

АКТИВНЫЙ МОДУЛЬ МЕДИЦИНСКОГО ЭКЗОСКЕЛЕТА С СИНХРОННЫМ ЭЛЕКТРОПРИВОДОМ И СИСТЕМОЙ ВЕКТОРНОГО УПРАВЛЕНИЯ

М. Н. Николенко, Д. А. Котин

ACTIVE MODULES OF THE MEDICAL EXOSKELETON WITH PERMANENT MAGNET SYNCHRONOUS ELECTRIC DRIVE AND FIELD ORIENTED CONTROL SYSTEM

M. N. Nikolenko, D. A. Kotin

Аннотация. *Актуальность и цели.* Модульный принцип построения обеспечит доступность экзоскелетов для применения в медицинских целях в качестве устройств реабилитации. Цель проводимого исследования – предложить общий алгоритм проектирования активных модулей медицинского экзоскелета, выполнить расчет электромеханической части экзоскелета коленного сустава и разработать систему управления данным экзоскелетом. *Материалы и методы.* Для проверки работы экзоскелета коленного сустава была составлена его математическая модель, проведен комплекс исследований в среде виртуального моделирования MatLab-Simulink. *Результаты.* С учетом анализа результатов цифрового моделирования экзоскелет коленного сустава с синхронным электроприводом и векторным принципом управления полностью отрабатывает шаг человека по прямой поверхности. *Выводы.* Рассмотрены подходы к проектированию модульных экзоскелетов, даны рекомендации к выбору электрооборудования. Представлен вариант системы управления, основанный на векторном подходе к проектированию структуры регулирования координат электропривода. Разработанная электромеханическая часть модуля коленного сустава может быть применена для построения медицинского экзоскелета нижних конечностей человека.

Ключевые слова: экзоскелет, медицинский экзоскелет, экзоскелет коленного сустава, векторное управление синхронным электроприводом.

Abstract. *Background.* The modular construction principle will ensure the availability of exoskeletons for medical applications as rehabilitation devices. The aim of the research work is proposing a general algorithm for designing active modules of modular medical exoskeletons, calculation the electromechanical part of the exoskeleton of the knee joint and designing a control system for this exoskeleton. *Materials and methods.* Mathematical model of knee joint exoskeleton was composed to suite of studies the work of the exoskeleton in the virtual simulation environment of MatLab-Simulink. *Results.* According to the results of digital model's research, the knee joint exoskeleton with permanent magnet synchronous electric drive and field oriented control strategy achieve the human step on a straight surface. *Conclusions.* The design approaches of modular exoskeletons are considered and the recommendations for electrical equipment choice are provided. The algorithm of control system based on field oriented approach to the designing of electric drive coordinates regulating is presented. The developed electromechanical part of the knee joint module can be used to build a medical exoskeleton of the human lower extremities.

Key words: exoskeleton, medical exoskeleton, exoskeleton of the knee joint, vector control of the permanent magnet synchronous electric drive.

Введение

В последнее время повышенное внимание в биоинженерной отрасли уделяется разработкам в сфере построения экзоскелетов. Несмотря на то, что подходы к их проектированию находятся в начале своего развития и перед исследователями стоит множество задач по обеспечению наиболее эффективного и удобного объединения человеческих возможностей и преимуществ внешнего механического каркаса, уже сейчас очевидно, что в будущем экзоскелеты станут важной частью жизни человека.

На сегодняшний день действующие образцы производятся в Израиле – экзоскелет ReWalk, Новой Зеландии – экзоскелет REX, Японии – экзоскелет HAL и России – экзоскелет ЭкзоАтлет [1–4]. Их предлагают использовать для реабилитации пациентов с проблемами опорно-двигательной системы. Исследования в данной области показали, что при использовании экзоскелета нижних конечностей восстановление мышечных функций ног проходит быстрее. Вертикальное положение тела помогает нормализовать работу внутренних органов, таких как легкие и выделительная система, нормализовать артериальное давление, предотвратить дегенерацию опорно-двигательной системы [5]. Также медицинские экзоскелеты применяются для социальной реабилитации людей, которым современный этап развития медицины не способен осуществить восстановление двигательных функций. В этом случае экзоскелет применяется для длительного ношения и должен обеспечить движение неработающих конечностей.

Таким образом, существующие прототипы направлены на широкий класс задач – как на реабилитацию пациентов, утративших возможность перемещения, так и на послеоперационное восстановление. Кроме того, при проектировании закладывается возможность их промышленного применения для увеличения физических способностей здорового человека. Такой подход приводит к ряду негативных последствий [6]. В частности, масса и размеры экзоскелета завышены для послеоперационного восстановления, а функциональность недостаточна для повседневного ношения. При этом стоимость существующих устройств высока для применения в муниципальных стационарах.

Предполагается, что направленное проектирование экзоскелета нижних конечностей для применения в медицинской сфере для реабилитации и абилитации пациентов, не утративших способность ходить после курса лечения, сократит капитальные затраты медицинских учреждений и позволит более качественно выполнять процессы выздоровления больных.

Авторами принято решение о реализации модульного принципа построения медицинских экзоскелетов, предполагающего создание локальных экзоскелетов для каждого сустава. Такой принцип построения дает возможность подбирать конфигурацию экзоскелета в зависимости от вида патологии пациента, варьируя такими параметрами, как масса, функциональность и цена, для каждого отдельного случая. Наличие всего нескольких комплектов модулей в медицинском учреждении позволит осуществлять реабилитационные процедуры для большего числа пациентов, чем при использовании неразборных экзоскелетов при аналогичных финансовых затратах.

На первом этапе реализации модульного медицинского экзоскелета перед авторами возникли следующие задачи:

- 1) рассмотреть общие принципы проектирования модульного экзоскелета;
- 2) выбрать систему управления для активных модулей.

Последующие разделы статьи посвящены рассмотрению данных вопросов. В качестве примера активного модуля рассматривается экзоскелет коленного сустава.

Вопросы проектирования активных модулей медицинского экзоскелета

Как было отмечено во введении, авторами предлагается модульный принцип построения медицинского экзоскелета, состоящего из активных (снабженных электрическим приводом) и пассивных модулей. Применение одного активного локального экзоскелета для реабилитации пациентов является недопустимым, так как смещаются локальные центры масс частей тела, на которые воздействует экзоскелет, и увеличивается нагрузка на здоровые части тела, что неблагоприятно сказывается на процессе реабилитации. Пассивный модуль (без привода) не может осуществлять корректировку движений человека. Совместное применение взаимозаменяемых активных и пассивных модулей позволит скорректировать и поддержать движения человека, не увеличивая нагрузку на здоровые части тела. Взаимозаменяемость пассивных и активных модулей позволит подбирать конфигурацию экзоскелета, варьируя такими параметрами, как масса, функциональность и цена устройства для каждого пациента в отдельности.

Рассмотрим общие принципы построения активного модуля. При проектировании активных экзоскелетов возникает ряд задач: выбрать электродвигатель, конфигурацию механической части, элементы питания и разработать систему управления. Среди микромашин двигатель с большим механическим моментом требует большего напряжения питания, что непременно приводит к увеличению массы элементов питания. Редуктор с большим передаточным числом решает эту проблему, но сильно снижает число оборотов вала двигателя. Упрощенная механика сковывает человека, а развитая имеет слишком большие габариты.

Для обеспечения наименьших массогабаритных показателей предлагается следующий алгоритм проектирования активного модуля медицинского экзоскелета:

- 1) выбрать пару «волновой редуктор–электрический двигатель» с наименьшими массогабаритными показателями, обеспечивающую необходимый момент;
- 2) ограничить напряжение питания двигателя уровнем, достаточным для получения наибольшей требуемой частоты вращения вала двигателя;
- 3) разработать систему автоматического управления электроприводом экзоскелета;
- 4) выбрать источники питания для модульной системы;
- 5) рассмотреть вопросы доработки механической части;
- 6) рассмотреть работу электротехнической системы в целом.

В качестве приводного элемента предлагается использовать электро-механический привод. Работа пневмопривода зависит от температуры окружающей среды, потому его применение нежелательно. Гидроприводы развивают большие моменты, но требуют дополнительных элементов, что понижает надежность и увеличивает вес конструкции. Также гидроприводы сильно ограничивают углы вращения исполнительного органа. Вследствие линейного характера движения наибольшую эффективность гидропривод будет развивать при удаленном креплении от сустава, но такое расположение плохо вписывается в концепцию модульного построения. Гидроприводы подходят для военных и промышленных экзоскелетов, но не применимы в медицинских целях, одной из задач которых является доведение сустава до требуемого положения. Электропривод с вращательным движением не имеет указанных недостатков, но при этом развивает меньший механический момент. Однако в медицинских экзоскелетах для реабилитации требования по моменту не столь велики. Следовательно, применение электропривода наиболее перспективно.

Среди электроприводов требуемыми характеристиками обладают бесколлекторные электродвигатели постоянного тока (*brushless DC electric motor*), по сути представляющие собой синхронный электродвигатель с постоянными магнитами. В паре с ним предлагается использовать волновые редукторы, так как они обладают высоким передаточным числом при малых габаритах. Типовая механическая характеристика такого двигателя представлена на рис. 1 [7].

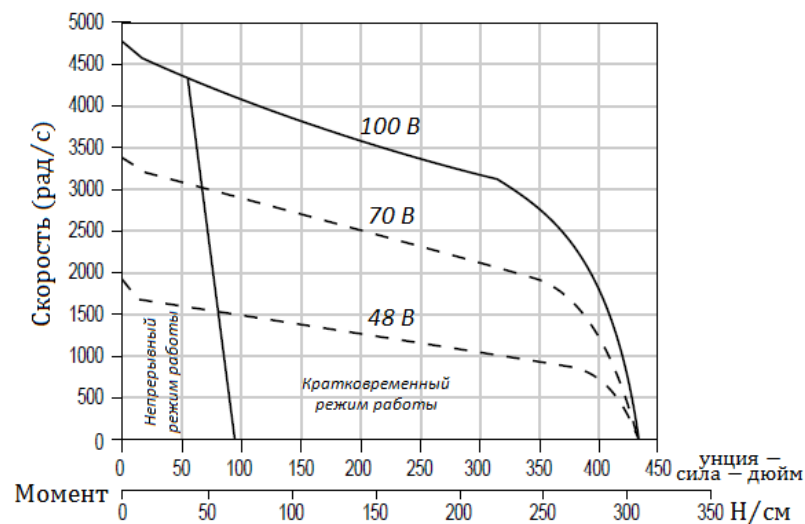


Рис. 1. Механические характеристики двигателя RBE-01215-B00 (производитель Kollmorgen)

Как видно из рис. 1, напряжение питания влияет на развиваемую скорость и практически не влияет на максимальный момент. Поэтому мы можем ограничить напряжение питания экзоскелета для уменьшения массы элементов питания на уровне, необходимом для обеспечения максимальной требуемой скорости.

Активный экзоскелет коленного сустава

В качестве первого модуля было решено спроектировать активный экзоскелет коленного сустава [8]. Было принято решение использовать электродвигатель BLDM RBEH 01211 (152 Вт) производителя Kollmorgen и редуктор CSG size 17 производителя Harmonic Drive AC с передаточным числом 100. В табл. 1 приведены основные параметры выбранной пары. Следует отметить, что емкость аккумуляторных батарей, применяемых в качестве источника питания в разрабатываемой электромеханической системе, должна обеспечивать среднее время работы устройства не менее двух часов.

Таблица 1

Основные показатели выбранной пары «редуктор – двигатель»

Показатели	Требуемые	Полученные
Номинальный момент	14,72 Нм	22,3 Нм
Максимальный момент	37,88 Нм	80,6 Нм
Максимальная скорость	67,3 об/мин	97,5 об/мин
Вес	Минимальный	0,552 кг
Ширина	Минимальная	83,54 мм

Центр вращения коленного сустава перемещается во время движения [9]. В экзоскелетах коленного сустава, в отличие от поддерживающих устройств реабилитации, широко используется упрощенная механика одноосевого вращения. Но так как разрабатываемое устройство будет применяться в медицинских целях, актуальной является задача проектирования более сложной механики, наиболее точно повторяющей движения человека. Для повторения полицентрического вращения коленного сустава будет использован четырехзвенный механизм, работу над которым предполагается выполнять после построения системы управления.

Разработка системы управления экзоскелета коленного сустава

Теория систем управления электроприводами предполагает два способа регулирования синхронных двигателей с постоянными магнитами: трапецеидальным полем статора, переключая обмотки по встроенным в электрическую машину датчикам Холла, или синусоидальным полем, используя алгоритмы векторного управления [7]. В первом случае переключение обмоток будет производиться каждые 60 электрических градусов, что неизбежно приведет к возникновению колебаний момента двигателя. Во втором случае достигается плавное регулирование момента и частоты вращения, но требуется наличие в электромеханической системе инкрементального энкодера, что значительно сказывается на массе и габаритах устройства. В данной работе мы рассмотрим систему векторного управления электроприводом, оценим ее работу и сделаем выводы о возможности перехода к управлению посредством импульсов со встроенных в электрическую машину датчиков Холла.

Функциональная схема исследуемого электропривода приведена на рис. 2. Она включает в себя задающее устройство (ЗУ), которое анализирует

желаемое движение человека и формирует входной сигнал для системы управления (СУ). Система управления осуществляет коммутацию транзисторных ключей автономного инвертора напряжения (АИН), который, в свою очередь, питает обмотки синхронного двигателя с постоянными магнитами (СД). Датчики (Д) передают сигналы обратной связи в СУ. Вал двигателя совмещен с механической частью экзоскелета (Мех), которая представлена редуктором и четырехзвенным механизмом.

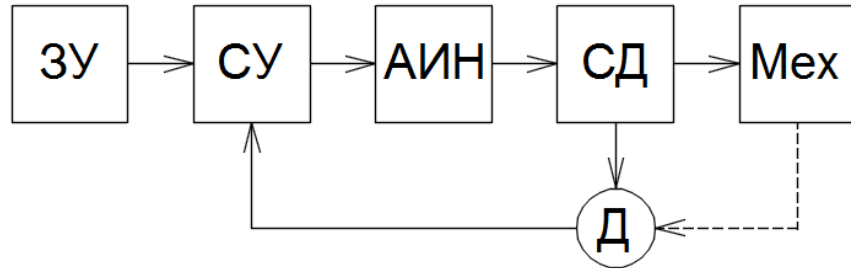


Рис. 2. Функциональная схема экзоскелета коленного сустава

Данная работа посвящена проектированию электромеханической (исполнительной) части экзоскелета коленного сустава без рассмотрения особенностей построения внешнего задающего сигнала. Предполагается, что данное воздействие формируется системой управления более высокого, относительно системы управления электроприводом, уровня.

Синхронный двигатель с постоянными магнитами опишем известной математической моделью во вращающихся синхронно с полем от постоянных магнитов координатных осях (d, q) . Основным допущением при составлении математического описания двигателя является утверждение о том, что фазные обмотки статора симметричны и расположены относительно друг друга на 120 электрических градусов [10]:

$$\begin{aligned}
 U_{sd} &= R_s (T_s p + 1) I_{sd} - R_s Z_p \omega_e T_s I_{sq}; \\
 U_{sq} &= R_s (T_s p + 1) I_{sq} + R_s Z_p \omega_e T_s I_{sd} + \omega_e \Psi_f; \\
 M &= \frac{m}{2} Z_p I_{sq} \Psi_f,
 \end{aligned} \tag{1}$$

где U_{sd} , U_{sq} – проекции вектора напряжения статора на оси d и q ; I_{sd} , I_{sq} – проекции вектора тока статора на оси d и q ; R_s – активное сопротивление обмотки статора; T_s – электромагнитная постоянная времени статорной цепи; Z_p – число пар полюсов обмотки статора; Ψ_f – магнитный поток от постоянных магнитов; ω_e – электрическая (приведенная к частоте вращения поля в обмотке статора) частота вращения ротора двигателя; m – число фаз обмотки статора.

АИН рассмотрим как линейный усилитель мощности с коэффициентом усиления k_i и постоянной времени T_i , равной величине периода широтно-

импульсной модуляции. Тогда с учетом координатных преобразований математическое описание автономного инвертора напряжений имеет вид

$$\begin{aligned} U_{sd} &= (k_i U_{sdz} + Z_p \omega_e T_i U_{sq}) / (Tp + 1); \\ U_{sq} &= (k_i U_{sqz} - Z_p \omega_e T_i U_{sd}) / (Tp + 1); \end{aligned} \quad (2)$$

где U_{sdz} , U_{sqz} – сигналы задания на напряжения статора по осям d и q .

Систему управления построим на основе классических принципов систем подчиненного регулирования [10]. Организуем три контура регулирования по оси q : контуры регулирования проекции тока по оси q , скорости и положения вала двигателя. По оси d организуем только контур регулирования тока, задачей которого будет приравнивание нулю проекции тока статора по оси d . На рис. 3 представлена функциональная схема системы управления, где приняты следующие обозначения: PT_d , PT_q – регуляторы проекции тока на оси d и q соответственно; PC – регулятор скорости; PP – регулятор положения исполнительного механизма; $U_3^\theta, U_{oc}^\theta$ – сигналы задания и обратной связи по положению; $U_3^\omega, U_{oc}^\omega$ – сигналы задания и обратной связи по частоте вращения; U_3^{Id}, U_{oc}^{Id} – сигналы задания и обратной связи проекции тока на ось d ; U_3^{Iq}, U_{oc}^{Iq} – сигналы задания и обратной связи проекции тока на ось q .

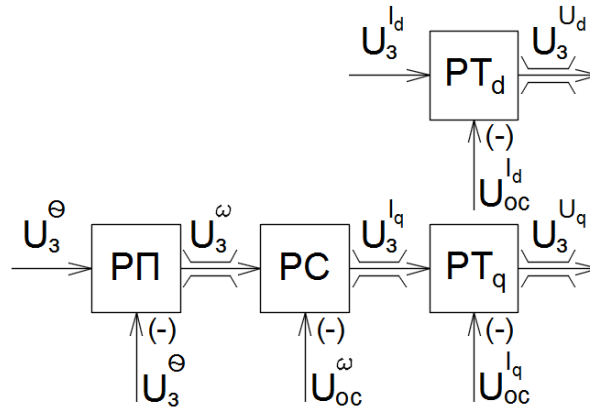


Рис. 3. Функциональная схема системы управления

Контуры регулирования тока настроим на модульный оптимум [10, 11] и получим ПИ-регуляторы с передаточной функцией:

$$W_{cl}(p) = \frac{L_s}{2K_i K_I T_i} + \frac{R_s}{2K_i K_I T_i} \frac{1}{p}, \quad (3)$$

где K_I – коэффициент обратной связи по току; L_s – индуктивность обмотки статора двигателя.

Контур регулирования скорости настроим на симметричный оптимум [10, 11] и получим ПИ-регулятор с передаточной функцией:

$$W_{\omega}(p) = \frac{K_I J}{3T_{\omega}\psi_f Z_p K_{\omega}} + \frac{K_I J}{3T_{\omega}^2\psi_f Z_p K_{\omega}} \frac{1}{p}, \quad (4)$$

где $T_{\omega} = 2T_i$ – постоянная времени контура регулирования скорости; J – суммарный момент инерции редуктора и двигателя; K_{ω} – коэффициент обратной связи по частоте вращения двигателя.

Контур регулирования положения механизма настроим на модульный оптимум и получим пропорциональный регулятор с передаточной функцией [11]:

$$W_{\theta} = \frac{K_{\omega}}{aT_{\theta}K_{\theta}} \frac{1}{p}, \quad (5)$$

где K_{θ} – коэффициент обратной связи по положению вала; $T_{\theta} = 2T_{\omega}$ – постоянная времени контура положения; a – коэффициент, определяющий вид переходного процесса, примем $a = 4$ для получения монотонного процесса.

Настройка регулятора положения на «средние» (регулятор тока находится в насыщении) и «большие» (регуляторы тока и скорости находятся в насыщении) перемещения не требуется, так как человек является более медленной подсистемой относительно экзоскелета – механическая постоянная времени пары «редуктор–двигатель» равняется 0,021 с, а время совершения человеком одного шага по ровной поверхности согласно экспериментальным данным составляет 1,029 с [12, 13]. Учитывая тот факт, что сигнал задания на желаемое положение сустава должен изменяться плавно, для того чтобы человек не двигался рывками, система автоматического управления всегда будет находиться в режиме «малых» перемещений (ни один регулятор не уходит в насыщение).

Дополним полученные выражения уравнением механики:

$$M_e - M_f = J \frac{d\omega}{dt}, \quad (6)$$

где M_e – момент двигателя; M_f – момент сопротивления перемещению.

Обозначим коэффициент передачи редуктора как K_G . Для упрощения примем, что четырехзвенный механизм не оказывает влияния на характер вращения, т.е. представляет собой механизм с центрическим вращением и передаточным числом, равным единице. Также отбросим влияние анатомической параметризации на систему управления, оценка которой невозможна до окончательного обоснования пары «редуктор–двигатель», выявления функциональных особенностей системы управления и подбора элементов, необходимых для ее реализации. Тогда передаточная функция механической части будет иметь вид

$$W_G(p) = K_G. \quad (7)$$

Выражения (1)–(7) полностью описывают исполнительную часть исследуемой системы.

Оценим качество работы спроектированной системы управления методом цифрового моделирования в программном пакете MatLab–Simulink. В качестве задающего и возмущающего воздействия используем экспериментально полученные геометрические функции, описывающие перемещение коленного сустава человека при движении по прямой ровной поверхности [12, 13]:

– функция, описывающая зависимость угла сгибания коленного сустава:

$$\theta(t) = A_0 + A_1 \cos(\omega_h t) + A_2 \cos(2\omega_h t) + A_3 \cos(3\omega_h t) + A_4 \cos(4\omega_h t) + \\ + A_5 \cos(5\omega_h t) + A_6 \cos(6\omega_h t) + B_1 \sin(\omega_h t) + B_2 \sin(2\omega_h t) + B_3 \sin(3\omega_h t) + \\ + B_4 \sin(4\omega_h t) + B_5 \sin(5\omega_h t) + B_6 \sin(6\omega_h t) \text{ (град.)};$$

– функция, описывающая зависимость приведенного момента коленного сустава:

$$M_c(t) = A_0 t_0 + A_1 t_1 \cos(\omega_h t) + A_2 t_2 \cos(2\omega_h t) + A_3 t_3 \cos(3\omega_h t) + A_4 t_4 \cos(4\omega_h t) + \\ + A_5 t_5 \cos(5\omega_h t) + A_6 t_6 \cos(6\omega_h t) + B_1 t_1 \sin(\omega_h t) + B_2 t_2 \sin(2\omega_h t) + B_3 t_3 \sin(3\omega_h t) + \\ + B_4 t_4 \sin(4\omega_h t) + B_5 t_5 \sin(5\omega_h t) + B_6 t_6 \sin(6\omega_h t) \text{ (Н} \cdot \text{м)},$$

где значения коэффициентов приведены в табл. 2; $\omega_h = 6,464$ рад/с.

Таблица 2

Коэффициенты полиномов, описывающих движение человека

Соотношения для полинома	Коэффициент полинома	Значение коэффициента								
		0	1	2	3	4	5	6	7	8
$\theta(t)$	A_k	22,49	−6,24	−15,67	−0,66	−1,36	−0,64	0,18	−	−
	B_k	−	−22,48	8,65	4,16	0,72	0,54	0,28	−	−
$M_c(t)$	$A_k t_k$	−2,63	0,8	6,67	6,99	4,77	4,06	0,77	0,38	0,74
	$B_k t_k$	−	−6,4	−12,95	−0,36	2,99	2,99	0,19	1,83	0,53

Также приведем функцию, приближенно описывающую желаемую скорость перемещения:

$$\omega(t) = -A_1 \sin(\omega_h t) - 2A_2 \sin(2\omega_h t) - 3A_3 \sin(3\omega_h t) - A_4 \sin(4\omega_h t) - \\ - A_5 \sin(5\omega_h t) - 6A_6 \sin(6\omega_h t) + B_1 \cos(\omega_h t) + 2B_2 \cos(2\omega_h t) + B_3 \cos(3\omega_h t) + \\ + B_4 \cos(4\omega_h t) + B_5 \cos(5\omega_h t) + 6B_6 \cos(6\omega_h t) \text{ (град/с)}.$$

Приведенные функции построены на экспериментальных данных, полученных Дэвидом Винтером [12] при исследовании походки здорового человека с весом 56,7 кг по прямой ровной поверхности, и не могут считаться абсолютно достоверными. Однако они являются достаточными в данной работе для проведения оценочного моделирования.

Полученные графики перемещения, угловой скорости вращения и моментов системы автоматического управления представлены на рис. 4–6.

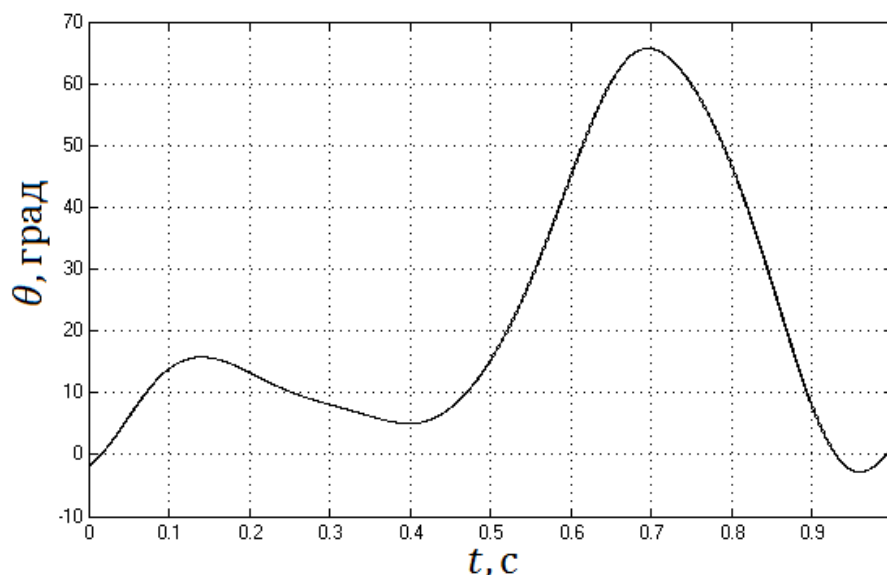


Рис. 4. Желаемое и полученное угловое перемещение коленного сустава

На рис. 4 изображено желаемое и полученное угловое перемещение коленного сустава. Как видно из рисунка, перемещение отрабатывается максимально точно. На рис. 5 также изображены желаемое и полученное значения угловой скорости перемещения коленного сустава. Графики также совпадают. На рис. 6 представлены графики момента электродвигателя и момента сопротивления, использованного для моделирования возмущающего воздействия. Они различаются динамической составляющей, что соответствует теоретическим рассуждениям. Колебание момента двигателя в начальный момент времени объясняется тем, что желаемые графики описывают человека уже в процессе ходьбы (в начальный момент времени механический момент и скорость при ходьбе не равны нулю), а математическая модель системы еще только запускается в работу – идет компенсация влияния собственных перекрестных связей. На практике экзоскелет вступает в работу с нулевой скорости с подготовленными контурами регулирования, поэтому такого явления наблюдаться не будет. Отсюда можно сделать вывод, что система векторного управления полностью справляется с поставленной задачей.

Напряжение, при котором выбранный двигатель развивает скорость холостого хода, равняется 24 В. Для обеспечения ходьбы по ровной поверхности без рассогласования по положению вала двигателя потребовалось 14 В. Таким образом, выполняется предположение о возможности питания обмоток двигателя напряжением меньше номинального.

Так как система векторного управления справляется с поставленной задачей и обеспечивает приемлемое качество регулировочных характеристик, следующим шагом становится анализ системы электропривода с трапецидальным распределением поля в обмотке статора синхронного двигателя с постоянными магнитами. Выбранный двигатель имеет четыре пары полюсов. Тогда мы будем получать импульс со встроенных в электрическую машину

датчиков Холла каждые 15 градусов (60 электрических градусов делятся на число пар полюсов, равное 4). За это время колено человека повернется на 0,15 геометрического градуса (15 градусов поворота вала двигателя через передаточное число редуктора, равное 100). Данная погрешность не является критической при перемещении человека. Таким образом система с трапецидальным распределением поля статора также может обеспечить приемлемое перемещение.

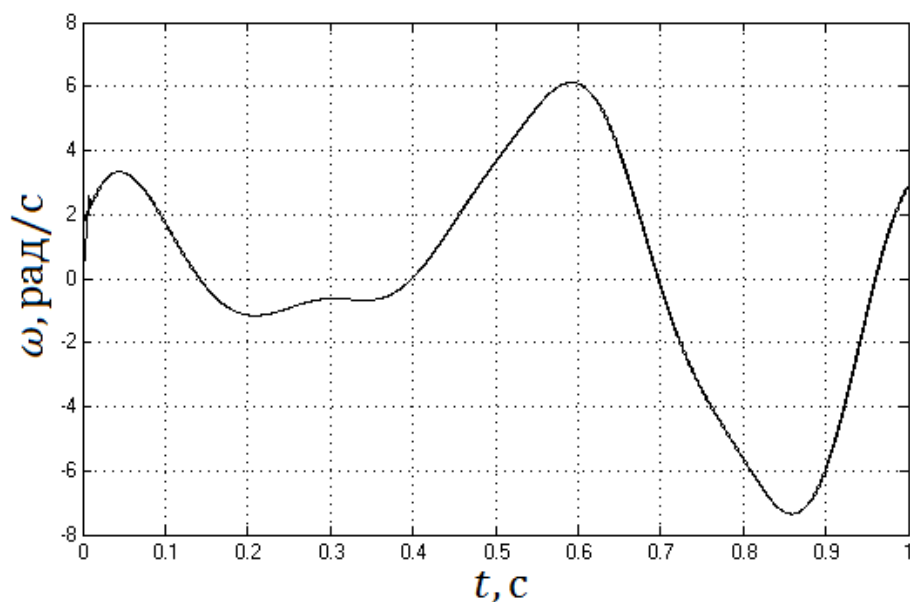


Рис. 5. Желаемая и полученная угловая скорости перемещения коленного сустава

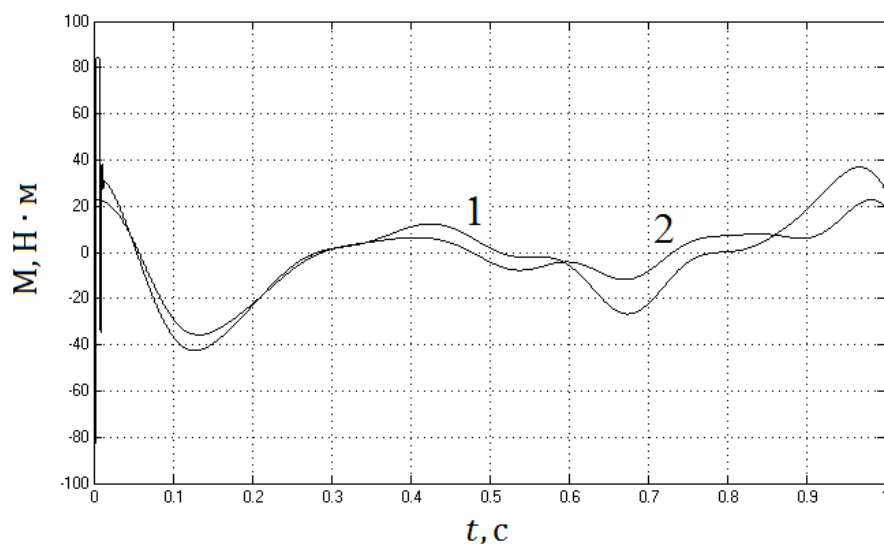


Рис. 6. Момент на выходном валу редуктора (1) и момент сопротивления коленного сустава (2)

Заключение

В данной статье освещены общие недостатки существующих активных медицинских экзоскелетов. Рассмотрены вопросы проектирования активных модулей медицинских экзоскелетов с электромеханическим приводом. Представлены результаты проектирования активного экзоскелета коленного сустава с синхронным электроприводом и системой векторного управления.

Согласно результатам моделирования экзоскелет коленного сустава с разработанным типом электропривода полностью отрабатывает шаг человека по прямой поверхности.

Следующим этапом исследования будет проектирование системы управления с трапецеидальным распределением поля в статоре электродвигателя с обратной связью от датчиков Холла, установленных непосредственно в обмотках выбранного электродвигателя, и последующие сопоставления работы такой системы управления с разработанной ранее системой векторного управления.

Библиографический список

1. What's HAL? [Электронный ресурс]: HAL's motion principle. – URL: <http://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/>
2. REX is a hands-free robotics mobility device for rehabilitation: REX, info, testimonial. – URL: <http://www.rexbionics.com/rex-for-clinic-use/>
3. ReWalk – More than Walking. – URL: <http://www.rewalk.com/>
4. ЭкзоАтлет. Медицинский экзоскелет для реабилитации. – URL: <http://www.exoatlet.ru/>
5. Экзоскелет как новое средство в абилитации и реабилитации инвалидов (обзор) / А. А. Воробьев, А. А. Петрухин, О. А. Засыпкина, П. С. Кривоножкина, А. М. Поздняков // Современные технологии в медицине. – 2015. – № 2, т. 7. – С. 185–197.
6. Nikolenko, M. N. Reasonability of modular motion maintaining device / M. N. Nikolenko, P. O. Beketov; research advisers: D. A. Kotin, E. V. Prohorenko // Aspire to Science : тез. городской науч.-практ. конф. студентов, магистрантов и аспирантов, (Новосибирск, 7 апреля 2016 г.). – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2016. – С. 29–30.
7. RBE Series Motors Brochure (Электронный каталог). Производитель Kollmorgen. 2003.
8. Николенко, М. Н. Подходы к разработке электромеханического узла медицинского экзоскелета коленного сустава / М. Н. Николенко, Д. А. Котин // Автоматизированный электропривод и промышленная электроника : тр. 7 Всерос. науч.-практ. конф. (Новокузнецк, 23–24 нояб. 2016 г.). – Новокузнецк : Изд-во СибГИУ, 2016. – С. 187–192.
9. Design of knee exoskeleton using foot pressure and knee torque sensors / Jung-Hoom Kim, Myounghoon Shim, Dong Hyun Ahn, Byoung Jong Son, Suk-Young Kim, Deog Young Kim, Yoon Su Baek, Baek-Kyu Cho // International Journal of Advanced Robotic Systems. – 2015. – Vol. 12, № 8. – P. 112.
10. Виноградов, А. Б. Векторное управление приводами переменного тока / А. Б. Виноградов. – Иваново : Изд-во Ивановск. гос. энергетич. ун-та им. В. И. Ленина, 2008. – 298 с.
11. Панкратов, В. В. Автоматическое управление электроприводами : учеб. пособие / В. В. Панкратов. – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2013. – Часть I. Регулирование координат электроприводов постоянного тока. – 215 с.

12. Winter, David A. Biomechanics and motor control of human movement / David A. Winter. – 4th ed. – New Jersey, 2009. – 370 p.
13. Труханов, К. А. Анализ кинематики коленного модуля с гидравлическим исполнительным механизмом и сопоставление результатов расчета с поведением коленного сустава человека при ходьбе / К. А. Труханов, Р. А. Прокопенко // Наука и образование. МГТУ им. Н. Э. Баумана (Электронный журнал). – 2014. – № 11. – С. 52–71.

Николенко Максим Николаевич
аспирант,
Новосибирский государственный
технический университет
E-mail: kinik33@mail.ru

Nikolenko Maxim Nikolayevich
postgraduate student,
Novosibirsk State Technical University

Котин Денис Алексеевич
кандидат технических наук, доцент,
кафедра электропривода
и автоматизации промышленных
установок,
Новосибирский государственный
технический университет
E-mail: d.kotin@corp.nstu.ru

Kotin Denis Alekseyevich
candidate of technical sciences,
associate professor,
sub-department of electric drive and
industry automation,
Novosibirsk State Technical University

УДК 621.316

Николенко, М. Н.

Активный модуль медицинского экзоскелета с синхронным электроприводом и системой векторного управления / М. Н. Николенко, Д. А. Котин // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2017. – № 4 (24). – С. 155–167.