

# РОБОТОТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ

УДК 521.1, 681.51.011

**Э. К. Лавровский**, канд. физ. мат. наук, вед. науч. сотр.,

**Е. В. Письменная**, канд. техн. наук, ст. науч. сотр., epismen@ya.ru, **П. А. Комаров**, мл. науч. сотр.,  
НИИ механики МГУ

## Управление ходьбой экзоскелетона нижних конечностей при вязкоупругой связи его с телом человека оператора<sup>1</sup>

Рассматривается динамика пассивного экзоскелетона (с дополнительной нагрузкой и без) при плоской, регулярной, одноопорной ходьбе человека-оператора по ровной, горизонтальной поверхности. Экзоскелетон имеет аналогичное человеку строение и связан с оператором с помощью упругих лямок в некоторых точках тела. Изучаются вопросы эффективности такого способа динамического воздействия человека на данный механизм.

**Ключевые слова:** экзоскелетон, точки контакта тела и аппарата, качество отслеживания желаемого режима ходьбы

### Введение

Рассматривается плоская, одноопорная, регулярная ходьба человека с надетым на него пассивным экзоскелетоном по ровной горизонтальной поверхности. Активные варианты аппарата подобного типа призваны помочь как здоровому человеку при перемещении тяжелых грузов или при длительной ходьбе, так и людям с ограниченными двигательными возможностями (ослабленным, либо парализованным людям). Пассивный экзоскелетон отличается от активного только тем, что не имеет двигателей в шарнирах конструкции. Он управляет исключительно за счет мускульных усилий человека-оператора, действующего на механизм с помощью лямок, которые соединяют определенные точки тела и конструкции. Поскольку на сегодняшний день существуют два направления развития экзоскелетонов — пассивный и активный, то изучение пассивного аппарата представляет собой отдельную задачу. Кроме того, пассивный вариант является еще и существенным элементом активного варианта аппарата. Поэтому изучение взаимодействия человека и механизма в варианте пассивного экзоскелетона можно считать важнейшей предпосылкой создания в дальнейшем эффективного аппарата с активной системой управления.

Экзоскелетон расположен частично за спиной и по бокам тела человека, в его "рюкзаке" может находиться дополнительный точечный груз. Тело человека и конструкция экзоскелетона, хотя и повторяющая человеческое тело, не слиты вместе: контакт поддерживается лишь в восьми точках тела с помощью лямок, которые рассматриваются как упругие линейные пружинки с различными коэффициентами упругости и демпфирования. Этими восемью

точками являются плечи человека, условная середина его корпуса и таз, а также середины бедер и голеней каждой из ног; еще одной точкой контакта является точка стопы (голеностопный сустав) переносимой ноги. Считается, что стопы опорных ног человека и аппарата совпадают во все время одного рассматриваемого шага. Таким образом, экзоскелетон может в некотором смысле повторять диктуемое ему человеком движение. Чтобы избежать проникновения конструкции экзоскелетона в человеческое тело, будем считать, что это вызывает резкий рост коэффициентов упругости лямок-пружинок в соответствующих точках контакта, стремящихся вытолкнуть "железо" из тела.

Задача организации ходьбы аппарата заключается в согласованном осуществлении движения всех элементов его конструкции по задаваемым оператором желаемым траекториям. Это, в частности, предполагает комфортное ощущение человека: отсутствие вибраций и низкий уровень энергетических затрат со стороны человека-оператора.

### 1. Динамика аппарата

Рассматривается задача управления биомеханизмом — человеком, интегрированным с экзоскелетом — при перемещении его по ровной горизонтальной поверхности в режиме плоской, регулярной, одноопорной ходьбы в течение одного шага. На рис. 1 показана схема аппарата в абсолютной системе осей  $XYZ$ , введены обозначения углов, моментов  $M_{i,j}$  ( $i = 1, 2$ ;  $j = 1, 2, 3$ ) в суставах экзоскелетона; 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, равны нулю, вместе со стопным моментом  $M_{21}$ . Определяющими координатами тела человека являются координаты тазобедренного сустава  $(x^*, y^*)$ , а также углы звеньев тела с вертикалью  $(\psi^*, \alpha_1^*, \beta_1^*, \alpha_2^*, \beta_2^*)$ , соответствующие одноименным координатам  $(x, y, \psi)$ ,

<sup>1</sup> Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Российского Фонда Фундаментальных Исследований, грант № 12-01-00800-а.

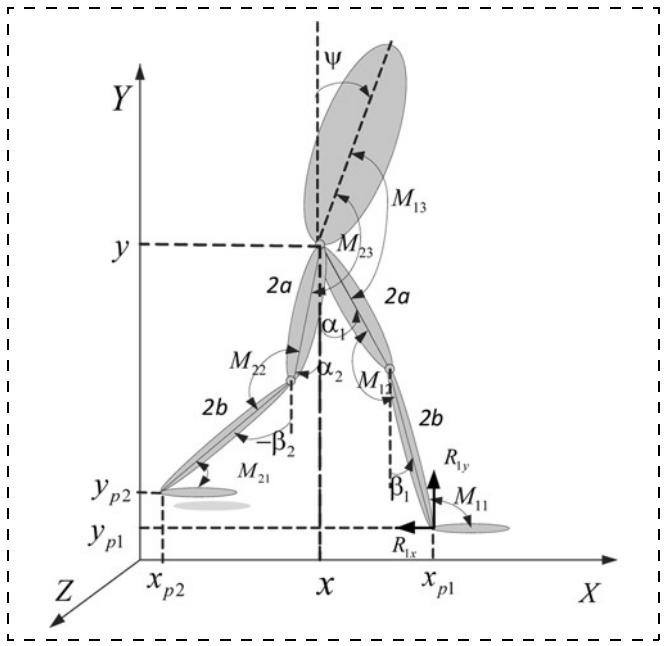


Рис. 1

$\alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2$ ), характеризующим положение "тела" экзоскелетона.

Пусть, например, человек-оператор, используя мышечные усилия, движется строго в режиме комфорта бельной ходьбы [1]. Тогда

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

где  $V$  — скорость его перемещения,  $T$  — полупериод одного шага,  $L$  — длина шага,  $h$  — высота перемещения точки таза над горизонтальной поверхностью перемещения (все эти величины постоянны), причем перемещение его переносной 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, наконец, угол корпуса  $\psi^*$  [1] изменяется по периодическому закону

$$\begin{aligned} \psi^*(t) &= -\frac{ML}{2K_r} \left[ \operatorname{ch}(\omega t) - \frac{1 + \operatorname{ch}(\omega T)}{\operatorname{sh}(\omega T)} \operatorname{sh}(\omega t) \right] - \frac{Mx^*}{K_r}, \\ \sigma &= \frac{L}{2}, \quad \omega^2 = \frac{K_r g}{J + K_r h}. \end{aligned} \quad (3)$$

Здесь  $M, K_r, J$  — масс-инерционные характеристики человеческого тела, смысл которых будет пояснен ниже,  $g$  — ускорение свободного падения. Экзоскелетон должен повторять такое ("желаемое") движение, причем на его истинное перемещение влияют только вес и силы, развиваемые пружинками в точках контакта.

Используя метод Лагранжа, можем получить в общем случае следующую систему [1], описывающую

движение экзоскелетона, структурные уравнения которой имеют вид

$$B(z)\|\ddot{z}\| + D(z)\|\dot{z}^2\| + Ag|\sin z| = Q_z, \quad (4)$$

где  $\|z\| = \|x, y, \psi, \alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2\|$  — вектор пространства переменных, а  $B(z), D(z), A$  — некоторые матрицы. Полный вид этих уравнений приведен, например, в работе [2]. Здесь обозначено

$$Q_z = \|Q_x, Q_y, Q_\psi, Q_{\alpha_1}, Q_{\beta_1}, Q_{\alpha_2}, Q_{\beta_2}\|^T,$$

где

$$Q_x = R_{1x} + Q_x^\bullet, \quad R_{2x} = 0;$$

$$Q_y = R_{1y} + Q_y^\bullet, \quad R_{2y} = 0;$$

$$Q_\psi = -\sum_{i=1}^2 M_{i3} + Q_\psi^\bullet;$$

$$Q_{\alpha_i} = -M_{i2} - M_{i3} + 2a(R_{ix}\cos\alpha_i + R_{iy}\sin\alpha_i) + Q_{\alpha_i}^\bullet, \quad i = 1, 2;$$

$$Q_{\beta_i} = M_{i2} + 2b(R_{ix}\cos\beta_i + R_{iy}\sin\beta_i) + M_{i1} + Q_{\beta_i}^\bullet, \quad i = 1, 2;$$

$$M = m_t + 2m_a + 2m_b, \quad J_a^* = J_a + 4m_b a^2,$$

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

$$J_{ab} = 2m_b ab_*, \quad K_r = m_t r,$$

где  $R_{ix}, R_{iy}$  — силы реакций опоры;  $2a$  и  $2b$  — соответственно длины бедер и голеней экзоскелетона (и человека);  $m_a, m_b$  — их массы;  $m_t$  — масса корпуса;  $r$  — расстояние центра масс корпуса от таза;  $a_*, b_*$  — соответственно расстояния центров масс бедра и голени от таза и коленей ног;  $J$  и  $J_a$  — моменты инерции соответственно корпуса и бедра относительно точки таза;  $J_b$  — момент инерции голени относительно колена. Соотношения (6) определяют некоторые масс-инерционные характеристики, от которых зависят левые части в (4).

Уравнения (4)–(5) в принципе пригодны для описания движения как в одноопорной (с мгновенной двуопорной фазой), так и с протяженной двуопорной фазой, а также в режиме с протяженной двуопорной фазой, где сочетаются обе фазы. Под номером один понимается передняя опорная, под номером два — задняя (переносимая) нога. Стопы человека и экзоскелетона считаются невесомыми. Полная система масс-инерциальных характеристик тела человека и экзоскелетона, используемых ниже во всех численных экспериментах, указана в **Приложении**. Экзоскелетон может быть нагружен дополнительно массой порядка  $P = 50\ldots100$  кг на корпусе, на высоте  $rol = 45$  см от таза.

Поскольку рассматривается одноопорная ходьба, число введенных переменных переопределено, и координаты таза могут быть выражены через углы опорной ноги:

$$\begin{aligned} x_{1p} - x &= 2a\sin\alpha_1 + 2b\sin\beta_1; \\ y - y_{1p} &= 2a\cos\alpha_1 + 2b\cos\beta_1, \end{aligned} \quad (7)$$

(причем можно считать, что  $x_{1p} = y_{1p} = 0$ ). Используя формулы (7) и дифференцируя их, можно при одноопорной ходьбе заменить выражения  $\ddot{x}$  и  $\ddot{y}$  через углы и получить систему [3] с меньшим числом независимых переменных.

Заметим, что (в отличие от работ [1, 2, 4]) данная динамическая система содержит в правых частях формул (5) функции  $Q^\bullet$ , которые отражают воздействие пружин (лямок) в точках контакта с телом человека. Эти функции  $Q^\bullet$  представляют собой виртуальные работы сил воздействия пружин по соответствующим координатам лагранжевых уравнений. Формулы, их выражающие, формируются по единому плану: строятся деформации пружин в точках контакта, которые равны

$$\Delta x = x_{man}^* - x_{appatus}, \Delta y = y_{man}^* - y_{appatus},$$

где  $x_{man}^*$ ,  $y_{man}^*$  и  $x_{appatus}$ ,  $y_{appatus}$  — координаты данных точек по соответствующим осям в теле человека (это функции времени) и на экзоскелете; помимо с учетом еще и скоростей деформации строятся компоненты вязкоупругих сил в этих точках:

$$f_x = c\Delta x + d\Delta \dot{x}, f_y = c\Delta y + d\Delta \dot{y}, \quad (8)$$

где  $c$  [Н/см],  $d$  [Н · с/см] — соответствующие коэффициенты жесткости и демпфирования; наконец, компоненты вектора сил умножаются на виртуальные перемещения данных точек на теле экзоскелетона и строится суммарная виртуальная работа по всем точкам контакта  $i = 1, 8$ :

$$\delta Q = \sum_{i=1}^8 (f_x^i \delta x_i + f_y^i \delta y_i).$$

Выражения  $Q^\bullet$  в тех или иных строках формул (5) содержат ту часть члена  $\delta Q$ , которая относится к вариациям соответственно по  $\delta x$ ,  $\delta y$ ,  $\delta\psi$ ,  $\delta\alpha_1$ ,  $\delta\beta_1$ ,  $\delta\alpha_2$ ,  $\delta\beta_2$  при выражении через них всех вариаций точек контакта  $\delta x_i$ ,  $\delta y_i$ . Приведем вид всех выражений  $Q^\bullet$ :

$$\begin{aligned} Q_x^\bullet &= \sum_{i=1}^8 f_x^i; \quad Q_y^\bullet = \sum_{i=1}^8 f_y^i; \\ Q_\psi^\bullet &= -rop(f_x^1 \cos\psi + f_y^1 \sin\psi) - \\ &- rog(f_x^2 \cos\psi + f_y^2 \sin\psi) + \\ &+ smesh \left[ \sin\psi \sum_{i=1-3} f_x^i - \cos\psi \sum_{i=1-3} f_y^i \right]; \\ Q_{\alpha_1}^\bullet &= l_4(f_x^4 \cos\alpha_1 + f_y^4 \sin\alpha_1) + \\ &+ 2a(f_x^5 \cos\alpha_1 + f_y^5 \sin\alpha_1); \quad (9) \\ Q_{\beta_1}^\bullet &= l_5(f_x^5 \cos\beta_1 + f_y^5 \sin\beta_1); \\ Q_{\alpha_2}^\bullet &= l_4(f_x^6 \cos\alpha_2 + f_y^6 \sin\alpha_2) + \\ &+ 2a(f_x^7 \cos\alpha_2 + f_y^7 \sin\alpha_2); \\ Q_{\beta_2}^\bullet &= l_5(f_x^7 \cos\beta_2 + f_y^7 \sin\beta_2) + \\ &+ 2b(f_x^8 \cos\beta_2 + f_y^8 \sin\beta_2). \end{aligned}$$

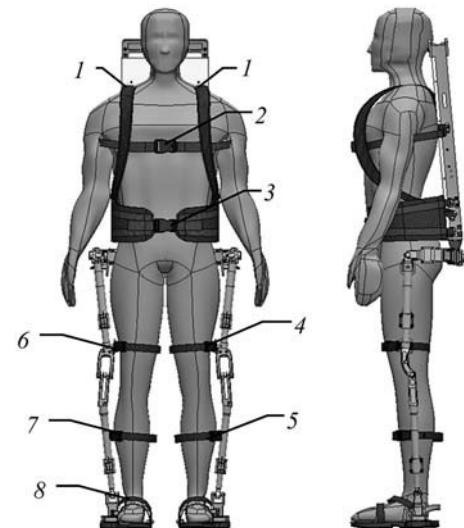


Рис. 2

Обозначения  $rop$ ,  $rog$ ,  $smesh$  пояснены ниже.

Упруговязкие лямки являются единственным силовым связующим звеном между человеком и аппаратом. Для целей надежного обеспечения требуемого движения экзоскелетона важно как число и расположение точек контакта на теле человека, так и их упругие характеристики. В соответствии с конструкцией экзоскелетона таких точек восемь (рис. 2): три на корпусе аппарата — на высоте  $rop = 60$  см от таза (№ 1), на высоте  $rog = 20$  см (№ 2), на уровне самого таза (№ 3), на бедрах находятся точки (№ 4, № 6) — на расстоянии  $l_4 = l_6 = 35$  см от тазобедренного сустава, на голенях (№ 5, № 7) — на расстоянии  $l_5 = l_7 = 30$  см от коленного сустава. Точечная стопа (точнее голеностопный сустав) на опорной ноге во все время исследуемой одноопорной фазы движения рассматривалась как совмещенная с соответствующей точкой на теле человека, т. е.  $x_{1p} = y_{1p} = 0$ , а аналогичная точка на переносимой ноге аппарата считалась связанный упругой связью с соответствующей точкой на стопе человека — это и была последняя восьмая точка. Отметим, что в точке 1 учитывались раздельно силы воздействия лямки на аппарат по вертикали  $f_{1y}$  и по горизонтали  $f_{1x}$ , поскольку в этой верхней точке оператор и поднимает, и продвигает вперед висящий на нем экзоскелетон. В остальных точках за основу брался суммарный вектор

$\sqrt{f_{ix}^2 + f_{iy}^2}$ ,  $i = 2, \dots, 8$ . При численном исследовании задачи длины бедер, голеней аппарата и человека считались одинаковыми и равными. Корпус человека считался стержнем, однако рама аппарата в отличие от корпуса человека рассматривалась как имеющая перевернутую Г-образную форму с горизонтальным (невесомым) участком смещения ( $smesh = 10$  см), которым она прикреплялась к тазу аппарата.

Масс-инерционные характеристики тела человека были выбраны для нижних конечностей со-

гласно работе [5] — они приводятся в **Приложении**. Массы рамы, обоих бедер и голеней аппарата принимались равными каждый 5 кг при равномерном распределении массы.

## 2. Результаты численных исследований при движении человека в пассивном экзоскелете

Описанные выше математические модели были использованы для проведения численного исследования движения экзоскелетона, надетого на оператора, движущегося комфорtabельной походкой (1)–(3), с параметрами:  $L = 50$  см,  $h = 84,5$  см,  $T = 0,7$  с,  $2a = 51,4$  см,  $2b = 40,2$  см,  $M = 89,1$  кг,  $r = 37,05$  см,  $smesh = 10$  см,  $rol = 45$  см,  $P = 50$  кг или  $P = 100$  кг,  $m_t = 47,6$  кг,  $K_r = rm_t + P \cdot rol + 5\sqrt{(r^2 + smesh^2)}$ ,  $J = (m_t + 5)r^2/3 + P(rol^2 + smesh^2)$ .

Рассматривались варианты с нулевым и ненулевым демпфированием и с коэффициентами жесткости на корпусе аппарата и в стопе переносимой ноги 50...2500 Н/см. Жесткости пружинок на ногах аппарата варьировались в пределах 20...200 Н/см. В основном варианте моделирования принято:

$$\begin{aligned} c_1 &= c_2 = c_3 = c_8 = 250 \text{ Н/см}, \\ c_4 &= c_5 = c_6 = c_7 = 20 \text{ Н/см}, \end{aligned}$$

где  $c_i$ ,  $i = \overline{1, 8}$ , — жесткости пружин в точках с соответствующими номерами.

Особо остановимся на случаях "проникновения" той или иной лямки в пространство, отвечающее человеческому телу. Естественно, что при этом тело дополнительно сопротивляется такому проникновению, что моделируется увеличением первоначально предписанной каждой точке жесткости. Это увеличение жесткости рассчитывалось по общей схеме. Пусть, для примера, лямка проникает в тело человека по горизонтали в первой точке, т. е.  $(x_1^* - x_1 - smesh) < 0$ . Тело, естественно, стремится "оттолкнуть" экзоскелетон за счет дополнительной силы, направленной по отрицательной горизонтальной оси  $x$ . Будем считать, что при этом жесткость увеличивается по закону  $c_1^x = c_1(1 + a_{k1}[x_1^* - x_1 - smesh]^2)$ , где  $a_{k1}$  — некоторый положительный коэффициент. Данная модель жесткости обеспечивает возможность безграничного роста жесткости  $c_1^*$ , что, как оказалось, может приводить к нереально большим значениям упругих сил при численном исследовании задачи. В силу этого величина  $c_1^x$  дополнительно ограничивалась сверху условием  $c_1^x \leq c_{lim} = 2c_1$ . По такой же схеме рассчитывался рост жесткостей и в других точках контакта:  $c = c_0(1 + a_{kc}\Delta^2)$ , где  $c_0$  [Н/см] — исходная жесткость лямок, а  $\Delta$  — значение "проникновения" в см, параметр  $a_{kc}$  принимался равным  $a_{kc} = 5$  [см<sup>-2</sup>].

Важным фактором, сильно влияющим на движение, является введение и учет демпфирующих свойств лямок. Демпфирование сглаживает возникающие колебательные процессы, причем правильный выбор величины этой характеристики делает

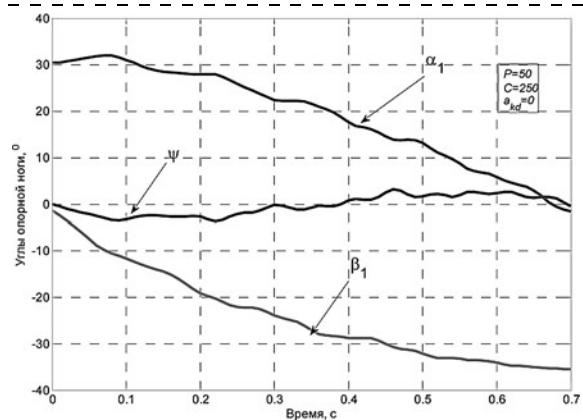


Рис. 3

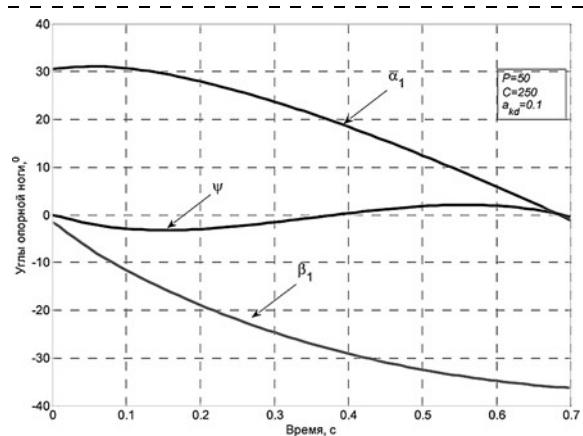


Рис. 4

процесс стабильным, а неправильный способствует его дестабилизации в целом. Удачным оказался, например, выбор коэффициента демпфирования  $d$ , адекватно соответствующего коэффициенту жесткости  $c$  согласно формуле  $d = a_{kd}c$  при  $a_{kd} = 0,1$  [с]. В результате учета коэффициентов жесткости и демпфирования строились силовые воздействия лямок в соответствии с выражениями (8).

Результаты исследований некоторых характеристик движения экзоскелета представлены графиками углов и угловых скоростей в опорной и переносной ногах, а также сил, возникающих в лямках. Ниже перечислены варианты принятых параметров, которым отвечают графики на рис. 3, 4, рис. 5–8 (см. вторую сторону обложки), рис. 9, рис. 10–11 (см. вторую сторону обложки), рис. 12, 13, рис. 14–15 (см. вторую сторону обложки); при этом считалось, что указанная выше величина  $c_0$  различна для торсовых лямок (обозначим ее как  $C$ ) и ножных, которые в 12,5 раза меньше торсовых:

- вариант  $A_1$ :  $C = 50$  Н/см,  $c_{lim} = \infty$ ,  $P = 50$  кг,  $a_{kd} = 0$ ;
- вариант  $A_2$  и  $A_3$  отличаются от  $A_1$  соответственно тем, что  $C = 250$  Н/см или  $C = 2500$  Н/см;
- вариант  $B_1$ :  $C = 250$  Н/см,  $c_{lim} = 2c_0$ ,  $P = 50$  кг,  $a_{kd} = 0,1$  с (или  $d = 25$  Н · с/см);
- вариант  $B_2$  отличается от  $B_1$  тем, что  $C = 2500$  Н/см.

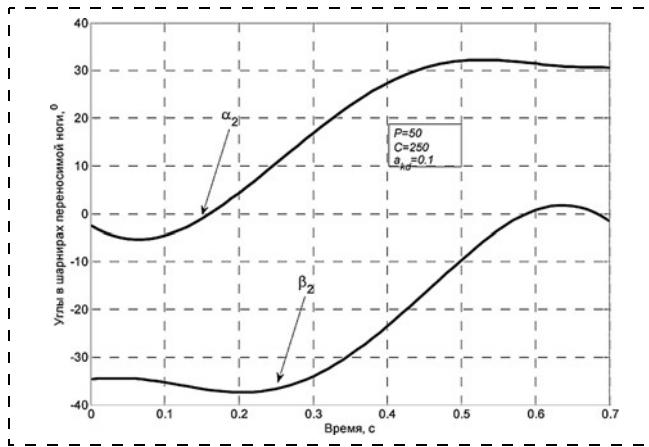


Рис. 9

Кроме того, при моделировании в условиях вариантов *A* считалось, что начальные значения углов и угловых скоростей эзоскелетона и человека совпадают, в то время как для вариантов *B* рассматривались процессы с рассогласованием не более 5 % по начальным углам и угловым скоростям. Условиям варианта *A*<sub>1</sub> соответствуют рис. 7 и 8 (на второй стороне обложки); условиям варианта *A*<sub>2</sub> — рис. 3 и рис. 5, 8, 10 (см. вторую сторону обложки); условиям варианта *A*<sub>3</sub> — рис. 12, 13 и рис. 14 (см. вторую сторону обложки); условиям *B*<sub>1</sub> — рис. 4, 9 и рис. 6, 11 (см. вторую сторону обложки); условиям *B*<sub>2</sub> — рис. 15 (см. вторую сторону обложки).

Опишем полученные результаты. Нетрудно заметить, что графики, представленные на рис. 3 и рис. 5, 7, 8, 10 (см. вторую сторону обложки), которые отвечают относительно малым коэффициентам жесткости  $C = 250 \text{ Н/см}$ , демонстрируют высокий уровень колебаний соответствующих характеристик движения. В то же время на соответствующих им графиках (рис. 4, 9 и рис. 6, 11 (см. вторую сторону обложки)) при таких же значениях коэффициентов жесткости колебания отсутствуют. Это объясняется введением демпфирования в модель. Отметим, что на рис. 6 приведены графики как реальных, так и желаемых процессов, что позволяет оценить точность движения при введении демпфирования. При исследовании тех же процессов с увеличенными в 10 раз коэффициентами жесткости (рис. 12, 13 и рис. 14, см. вторую сторону обложки) колебания по углам опорной и переносной ног отсутствуют. Однако наблюдаются большие колебания по силам взаимодействия между эзоскелетом и человеком-оператором, обусловливающие некомфортный режим движения для последнего (рис. 14, см. вторую сторону обложки). В то же время, в сходном режиме движения рис. 15 таких колебаний нет. Это лишний раз подчеркивает необходимость введения демпфирования в систему крепления лямок. Возвращаясь к рис. 8 (см. вторую сторону обложки), на котором представлены два варианта

жесткостей лямок — мягкая и более жесткая, видим, что предпочтительнее большая жесткость.

Наряду с описанными выше исследованиями по углам и угловым скоростям изучались вопросы, связанные с биомеханическим функционалом энергии, затрачиваемым человеком при заданном режиме ходьбы. С этой целью вначале решалась обратная задача динамики для системы (4)–(5) с антропоморфными масс-инерционными параметрами и с учетом виртуальных работ, обусловленных воздействием эзоскелетона на человека-оператора. В результате определяли управляющие моменты  $mom_i$  во всех суставах тела человека-оператора. Энергетический функционал описывается формулой

$$W = \int_0^T \sum_i |mom_i \cdot \dot{\phi}_i| dt, \quad (10)$$

где  $\phi_i$  — межзвенные углы человека в суставах. Для режимов, представленных на рис. 3 и рис. 5, 7, 8, 10 (см. вторую сторону обложки),  $W = 562,8 \text{ Дж}$ ; для режима, показанного на рис. 12–14,  $W = 475 \text{ Дж}$ . В то же время, для режима с демпфированием (рис. 15, см. вторую сторону обложки) значение  $W$  значительно меньше и составляет 174 Дж. Это показывает,

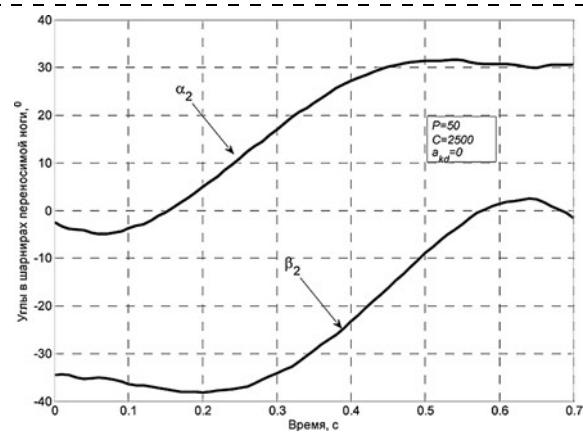


Рис. 12

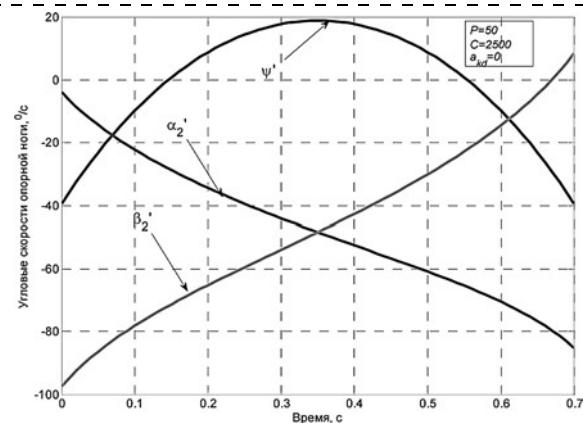


Рис. 13

что использование лямок с высоким коэффициентом жесткости без демпфирования, приводящее к существенным колебаниям по силам (несмотря на хорошее отслеживание по углам и угловым скоростям), является некомфортным для человека и приводит к значительным энергетическим потерям.

## Заключение

1. В отличие от большинства ранее выполненных работ, где управление движением шагающего механизма осуществляется под действием внешних моментов в шарнирах, здесь рассмотрена динамика экзоскелетона только под действием упругих сил со стороны тела оператора.

2. Выявлен демпфирующий эффект при рассмотрении упруговязких связей между человеком-оператором и экзоскелетоном, заключающийся в том, что введение демпфирующих элементов и правильный выбор параметров упругости и демпфирования позволяет существенно снизить уровень вибраций и добиться уменьшения энергетических затрат со стороны оператора. В результате этого повышается комфортность использования данного механизма.

3. Результаты данного исследования создают предпосылки построения более эффективных вариантов моделей активных экзоскелетонов, а также других устройств, предназначенных для перемещения грузов.

## Список литературы

1. Белецкий В. В. Двуногая ходьба. М.: Наука, 1984. 286 с.
2. Лавровский Э. К., Пис'mенная Е. В. Алгоритмы управления экзоскелетоном нижних конечностей в режиме однопорной ходьбы по ровной и ступенчатой поверхности // Мехатроника, автоматизация, управление. 2014. № 1. С. 44–51.
3. Формальский А. М. Перемещение антропоморфных механизмов. М.: Наука, 1984. 368 с.
4. Белецкий В. В. Плоские линейные модели двуногого шагания. Препринт Института прикладной математики им. М. В. Келдыша АН ССР, № 95, 1973.
5. Лавровский Э. К., Воронов А. В. Определение масс-инерциальных характеристик ноги человека // Физиология человека. 1998. № 2. С. 91–101.

## Приложение

При численном исследовании задачи в качестве модели тела человека была рассмотрена следующая среднестатистическая модель [5]: рост 1,747 м, масса 73,4 кг; длины бедер, голеней 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 считался стержнем, равномерно распределенным по массе; исходя из этого подсчитывались величины  $K_r$  и  $J$ . Значения других моментов инерции: центральный момент инерции бедра  $0,1662 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$ , центральный момент инерции голени  $0,0357 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$ . Масса экзоскелетона была принята равной 15 кг: 5 кг — масса корпуса, по 2,5 кг — массы каждого из бедер и голеней, причем их масса всюду распределена равномерно.

**E. K. Lavrovsky**, Senior Research Fellow, **E. V. Pismennaya**, Senior Researcher,  
**P. A. Komarov**, Scientific Researcher, Institute of mechanics of MSU

## Walking Control of Lower Limbs Exoskeleton with Visco Elastic Coupling with Human Operator Body

*This paper considers the dynamics of a passive exoskeleton (with additional load or not) with a flat, regular, single support human operator walking on a flat, horizontal surface. Exoskeleton has a similar structure and a person related to the operator by means of elastic straps at certain points of the body. We study the effectiveness of this method of dynamic human impact on this mechanism.*

*Identified damping effect when considering the viscoelastic bonds between human operators and exoskeletons, consisting in the introduction of the damping elements, and the correct selection of the parameters of the elastic and damping can significantly reduce vibrations and to obtain a reduction of energy costs for the operator. As a result of this increased comfort of use of this mechanism. The results of this study provide the prerequisites of building a more effective options for models of active exoskeletons, and other devices designed to move cargo.*

**Keywords:** exoskeleton of lower limb, point of contact of the body and the machine, the quality of tracking the desired walking mode

## References

1. Belets'kii V. V. Dvunogaya khod'ba. M.: Nauka, 1984. 286 p.
2. Lavrovskii E. K., Pis'mennaya E. V. Algoritmy upravleniya ekzoskелetonom nizhnikh konechnostei v rezhime odnoopornoi khod'by po rovnoi i stupenchatoi poverkhnostyam. Mekhatronika, avtomatizatsiya, upravlenie. 2014. N. 1. P. 44–51.
3. Formal'skii A. M. Peremeshchenie antropomorfnykh mekhanizmov. M.: Nauka, 1984. 368 p.
4. Belets'kii V. V. Ploskie lineinyye modeli dvunogogo shaganiya. Preprint Instituta prikladnoi matematiki im. M. V. Keldysha AN SSR. N. 95. 1973.
5. Lavrovskii E. K., Voronov A. V. Opredelenie mass-inertsial'nykh kharakteristik nogi cheloveka. Fiziologiya cheloveka. 1998. N. 2. P. 91–101.