

УДК 681.515

DOI: 10.17212/2782-2001-2023-4-23-34

Разработка системы управления и позиционирования узлов мехатронного реабилитационного комплекса*

Д.П. ВЕРХОВОД^а, В.В. ВОРОНОЙ^б, С.Ю. ПОБЕДИНСКИЙ^с

630073, РФ, г. Новосибирск, пр. Карла Маркса, 20, Новосибирский государственный
технический университет

^а verhovod@corp.nstu.ru

^б vorongo@yandex.ru

^с sergeypobwer@yandex.ru

Высокие темпы развития современных медицинских технологий в мире требуют внедрения в российскую практику интеллектуального роботизированного оборудования, позволяющего вывести сферу здравоохранения на новый уровень. В связи с прогрессирующим заболеванием опорно-двигательного аппарата, роста травм позвоночника приобретает всё большую актуальность реабилитационное оборудование. Кроме того, в настоящее время требуется разработка отечественных роботизированных реабилитационных комплексов, соответствующих или превосходящих по функциональности зарубежные аналоги.

Достаточно молодым направлением современной медицины является клинический анализ биомеханических параметров и исследование патологии походки с использованием биомеханических моделей. В настоящее время для построения параметрических моделей ведутся разработки методов захвата движений, позволяющих реконструировать и визуализировать движение конечностей человека, а также оценивать различные динамические величины, например двигательные усилия или силу реакции опоры. Полученные результаты используются в реабилитационных комплексах, видеоиграх, спортивных тренажерах, где входными данными являются параметры пользователя, зафиксированные в режиме реального времени.

В основе разработанного экспериментального образца мехатронного реабилитационного комплекса лежат принципы подчиненного регулирования исполнительными механизмами с применением ПД-регуляторов. А в качестве задающего сигнала для системы управления являются желаемые координаты передвижения ноги человека, полученные с помощью вновь разработанного комплекса захвата движений.

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что необходимо дальнейшее улучшение характеристик реабилитационного комплекса за счет внесения изменений в механическую конструкцию комплекса, а также корректировки математической модели системы управления с дополнительным расчетом и моделированием структуры системы.

Ключевые слова: математическая модель походки, полином Лагранжа, подчиненное регулирование, реабилитационный комплекс, ПД-регулятор, переходные процессы, обратный маятник, стереокамера

* Статья получена 02 июня 2023 г.

ВВЕДЕНИЕ

Роботизированный реабилитационный комплекс предназначен для проведения функциональной терапии нижних конечностей и вертикализации. Аппарат представляет собой массивный фиксированный стол, условно разделяемый на две половины: плоский стол, на котором фиксируется торс пациента, и экзоскелет, на который крепятся ноги. Предполагается, что экзоскелет будет имитировать реальную походку [1], тем самым помогая пациенту вновь обрести навыки ходьбы. Подобные методы активно изучаются и применяются в рамках реабилитационных практик [2, 3].

Помимо поиска оптимального конструкторского и инженерного решения мехатронного комплекса, включающего электроприводы и актуаторы, воздействующие на нижние конечности человека так, что возможно их перемещение по траекториям, имитирующим ходьбу, необходимо также выбрать оптимальную систему управления исполнительными механизмами. Для этого нужно решить две основные задачи. Первая – это выбор математической модели походки человека, позволяющей наиболее точно описать траекторию движения ноги, а вторая – выбор регулятора, позволяющего осуществлять точное и плавное движение исполнительных механизмов в совокупности, повторяющих траекторию движения, заданную моделью.

Целью настоящей работы является синтез такой системы, которая могла бы описать движение объекта в пространстве координат с плавными и непрерывными переходными процессами и обеспечила бы возможность моделирования движения с учетом произвольной временной «сетки». Это подразумевает учет не только плавного перехода между заданными координатами, но и вариативности скорости изменения координат в различные моменты времени.

1. О РАЗРАБОТКЕ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ПОХОДКИ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ

В настоящее время существует множество вариантов моделирования походки робота и человека. Большинство существующих моделей разработаны для различной мультипликации и не подходят для применения в реабилитационных комплексах, так как траектории движения не настолько «гладкие», а при практической реализации в реабилитационных комплексах важны траектории, описываемые математическими уравнениями хотя бы до второй производной. Кроме того, такие модели ориентированы на динамических персонажей, а в нашем случае пациенты с заболеваниями опорно-двигательного аппарата обладают малой подвижностью, а высокая плавность движений очень важна в реабилитационных целях. Также существующих моделей нет в открытом доступе, а дорогостоящие лицензии не позволяют применять эти модели в медицинских целях.

Коротко рассмотрим несколько примеров. Так, в [4] решение задачи управления шагающими роботами рассматривается на основе их динамической математической модели с использованием полносвязной нейронной сети для оценки сил нормальных реакций между поверхностью и стопами двуного

шагающего робота во время реализации им одного шага. В [5] предлагается подход с использованием динамической рекуррентной нейронной сети (DRNN), имитирующей естественное колебательное поведение локомоции человека. Обучение нейронной сети основано на синусоидальных сигналах, интегрирующих частотные и амплитудные особенности первых трех гармоник сагиттальных углов возвышения бедра, голени и стопы каждой нижней конечности.

В большинстве случаев представленные в научных и инженерных работах генерируемые модели походки человека применимы в основном к робототехническим изделиям и не учитывают некоторые важные особенности человеческой походки [14] (например, отсутствие коленных суставов [6] или ступней в модели [7]).

Обратный маятник – простейшая модель для изучения походки, которая предполагает, что центр масс движется за опорной ногой по арковидной траектории. Центр масс тела в этой модели соответствует грузу маятника, а центр давления на ступню – его опоре. Примеры синтеза регуляторов для систем с обратным маятником рассматривались, например, в [8–11].

В рамках настоящей работы была рассмотрена детерминированная модель, основанная на кинематике точечного объекта. Поскольку мотор должен адаптировать свою скорость в зависимости от текущей и целевой позиций в заданный промежуток времени, была выбрана модель равнопеременного движения. Однако для данного типа движения позиция точки (координата) приобретала нежелательное осциллирующее поведение из-за квадратичной зависимости от времени, что и сделало первоначальную модель неприемлемой. В данном случае квадратичная зависимость не удовлетворяет требованиям задачи, поэтому необходимо увеличение степени полинома модели до третьего порядка. В результате был сделан выбор в пользу построения интерполяции Лагранжа (рис. 1). Метод позволил более эффективно учитывать изменения скорости и ускорения объекта, обеспечивая более точное и соответствующее желаемым характеристикам движения поведение системы.

Формула полинома Лагранжа для рассматриваемой задачи:

$$L(t, x_1, x_2, x_3, T_1, T_2) = \frac{(t - T_1)(t - (T_1 + T_2))}{T_1(T_1 + T_2)} x_1 - \frac{t(t - (T_1 + T_2))}{T_1 T_2} x_2 + \frac{t(t - T_1)}{T_2(T_1 + T_2)} x_3,$$

где t – текущее время в интервале T_1 ; x_1 – координата первой позиции для построения траектории; x_2 – координата второй позиции (целевая); x_3 – координата третьей позиции (следующая за целевой); T_1 – интервал времени между координатами x_1 и x_2 ; T_2 – интервал времени между координатами x_2 и x_3 .

В случаях, когда траектория движения предполагает наличие более трех позиций, происходит перенастройка передаваемых параметров и расчет следующей траектории с учетом предыдущего интервала. Применяя линейную

комбинацию вычислений на основе текущих и предшествующих параметров, можно добиться плавного перехода между позициями и обеспечить более плавное и точное изменение параметров траектории.

Линейная комбинация в начале траектории движения

$$x = L(t, x_1, x_2, x_3, T_1, T_2).$$

Иначе

$$x = \frac{t}{T_1} L(t, x_1, x_2, x_3, T_1, T_2) + \frac{T_1 - t}{T_1} L(T_0 + t, x_0, x_1, x_2, T_0, T_1),$$

где t – текущее время в интервале T_1 ; x_0 – координата позиции, достигнутая на предыдущей итерации; x_1 – координата первой позиции для построения траектории; x_2 – координата второй позиции; x_3 – координата третьей позиции; T_0 – интервал времени для предшествующих значений параметров; T_1 – интервал времени между координатами x_1 и x_2 ; T_2 – интервал времени между координатами x_2 и x_3 .

Траектории и скорости движения ступней при ходьбе неоднократно изучены, например, в [11–15]. В рамках настоящей работы координаты позиций, выбранные для имитации человеческой походки, были получены экспериментальным путем. Для построения параметрической модели походки человека, которая позволит генерировать траектории сагиттальных углов возвышения бедра, голени и стопы каждой нижней конечности, необходим набор данных, полученных в результате съемки походки человека с помощью системы захвата движений. Для этого в рамках настоящего исследования была разработана маркерная система захвата движений.

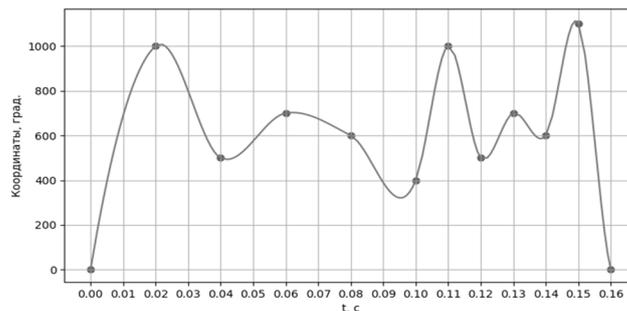


Рис. 1. Интерполяция движения точки во временном интервале

Fig. 1. Point movement interpolation in a time interval

Система захвата состоит из трех основных компонентов: стереокамеры, осуществляющей захват позиций маркеров; маркеров, наносимых на человека, и программного обеспечения, обеспечивающего функционал калибровки стереовидеоустройства захвата, сохранения и визуализации полуавтоматизированной разметки отснятых данных.

Маркеры закрепляются на человеке так, чтобы была возможность восстановить позицию каждого интересующего нас сустава с некоторой избыточностью в данных. Маркеры должны удовлетворять нескольким требованиям: должны быть яркими, контрастными, хорошо различимыми на своем локальном фоне, при этом быть простыми/доступными, легкими в закреплении. Маркерами являются вырезанные в форме круга диаметром 1 см красно-оранжевые наклейки с достаточным световозвращающим покрытием.

Каждый участник проходит несколько раз по намеченной прямой траектории каждый раз с разной, но постоянной скоростью. Одна запись соответствует одному проходу длительностью 5...9 секунд, включает полтора-три полных цикла шага. Результаты исследований представлены на рис. 2–5.

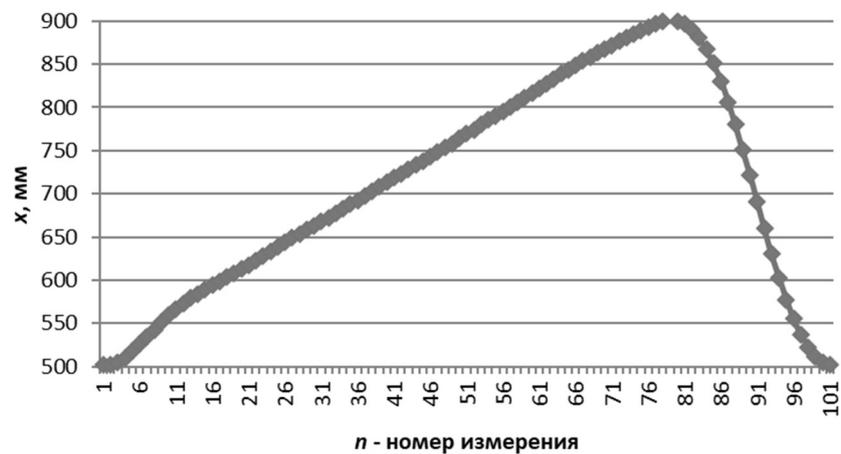


Рис. 2. Горизонтальная траектория передвижения стопы человека

Fig. 2. A horizontal human foot movement trajectory

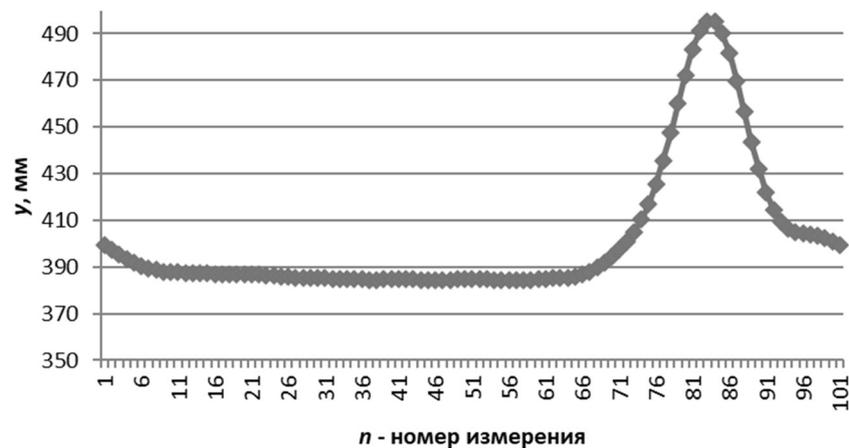


Рис. 3. Вертикальная траектория передвижения стопы человека

Fig. 3. A vertical human foot movement trajectory

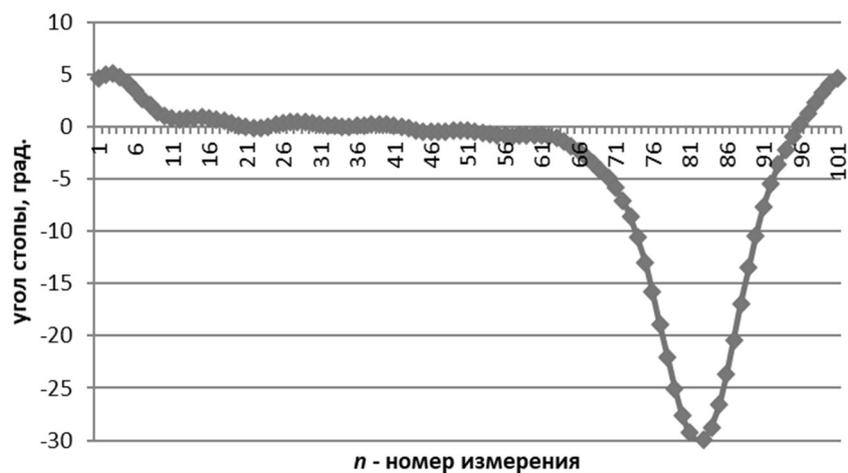


Рис. 4. Угол наклона стопы человека

Fig. 4. A human foot angle

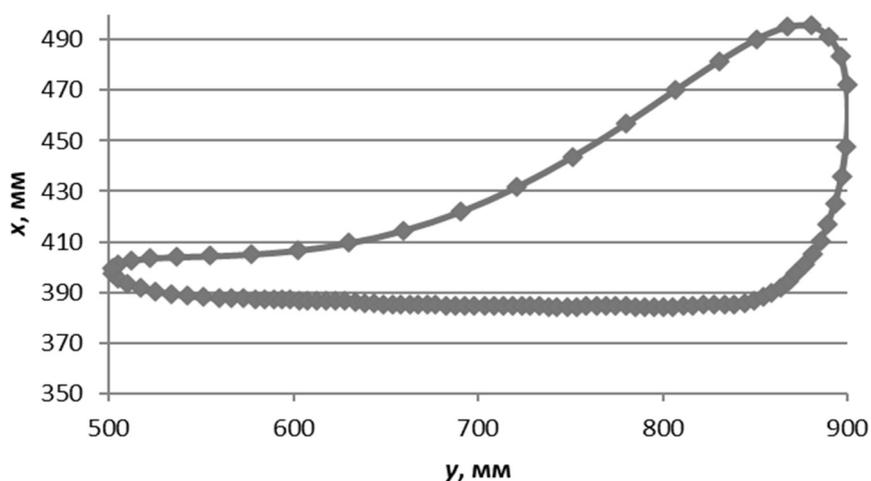


Рис. 5. Траектория передвижения стопы человека в координатах x и y

Fig. 5. A human foot movement trajectory in the x and y coordinates

2. РЕАЛИЗАЦИЯ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ИСПОЛНИТЕЛЬНЫМИ МЕХАНИЗМАМИ МЕХАТРОННОГО РЕАБИЛИТАЦИОННОГО КОМПЛЕКСА «ГЕФЕСТ»

Для управления вращением ротора двигателя была применена модель подчиненного регулирования. Управление только на основе положения считается неоптимальным и имеет некоторые недостатки, включая ограниченный контроль над скоростью и моментом. По этой причине было решено использо-

вать систему подчиненного регулирования (рис. 6), которая способствует устранению указанных ограничений и повышает эффективность управления процессом.

Чтобы в динамической системе уменьшить инерционность, в регуляторе коэффициент перед интегральной составляющей был установлен равным нулю. Остальные коэффициенты ПД-регуляторов на данном этапе разработки реабилитационного комплекса подбирались эмпирическим путем.

Краткое описание работы системы: математическая модель походки человека определяет необходимую координату в текущий момент времени, затем значение передается в ПД-регулятор для вычисления необходимого тока, после этого выход с ПД-регулятора по положению поступает на вход ПД-регулятора по току. В результате работы регулятора формируется значение напряжения, которое будет подано на обмотки фаз, при этом реализуется необходимое управление вращением ротора.

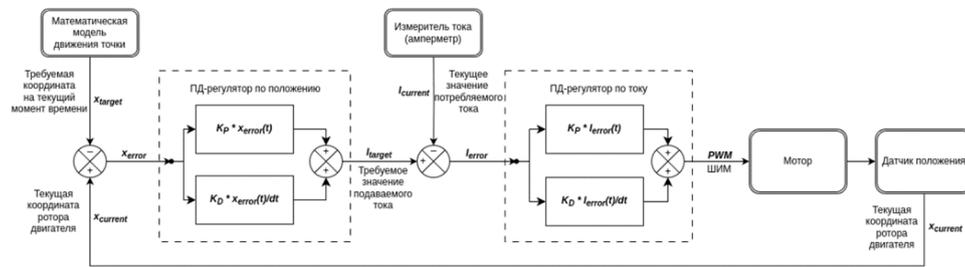


Рис. 6. Структурная схема системы управления

Fig. 6. A control system block diagram

На рис. 7, 8 представлены данные работы системы управления, полученные в результате тестирования экспериментального образца мехатронного реабилитационного комплекса «Гефест». Эксперимент проводился при разной скорости шага. На рис. 7 скорость шага соответствует средней скорости шага человека 1.4...1.5 м/с, а на рис. 8 скорость шага уменьшена в два раза, так как на начальном этапе реабилитацию пациентов, возможно, необходимо начинать с меньших скоростей движения и высоты подъема ног.

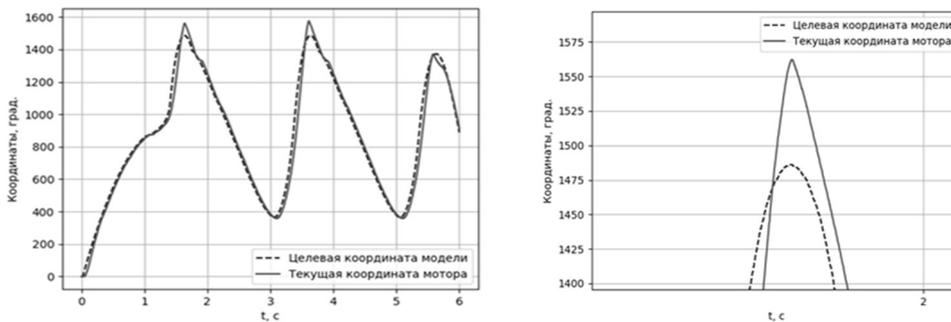


Рис. 7. Скорость шага соответствует средней скорости шага человека 1.4...1.5 м/с

Fig. 7. The step speed corresponds to the average human step speed of 1.4...1.5 m/s

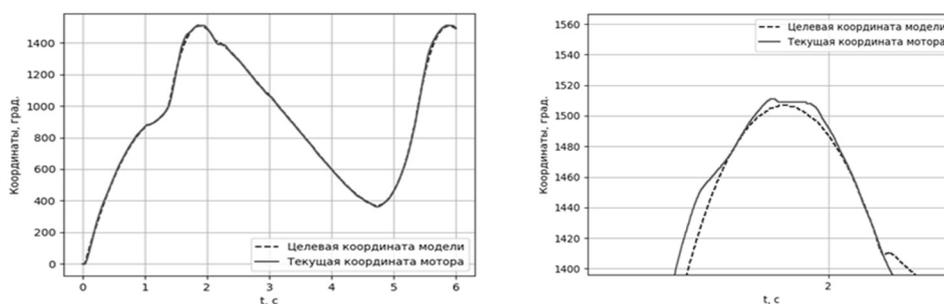


Рис. 8. Скорость шага соответствует средней скорости шага человека 0.7...0.8 м/с

Fig. 8. The step speed corresponds to the average human step speed of 0.7...0.8 m/s

Как видим из представленных выше графиков переходных процессов, система достигает заданных координат с малой погрешностью. Однако при реальной скорости движения перерегулирование в точке смены направления вращения ротора двигателя значительно выше, чем при малых скоростях. Дальнейшее улучшение плавности движения и динамических характеристик переходных процессов возможно за счет внесения изменений в механическую конструкцию реабилитационного комплекса с целью увеличения передаточного числа редуктора, а также корректировки математической модели системы управления с дополнительным расчетом и моделированием структуры и коэффициентов регуляторов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результатом настоящей работы является внедрение модели подчиненного регулирования на основе ПД-регуляторов для управления перемещением ноги человека по заданной траектории математической модели шага, имитирующей походку человека.

Регулятор реализован и интегрирован в программный комплекс роботизированного реабилитационного аппарата «Гефест» в Центре технологического превосходства ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный технический университет».

Разработанный комплекс с системой управления соответствует многим зарубежным аналогам по функциональности, а после доработки механической и программной части будет превосходить по точности и плавности движения, что также повлияет на время и качество реабилитации пациентов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Fuchs E., Flügge G. Adult neuroplasticity: more than 40 years of research // Neural Plasticity. – 2014. – Vol. 2014. – P. 541870. – DOI: 10.1155/2014/541870.

2. A robotic exoskeleton for overground gait rehabilitation / M. Bortole, A. del Ama, E. Rocon, J.C. Moreno, F. Brunetti, J.L. Pons // 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation. – IEEE, 2013. – P. 3356–3361. – DOI: 10.1109/ICRA.2013.6631045.
3. *Beyaert C., Vasa R., Frykberg G.E.* Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies // *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*. – 2015. – Vol. 45 (4–5). – P. 335–355. – DOI: 10.1016/j.neucli.2015.09.005.
4. *Савин С.И., Ворочаева Л.Ю.* Использование нейронных сетей для прогнозирования нормальных реакций шагающего робота // *Известия Юго-Западного государственного университета*. – 2019. – Т. 23 (4). – С. 8–18. – DOI: 10.21869/2223-1560-2019-23-4-8-18.
5. Biological oscillations for learning walking coordination: dynamic recurrent neural network functionally models physiological central pattern generator / T. Hoellinger, M. Petieau, M. Duvinage, T. Castermans, K. Seetharaman, A.-M. Cebolla, A. Bengoetxea, Yu. Ivanenko, B. Dan, G. Cheron // *Frontiers in Computational Neuroscience*. – 2013. – Vol. 7. – P. 70. – DOI: 10.3389/fncom.2013.00070.
6. A novel gait generation for biped walking robots based on mechanical energy constraint / F. Asano, M. Yamakita, N. Kamamichi, Z.-W. Luo // *IEEE Transactions on Robotics and Automation*. – 2004. – Vol. 20 (3). – P. 565–573. – DOI: 10.1109/TRA.2004.824685.
7. *Rokbani N., Alimi A.M.* IK-PSO, PSO inverse kinematics solver with application to biped gait generation // *International Journal of Computer applications (IJCA)*. – 2012. – Vol. 58 (22). – P. 33–39. – arXiv preprint arXiv:1212.1798.
8. *Воевода А.А., Вороной В.В., Шоба Е.В.* Синтез регулятора для системы «перевернутый маятник – тележка» // *Научный вестник НГТУ*. – 2012. – № 4 (49). – С. 161–165.
9. *Вороной В.В., Шоба Е.В.* Синтез двухканального ПИД-регулятора для системы «перевернутый маятник – тележка» // *Актуальные проблемы электронного приборостроения (АПЭП-2012): материалы XI Международной научно-практической конференции, г. Новосибирск, 2–4 октября 2012 г.* – Новосибирск, 2012. – Т. 7. – С. 54–57.
10. *Воевода А.А., Вороной В.В.* Модальный синтез регуляторов пониженного порядка методом дифференцирования характеристического полинома // *Сборник научных трудов НГТУ*. – 2011. – № 1 (63). – С. 3–12.
11. Determinants of self-selected walking pace across ages 19 to 66 / D.A. Cunningham, P.A. Rechnitzer, M.E. Pearce, A.P. Donner // *Journal of Gerontology*. – 1982. – Vol. 37 (5). – P. 560–564. – DOI: 10.1093/geronj/37.5.560.
12. *Fang J., Hunt K.J.* Foot trajectory approximation using the pendulum model of walking // *Medical & Biological Engineering & Computing*. – 2014. – Vol. 52. – P. 45–52.
13. *Анатомия человека / под ред. В.И. Козлова*. – М.: Физкультура и спорт, 1978. – 187 с.
14. *Winter D.A.* Biomechanics and motor control of human movement. – 4th ed. – Hoboken, NJ: Wiley, 2009. – 370 p.
15. *Mouzo F.* Filtro de Kalman para captura de movimiento con estimación de esfuerzos motores y reacciones en tiempo real: PhD thesis. – Universidade da Coruña, 2018. – 340 p.

Вороной Вадим Владимирович, кандидат технических наук, доцент кафедры систем сбора и обработки данных Новосибирского государственного технического университета. Основное направление научных исследований – теория автоматического управления, исследования и синтез ПИД-регуляторов. E-mail: vorongo@yandex.ru

Верховод Дмитрий Павлович, младший научный сотрудник Центра технологического превосходства Новосибирского государственного технического университета. Основное направление научных исследований – разработка реабилитационных комплексов, исследования и моделирование походки человека. E-mail: verhovod@corp.nstu.ru

Побединский Сергей Юрьевич, магистрант второго года обучения кафедры теоретической и прикладной информатики Новосибирского государственного технического университета. Основное направление научных исследований – исследование и разработка ПО микроконтроллеров для систем управления. E-mail: sergeypobwer@yandex.ru

Voronoy Vadim V., PhD (Eng.), associate professor, Department of Data Collection and Processing Systems, Novosibirsk State Technical University. The main direction of his scientific research is the theory of automatic control, as well as research and synthesis of PID controllers. E-mail: vorongo@yandex.ru

Verhovod Dmitry P., junior researcher at the Center for Technological Excellence, Novosibirsk State Technical University. The main direction of his scientific research is the development of rehabilitation complexes, research and modeling of human gait. E-mail: verxovod@corp.nstu.ru

Pobedinsky Sergey Yu., second-year master's student, Department of Theoretical and Applied Computer Science, Novosibirsk State Technical University. The main direction of his scientific research is the research and development of microcontroller software for control systems. E-mail: sergey-pobwer@yandex.ru

DOI: 10.17212/2782-2001-2023-4-23-34

Development of a control and unit positioning system for a mechatronic rehabilitation complex*

D.P. VERHOVOD^a, V.V. VORONOVICH^b, S.Y. POBEDINSKY^c

Novosibirsk State Technical University, 20 K. Marx Prospekt, Novosibirsk, 630073, Russian Federation

^a vorongo@yandex.ru

^b verxovod@corp.nstu.ru

^c sergeypobwer@yandex.ru

Abstract

A high pace of modern medical technologies development in the world requires the introduction of intelligent robotic equipment into Russian practice, which allows us to take the healthcare sector to a new level. Due to the progression of diseases of the patients' musculoskeletal system and an increase in spinal injuries, rehabilitation equipment is becoming increasingly important. In addition, the development of domestic robotic rehabilitation complexes that match or exceed the functionality of foreign analogues is currently required.

A fairly new area of modern medicine is a clinical analysis of biomechanical parameters and study of gait pathology using biomechanical models. Currently, to build parametric models, motion capture methods are being developed that make it possible to reconstruct and visualize the movement of human limbs, as well as to estimate various dynamic quantities, for example, motor forces or ground reaction force. The results obtained are used in rehabilitation complexes, video games, sports simulators, etc., where input data are user parameters recorded in real time.

The results obtained allow us to conclude that it is necessary to further improve the characteristics of the rehabilitation complex by making changes to the mechanical design of the complex, as well as adjusting the mathematical model of the control system with additional calculations and modeling of the system structure.

The developed experimental model of a mechatronic rehabilitation complex is based on the principles of subordinate regulation by actuators using PD regulators. And the desired coordinates of the movement of a person's leg, obtained using a motion capture complex, are used as a driving signal for the control system.

Keywords: mathematical model of gait, Lagrange polynomial, subordinate regulation, rehabilitation complex, PD-regulator, transient processes, inverse pendulum, stereo camera

* Received 02 June 2023.

REFERENCES

1. Fuchs E., Flügge G. Adult neuroplasticity: more than 40 years of research. *Neural Plasticity*, 2014, vol. 2014, p. 541870. DOI: 10.1155/2014/541870.
2. Bortole M., Del Ama A., Rocon E., Moreno J.C., Brunetti F., Pons J.L. A robotic exoskeleton for overground gait rehabilitation. *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, 2013, pp. 3356–3361. DOI: 10.1109/ICRA.2013.6631045.
3. Beyaert C., Vasa R., Frykberg G.E. Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*, 2015, vol. 45 (4–5), pp. 335–355. DOI: 10.1016/j.neucli.2015.09.005.
4. Savin S.I., Vorochaeva L.Yu. Ispol'zovanie neironnykh setei dlya prognozirovaniya normal'nykh reaktivnykh shagayushchego robota [Using neural networks to predict the normal reactions of a walking robot]. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the South-west State University*, 2019, vol. 23 (4), pp. 8–18. DOI: 10.21869/2223-1560-2019-23-4-8-18.
5. Hoellinger T., Petieau M., Duvinage M., Castermans T., Seetharaman K., Cebolla A.-M., Bengoetxea A., Ivanenko Yu., Dan B., Cheron G. Biological oscillations for learning walking coordination: dynamic recurrent neural network functionally models physiological central pattern generator. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 2013, vol. 7, p. 70. DOI: 10.3389/fncom.2013.00070.
6. Asano F., Yamakita M., Kamamichi N., Luo Z.-W. A novel gait generation for biped walking robots based on mechanical energy constraint. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2004, vol. 20 (3), pp. 565–573. DOI: 10.1109/TRA.2004.824685.
7. Rokbani N., Alimi A.M. IK-PSO, PSO inverse kinematics solver with application to biped gait generation. *International Journal of Computer applications (IJCA)*, 2012, vol. 58 (22), pp. 33–39. arXiv preprint arXiv:1212.1798.
8. Voevoda A.A., Voronoy V.V., Shoba E.V. Sintez regulatora dlya sistemy «perevernutyi mayatnik – telezhka» [controller synthesis for the “inverted pendulum – cart” system]. *Nauchnyi vestnik Novosibirskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta = Science bulletin of the Novosibirsk state technical university*, 2012, no. 4 (49), pp. 161–165.
9. Voronoy V.V., Shoba E.V. [Dual-channel PID-controller synthesis for the system “inverted pendulum – cart”]. *Aktual'nye problemy elektronnoy priborostroeniya (APEP-2012)* [2012 11th International conference on actual problems of electronic instrument engineering proceedings], Novosibirsk, October 2–4, 2012, vol. 7, pp. 54–57. (In Russian).
10. Voevoda A.A., Voronoy V.V. Modal'nyi sintez regulatorov ponizhennogo poryadka metodom differentsirovaniya kharakteristicheskogo polinoma [Modal design of reduced order controllers by method of differentiation of the characteristic polynomial]. *Sbornik nauchnykh trudov Novosibirskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta = Transaction of scientific papers of the Novosibirsk state technical university*, 2011, no. 1 (63), pp. 3–12.
11. Cunningham D.A., Rechnittzer P.A., Pearce M.E., Donner A.P. Determinants of self-selected walking pace across ages 19 to 66. *Journal of Gerontology*, 1982, vol. 37 (5), pp. 560–564. DOI: 10.1093/geronj/37.5.560.
12. Fang J., Hunt K.J. Foot trajectory approximation using the pendulum model of walking. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2014, vol. 52, pp. 45–52.
13. Kozlov V.I., ed. *Anatomiya cheloveka* [Human anatomy]. Moscow, Fizkul'tura i sport Publ., 1978. 187 p.
14. Winter D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, NJ, Wiley, 2009. 370 p.
15. Manuel P.S. *Filtro de Kalman para captura de movimiento con estimación de esfuerzos motores y reacciones en tiempo real*. PhD thesis. Universidade da Coruña, 2022. 340 p.

Для цитирования:

Верховод Д.П., Вороной В.В., Побединский С.Ю. Разработка системы управления и позиционирования узлов мехатронного реабилитационного комплекса // Системы анализа и обработки данных. – 2023. – № 4 (92). – С. 23–34. – DOI: 10.17212/2782-2001-2023-4-23-34.

For citation:

Verhovod V.V., Voronoy V.V., Pobedinsky S.Y. Razrabotka sistemy upravleniya i pozitsionirovaniya uzlov mekhatronnogo rehabilitatsionnogo kompleksa [Development of a control and unit positioning system for a mechatronic rehabilitation complex]. *Sistemy analiza i obrabotki dannykh = Analysis and Data Processing Systems*, 2023, no. 4 (92), pp. 23–34. DOI: 10.17212/2782-2001-2023-4-23-34.