

ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ АКТИВНОЙ ЭКЗОСКЕЛЕТНОЙ СИСТЕМЫ С БИОУПРАВЛЕНИЕМ

И.Л. Ермолов

Институт проблем механики им.А.Ю. Ишлинского РАН
Россия, 119526, Москва, Проспект Вернадского, 101-1
E-mail: ermolov@ipmnet.ru

В.Г. Градецкий

Институт проблем механики им.А.Ю. Ишлинского РАН
Россия, 119526, Москва, Проспект Вернадского, 101-1
E-mail: gradet@ipmnet.ru

М.М. Князьков

Институт проблем механики им.А.Ю. Ишлинского РАН
Россия, 119526, Москва, Проспект Вернадского, 101-1
E-mail: ipm_labrobotics@mail.ru

Е.А. Семенов

Институт проблем механики им.А.Ю. Ишлинского РАН
Россия, 119526, Москва, Проспект Вернадского, 101-1
E-mail: sim11650808@gmail.com

А.Н. Суханов

Институт проблем механики им.А.Ю. Ишлинского РАН
Россия, 119526, Москва, Проспект Вернадского, 101-1
E-mail: sukhanov-artyom@yandex.ru

Ключевые слова: экзоскелет, биоуправление, модель мускула, электромиография, полуавтоматическое управление.

Аннотация. Специфика и характер работы экзоскелета в условиях взаимовлияния движения звеньев и конечностей оператора обуславливает особые требования к управлению, точности выполнения операций и обеспечению безопасности совершаемого движения. Движения звеньев экзоскелета должны обеспечивать безопасность воспроизведения рабочих функций руки оператора и при этом реализовывать желаемое движение в ответ на задающее воздействие, представленное как функция состояния мускулов человека. Особенно это актуально для разработки грузоподъемных экзоскелетных систем, работающих в широком диапазоне усилий. Для таких систем характерно наличие внешних возмущений, превосходящих человеческие возможности. При разработке экзоскелета, применимого для грузоподъемных операций, нужно руководствоваться ограничением на нагрузку, прилагаемую к его звеньям.

1. Введение

Движение звеньев активного экзоскелета обеспечивается исполнительными механизмами, которые на сегодняшний день могут быть представлены различными техническими решениями. В человеческом организме аналогичные функции выполняют мышечные волокна, соединяющие кости через сухожилия. Человек-оператор, управляющий электромеханической системой экзоскелета, является источником задающих сигналов, поступающих в систему управления экзоскелета, а также является приемником тактильной и визуальной информации, которая поступает по каналам обратной связи. Информация о реакции звеньев электромеханической системы, представленной устройством с полуавтоматическим управлением, должна обеспечивать адекватную реакцию человека при формировании текущего задания. Поэтому при синтезе системы управления активным экзоскелетом необходимо учитывать время переходных процессов, протекающих в мускулах человека, в перцептивной и исполнительно системах экзоскелета, а также скорость реакции человека.

2. Мускульная модель и ее особенности

Строением и свойствами двигательной системы человека, а также задачами рационализации его движений, оценкой эффективности приложения сил для более совершенного достижения поставленной цели занимается биомеханика. Каждая скелетная мышца в человеческом теле состоит из множества мышечных волокон. Каждое мышечное волокно является внешне возбуждаемой клеткой, находящейся в окружении раствора ионов калия и натрия. Эти волокна соединяются между собой последовательно в нити, а сами нити собираются в пучки. Одной из важных особенностей мышечной ткани является электрическая проводимость. К пучкам мышечных волокон с помощью мотонейрона приходит нервный импульс, сгенерированный мозгом человека. В ответ на раздражение по мембранам клеток двигательных единиц проходит волна возбуждения, проявляющаяся в изменении электрического потенциала клеточных мембран. Данное свойство мышц используют для того, чтобы принудительно получить сокращение мышцы, а также для регистрации мышечной активности [1]. При изменении полярности на границах мембраны клетки происходит проникновение положительно заряженных ионов натрия в цитоплазму клеток двигательных единиц. Это запускает процесс сокращения этих клеток. При этом в зависимости от физиологических особенностей человека, а также от величины желаемого усилия происходит активация только части мотонейронов.

Для каждого оператора экзоскелета существует общая характеристика, по которой можно определить необходимые параметры для перцептивных средств системы управления. Этой характеристикой является максимальная сила, которую может развить в рывке отдельный оператор [2]. Это показатель максимально большого количества задействованных активных мышечных волокон в мышце в единицу времени. Таким образом, максимальная сила является необходимым параметром при калибровке системы управления экзоскелетом с учетом индивидуальных особенностей оператора.

Существующие на сегодняшний день модели мышечного сокращения представляют собой статические расчеты, позволяющие определить развиваемую силу по известным параметрам мускула – длине, скорости сокращения. На основании анализа существующих моделей мускульной системы человека в рамках работы была выбрана модель, разработанная Ф. Зейджеком [3]. Эта модель описывает поведение мускула как функцию от ее текущей длины, скорости сокращения и уровня мышечной активности.

В работах Ф. Зайджека усилие F_i , развиваемое мускулом, определялось следующим образом:

$$(1) \quad F_i = F_{max_i}(F_{CE_i} + F_{PEE_i}).$$

Здесь F_{max_i} – максимальное усилие мускула оператора; F_{CE_i} – сила, развиваемая контракильным элементом в модели мускула, который моделирует сами мышечные волокна, F_{PEE_i} – сила, развиваемая упругим элементом в модели мускула, моделирующим сухожилия и соединительную ткань. Контракильный элемент, активный по своей природе, моделируется функцией, зависящей от текущих параметров мускула:

$$(2) \quad F_{CE_i} = a_i(t)F_{l_i}(l_{CE})F_{V_i}(V_{CE}),$$

где $a_i(t)$ – уровень мускульной активности, определенный соотношением силы $F_{ж}$, которую оператор желает развить, к максимальной силе F_{max} , которую мускул может развить при текущих параметрах мускульного сокращения.

$$(3) \quad a(t) = \frac{F_{ж}(t)}{F_{max}(l_p(t), V_p(t))}.$$

Параметр $F_{l_i}(l_{CE})$ в модели мускула – параметр, отвечающий за вклад текущей длины мускула в развитие усилия. Он был экспериментально определен [3] и аналитически выражается следующим образом:

$$(4) \quad \begin{cases} F_{l_i}(x, z) = e^{-\left(\frac{(x_i+1)^{0.96\left(1-\frac{1}{z_i}\right)}-1}{0.36(1-z_i)}\right)^2}, & \text{для } z_i < 1, \\ F_{l_i}(x, z) = e^{-(2.7 \ln(1+z_i))^2}, & \text{для } z_i = 1 \end{cases}$$

где x_i – величина, на которую сократился исследуемый мускул; z_i – отношение между длиной мускула и обхватом по его утолщенной части. Зависимость от скорости сокращения тоже была определена экспериментально [3]:

$$(5) \quad F_{V_i}(v_i) = \frac{l_0}{0.1 + e^{-1.4 \sinh(3.2v_i + 1.6)}}.$$

Здесь l_0 – длина мускула в состоянии покоя. Вклад упругого элемента в развитие усилия будет выражаться так:

$$(6) \quad F_{PEE_i} = b_{1_i}(e^{b_{2_i}x_i} - 1),$$

где b_{1_i} , b_{2_i} – экспериментальные константы, зависящие от типа мускула и возрастных особенностей человека.

Таким образом, уставку в модели управления, характеризующую желаемую силу, развиваемую мускулом, можно выразить следующим образом:

$$(7) \quad F_{ж} = f_{FV}(V_p)f_{Fl}(l_p)a(t)F_{max}.$$

Здесь $f_{FV}(V_p)$ – функциональная зависимость силы сокращения от скорости сокращения мускула, $f_{Fl}(l_p)$ – зависимость силы сокращения от текущей длины мускула [4].

3. Взаимодействие оператора с экзоскелетом

Информационным сигналом для контроллера, формирующего управление приводами экзоскелета, является уровень мускульной активности $a(t)$ (3). Значение уровня активности формируется мозгом человека на основании спланированного действия и текущей тактильной и визуальной информации с каналов обратной связи. В рамках математической модели мозг оператора можно представить планировщиком, который пытается сформировать желаемое силовое воздействие на объект (формируя желаемое усилие на мускуле $F_{ж}(t)$), исходя из величины рассогласования желаемой длины мус-

кула $l_{ж}(t)$ и реальной длины мускула $l_p(t)$. Формирование желаемой силы в модели при этом можно описать пропорциональным законом управления:

$$(8) \quad F_{ж}(t) = K_f(l_{ж}(t) - l_p(t)),$$

где K_f – индивидуальный коэффициент реакции оператора на рассогласование между желаемой длиной мускула и его реальной длиной. В реальной системе рассогласование между желаемой длиной мускула и реальной длиной воспринимается человеком на тактильном и визуальном уровнях.

В отличие от традиционного метода управления, применяемого в системах двустороннего действия, заключающегося в использовании задающего устройства с отражением усилия, использование системы очувствления электрической активности мускулов оператора реализует замкнутую систему «Человек-Экзоскелет», в которой невозможно размыкание в нештатной ситуации. К тому же, для возможности очувствления оператором сил взаимодействия с объектом механическая конструкция экзоскелета должна быть оснащена обратимыми передачами. Необратимые самотормозящие передачи в составе механической конструкции не способны передать информацию о нагрузочном моменте непосредственно через элемент связи с оператором.

Задающим воздействием для приводов экзоскелета служат мышечные усилия человека, привычные для него при выполнении манипуляционных операций с более легкими предметами. Поэтому система управления должна реагировать на эти усилия так, чтобы рука человека при поддержке экзоскелета производила желаемые движения с тяжелыми предметами. При этом надо обеспечить безопасность работы, а именно, экзоскелет не должен сильно давить на руку оператора, если реальное движение руки не совпадает с программным.

Биопотенциалы мышечных групп, участвующих в движении конечностей оператора при управлении полуавтоматической системой экзоскелета, являются по своей природе электрическим напряжением (электромиограммой), воспринимаемым датчиками ЭМГ. Обработка этого сигнала (усреднение, подавление шумов, декомпозиция) приводит к появлению определенного уровня напряжения, соответствующего желаемой силе, создаваемой мускулом. Синтез системы управления электроприводом, интегрированным в конструкцию экзоскелета, предпочтительнее проводить с учетом замыкания по току. В двигателе постоянного тока при действии отрицательной обратной связи по току и возмущающем воздействии в виде угловой скорости ω уравнение для нахождения тока I , протекающего в обмотке возбуждения, будет выглядеть следующим образом:

$$(9) \quad I = \frac{k_{п}(U_{оп} + U_3)}{R\left(1 + \frac{k_{т}k_{п}}{R}\right)} - \frac{\omega}{Rk_{д}\left(1 + \frac{k_{т}k_{п}}{R}\right)},$$

где $U_{оп}$ – опорное напряжение, определяющее зону нечувствительности [5], U_3 – задание, R – сопротивление якорной цепи, $k_{п}$ – коэффициент преобразователя, $k_{т}$ – коэффициент передачи обратной связи по току, $k_{т}$ – коэффициент токовой отсечки, $k_{д}$ – коэффициент передачи двигателя [6]. Момент на выходе двигателя будет пропорционален току в цепи обмотки возбуждения якоря. Момент на звене экзоскелета будет являться разностью момента, создаваемого двигателем, и внешнего момента, вызванного трением, воздействием силы тяжести на звенья экзоскелета и иными факторами, связанными с механическим взаимодействием звеньев экзоскелета с оператором. При этом необходимо учитывать, что время переходных процессов по току в системе электропривода должно быть меньше времени переходных процессов в мускуле, иначе возможно появление биений и потеря устойчивости [7].

4. Заключение

Таким образом, изучив модель мускула и модель электропривода, можно выделить следующие требования, которые необходимо учитывать при разработке активного экзоскелета, управляемого биопотенциалами мышц человека:

- модель системы «Человек-экзоскелет» должна быть оснащена визуальной или тактильной обратной связью для формирования управляющего воздействия на основе электрической активности мышц человека;
- синтез системы управления электроприводом экзоскелета необходимо проводить с учетом замыкания по току и формировать задающее воздействие с учетом электрического напряжения, соответствующих определенному уровню желаемого усилия;
- при синтезе системы управления необходимо учитывать, что время переходных процессов, протекающих в электроприводе до установившихся значений, должно быть меньше времени полного сокращения мышцы, отвечающей за текущее движение.

Работа выполнена по теме государственного задания (№ госрегистрации АААА-А17-117121120036-3).

Список литературы

1. Gradetsky V.G., Ermolov I.L., Knyazkov M.M. et al. Semi-automatic mechatronic drive control system using bioelectric potentials // *Smart Electromechanical Systems*. Vol. 49 of *Studies in Systems Decision and Control*. 2016. P. 117-125.
2. Ермолов И.Л., Суханов А.Н., Князьков М.М., Крюкова А.А., Крючков Б.И., Усов В.М., Метод управления экзоскелетным устройством на основе системы распознавания движений руки по биосигналам со скелетных мышц рук человека-оператора // *Пилотируемые полеты в космос*. 2015. № 4 (17). С. 80-93.
3. Felix Z. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control // *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 1988. Vol. 17, No. 4. P. 359-411.
4. Haeufle D.F.B., Grimmer S., Seyfarth A. The role of intrinsic muscle properties for stable hopping—stability is achieved by the force–velocity relation // *Bioinspir. Biomim.* 2010. 5. 016004. doi: 10.1088/1748-3182/5/1/016004.
5. Ermolov I.L., Knyazkov M.M., Sukhanov A.N., Kryukova A.A. The dead zone determination for exoskeleton arm with double mode control system // *ICINCO: Proc. of the 13th International Conference on Informatics in Control, Automation And Robotics*. 2016. Vol. 2. P. 274-279.
6. Дементьев Ю.Н., Чернышев А.Ю., Чернышев И.А. Электрический привод : учебное пособие для академического бакалавриата / Национальный исследовательский Томский политехнический университет (ТПУ). 2-е изд. М.: Юрайт, 2016. 223 с.
7. Gradetsky V., Ermolov I., Knyazkov M., Sukhanov A. Generalized approach to bilateral control for emg driven exoskeleton // *12th International Scientific-Technical Conference on Electromechanics and Robotics*. Vol. 113 of *Zavalishin's Readings*. 2017. P. 1-5.