

Применение ПИД-регулятора с нейронной сетью в системе управления электроприводом экзоскелета

Л. П. Козлова

Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И.Ульянова (Ленина)
tigrenok59@mail.ru

О. А. Козлова

Санкт-Петербургский государственный университет
телекоммуникаций им. проф. М.А. Бонч-Бруевича
k_olga_a@mail.ru

Аннотация. Экзоскелет является сложной технической системой, который должен обеспечивать высокую точность устойчивого движения. В связи с этим рассматривается система управления электроприводом с применением пропорционально интегрально-дифференциального регулятора с нейронной сетью, который позволяет в режиме реального времени настраивать коэффициенты, обеспечивая стабильность движения.

Ключевые слова: экзоскелет; система управления; электропривод; регулятор; нейронная сеть

I. ВВЕДЕНИЕ

В современном мире экзоскелеты получили широкое применение в медицине для таких целей, как:

- тренировка движения мышц;
- борьба с усталостью;
- эргономическая поддержка рабочих в промышленности;
- восстановление после травм;
- при полной потере конечностей.

Экзоскелет представляет собой сложную систему, поэтому при проектировании необходимо чтобы выполнялись условия: с одной стороны, учитывать причинно-следственные связи мышц человека, а, с другой стороны, непосредственно движение экзоскелета.

В [1] предлагается представить мышцу человека как систему из двух упругих (1) и демпфирующего (2) элементов (рис. 1).

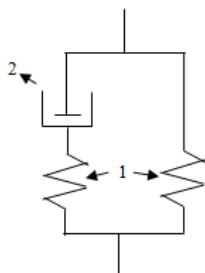


Рис. 1. Модель мышцы человека

Можно записать уравнение крутящего момента M_h , который появляется в мышцах, как:

$$M_h = \sum_{i=1}^N F_i^{mt} (\text{ЭМГ}, q_i) M_{a_i}, \quad (1)$$

где F_i^{mt} , M_{a_i} – сила и момент, создаваемые i -ым мышечным сухожилием соответственно; ЭМГ – электрический потенциал мышц, изменяющийся во времени; N – количество сухожилий; q_i – угол i -го звена нижней конечности.

В [2] приведен график изменения силы мышц человека с взаимодействием экзоскелета (рис. 2).

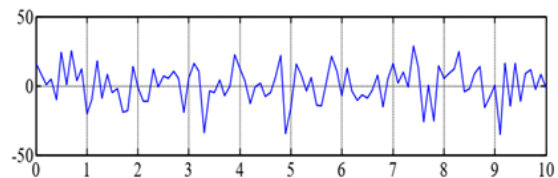


Рис. 2. Изменение силы мышц человека с взаимодействием экзоскелета

Поэтому возникает сложность измерения биомеханических свойств при использовании экзоскелета, что понижает точность примерно на 20 % от истинного значения.

Движение человека является ступенчатым циклом, который включает 2 этапа: опора и перенос (рис. 3) [3, 4].

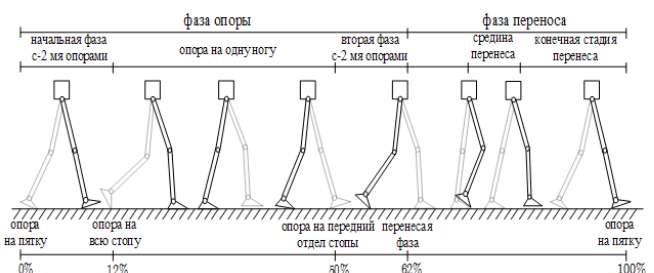


Рис. 3. Цикл движения человека

Траектория движения в различные моменты времени определяется с помощью исследования динамики движения и кинематических соединений в экзоскелете. Наибольшее потребление энергии приходится на 1/4 цикла шага, при этом часть энергии высвобождается: в начальной стадии шага и в момент отрыва ступни от земли [4], которая будет использована при исследовании системы управления электроприводом.

При проектировании экзоскелета важными задачами являются математическое описание движения человека в экзоскелете, которое приближено к реальной ходьбе здорового человека, и разработка системы управления электроприводом.

II. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Запишем математическую модель движения экзоскелета в трехмерной системе координат для пятизвенной двуногой системы (рис. 4).

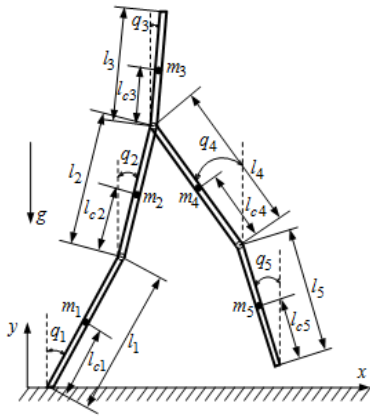


Рис. 4. Пятизвенная двуногая система

$$\begin{cases} x_{c1} = l_{c1} \sin(q_1); y_{c1} = l_{c1} \cos(q_1); \\ x_{c2} = l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_2); \\ y_{c2} = l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_2); \\ x_{c3} = l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_2) + l_{c3} \sin(q_3); \\ y_{c3} = l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_2) + l_{c3} \cos(q_3); \\ x_{c4} = l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_2) + (l_4 - l_{c4}) \sin(q_4); \\ y_{c4} = l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_2) - (l_4 - l_{c4}) \cos(q_4); \\ x_{c5} = l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_2) + l_4 \sin(q_4) + (l_5 - l_{c5}) \sin(q_5); \\ y_{c5} = l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_2) - l_4 \cos(q_4) - (l_5 - l_{c5}) \cos(q_5). \end{cases} \quad (2)$$

В механических связях при работе экзоскелета присутствует трение, зазор, инерция, которые влияют на точность динамической модели.

$$\mathbf{A}(q)\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{B}(q, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(q) + \mathbf{F}(\dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{M}_B = \mathbf{M}_n, \quad (3)$$

где $\mathbf{M}_n = [M_{n1}, M_{n2}, M_{n3}, M_{n4}, M_{n5}]^T \in R^n$ — матрица моментов, элементы которой приведены к выходу электропривода; $\mathbf{M}_B \in R^n$ — крутящий момент; $f_i(\dot{q}) = b_e \dot{q}_i + \beta \text{sign}(\dot{q}_i)$ — вязкое трение, $b_e = \text{diag}[v_i]$,

$\beta = \text{diag}[d]$; $\mathbf{F} = [f_1, f_2, f_3, f_4, f_5]^T$ — матрица сил трения в суставах.

В качестве электропривода предлагается использовать синхронный двигатель с постоянными магнитами, уравнение момента (4) и скорости (5) которого можно записать как:

$$M = \frac{3}{2} p_n (\psi_{1d} I_{1q} - \psi_{1q} I_{1d}); \quad (4)$$

$$\omega = p_n \cdot \omega_d;$$

$$\omega_d = \frac{1}{J_s} (M - M_c) \quad (5)$$

где p_n — число полюсов, J — момент инерции; M_c — статический момент; ω_d — угловая скорость двигателя, $s = d/dt$ — оператор Лапласа, $\psi_{1d}, \psi_{1q}, I_{1d}, I_{1q}$ — проекции векторов потокоцеплений и токов статора по осям d и q соответственно, которые можно записать как:

$$i_{1d} = \frac{1/R_1}{T_1 s + 1} (u_{1d} + \omega \psi_{1q}); \quad (6)$$

$$i_{1q} = \frac{1/R_1}{T_1 s + 1} (u_{1q} - \omega \psi_{1d}); \quad (7)$$

$$\psi_{1d} = L_{\sigma 1} i_{1d} + \psi_f; \quad (8)$$

$$\psi_{1q} = L_{\sigma 1} i_{1q}, \quad (9)$$

где R_1 — активное сопротивление статора, $L_{\sigma 1}$ — индуктивность рассеяния обмотки статора, ψ_f — потокоцепление, создаваемое постоянными магнитами на роторе двигателя.

Математическую модель динамической системы управления экзоскелетом можно записать как:

$$\mathbf{U}_n = \mathbf{A}'(q)\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{B}'(q, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}'(q) + \mathbf{F}'(q, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{M}_B, \quad (10)$$

где $\mathbf{A}(q)$, $\mathbf{B}(q, \dot{\mathbf{q}})$, $\mathbf{C}(q)$ — матрицы инерции, центробежных и кориолисовых сил, гравитационных сил соответственно.

На основании рис. 4 запишем матрицы $\mathbf{A}(q)$, $\mathbf{B}(q, \dot{\mathbf{q}})$ и $\mathbf{C}(q)$ как:

$$\mathbf{A}(q) = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} & a_{15} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} & a_{25} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & 0 & 0 \\ a_{41} & a_{42} & 0 & a_{44} & a_{45} \\ a_{51} & a_{52} & 0 & a_{54} & a_{55} \end{bmatrix}, \quad (11)$$

где

$$a_{11} = J_1 + l_{c1}^2 m_1 l_1^2 (m_2 + m_3 + m_4 + m_5);$$

$$a_{12} = (l_1 l_{c2} m_2 + l_1 l_2 (m_3 + m_4 + m_5)) \cos(q_1 - q_2);$$

$$\begin{aligned}
 a_{13} &= l_1 l_{c3} m_3 \cos(q_1 - q_3); \\
 a_{14} &= (l_1 l_4 (m_4 + m_5) - l_1 l_{c4} m_4) \cos(q_1 + q_4); \\
 a_{15} &= (l_5 - l_{c5}) l_1 m_5 \cos(q_1 + q_5); \\
 a_{21} &= (l_1 l_{c2} m_2 + l_1 l_2 (m_3 + m_4 + m_5)) \cos(q_1 - q_2); \\
 a_{22} &= J_2 + l_{c2}^2 m_2 + l_2^2 (m_3 + m_4 + m_5); \\
 a_{23} &= l_2 l_{c3} m_3 \cos(q_2 - q_3); \\
 a_{24} &= (l_2 l_4 (m_4 + m_5) - l_2 l_{c4} m_4) \cos(q_2 + q_4); \\
 a_{25} &= (l_5 - l_{c5}) l_2 m_5 \cos(q_2 + q_5); \\
 a_{31} &= l_1 l_{c3} m_3 \cos(q_1 - q_3); \\
 a_{32} &= l_2 l_{c3} \cos(q_2 - q_3); \quad a_{33} = J_3 + l_{c3}^2 m_3; \\
 a_{41} &= (l_1 l_4 (m_4 + m_5) - l_1 l_{c4} m_4) \cos(q_1 + q_4); \\
 a_{42} &= (l_1 l_4 (m_4 + m_5) - l_2 l_{c4} m_4) \cos(q_1 + q_4); \\
 a_{44} &= J_4 + l_4^2 (m_4 + m_5) + l_{c4}^2 m_4 - 2 l_4 l_{c4} m_4; \\
 a_{45} &= (l_5 - l_{c5}) l_4 m_5 \cos(q_4 - q_5); \\
 a_{51} &= (l_5 - l_{c5}) l_1 m_5 \cos(q_1 + q_5); \\
 a_{52} &= (l_5 - l_{c5}) l_2 m_5 \cos(q_2 + q_5); \\
 a_{54} &= (l_5 - l_{c5}) l_4 m_5 \cos(q_4 - q_5); \\
 a_{55} &= I_5 + l_5^2 m_5 + l_{c5}^2 m_5 - 2 l_5 l_{c5} m_5.
 \end{aligned}$$

Матрицу $\mathbf{B}(q, \dot{q})$ можно записать как:

$$\mathbf{B}(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} 0 & b_{12} & b_{13} & b_{14} & b_{15} \\ b_{21} & 0 & b_{23} & b_{24} & b_{25} \\ b_{31} & b_{32} & 0 & 0 & 0 \\ b_{41} & b_{42} & 0 & 0 & b_{45} \\ b_{51} & b_{52} & 0 & b_{54} & 0 \end{bmatrix}, \quad (12)$$

где

$$\begin{aligned}
 b_{12} &= (l_{c2} m_2 + l_2 m_3 + l_2 m_4 + l_2 m_5) \dot{q}_2 l_1 \sin(q_1 - q_2); \\
 b_{13} &= \dot{q}_3 l_1 l_{c3} m_3 \sin(q_1 - q_3); \\
 b_{14} &= (l_{c4} m_4 - l_4 m_4 - l_4 m_5) \dot{q}_4 l_1 \sin(q_1 + q_4); \\
 b_{15} &= (l_{c5} - l_5) \dot{q}_5 l_1 m_5 \sin(q_1 + q_5); \\
 b_{21} &= -(l_{c2} m_2 + l_2 m_3 + l_2 m_4 + l_2 m_5) \dot{q}_2 l_1 \sin(q_1 - q_2); \\
 b_{23} &= l_2 l_{c3} m_3 \dot{q}_3 (q_2 - q_3); \\
 b_{24} &= (l_{c4} m_4 - l_4 m_4 - l_4 m_5) l_2 \dot{q}_4 (q_2 + q_4); \\
 b_{25} &= (l_{c5} - l_5) l_2 m_5 \dot{q}_5 \sin(q_2 + q_4);
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 b_{31} &= -l_1 l_{c3} m_3 \dot{q}_1 \sin(q_1 - q_3); \\
 b_{32} &= -l_2 l_{c3} m_3 \dot{q}_2 \sin(q_2 - q_3); \\
 b_{41} &= -(l_{c4} m_4 - l_4 m_4 - l_4 m_5) l_1 \dot{q}_1 \sin(q_1 + q_4); \\
 b_{42} &= -(l_{c4} m_4 - l_4 m_4 - l_4 m_5) l_2 \dot{q}_2 \sin(q_1 + q_4); \\
 b_{45} &= (l_5 - l_{c5}) l_4 m_5 \dot{q}_5 \sin(q_4 - q_5); \\
 b_{51} &= (l_{c5} - l_5) l_1 m_5 \dot{q}_1 \sin(q_1 + q_5); \\
 b_{52} &= (l_{c5} - l_5) l_2 m_5 \dot{q}_2 \sin(q_2 + q_5); \\
 b_{54} &= (l_{c5} - l_5) l_4 m_5 \dot{q}_4 \sin(q_4 - q_5).
 \end{aligned}$$

Матрицу $\mathbf{C}(q)$ можно записать как:

$$\mathbf{C}(q) = \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \\ g_4 \\ g_5 \end{bmatrix}, \quad (13)$$

где

$$\begin{aligned}
 g_1 &= -(l_{c1} m_1 + l_1 (m_2 + m_3 + m_4 + m_5)) g \sin(q_1); \\
 g_2 &= -(l_{c2} m_2 + l_2 (m_3 + m_4 + m_5)) g \sin(q_2); \\
 g_3 &= -l_{c3} m_3 g \sin(q_3); \\
 g_4 &= -(l_4 (m_4 + m_5) - l_{c4} m_4) g \sin(q_4); \\
 g_5 &= -(l_5 - l_{c5}) g m_5 \sin(q_5).
 \end{aligned}$$

Для ПИД-регулятора будем использовать трехслойную нейронную сеть (рис. 5) [5].

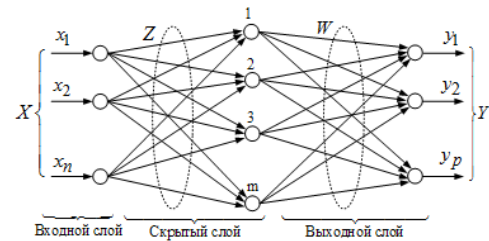


Рис. 5. Трехслойная нейронная сеть

Для обучения нейронной сети используется алгоритм градиентного спуска, с помощью которого рассчитаем весовые коэффициенты как:

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + \eta \left(-\frac{\partial \mathbf{E}(\mathbf{w})}{\partial \mathbf{w}(k)} \right) = \mathbf{w}(k) - \eta \nabla \mathbf{E}(\mathbf{w}), \quad (14)$$

где $\nabla \mathbf{E}(\mathbf{w}) = \frac{\partial \mathbf{E}(\mathbf{w})}{\partial \mathbf{w}(k)}$ – градиент функции качества;

$\mathbf{E}(\mathbf{w}) = [e(1), e(2), \dots, e(n)]^T$ – матрица разницы значений между выходным и реальным значениями, η – скорость обучения нейронной сети (НС).

Для обучения НС используется тестовый набор параметров, полученных с датчиков (рис. 6).

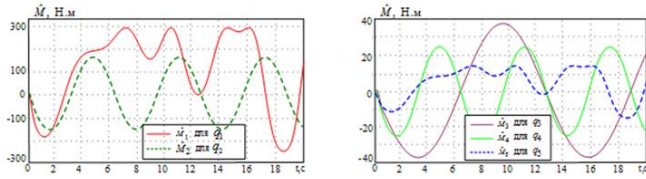


Рис. 6. Тестовый набор параметров для обучения НС

Обучение НС реализовано в Matlab Simulink, в результате которого получены результирующие параметры (рис. 7).

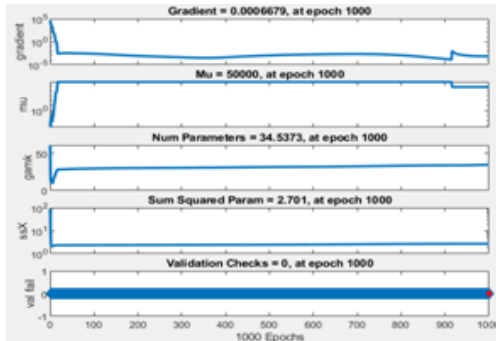


Рис. 7. Результирующие параметры после обучения НС

III. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

На основании вышеприведенного составим структурную схему системы управления с ПИД-регулятором (рис.8).

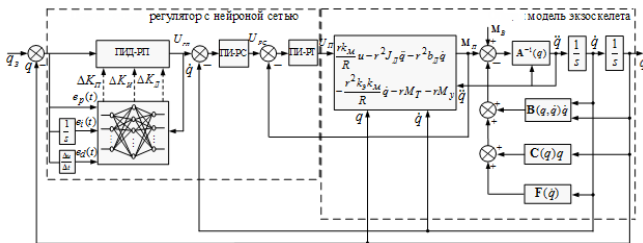


Рис. 8. Структурная схема системы управления с ПИД-регулятором

Математическая модель двигателя в Matlab Simulink представлена на рис. 9.

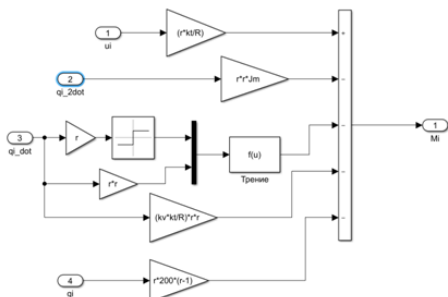


Рис. 9. Математическая модель двигателя в Matlab Simulink

Математическая модель нейронной сети в Matlab Simulink представлена на рис. 10 [6].

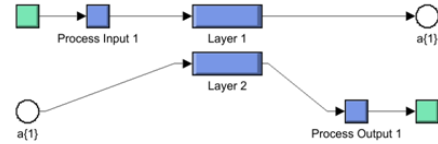


Рис. 10. Математическая модель нейронной сети в Matlab Simulink

Моделирование выполнено для движения тазобедренного (рис. 11а) и коленного (11б) суставов.

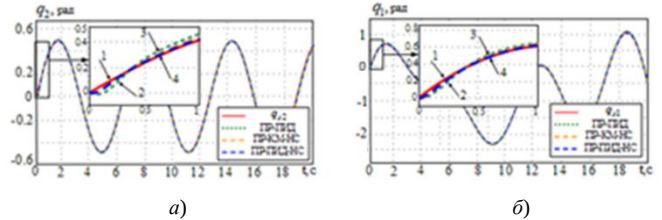


Рис. 11. Траектория движения тазобедренного и коленного суставов

Для сравнения полученных результатов рассчитана среднеквадратичная оценка ошибки для траектории движения тазобедренного (рис. 12а) и коленного (рис. 12б) суставов.

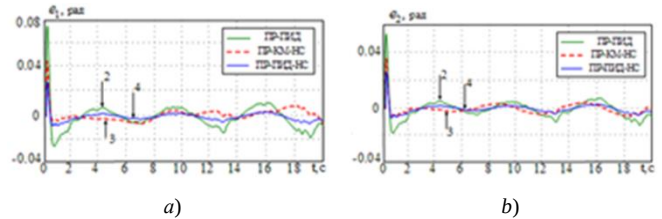


Рис. 12. Среднеквадратичная ошибка движения тазобедренного и коленного суставов

Из полученных результатов видно, что среднеквадратичная ошибка не превышает 3 %.

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Использование нейронной сети для настройки ПИД-регулятора позволила минимизировать среднеквадратичную ошибку при движении тазобедренного и коленного сустава, что обеспечит безопасность использования экзоскелета человеком.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Заиорский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: Физкультура и спорт, 1981. 143 с.
- [2] Sun J. et al. Model-free prescribed performance fixed-time control for wearable exoskeletons // Applied Mathematical Modelling. 2021. T. 90. С. 61-77
- [3] Бочаров М. И. Частная биомеханика с физиологией движения: монография УГТУ. Ухта: 2010. 235 с.
- [4] Dollar A.M., Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art // IEEE Transactions on robotics. 2008. T. 24. №. 1. С. 144-158.
- [5] Kozlova L.P., Belov A.M., Kozlova O.A. The Use of Neural Networks for Planning the Behavior of Complex Systems // Proceedings of the 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus), Saint Petersburg, pp. 902-904. DOI: 10.1109/EIConRus.2018.8317234
- [6] Kozlova L.P., Kozlova O.A. Application of neural network control of pump unit // Proceedings of 2024 27th International Conference on Soft Computing and Measurements, SCM 2024, Saint Petersburg, pp. 337-340. DOI: 10.1109/SCM62608.2024.10554188