

Leskov Aleksey Grigorievich – Bauman Moscow State Technical University; e-mail: agleskov1@gmail.com; 5, 2nd Bauman street, Moscow, 105005, Russia; phone: +74992636778; dr. of eng. sc.; chief of department.

Golovin Vadim Fedorovich – Moscow State University of Mechanical Engineering; e-mail: medicalrobot@mail.ru; 38, B. Semenovskaya street, Moscow, 107023, Russia; phone: +74952763335; cand. of eng. sc.; chief of robotics laboratory.

Arkhipov Maksim Viktorovich – e-mail: medicalrobot@mail.ru; the department of automation and control in technical systems; cand. of eng. sc.; associate professor.

Rachkov Mikhail Yurievich – e-mail: michyur@gmail.com; the department of automation and control in technical systems; dr. of eng. sc.; professor.

Legotin Sergey Dmitrievich – e-mail: legotin.msiu@gmail.com; phone: +74952763726; the department of design and technology production support; cand. of eng. sc.; associate professor.

УДК 004.5, 531.8

И.Л. Ермолов, М.М. Князьков, А.Н. Суханов, А.А. Крюкова
РАЗРАБОТКА АКТИВНОГО МОДУЛЯ ЭКЗОСКЕЛЕТНОГО
УСТРОЙСТВА ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА
С БИОУПРАВЛЕНИЕМ*

Проводились исследования человеко-машинного интерфейса при использовании устройств управления верхних конечностей человека. Были выявлены причинно-следственные связи между применением электромиографии для регистрации активности мышечных групп и расширением функциональных возможностей человека при управлении экзоскелетным устройством. Применение датчиков биопотенциала для управления экзоскелетным устройством приводит к упрощению интерфейса между оператором и экзоскелетом и позволяет использовать неинвазивную технологию получения данных, что позволяет учитывать физиологические особенности оператора. Неинвазивная технология получения данных о биопотенциале мышечных групп человека позволяет определить изменение сигнала управления до наступления момента полного сокращения мышцы, что имеет существенное преимущество перед управлением, основанным на силовом воздействии на управляющие элементы конструкции экзоскелета. Разработан программно-аппаратный комплекс для сопряжения аппаратуры для регистрации отведённого потенциала мышечных групп оператора с робототехнической частью разработанной системы, предложены алгоритмы выделения полезного сигнала при регистрации ЭМГ. Проведённые экспериментальные исследования помогли выявить необходимые величины значений нормированного сигнала отведённого потенциала действия для формирования управляющего воздействия на исполнительную систему экзоскелета руки. В работе была показана эффективность использования предложенных алгоритмов управления над традиционным подходом к управлению движением экзоскелетных систем в скорости формирования управляющего воздействия на исполнительные элементы экзоскелетной системы. Результаты проведённых экспериментальных исследований показывают перспективность разработанного метода управления для мехатронного привода локтевого модуля экзоскелетного устройства в условиях внешнего силомоментного воздействия. Данные, полученные в результате моделирования и экспериментальных исследований, могут быть использованы в дальнейшем при проектировании экзоскелетных систем для верхних и нижних конечностей человека.

Экзоскелет; человеко-машинная система; человеко-машинный интерфейс; электромиография; неинвазивные сенсорные системы; многосвязные мехатронные системы.

* Работа поддержана Грантом РФФИ № 14-08-00537а.

I.L. Ermolov, M.M. Knyazkov, A.N. Sukhanov, A.A. Kryukova

THE DESIGN OF AN ACTIVE HUMAN UPPER LIMB EXOSKELETON DEVICE WITH BIOFEEDBACK

The study of human-machine interface (HMI) with use of the human muscle bioelectric potential for the control of the upper limb exoskeleton is considered. A Relations between the use of electromyography and the extension of human capabilities via exoskeleton motion are identified. The use of muscle sensors to control exoskeleton device leads to the interface simplification between the operator and the exoskeleton and allows using of non-invasive to take into account the physiological characteristics of the operator. The control software and hardware for interaction of the operator and the exoskeleton device are proposed. It is based on physiological parameters like electromyogram (EMG) of the operator. Control algorithms for the exoskeleton device are developed. These algorithms check the obtained data from muscles to set the speed of exoskeleton's motors. The experimental results showed the promise of the control method for mechatronic actuator module of an arm-exoskeleton under external force effects. The study also shows the efficiency of the proposed control algorithms over the traditional approach of exoskeleton motion control. The results of experimental studies show the prospects for the developed control method in use of mechatronic actuators of the exoskeleton's elbow under external forces. Data obtained by simulation and experimental studies, can be used in the design of exoskeleton systems for upper and lower human extremities.

Exoskeleton; EMG-control; HMI; force-torque control; multilink mechatronic system.

Введение. Современные разработки экзоскелетов верхних и нижних конечностей человека ведутся в различных направлениях и зависят от конкретной решаемой задачи. Данное устройство относится к человеко-машинным системам, применяемым для расширения функциональных возможностей человека. Можно отметить также широкую область применения экзоскелетных устройств. Так, например, целью реабилитационных экзоскелетных устройств является восстановление двигательных функций конечностей человека. Эти устройства предоставляют возможность движения конечности по заданной программе для реабилитации конечностей человека, утративших по каким-то причинам двигательную функцию, или дают возможность манипулирования объектами парализованной конечностью с компенсацией сил тяжести. Другой тип экзоскелетов включает устройства, предназначенные для разгрузки. Их цель – обеспечить распределение нагрузки при ходьбе или поднятии тяжестей на элементы конструкции. Применение таких типов экзоскелетных устройств актуально в чрезвычайных ситуациях, а также при выполнении задач, связанных с перемещением тяжеловесных грузов. Экзоскелеты для работы с объектами виртуальной реальности разрабатываются с целью получения возможности ощутить эти объекты и воздействовать на них.

Таким образом, создание экзоскелетного устройства, а также системы управления, учитывающей взаимодействие человека и робототехнической системы становится актуальным. Биопотенциалы человека не являлись объектом ведения широких исследований в робототехнике до настоящего времени. Основной узкой областью их применения для управления робототехническими устройствами было протезирование. В то же время, внедрение методов и алгоритмов получения и обработки информации об активности мышечных групп человека в процессы управления экзоскелетными устройствами имеет ряд преимуществ перед традиционными способами, связанных с сокращением времени задержки между движением конечности человека и звена экзоскелета. Разработка алгоритмов управления экзоскелетом, наряду с использованием данных о биопотенциалах человека, является предпосылкой к расширению функциональных возможностей человеко-машинной системы «оператор-экзоскелет».

Данная работа основывается на методах автоматического управления [1], методах разработки робототехнических систем [2, 3], методах синтеза систем компьютерного управления [4]. Проблемы управления движением активными экзоскелетными устройствами в настоящее время занимают многие исследовательские группы. Среди отечественных работ, посвящённых разработке и исследованию экзоскелетных систем можно выделить результаты коллектива из ИПМ им. М.В. Келдыша РАН [5], МГУ [6], Курского государственного университета [7].

Исследования возможностей биоуправления мехатронными устройствами, а также анализ параметров биопотенциала мышечных групп был рассмотрен в работах [8, 9] и [10, 11] соответственно.

Среди зарубежных работ следует также выделить научные исследования, проводимые в Японии [12], США [13], Сербии [14] и Италии [15]. Работа мышечных групп была математически описана в работе [16], результаты которой были анализированы и дополнены в [17, 18].

Основные задачи при проектировании экзоскелетной системы. На данном этапе решались следующие задачи: задача синтеза элементов системы управления, задача повышения быстродействия экзоскелетной системы с использованием биопотенциалов оператора при управлении, а также задача разработки алгоритмов управления с переключением режимов работы экзоскелета в зависимости от биоэлектрической активности групп мышц оператора.

В работе были выявлены причинно-следственные связи между применением электромиографии для регистрации активности мышечных групп и расширением функциональных возможностей человека при управлении экзоскелетным устройством. Применение датчиков биопотенциала для управления экзоскелетным устройством приводит к упрощению интерфейса между оператором и экзоскелетом и позволяет использовать неинвазивную технологию получения данных, что позволяет учитывать физиологические особенности оператора. Каждая мускульная группа, оснащённая датчиками биопотенциала, ответственна за движение отдельного звена экзоскелета, таким образом, возможна децентрализация управления, что приводит к снижению требований к аппаратной части и снижению затрат на аппаратные средства. Снижение сложности организации аппаратных средств ведёт к снижению вероятности появления аварийной ситуации, что повышает надёжность экзоскелетов. Децентрализация также позволяет использовать модульность в конструкции экзоскелета без перенастройки программы управления, а различные специализированные модули конечностей экзоскелета позволяют расширить область задач для применения экзоскелетных устройств. Упрощение интерфейса взаимодействия оператора с экзоскелетом ведёт к снижению временных затрат на обучение оператора. Неинвазивная технология получения данных о биопотенциале мышечных групп человека позволяет определить изменение сигнала управления до наступления момента полного сокращения мышцы, что имеет существенное преимущество перед управлением, основанным на силовом воздействии на управляющие элементы конструкции экзоскелета, и приводит к снижению травматичности благодаря быстродействию срабатывания системы управления в случаях рефлекторного движения.

Выявленные причинно-следственные связи показаны на рис. 1.

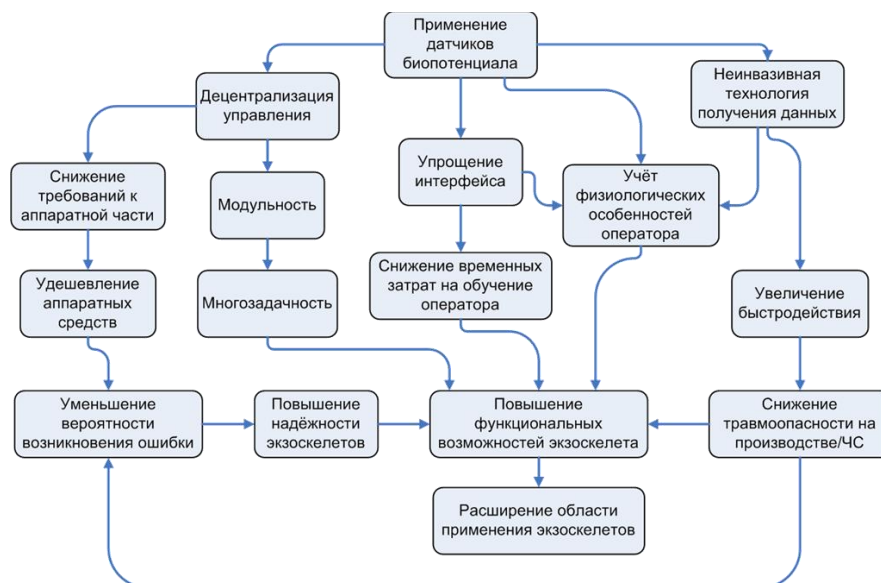


Рис. 1. Причинно-следственные связи между применением электромиографии для регистрации активности мышечных групп и расширением функциональных возможностей человека при управлении экзоскелетным устройством

На основе проведенного анализа выявлены особенности, характерные для работы системы управления экзоскелетным устройством, базирующейся на обработке информации о биопотенциалах оператора:

- ◆ **Необходимость децентрализации системы управления и выделения конструктивных узлов в отдельные управляемые модули.** Децентрализация управления позволит снизить требования к вычислительной мощности системы управления, а также позволит проводить реконфигурацию конструкции для выполнения различных задач. Снижение требований к аппаратной части приведёт к снижению затрат на аппаратное обеспечение.
- ◆ **Упрощение обучения оператора.** Применение новых алгоритмов управления, базирующихся на обработке сигналов активности мышечных групп, позволят упростить интерфейс взаимодействия между человеком и мехатронной системой благодаря соответствию естественных движений конечностей оператора движениям звеньев экзоскелетного устройства. Также необходимо предусмотреть возможность корректировки параметров системы управления для перенастройки и реконфигурирования системы под поставленные задачи.
- ◆ **Повышение надёжности экзоскелетных систем.** Мехатронный подход к проектированию экзоскелетных систем, применение современных материалов в составе конструкции, уменьшение вероятности возникновения ошибки ведёт к повышению надёжности экзоскелетов. Повышение надёжности экзоскелетных систем является необходимым условием для снижения трамвоопасности и расширения области применения экзоскелетов [19].

Следствием приведённых особенностей является повышение функциональных возможностей человека для решения множества задач.

Выделены основные требования, предъявляемые к проектированию экзоскелетных систем: децентрализация управления, модульность, реконфигурируемость, быстродействие, энергетическая эффективность, надёжность, снижение затрат на реализацию, упрощение интерфейса.

В работе приведена функциональная модель (рис. 2) экзоскелетной системы, которая отражает функциональные связи между элементами системы и даёт представление об организации работы системы управления в экзоскелетном устройстве с применением электромиографии.



Рис. 2 Функциональная модель экзоскелетного устройства

Была предложена кинематическая схема конструкции экзоскелета верхних конечностей человека (рис. 3), где $L_1 = OA$ – длина первого звена, $L_2 = AB$ – длина второго звена, $L_3 = BC$ – длина третьего звена (плечевое звено), $L_4 = CD$ – длина четвёртого звена (локтевое звено), φ_1 – угол отведения плеча, φ_2 – угол поворота плеча, φ_3 – угол поднятия руки, φ_4 – угол локтевого сгиба. $O_0X_0Y_0Z_0$ – базовая система координат, $O_1X_1Y_1Z_1$, $O_2X_2Y_2Z_2$, $O_3X_3Y_3Z_3$, $O_4X_4Y_4Z_4$ – локальные системы координат, жёстко связанные со звеньями OA, AB, BC, CD, соответственно.

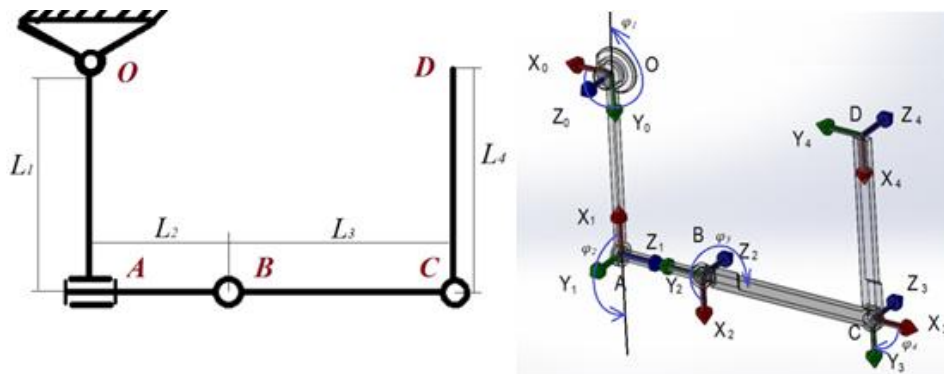


Рис. 3. Кинематическая схема экзоскелетного устройства

Для упрощения процедуры анализа математической модели конструкции были приняты следующие допущения: все звенья рассматриваемой конструкции являются твердыми недеформируемыми телами, каждое звено представляет собой стержень длиной L_i и обладает массой m_i , которая сосредоточена в геометрическом центре i -го звена. Здесь $i = 1, 2, 3, 4$. Были найдены матрицы перехода от базовой системы координат $O_0X_0Y_0Z_0$ до каждой из локальных систем координат. Результатом перемножения найденных матриц перехода оказалась 4×4 матрица вида

$$A_{0D} = \begin{bmatrix} n_x & s_x & a_x & X_D \\ n_y & s_y & a_y & Y_D \\ n_z & s_z & a_z & Z_D \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{rot} & \vec{r}_D^{-T} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

где T_{rot} – матрица ориентации рабочего органа экзоскелета руки. Вектор $\vec{r}_D = (X_D, Y_D, Z_D)$ – радиус-вектор, определяющий положение концевой точки экзоскелета руки в абсолютной системе координат конструкции, T – символ транспонирования [20]. Обозначив $C_i = \cos(\varphi_i)$, $S_i = \sin(\varphi_i)$, можно записать координаты концевой точки экзоскелета руки D:

$$\begin{cases} X_D = L_4(S_4(C_1C_2S_3 + S_1C_3) - C_4(C_1C_2C_3 - S_1S_3)) + L_3(C_1C_2C_3 - S_1S_3) + L_2S_1 - L_1C_1 \\ Y_D = L_4(S_4(S_1C_2S_3 - C_1C_3) - C_4(S_1C_2C_3 + C_1S_3)) + L_3(S_1C_2C_3 + C_1S_3) - L_2C_1 - L_1S_1 \\ Z_D = L_4(S_4S_2S_3 - C_4S_2C_3) + L_3S_2C_3. \end{cases} \quad (2)$$

Коэффициенты матрицы поворота T_{rot} задаются следующими выражениями:

$$\begin{aligned} n_x &= C_4(C_1C_2C_3 - S_1S_3) - S_4(C_1C_2S_3 + S_1C_3), \\ n_y &= C_4(S_1C_2C_3 + C_1S_3) - S_4(S_1C_2S_3 - C_1C_3), \\ n_z &= C_4S_2C_3 - S_4S_2S_3, \\ s_x &= -S_4(C_1C_2C_3 - S_1S_3) - C_4(C_1C_2S_3 + S_1C_3), \\ s_y &= -S_4(S_1C_2C_3 + C_1S_3) - C_4(S_1C_2S_3 - C_1C_3), \\ s_z &= -S_4S_2C_3 - C_4S_2S_3, \\ a_x &= -S_2C_1, \\ a_y &= -S_2S_1, \\ a_z &= C_2. \end{aligned} \quad (3)$$

Полученные выражения коэффициентов матрицы ориентации (3) и координат конечной точки конструкции экзоскелетного устройства (2) есть решение прямой задачи кинематики.

Решение обратной задачи кинематики состоит в нахождении обобщенных координат при заданном положении конечной точки экзоскелета руки и ориентации его рабочего органа. Имея матрицу поворота T_{rot} (3), полученную с помощью датчика-гироскопа, интегрированного в конструкцию экзоскелета, и координаты точки D (2), можно найти углы φ_i :

$$\begin{cases} \varphi_1 = \arctg\left(\frac{a_y}{a_x}\right) \\ \varphi_2 = \arctg\left(\frac{-a_x}{a_z \cos \varphi_1}\right) \\ \varphi_3 = \arccos\left(\frac{(Z_D - L_4 n_z)}{L_3 \sin \varphi_2}\right) \\ \varphi_4 = -\arctg\left(\frac{n_z \sin \varphi_3 + s_z \cos \varphi_3}{n_z \cos \varphi_3 - s_z \sin \varphi_3}\right) \end{cases}. \quad (4)$$

Данная система описывает решение обратной задачи кинематики.

В работе была рассмотрена динамическая модель экзоскелетного устройства на основе уравнений Лагранжа второго рода. Данная модель также учитывает влияние кинетической энергии роторов двигателей в выражение общей кинетической энергии системы:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_k}{\partial \dot{\varphi}_i} \right) - \frac{\partial E_k}{\partial \varphi_i} = M_{двi} i_{ротi} - \frac{\partial E_{п}}{\partial \varphi_i} \\ L_i \frac{dI_{яi}}{dt} + R_{яi} I_{яi} = U_{яi} - E_{яi} \\ E_{яi} = k_{Ei} i_{ротi} \dot{\varphi}_i \\ M_{двi} = k_{Mi} I_{яi} \\ i = \overline{1,4} \end{array} \right. \quad (5)$$

Здесь E_k – кинетическая энергия системы, $E_{п}$ – потенциальная энергия системы, g – ускорение свободного падения, L_i – индуктивность обмотки ротора i -го двигателя, $I_{яi}$ – ток в обмотке ротора i -го двигателя, $R_{яi}$ – электрическое сопротивление обмотки ротора i -го двигателя, $U_{яi}$ – напряжение питания i -го двигателя, $E_{яi}$ – ЭДС i -го двигателя, k_{Ei} – электрическая постоянная i -го двигателя, k_{Mi} – механическая постоянная i -го двигателя, $i_{ротi}$ – передаточное отношение редуктора i -го двигателя, $M_{двi}$ – развиваемый момент i -го двигателя.

Уравнения (5) представляют собой полную систему уравнений расчётной модели рассматриваемого экзоскелета руки, учитывающую не только динамику движения звеньев, но и динамику роторов электродвигателей, входящих в состав конструкции, а также электромеханические процессы, протекающие в исполнительной системе конструкции. Описание динамики механической системы основывается на построении уравнений движения. Это описание движения звеньев системы под воздействием внешних сил и моментов, возникающих в сочленениях и развиваемых электродвигателями.

Режимы управления экзоскелетным устройством. Предлагается схема организации режимов управления системы, которая базируется на информации об активности мышечных групп оператора, полученной неинвазивным путём. Система управления будет представлять собой систему контуров подчинённого регулирования, структурная схема которой показана на рис. 4. Эта структура является иерархической. Внутренний контур – контур регулирования тока, протекающего в обмотках ротора. Замкнутый контур регулирования тока входит в состав контура регулирования скорости вращения вала двигателя.

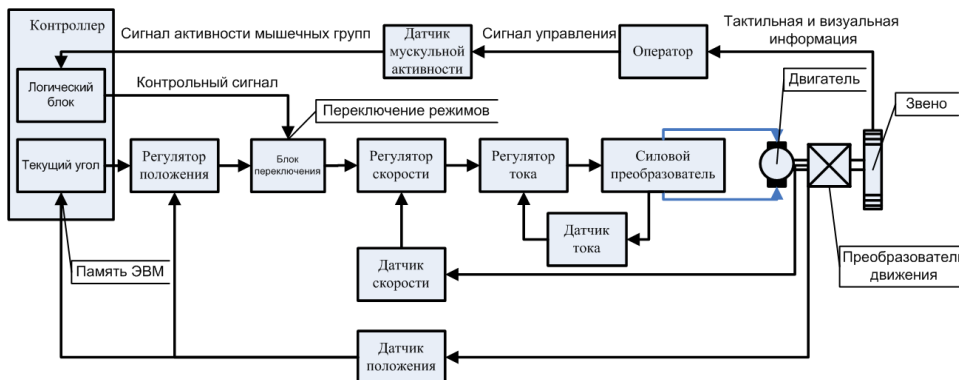


Рис. 4. Структура системы контуров подчинённого регулирования

На вход контура регулирования скорости ротора подаётся задающее воздействие, которое формируется управляющей ЭВМ и несёт информацию о желаемой скорости вращения вала двигателя. При этом контроль над исполнением движения возложен на оператора, который по визуальному каналу может определить пра-

тельность выполнения команды. Изменение текущей скорости происходит по контрольному сигналу разрешения, формируемому обработанным сигналом отведённого потенциала в контроллере. Из данной на рис. 6 структуры, можно увидеть принцип работы разрабатываемой системы управления локтевым модулем экзоскелета. Без контрольного сигнала система работает в режиме слежения за текущей позицией углового энкодера, установленного на валу локтевого привода. Изменение схемы управления с трёхконтурной системы подчинённого регулирования на двухконтурную систему происходит после появления контрольного сигнала, означающего превышение уровня напряжения в мышцах оператора, что в свою очередь определяет необходимую скорость относительного движения звена экзоскелета и изменение текущего угла. Выбор двухконтурной системы подчинённого регулирования обусловлен удобством управления скоростью движения звена для оператора.

Активация рабочего состояния устройства происходит посредством нажатия кнопки активации. После активации рабочего режима системе управления необходимо собрать данные о текущем состоянии устройства. Информация о текущем угле записывается в память управляющей ЭВМ (рис. 4) для последующего использования. Также необходимо определить наличие граничных состояний конструкции, посредством считывания информации с концевых выключателей, расположенных в крайних возможных положениях локтевого звена относительно плечевого звена. Данные концевые выключатели должны производить блокировку скорости вращения вала в определённом направлении, для избегания аварийной ситуации и снижения травмоопасности для оператора. Отрицательный результат проверки срабатывания блокировки позволяет производить перемещение звена в любом направлении рабочей плоскости.

Датчики отведённого потенциала, расположенные на коже оператора в активной области мышечных групп дают информацию об общем уровне напряжения мышц.

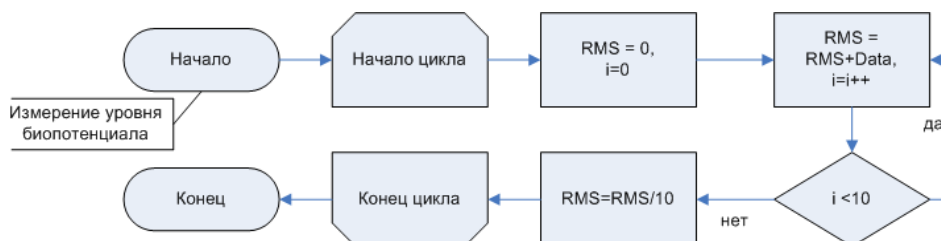


Рис. 5. Схема алгоритма подпрограммы измерения уровня биопотенциала

Данный уровень определяется разностью значений отведённого потенциала бицепса плеча и трицепса плеча оператора. Вычисляется среднее арифметическое показание общего напряжения по 10 тактам и записывается в значение текущего состояния активности оператора (RMS). Это значение сравнивается со шкалой чувствительности, определяемой эмпирическим путём. Ввиду физиологических особенностей и специфики работы мышечных волокон человека угол сгибания локтевого сустава влияет на уровень поддерживаемого для этого сгибания напряжения в мускулах. Значение RMS, попадающее в пределы данной зоны, игнорируется системой управления. В таком случае система управления переключается на поддержание текущего угла (рис. 6).

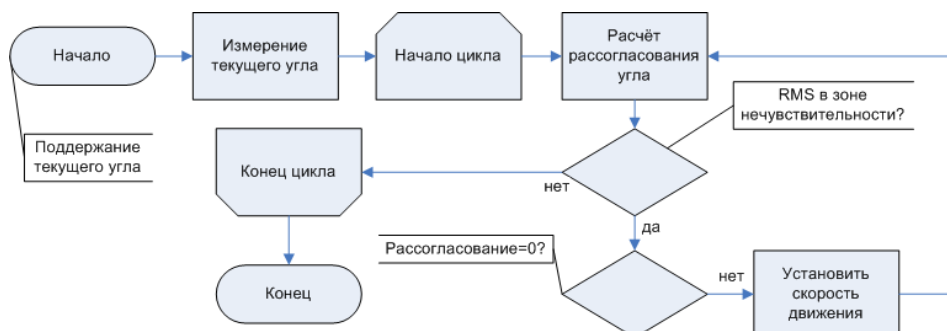


Рис. 6. Схема алгоритма подпрограммы поддержания текущего угла

При этом реализуется программный П-регулятор. Данная необходимость обусловлена ограничениями на значение текущего угла и наличием конечных выключателей. П-регулятор положения реализует управление без перерегулирования, а значит в конфигурации, близкой к крайнему положению, не произойдёт аварийная ситуация, сопряжённая с выходом значения углового отклонения за пределы допустимого.

Значение RMS, выходящее за пределы зоны нечувствительности, позволяет выйти из режима слежения за положением вала двигателя и формирует скорость относительного движения звеньев. При этом происходит постоянная перезапись текущего значения угла до наступления момента попадания значения RMS в зону нечувствительности. За переключение режимов отвечает блок переключения на рисунке 4. Подобное переключение позволяет осуществлять сопротивление внешнему силомоментному воздействию и управлять скоростью движения звеньев экзоскелетного устройства. Упоры рукоятки на локтевом звене экзоскелета при этом служат элементами осязания в обратной связи к оператору. Зрительный канал позволяет контролировать отработку задающего воздействия на исполнительные элементы конструкции.

Оценка RMS также производится по знаку. Положительное значение отвечает за сгибание локтевого шарнира, отрицательное – за разгибание. Если при этом активна блокировка движения в одном из направлений, то при превышении модуля границы нечувствительности в области блокировки сигнал RMS также будет игнорироваться до наступления момента поступления команды на совершение противоположного действия. В таком случае происходит изменение скорости вращения вала с нулевой до соответствующей текущему значению потенциала при текущем угле скорости и последующее снятие флага блокировки движения (рис. 7).

Для реализации управления работы двигателя постоянного тока и обработки информации о биопотенциале оператора был разработан комплекс программ на языках Arduino и Processing. В приводе использована управляющая ЭВМ – контроллер, цифровой регулятор тока (заменяющий регулятор ускорения), скорости и положения, а также датчики обратной связи этих трёх контуров управления, силовой преобразователь, работающий в режиме широтно-импульсной модуляции и коллекторный двигатель постоянного тока.

На базе лаборатории робототехники и мехатроники Института проблем механики им. А.Ю. Ишлинского была создана физическая модель экзоскелета руки с реализованными алгоритмами управления движением звеньев.

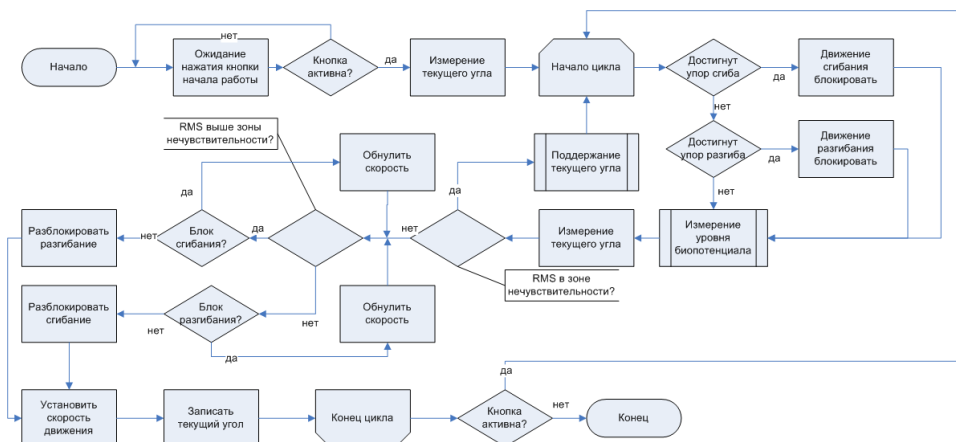


Рис. 7. Схема алгоритма работы программы управления локтевым приводом экзоскелетного устройства

Был проведён анализ регистрации данных отведённого потенциала для бицепса и трицепса оператора (рис. 8,г) для выявления границы зоны нечувствительности и фильтрации ненужных данных. Была проведена серия экспериментов с поднятием грузов различной массы при фиксированном положении плечевой кости. Были выбраны грузы различной массы в диапазоне от 500 г до 5 кг. Угол сгибания локтевого сустава контролировался в процессе выполнения операции по поднятию тяжести и варьировался в пределах от 0 до 120 градусов. Показания датчиков биопотенциала нормировались к шкале от 0 до 255 единиц, соответствующих изменению напряжения от 0 мВ до 5 мВ. В результате проведения экспериментов были получены следующие результаты:

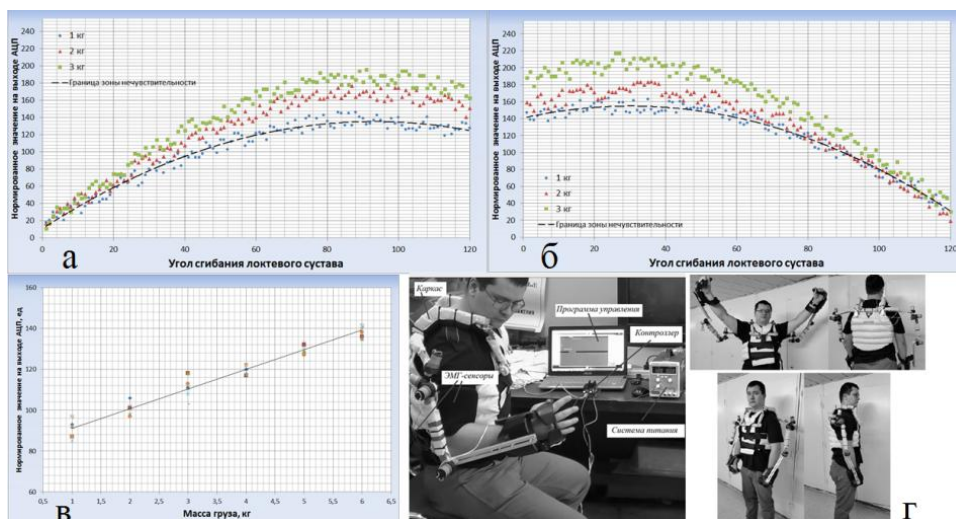


Рис. 8. Экспериментальные исследования

В ходе экспериментального исследования были получены: график электрической активности двуглавой мышцы в процессе поднятия (рис. 8,а) грузов массой 1, 2 и 3 кг; график электрической активности трёхглавой мышцы в процессе разгибания

ния руки (рис. 8,б) с грузами массой 1, 2 и 3 кг; график мышечной активности в процессе удержания грузов разной массы (рис. 8,в). Данные об активности мышечной группы, полученные экспериментальным путём, позволили выявить относительно линейную зависимость изменения амплитуды напряжения в мышцах оператора, отвечающих за сгибание и разгибание в суставе, от массы груза, удерживаемого оператором.

Проведённые экспериментальные исследования помогли выявить необходимые величины значений нормированного сигнала отведённого потенциала действия для формирования управляющего воздействия на исполнительную систему экзоскелета руки. Созданная физическая модель экзоскелета руки имеет массу 5,5 кг без учёта массы элементов питания. Нагрузочная способность установленных на момент испытания двигателей постоянного тока составляла 5 Н·м. В процессе испытаний была выявлена необходимость жёсткой фиксации валов электродвигателей с учётом переменных нагрузок. Интеграция концевых выключателей в конструкцию позволила повысить безопасность работы экзоскелета.

В работе была показана эффективность использования предложенных алгоритмов управления над традиционным подходом к управлению движением экзоскелетных систем в скорости формирования управляющего воздействия на исполнительные элементы экзоскелетной системы. Данные, полученные в результате моделирования и экспериментальных исследований, могут быть использованы в дальнейшем при проектировании экзоскелетных систем для верхних и нижних конечностей человека.

Выводы. Актуальные задачи, поставленные в работе, отвечают основным требованиям, предъявляемым исследователями мирового уровня к модулям и конструктивным узлам экзоскелетов.

1. Решена научно-техническая задача по расширению функциональных возможностей человека путём применения электромиографии для управления экзоскелетным устройством, имеющая важное значение для отечественного роботостроения.
2. Установлено, что вследствие применения электромиографии как информационной системы для управления мехатронным приводом экзоскелетного устройства расширяются функциональные возможности человека.
3. Разработана функциональная модель системы управления экзоскелетным устройством, учитывающая методы получения и обработки информации о биопотенциалах человека.
4. Разработана математическая модель экзоскелетного устройства, учитывающая динамику исполнительных элементов конструкции.
5. Разработан метод выявления границ зоны нечувствительности для определения момента переключения режимов управления движением звеньев экзоскелета.
6. Предложен комплекс алгоритмов управления, применимых для управления движением звеньев экзоскелета с учётом информации об электрической активности мышечных групп оператора.
7. Создано программное обеспечение, реализующее работу системы управления движением звеньев экзоскелета руки. Данное программное обеспечение использует предложенные алгоритмы обработки информации о биопотенциалах оператора, а также позволяет выводить необходимые данные для анализа и диагностики на ЭВМ.
8. Построен экспериментальный образец экзоскелета верхних конечностей человека, проведена апробация работы системы управления движением звеньев.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Бесекерский В.А., Попов Е.П.* Теория систем автоматического управления. – 4-е изд., перераб. и доп. – СПб.: Профессия, 2003. – 752 с. – ISBN: 5-93913-035-6.
2. *Зенкевич С.Л., Ющенко А.С.* Основы управления манипуляционными роботами. – М.: Изд-во: МГТУ им. Н.Э. Баумана. – 480 с.
3. *Подураев Ю.В.* Мехатроника: основы, методы, применение: учеб. пособие для студентов вузов. – М.: Машиностроение, 2006. – 256 с.
4. Конспект лекций курса “Электромеханические и мехатронные системы” профессора Илюхина Ю.В. за 2010/2012 год.
5. *Платонов А.К., Павловский В.Е., Сербенюк Н.С., Гришин А.А., Герасименко Ю.П., Мошонкина Т.Р.* Биомехатроника лечебно-исследовательского тренажёра-кровати. Пре-принты ИПМ им. М.В. Келдыша, 2012, 016.
6. *Аведиков Г.Е., Жмакин С.И., Ибрагимов В.С., Иванов А.В., Кобрин А.И., Комаров П.А., Костенко А.А., Кузнецов А.С., Кузмичев А.В., Лавровский Э.К., Мартыненко Ю.Г., Митрофанов И.Е., Письменная Е.В., Формальский А.М.* Экзоскелет: конструкция, управление // XII Всероссийское совещание по проблемам управления, ВСПУ-2014, Москва 16-19 июня 2014 г.
7. *Яцун С.М., Яцун А.С., Турлапов Р.Н.* Разработка и исследование реабилитационного устройства для механотерапии нижних конечностей // Фундаментальные исследования. – 2014. – № 12. – С. 1909-1911.
8. *Гурфинкель В.С.* Биоэлектрическое управление. – М., 2012. – 248 с.
9. *Зациорский В.М.* Биодинамика мышц // В кн.: Д.Д. Донской, В.М. Зациорский «Биомеханика»: Учебник для ин-тов физ. культуры. – М.: Физкультура и спорт, 1979. – С. 45-51.
10. *Беритов И.С.* Общая физиология мышечной и нервной системы. – 3-е изд. Т. 1. – М., 1959.
11. *Ефременко О.А.* Потенциометрический анализ. – М.: ММА им. И.М. Сеченова, 1998.
12. *Okubo A., Kiyama T., Osuka K., Shirogauchi G., Oya R., Fujimoto H.* A dynamic model of power-assistive machinery with high strength-amplification // Proceedings of SICE Annual Conference 2010. August 18-21, 2010. The Grand Hotel, Taipei, Taiwan. – P. 2026-2029. Print ISBN 978-1-4244-7642-8.
13. *Kazerooni H.* The human power amplifier technology at the University of California Berkeley // J. Robot. Auton. Syst. – 1996. – No. 19. – P. 179-187.
14. *Vukobratović M., Borová B., Surla D., Stokić D.* Scientific Fundamentals of Robotics, Biped Locomotion: Dynamics, Stability, Control and Application, Springer-Verlag, 1989. – Vol. 7.
15. *Rosen J., Arcan M.* Performances of hill-type and neural network muscle models: Towards a myosignal based exoskeleton // Comput Biomed Res. – 1999. – Vol. 32. – P. 415-439.
16. *Hill A.V.* First and last experiments in muscle mechanics. Cambridge Univ. Press, Cambridge, 1970.
17. *Kirsh R.F.* EMG-based motion intention detection for control of a shoulder neuroprosthesis // IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. – 1997. – Vol. 5. – P. 1944-1945.
18. *Mathiassen S.E., Winkel J., Hägg G.M.* Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies – a review // J Electromyography Kinesiol 5. – 1995. – P. 197-226.
19. *Градецкий В.Г., Ермолов И.Л., Князьков М.М., Семёнов Е.А., Суханов А.Н.* Применение разгрузочных элементов в конструкции робота-экзоскелета // Мехатроника, автоматизация, управление. – 2012. – № 11. – С. 20-23. ISSN 1684-6427.
20. *Градецкий В.Г., Ермолов И.Л., Князьков М.М., Семёнов Е.А., Суханов А.Н.* Кинематическая модель экзоскелета руки человека и определение ошибки позиционирования // Мехатроника, автоматизация, управление. – 2014. – № 5. – С. 37-41. ISSN 1684-6427.

REFERENCES

1. *Besekerskiy V.A., Popov E.P.* Teoriya sistem avtomaticheskogo upravleniya [Theory of automatic control systems]. 4th ed. St. Petersburg: Professiya, 2003, 752 p. ISBN: 5-93913-035-6.
2. *Zenkevich S.L., Yushchenko A.S.* Osnovy upravleniya manipulyatsionnymi robotami [Basic control of manipulation robots]. Moscow: Izd-vo: MGTU im. N.E. Bauman, 480 p.

3. Poduraev Yu.V. Mekhatronika: osnovy, metody, primeneniye: ucheb. posobie dlya studentov vuzov [Mechatronics: fundamentals, methods, applications: proc. textbook for University students]. Moscow: Mashinostroeniye, 2006, 256 p.
4. Konspekt lektsiy kursa "Elektromekhanicheskie i mekhatronnyye sistemy" professora Ilyukhina Yu.V. za 2010/2012 god [Lecture notes of the course "Electromechanical and mechatronic systems" of Professor Ilyukhin V. Y. for the 2010/2012 year].
5. Platonov A.K., Pavlovskiy V.E., Serbenyuk N.S., Grishin A.A., Gerasimenko Yu.P., Moshonkina T.R. Biomekhatronika lechebno-issledovatel'skogo trenazhëra-krovati. Preprinty IPM im. M.V. Keldysha, 2012, 016 [Biomechatronics medical-research machine-bed. Pre-prints of the MRI. M. V. Keldysh, 2012, 016].
6. Avedikov G.E., Zhmakin S.I., Ibragimov V.S., Ivanov A.V., Kobrin A.I., Komarov P.A., Kostenko A.A., Kuznetsov A.S., Kuzmichev A.V., Lavrovskiy E.K., Martynenko Yu.G., Mitrofanov I.E., Pis'mennaya E.V., Formal'skiy A.M. Ekzoskelet: konstruktziya, upravlenie [Exoskeleton: design, management], XII Vserossiyskoe soveshchanie po problemam upravleniya, VSPU-2014, Moskva 16-19 iyunya 2014 g. [XII all-Russian conference on control problems, EVERYTHING is-2014, Moscow, Russia 16-19 June 2014].
7. Yatsun S.M., Yatsun A.S., Turlapov R.N. Razrabotka i issledovanie reabilitatsionnogo ustroystva dlya mekhanoterapii nizhnikh konechnostey [Development and investigation of rehabilitation of mouth-the devices for mechanical therapy of the lower extremities], Fundamental'nye issledovaniya [Fundamental Research], 2014, No. 12, pp. 1909-1911.
8. Gurfinkel' V.S. Bioelektricheskoe upravlenie [Bioelectrical control]. Moscow, 2012, 248 p.
9. Zatsiorskiy V.M. Biodinamika myshts [Biodynamics muscle], V kn.: D.D. Donskoy, V.M. Zatsiorskiy «Biomekhanika»: Uchebnik dlya in-tov fiz. kul'tury [In book: D.D. Donskoy, V.M. Zatsiorskiy "Biomechanics": Textbook for institutes of physical culture]. Moscow: Fizkul'tura i sport, 1979, pp. 45-51.
10. Beritov I.S. Obshchaya fiziologiya myshechnoy i nervnoy sistemy [General physiology of muscle and nervous system]. 3rd ed. Vol. 1. Moscow, 1959.
11. Efremenko O.A. Potentsiometricheskii analiz [Potentiometric analysis]. Moscow: MMA im. I.M. Sechenova, 1998.
12. Okubo A., Kiyama T., Osuka K., Shirogauchi G., Oya R., Fujimoto H. A dynamic model of power-assistive machinery with high strength-amplification, *Proceedings of SICE Annual Conference 2010. August 18-21, 2010. The Grand Hotel, Taipei, Taiwan*, pp. 2026-2029. Print ISBN 978-1-4244-7642-8.
13. Kazerooni H. The human power amplifier technology at the University of California Berkeley, *J. Robot. Auton. Syst.*, 1996, No. 19, pp. 179-187.
14. Vukobratovič M., Borovač B., Surla D., Stokič D. Scientific Fundamentals of Robotics, Biped Locomotion: Dynamics, Stability, Control and Application, Springer-Verlag, 1989, Vol. 7.
15. Rosen J., Arcan M. Performances of hill-type and neural network muscle models: Towards a myosignal based exoskeleton, *Comput Biomed Res.*, 1999, Vol. 32, pp. 415-439.
16. Hill A.V. First and last experiments in muscle mechanics. Cambridge Univ. Press, Cambridge, 1970.
17. Kirsh R.F. EMG-based motion intention detection for control of a shoulder neuroprosthesis, *IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, 1997, Vol. 5, pp. 1944-1945.
18. Mathiassen S.E., Winkel J, Hägg G.M. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies – a review, *J Electromyography Kinesiol* 5, 1995, pp. 197-226.
19. Gradetskiy V.G., Ermolov I.L., Knyaz'kov M.M., Semenov E.A., Sukhanov A.N. Primeneniye razgruzochnykh elementov v konstruktzii robota-ekzoskeleta [The use of unloading elements in the design of the robot-exoskeleton], *Mekhatronika, avtomatizatsiya, upravlenie* [Mechatronics, Automation, Control], 2012, No. 11, pp. 20-23. ISSN 1684-6427.
20. Gradetskiy V.G., Ermolov I.L., Knyaz'kov M.M., Semenov E.A., Sukhanov A.N. Kinematicheskaya model' ekzoskeleta ruki cheloveka i opredeleniye oshibki pozitsionirovaniya, *Mekhatronika, avtomatizatsiya, upravlenie* [Mechatronics, Automation, Control], 2014, No. 5, pp. 37-41. ISSN 1684-6427.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н. О.В. Даринцев.

Князьков Максим Михайлович – Институт проблем механики им. А.Ю. Ишлинского Российской академии наук; e-mail: gradet@ipmnet.ru; 119526, Москва, пр-т Вернадского, 101, корп. 1; тел.: 84954337766; лаборатория робототехники и мехатроники; старший научный сотрудник; к.т.н.

Суханов Артём Николаевич – e-mail: sukhانov-artyom@yandex.ru; тел.: 89109429861; кафедра робототехники и мехатроники; аспирант; младший научный сотрудник.

Крюкова Анастасия Александровна – e-mail: kryukovaaanastasiya1990@mail.ru; тел.: 84954337766; лаборатория робототехники и мехатроники; аспирант; инженер.

Ермолов Иван Леонидович – Московский государственный технологический университет «Станкин»; e-mail: ermolov@stankin.ru; Москва, Вадковский пер., 1; тел.: 84999729436; кафедра робототехники и мехатроники; д.т.н.; профессор.

Knyazkov Maxim Mikhailovich – Institute for Problems in Mechanics named A.Yu. Ishlinski of the Russian Academy of Sciences; e-mail: gradet@ipmnet.ru; 101, prosp. Vernadskogo, korp. 1, Moscow, 119526, Russia; phone: +74954337766; laboratory of robotics and mechatronics; senior research scientist; cand. of eng. sc.

Sukhanov Artem Nikolaevich – e-mail: sukhанov-artyom@yandex.ru; phone: +79109429861; the department of robotics and mechatronics; postgraduate student; junior research scientist.

Kryukova Anastasiia Aleksandrovna – e-mail: kryukovaaanastasiya1990@mail.ru; phone: +74954337766; laboratory of robotics and mechatronics; postgraduate student; engineer.

Ermolov Ivan Leonidovich – Moscow state technological university «Stankin»; e-mail: ermolov@stankin.ru; 1, Vadkovsky lane, Moscow, Russia; phone: +74999729436; the department of robotics and mechatronics; dr. of eng. sc.; professor.