

initiate the leader selection procedure by transmitting its weight to the center of the group. This allows to create there a subgroup of robots, with the biggest weights, one of which becomes the leader. It is considered as an option, when the static topology of the swarm changes, i.e. some robots are eliminated in the process of voting. It is demonstrated that in all these cases the leader selection algorithm succeeds. In addition, a clustering algorithm is proposed to solve the problem of the functional differentiation of robots, which will quickly produce their integration into subgroups. The conducted computing experiments prove the efficiency of the algorithms.

Keywords: swarm robotics, leader selection, functional differentiation, clustering, static swarm, flocking

Acknowledgements: The work was supported by grants of RNF 16-11-00018 and RFBR 16-29-04412 ofi_m

For citation:

Vorobev V. V. Leader Selection and Clusterization Algorithms in a Static Robot Swarm, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2017, vol. 18, no. 3, pp. 166–173.

DOI: 10.17587/mau.18.166-173

References

1. **Karpov V., Karpova I.** *Biologically Inspired Cognitive Architectures*, 2015, vol. 12, pp. 54–64.
2. **Kaljaev I. A., Gajduk A. R., Kapustjan S. G.** *Modeli i algoritmy kollektivnogo upravlenija v gruppah robotov* (Models and algorithms of collective management in groups of robots), Moscow, Fizmatlit, 2009, 280 p. (in Russian).
3. **Bina D.** Effective cooperation and scalability in multi-robot teams for automatic patrolling of infrastructures, *Coimbra*, 2013, 246 p.
4. **Portugal D., Rocha R. P.** *Autonomous Robots*, 2016, vol. 40, iss. 5, pp. 929–953.
5. **Tan Y., Zheng Z.** *Defence Technology*, 2013, vol. 9, iss. 1, pp. 18–39.
6. **Canepa D., Potop-Butucaru M. G.** *Symposium on Self-Stabilizing Systems*, Springer Berlin Heidelberg, 2007, pp. 52–66.
7. **Dieudonné Y., Petit F., Villain V.** *International Symposium on Distributed Computing*, Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 267–281.
8. **Karpov V. Je.** *Sovremennaja mehatronika, Sb. nauchn. trudov Vserossijskoj nauchnoj shkoly* (22–23 sentjabrja 2011g., g. Orekhovo-Zuevo, Russian, 2011, pp. 35–51 (in Russian).

9. **Santoro N.** Design and analysis of distributed algorithms, John Wiley & Sons, 2006, 589 p.

10. **Chaudhuri S. G., Mukhopadhyaya K.** *Journal of Discrete Algorithms*, 2015, vol. 33, pp. 171–192.

11. **Karpov V. Je.** *VII International scientific-practical conference "Integrirovannye modeli i mjagkie vychislenija v iskusstvennom intellekte"* (20–22 maja 2013, g. Kolomna, Russia), vol. 2, Moscow Fizmatlit, 2013, pp. 730–739 (in Russian).

12. **Groß R., Magnenat S., Mondada F.** 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2009, pp. 4349–4356.

13. **Chen J.** et al. *Proc. of the 11th International Conference on Autonomous Agents and Multiagent Systems*, 2012, vol. 1, pp. 163–170.

14. **Cruz N. B., Nedjah N., de Macedo Mourelle L.** *Applied Soft Computing*, 2016.

15. **Di Caro G. A., Ducatelle F., Gambardella L.** *Proc. of the 2nd Autonomous Robots and Multirobot Systems Workshop (ARMS), affiliated with the 11th International Conference on Autonomous Agents and Multiagent Systems (AAMAS)*, Valencia, Spain, June 5, 2012, pp. 153–171.

16. **Karpova I. P.** *Mehatronika, Avtomatizacija, Upravlenie*, 2016, vol. 17, iss. 2, pp. 94–101 (in Russian).

17. **Vorob'ev V. V., Moskovskij A. D.** *Pjatnadcataja nacional'naja konferencija po iskusstvennomu intellektu s mezhdunarodnym uchastiem KII-2016* (3–7 oktjabrja 2016, g. Smolensk, Russia), vol. 1, Smolensk, Universum, 2016, pp. 149–157 (in Russian).

18. **Vorob'ev V. V.** *Third All-Russian scientific-practical seminar "Bespilotnye transportnye sredstva s jelementami iskusstvennogo intellekta"* (BTS-II-2016, 22–23 sentjabrja 2016, Innopolis, Respublika Tatarstan, Russia), Moscow, Pero, 2016, pp. 50–59 (in Russian).

УДК 521.1, 681.51.011

DOI: 10.17587/mau.18.173-179

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

Управление ходьбой экзоскелета с использованием информации о программных момента*

Построена динамическая модель движения в сагиттальной плоскости для экзоскелета нижних конечностей, интегрированного с человеком-оператором, с учетом его опоры на жесткие невесомые костыли. Модель учитывает также динамику электроприводов. В случае одноопорной ходьбы построен аналитический закон управления этим экзоскелетом, обеспечивающий движение тазобедренного и коленного шарниров в соответствии с их желаемым режимом. Представлены результаты численного моделирования уравнений движения человека в экзоскелете, исследована точность управления.

Ключевые слова: экзоскелетон, опора на костыли, нелинейное моментное управление

Введение

Рассматривается процесс управления экзоскелетом нижних конечностей, надетым на оператора, в режиме плоской одноопорной ходьбы. Оператор имеет дополнительную опору в виде невесомой трости (костылей). Движение анализируется в фазе

*Работа выполнена при частичной финансовой поддержке гранта РФФИ № 15-01-04503.

переноса одной из ног. Математическая модель этого процесса учитывает масс-инерциальные характеристики тела человека, интегрированного с экзоскелетом, силы реакции опоры точечной стопы и аналогичные точечные реакции в точке опоры трости, являющейся как бы продолжением рук. Сенсорная система, размещенная на экзоскелете, обеспечивает измерение углов элементов конструкции с вертикалью в шарнирах, а также их первых производных. В тазобедренных и коленных шар-

них экзоскелета размещены электроприводы, способные обеспечить нужное движение в этих сочленениях. Поэтому математическая модель учитывает не только полные динамические уравнения объекта, но и уравнения движения электроприводов. Задающим воздействием на систему управления экзоскелетом являются программные моменты в шарнирах, которые соответствуют желаемым движениям по траектории. В статье приводятся результаты моделирования движения человека в экзоскелете на примере комфортабельной ходьбы [1].

1. Уравнения движения аппарата

Для вывода уравнений движения необходимо ввести абсолютную систему координат и обобщенные переменные. На рис. 1 показана схема оператора вместе с аппаратом в абсолютной системе осей XYZ , введены обозначения углов α_i, β_i , моментов q_i, u_i ($i = 1, 2$) в тазобедренных и коленных шарнирах соответственно; в точечных стопах — 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. Поскольку данное исследование связано, прежде всего, с вопросами использования экзоскелета для ходьбы лиц с патологией в опорно-двигательном аппарате, предполагается, что моменты в стопах обеих ног отсутствуют, но есть опорная трость. Управляющие моменты q_i, u_i развиваются за счет работы электродвигателей постоянного тока с редукторами. Опре-

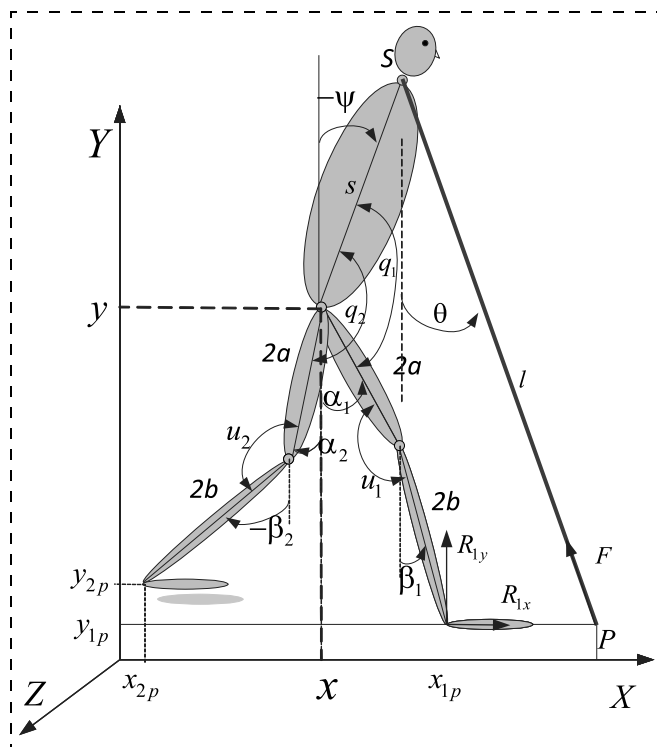


Рис. 1. Схема экзоскелета вместе с человеком в движении

деляющими координатами тела являются (x, y) — координаты тазобедренного шарнира, а также углы звеньев аппарата с вертикалью ($\psi, \alpha_1, \beta_1, \alpha_2, \beta_2$). Трость невесома и неизменна по длине; одним своим концом она опирается в фиксированную в абсолютных осях т. P на поверхности перемещения, а другим — в фиксированную точку S на корпусе (плечо). Угол θ , образованный вертикалью и направлением трости в т. P является ее текущей координатой. Точка S плеча пусть находится на расстоянии s от таза. Силу реакции трости, направленную вдоль нее от поверхности перемещения к плечу, обозначим F .

Предположим, что желаемым движением человека-оператора является режим комфортабельной ходьбы [1, 2]:

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

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). Движение переносимой ноги подчиняется закону [3]

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

где δ — некоторая константа, задающая высоту траектории переносимой ноги.

Согласно соотношениям (1), (2) в конце одноопорной фазы углы α_1, β_1 переходят в α_2, β_2 и наоборот, т.е. по этим углам выполняется условие периодичности. Потребуем, чтобы аналогичное условие периодичности выполнялось и по углу ψ . Обозначим ξL горизонтальную координату в точке P ; ξ — некоторый коэффициент, если $\xi = 1$, то это означает, что трость ставится в ту точку, куда в конце одноопорной фазы в момент $t = T$ придет переносимая нога. Вектор PS имеет компоненты $(x - \xi L - s \sin \psi, y + s \cos \psi)$. Неизменное расстояние l между точками P и S есть

$$l = \sqrt{\xi^2 L^2 + s^2 + x^2 + y^2 + 2\xi s L \sin \psi - 2L\xi x + 2s(y \cos \psi - x \sin \psi)}.$$

Приравняв друг к другу величины l_0^2 и l_T^2 , отвечающие началу и концу одноопорной фазы, приходим к выражению для начального значения угла ψ в случае его периодического поведения:

$$s \sin \psi(0) = -L\xi. \quad (3)$$

Соотношение (3) позволяет найти постоянное значение l в случае периодического движения, поэтому текущее значение ψ оказывается функцией текущих величин x и y . Предполагается, что полный шаг содержит еще и двуопорную фазу (детали ее здесь не раскрываются), в течение которой, в частности, реализуется и условие периодичности по угловым скоростям. Тем самым, полный шаг оператора — регулярный, периодический.

Динамика тела человека вместе с экзоскелетом описывается в обеих фазах ходьбы следующей системой уравнений [1, 2]:

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

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

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

$$J_a^* \ddot{\alpha}_i + J_{ab} \ddot{\beta}_i \cos(\alpha_i - \beta_i) + K_a(\ddot{x} \cos \alpha_i + \ddot{y} \sin \alpha_i) + J_{ab} \dot{\beta}_i^2 \sin(\alpha_i - \beta_i) + gK_a \sin \alpha_i = Q_{\alpha i}, \quad i = 1, 2; \quad (7)$$

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

Здесь обозначено

$$Q_x = \sum_{i=1}^2 R_{ix} - F \sin \theta, \quad Q_y = \sum_{i=1}^2 R_{iy} + F \cos \theta; \\ Q_\psi = \sum_{i=1}^2 q_i - sF \sin(\psi - \theta); \\ \operatorname{tg} \theta = (L\xi + s \sin \psi - x)/(y + s \cos \psi); \\ Q_{\alpha i} = -q_i - u_i + 2a(R_{ix} \cos \alpha_i + R_{iy} \sin \alpha_i); \\ Q_{\beta i} = u_i + 2b(R_{ix} \cos \beta_i + R_{iy} \sin \beta_i), \quad (9)$$

где g — ускорение силы тяжести; R_{ix} , R_{iy} — силы реакций опоры; $2a$ и $2b$ — соответственно длины бедер и голени; 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;

$$M = m_t + 2m_a + 2m_b, \quad J_a^* = J_a + 4m_b a^2; \\ K_a = m_a a_* + 2m_b a; \\ K_b = m_b b_*, \quad J_{ab} = 2m_b a b_*, \quad K_r = m_t r.$$

Данные уравнения пригодны для описания как одноопорной, так и двуопорной фаз ходьбы, хотя в дальнейшем они использовались для анализа только одноопорной фазы, когда $R_{2x} = R_{2y} = 0$. Естественно поэтому, что число введенных перемен-

ных здесь переопределено, и координаты таза могут быть выражены через углы опорной ноги:

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

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

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

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

$$nJ_{eng}(\ddot{\psi} - \ddot{\alpha}_i) + (1/n)q_i = C_m I_{qi}; \\ nJ_{eng}(\ddot{\beta}_i - \ddot{\alpha}_i) + (1/n)u_i = C_m I_{ui}, \quad i = 1, 2. \quad (12)$$

Здесь C_m — некоторый коэффициент; I_{qi} , I_{ui} — токи в соответствующих тазобедренных и коленных шарнирах. Величины n и J_{eng} обозначают, соответственно, коэффициент редукции электродвигателя и его момент инерции. Все управляющие электродвигатели идентичны.

Соотношения (4)—(9), (11), (12) связывают тринадцать связями 18 неизвестных величин: семь вторых производных, определяющих координаты (x , y , ψ , α_1 , β_1 , α_2 , β_2), реакции R_{1x} , R_{1y} , моменты и силы, приложенные к телу F , q_i , u_i , $i = 1, 2$, а также токи I_{qi} , I_{ui} , $i = 1, 2$. Для замыкания системы нужны еще пять соотношений, которые определяются алгоритмом управления данной системой.

2. Алгоритм управления по моментам

Управление многозвенными роботами, как правило, строится либо на основе учета воздействия оператора через имеющуюся систему очувствления [4—6], либо с помощью траекторного управления звеньями робота по некоторым желаемым траекториям [2]. Рассматриваемый ниже алгоритм сочетает в себе идеологию обоих методов. Будем считать, что человек-оператор может активно использовать трость, но усилия его мышц нижних конечностей ничтожны (например, ввиду патологий в опорно-двигательном аппарате при параплегии) и способны лишь обозначить желаемую тенденцию перемещения, которая фиксируется силовыми датчиками, многократно усиливается и подается на исполнительные органы (электроприводы в шарнирах). В целом каждый человек стремится двигаться в режиме периодической походки, близкой к комфортабельной. Именно окрестность такой походки и исследуется в дальнейшем в работе.

При решении обратной задачи динамики в случае одноопорной, комфортабельной ходьбы с помощью системы (4)—(11) могут быть найдены требуемые силы F и моменты $\mathcal{M}(q, u)$ в шарнирах (как функции времени), которые мы будем называть желаемыми и обозначать как F^* , $\mathcal{M}^*$. Пусть оператор способен самостоятельно отследить требуемую силу F^* , а отслеживание $\mathcal{M}^*$ совершается электроприводами на основе следующего алгоритма:

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

где $\lambda[1/c]$ — некоторый заданный коэффициент. Ставится задача с помощью математического моделирования найти область применимости такого алгоритма и возникающие при этом ошибки исполнения.

Пусть φ — один из межзвенных, управляемых углов экзоскелета, определяемый углами α_i , β_i , ψ , входящими в левые части соотношений (4)—(9), (12). Тогда для любого из управляемых углов φ имеем

$$nJ_{eng}\ddot{\varphi} + (1/n)\mathcal{M} = C_m I. \quad (14)$$

Подставляя это выражение в соотношение (13), получим

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

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

$$nC_m \dot{I} \approx \lambda[nC_m I - n^2 J_{eng} \ddot{\varphi} - \mathcal{M}^*].$$

Член с $\ddot{\varphi}$, а также $\mathcal{M}^*$ в правой части полученного соотношения умножаются на коэффициент λ , который может быть большим по модулю. Поэтому эти члены сохранены. В результате всех этих преобразований получаем следующие пять недостающих системе (4)—(12) соотношений:

$$\dot{I}_{qi} = \lambda[I_{qi} - (nJ_{eng}/C_m)(\ddot{\psi} - \ddot{\alpha}_i) - q_i^*/nC_m];$$

$$\dot{I}_{ui} = \lambda[I_{ui} - (nJ_{eng}/C_m)(\ddot{\beta}_i - \ddot{\alpha}_i) - u_i^*/nC_m]; \quad (15)$$

$$F = F^*, i = 1, 2.$$

Анализируя соотношения (15), отметим, что (при использовании электроприводов с малыми моментами инерции якоря J_{eng}) членами с J_{eng} можно иногда пренебречь. Это упрощает алгоритм управления.

Следует заметить, что истинным управляющим параметром электродвигателей постоянного тока является не сила тока I , а напряжение V . Если на рассматриваемом шаге интегрирования системы (4)—(12), (15) ее решение известно, то напряжение

легко определяется из закона падения напряжения в цепи каждого электропривода:

$$V = nC_e \dot{\varphi} + RI + L_{dv} \dot{I},$$

где C_e — коэффициент противоЭДС, R — сопротивление цепи электропривода, L_{dv} — его индуктивность.

3. Результаты математического моделирования

Численное моделирование проводили в случае среднестатистической [7, 8] модели тела человека. Значения параметра s , характеризующего расстояние от таза до плеча человека, принималось равным 0,55 м. Масса экзоскелета считалась равной 20 кг: 5 кг — масса корпуса, по 3,75 кг — масса каждого из бедер и голей, причем масса всюду предполагалась распределенной равномерно. Паттерн ходьбы определяется такими параметрами, как длина шага L , высота тазобедренного сустава человека h , период шага T , максимальная высота подъема переносимой ноги δ , коэффициент, определяющий координату абсцисс постановки трости ξ . Эти параметры были выбраны следующими:

$$L = 20,48 \text{ см}; h = 85,5 \text{ см}; \\ T = 1 \text{ с}; \delta = 2 \text{ см}; \xi = 1,05.$$

Моделирование проводили для двух вариантов электроприводов: по упрощенному алгоритму для электропривода № 1 и по полному алгоритму для электропривода № 2. Для привода № 1 были взяты следующие параметры:

$$J_{eng} = 0,0333 \text{ кг} \cdot \text{см}^2; C_m = 136 \text{ кг} \cdot \text{см}^2/\text{А} \cdot \text{с}^2; \\ C_e = 0,014 \text{ В} \cdot \text{с}; R = 1 \text{ Ом}; \\ L_{dv} = 0,001 \text{ В} \cdot \text{с}/\text{А}, n = 800;$$

для привода № 2 —

$$J_{eng} = 1,12 \text{ кг} \cdot \text{см}^2; C_m = 350 \text{ кг} \cdot \text{см}^2/\text{А} \cdot \text{с}^2; \\ C_e = 0,0375 \text{ В} \cdot \text{с}; R = 2 \text{ Ом}; \\ L_{dv} = 0,03 \text{ В} \cdot \text{с}/\text{А}, n = 110.$$

Моделирование выявило сильную зависимость качества решения задачи от задания начальных значений силы тока. Начальные значения по остальным переменным брались соответствующими желаемому комфортабельному режиму. Как правило, при относительно больших значениях коэффициента λ решение при любых начальных данных по токам достаточно быстро выходит на режим движения, на котором управляющие моменты практически сравниваются с желаемыми управляющими моментами. При этом качество всего процесса в целом определяется точностью выхода на желаемую траекторию комфортабельного режима. Если их рассогласование незначительно, то решение на конечной по времени стадии достаточно точно повторяет по кинематике желаемый режим ходьбы.

При моделировании рассматривали следующие три способа задания начальных значений по токам:

1) выбор начальных токов определяется формулой (14), если вместо $\ddot{\phi}$, $\mathcal{M}$ туда подставляются начальные желаемые величины $\ddot{\phi}^*$, $\mathcal{M}^*$;

2) вместо $\ddot{\phi}$, $\mathcal{M}$ подставляются 0, $\mathcal{M}^*$;

3) задаются нулевые начальные токи. Этот последний способ наиболее близок к ситуации, когда начальные токи выбираются произвольно. Наряду с этим рассматривались и различные варианты задания коэффициента λ :

номинальный вариант $\lambda = -1000$ и варианты $\lambda = -500$ (вариант "а"), $\lambda = -250$ (вариант "б"), $\lambda = -100$ (вариант "в"), $\lambda = -50$ (вариант "г").

Представление об ошибках исполнения желаемого режима ходьбы в случае номинального варианта дают координаты положения тазобедренного шарнира x_T , y_T и положение стопы переносимой ноги x_{2T} , y_{2T} в конечный момент времени T . На желаемом и реальном режимах в случае способа 1 выбора начальных токов они, соответственно, равны

$$x_T^* = 10,24 \text{ см}; y_T^* = 85,5 \text{ см};$$

$$x_{2T}^* = 20,48 \text{ см}; y_{2T}^* = 0 \text{ см};$$

$$x_T = 10,50 \text{ см}; y_T = 85,98 \text{ см};$$

$$x_{2T} = 20,58 \text{ см}; y_{2T} = 0,47 \text{ см}.$$

Для способов 2 и 3 реальные величины следующие:

$$x_T = 10,53 \text{ см}; y_T = 85,92 \text{ см};$$

$$x_{2T} = 20,65 \text{ см}; y_{2T} = 0,40 \text{ см};$$

$$x_T = 11,09 \text{ см}; y_T = 81,50 \text{ см};$$

$$x_{2T} = 21,22 \text{ см}; y_{2T} = -3,72 \text{ см}.$$

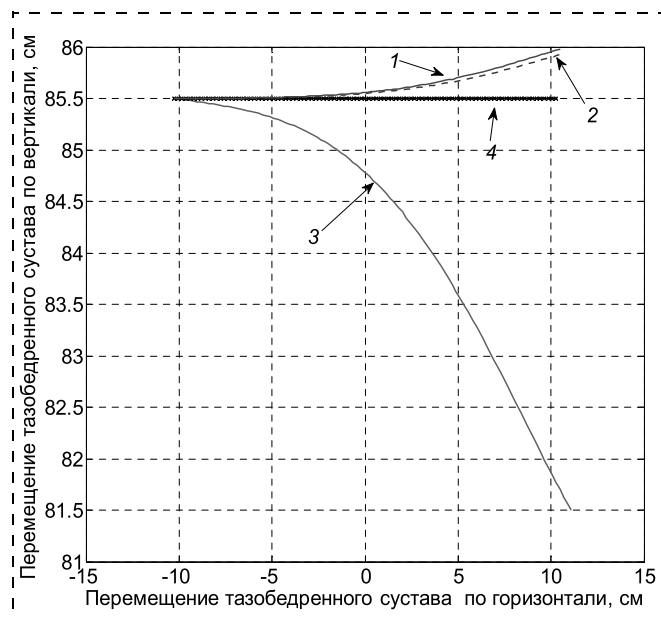


Рис. 2. Графики перемещения тазобедренного сустава в декартовых координатах:

1 — соответствует способу № 1; 2 — соответствует способу № 2; 3 — соответствует способу № 3; 4 — соответствует желаемому режиму

На рис. 2, 3 представлены графики при $\lambda = -1000$, описывающие траектории движения тазобедренного сустава и голеностопа переносимой ноги в декартовых координатах для трех различных случаев выбора начальных данных по току. На рис. 4 показаны графики токов в приводах экзоскелета для случая точного выбора начальных данных (способ № 1) при $\lambda = -1000$.

Приведенные данные показывают, что способы выбора начальных значений токов № 1 и № 2 дают

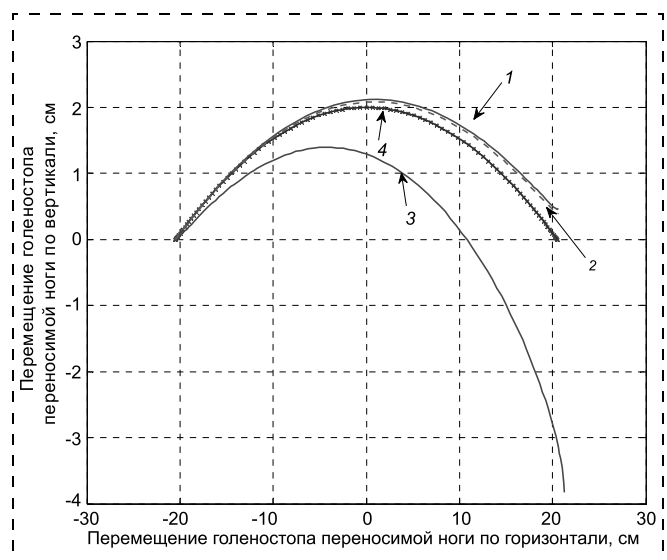


Рис. 3. Графики перемещения голеностопа переносимой ноги в декартовых координатах:

1 — соответствует способу № 1; 2 — соответствует способу № 2; 3 — соответствует способу № 3; 4 — соответствует желаемому режиму

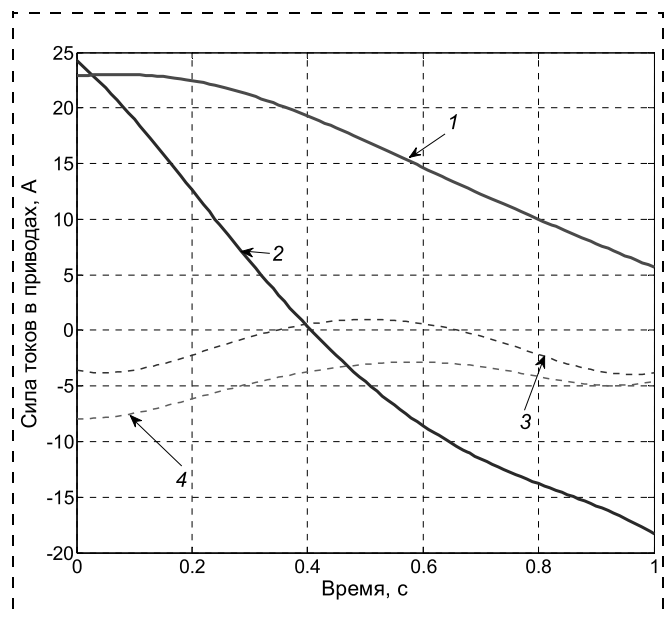


Рис. 4. Графики силы токов в приводах экзоскелета:

1 — ток в приводе коленного шарнира опорной ноги; 2 — ток в приводе тазобедренного шарнира опорной ноги; 3 — ток в приводе коленного шарнира опорной ноги; 4 — ток в приводе тазобедренного шарнира переносимой ноги

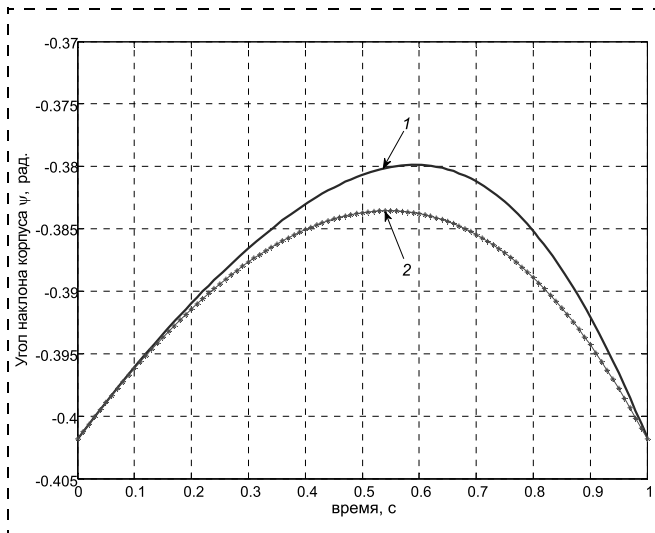


Рис. 5. Графики желаемого и реального угла наклона корпуса ψ : 1 — реальная траектория наклона корпуса; 2 — желаемая траектория наклона корпуса

приблизительно одинаковую и притом разумную точность реализации желаемого режима, но произвольный выбор начальных токов сильно уступает этим двум в качестве. Поэтому дальнейшие исследования проводили в основном в случае точного выбора начальных токов. На рис. 5 показано поведение угла трости $\psi(t)$ на желаемом режиме в этом случае при $\lambda = -1000$. На рис. 6 приведен график силы трости $F(t)$ на желаемом режиме. Отметим, что она всюду неотрицательна, что отвечает физическим условиям процесса.

Качество реализации сильно зависит и от коэффициента λ . Так, например, в случае способа № 2 задания начальных токов в вариантах "а"—"б" (они обозначены в верхних индексах) аналогичным приведенным выше конечным значениям декартовых координат и составляют

$$x_T^a = 10,81 \text{ см}; y_T^a = 86,34 \text{ см};$$

$$x_{2T}^a = 20,81 \text{ см}; y_{2T}^a = 0,79 \text{ см};$$

$$x_T^b = 11,38 \text{ см}; y_T^b = 87,12 \text{ см};$$

$$x_{2T}^b = 21,12 \text{ см}; y_{2T}^b = 1,53 \text{ см};$$

$$x_T^e = 13,01 \text{ см}; y_T^e = 89,05 \text{ см};$$

$$x_{2T}^e = 22,06 \text{ см}; y_{2T}^e = 0,03 \text{ см}.$$

Тем самым, разумная полоса выбора настроечного коэффициента в законе управления есть $\lambda \leq -500$. Все сказанное, разумеется, относится к предложенному выше приближенному отслеживанию желаемых моментов, когда формула (13) заменяется на соотношения (15).

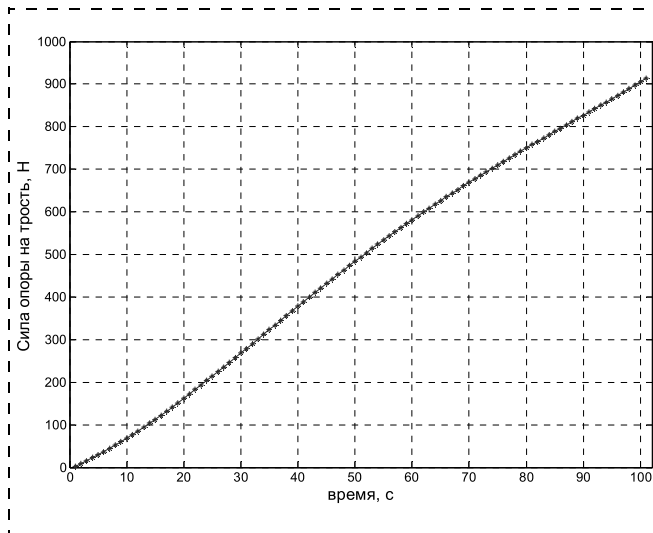


Рис. 6. График силы реакции опоры F вдоль трости

Представленные выше результаты относились к процессу моделирования экзоскелета с приводами № 2. Аналогичные исследования были проведены и с приводами № 1, которые показали эквивалентные по точности исполнения желаемого режима движения при выборе тех же способов задания начальных данных по токам. Диапазон подходящих значений λ здесь несколько шире.

Заключение

1. Построена динамическая модель движения в сагиттальной плоскости для экзоскелета нижних конечностей, интегрированного с человеком-оператором, с учетом его опоры на жесткие невесомые костыли. Модель учитывает также динамику электроприводов постоянного тока.

2. Построен закон управления этим объектом, который формируется исходя из моментов, отвечающих желаемому режиму движения.

3. Исследуется точность работы этого алгоритма при различном задании начальных условий и настроечных коэффициентов алгоритма в случае одноопорной ходьбы. В результате моделирования получено, что достаточно хорошую точность движения обеспечивает выбор начальных значений токов, соответствующих статическому начальному положению объекта на желаемом режиме.

Список литературы

1. Белецкий В. В. Двухногая ходьба. М.: Наука, 1984. 286 с.
2. Лавровский Э. К., Письменная Е. В. Алгоритмы управления экзоскелетом нижних конечностей в режиме одноопорной фазы ходьбы по ровной и ступенчатым поверхностям // МАУ. 2014. № 1. С. 44—51.
3. Белецкий В. В., Чудинов П. С. Параметрическая оптимизация в задаче двухногой ходьбы // МТТ. 1977. № 1. С. 25—35.

4. **Патент** 2555801 на изобретение "Аппарат для помощи при ходьбе" / Письменная Е. В., Кузмичев А. В., Аведиков Г. Е., Комаров П. А., Формальский А. М., зарегистрировано в Госреестре ЗФ 09 июня 2015, опубл. 10.04.2015, бюл. № 19.

5. **Патент** 2364385 RU на изобретение "Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности и управляющая программа" / И. Санкаи, опубл. 20.08.2009, бюл. № 23.

6. **Patent** US 2016/0030201 A1, "Powered orthotic system for cooperative overground rehabilitation" / A. Zoss, T. Swift, A. Berg, K. Strausser, E. Brendan, опубл. 14.09.2015.

7. **Лавровский Э. К., Воронов А. В.** Определение масс-инерциальных характеристик ноги человека // Физиология человека. 1998. № 2. С. 91—101.

8. **Лавровский Э. К., Письменная Е. В.** О регулярной ходьбе экзоскелетона нижних конечностей при дефиците управляющих воздействий // РЖБ. 2014. Т. 18, № 2. С. 208—225.

Control of Walking for an Exoskeleton with the Use of Information about the Programmatic Torques

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

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

Received on July 30, 2016

Accepted on August 07, 2016

A dynamic model of the motion in the sagittal plane of the lower limbs of the exoskeleton, integrated with a human operator, was created with account of its lean on rigid weightless crutches. This model describes a mockup of the exoskeleton, which is a 5-link system incorporating the knee and hip drives, as well as massless hand supports. The dynamic model is based on the Lagrange equations of the second kind, which, alongside with the kinematic parameters, also includes the reaction support forces of the point feet and weightless crutches. When the parameters of the mathematical model were set, the inertial mass of the body characteristics of the resulting statistical processing of the tomography slices of a certain number of subjects were taken into account. In the model, the crutches are considered as an extension of the human hands, so the force application points of the crutches are the shoulders of the operator. Human reaction in the shoulder joint to the torque of the crutches is considered irrelevant. The model also takes into account the dynamics of the DC electrical drives. The synthesis is based on the method of solving the inverse tasks of the dynamics. Synthesis of the control system was carried out on the example of a flat, single support for comfortable walking. Since it is assumed that an operator has a weakened musculoskeletal system, but workable hands, it is considered that the given influences on the control system of the exoskeleton are the required torques in the hip and knee joints, viewed as a time function, while a person is assigned the function of providing power to the crutches. As a result, an analytical law motion control exoskeleton was designed, which provided locomotion to the hip and knee joints in accordance with the selected desired mode. The synthesized algorithms were applied to the constructed mathematical models and a numerical study of them was conducted. The article presents the results of the numerical simulation and of the investigated precision control.

Keywords: exoskeleton, support on crutches, nonlinear control with joint torques.

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 Walking for an Exoskeleton with the Use of Information about the Programmatic Torques, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2017, vol. 18, no 3, pp. 173—179.

DOI: 10.17587/mau.18.173-179

References

1. **Beletsky V. V.** *Dvunogaia khodba* (Biped walking), Moscow, Nauka, 1984, 286 p. (in Russian).

2. **Lavrovsky E. K., Pismennaya E. V.** *Algoritmy upravleniya ekzoskeletom nizhnix konechnostei 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), *Avtomatizatsiya, Upravlenie, Mekhatronika*, 2014, no. 1, pp. 44—51 (in Russian).

3. **Beletsky V. V., Chudinov P. S.** *Parametricheskaya optimizatsiya v zadache dvunogoi khodby* (Parameter optimization in the problem

of biped walking), *Mechanics of Solid Body*, 1977, no. 1, pp. 25—35 (in Russian).

4. **Patent** 2555801 na izobretenie "Apparat dlia pomothchi pri khodbee" (Patent "Apparatus for help by walking") / Pismennaya E. V., Kuzmichov A. V., Avedikov G. E., Komarov P. A., Formalsky A. M., zaregistrirovano v Gosreestre ZF 09 ijinia 2015, opubl. 10.04.2015, bul. no. 19 (in Russian).

5. **Patent** 2364385 na izobretenie "Nosimoe vspomogatelnoe ustroistvo, sodeistviuythchee dvigatelnoi aktivnosti i upravliaythchaia programma" Ji. Sankaji (Patent "Carry auxiliary equipment for help by moving activity and control program" / **Ji. Sankai**) opubl. 20.08.2009, bul. no. 23 (in Russian).

6. **Patent** US 2016/0030201 A1, "Powered orthotic system for cooperative overground rehabilitation" / A. Zoss, T. Swift, A. Berg, Strausser K., Brendan E., opubl. 14.09.2015.

7. **Lavrovsky E. K., Voronov A. V.** *Opredelenie mass-inertsialnykh kharakteristik nogi chelovekaa* (Finding of mass-inertia parameters for human legs), *Physiology of Human*, 1998, no. 2, pp. 91—101 (in Russian).

8. **Lavrovsky E. K., Pismennaya E. V.** *O regularnoi khodbe ekzoskeletona nizhnix konechnostei pri deficite upravliaythchikh vozdeistvii* (About regular walking lower extremities exoskeleton at the deficit of control influence), *Russian Journal of Biomechanics*, 2014, vol. 18, no. 2, pp. 208—225 (in Russian).