

Э. К. Лавровский, канд. физ.-мат. наук, Е. В. Письменная, канд. техн. наук,  
НИИ механики МГУ

## Об управлении процессом регулярной ходьбы экзоскелета нижних конечностей с помощью электроприводов<sup>1</sup>

*Рассмотрены динамические модели движения в сагиттальной плоскости экзоскелета нижних конечностей с одним или двумя управляемыми приводами в каждой ноге, интегрированного с помощью лямок с аналогичной моделью человека-оператора. Представлены модели экзоскелета, несущего точечный груз, которые описывают вязко-упругое и жесткое крепления экзоскелета к человеку и динамику электроприводов.*

*В работе изучаются возможности построения систем управления для различных вариантов размещения приводов в шарнирах экзоскелета (коленных или одновременно в коленных и тазобедренных), учитываются также возможности разной степени силового воздействия человека-оператора на процесс движения. Закон управления экзоскелетом строится в аналитическом виде, в основу его построения положено соответствие движения коленей и таза механизма заданным желаемым траекториям. Синтез и моделирование выполняются на примере комфортабельного одноопорного движения, наилучшие по энергетике результаты при хорошей точности реализации траекторий удается получить в случае абсолютно жесткой модели, когда конструкция экзоскелета и тело человека составляют одно целое.*

**Ключевые слова:** экзоскелет, мобильные роботы, нелинейное управление, движение по траектории, энергетика ходьбы

### Введение

В настоящее время в мире активно разрабатываются устройства, предназначенные для снятия нагрузки с опорно-мышечного аппарата человека при переноске тяжестей. Другим направлением, развиваемым во многих странах, является роботизированная медицина, предназначенная для создания высокотехнологических реабилитационных методов восстановления здоровья человека. Эти задачи могут быть успешно решены с помощью различных вариантов экзоскелетов. Общими для данных направлений являются задачи, связанные с математическим описанием процесса движения оператора в экзоскелете, построением законов управления паттерном его ходьбы, близким к реальной ходьбе здорового человека, созданием конструкций, удобных для использования человеком-оператором и разработкой приводных систем, позволяющих выполнить перемещение экзоскелета совместно с оператором.

Управление позицией или траекторией — это широко внедренная роботизированная стратегия

[1–5]. В этом режиме система управления направляет конечность оператора по фиксированному эталонному пути, одновременно получая углы шарниров для построения законов управления в виде обратной связи. Для нижних конечностей эталонная траектория — это обычная картина походки, ранее записанная у здорового субъекта. Однако построенные алгоритмы часто не учитывают полные уравнения динамики, а также качество управления движением вдоль этих траекторий.

При решении задач, связанных с перемещением грузов, необходимо учитывать также и воздействие оператора на экзоскелет в целях коррекции моментов, развиваемых приводами. Эта коррекция позволяет оператору двигаться самому с небольшой долей помощи от экзоскелета, экономя при этом энергию аккумуляторов, или наоборот, перекладывая основную часть нагрузки на приводную систему экзоскелета, — такая ситуация, например, имеет место при реабилитации пациентов с нарушением опорно-двигательного аппарата. Для решения подобных задач необходимо, чтобы система управления экзоскелетом обеспечивала движение по заданной траектории, для чего она должна изменить значение управляющего момента на величину, равную измеренному моменту, возникшему от воздействия оператора.

<sup>1</sup> Работа выполнена при частичной финансовой поддержке гранта РФФИ № 15-01-04503.

Такого рода задача обсуждалась, например, в работах [6, 7], однако закон управления движением экзоскелета нижних конечностей был рассмотрен на примере движения одного коленного сустава без учета взаимовлияния опорной ноги и других звеньев экзоскелета. Более детальный подход предложен в работе [8], однако объектом рассмотрения здесь является управление манипулятором одной руки. Отметим также работу [9], в которой построены полные уравнения динамической системы и определяются моменты в суставах человека, а также мышечные усилия, их реализующие. Однако приведенные уравнения описывают движение только опорной ноги, а не всего тела человека.

В данной статье рассматривается процесс управления экзоскелетом нижних конечностей, надетым на оператора, в режиме плоской одноопорной регулярной ходьбы. Экзоскелет может нести на себе дополнительный груз и связан с человеком-оператором с помощью некоторой системы упруго-вязких лямок. Помимо этого он управляется только в коленных суставах (или еще и в тазобедренных суставах) системой электродвигателей с редукторами. Для управления ими строятся определенные алгоритмы, основанные на обработке сенсорной информации и учете математической модели. Сенсорная система, размещенная на экзоскелете (и, может быть, на теле человека), обеспечивает измерение углов элементов конструкции с вертикалью в шарнирах, а также их первых производных. Математическая модель учитывает не только полные динамические уравнения объекта, но и полные уравнения движения электроприводов постоянного тока. Задающим воздействием на систему управления экзоскелетом являются программные моменты в шарнирах, которые соответствуют желаемым движениям по траекториям. При этом учитываются реальные конструктивные ограничения по напряжениям в приводах, вычисляются энергетические затраты человека-оператора на процесс ходьбы.

В статье приводятся результаты моделирования движения человека в экзоскелете при ряде компонентов экзоскелета в режиме одноопорной, комфортабельной ходьбы [10]. Ставится задача не только обеспечить в конце изучаемого одноопорного этапа удовлетворительную точность исполнения краевых условий, но и по возможности оптимизировать энергетические затраты самого человека.

### Уравнения движения аппарата

На рис. 1 показана абсолютная система координат  $XYZ$ , обобщенные переменные, а также схема оператора вместе с аппаратом. Введены обозначения углов аппарата с вертикалью  $\psi$ ,  $\alpha_1$ ,  $\beta_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\beta_2$ , управляющих моментов  $q_i$ ,  $u_i$  ( $i = 1, 2$ )

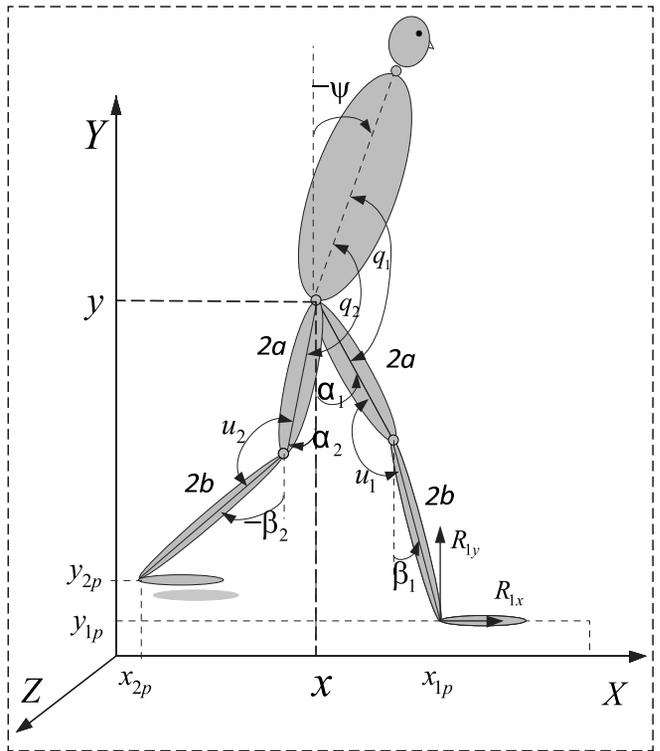


Рис. 1. Схема экзоскелета вместе с человеком в движении. Экзоскелет обозначен линиями вдоль ног человека

в тазобедренных и коленных шарнирах, соответственно; в точечных стопах ног — в точке  $(x_{1p}, y_{1p})$  опорной ноги — приложены силы реакции  $R_{1x}$ ,  $R_{1y}$ ; в стопе переносимой ноги  $(x_{2p}, y_{2p})$  силы реакции естественно отсутствуют. Управляющие моменты развиваются за счет работы электродвигателей постоянного тока с редукторами. Определяющими координатами "тела" экзоскелета являются  $(x, y)$  — координаты тазобедренного шарнира, а также углы звеньев аппарата ( $\psi$ ,  $\alpha_1$ ,  $\beta_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\beta_2$ ). Одноименные координаты, но со своими значениями относятся и к телу человека-оператора.

Предположим, что желаемым движением человека-оператора является режим одноопорной комфортабельной ходьбы [10]

$$\begin{aligned} x &= Vt - \sigma, \quad y = h, \quad V = L/T, \quad \sigma = L/2; \\ x_{1p} &= y_{1p} = 0; \quad t \in [0, T], \end{aligned} \quad (1)$$

где  $V$  — скорость перемещения;  $T$  — время переноса ноги в течение одного шага длиной  $L$ ;  $h$  — высота перемещения точки таза над горизонтальной поверхностью (все эти величины постоянны). Пусть движение переносимой ноги подчиняется закону

$$x_{2p} = -L \cos(\Omega t); \quad y_{2p} = \delta^2 \sin^2(\Omega t); \quad \Omega = \pi/T, \quad (2)$$

где  $\delta$  — некоторая константа, задающая высоту траектории переносимой ноги (обычно  $\delta^2 = 0,02$  м),

и пусть, наконец, угол корпуса  $\psi^*$  [10] изменяется по периодическому закону

$$\psi^*(t) = -\frac{\tilde{M}L}{2K_r} \left[ \text{ch}\omega t - \frac{1 + \text{ch}\omega T}{\text{sh}\omega T} \text{sh}\omega t \right] - \frac{\tilde{M}x^*}{K_r}; \quad (3)$$

$$\sigma = \frac{L}{2}; \quad \omega^2 = \frac{K_r g}{J + K_r h}.$$

Здесь  $\tilde{M}$  — масса корпуса оператора;  $K_r$ ,  $J$  — масс-инерционные характеристики человеческого тела, смысл которых будет пояснен ниже;  $g$  — ускорение свободного падения. Экзоскелет должен повторять желаемое движение человека, причем на перемещение экзоскелета влияют, помимо управляющих моментов, дополнительный вес груза и упругие силы, развиваемые лямками в точках контакта с телом оператора.

Ниже приведена динамическая часть системы, описывающей движение экзоскелета, не имеющего стоп, и пригодная для рассмотрения обеих фаз — одноопорной и двуопорной — ходьбы [10, 11]:

$$M_\Sigma \ddot{x} - K_r (\ddot{\psi} \cos \psi - \dot{\psi}^2 \sin \psi) + \sum_{i=1}^2 \left\{ K_a (\ddot{\alpha}_i \cos \alpha_i - \dot{\alpha}_i^2 \sin \alpha_i) + K_b (\ddot{\beta}_i \cos \beta_i - \dot{\beta}_i^2 \sin \beta_i) \right\} = Q_x; \quad (4)$$

$$M_\Sigma \ddot{y} - K_r (\ddot{\psi} \sin \psi + \dot{\psi}^2 \cos \psi) + \sum_{i=1}^2 \left\{ K_a (\ddot{\alpha}_i \sin \alpha_i + \dot{\alpha}_i^2 \cos \alpha_i) + K_b (\ddot{\beta}_i \sin \beta_i + \dot{\beta}_i^2 \cos \beta_i) \right\} = Q_y - M_\Sigma g; \quad (5)$$

$$J \ddot{\psi} - K_r (\ddot{x} \cos \psi + \ddot{y} \sin \psi) - g K_r \sin \psi = Q_\psi; \quad (6)$$

$$J_a^* \ddot{\alpha}_i + J_{ab} \ddot{\beta}_i \cos(\alpha_i - \beta_i) + K_a (\ddot{x} \cos \alpha_i + \ddot{y} \sin \alpha_i) + J_{ab} \dot{\beta}_i^2 \sin(\alpha_i - \beta_i) + g K_a \sin \alpha_i = Q_{\alpha_i}, \quad i = 1, 2;$$

$$J_b \ddot{\beta}_i + J_{ab} \ddot{\alpha}_i \cos(\alpha_i - \beta_i) + K_b (\ddot{x} \cos \beta_i + \ddot{y} \sin \beta_i) - J_{ab} \dot{\alpha}_i^2 \sin(\alpha_i - \beta_i) + g K_b \sin \beta_i = Q_{\beta_i}, \quad i = 1, 2. \quad (8)$$

Здесь обозначено

$$Q_\psi = \chi \sum_{i=1}^2 q_i + \tilde{Q}_\psi;$$

$$Q_{\alpha_i} = -\chi q_i - u_i + 2a(R_{ix} \cos \alpha_i + R_{iy} \sin \alpha_i) + \tilde{Q}_{\alpha_i}; \quad (9)$$

$$Q_x = \sum_{i=1}^2 R_{ix}, \quad Q_y = \sum_{i=1}^2 R_{iy},$$

$$Q_{\beta_i} = u_i + 2b(R_{ix} \cos \beta_i + R_{iy} \sin \beta_i) + \tilde{Q}_{\beta_i}, \quad i = 1, 2,$$

где  $g$  — ускорение свободного падения;  $R_{ix}$ ,  $R_{iy}$  — силы реакции опоры;  $2a$  и  $2b$  соответственно длины бедер и голени;  $r$  — расстояние центра масс корпуса от таза;  $J$  и  $J_a$  — моменты инерции соответственно корпуса и бедра относительно точки таза;  $J_b$  — момент инерции голени относительно колена;  $\tilde{Q}_\psi$ ,  $\tilde{Q}_{\alpha_i}$ ,  $\tilde{Q}_{\beta_i}$  — виртуальные работы упругих сил за счет крепления экзоскелета с помощью лямок в восьми точках на теле человека.

Обозначим также

$$M_\Sigma = m_t + 2m_a + 2m_b; \quad J_a^* = J_a + 4m_b a^2;$$

$$K_a = m_a a_* + 2m_b a; \quad K_b = m_b b_*;$$

$$J_{ab} = 2m_b a b_*; \quad K_r = m_t r,$$

где  $m_a$ ,  $m_b$  — их массы;  $m_t$  — масса корпуса;  $a_*$ ,  $b_*$  — соответственно расстояния центров масс бедра и голени от таза и коленей ног.

Система крепления и жесткости лямок подробно описаны в статье авторов [11]. Наконец, коэффициент  $\chi$  равен либо нулю, если экзоскелет управляется только электроприводами в коленных шарнирах, либо единице, если приводы установлены также и в обоих тазобедренных шарнирах. Уравнения (4)—(9) в дальнейшем использовались для анализа только одноопорной фазы, когда  $R_{2x} = R_{2y} = 0$ . Естественно поэтому, что число введенных переменных здесь переопределено, и координаты таза могут быть выражены через углы опорной ноги:

$$x_{1p} - x = 2a \sin \alpha_1 + 2b \sin \beta_1, \quad (10)$$

$$y - y_{1p} = 2a \cos \alpha_1 + 2b \cos \beta_1,$$

причем считается, что  $x_{1p} = y_{1p} = 0$ . Дважды продифференцированные соотношения (10) отражают этот факт:

$$\ddot{x} + 2a\ddot{\alpha}_1 \cos \alpha_1 + 2b\ddot{\beta}_1 \cos \beta_1 = 2a\dot{\alpha}_1^2 \sin \alpha_1 + 2b\dot{\beta}_1^2 \sin \beta_1; \quad (11)$$

$$\ddot{y} + 2a\ddot{\alpha}_1 \sin \alpha_1 + 2b\ddot{\beta}_1 \sin \beta_1 = -2a\dot{\alpha}_1^2 \cos \alpha_1 - 2b\dot{\beta}_1^2 \cos \beta_1.$$

Избежать переопределенности системы можно и с помощью рассмотрения динамических уравнений в угловых переменных [12].

Для того чтобы замкнуть систему уравнений, добавим еще четыре соотношения, связанных с уравнением моментов на валу электродвигателей:

$$nJ_{eng}(\ddot{\psi} - \ddot{\alpha}_i) + (1/n)q_i = C_m I_{qi}; \quad (12)$$

$$nJ_{eng}(\ddot{\beta}_i - \ddot{\alpha}_i) + (1/n)u_i = C_m I_{ui}, \quad i = 1, 2.$$

Здесь  $n$  — коэффициент редукции электродвигателей, все управляющие электродвигатели иден-

тичны;  $J_{eng}$  — момент инерции электродвигателей;  $C_m$  — некоторый коэффициент;  $I_{qi}$ ,  $I_{ui}$  — силы тока в соответствующих тазобедренных и коленных (если в последних электроприводы установлены) шарнирах.

Соотношения (4)—(8), (11), (12) связывают при  $\chi = 1$  13 связями 17 неизвестных величин: семь вторых производных определяющих координат ( $x, y, \psi, \alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2$ ), реакции  $R_{x1}, R_{y1}$ , моменты  $q_i, u_i, i = 1, 2$ , приложенные к экзоскелету, а также токи  $I_{qi}, I_{ui}, i = 1, 2$ . Для замыкания системы нужны еще четыре соотношения, которые определяются алгоритмом управления данной системой. Аналогичный вид имеет в одноименных переменных и система уравнений, отвечающая человеку-оператору. Заметим, что необходимость ее использования определяется в дальнейшем постановкой задачи. Кроме того, обе эти системы уравнений содержат внутренние силы  $Q$ , которые являются функцией определяющих координат экзоскелета и тела человека и их первых производных.

### Алгоритмы управления электроприводами и результаты их численных исследований

Численное моделирование проводилось в случае среднестатистической [13] модели тела человека: рост 1,747 м, масса 73,4 кг; длины бедер, голени и корпуса соответственно равны 0,514, 0,402 и 0,741 м; их массы соответственно 9, 2,9 и 47,6 кг (масса стоп — каждая по 1 кг, высота голеностопного сустава над поверхностью 9 см);  $a_* = 0,245$  и  $b_* = 0,161$  м. Корпус человека рассматривался как тело равномерной плотности, исходя из этого подсчитывались величины  $K_r$  и  $J$ . Значения других моментов инерции принимались следующими: центральный момент инерции бедра 0,1662 кг·м<sup>2</sup>, центральный момент инерции голени 0,0357 кг·м<sup>2</sup>. Масса экзоскелета была принята равной 20 кг: 5 кг — масса корпуса, по 3,75 кг — масса каждого из бедер и голени, причем масса всюду считалась распределенной равномерно. Как правило принималось, что экзоскелет нагружен дополнительным (сосредоточенным грузом) массой в 50 кг, который укреплен на корпусе на расстоянии 0,45 м выше таза.

Параметры походки:  $L = 50,0$  см,  $h = 84,5$  см,  $T = 1$  с,  $\delta = 2$  см. Параметры электродвигателей: за основу приняты характеристики мотора AXI 4130:

$$J_{eng} = 1,12 \text{ кг} \cdot \text{см}^2, C_m = 350 \text{ кг} \cdot \text{см}^2 / (\text{А} \cdot \text{с}^2), \\ C_e = 0,0375 \text{ В} \cdot \text{с}, R = 2 \text{ Ом}, L_i = 0,03 \text{ В} \cdot \text{с} / \text{А}, n = 100.$$

Был рассмотрен ряд постановок задач управления. В первой из них (будем называть ее постановкой 1) предполагалось, что оператор силой

своих мышц (с помощью моментов, развиваемых во всех пяти суставах ног — двух коленных, двух тазобедренных и голеностопном опорной ноги) реализует комфортабельную походку, а экзоскелет с помощью приводов, установленных в коленных (и/или тазобедренных) шарнирах, стремится оказать ему в этом содействие, обеспечивая "желаемый" момент  $M^*$  в этих шарнирах на основе следующего алгоритма:

$$\dot{M} = \lambda_1 [M - M^*] + \dot{M}^*, \lambda_1 < 0, \quad (13)$$

где  $M = [q_i, u_i], i = 1, 2$  — реальный момент, действующий на экзоскелет;  $\lambda_1$  — некоторый задаваемый коэффициент. В свою очередь, желаемый момент строится в результате решения в каждый момент времени линейной алгебраической системы уравнений относительно семи вторых производных определяющих координат экзоскелета ( $\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{\psi}, \ddot{\alpha}_1, \ddot{\beta}_1, \ddot{\alpha}_2, \ddot{\beta}_2$ ), сил реакции в опорной ноге  $R_{x1}, R_{y1}$  и двух подлежащих определению неизвестных желаемых коленных моментов. Эта система уравнений образуется из семи соотношений (4)—(9), двух условий непроскальзывания в точке контакта опорной ноги (11) и двух соотношений, обеспечивающих устойчивое движение по заданной траектории при наличии возмущений [14], поскольку желаемый момент  $M^*$  соответствует желаемому ускорению  $\ddot{\phi}$ :

$$\ddot{\phi} = \lambda_2 (\dot{\phi} - \dot{\phi}^*) + \lambda_3 (\phi - \phi^*) + \ddot{\phi}^*, \quad (14)$$

где  $\phi^*$  — значение межзвенного угла в колене, отвечающее заданному комфортабельному движению человека, а  $\lambda_2, \lambda_3 < 0$  — задаваемые коэффициенты. Ставится задача с помощью математического моделирования определить точность синтезированного закона управления и возникающие при этом энергетические затраты человека.

Преобразуем соотношение (13). Воспользуемся уравнением моментов на валу одного из приводов в коленях:

$$nJ_{eng}\ddot{\phi} + (1/n)M = C_m I. \quad (15)$$

Подставляя это выражение в соотношение (13), имеем

$$nC_m \dot{I} - n^2 J_{eng} \ddot{\phi} = \lambda_1 [nC_m I - n^2 J_{eng} \ddot{\phi} - M^*] + \dot{M}^*.$$

Поскольку угол  $\phi$  и его производные, так же как и желаемый момент  $M^*$ , относятся к разряду относительно медленных в сравнении с токами переменных, полученную формулу можно упростить, заменив на приближенную:

$$nC_m \dot{I} \approx \lambda_1 [nC_m I - n^2 J_{eng} \ddot{\phi} - M^*]. \quad (16)$$

Член с  $\ddot{\phi}$ , а также  $M^*$  в правой части полученного соотношения умножаются на могущий быть большим по модулю коэффициент  $\lambda_1$ . Поэтому эти члены сохранены. Подобные преобразования удобно проводить и в случае установки электроприводов одновременно в коленных и тазобедренных шарнирах. Тогда в результате получаем следующие четыре недостающих системе (4)–(12) соотношения:

$$\begin{aligned} \dot{I}_{qi} &= \lambda_1 [I_{qi} - (nJ_{eng}/C_m)(\ddot{\psi} - \ddot{\alpha}_i) - q_i^*/nC_m]; \\ \dot{I}_{ui} &= \lambda_1 [I_{ui} - (nJ_{eng}/C_m)(\ddot{\beta}_i - \ddot{\alpha}_i) - u_i^*/nC_m]; \\ M^* &= (q_i^*, u_i^*), \quad i = 1, 2. \end{aligned} \quad (17)$$

Следует заметить, что управлением электроприводов постоянного тока является напряжение  $V$ , которое определяется соотношением

$$V = nC_e \dot{\phi} + RI + LI,$$

где  $C_e$  — коэффициент противоЭДС;  $R$  — сопротивление цепи электродвигателя;  $L$  — ее индуктивность. Если значение напряжения ограничено по модулю некоторым значением  $V_{lim}$ , то этот факт можно рассматривать как ограничение на скорость изменения токов.

Опишем результаты численного исследования данного алгоритма в случае 1 постановки задачи. Степень точности исполнения требуемой позы аппарата в конечный момент времени  $t = T$  определим как невязку  $\Delta$ , которая является суммой двух модулей: отклонения тазобедренного сустава от требуемого положения в декартовых координатах и модуля отклонения пятки переносимой ноги от требуемого положения на поверхности перемещения. Энергетические затраты человека  $W$  в процессе шага будем оценивать биомеханическим функционалом

$$W = \int_0^T \sum_i |M_{hi} \dot{\phi}_{hi}| dt, \quad (18)$$

где  $\phi_{hi}$ ,  $M_{hi}$  — соответственно межзвенные углы человека в суставах и развиваемые в них оператором моменты. При численном исследовании задачи были получены результаты, представленные в таблице (переменная  $\Delta$  измеряется в см,  $W$  — в Дж,  $V_{lim}$  — В).

При всех приведенных значениях редукиции  $n$  электроприводов получаются примерно оди-

наковые результаты: энергетика чуть лучше при  $n = 90$ , а невязки чуть меньше при  $n = 110$ . В качестве опорного значения редукиции для дальнейших рассуждений выберем  $n = 100$ .

Из рассмотрения таблицы вытекает, что точность алгоритма на практике вполне достаточная. Представленную в таблице энергетика интересно сравнить с энергетикой человека, перемещающегося без помощи активного экзоскелета: человек без груза и экзоскелета затрачивает на такой же шаг 85,30 Дж, на шаг с грузом (в легком рюкзаке) без экзоскелета 133,14 Дж; на шаг без груза, но в экзоскелете, жестко связанном с телом человека, с учетом суммарных масс-инерционных характеристик экзоскелета — 116,48 Дж; наконец, на шаг в экзоскелете, характеристики которого учитываются, и с грузом — 163,45 Дж. Сравнение этих цифр с представленными в таблице говорит о том, что движение с грузом в управляемом экзоскелете, быть может, и более удобно, но требует от человека несколько больших энергетических затрат даже в том случае, когда ограничения по напряжению двигателей велики. Этот факт заставляет вернуться к постановке задачи 1 и пересмотреть ее в сторону более реальной, которая не требует от человека строгого выполнения заданной кинематики движения.

Будем считать, что человек выполняет свое перемещение в коленных, тазобедренных, стопных (опорной ноги) суставах и стремится, чтобы эти перемещения соответствовали заданным по кинематике — это ближе к реальности, чем возможность человеку двигаться строго по задаваемой, теоретической кинематике. В определяющих координатах тела человека данное движение соответствует ранее приведенной формуле (14). Экзоскелет же продолжает выполнять движение в своих коленных шарнирах посредством приводов согласно соотношению (16). Иными словами, согласно такой идеологии мы имеем два разных тела, управляемых соответствующим образом, связь которых осуществляется только через вязко-упругие лямки. Расчеты по данному алгоритму выявили необходимость рассматривать только вариант с  $V_{lim} = 150$  В, поскольку только в этом случае экзоскелету удается относительно точно отслеживать свои коленные углы. Построенный алгоритм приводит к достаточно большим значениям невязки  $\Delta \sim 6...7$  см ввиду отсутствия синхронности при отслеживании межзвенных углов каждого тела, хотя и отвечает режиму с низкой

$n$	$V_{lim}$	$W$	$\Delta$	$n$	$V_{lim}$	$W$	$\Delta$	$n$	$V_{lim}$	$W$	$\Delta$
90	24	185,93	0,22	100	24	187,36	0,21	110	24	189,81	0,20
	75	150,12	0,07		75	148,63	0,07		75	148,79	0,06
	150	145,25	0,09		150	147,19	0,08		150	149,02	0,08

энергетикой порядка 90 Дж. Более удачным представляется модифицированный алгоритм 2, при котором в управлении экзоскелетом учитываются соответствующие рассогласования в коленях человека, т. е. в правой части соотношения (14) добавляется член  $\lambda_4(\dot{\varphi}_h - \dot{\varphi}_h^*) + \lambda_5(\varphi_h - \varphi_h^*)$  с задаваемыми коэффициентами  $\lambda_4, \lambda_5$ . В свою очередь, в формулах межсуставных углов человека (в их правых частях) добавляются с дополнительными коэффициентами соответствующие члены с моментами от сил натяжения лямок: человеку-оператору невозможно в электронном или каком угодно другом виде быстро передать информацию о межсуставных углах экзоскелета в данный момент времени в то время, как тактильной информацией о натяжении лямок он в той или иной мере располагает. При соответствующем подборе дополнительных коэффициентов здесь удалось добиться невязки порядка 0,2 см для человека и 1,5 см по экзоскелету при энергетических затратах человека на шаг 88,5 Дж, что существенно ниже значений из приведенной выше таблицы.

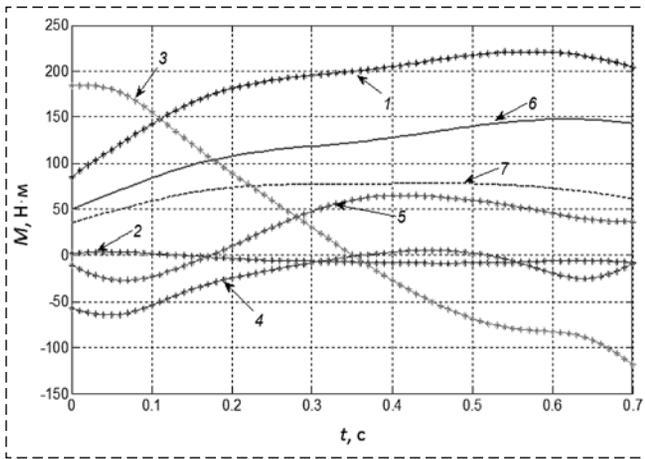
Заметим, что реализация алгоритма 2 аналогично алгоритму 1 требует достаточно высоких значений управляющих напряжений на опорной ноге, что свидетельствует о недостаточном вырабатываемом моменте на приводе. Поэтому был рассмотрен в нескольких вариантах алгоритм 3, где предполагалось, что экзоскелет управляется системой четырех электроприводов (к коленным приводам добавляются два тазобедренных привода). Схема формирования управляющих сигналов остается в основном прежней — с единственной поправкой, что вводится ограничение сверху  $M_h^{\max}$  на уровень всех развиваемых человеком суставных моментов. Наличие такого ограничения естественно сказывается на общем уровне энергозатрат  $W$  человека из формулы (18). Численные расчеты по данному алгоритму показывают, что определенного успеха здесь удается добиться уже при уровне в  $V_{\text{lim}} = 75$  В. Так, например, при  $M_h^{\max} = 90$  Н·м невязка реализации исходного комфортабельного режима составляет для оператора около 0,6 см и 0,3 см для экзоскелета при энергетических затратах человека на шаг 120,3 Дж. При этом отмечается та же характерная черта всех этих решений, при которой нетрудно еще понизить энергозатраты за счет роста невязок, и наоборот. Однако при  $V_{\text{lim}} = 24$  В низкий уровень невязок сопровождается значительными энергозатратами порядка 160...190 Дж за шаг.

Из анализа представленных выше результатов был сделан вывод о том, что при условии недостаточной мощности применяемых двигателей наличие деформируемых лямок является, по-видимому, дестабилизирующим фактором, вызывающим нежелательные колебания

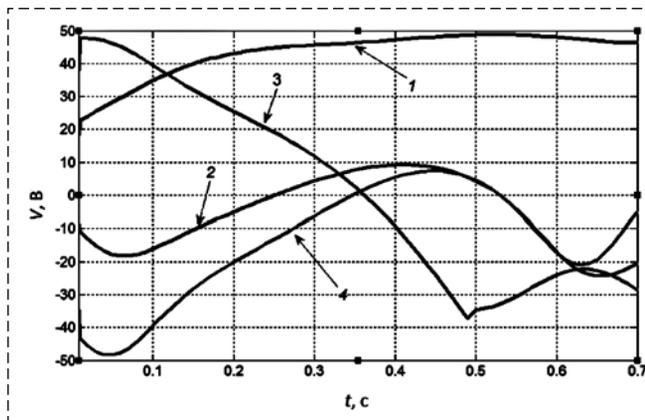
в конструкции. Поэтому рассмотренный далее алгоритм 4 предполагал абсолютно жесткую связь экзоскелета, несущего груз, с телом человека-оператора. Эта объединенная, жесткая конструкция рассматривалась в предположении учета и суммарных масс-инерционных характеристик. Поскольку конструкция теперь одна, то при учете показаний датчиков, установленных на экзоскелете, система управления способна определить желаемые моменты, единые для всей конструкции. Это обстоятельство позволяет разделить желаемые моменты, прилагаемые в том или ином шарнире, на доли, реализуемые отдельно за счет электродвигателей экзоскелета или же за счет мышц оператора. Разумеется, на практике более или менее точная реализация человеком своих долей может быть достигнута за счет тренировок. Однако на приводимые ниже результаты численного исследования по данному алгоритму можно смотреть еще и с другой точки зрения — как на определенный идеал по энергозатратам, поскольку ошибка при реализации желаемого движения объединенной конструкции здесь практически равна нулю.

Приведем полученные при исследовании данного алгоритма результаты. В случае, если оператор управляет всеми суставами, а собственно экзоскелет — всеми, кроме стопы опорной ноги (в стопе переносимой ноги момент нулевой), то в диапазоне  $V_{\text{lim}} = (75, 150)$  В энергозатраты человека составляют 19,3 Дж (полученные только за счет работы в голеностопном суставе). При  $V_{\text{lim}} = 48$  В энерготраты составляют уже около 91 Дж (приводимые ниже графики относятся именно к этому случаю); при  $V_{\text{lim}} = 24$  В они приблизительно равны 131 Дж. Иными словами, в этом последнем случае они только чуть меньше, чем у человека без экзоскелета с тем же грузом (50 кг) в рюкзаке. Впрочем, заметим, что критерий энерготрат не может рассматриваться как единственный при оценке эффективности использования экзоскелета для транспортировки значительных грузов — есть еще критерии разгрузки позвоночника оператора и удобства ношения экзоскелета с грузом, которые невозможно формализовать.

Наряду со случаем четырех электродвигателей можно рассмотреть и аналогичный случай только двух коленных электродвигателей. При  $V_{\text{lim}} = 48$  В энерготраты составляют около 127,5 Дж; при  $V_{\text{lim}} = 24$  В они приблизительно равны 150,5 Дж. Для реализации другой схемы управления, когда электродвигатели управляют только коленями, а оператор — всеми остальными суставами, требуется, чтобы  $V_{\text{lim}} \gg 130$  В, при этом энергозатраты человека составляют около 75 Дж. Заметим, что при наличии шести подобных двигателей станет возможным осуществить требуемое перемещение аппарата без силового участия со стороны человека. Все вышеприведенные цифры говорят, по-

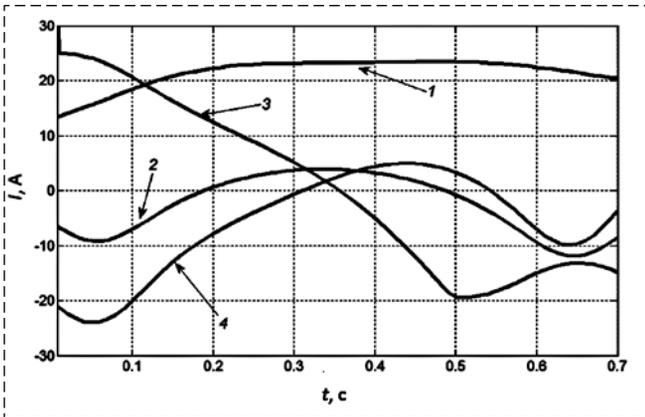


**Рис. 2. Графики со звездочками — желаемые моменты обеих ног:**  
 1 — коленный момент опорной ноги; 2 — коленный момент переносимой ноги; 3 — тазобедренный момент опорной ноги; 4 — тазобедренный момент переносимой ноги; 5 — голеностопный момент опорной ноги, развиваемый человеком; 6 — коленный момент опорной ноги, развиваемый человеком; 7 — коленный момент опорной ноги, создаваемый приводом



**Рис. 3. Графики напряжений на приводах опорной и переносимой ног:**

1 — напряжение в коленном приводе опорной ноги; 2 — напряжение в коленном приводе переносимой ноги; 3 — напряжение в тазобедренном приводе опорной ноги; 4 — напряжение в тазобедренном приводе переносимой ноги



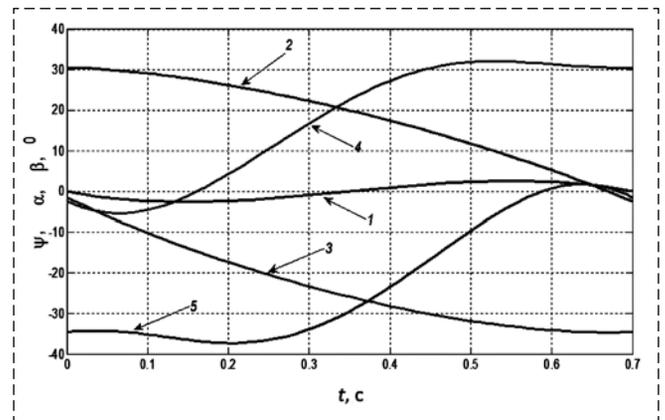
**Рис. 4. Графики токов в приводах:**

1 — сила тока в коленном приводе опорной ноги; 2 — сила тока в коленном приводе переносимой ноги; 3 — сила тока в тазобедренном приводе опорной ноги; 4 — сила тока в тазобедренном приводе переносимой ноги

видимому, о том, что принятые здесь в качестве примера электродвигатели находятся на пределе возможного и требуют замены на более мощные.

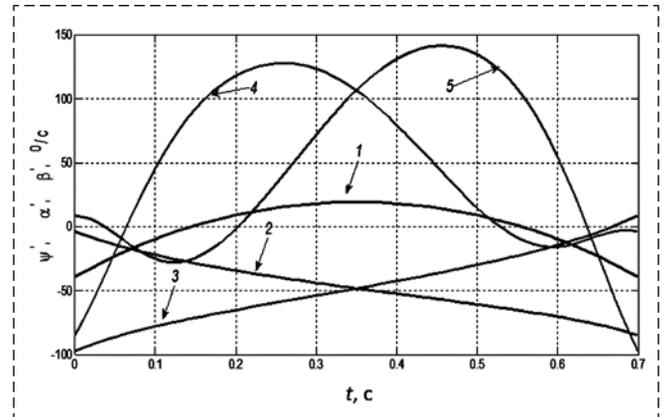
Результаты, полученные при моделировании человека в экзоскелете при управлении по алгоритму 4, когда движение происходит за счет четырех двигателей, представлены на рис. 2—7. На рис. 2 представлены графики желаемых моментов, откуда видно, что наиболее нагруженным является колено опорной ноги. Кривые 6, 7 характеризуют доли этого коленного момента, приходящиеся на человека-оператора и привод, т. е. сумма координат этих кривых равна координате, обозначенной номером 1. Второй по загрузке является тазобедренный шарнир опорной ноги.

Аналогичная картина получается при анализе управляющих напряжений и токов в приводах (рис. 3, 4).



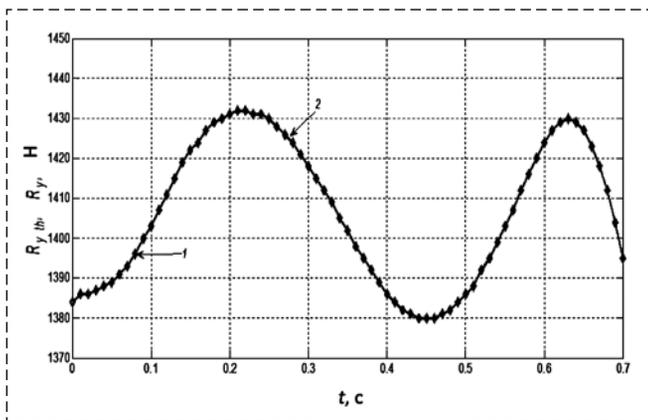
**Рис. 5. График углов в шарнирах экзоскелета:**

1 — угол корпуса с вертикалью; 2 — угол бедра опорной ноги; 3 — угол голени опорной ноги; 4 — угол бедра переносимой ноги; 5 — угол голени переносимой ноги



**Рис. 6. Графики угловых скоростей в шарнирах экзоскелета:**

1 — угловая скорость корпуса с вертикалью; 2 — угловая скорость бедра опорной ноги; 3 — угловая скорость голени опорной ноги; 4 — угловая скорость бедра переносимой ноги; 5 — угловая скорость голени переносимой ноги



**Рис. 7. Силы вертикальной реакции в стопе опорной ноги:**  
 1 — график  $R_y$  — текущая сила реакции; 2 — график со звездочками  $R_{y,th}$  — теоретическая сила реакции, Н. Эти графики практически совпадают

На рис. 5, 6 представлены графики углов и угловых скоростей реализации комфортабельного движения. Их отклонения от теоретических значений практически равны нулю.

На рис. 7 представлены графики реальных и теоретических реакций в опорной ноге. Эти графики практически не различимы. Отметим, что теоретические значения реакции опоры, полученные с учетом формулы (3), имеют отчетливый двугорбый вид, характерный для ходьбы человека в норме. Однако минимум между горбами смещен по времени немного вправо, что, по-видимому, объясняется эмпирическим характером используемой формулы угла наклона корпуса (3).

### Заключение

1. Построена динамическая модель движения в сагиттальной плоскости экзоскелета нижних конечностей, интегрированного с человеком-оператором с помощью лямок с одним или двумя управляемыми приводами в каждой ноге. Экзоскелет дополнительно нагружен сосредоточенной нагрузкой. Рассматривались модели вязко-упругого и жесткого крепления экзоскелета к человеку. Модели учитывают также динамику электроприводов.

2. Построены несколько алгоритмов управления этими объектами, которые формируются исходя из требования устойчивости движения по траектории и реализации моментов, отвечающих этому режиму.

3. Исследуется точность работы этих алгоритмов и соответствующие им энергозатраты человека-оператора при задании настроечных коэффициентов алгоритмов в случае регулярной, одноопорной ходьбы. В результате моделирования была получена приемлемая точность по каждому алгоритму управления при условии обеспечения

приводной системой требуемых номинальных моментов. Наиболее полные результаты с хорошей точностью реализации удалось получить в случае абсолютно жесткой модели, при которой конструкция экзоскелета и тело человека составляют одно целое. При необходимом значении номинального момента на приводах экзоскелет способен оказать существенную помощь человеку, переносящему груз, что видно из анализа его энергозатрат.

### Список литературы

1. Colombo G., Joerg M., Schreier R., Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2000; 37 (6), p. 693–700.
2. Hussain S., Xie S. Q., Liu G. Robot assisted treadmill training: mechanisms and training strategies. *Med. Eng. Phys.* 2011; 33 (5), p. 527–533.
3. Aoyagi D., Ichinose W. E., Harkema S. J., Reinkensmeyer D. J., Bobrow J. E. A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait training following neurologic injury. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 2007; 15 (3), p. 387–400.
4. Wisneski K. J., Johnson M. J. Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: implications for modelling trajectories for robot-assisted adl tasks. *J. Neuro Engineering Rehabil.*, 2007.
5. Montagner A., Frisoli A., Borelli L., Procopio C., Bergamasco M., Carboncini M. C., et al. A pilot clinical study on robotic assisted rehabilitation in vr with an arm exoskeleton device. In: *Proceedings of Virtual Rehabilitation: 27–29 September 2007. Venice, 2007*, p. 57–64.
6. Antonio J. del-Ama, Ángel Gil-Agudol, José L. Pons and Juan C. Moreno del-Ama et al. Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton. *J. of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 2015. <http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/27>.
7. Magdo Bortolel, Anusha Venkatakrishnan, Fangshi Zhu, Juan C. Morenol, Gerard E. Francisco, Jose L. Pons and Jose L. Contreras-Vidal. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study. // *J. of Neuro Engineering and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0048-y>.
8. Yali Liu, Chong Li, Linhong Ji, Sheng Bi, Xuemin Zhang, Jianfei Huo, and Run Ji. Development and Implementation of an End-Effector Upper Limb Rehabilitation Robot for Hemiplegic Patients with Line and Circle Tracking Training // *J. of Healthcare Engineering*. 2017, June.
9. Suin Kim, Kyoungkwan Ro and Joonbum Bae. Estimation of Individual Muscular Forces of the Lower Limb during Walking using a Wearable Sensor System. *J. of Sensors* Volume 2017 (2017), Article ID 6747921, 14 p. <https://doi.org/10.1155/2017/6747921>.
10. Белецкий В. В. Двуногая ходьба. М.: Наука, 1984, 286 с.
11. Лавровский Э. К., Письменная Е. В., Комаров П. А. Управление ходьбой экзоскелетона нижних конечностей при вязко-упругой связи его с телом человека-оператора // *МАУ*. 2015. № 2. С. 96–101.
12. Формальский А. М. Перемещение антропоморфных механизмов. М.: Наука, 1984, 368 с.
13. Лавровский Э. К., Воронов А. В. Определение масс-инерциальных характеристик ноги человека // *Физиология человека*. 1998. № 2. С. 91–101.
14. Лавровский Э. К., Письменная Е. В. Алгоритмы управления экзоскелетом нижних конечностей в режиме одноопорной ходьбы по ровной и ступенчатой поверхностям // *Мехатроника, автоматизация, управление*. 2014. № 1. С. 44–51.

# Control of Regular Walking for an Exoskeleton with the Electric Drive

E. K. Lavrovsky, lavrov@imec.msu.ru, E. V. Pismennaya, epismen@yandex.ru,  
Moscow State University, Moscow, 119991, Russian Federation

Corresponding authors: Pismennaya Elena V., Ph. D., Senior Researcher, Institute of Mechanics of Moscow State University, Moscow, 119991, Russian Federation, e-mail: epismen@yandex.ru

Accepted on November 16, 2017

We consider dynamic model of the motion in the sagittal plane of the exoskeleton of lower limbs, integrated with the similar model of the human operator by means of straps with one or two controllable actuators in each leg. The exoskeleton is additionally loaded with heavy point weight. Considered models of visco-elastic and the rigid attachment of the exoskeleton to the person. The model also takes into account the dynamics of the electric actuators. We study the possibility of designing control systems for various options of the actuators in the joints of the exoskeleton (knee or both in the knee and hip), which also take into account the different degrees of force action of the human operator on the process of movement. The synthesis is based on the method of solving the inverse tasks of the dynamics. The analytical motion control for exoskeleton was designed, which provided locomotion to the hip and knee joints in accordance with the selected desired mode. Synthesis of the control system was carried out on the example of a flat, single support for comfortable walking. The algorithms provide a good quality performance of a given motion and an acceptable cost of energy from the human operator. With sufficient size nominal torque for actuators, the exoskeleton is able to provide substantial assistance to the person carrying the heavy weight, as is evident from the analysis of energy costs. The best energy results with good precision implementation can be obtained in the case of a perfectly rigid model, in which the design of the exoskeleton and the human body are one.

**Keywords:** exoskeleton, mobile robots, nonlinear control, motion on trajectory, energy walk

**Acknowledgements:** This work was supported by the Russian Foundation for Basic Research, project no. 15-01-0453.

For citation:

Lavrovsky E. K., Pismennaya E. V. Control of Regular Walking for an Exoskeleton with the Electric Drive, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2018, vol. 19, no. 3, pp. 160–168.

DOI: 10.17587/mau.19.160-168

## References

1. Colombo G., Joerg M., Schreier R., Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis, *J. Rehabil. Res. Dev.*, 2000; 37 (6), pp. 693–700.
2. Hussain S., Xie S. Q., Liu G. Robot assisted treadmill training: mechanisms and training strategies, *Med. Eng. Phys.*, 2011; 33 (5), pp. 527–533.
3. Aoyagi D., Ichinose W. E., Harkema S. J., Reinkensmeyer D. J., Bobrow J. E. A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait training following neurologic injury, *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, 2007; 15 (3), pp. 387–400.
4. Wisneski K. J., Johnson M. J. Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: implications for modelling trajectories for robot-assisted adl tasks, *J. NeuroEngineering Rehabil.*, 2007.
5. Montagner A., Frisoli A., Borelli L., Procopio C., Bergamasco M., Carboncini M. C., et al. A pilot clinical study on robotic assisted rehabilitation in vr with an arm exoskeleton device, *Proceedings of Virtual Rehabilitation*, 27–29 September 2007, Venice, 2007, pp. 57–64.
6. Antonio J. del-Ama, Ángel Gil-Agudol, José L. Pons and Juan C. Moreno del-Ama et al. Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton, *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2015, available at: <http://www.neuroengrehab.com/content/11/1/27>.
7. Magdo Bortolel, Anusha Venkatakrisnan, Fangshi Zhu, Juan C. Morenol, Gerard E. Francisco, Jose L. Pons and Jose L. Contreras-Vidal. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study, *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation*, available at: <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0048-y>.
8. Yali Liu, Chong Li, Linhong Ji, Sheng Bi, Xuemin Zhang, Jianfei Huo, and Run Ji. Development and Implementation of an End-Effector Upper Limb Rehabilitation Robot for Hemiplegic Patients with Line and Circle Tracking Training, *J. of Healthcare Engineering*, 2017, June.
9. Suin Kim, Kyoungkwan Ro and Joonbum Bae. Estimation of Individual Muscular Forces of the Lower Limb during Walking using a Wearable Sensor System, *J. of Sensors Volume*, 2017, Article ID 6747921, 14 p., available at: <https://doi.org/10.1155/2017/6747921>.
10. Beletsky V. V. *Dvunogaia khodba* (Biped walking), Moscow, Nauka, 1984, 286 p. (in Russian).
11. Lavrovsky E. K., Pismennaya E. V., Komarov P. A. *Upravlenie khodboj ekzoskeletona nizhnikx konechnostej pri viazko-uprugoj svyazi ego s telom cheloveka-operatora* (About control of walking lower extremities exoskeleton at condition of its elastic-viscous connection with human operator), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2015, no. 2, pp. 96–101 (in Russian).
12. Formalsky A. M. *Peremeshchenie antropomorfnykh mekhanizmov*. (About displacement of antropomorphic mechanisms), Moscow, Nauka, 1984, 368 p. (in Russian).
13. Lavrovsky E. K., Voronov A. V. *Opreделение mass-inertialnykh kharakteristik nogi cheloveka* (Finding of mass-inertia parameters for human legs), *Physiology of Human*, 1998, no. 2, pp. 91–101 (in Russian).
14. Lavrovsky E. K., Pismennaya E. V. *Algoritmy upravleniya ekzoskeletom nizhnikx konechnostej v regime odnoopornoj fazy khodby po rovnym i stupenchatym poverkhnostiam*. (Control algorithm for lower extremities exoskeleton in the walking regime by flat and step surfaces), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2014, no. 1, pp. 44–51 (in Russian).