

3. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 6. С. 3-10.
4. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Юсуфов Ш.А., Аминов Г.И. Приборы для локального температурного воздействия на человеческий организм // Известия вузов. Северо-Кавказский регион. Технические науки. 2003. № 2. С. 3-6.
5. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазанова М.А., Евдулов Д.В., Абдулхакимов У.И., Ахмедов Б.И. Термоэлектрическое устройство для косметологических процедур на лицо человека / Патент РФ на изобретение № 2562509; опубл. 10.09.2015 г. Бюл. № 25.
6. <http://www.kryotherm.ru>.
7. Евдулов О.В., Абдулхакимов У.И. Модель термоэлектрической системы для проведения тепловых косметологических процедур // Вестник ДГТУ. Технические науки. 2015. № 38. С. 28-37.

Тагир Абдурашидович Исмаилов,
д-р техн. наук, профессор,
ректор,
Умар Ильманович Абдулхакимов,
аспирант,
Денис Викторович Евдулов,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
Олег Викторович Евдулов,
канд. техн. наук, доцент,
ст. преподаватель,
кафедра теоретической
и общей электротехники,
ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный
технический университет»,
г. Махачкала, Дагестан,
e-mail: dstu@dstu.ru

Н.А. Корневский, С.Ф. Яцун, А.С. Яцун, В.В. Дмитриева

Экзоскелет с биотехнической обратной связью для вертикализации пациентов

Аннотация

Рассматривается вариант технической реализации экзоскелета, осуществляющего вертикализацию людей с повреждением опорно-двигательного аппарата, управляемого как оператором, так и биосигналами, снимаемыми с пациента.

На сегодняшний день в России насчитывается значительное число больных с повреждением опорно-двигательного аппарата. Один из способов реабилитации таких больных – применение индивидуальных экзоскелетов, позволяющих осуществлять сложные виды движения, такие как вертикализация пациента, приседания, ходьба и др. В настоящее время имеются изделия, обеспечивающие с помощью ассистента движение пациента в некоторых режимах. Однако самостоятельное перемещение экзоскелета с сохранением устойчивости представляется сложной задачей, так как пока не существует эффективных алгоритмов управления, обеспечивающих устойчивое перемещение пациента в экзоскелете в процессе вертикализации; открытыми остаются вопросы математического моделирования поведения пациента в экзоскелете. Не развиты методы измерения характера движения отдельных элементов механической части экзоскелета и силового взаимодействия стопы с опорной поверхностью [1]. Отсутствуют методики проектирования таких сложных систем, а также методики синтеза параметров регулятора системы автоматического управления приводами. Все это сдерживает дальнейшее развитие экзоскелетов-вертикализаторов и внедрение их в медицинскую практику.

В предлагаемой работе сделан определенный шаг в совершенствовании существующих реабилитационных экзоскелетов.

В ходе специально проведенных исследований на базе Юго-Западного государственного университета была разработана математическая модель экзоскелета, позволяющая определить в реальном масштабе времени моменты, действующие в электроприводах экзоскелета, которые обеспечивают заданное движение пациента [2].

Движение каждого звена экзоскелета описывается тремя обобщенными координатами: x_{Ci} , y_{Ci} , φ_i , где x_{Ci} , y_{Ci} – координаты центра масс звена; φ_i – угол наклона i -го звена к положительному направлению горизонтальной оси. В управляемых шарнирах экзоскелета действуют моменты $M_i = M_{i,i-1} + M_i^m$, равные сумме моментов, генерируемых электроприводами $M_{i,i-1} = C_i^e I_i$ и мышцами человека:

$$M_{i,i-1}^m = \sum_0^n a_j \varphi_{j,j-1}^j + \sum_0^n b_j \dot{\varphi}_{j,j-1}^j, \quad (1)$$

где C_i^e , a_j , b_j , I_i , $\varphi_{j,j-1}^j$, $\dot{\varphi}_{j,j-1}^j$ – постоянные электродвигателей, мышц человека, токи в контурах электродвигателей, относительные углы поворота, относительные угловые скорости; n – показатель степени полинома. Предполагается, что если нижние конечности травмированы, то $M_{i,i-1}^m = 0$.

Полученные дифференциальные уравнения движения экзоскелета и аналитические выражения для определения реакций в точках касания ступни достаточно подробно описаны в работе [3] и позволяют определить значения управляющих моментов в зависимости от вида задающих функций $\varphi_i(t)$, а также временные зависимости реакций со стороны шероховатой опорной поверхности.

Необходимо отметить, что если $M_{i,i-1}^m = 0$, то движение пациента происходит под действием электроприводов экзоскелета, а когда $M_{i,i-1} = 0$ и $M_{i,i-1}^m \neq 0$, пациент движется под действием мышц. В общем случае в подеме пациента могут принимать участие как электроприводы, так и мышцы. Поэтому система управления должна обеспечивать контроль за моментами электроприводов, скоростью и ускорением звеньев при подеме пациента и обеспечивать гарантированное устойчивое положение. Эти условия обеспечиваются адаптивным алгоритмом формирования управляющих напряжений $u = [u_1 \dots u_3]^T$ с учетом корректировки задающих воздействий. На рис. 1 представлена структурная схема системы автоматического управления, реализующая разработанный алгоритм.

В этой схеме приняты следующие обозначения: $\bar{\varphi}^* = [\varphi_2^*, \varphi_3^*, \varphi_4^*]^T$ – вектор углов, определяемых математической моделью; $\bar{\varphi} = [\varphi_2, \varphi_3, \varphi_4]^T$ – вектор углов, полученных в результате обработки сигналов с датчиков; $\bar{N} = [N_1, N_2]^T$ – вектор модулей нормальных реакций, измеренных датчиками давления, размещенными на стопах; $\bar{u} = [u_1 \dots u_3]^T$ – вектор управляющих напряжений, подаваемых на приводы; $\bar{I} = [I_1 \dots I_3]^T$ – вектор токов, протекающих в обмотках якорей электроприводов; $\bar{e} = \bar{\varphi} - \bar{\varphi}^*$ – ошибка; $\bar{M} = [M_{12}, M_{23}, M_{34}]^T$ – моменты, создаваемые электроприводами.

Алгоритм управления представляет собой последовательность операций, позволяющих получить значения управляющих моментов $M_{i,i-1}$, обеспечивающих движения звеньев экзоскелета по заданным траекториям.

Система сенсоров осуществляет измерение реальных углов поворота, токов в обмотках двигателей и нормальных реакций. Эта информация приходит в блок вычисления точки нулевого момента. ZMP-модуль определяет координаты точки нулевого момента ОР.

Для обеспечения устойчивости достаточно, чтобы на протяжении всего времени вертикализации точка Р (точка нулевого момента) находилась между точками контакта стопы и опорной поверхности:

$$(x_{o1} - l_1) < OP(t) < x_{o1}, \quad t \in [0 \ t_f]. \quad (2)$$

Блок выбора стратегии управления корректирует время подъема с учетом уровня управляющих моментов $M_{i, i-1}$ и нормальных реакций $\bar{N} = [N_1, N_2]^T$.

ПИ-регулятор позволяет найти управляющие воздействия U_o .

Задача настройки регулятора сводится к определению коэффициентов ПИ-регулятора, минимизирующих P_i . В ходе проведенных исследований были найдены значения коэффициента k_i и k_p , минимизирующих P_1 и P_2 (рис. 2а, б).

Анализируя полученные зависимости, можно отметить, что повышение значения k_p снижает величину критериев P_1 и P_2 . Величина P_1 имеет минимум при $k_i = -1500$, а P_2 соответственно при $k_i = -120$. Компромиссно принято, что оптимальным, с точки зрения минимума обоих критериев ПИ, является вари-

ант, при котором $k_p = 2500$ и $k_i = -400$ (рис. 2б). Моделирование траектории движения центра масс в процессе вертикализации при параметрах $k_p = 300$, $k_i = 0$ и при оптимальных параметрах показывает, что движение центра масс по оптимальной траектории обладает практически нулевой колебательностью и отклонение от заданной траектории (вертикальная прямая) не превышает 10 %.

Проведенные математические моделирования показали, что пациент устойчиво встает из положения «сидя» для любых начальных условий.

Разработанный экзоскелет представляет собой двуногий механизм, приводимый в движение линейными актуаторами (рис. 3).

Экзоскелет, состоящий из четырех звеньев 1-4, установлен на опорной поверхности 5. Звенья последовательно соединены электроприводами и шарнирами. Контакт с поверхностью, по которой происходит перемещение, осуществляется через контактные поверхности стоп. Всего на устройстве установлено шесть линейных приводов, два из них шарнирно закреплены на корпусе, на каждом из бедер и голени установлены еще четыре привода. Шток привода шарнирно соединен с одним из звеньев ноги экзоскелета. Пациент закреплен в экзоскелете с помощью специальных манжет, исключающих движение пациента относительно экзоскелета.



Рис. 1. Структурная схема системы автоматического управления экзоскелетом для реабилитации нижних конечностей человека

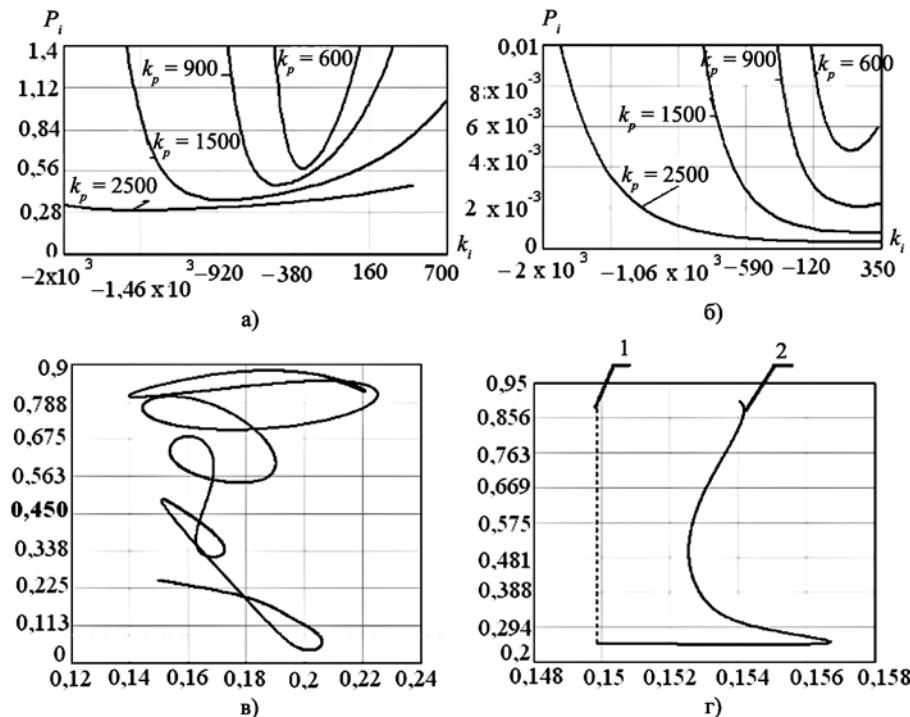


Рис. 2. Графическое отображение: а) зависимость P_1 от k_i для различных значений k_p ; б) зависимость P_2 от k_i для различных значений k_p ; в) траектория движения центра масс механизма при $k_p = 300$, $k_i = 0$; г) оптимальная траектория движения центра масс механизма; 1 – желаемая траектория движения центра масс; 2 – реальная траектория движения центра масс

С использованием прототипа экзоскелета проведены испытания, показавшие уверенный подъем пациента из различных начальных положений. Сравнение теоретических зависимостей, генерируемых адаптивным алгоритмом, и экспериментальных, полученных при измерении процесса вертикализации человека за счет мышечных воздействий, показало, что расхождение экспериментальных и теоретических зависимостей по моментам и углам поворота не превышает 15 %, что соответствует хорошей сходимости.

Известно, что в ходе вертикализации пациента для него могут возникнуть негативные и даже критические последствия, связанные с ослабленными жизненными функциями. Чтобы минимизировать риски для пациента, необходимо осуществлять контроль его физиологических показателей и либо управлять характеристиками движения, либо движение прекратить и вернуть пациента в исходное положение.

Эту задачу решает блок контроля физиологических параметров с биотехнической обратной связью (БКФБОС), который реализован на прикладном процессоре «OMAP-L138».

Этот класс процессоров при малом потреблении обладает мощной периферией и значительными вычислительными возможностями для решения возникающих в работе задач.

Структурная схема блока контроля физиологических параметров с биотехнической обратной связью (БТОС) представлена на рис. 4.

В рассматриваемом варианте с биообъекта (человека, находящегося в контакте с экзоскелетом) снимают электрокардиограмму (микросхема ADAS 1000), систолическое и диастолическое давление (датчик давления P/U, операционный усилитель ОУ, сигма-дельта АЦП, два усилителя Y_1 и Y_2 , манжета М с компрессором и воздушным клапаном).

Микросхема ADAS 1000 подключается непосредственно к электродам ЭКГ, а на ее выходе формируется код в стандарте SPI. В этом коде содержится информация об ЭКГ, регистрируемой по пяти каналам, дыхательной активности, качестве прикрепления электродов.

Контроль систолического и диастолического артериального давления осуществляется датчиком давления P/U, сигнал с которого усиливается ОУ и преобразуется в цифровой код Σ - Δ АЦП. Разделение сигналов давления и тонов Короткова осуществляют цифровые фильтры DSP-процессора микросхемы OMAP-L138. Управление компрессором и воздушным клапаном манжеты измерителя давления осуществляется через побитно программно-управляемый интерфейс GPIO.

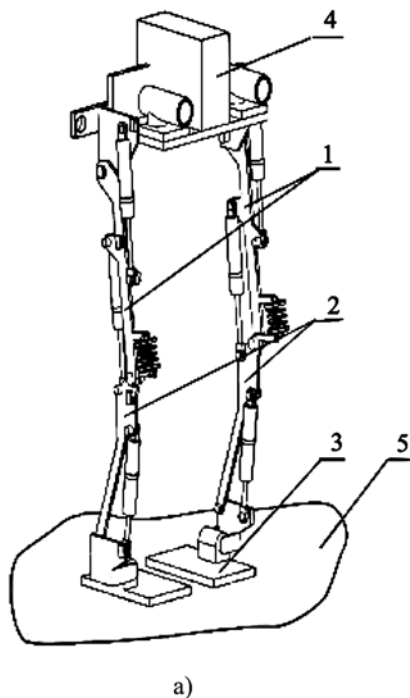


Рис. 3. Экзоскелет: а) структурная схема экзоскелета; б) общий вид экзоскелета для реабилитации; 1 – бедро; 2 – голень; 3 – ступня; 4 – корпус; 5 – поверхность

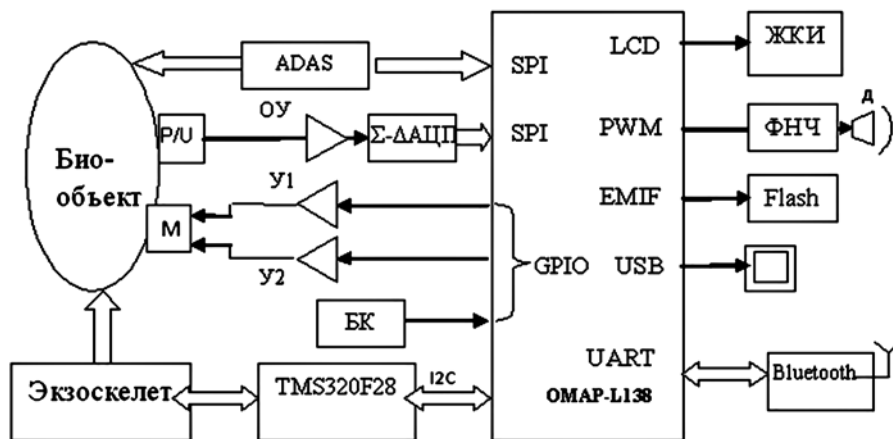


Рис. 4. Структурная схема блока контроля физиологических параметров с биотехнической обратной связью

Решение об управлении экзоскелетом осуществляется в соответствии с системой уравнений вида

$$UF_k = f_k(\text{BCP}, \text{САД}, \text{ДАД}, \text{ДА}), \quad (3)$$

где BCP – параметры variability сердечного ритма; САД – систолическое артериальное давление; ДАД – диастолическое артериальное давление; ДА – дыхательная активность; k – номер управляемого сервопривода экзоскелета.

Наряду с параметрами управления экзоскелетом прикладной процессор формирует текстовые файлы, содержащие рекомендации о рациональных схемах оказания врачебной помощи, и при необходимости сообщает о критических ситуациях.

Эта часть программного обеспечения использует системы гибридных нечетких решающих правил, синтезированных в соответствии с рекомендациями [4]-[7].

Информация о состоянии человека, контактирующего с экзоскелетом, режимах работы экзоскелета, файлы схем управления состоянием здоровья и прочее отображаются на жидкокристаллическом индикаторе (ЖКИ) или передаются голосом через динамик Д, подключаемый через фильтр низких частот ФНЧ к аудиоконтроллеру прикладного процессора. Кроме того, необходимая информация сохраняется во внешней Flash-памяти. Связь с другими вычислительными ресурсами осуществляется через USB и радиомодуль Bluetooth. Управление работой БКФБТОС осуществляется с помощью блока клавиатуры БК.

В перспективе к прикладному процессору планируется подключение аналоговых интерфейсов AFE, обеспечивающих регистрацию кровяного потока (фотоплетизмограмму) и энцефалограммы, а для управления сервоприводами планируется использовать нечеткие алгоритмы управления Мамдани-Заде [3]-[8]. Это позволит перейти на новый качественный уровень построения реабилитационных экзоскелетов.

В настоящее время схема, представленная на рис. 4, выполнена как лабораторный образец, на котором осуществляется сбор данных с целью оптимизации моделей (1) и моделей принятия решений о состоянии человека, контактирующего с экзоскелетом, с формированием рекомендаций о специализированной врачебной помощи.

Список литературы:

1. Яцун С.Ф., Савин С.И., Емельянова О.В., Яцун А.С., Турлапов Р.Н. Экзоскелеты: анализ конструкций, принципы создания, основы моделирования / Монография. – Курск: ЮЗГУ, 2015. 178 с.
2. Яцун С.Ф., Савин С.И., Яцун А.С., Турлапов Р.Н. Адаптивная система управления экзоскелета, осуществляющего вертикализацию человека // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Техника и технологии. 2015. № 3 (16). С. 30-37.

3. Пановко Г.Я., Савин С.И., Яцун С.Ф., Яцун А.С. Моделирование процессов вставания экзоскелета из положения сидя // Проблемы машиностроения и надежности машин. 2016. № 3. С. 19-24.
4. Корневский Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем // Медицинская техника. 2015. № 1 (289). С. 33-35.
5. Корневский Н.А., Руцкой Р.В., Долженков С.Д. Метод прогнозирования и диагностики состояния здоровья на основе коллективов нечетких правил // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2013. Т. 12. № 4. С. 905-909.
6. Корневский Н.А., Крупчатников Р.А., Горбатенко С.А. Синтез нечетких сетевых моделей, обучаемых по структуре данных для медицинских экспертных систем // Медицинская техника. 2008. № 2. С. 18-24.
7. Корневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2013. № 2. С. 99-103.
8. Усков А.А., Кузьмин А.В. Интеллектуальные технологии управления. Искусственные нейронные сети и нечеткая логика. – М.: Горячая линия – Телеком, 2004. С. 143.

Николай Алексеевич Корневский,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой,
кафедра биомедицинской инженерии,
Сергей Федорович Яцун,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой,
Андрей Сергеевич Яцун,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
кафедра механики, мехатроники
и робототехники,
Юго-Западный государственный университет,
г. Курск,
Валентина Викторовна Дмитриева,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
кафедра электрофизических установок,
Национальный исследовательский
ядерный университет «МИФИ»,
г. Москва,
e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ, РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!

ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСАТЬСЯ НА ЖУРНАЛ «МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»

НА 2017 ГОД.

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.

Стоимость подписки : 1200 руб. – за один номер,

3600 руб. – на первое полугодие 2017 года (3 номера), 7200 руб. – на 2017 год (6 номеров).

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71.