

Оригинальная статья / Original article

<https://doi.org/10.21869/2223-1560-2021-25-3-103-119>

Моделирование системы управления исполнительных звеньев реабилитационного экзоскелета с учетом эффекта спасительности

С.Ф. Яцун¹, А.В. Мальчиков¹, А.А. Постольный¹, А.С. Яцун¹

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

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Резюме

Цель исследования. Математическое моделирование адаптивной системы управления реабилитационного экзоскелетного комплекса, позволяющей учитывать эффекты взаимодействия человека с исполнительными звеньями приводной системы, в том числе детектировать появление эффекта спасительности. Для достижения поставленной цели авторами работы решаются следующие задачи: разработка концепции человеко-машинного взаимодействия, описание информационной инфраструктуры экзоскелетного комплекса; разработка структуры адаптивной системы управления, позволяющей учитывать взаимодействие человека с роботом в процессе движения; разработка математической модели человеко-машинной системы (ЧМС) и постановка вычислительных экспериментов с целью отработки алгоритмов адаптивного управления при различных условиях, разработка метода детектирования явления спасительности и алгоритма адаптивной системы управления, обеспечивающего безопасность пациента.

Методы. При построении математической модели ЧМС учитываются биомеханические и физиологические свойства объекта манипулирования, механические свойства силовых элементов конструкции, а также особенности работы информационной системы электромеханического устройства. В работе используется математическая модель, представленная системой дифференциальных уравнений второго порядка, описывающих динамику совместного движения исполнительных звеньев экзоскелета и конечности оператора.

Результаты. В ходе численного моделирования получены временные диаграммы изменения углов поворота звеньев экзоскелета и ноги оператора, законы изменения крутящих моментов в шарнирах и усилия на манжетах, характеризующие человеко-машинное взаимодействие при различных режимах и условиях функционирования устройства.

Заключение. На основании полученных результатов математического моделирования функционирования ЧМС сделаны выводы о применимости предлагаемых алгоритмов адаптивной системы управления при различных режимах и условиях функционирования экзоскелетного комплекса, в том числе для реабилитации пациентов с возможностью возникновения спасительности.

Ключевые слова: человеко-машинная система; система управления; адаптивное управление; коллаборативная робототехника; экзоскелет.

Финансирование: Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта президента проект № МК-780.2020.8

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

© Яцун С.Ф., Мальчиков А.В., Постольный А.А., Яцун А.С., 2021

Для цитирования: Моделирование системы управления исполнительных звеньев реабилитационного экзоскелета с учетом эффекта спастичности / С.Ф. Яцун, А.В. Мальчиков, А.А. Постольный, А.С. Яцун // Известия Юго-Западного государственного университета. 2021; 25(2): 103-119. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2021-25-2-103-119>.

Поступила в редакцию 10.08.2021

Подписана в печать 04.10.2021

Опубликована 21.10.2021

Simulation of Control System of Executive Links of Rehabilitation Exoskeleton Considering Spasticity Effect

Sergey F. Jatsun¹, Andrei V. Malchikov¹, Alexey A. Postolny¹,
Andrey S. Yatsun¹

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

✉ e-mail: teormeh@inbox.ru

Abstract

Purpose of research. Mathematical modeling of the adaptive control system of the rehabilitation exoskeleton complex, which allows considering the effects of human interaction with the actuators of the drive system, including detecting the appearance of the spasticity effect. The authors of this work solve the following problems: development of human-machine interaction concept, description of the information infrastructure of the exoskeleton complex; development of a structure of an adaptive control system that allows to take into account the interaction of a person with a robot in the process of movement; development of a mathematical model of a man-machine system (MMS) and setting up computational experiments in order to develop adaptive control algorithms under various conditions, development of a method for detecting a spasticity phenomenon and an algorithm of an adaptive control system providing patient safety.

Methods. When constructing a mathematical model of the MMS, biomechanical and physiological properties of the manipulation object, mechanical properties of power elements of the structure, as well as features of the operation of the information system of electromechanical device are considered. The work uses mathematical model represented by a system of differential equations of the second order, describing the dynamics of the joint movement of executive links of the exoskeleton and the limb of the operator.

Results. During numerical simulation time diagrams of rotation angles changes of exoskeleton links and operator's leg, laws of torques changes in hinges and forces on cuffs characterizing man-machine interaction under various modes and conditions of device functioning are obtained.

Conclusion. Conclusions were drawn on applicability of the proposed algorithms of adaptive control system under various modes and conditions of exoskeleton complex functioning, including for rehabilitation of patients with the possibility of spasticity. The conclusions were drawn based on the obtained results of mathematical modeling of MMS functioning.

Keywords: man-machine system; control system; adaptive management; collaborative robotics; exoskeleton.

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

Funding: The study was carried out with the financial support of the presidential grant project №. MK-780.2020.8.

For citation: Jatsun S. F., Malchikov A. V., Postolny A. A., Yatsun A. S. Simulation of Control System of Executive Links of Rehabilitation Exoskeleton Considering Spasticity Effect. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo univer-*

Введение

С каждым годом робототехнические устройства становятся все более интеллектуальными и сложными по своей структуре и управлению. Появляются устройства, принцип работы которых основан на непосредственном взаимодействии с человеком-оператором. Ярким примером таких сложных человеко-машинных систем (ЧМС) являются различные экзоскелетные системы механотерапевтического применения. Важную роль при создании таких устройств играет оценка и учет эффектов взаимодействия между робототехническим устройством и машиной. Для этого разработаны различные методики: использование нейроинтерфейсов с инвазивными или неинвазивными датчиками электрической активности его мозга [1-2], использование датчиков мышечной активности [3-4], применение внешних систем технического зрения, получение данных непосредственно с помощью силомоментных датчиков и датчиков относительного движения [5-9]. Нейроинтерфейсы и мио-датчики получили наибольшее распространение в медицинских устройствах, так как возможна одновременная стимуляция при выполнении упражнения. Такие устройства сложны, требуют тщательной настройки, дорогостоящи и не всегда подходят для

каждодневного использования в формате коротких сеансов механотерапии [2]. Внешние измерители: камеры, дальномеры и т.д. часто не дают нужной точности, могут использоваться для внешнего контроля выполнения упражнения, но не всегда применимы для задач роботизированной реабилитации. Наиболее перспективным для роботизированных ЧМС видятся кинестетические датчики, непосредственно фиксирующие взаимодействие человека и устройства.

Использование измерительных комплексов, включающих датчики перемещения, позволяют создавать высокоточные приводные системы, обеспечивающие требуемые параметры движения исполнительных звеньев механизма. Датчики усилий, располагаемые в местах крепления пациента к устройству, дают информацию о взаимодействии пациента и робота – регистрируют силы сопротивления движению, что может свидетельствовать о болевом синдроме у пациента, о спастичности сустава [10-11] и других явлениях, которые необходимо контролировать в процессе проведения процедуры.

Использование сложного комплекса измерительных средств предполагает наличие систем сбора, обработки, интерпретации, анализа и хранения данных с одновременным выводением регистрируемых параметров на интерфей-

сы пациента, оператора (врача-реабилитолога), сохранении в базах данных, необходимых для последующего анализа эффективности выполняемых упражнений.

Важную роль при разработке систем управления ЧМС системами играет наличие различных систем защиты, обработчиков нештатных ситуаций, быстрого реагирования на состояние пациента и устройства. Для этого алгоритмы управления должны включать блоки экстренного отключения, контроля усилий, защиты на программном, электротехническом и механическом уровнях.

Не менее важно, при ЧМС, в том числе медицинского применения, наличие интуитивно-понятного пользовательского интерфейса, комфортных элементов управления и контроля выполнения упражнения. Программная оболочка реабилитационного устройства должна позволять пользователям выби-

рать и настраивать режимы работы устройства, контролировать ход выполнения упражнения, аварийно прерывать или останавливать работу устройства в случае нештатной ситуации. При этом информация, представленная пользователям, в зависимости от их роли (пациент или врач), должна быть удобна для восприятия, не отвлекать от упражнения, но при этом достаточна для определения эффективности процедуры и обнаружения негативных изменений состояния пациента.

Материалы и методы

В рамках исследования предлагается многоконтурная иерархическая структура системы управления устройством, предполагающая высокоскоростной обмен информацией внутри инфраструктуры реабилитационного комплекса (РК), схема которой показана на рис.1.

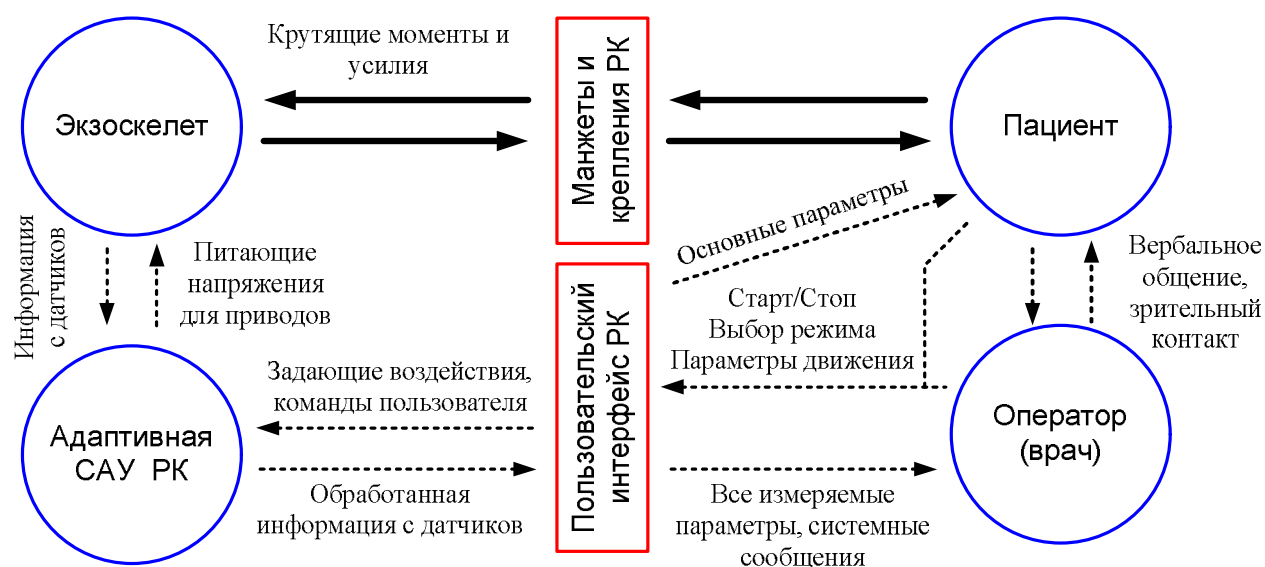


Рис. 1. Функциональная схема информационной системы РК

Fig. 1. Functional diagram of RK information system

На данной схеме ЧМС можно выделить отдельно: экзоскелет, получающий сигналы от адаптивной системы автоматического управления (САУ); пациент, одновременно взаимодействующий с устройством как механически, посредством манжет и креплений, так и программно, меняя режимы работы и параметры движения устройства и оператора, имеющего более глубокий контроль системы управления, но при этом не способного механически изменять (корректировать) ход выполнения упражнения.

Как видно из функциональной схемы, обмен информацией между пользователями и устройством осуществляется через интерфейсы: программные (пульты управления, мониторы, джойстики) и

механические (измерительные манжеты, привязь, ремни креплений).

Особенностью рассматриваемого устройства является использование измерительной манжеты, обладающей нелинейными упругими свойствами, позволяющей измерять с высокой точностью усилия, возникающие между экзоскелетом и пациентом, но при этом способной выдержать большую нагрузку со стороны пользователя. Такая ситуация может возникнуть, например, когда пациент занимает сидячее положение в экзоскелете, то практически вся масса пациента приходится на бедренные манжеты. Для обеспечения высокой точности измерения и требуемой прочности и жесткости конструкции предлагается оригинальная конструкция, схема и 3Д-модель которой показаны на рис.2.

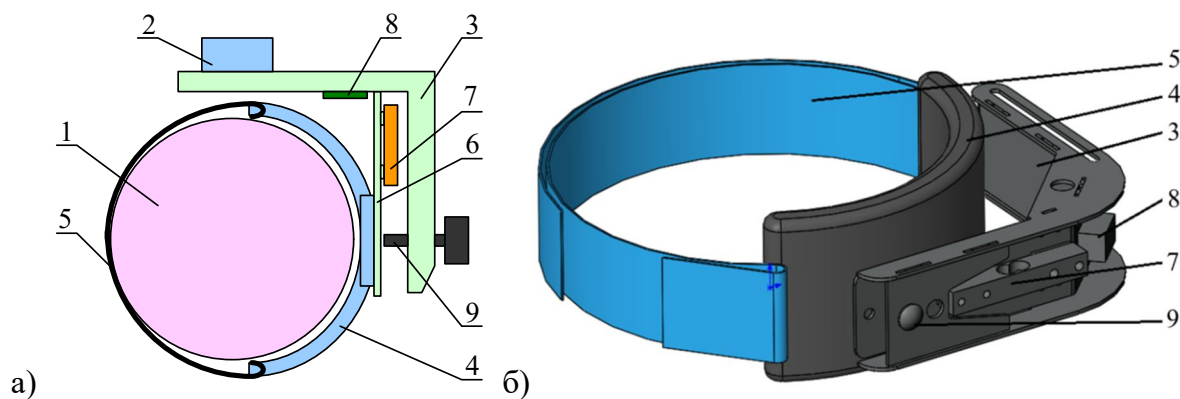


Рис. 2. Бедренная измерительная манжета: 1 – нога пациента; 2 – бедренное звено экзоскелета; 3 – силовой каркас манжеты; 4 – мягкое основание (подушка); 5 – фиксирующая текстильная стропа; 6 – деформируемая часть манжеты; 7 – тензодатчик YZC131-5кг; 8 – модуль АЦП НХ711; 9 – регулируемый упор

Fig. 2. Femoral measuring cuff: 1 – patient's leg, 2 – femoral link of the exoskeleton, 3 – frame of the cuff; 4 – soft support (pillow); 5 – fixing textile sling; 6 – deformable part of the cuff; 7 – strain gauge YZC131-5kg; 8 – ADC module HX711, 9 – adjustable limiter

Принцип работы измерительной манжеты заключается в следующем. При создании усилий со стороны пациента 1, чувствительный элемент тензодатчика 7 регистрирует появляющиеся усилия при деформации каркаса манжеты. Датчик при этом располагается в измерительной – ослабленной части манжеты 6, что позволяет регистрировать даже незначительные усилия. Однако, когда деформация измерительной части манжеты превышает заданную настраиваемую величину, пластина 6 упирается в регулируемый упор-ограничитель 9, закрепленный в силовом каркасе манжеты 3, что перераспределяет нагрузку в системе и разгружает

датчик. Наличие резьбы на регулируемом упоре позволяет осуществить точную настройку ограничителя, а параметры измерительной части (геометрия, материал) позволяют подобрать требуемые параметры масштабирования показаний тензодатчика. Таким образом, использование регулируемого ограничителя хода измерительной части манжеты обуславливает нелинейные упругие свойства узла.

Кроме датчиков усилия устройство экзоскелета оснащено датчиками угла поворота в каждом активном сочленении робота. Структура системы управления движением исполнительных звеньев РК показана на рис. 3.

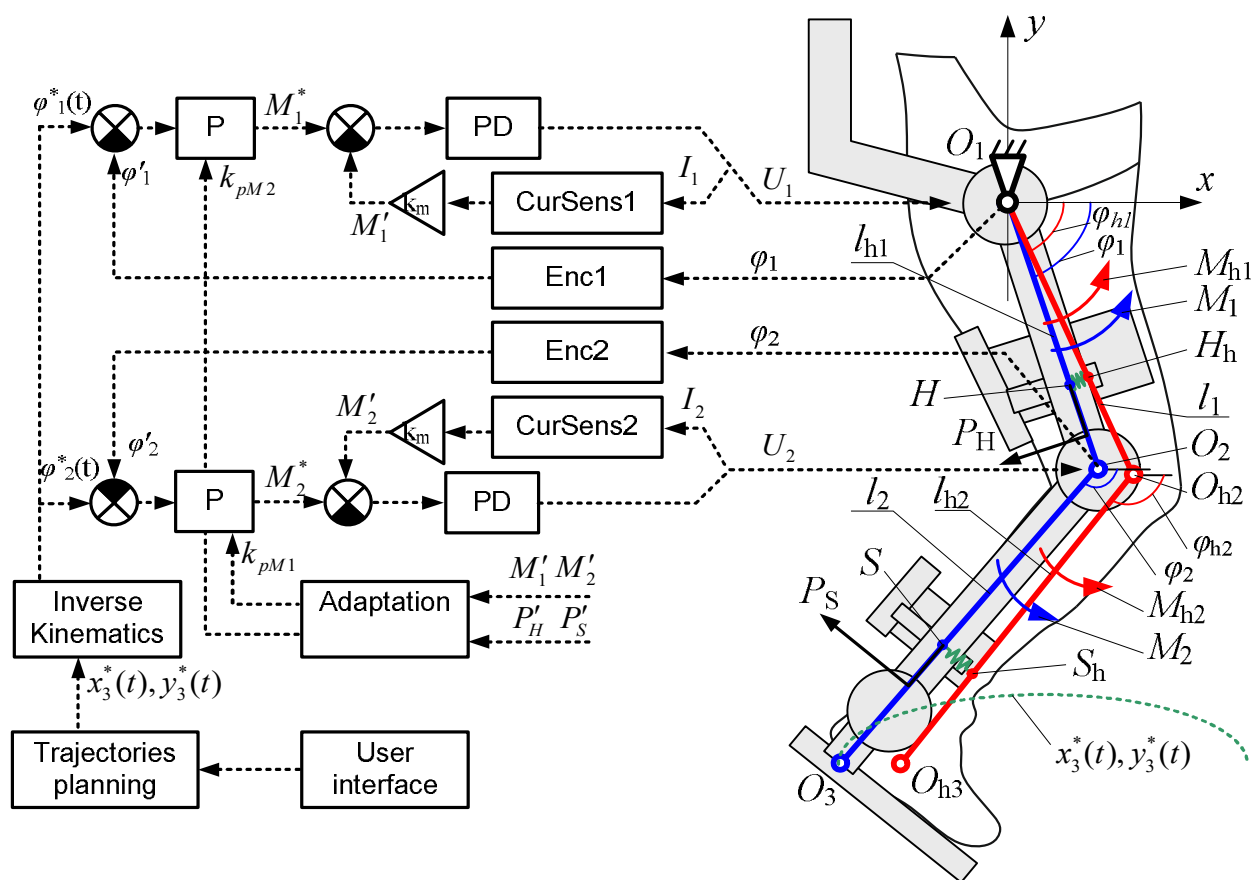


Рис. 3. Структура системы управления ноги экзоскелета

Fig. 3. Structure scheme of the exoskeleton leg control system

На данной схеме: l_1, l_2 – соответственно звенья бедра и голени экзоскелета, l_{h1}, l_{h2} – отрезки между центрами суставов оператора, соответственно, между коленным суставом O_{h2} и голеностопным O_{h3} и коленным и тазобедренным O_1 ; φ_1, φ_2 – абсолютные углы поворота звеньев экзоскелета; $\varphi_{h1}, \varphi_{h2}$ – углы поворота голени и бедра оператора. Перемещение звеньев экзоскелета происходит под действием крутящих моментов M_1, M_2 , развиваемых приводной системой экзоскелета. Нога экзоскелета закреплена в точке O_1 , которая совпадает с началом координат неподвижной системы отсчета. Нога оператора и звенья экзоскелета соединяются посредством бедренной и голенной измерительных манжет. Как говорилось ранее, манжеты содержат датчики, регистрирующие величины усилий P_H и P_S между ногой пациента и звеном экзоскелета.

Задача управления сводится к отработке требуемой траектории движения, с учетом сил человеко-машинного взаимодействия и моментов на приводах.

Приведем описание алгоритма функционирования системы управления. Пациент или оператор РК выбирает необходимый режим и параметры упражнения, запускает выполнение. Далее блок

построения траектории производит синтез законов изменения координат шарнира стопы x_3^*, y_3^* . При этом осуществляется контроль усилий в манжетах и значения силы тока в якорных обмотках двигателя. Затем значения требуемых координат x_3^*, y_3^* передается в блок определения задающих углов для системы управления приводами φ_1^*, φ_2^* . Требуемые углы поворота подаются на вход двухконтурной системы управления, где формируются управляющие напряжения для электродвигателей экзоскелета:

$$U_i = k_{pM} (M_i^* - M_i'), \quad (1)$$

где $M_i^* = k_{p\varphi} (\varphi_i^* - \varphi_i')$ – задающий момент на i -том приводе; $M_i' = k_m I_i$ – измеренный момент на i -том приводе; k_{pM} – коэффициент П-регулятора контура управления по моменту; $k_{p\varphi}$ – коэффициент П-регулятора контура по углу поворота; φ_i^* – желаемый угол поворота; φ_i' – измеренный угол поворота i -того звена; k_m – моментный коэффициент двигателя, определяемый параметрами двигателя и редуктора; I_i – якорный ток на i -том приводе.

При этом φ_i^* определяется при решении обратной задачи кинематики следующим образом:

$$\varphi_1 = \begin{cases} \arctng \left(\frac{y_3}{x_3} \right) + \arccos \left(\frac{l_1^2 - l_2^2 + (x_3^2 + y_3^2)}{2l_1 \sqrt{x_3^2 + y_3^2}} \right) & \text{if } (x_3 > 0) \\ \arctng \left(\frac{y_3}{x_3} \right) + \arccos \left(\frac{l_1^2 - l_2^2 + (x_3^2 + y_3^2)}{2l_1 \sqrt{x_3^2 + y_3^2}} \right) - \pi & \text{if } (x_3 \leq 0) \end{cases}, \quad (2)$$

$$\varphi_2 = \varphi_1 + \left(\pi + \arccos \left(\frac{l_1^2 + l_2^2 - (x_3^2 + y_3^2)}{2l_1 l_2} \right) \right). \quad (3)$$

Использование уравнений (2) и (3) позволяет определить абсолютные углы поворота звеньев при движении точки O_3 в нижних квадрантах координатной плоскости ($y_3 < 0$).

Для подбора коэффициентов регуляторов, настройки системы аварийной остановки и прочих параметров системы необходимо выполнить математическое моделирование системы управления исполнительных звеньев реабилитационного комплекса.

Так как контуры управления для левой и правой ноги одинаковые и отличаются только фазами траекторий, то при моделировании ограничимся описанием одной ноги. Также в качестве допущений не будем рассматривать взаимодействие стопы пациента и соответствующих узлов экзоскелетного комплекса. Действи-

тельно, во многих реабилитационных устройствах, предназначенных для имитации ходьбы, и реабилитации тазобедренного и коленного суставов, голеностопный шарнир не содержит приводов, стопа просто фиксируется на упругих элементах, обеспечивающих комфорт пациента [12].

Таким образом нога экзоскелета и нога пациента могут быть представлены двухкоординатными маятниками с общим основанием и связанными между собой упругими элементами, имитирующими работу манжет. При этом звенья экзоскелета будут приводиться в движение моментами электроприводов, оснащенных исследуемой системой управления.

В таком случае система дифференциальных уравнений, описывающих ногу экзоскелета, будет иметь вид

$$\begin{aligned} \ddot{\varphi}_1 l_1 (m_1 + m_2) + \ddot{\varphi}_2 m_2 l_1 l_2 \cos(\varphi_1 - \varphi_2) + \dot{\varphi}_2^2 m_2 l_1 l_2 \sin(\varphi_1 - \varphi_2) = \\ = M_1 - P_H l_H \sin(\gamma_H - \varphi_1) - P_S l_1 \sin(\gamma_S - \varphi_1) - (m_1 + m_2) d l_1 \sin \varphi_1, \\ \ddot{\varphi}_2 l_2^2 + \ddot{\varphi}_1 m_2 l_1 l_2 \cos(\varphi_1 - \varphi_2) - \dot{\varphi}_1^2 m_2 l_1 l_2 \sin(\varphi_1 - \varphi_2) = \\ = M_2 - P_S l_S \sin(\gamma_S - \varphi_2) - m_2 g l_2 \sin \varphi_2, \\ L \frac{dI_1}{dt} + R I_1 + k_E \varphi_1 i_G = U_1, M_1 = k_m I_1, \\ L \frac{dI_2}{dt} + R I_2 + k_E \varphi_2 i_G = U_2, M_2 = k_m I_2, \end{aligned} \quad (4)$$

где m_1, m_2 – массы звеньев экзоскелета, γ_H и γ_S – абсолютные углы приложения усилий со стороны пациента P_H, P_S , определяемые разностью координат точек H, H_h и S, S_h и жесткостью подве-

сов c_H, c_S (рис.4), k_E – скоростной коэффициент двигателя; L и R – индуктивность и активное сопротивление якорной обмотки двигателя.

Для ноги пациента можем записать аналогичные уравнения:

$$\begin{aligned}
& \ddot{\varphi}_{h1} l_{h1}^2 (m_{h1} + m_{h2}) + \ddot{\varphi}_{h2} m_{h2} l_{h1} l_{h2} \cos(\varphi_{h1} - \varphi_{h2}) + \dot{\varphi}_{h2}^2 m_{h2} l_{h1} l_{h2} \sin(\varphi_{h1} - \varphi_{h2}) = \\
& = M_{h1} - P_H l_{hH} \sin(\gamma_{hH} - \varphi_{h1}) - P_S l_{h1} \sin(\gamma_{hS} - \varphi_{h1}) - (m_{h1} + m_{h2}) d l_{h1} \sin \varphi_{h1}, \\
& \ddot{\varphi}_{h2} l_{h2}^2 + \ddot{\varphi}_{h1} m_{h2} l_{h1} l_{h2} \cos(\varphi_{h1} - \varphi_{h2}) - \dot{\varphi}_{h1}^2 m_{h2} l_{h1} l_{h2} \sin(\varphi_{h1} - \varphi_{h2}) = \\
& = M_{h2} - P_S l_{hS} \sin(\gamma_{hS} - \varphi_{h2}) - m_{h2} g l_{h2} \sin \varphi_{h2},
\end{aligned} \tag{5}$$

где P_{Hx} P_{Hy} P_{Sx} P_{Sy} – проекции усилий, возникающих между оператором и экзоскелетом, соответственно в бедренной и в голеностопной манжете.

В данном случае, задаваясь значениями моментов M_{h1} и M_{h2} , можем моделировать моменты сопротивления в суставах пациента, в том числе явления спастичности, характеризуемого появлением неконтролируемых мышечных сокращений, параличом и гипертенусом мышц [10, 11].

В общем случае:

$$M_{hi} = M'_{hi} + M_{hsi}, \tag{6}$$

где M'_{hi} – момент сопротивления движению ноги пациента под действием внешних сил со стороны экзоскелета (в работе рассматривается как момент вязкого сопротивления $M'_{hi} = \mu_{hi} \dot{\varphi}_i$ в i -том суставе), M_{hsi} – момент, моделирующий

силу сопротивления при проявлении эффекта спастичности в i -том суставе, записанный в соответствии с реологической двухкомпонентной вязкоупругой моделью Кельвина-Фойгта, которая описывает сопротивление мышцы при растяжении в соответствии с уравнением Хилла [14], следующим образом:

$$M_{hsi} = c_{hs} (Q_i - \varphi_i) + \mu_{hs} \dot{\varphi}_i, \tag{7}$$

где c_{hs} и μ_{hs} – коэффициенты упругости и вязкости; Q_i – угол, при котором происходит блокировка i -того сустава из-за явления спастичности.

Результаты и их обсуждение

Выполним численное моделирование системы без учета спастичности ($M_{hsi} = 0$), с основными параметрами, показанными в табл. 1.

Таблица 1. Параметры математической модели ЧМС

Table 1. Parameters of MMS mathematical model

Наименование параметра / Parameter name	Обозначение / Designation	Значение / Value
Масса бедренного звена экзоскелета	m_1	3.5 кг
Масса звена голени экзоскелета	m_2	4.5 кг
Масса бедра пациента	m_{h1}	11,3 кг *
Масса голени со стопой	m_{h2}	4,65 кг *
Длина бедренного звена экзоскелета	l_1	0,52 м

Наименование параметра / Parameter name	Обозначение / Designation	Значение / Value
Длина звена голени экзоскелета	l_2	0,52 м
Длина бедра пациента	l_{h1}	0,52 м *
Длина бедра голени со стопой	l_{h2}	0,52 м *
Расстояния от бедра до бедренной манжеты	l_{hH}	0,39 м
Расстояния от колена до манжеты на голени	l_{hS}	0,45 м
Коэффициент жесткости подвеса манжеты	c_H, c_S	8 Н/мм
Индуктивность якорной обмотки	L	0,072 мГн
Сопротивление якорной обмотки	R	0,103 Ом
Моментный коэффициент	k_m	0,35 Нм/А
Скоростной коэффициент	k_E	25,9 рад/В·с

* соответствует росту 175см и массе пациента 80кг

На рис. 4 покажем угловые перемещения звеньев экзоскелета и конечности оператора при совершении одного шага, а также крутящие моменты на электроприводах и проекции усилий между экзоскелетом и пациентом обусловленные

инерцией и массой. При этом в качестве траектории возьмем движение характерное для ходьбы с параметрами: ширина шага 0,35 м, высота подъема ноги 0,1 м. Подробно методика задания траектории описана в работе [13].

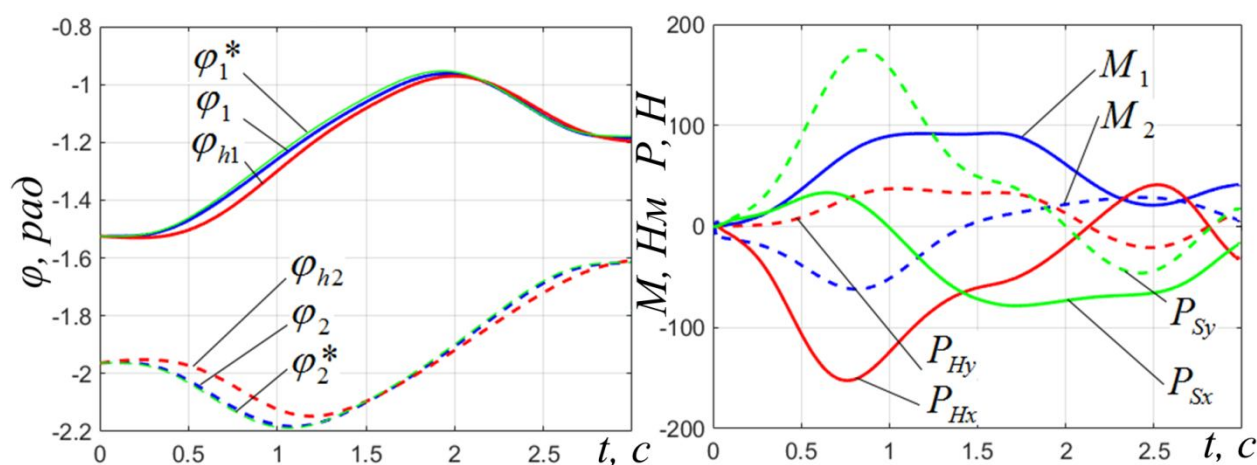


Рис. 4. Результаты моделирования движения ЧМС при $M_{h1} = M_{h2} = 0$

Fig. 4. The results of movement modeling of MMS at $M_{h1} = M_{h2} = 0$

Как видно из результатов моделирования, при совершении шага приводы развивают усилия до 100 Нм, при этом максимальное усилие в 200 Н зафиксировано в голеностопной манжете. Подбор параметров движения и параметры подвеса позволяют снизить усилия и моменты, что может быть полезно при настройке реабилитационного комплекса, однако в рамках данной работы, посвященной отладке алгоритмов адаптивной системы, данные параметры движения и свойства манжеты рациональны.

Покажем результаты моделирования, при котором блокировка бедренного сустава происходит в момент времени $t=1.5c$ (параметры модели момента сопротивления $c_{hs}=1000\text{Нм/рад}$, $\mu_{hs}=100\text{Нмс/рад}$).

Как видно в момент фиксации сустава происходит резкое возрастание моментов на приводах, усилий на ман-

жетах, а также значительно изменяется траектория движения ноги оператора. Отметим, что в данном эксперименте не установлено ограничение по мощности приводной системы, поэтому крутящие моменты достигают значений в 250 Нм для бедренного привода.

Как показали результаты численного моделирования ЧМС, по характеру изменения моментов и усилий можно сказать не только о степени спастичности сустава (о моменте сопротивления со стороны пациента), но и о том, какой сустав заблокирован. Так как важным является момент времени, в котором происходит фиксация сустава, участок траектории, положение звеньев, а также последующий характер движения звеньев экзоскелета, то однозначное распознавание таких явлений представляет сложную задачу.

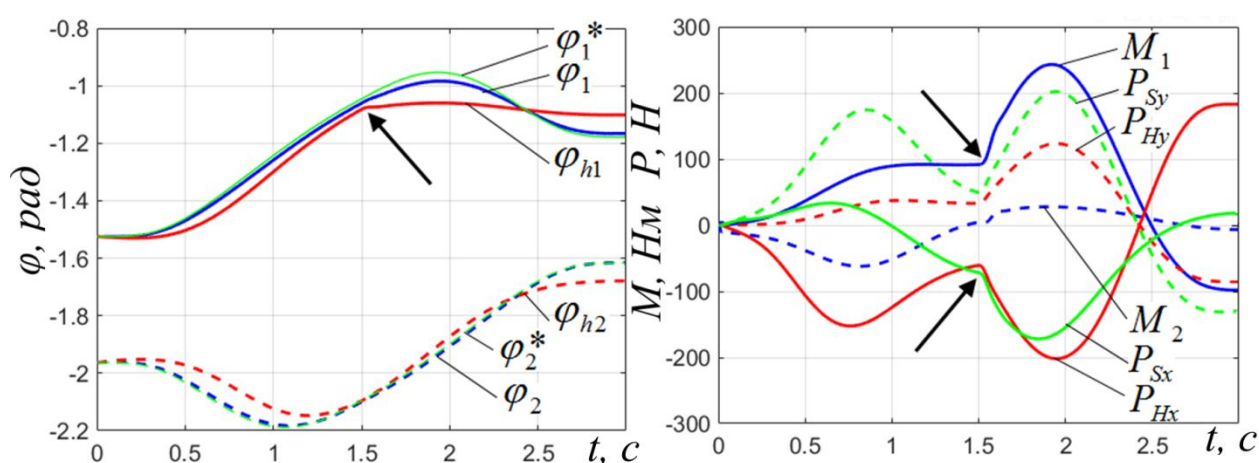


Рис.5. Моделирование ЧМС с блокировкой бедренного сустава (момент фиксации показан стрелкой)

Fig. 5. MMS simulation with blocked hip joint (fixation moment is shown by an arrow)

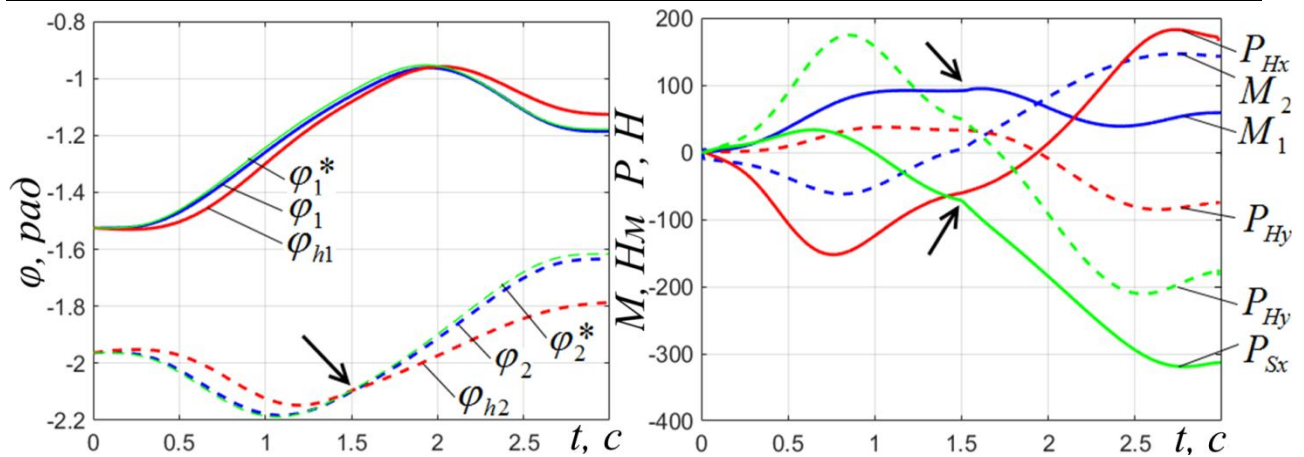


Рис. 6. Моделирование ЧМС с блокировкой в коленном суставе

Fig. 6. MMS simulation with blocked knee joint

В рамках настоящего исследования рассмотрим один из возможных вариантов реализации системы защиты пациента за счет применения адаптивной системы управления приводами, коэф-

$$k_{pM1}(P_S, P_H) = \begin{cases} k_{pM1} = k_{pM} & \text{если: } (|P_S| < P_{S\text{MAX}}) \text{ и } (|P_H| < P_{H\text{MAX}}) \\ \text{иначе: } k_{pM1} = k_{pM} - k_{S1}(P_{S\text{MAX}} - P_S) - k_{H1}(P_{H\text{MAX}} - P_H), \end{cases} \quad (8)$$

$$k_{pM2}(P_S, P_H) = \begin{cases} k_{pM2} = k_{pM} & \text{если: } (|P_S| < P_{S\text{MAX}}) \text{ и } (|P_H| < P_{H\text{MAX}}) \\ \text{иначе: } k_{pM2} = k_{pM} - k_{S2}(P_S - P_{S\text{MAX}}) - k_{H2}(P_H - P_{H\text{MAX}}), \end{cases} \quad (9)$$

где k_{pM1} – адаптивный пропорциональный коэффициент контура управления по моменту; $P_{S\text{MAX}}$ и $P_{H\text{MAX}}$ – предельно допустимые значения усилий на манжетах; k_{S1} k_{H1} – коэффициенты ослабления адаптивного коэффициента.

Таким образом, пропорционально превышению допустимого усилия на манжете будет ослабляться влияние обратной связи в контуре регулирования крутящего момента, что приведет к ограничению момента и обеспечению безопасности пациента.

фициенты регуляторов которой являются функциями усилий на манжетах или моментов на электроприводах. Для первого случая можно записать:

Покажем результат работы адаптивной системы при блокировке бедренного шарнира на 1,5 с.

Как показали результаты моделирования реакции системы на блокировку бедренного сустава, превышение предельных значений усилий на манжетах, приводит к снижению крутящих моментов приводов, и как следствие ограничению травмирующих усилий со стороны экзоскелета на пациента, однако переходный процесс носит колебательный характер и требует точной настройки параметров регулятора под каждый конкретный режим.

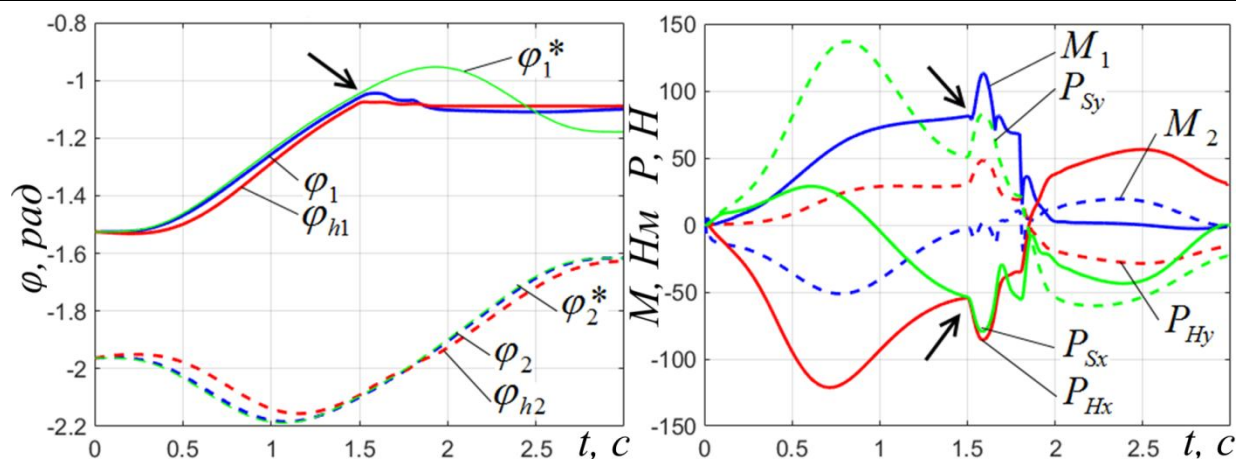


Рис. 7. Моделирование работы адаптивной САУ при блокировке бедренного сустава

Fig. 7. Simulation of ACS adaptive operation in blocking hip joint

Выводы

В работе рассматривается математическая модель человеко-машинной системы, оснащенной адаптивной системой автоматического управления электроприводами. Адаптивная система базируется на использовании измерительных манжет особой конструкции, позволяющей регистрировать значения усилий между оператором и экзоскелетом в процессе движения. Выполнено математическое моделирование ЧМС в режиме одного шага, получены временные закономерности угловых перемещений и крутящих моментов для различных режимов работы системы, в том числе при ис-

пользовании адаптивного регулятора. Как показали результаты моделирования, предлагаемый алгоритм позволяет сократить травматическое действие экзоскелета в момент возникновения тормозных моментов со стороны пациента, которые могут быть обусловлены явлениями спастичности, болевым синдромом или мышечным спазмом. Разработанная математическая модель и алгоритмы адаптивного управления могут быть применены при отладке регуляторов активных экзоскелетных систем, в том числе для реабилитации больных с нарушениями опорно-двигательных функций нижних конечностей.

Список литературы

1. Al-Quraishi M. S. et al. EEG-based control for upper and lower limb exoskeletons and prostheses: A systematic review // Sensors. 2018. T. 18. N.10. P. 3342. <https://doi.org/10.3390/s18103342>
2. Bhagat N. A. et al. Design and optimization of an EEG-based brain machine interface (BMI) to an upper-limb exoskeleton for stroke survivors //Frontiers in neuroscience. 2016. – T. 10. P. 122. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00122>

3. Kawamoto H. et al. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller //SMC'03 Conference Proceedings. 2003 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Conference Theme-System Security and Assurance (Cat. No. 03CH37483). IEEE, 2003. T. 2. P. 1648-1653. <https://doi.org/10.1109/ICSMC.2003.1244649>
4. Rosen J. et al. A myosignal-based powered exoskeleton system //IEEE Transactions on systems, Man, and Cybernetics-part A: Systems and humans. 2001. T. 31. №. 3. P. 210-222. <https://doi.org/10.1109/3468.925661>
5. Jatsun S., Malchikov A., Loktionova O. Modeling of Human-Machine Interaction in an Industrial Exoskeleton Control System //International Conference on Interactive Collaborative Robotics. Springer, 2020. P.116-125. https://doi.org/10.1007/978-3-030-60337-3_12
6. Aguirre-Ollinger G. et al. Active-impedance control of a lower-limb assistive exoskeleton //2007 IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics. IEEE, 2007. P. 188-195. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428426>
7. Anam K., Al-Jumaily A. A. Active exoskeleton control systems: State of the art // Procedia Engineering. 2012. T. 41. P. 988-994. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.273>
8. Kazerooni H., Steger R., Huang L. Hybrid control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) //The International Journal of Robotics Research. 2006. T. 25. № 5-6. P. 561-573. <https://doi.org/10.1177/0278364906065505>
9. Jatsun S., Malchikov A., Yatsun A. Comparative Analysis of the Industrial Exoskeleton Control Systems // Proceedings of 14th International Conference on Electromechanics and Robotics "Zavalishin's Readings". Springer, Singapore, 2020. P. 63-74. https://doi.org/10.1007/978-981-13-9267-2_6
10. Sheean G. The pathophysiology of spasticity //European journal of neurology. 2002. T. 9. P. 3-9. <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x>
11. Stampacchia G. et al. Walking with a powered robotic exoskeleton: Subjective experience, spasticity and pain in spinal cord injured persons //NeuroRehabilitation. 2016. T. 39. No.2. P. 277-283. <https://doi.org/10.3233/NRE-161358>
12. Chernikova L.A. et al. Effect of the use of robotic devices ("Erigo" and "Lokomat") in the early stages after ischemic stroke // Bulletin of rehabilitation medicine. 2008. No.5. P. 73-75.
13. Jatsun S., Malchikov A., Yatsun A.. Simulation of a walking robot-exoskeleton movement on a movable base //ROBOTS IN HUMAN LIFE. P. 15. <https://doi.org/10.13180/clawar.2020.24-26.08.26>
14. Hill A. Mechanics of muscle contraction: Old and new experiences: Transl. from English. Mir, 1972.
15. Heo P. et al. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering //International Journal of Precision Engineering and Manufacturing. 2012. T. 13. № 5. P. 807-824. <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0107-2>

16. Veneman J. F. et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation //IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2007. Т. 15. №. 3. P. 379-386. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903919>
17. Pratt G. A., Williamson M. M. Series elastic actuators //Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots. IEEE, 1995. Т. 1. P. 399-406. <https://doi.org/10.1109/IROS.1995.525827>
18. Lu R. et al. Development and learning control of a human limb with a rehabilitation exoskeleton //IEEE Transactions on Industrial Electronics. 2013. Т. 61. № 7. P. 3776-3785. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0148942>
19. Rajasekaran V. et al. An adaptive control strategy for postural stability using a wearable robot //Robotics and Autonomous Systems. 2015. Т. 73. P. 16-23. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.11.014>
20. Brahmi B. et al. Adaptive tracking control of an exoskeleton robot with uncertain dynamics based on estimated time-delay control //IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2018. Т. 23. №. 2. P. 575-585. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2018.2808235>

References

1. Al-Quraishi M. S. et al. EEG-based control for upper and lower limb exoskeletons and prostheses: A systematic review. *Sensors*, 2018, vol. 18, no.10, pp. 3342. <https://doi.org/10.3390/s18103342>
2. Bhagat N. A. et al. Design and optimization of an EEG-based brain machine interface (BMI) to an upper-limb exoskeleton for stroke survivors. *Frontiers in neuroscience*, 2016, vol. 10, pp. 122. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00122>
3. Kawamoto H. et al. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. *SMC'03 Conference Proceedings. 2003 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Conference Theme-System Security and Assurance (Cat. No. 03CH37483)*. IEEE, 2003, vol. 2, pp. 1648-1653. <https://doi.org/10.1109/ICSMC.2003.1244649>
4. Rosen J. et al. A myosignal-based powered exoskeleton system. *IEEE Transactions on systems, Man, and Cybernetics-part A: Systems and humans*, 2001, vol. 31, no. 3, pp. 210-222. <https://doi.org/10.1109/3468.925661>
5. Jatsun S., Malchikov A., Loktionova O. Modeling of Human-Machine Interaction in an Industrial Exoskeleton Control System. *International Conference on Interactive Collaborative Robotics*. Springer, 2020, pp.116-125 https://doi.org/10.1007/978-3-030-60337-3_12
6. Aguirre-Ollinger G. et al. Active-impedance control of a lower-limb assistive exoskeleton. *2007 IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics*. IEEE, 2007, pp. 188-195. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428426>

7. Anam K., Al-Jumaily A. A. Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering*, 2012, vol. 41, pp. 988-994. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.273>
8. Kazerooni H., Steger R., Huang L. Hybrid control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *The International Journal of Robotics Research*, 2006, vol. 25, no. 5-6, pp. 561-573. <https://doi.org/10.1177/0278364906065505>
9. Jatsun S., Malchikov A., Yatsun A. Comparative Analysis of the Industrial Exoskeleton Control Systems. *Proceedings of 14th International Conference on Electromechanics and Robotics "Zavalishin's Readings"*. Springer, Singapore, 2020, pp. 63-74. https://doi.org/10.1007/978-981-13-9267-2_6
10. Sheean G. The pathophysiology of spasticity. *European journal of neurology*, 2002, vol. 9, pp. 3-9. <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x>
11. Stampacchia G. et al. Walking with a powered robotic exoskeleton: Subjective experience, spasticity and pain in spinal cord injured persons. *NeuroRehabilitation*, 2016, vol. 39, no.2, pp. 277-283. <https://doi.org/10.3233/NRE-161358>
12. Chernikova L.A. et al. Effect of the use of robotic devices ("Erigo" and "Lokomat") in the early stages after ischemic stroke. *Bulletin of rehabilitation medicine*, 2008, no.5, pp. 73-75.
13. Jatsun S., Malchikov A., Yatsun A.. Simulation of a walking robot-exoskeleton movement on a movable base. *ROBOTS IN HUMAN LIFE*. P. 15. <https://doi.org/10.13180/clawar.2020.24-26.08.26>
14. Hill A. Mechanics of muscle contraction: Old and new experiences: Transl. from English - Mir, 1972.
15. Heo P. et al. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 2012, vol. 13, no. 5, pp. 807-824. <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0107-2>
16. Veneman J. F. et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007, vol. 15, no. 3, pp. 379-386. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903919>
17. Pratt G. A., Williamson M. M. Series elastic actuators. *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots. IEEE*, 1995, vol. 1, pp. 399-406. <https://doi.org/10.1109/IROS.1995.525827>
18. Lu R. et al. Development and learning control of a human limb with a rehabilitation exoskeleton. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2013, vol. 61, no. 7, pp. 3776-3785. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0148942>
19. Rajasekaran V. et al. An adaptive control strategy for postural stability using a wearable robot. *Robotics and Autonomous Systems*. 2015, vol. 73, pp. 16-23. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.11.014>

20. Brahmi B. et al. Adaptive tracking control of an exoskeleton robot with uncertain dynamics based on estimated time-delay control. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2018. vol. 23, no. 2, pp. 575-585. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2018.2808235>

Информация об авторах / Information about the Authors

Яцун Сергей Федорович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7420-0772>, Web of Science ResearcherID G-3891-2017

Sergey F. Jatsun, Dr. of Sci. (Engineering), Professor, Head of Department Mechanics of mechatronics and robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: teormeh@inbox.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7420-0772>, Web of Science ResearcherID G-3891-2017

Мальчиков Андрей Васильевич, доцент, старший научный сотрудник, кафедра механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: zveroknp@gmail.com, ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2902-1721>, Web of Science ResearcherID N-8856-2016

Andrei V. Malchikov, Associate Professor, Senior Researcher of Department Mechanics of mechatronics and robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: zveroknp@gmail.com, ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2902-1721>, Web of Science ResearcherID N-8856-2016

Постольный Алексей Александрович, преподаватель кафедры механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: a.postolny@mail.ru

Alexey A. Postolny, Lecturer of Department Mechanics of mechatronics and robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: a.postolny@mail.ru

Яцун Андрей Сергеевич, кандидат технических наук, доцент, заведующий лабораторией НИЛ МИР, кафедра механики, мехатроники и робототехники, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: ayatsun@yandex.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9336-7295>, Web of Science ResearcherID N-6212-2016

Andrey S. Yatsun, Cand. of Sci. (Engineering), Head of Research Laboratory MIR, Associate Professor, Senior Researcher of Department Mechanics of mechatronics and robotics, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: ayatsun@yandex.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9336-7295>, Web of Science ResearcherID N-6212-2016