldfarb M. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, vol. 19, no. 6, pp. 652-659.
15. Yatsun S.F., Antipov V.M., Karlov A.E. Modelirovanie pod"ema gruzha s pomoshch'yu promyshlennogo ekzoskeleta [Modeling of Loading by Industrial Exoskeleton]. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*, 2018; 22(6): 14-20 (In Russ.). DOI: 10.21869/2223-1560-2018-22-6-14-20.

16. Yatsun S. F., Antipov V. M., Karlov A. Ye., Al Manji Hamil Hamed Mohammed. Load Lifting in the Exoskeleton with Gravity Compensation. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2019; 23(2): 8-17 (In Russ.). DOI: 10.21869/2223-1560-2019-23-2-8-17.

Информация об авторах / Information about the Authors

Карлов Андрей Евгеньевич, аспирант, ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru

Andrei E. Karlov, Post-Graduate Student, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: teormeh@inbox.ru

Постольный Алексей Александрович, аспирант, ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск, Российская Федерация, e-mail: a.postolny@mail.ru

Alexei A. Postolny, Post-Graduate Student, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: a.postolny@mail.ru

Федоров Андрей Владимирович, аспирант, ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru

Andrei V. Fedorov, Post-Graduate Student, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: teormeh@inbox.ru

Яцун Сергей Фёдорович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой механики, мехатроники и робототехники, ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет», г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru

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