

Оригинальная статья / Original article

<https://doi.org/10.21869/2223-1560-2022-26-4-75-87>

Алгоритм управления движением исполнительного механизма прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава

А.А. Князев ¹✉, А.В. Федоров ¹, А.С. Яцун ¹

¹ Юго-Западный государственный университет
ул. 50 лет Октября, д. 94, г. Курск 305040, Российская Федерация

✉ e-mail: ak290599@yandex.ru

Резюме

Цель исследования. Статья посвящена разработке алгоритма управления движением управляемой мобильной платформы аппарата пассивной механотерапии голеностопного сустава. Одной из наиболее распространенных травм, получаемых человеком, является повреждение голеностопного сустава при выполнении спортивных, бытовых, производственных упражнений, а также в результате автомобильных аварий. Падение с высоты с приземлением на ноги, в том числе при выполнении прыжков с парашютом, также часто приводит к травмированию голеностопного сустава. Для увеличения эффективности реабилитации, как правило, применяется механотерапия. Актуальность темы связана с высокой эффективностью роботизированных устройств реабилитации, которые, благодаря обратным связям и управляемым электроприводам могут выполнять движения нижних конечностей оптимальным способом.

Методы. Разработана структурная схема системы управления прибором. В предложенном алгоритме для вычисления управляющих напряжений применяется стратегия распараллеливания управляющих воздействий с применением корректирующих эталонных управлений. Наличие системы силомоментного очувствления позволяет оценить изменение величины реакции во времени и своевременно зафиксировать момент возникновения спастических эффектов, контрактуры мышц и автоматически произвести изменение законов движения стопы с целью исключения травматизации пациента и устранения болевого синдрома.

Результаты. Предложена методика построения желаемой зависимости углов поворота стопы от времени в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Разработаны алгоритм работы блока задания законов движения и принятия решений, алгоритм формирования управляющих напряжений по эталонной модели, алгоритм работы блока корректировки напряжений, а также алгоритм работы блока корректировки эталонной модели. В результате проведенных виртуальных тестов на математической модели прибора были получены основные закономерности движения исполнительного механизма в виде зависимостей угла поворота платформы от времени.

Заключение. Результаты тестирования устройства показывают, что управление движением исполнительного механизма прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава при помощи описанных в работе алгоритмов целесообразно.

Ключевые слова: механотерапия голеностопного сустава; спастические эффекты и контрактура мышц; алгоритм управления устройством; формирование управляющих напряжений; корректировка напряжений.

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Финансирование: Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ 22-21-00464 – «Разработка моделей и алгоритмов управления биотехническими шагающими системами».

Для цитирования: Князев А.А., Федоров А.В., Яцун А.С. Алгоритм управления движением исполнительного механизма прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава // Известия Юго-Западного государственного университета. 2022; 26(4): 75-87. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2022-26-4-75-87>.

Поступила в редакцию 30.06.2022

Подписана в печать 24.08.2022

Опубликована 14.10.2022

Algorithm for Controlling the Movement of the Actuator of the Device for Active-Passive Mechanotherapy of the Ankle Joint

Andrei A. Knyazev ¹ ✉, Andrei V. Fedorov ¹, Andrei S. Yatsun ¹

¹ Southwest State University
50 Let Oktyabrya str. 94, Kursk 305040, Russian Federation

✉ e-mail: ak290599@yandex.ru

Abstract

Purpose of research. The article is devoted to the development of an algorithm for controlling the movement of a controlled mobile platform of a passive mechanotherapy ankle joint apparatus. One of the most common injuries sustained by humans is damage to the ankle joint in sports, domestic, industrial exercises, and as a result of car accidents. Falls from heights with a landing on the feet, including parachute jumps, also often result in ankle injuries. In order to increase the effectiveness of rehabilitation, mechanotherapy is usually used. The relevance of the topic is related to the high efficiency of robotic rehabilitation devices, which, thanks to back-linking and electrically controlled actuators, can perform lower limb movements in an optimal way.

Methods. The structural diagram of the device control system has been developed. The proposed algorithm uses the strategy of paralleling control actions with the use of corrective and reference controls to calculate control voltages. Presence of force-moment feeling system enables to estimate change of reaction value in time and timely fix the moment of spastic effects appearance, muscle contracture and automatically make changes in foot movement laws in order to exclude patient's traumatization and pain syndrome elimination.

Results. A methodology for constructing the desired dependence of foot rotation angles on time in the sagittal and frontal planes is proposed. We have developed an operating algorithm for the laws of motion and decision-making block, an algorithm for generating control voltages from the reference model, an operating algorithm for the voltage correction block, and an operating algorithm for the reference model correction block. As a result of virtual tests on the mathematical model of the device, we obtained the basic patterns of motion of the actuator in the form of dependences of the rotation angle of the platform from the time.

Conclusion. The results of testing the device show that controlling the movement of the actuator for active-passive mechanotherapy of the ankle joint using the algorithms described in the article is reasonable.

Keywords: ankle mechanotherapy; spastic effects and muscle contracture; device control algorithm; control voltage generation; voltage correction.

Conflict of interest. The authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

Funding: The work was supported by the grant of the Russian Science Foundation 22-21-00464 – "Development of models and algorithms for controlling biotechnical walking systems".

For citation: Knyazev A. A., Fedorov A. V., Yatsun A. S. Algorithm for Controlling the Movement of the Actuator of the Device for Active-Passive Mechanotherapy of the Ankle Joint. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2022; 26(4): 75-87 (In Russ.). <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2022-26-4-75-87>.

Received 30.06.2022

Accepted 24.08.2022

Published 14.10.2022

Введение

Среди травм нижних конечностей наиболее распространёнными являются травмы дистального отдела голени и лодыжек, которые по данным литературы составляют от 12,0 до 20,0 % от всех переломов опорно - двигательного аппарата (ОДА) (В.М. Волков, 1998, Л.У. Дыхне, 1991), из них в 12-39,8% случаев наблюдаются неудовлетворительные исходы лечения, а длительная нетрудоспособность составляет от 4 до 8 месяцев [1-5]. Одной из наиболее распространенных травм, получаемых человеком, является повреждение голеностопного сустава при выполнении спортивных, бытовых, производственных упражнений, а также в результате автомобильных аварий. Падение с высоты с приземлением на ноги, в том числе при выполнении прыжков с парашютом, также часто приводит к травмированию голеностопного сустава [6-8]. По статистике более половины травм нижних конечностей и около 40% суставных травм составляют травмы голеностопного сустава. Также известно, что 54% переломов и переломо-вывихов голеностопного сустава случаются в молодом возрасте, когда человеку важно сохранять трудоспособность. После травмы происходит длительный процесс лечения и реабилитации, в том числе, после хирургического

вмешательства, реабилитация может быть осложнена длительной неподвижностью сустава [9-11]. Даже при качественном лечении, травмы голеностопа приводят к инвалидности в 10-12% случаев. Поэтому восстановление функций голеностопного сустава требует индивидуального подхода для каждого пациента. Для того, чтобы снизить процент осложнений широко применяется метод непрерывного пассивного движения (НПД). Для его реализации последние годы появляются медицинские приборы механотерапии, позволяющие ускорить процесс восстановления больного [12-15]. Особенно эффективными оказываются роботизированные устройства реабилитации, которые, благодаря обратным связям и управляемым электроприводам могут выполнять движения нижних конечностей оптимальным способом [16]. Создание таких приборов требует глубокой проработки теории взаимодействия человека и механизма, создания человеко-машинных интерфейсов, математических моделей и алгоритмов управления, обеспечивающих заданные показатели качества. В статье рассмотрены вопросы исследования, разработки и создания алгоритмов управления, обеспечивающих заданные показатели качества для роботизированных аппаратов посттравматической ре-

билитации голеностопного сустава человека [17-19].

Материалы и методы

На рис.1 приведена схема прибора активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава (АПМГС). Здесь обозначено: 1 – голень; 2 – манжета прибора; 3,4,5 – линейные электропри-

воды; 6 – стопа пациента; 7 – верхняя платформа сендвича; 8 – нижняя платформа сендвича; 9 – измеритель силы.

За счет изменения длин приводов, можно изменять положение платформы, соответственно, и стопы пациента. Шарниры A_1, A_2, A_3 и B_1, B_2, B_3 связывают линейные приводы с платформами сендвича и манжетой голени.

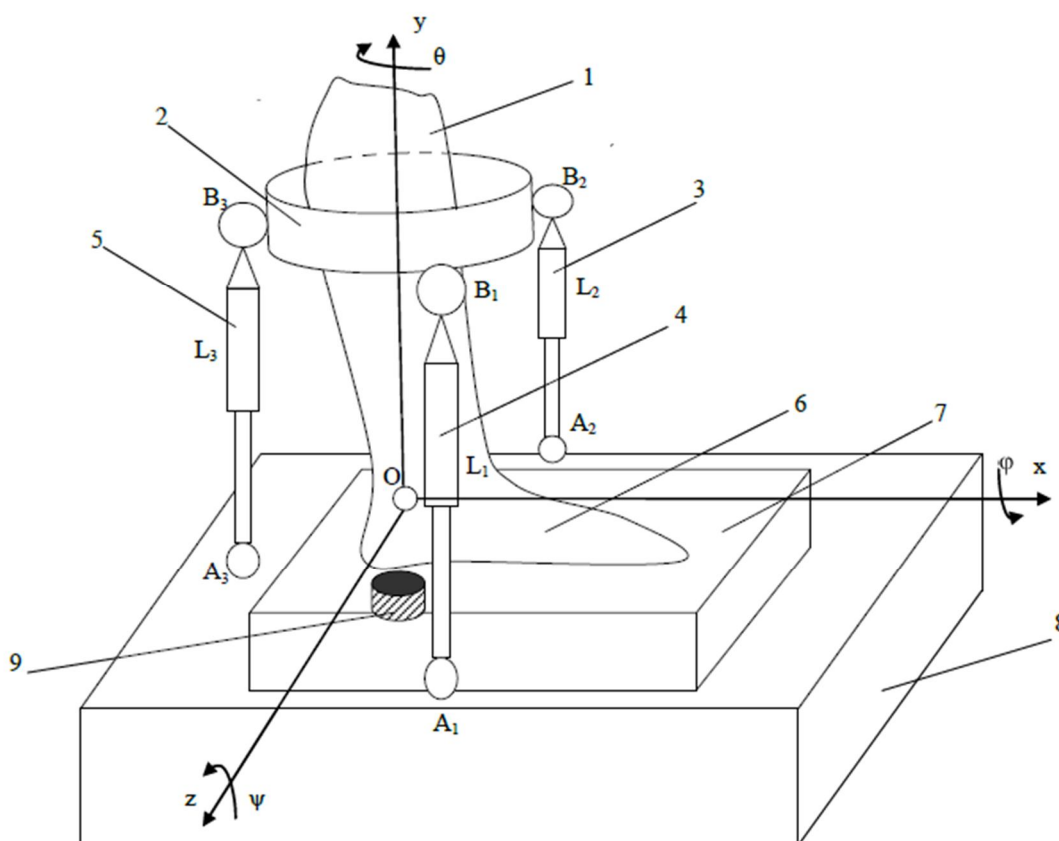


Рис. 1. Схема прибора АПМГС

Fig. 1. Schematic diagram of the APMGS device

Оси вращения платформ должны совпадать с осью вращения голеностопного сустава в сагиттальной, фронтальной плоскостях. Важно, чтобы в любой момент времени мгновенная ось вращения мобильной платформы проходила через заданную точку O , определяемую физиологическими особенностями голеностопного сустава (точка

контакта вилки берцовых и таранной костей) [20]. Примем, что $\varphi(t)^*, \psi(t)^*$ являются углами, определяющими поворот платформы в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Проведенный кинематический анализ позволяет решить, как прямую (ПЗК), так и обратную задачи кинематики (ОЗК), а также

сформулировать задачу о планировании допустимых траекторий движения мобильной платформы, обеспечивающих применение пространственных 3D траекторий мобильной платформы. На рис. 2 приведена структурная схема системы управления прибором.

Выбор врачом режима реабилитации определяет программу движений стопы пациента, формализованных в виде параметрических уравнений

$$\bar{\lambda}(t)^* = (\varphi(t)^*, \psi(t)^*)^T. \quad (1)$$

При выполнении условий $\bar{\lambda}(t)^* < \bar{\lambda}(t)_0^*$, где $\bar{\lambda}(t)_0^*$ - область допустимых значений углов поворота. Важным, является контроль за состоянием мышечной системы пациента при выполнении упражнений. Наличие системы сило-моментного очувствления позволяет оценить изменение величины реакции во времени и своевременно зафиксировать момент возникновения спастических эффектов, контрактуры мышц и автоматически произвести изменение законов движения стопы с целью исключения травматизации пациента и устранения болевого синдрома. Поэтому, врач задает предельные значения реакции между стопой пациента и платформой сендвича R^* .

Наличие обратных связей позволяет определять отклонение реального положения платформы от заданного в виде вектора

$$\Delta\lambda = (\Delta\varphi(t), \Delta\psi(t))^T \quad (2)$$

и вектора силового взаимодействия ΔR . Бортовой вычислитель (блок принятия

решений) решает обратную задачу кинематики (ОЗК) и определяет уровень управляющих напряжений

$$\bar{U} = (U_1, U_2, U_3)^T, \quad (3)$$

поступающих на линейные электроприводы, которые обеспечивают изменение длин

$$\bar{L}^* = (l_1, l_2, l_3)^T. \quad (4)$$

Положение платформы контролируется датчиками, определяющими текущие значения

$$\bar{\lambda}(t) = (\varphi(t), \psi(t))^T, \quad (5)$$

а также величину реакции R .

В соответствии со схемой осуществляется управление тремя электроприводами, обеспечивающими заданное движение стопы пациента. В качестве каналов обратных связей используются данные, регистрируемые датчиками углов поворота по соответствующим осям, а также показатели сило-моментных датчиков.

На рис. 3 приведен алгоритм работы блока задания законов движения и принятия решений. В разработанном алгоритме для вычисления управляющих напряжений применяется стратегия распараллеливания управляющих воздействий с применением корректирующих $\bar{u}$ и эталонных управлений $\bar{U}^*$.

$$\bar{U} = \bar{U}^* + \bar{u}. \quad (6)$$

На рис. 4 показан алгоритм формирования управляющих напряжений по эталонной модели. На рис. 5 приведен алгоритм, иллюстрирующий формирование корректирующих напряжений.

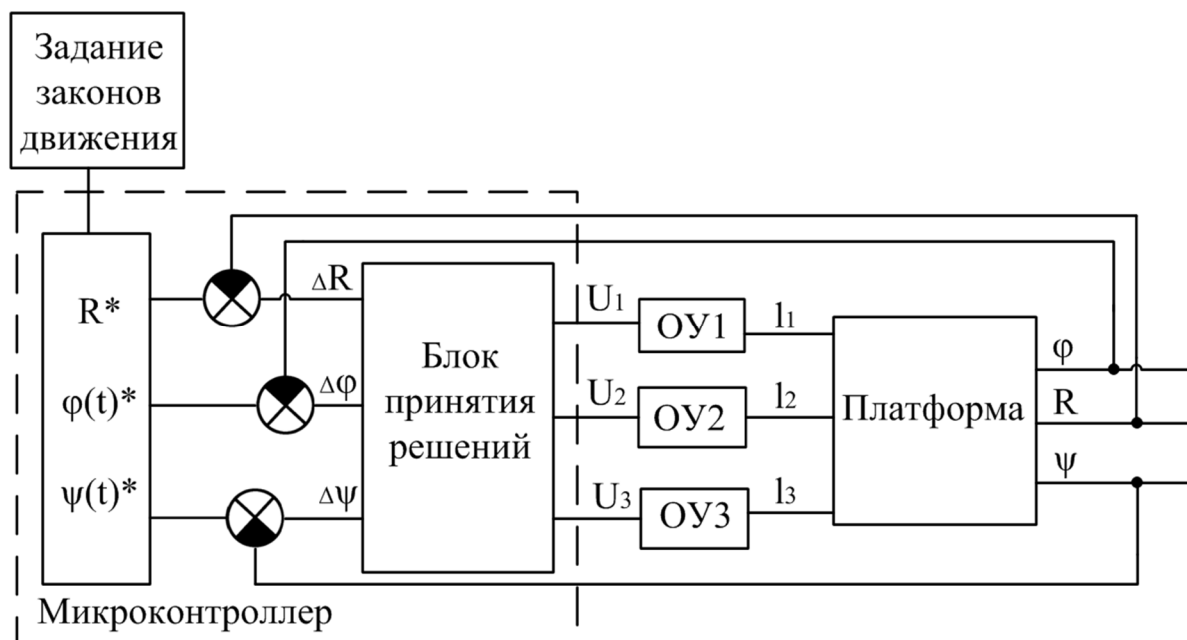


Рис. 2. Структурная схема системы управления прибором

Fig. 2. Schematic diagram of the appliance control system

Критерием качества работы локальных контуров САУ принят квадратичный интегральный критерий вида:

$$P_1 = \frac{1}{t} \int_0^{\tau_1} (\bar{L}^* - \bar{L})^2 dt. \quad (7)$$

Результаты и их обсуждение

На рис. 5 представлены зависимости углов поворота платформы от времени в сагиттальной плоскости.

На рисунке представлены следующие зависимости: $\psi(t)$ – желаемый угол поворота платформы от времени; $\psi_1(t)$ – угол поворота платформы от времени, рассчитанный с учетом корректирующего сигнала и эталонной модели; $\psi_2(t)$ – угол поворота платформы от времени без учета эталонной модели

в алгоритме. В табл. 1 представлены относительные погрешности работы алгоритма.

Таблица 1. Относительные погрешности работы алгоритма

Table 1. Relative errors of the algorithm

С применением корректирующего сигнала в алгоритме / With the use of a correction signal in the algorithm	С применением корректирующего сигнала и эталонной модели в алгоритме / With the use of a correction signal and a reference model in the algorithm
22%	5%



Рис. 3. Алгоритм блока управления

Fig. 3. Control unit algorithm

Желаемая зависимость угла поворота в сагиттальной плоскости от времени представлена в виде полинома пятого порядка $\psi^*(t) = \sum_{i=0}^5 a_i t^i$; значения угловой скорости вычисляются по фор-

муле: $\dot{\psi}^*(t) = \sum_{i=0}^5 a_i i t^{i-1}$ и ускорения

$\ddot{\psi}^*(t) = \sum_{i=0}^5 a_i i(i-1) t^{i-2}$. Постоянные a_i

определяются из граничных условий:

$t=0; \psi(0)=\psi_0; \dot{\psi}(0)=0; \ddot{\psi}(0)=0$ и, при

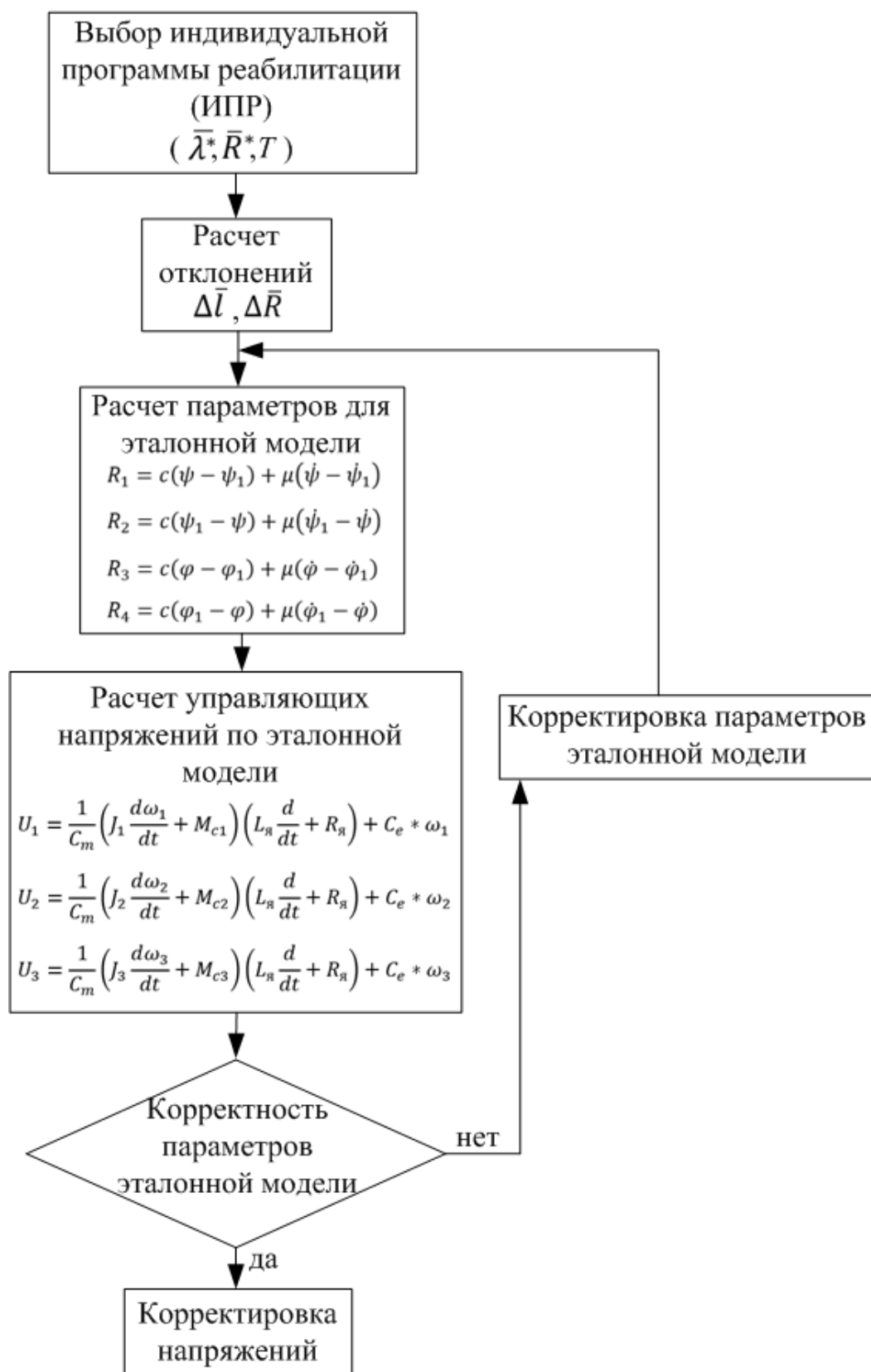
 $t=T; \psi(T)=\psi_k; \dot{\psi}(0)=0; \ddot{\psi}(0)=0.$


Рис. 4. Алгоритм работы блока расчета управляющих напряжений по эталонной модели

Fig. 4. Algorithm of the control voltage calculation block using the reference model

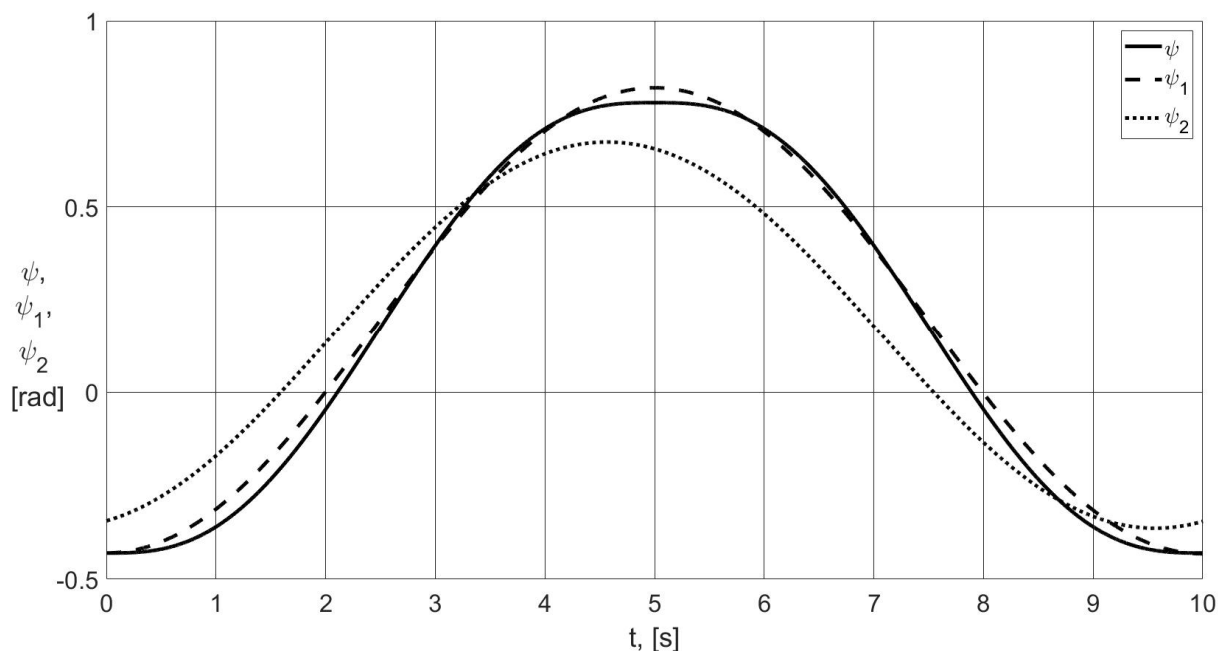


Рис. 5. Зависимости углов поворота платформы от времени в сагиттальной плоскости

Fig. 5. Dependences of platform rotation angles on time in the sagittal plane

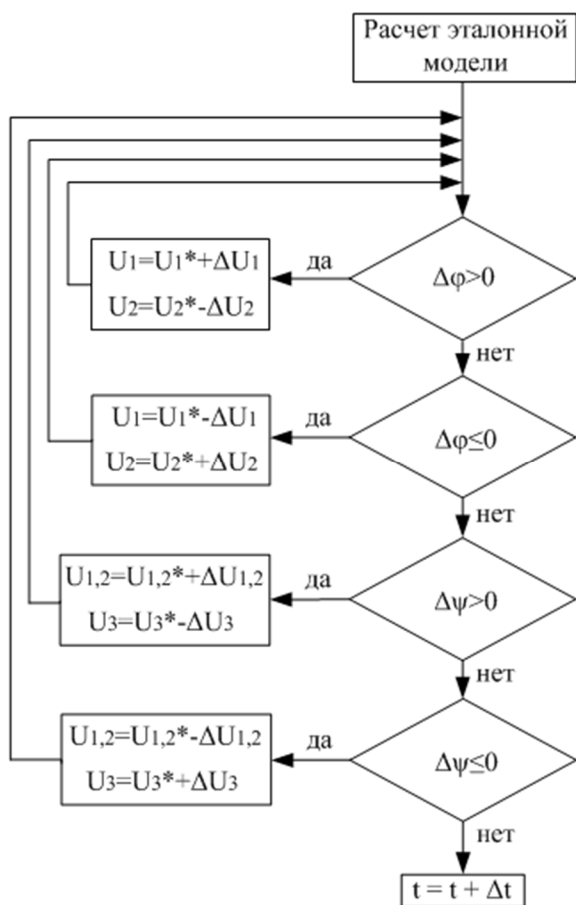


Рис. 6. Алгоритм работы блока корректировки напряжений

Fig. 6. Algorithm of the voltage correction unit

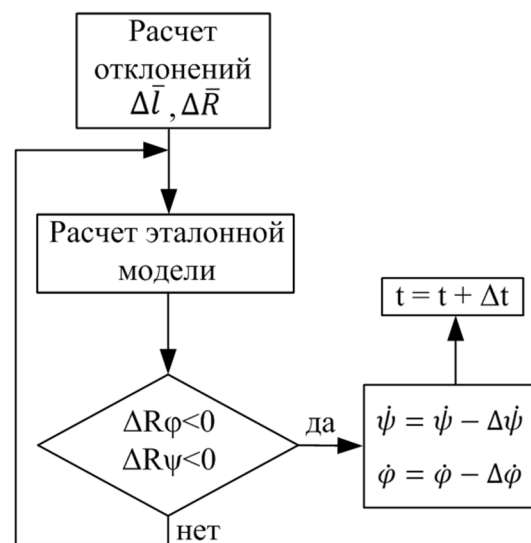


Рис. 7. Алгоритм работы блока корректировки эталонной модели

Fig. 7. Algorithm of the reference model correction unit

Выводы

Разработан алгоритм управления движением управляемой мобильной платформы аппарата пассивной меха-

нотерапии голеностопного сустава. Разработана структурная схема системы управления прибором. В предложенном алгоритме для вычисления управляющих напряжений применяется стратегия распараллеливания управляющих воздействий с применением корректирующих и эталонных управлений. Предложена методика построения желаемой

зависимости угла поворота стопы от времени в сагиттальной плоскости и фронтальной плоскостях. Наличие обратных связей сило-моментного взаимодействия позволяет учитывать состояние пациента (степень спастичности мышечной системы) при формировании управляющих напряжений.

Список литературы

1. Математическое моделирование ходьбы человека в реабилитационном экзоскелете с помощью метода видеоанализа походки / А. С. Печурин, А. В. Федоров, А. С. Яцун, С. Ф. Яцун // Известия Юго-Западного государственного университета. 2021; 25(3): 27-40. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2021-25-3-27-40>.
2. Моделирование экзоскелета с гибридным линейным гравитационным компенсатором / А.Е. Карлов, А.А. Постольный, А.В. Федоров, С.Ф. Яцун // Известия Юго-Западного государственного университета. 2020; 24(3): 66-78. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2020-24-3-66-78>.
3. Studying the Two-Legged Walking System with Video Capture Methods / A. S. Pechurin, S. F. Jatsun, A. V. Fedorov, A. S. Jatsun // In Climbing and Walking Robots Conference 2021. Pp. 3-12. Springer, Cham.
4. Simulation of Static Walking in an Exoskeleton. Electromechanics and Robotics / S. Jatsun, A. Yatsun, A. Fedorov, E. Saveleva // Springer, Singapore. P. 49-60
5. Jatsun S.F, Fedorov A.V., Yatsun A.S. Models and algorithms of control system of active-passive mechanotherapeutic device. RusAutoCon, 2022, Russia, pp.129-135.
6. Дмитриев В. А., Фёдоров А. В., Аль М. Х. Х. Анализ качественных показателей промышленного экзоскелета на основе комплекса критериев // Вопросы методологии естествознания и технических наук: современный контекст. Белгород, 2019. С.131-135.
7. Распределение энергозатрат в системе человек-экзоскелет / В. М. Антипов, А. Е. Карлов, А. В. Фёдоров, М. Х. Х. Аль // Вопросы методологии естествознания и технических наук: современный контекст. Белгород, 2019. С.109-112.
8. Фёдоров А. В. Анализ качественных показателей аппарата для пассивной механотерапии голеностопного сустава на основе комплекса критериев // Инноватика в современном мире: опыт, проблемы и перспективы развития: сборник научных статей по материалам Международной научно-технической конференции (Шифр К-276). Уфа, 2022. С.20-24.

9. Князев А. А. Компьютерное моделирование реабилитационного комплекса с применением по «MATLAB/SIMULINK» // Инновационный потенциал развития общества: взгляд молодых ученых: 2-я Всероссийская научная конференция перспективных разработок. Курск, 2022. С. 70.
10. New Approaches to Rehabilitation of the Ankle Joint Using a Mechanotherapeutic Apparatus / S.M. Jatsun, A.S. Jatsun, A.N. Rukavitsyn, E.N. Politov et al. // BiomedEng. 2018. 52. 37–41.
11. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Korenevskiy N. Experience in the Development of Rehabilitation Exoskeletons // Biomedical Engineering. 2017. Т. 51. № 3.
12. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Rukavitsyn A.N. Designing a Mechanotherapy Device for Rehabilitation of Lower Extremities of Humans // Biomed Eng. 2016. 50; 128–133.
13. Jamwal P., Hussain S., Xie S. Restage design analysis and multicriteria optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using genetic algorithm // IEEE Transactions on Automation Science and Engineering. 2014. Vol. 12. № 4. P. 1433–1446.
14. Design and kinematic analysis of redundantly actuated parallel mechanisms for ankle rehabilitation / C. Wang, Y. Fang, S. Guo, and C. Zhou // Robotica. 2015. Vol.33. № 2. P. 366–384.
15. A New Type of Ankle-Foot Rehabilitation Robot Based on Muscle Motor Characteristics / D. Zeng, H. Wu, X. Zhao, W. Lu, Xuelin Luo // IEEE Transactions on Automation Science and Engineering. 2020. Vol. 8. P. 189–195.
16. Altering gait variability with an ankle exoskeleton / P. Antonellis, S. Galle, D. D. Clercq, P. Malcolm // PLoS One. 2018. Vol. 13, № 10, Art.no. e0205088.
17. Cervantes-Sánchez. Robot-assisted ankle rehabilitation: a review, disability and rehabilitation / Marian G. Alvarez-Perez, Mario A. Garcia-Murillo, J. Jesús // Assist Technol. 2020;15(4):394–408.
18. Design and Workspace Analysis of a Parallel Ankle Rehabilitation Robot (PARR) / L. Zhang, J. Li, M. Dong. et al. // Journal of Healthcare Engineering. Vol. 2019, Article ID 4164790, 10 pages.
19. Jamwal P.K., Xie S., Aw K.C. Kinematic design optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified genetic algorithm // Robot Autonom Syst. 2009;57(10):1018–27.
20. Vallés Marina, Cazalilla José, Valera Ángel, et al. A 3-PRS parallel manipulator for ankle rehabilitation: towards a low-cost robotic rehabilitation // Robotica. 2017; 35:1939–57.

References

1. Pechurin A. S., Fedorov A. V., Jatsun A. S., Jatsun S. F. Mathematical Modeling of Human Gait in a Rehabilitation Exoskeleton Using Gait Video Analysis Method. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2021; 25(3): 27–40 (In Russ.). <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2021-25-3-27-40>.

2. Karlov A. E., Postolny A.A., Fedorov A.V., Jatsun S. F. Simulation of an Exoskeleton with a Hybrid Linear Gravity Compensator. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2020; 24(3): 66-78 (In Russ.). <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2020-24-3-66-78>.
3. Pechurin A. S., Jatsun S. F., Fedorov A. V., Jatsun A. S. Studying the Two-Legged Walking System with Video Capture Methods. In *Climbing and Walking Robots Conference, 2021*, pp. 3-12. Springer, Cham.
4. Jatsun S., Yatsun A., Fedorov A., Saveleva E. (2022). Simulation of Static Walking in an Exoskeleton. *Electromechanics and Robotics, 2022*, pp. 49-60. Springer, Singapore.
5. Jatsun S.F., Fedorov A.V., Yatsun A.S., Models and algorithms of control system of active-passive mechanotherapeutic device. *RusAutoCon, 2022, Russia*, pp.129-135.
6. Dmitriev V. A., Fedorov A. V., Al M. H. [Analysis of industrial exoskeleton qualitative performance based on a set of criteria]. *Voprosy metodologii estestvoznaniya i tekhnicheskikh nauk: sovremennyyi kontekst* [Issues in the methodology of natural and technical sciences: contemporary context]. Belgorod, 2019, pp.131-135 (In Russ.).
7. Antipov V. M., Karlov A. E., Fedorov A. V., Al M. H. H. [Energy distribution in the human-exoskeleton system]. *Voprosy metodologii estestvoznaniya i tekhnicheskikh nauk: sovremennyyi kontekst* [Issues in the methodology of natural science and engineering: contemporary context]. Belgorod, 2019, pp.109-112 (In Russ.).
8. Fedorov A. V. [Analysis of quality indicators of ankle passive mechanotherapy device based on a set of criteria]. *Sbornik nauchnykh statei po materialam Mezhdunarodnoi nauchno-tekhnicheskoi konferentsii "Innovatika v sovremennom mire: opyt, problemy i perspektivy razvitiya"* [Collection of scientific papers on proceedings of International scientific-technical conference "Innovatika in modern world: experience, problems and perspectives of development"]. Ufa, 2022, pp.20-24 (In Russ.).
9. Knyazev A. A. [Computer simulation of rehabilitation complex using MATLAB/SIMULINK]. *2-ya Vserossiiskaya nauchnaya konferentsiya perspektivnykh razrabotok Innovatsionnyi potentsial razvitiya obshchestva: vzglyad molodykh uchenykh* [The 2nd All-Russian Scientific Conference of Advanced Developments Innovative potential of society development: a look at young scientists]. Kursk, 2022, 70 p. (In Russ.).
10. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Rukavitsyn A.N., Politov E.N. et al. New Approaches to Rehabilitation of the Ankle Joint Using a Mechanotherapeutic Apparatus. *BiomedEng*, 2018, 52, 37–41.
11. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Korenevskiy N. Experience in the Development of Rehabilitation Exoskeletons. *Biomedical Engineering*, 2017, vol. 51, no. 3.
12. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Rukavitsyn A.N. Designing a Mechanotherapy Device for Rehabilitation of Lower Extremities of Humans. *Biomed Eng*, 2016, 50, pp. 128–133.

13. Jamwal P., Hussain S., Xie S. Restage design analysis and multicriteria optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using genetic algorithm. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 2014, vol. 12, no. 4, pp. 1433–1446.
14. Wang C., Fang Y., Guo S., Zhou C. Design and kinematic analysis of redundantly actuated parallel mechanisms for ankle rehabilitation. *Robotica*, 2015, vol.33, no. 2, pp. 366–384.
15. Zeng D., Wu H., Zhao X., Lu W., Xuelin Luo A New Type of Ankle-Foot Rehabilitation Robot Based on Muscle Motor Characteristics. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 2020, vol. 8, pp. 189–195.
16. Antonellis P., Galle S., Clercq D. D., Malcolm P. Altering gait variability with an ankle exoskeleton, "PLOS One, 2018, vol. 13, no. 10, Art.no. e0205088.
17. Marian G. Alvarez-Perez, Mario A. Garcia-Murillo, J. Jesús Cervantes-Sánchez. Robot-assisted ankle rehabilitation: a review, disability and rehabilitation. *Assist Technol.* 2020;15(4):394–408.
18. Zhang L., Li J., Dong M. et al., Design and Workspace Analysis of a Parallel Ankle Rehabilitation Robot (PARR). *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2019, Article ID 4164790, 10 pages.
19. Jamwal PK, Xie S, Aw KC. Kinematic design optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified genetic algorithm. *Robot Autom Syst.* 2009; 57(10):1018–27.
20. Vallés Marina, Cazalilla José, Valera Ángel, et al. A 3-PRS parallel manipulator for ankle rehabilitation: towards a low-cost robotic rehabilitation. *Robotica*. 2017; 35:1939–57.

Информация об авторах / Information about the Authors

Князев Андрей Александрович, магистрант, кафедра «Мехатроника и робототехника», Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: ak290599@yandex.ru

Andrei A. Knyazev, Master Student, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: ak290599@yandex.ru

Федоров Андрей Владимирович, аспирант, кафедра «Мехатроника и робототехника», Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: newteormeh@inbox.ru

Andrei V. Fedorov, Post-Graduate Student, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: newteormeh@inbox.ru

Яцун Андрей Сергеевич, кандидат технических наук, доцент кафедры «Мехатроника и робототехника», Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: teormeh@inbox.ru

Andrey S. Yatsun, Cand. of Sci. (Engineering), Associate Professor, Mechatronics and Robotics Department, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: teormeh@inbox.ru