

Информационные системы прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава

А.А. Князев, А.С. Яцун, А.В. Федоров

Аннотация—В работе рассматриваются информационные системы прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава. Разработана структура программно-аппаратной части прибора, была построена математическая модель взаимодействия стопы и управляемой платформы в сагиттальной плоскости, была разработана эталонная модель для корректировки управляющих напряжений во время работы устройства в виду изменения момента сопротивления со стороны стопы, были разработаны алгоритмы формирования управляющих напряжений для персонализированной настройки и реабилитационных упражнений, были получены и проанализированы результаты математического моделирования. Механотерапия используется для уменьшения процента осложнений, а также увеличения качества и скорости восстановления суставов. Механотерапия подразумевает под собой использование роботизированных устройств, которые в свою очередь, при помощи исполнительных звеньев, совершают точные движения, необходимые для восстановления функций суставов. Управление такими устройствами усложняется тем, что физиологические параметры стопы могут изменяться неопределенным образом во время процедуры механотерапии, тем самым уменьшая точность позиционирования, а также негативно влияя на процесс реабилитации. В связи с чем необходима тщательная проработка системы управления устройством, алгоритмов управления, математических моделей, обеспечивающих высокую точность и скорость позиционирования исполнительных звеньев. Также необходимо создание методики персонализированной настройки прибора для обеспечения равномерного контакта стопы с платформой для каждого пациента, что должно положительно сказаться на качестве реабилитационных процедур.

Ключевые слова—механотерапия голеностопного сустава, система автоматического управления, алгоритм формирования управляющих напряжений.

ВВЕДЕНИЕ

Одной из наиболее распространенных травм, получаемых человеком, является повреждение

Статья получена 7 марта 2023 г.

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

А.А. Князев, ЮЗГУ (e-mail: ak290599@yandex.ru).

А.С. Яцун, ЮЗГУ (e-mail: teormeh@inbox.ru).

А.В. Федоров, ЮЗГУ (e-mail: newteormeh@inbox.ru).

голеностопного сустава. Как правило, процесс восстановления является длительным в виду долгой иммобилизации сустава. Для уменьшения процента осложнений, а также увеличения скорости и качества восстановления используются медицинские механотерапевтические устройства. Данные приборы должны обладать высокой точностью позиционирования исполнительных звеньев, а также инструментарием для осуществления персонализированной настройки под каждого пациента [1-4].

Также необходимо учесть, что во время сеанса реабилитации реологические параметры мышечной системы стопы пациента могут изменяться неопределенным образом, тем самым негативно влияя на точность позиционирования исполнительного звена механотерапевтического прибора, что приводит к снижению эффективности реабилитационного процесса. В связи с чем создание таких приборов требует глубокой проработки теории взаимодействия человека и прибора, создания человеко-машинных интерфейсов, математических моделей и алгоритмов управления, обеспечивающих заданные показатели качества. Таким образом, вопросы разработки и создания информационных систем механотерапевтического прибора для голеностопного сустава, обеспечивающих заданное движение стопы при непрогнозируемом изменении физиологических параметров стопы являются актуальными [5-8].

I. ОПИСАНИЕ ПРИБОРА

Прибор для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава (АПИМГС) представляет собой параллельный манипулятор на базе линейных электроприводов. Управляемая мобильная платформа может совершать вращательные движения во фронтальной и сагиттальной плоскостях в диапазоне углов поворота стопы человека. Также платформа может совершать возвратно-поступательные движения вдоль вертикальной оси в диапазоне движения голеностопного сустава [9-10].

На рисунке 1 показаны следующие обозначения: 1 – линейные электроприводы; 2 – стойка; 3 – управляемая мобильная платформа; 4 – система фиксации голени; 5 – система фиксации стопы; 6 – электронный модуль; 7 – нога пациента.

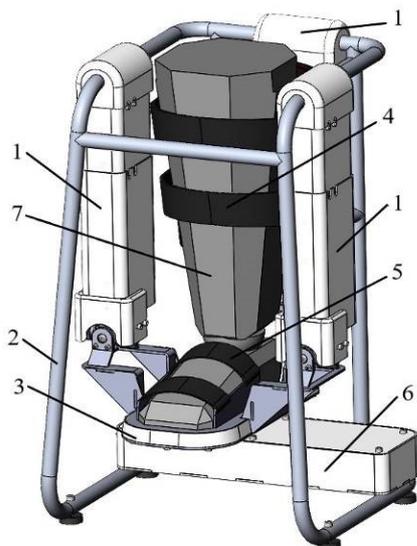


Рис. 1. Внешний вид прибора АПМГС

На рисунках 2-3 представлены режимы работы прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава, среди них – тыльное и подошвенное сгибание, а также пронация и супинация.

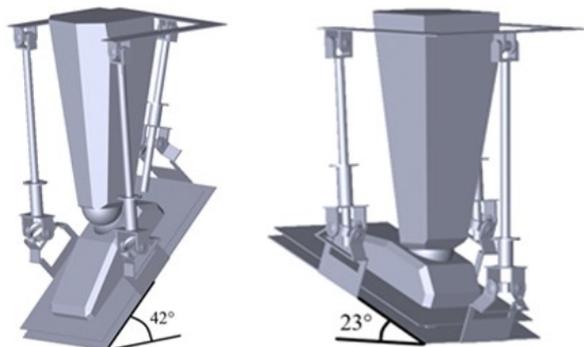


Рис. 2. Режим работы прибора тыльное и подошвенное сгибание

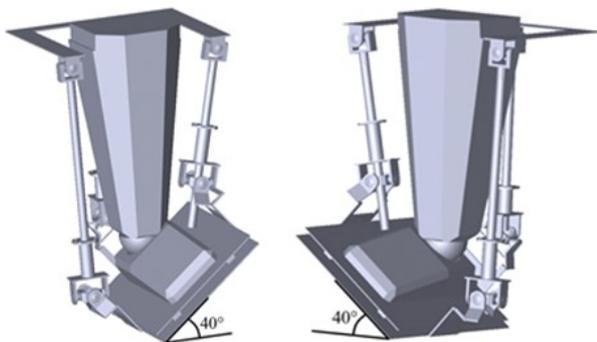


Рис. 3. Режим работы прибора пронация, супинация

II. СТРУКТУРНАЯ СХЕМА ПРИБОРА

Структурная схема прибора показана на рисунке 4.

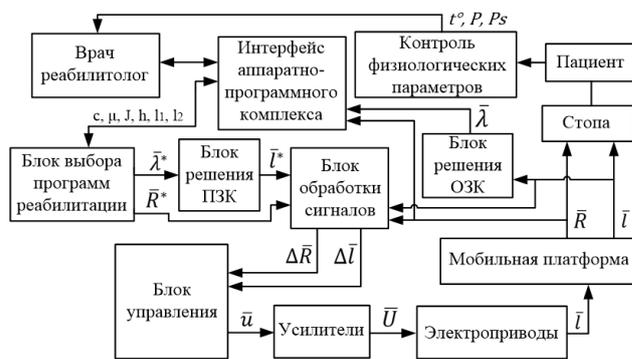


Рис. 4. Структурная схема прибора

Врач-реабилитолог обращается к интерфейсу аппаратно-программного комплекса, с его помощью он выбирает программу реабилитации пациента, заносит в систему параметры стопы пациента. С блока выбора программ на блок обработки сигналов приходит вектор $\bar{R}^* = (R_1^*, R_2^*, R_3^*, R_4^*)^T$ о заданных реакциях опоры со стороны платформы. Также с блока выбора программ в блок решения ПЗК поступает вектор $\bar{\lambda}^* = (\varphi^*, \psi^*)^T$ о заданных углах поворота (законах движения во фронтальной и сагиттальной плоскостях). В блоке решения ПЗК производится решение прямой задачи кинематики, результатом которого является вектор $\bar{l}^* = (l_1^*, l_2^*, l_3^*)^T$, представляющий собой заданные законы изменения длин линейных электроприводов. Далее в блок обработки сигналов поступают векторы \bar{l}^* и \bar{R}^* , где происходит сравнение заданных значений с действительными, результатом которого являются ошибки $\Delta\bar{R}, \Delta\bar{l}$. Далее при помощи этих переменных производится расчет вектора программного напряжения $\bar{u} = (u_1, u_2, u_3)^T$. Вектор \bar{u} , попадая в блок усилителей преобразуется в управляющие напряжения для линейных электроприводов $\bar{U} = (U_1, U_2, U_3)^T$. Таким образом, электроприводы при помощи исполнительных звеньев воздействуют на мобильную платформу. Измерение длин электроприводов происходит за счет датчиков угла поворота, установленных на выходном звене электропривода. Данные о векторе действительной реакции опоры со стороны платформы $\bar{R} = (R_1, R_2, R_3, R_4)^T$, а также векторе действительных длин электроприводов $\bar{l} = (l_1, l_2, l_3)^T$ поступают в блок обработки сигналов для сравнения с заданными значениями векторов. Векторы \bar{l} , в свою очередь, приходят в блок решения ОЗК, где производится расчет обратной задачи кинематики, результатом которого является вектор действительных углов поворота платформы $\bar{\lambda} = (\varphi, \psi)^T$. Далее информация об углах поворота платформы во фронтальной и сагиттальной плоскостях $\bar{\lambda}$ и силах реакции опоры \bar{R} поступает врачу-реабилитологу при помощи интерфейса программно-аппаратного комплекса. В результате

движения мобильной платформы по заданным траекториям производится сеанс механотерапии голеностопного сустава. Во время сеанса производится контроль таких физиологических параметров, как температура, давление, пульс пациента, данные об этих параметрах поступают врачу-реабилитологу [11-15].

III. РЕЖИМЫ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ПРИБОРА ДЛЯ АКТИВНО-ПАССИВНОЙ МЕХАНОТЕРАПИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

- Автоматизированная персонафицированная настройка прибора

С зафиксированной голенью пациента при помощи электроприводов, управляемая мобильная платформа (УМП) движется поступательно к стопе пациента до появления сигналов с некоторых датчиков контроля силы. Затем выполняется вращательное движение УМП до регистрации сигналов со всех четырех датчиков. Окончательным этапом настройки является вращательное движение УМП до минимизации разницы значений сигналов со всех измерителей силы.

- Процесс реабилитации

Процесс реабилитации представляет собой изменение положение стопы человека, выполняя выбранные врачом-реабилитологом траектории движения, необходимые для восстановления сустава. Корректировка направления и скорости движения УМП в виду изменения физиологических особенностей стопы пациента во время процесса реабилитации.

IV. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ СТОПЫ ПАЦИЕНТА И УПРАВЛЯЕМОЙ МОБИЛЬНОЙ ПЛАТФОРМЫ

Во время работы устройства, между стопой пациента и платформой возникают силы реакции со стороны платформы, манжеты и пяточного упора. Для учета этих сил необходимо ввести математическую модель, которая будет описывать кинематические и динамические взаимодействия между стопой и платформой. Стопа воздействует на платформу в виде распределенной нагрузки, заменим ее двумя сосредоточенными силами R_1 и R_2 .

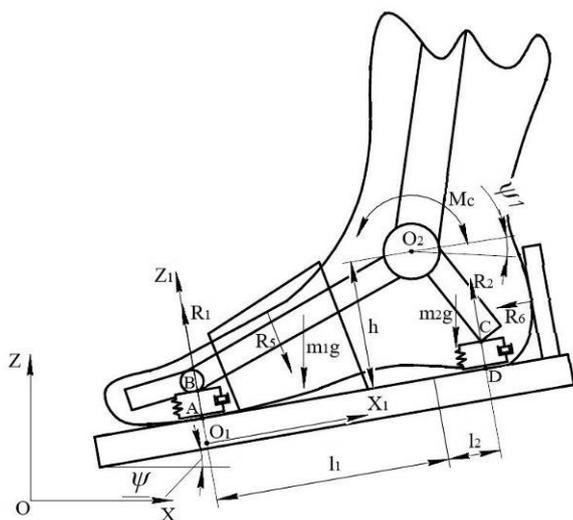


Рис. 5. Схема взаимодействия стопы пациента с платформой в сагиттальной плоскости

Стопа соприкасается с платформой пяточной и плюсневыми костями, они образуют костную систему, которая при помощи мягких тканей связана с подошвенной стороной стопы [16-18]. На рисунке 5 представлена схема взаимодействия стопы и платформы.

На схеме представлены следующие обозначения: ψ – угол поворота платформы; ψ_1 – угол поворота костной системы; h – высота пяточной кости; R_1, R_2 – силы, возникающие при взаимодействии стопы и УМП; R_5 – сила реакции опоры манжеты; R_6 – сила реакции опоры подпятника; l_1, l_2 – проекция длин плюневых и пяточной костей на ось x_1 ; A, B, C, D – точки контакта стопы с платформой.

Математическая модель взаимодействия представляет собой уравнения движения стопы и платформы. Задающим является угол поворота платформы ψ в виде полинома 5го порядка. Стопа связана с платформой при помощи мягких тканей, представленных в виде параллельно расположенных вязкоупругих компонентов в соответствии с моделью Кельвина-Фойгта. В результате движения платформы положение стопы изменяется с поправкой на вязкоупругое сопротивление.

$$J_{kc}\ddot{\psi}_1 = M_R + M(G_{kc}) + M_{R_5} - M_{R_6} - M_c; \quad (1)$$

$$J_n\ddot{\psi} = M_{\psi n} - M_c. \quad (2)$$

J_{kc} – момент инерции костной системы;

J_n – момент инерции платформы;

M_R – момент, создаваемый силами реакции опоры от платформы;

$M(G_{kc})$ – момент, создаваемый силой тяжести костной системы;

M_c – момент сопротивления мышц ноги;

M_{R_5} – момент, создаваемый силой реакции опоры от манжеты;

M_{R_6} – момент, создаваемый силой реакции опоры от пяточного упора;

$M_{\psi n}$ – момент, создаваемый электроприводами;

$$R_1 = c(\psi - \psi_1) + \mu(\dot{\psi} - \dot{\psi}_1); \quad (3)$$

$$R_2 = c(\psi_1 - \psi) + \mu(\dot{\psi}_1 - \dot{\psi}). \quad (4)$$

c – коэффициент жесткости мышц;

μ – коэффициент вязкости мышц;

$(\psi - \psi_1)$ – деформация мышечных тканей;

$(\dot{\psi} - \dot{\psi}_1)$ – скорость деформации мышечных тканей.

V. АЛГОРИТМ ФОРМИРОВАНИЯ УПРАВЛЯЮЩИХ НАПРЯЖЕНИЙ ДЛЯ ПЕРСОНАФИЦИРОВАННОЙ НАСТРОЙКИ ПРИБОРА

Максимальной эффективности реабилитации можно достигнуть, только при выполнении правильной

настройки аппарата для каждого пациента. Основным критерием правильной настройки является условие, что значения четырех датчиков контроля силы находятся в одном диапазоне [19-20].

Врач-реабилитолог задает базовый уровень контакта всех точек стопы пациента с УМП – R_0 . В блоке сравнения происходит вычисление значения ΔR_i , при помощи чего рассчитываются интегральные критерии системы. Далее при помощи алгоритма, представленного на рисунке 6, осуществляется минимизация разницы между сигналами R_1 - R_4 . На рисунке 7 представлена диаграмма, отражающая изменение реакций в четырех точках УМП и их последующий выход на один уровень. Допустимая погрешность отражается в окружности диаметром ε , значение которого устанавливается врачом-реабилитологом. Только после данных операций можно приступать к реабилитационным упражнениям.

$$\Delta R_1 = R_1 - R_0; \quad (5)$$

$$\Delta R_2 = R_2 - R_0; \quad (6)$$

$$\Delta R_3 = R_3 - R_0; \quad (7)$$

$$\Delta R_4 = R_4 - R_0. \quad (8)$$

$$k_\varphi = \int_0^T [(\Delta R_1 + \Delta R_2) - (\Delta R_3 + \Delta R_4)] dt; \quad (9)$$

$$k_\psi = \int_0^T [(\Delta R_1 + \Delta R_3) - (\Delta R_2 + \Delta R_4)] dt. \quad (10)$$

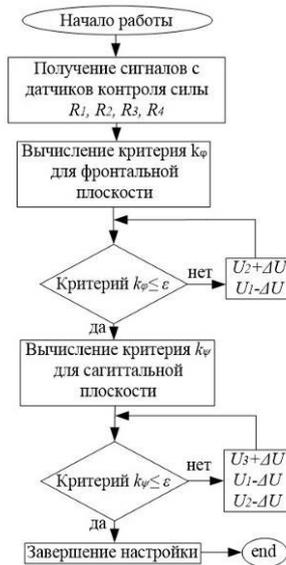


Рис. 6. Алгоритм персонализированной настройки прибора

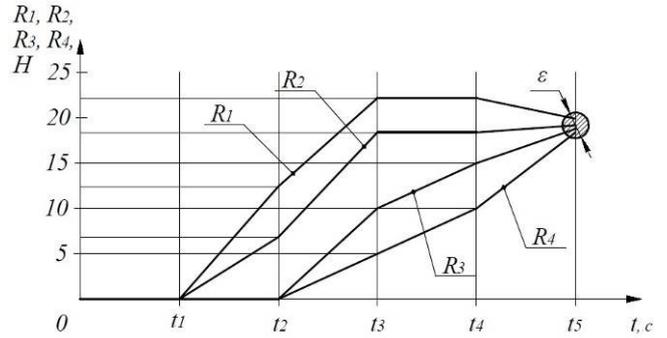


Рис. 7. Повременная диаграмма настройки прибора

VI. ЭТАЛОННАЯ МОДЕЛЬ

Эталонная модель необходима для корректировки управляющих напряжений в виду кинематических и силовых взаимодействий системы, которые могут негативно влиять на качественное выполнение паттернов движения УМП при проведении реабилитационных процедур.

Эталонная модель формируется из закона полного тока и включает в себя параметры электродвигателей, моменты инерции системы, моменты сопротивления со стороны мышечных тканей, а также законы движения электродвигателей.

$$U_1 = \frac{1}{C_m} (J_1 \frac{d\omega_1}{dt} + M_{c1}) (L_\gamma \frac{d}{dt} + R_\gamma) + C_e \omega_1; \quad (11)$$

$$U_2 = \frac{1}{C_m} (J_2 \frac{d\omega_2}{dt} + M_{c2}) (L_\gamma \frac{d}{dt} + R_\gamma) + C_e \omega_2; \quad (12)$$

$$U_3 = \frac{1}{C_m} (J_3 \frac{d\omega_3}{dt} + M_{c3}) (L_\gamma \frac{d}{dt} + R_\gamma) + C_e \omega_3. \quad (13)$$

U – закон напряжения для двигателя;

C_m – постоянная по моменту;

C_e – постоянная по скорости;

L_γ – индуктивность якоря двигателя;

R_γ – сопротивление якоря двигателя;

J – момент инерции, приведенный к двигателю;

ω – угловая скорость вращения двигателя;

M_c – момент сопротивления, приведенный к двигателю.

$$C_e = \frac{U_{ном}}{\omega_{xx}}; \quad (14)$$

$$C_m = \frac{M_{ном}}{I_{ном}}. \quad (15)$$

$U_{ном}$ – номинальное напряжение;

ω_{xx} – скорость холостого хода.

$M_{ном}$ – номинальный момент;

$I_{ном}$ – номинальный ток.

VII. АЛГОРИТМ ФОРМИРОВАНИЯ УПРАВЛЯЮЩИХ НАПРЯЖЕНИЙ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИОННЫХ УПРАЖНЕНИЙ

На рисунке 8 показан алгоритм работы программно-аппаратных средств устройства. В разработанном

алгоритме, для вычисления управляющих напряжений используется метод распараллеливания управляющих воздействий с применением корректирующих напряжений и эталонных управляющих напряжений.

После включения устройства ожидается ввод параметров режима работы с персонального компьютера, а также ввод индивидуальных параметров стопы пациента. В соответствии с чем производится расчет индивидуальной программы реабилитации пациента. После получения данных о режиме работы, микроконтроллер рассчитывает прогнозируемые реакции для эталонной модели, а также вычисляет законы изменения длин электроприводов, а также законы изменения напряжений по эталонной модели. Далее при помощи обратной связи в виде датчиков угла поворота и контроля силы выполняется поиск ошибки, приводы начинают обрабатывать заданные контроллером траектории. В случае, когда движение управляемой мобильной платформы не соответствует заданным паттернам движения, происходит корректировка управляющих напряжений, в соответствии с алгоритмом, представленным на рисунке 10.

На рисунке 9 более детально раскрыта работа блоков расчета прогнозируемых реакций и управляющих напряжений. В случае, когда корректировка напряжений не может полностью устранить ошибки по управляемым переменным, происходит корректировка прогнозируемых реакций. В связи с чем в эталонных моделях для управляющих напряжений изменяются моменты сопротивления со стороны мышечных тканей, что приводит к более качественному управлению системой и в последствии к более точному движению управляемой мобильной платформы.

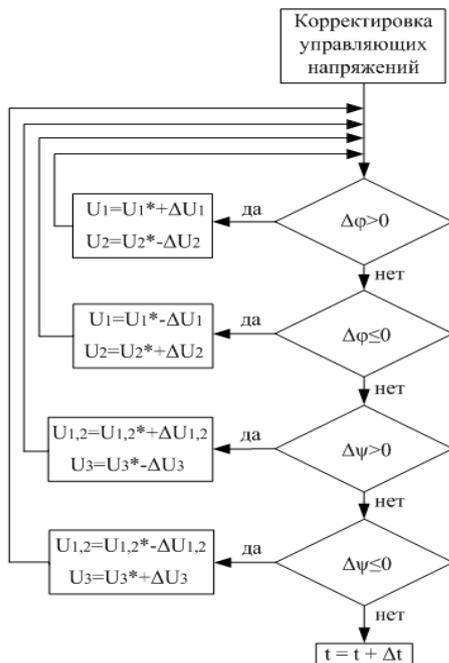


Рис. 10. Алгоритм корректировки управляющих напряжений

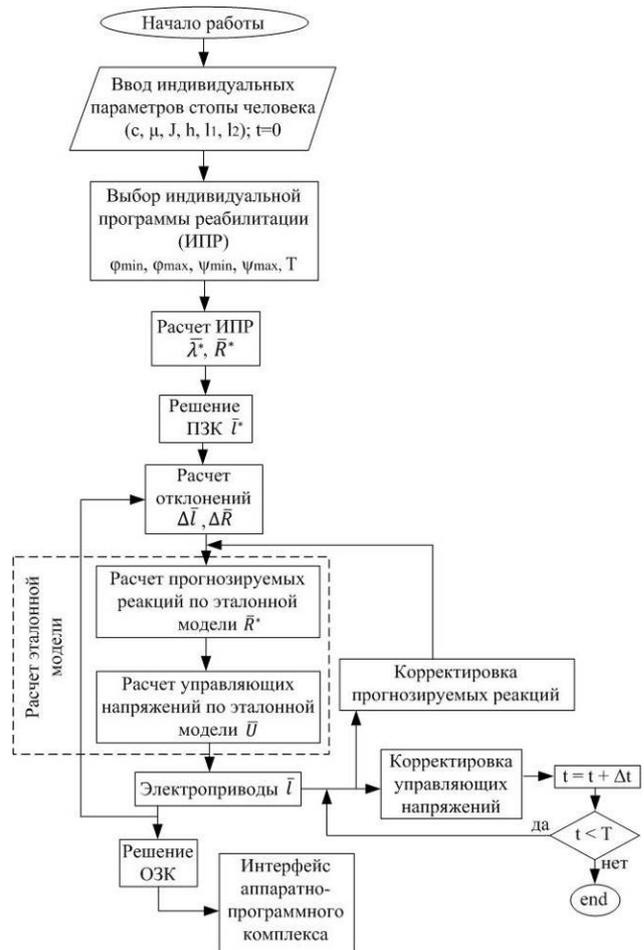


Рис. 8. Алгоритм работы программно-аппаратных средств устройства

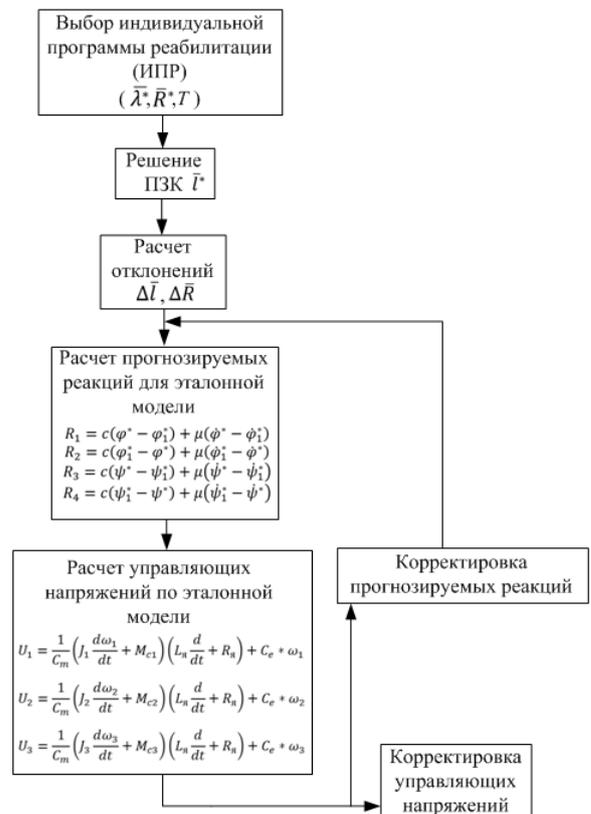


Рис. 9. Алгоритм расчета реакций и управляющих напряжений

VIII. РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

На рисунке 11 представлены графики угла поворота платформы и костной системы от времени и график изменения ошибки угла поворота. На рисунке 12 показаны графики угловой скорости платформы и костной системы от времени и график изменения ошибки угловой скорости. Исходя из рисунков видно, что положение стопы с высокой точностью повторяет заданную траекторию, несмотря на вязкоупругие компоненты системы. Зависимость угловой скорости стопы отличается от заданной скорости платформы в виду вязкоупругого сопротивления, но ошибка по угловой скорости находится в допустимом диапазоне.

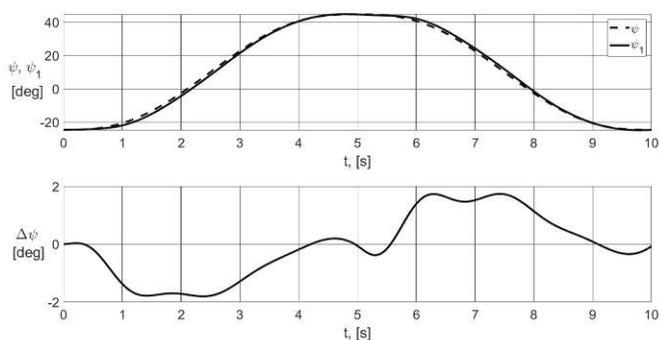


Рис. 11. Графики угла поворота платформы и костной системы от времени в сагиттальной плоскости. График изменения ошибки угла поворота

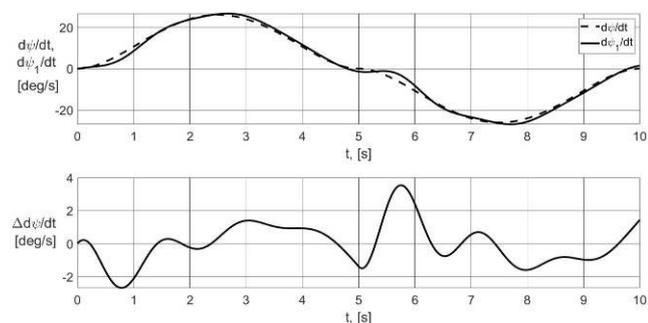


Рис. 12. Графики угловой скорости платформы и костной системы от времени в сагиттальной плоскости. График изменения ошибки угловой скорости

На рисунке 13 представлен график зависимости сил реакции опоры от угла поворота стопы.

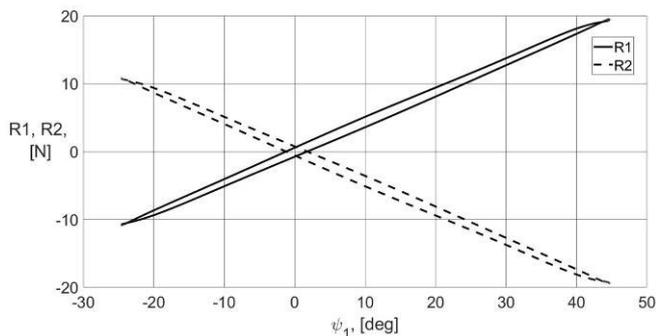


Рис. 13. Зависимость сил реакции опоры от угла поворота стопы

Исходя из представленных выше зависимостей видно, что математическая модель с высокой точностью описывает кинематические и динамические закономерности взаимодействия УМП со стопой.

IX. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе была

- разработана структура информационных систем прибора для АПМГС;
- построена математическая модель взаимодействия стопы и платформы;
- разработан алгоритм персонифицированной настройки прибора;
- разработана эталонная модель для корректировки управляющих напряжений в режиме реального времени;
- разработан алгоритм формирования управляющих напряжений для реабилитационных упражнений;
- получены результаты моделирования в виде зависимостей углов поворота, угловых скоростей от времени для стопы и платформы;
- получена зависимость сил реакции опоры от угла поворота стопы.

Таким образом, результаты исследований могут быть использованы для создания механотерапевтического устройства, обеспечивающего заданное движение стопы при непрогнозируемом изменении физиологических параметров с возможностью персонифицированной настройки для повышения эффективности реабилитационных мероприятий.

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

БИБЛИОГРАФИЯ

- [1] Knyazev, A., Jatsun, A., Fedorov, A. (2023). Mathematical Modeling of the Biomechanical Rehabilitation System of Foot Exoskeleton in Frontal and Sagittal Planes. *Frontiers in Robotics and Electromechanics. Smart Innovation, Systems and Technologies*, vol 329. Springer, Singapore.
- [2] Knyazev, A.A., Yatsun, S.F. & Fedorov, A.V. Control of a Device for Mechanotherapy of the Ankle Joint. *Biomed Eng* (2023).
- [3] S. Jatsun, A. Knyazev and A. Fedorov, "Control of the Active-Passive Ankle Mechanotherapy Device," 2022 International Russian Automation Conference (RusAutoCon), 2022, pp. 739-743
- [4] 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.

- [5] C. Wang, Y. Fang, S. Guo, and C. Zhou, "Design and kinematic analysis of redundantly actuated parallel mechanisms for ankle rehabilitation" *Robotica*, vol.33, no. 2, pp. 366–384, 2015.
- [6] Miao Q, Zhang M, Wang C, et al. Towards optimal platform-based robot design for ankle rehabilitation: the state of the art and future prospects. *J Health Eng*. 2018; 2018: pp. 1–9.
- [7] D. Zeng, H. Wu, X. Zhao, W. Lu, XuelinLuo "A New Type of Ankle-Foot Rehabilitation Robot Based on Muscle Motor Characteristics" *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 8, pp. 189-195, 2020.
- [8] Khalid Y. M., Gouwanda D., Parasuraman S. A review on the mechanical design elements of ankle rehabilitation robot. In: *Proceedings of the institution of mechanical engineer's part H journal of engineering in medicine*. 2015, pp. 452–463.
- [9] 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* 52, pp. 37–41 (2018).
- [10] Khalid Y. M., Gouwanda D., Parasuraman S. A review on the mechanical design elements of ankle rehabilitation robot. In: *Proceedings of the institution of mechanical engineer's part H journal of engineering in medicine*. 2015, pp. 452–463.
- [11] 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): pp. 394–408.
- [12] Vallés Marina, Casalilla José, Valera Ángel, et al. A 3-PRS parallel manipulator for ankle rehabilitation: towards a low-cost robotic rehabilitation. *Robotica*. 2017; 35: pp. 1939–1957.
- [13] L. Zhang, J. Li, M. Dong, et al., "Design and Workspace Analysis of a Parallel Ankle Rehabilitation Robot (PARR)," *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2019, Article ID 4164790, 10 pages.
- [14] Jamwal PK, Xie S, Aw KC. Kinematic design optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified genetic algorithm. *Robot Autonom Syst*. 2009; 57(10): pp. 1018–1027.
- [15] Farjadian A B, Nabian M, Hartman A, et al. Position versus force control: Using the 2-DOF robotic ankle trainer to assess ankle's motor control. In: *2014 36th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society, Chicago, IL*. 2014, pp. 1186-1189.
- [16] Zeng X, Zhu G, Zhang M, et al. Reviewing clinical effectiveness of active training strategies of platform-based ankle rehabilitation robots. *J Healthcare Eng*. 2018; 2018: pp. 1–12.
- [17] P. Antonellis, S. Galle, D. D. Clercq, and P. Malcolm, "Altering gait variability with an ankle exoskeleton" *PLoS One*, vol. 13, no. 10, 2018, Art.no. e0205088.
- [18] Li J., Fan W., Dong M. Research on control strategies for ankle rehabilitation using parallel mechanism. *Cogn Comput Syst*. 2020; 2(3): pp. 105–111.
- [19] Jatsun, S. M., Jatsun, A. S., Rukavitsyn, A. N., Designing a Mechanotherapy Device for Rehabilitation of Lower Extremities of Humans. *BiomedEng* 50, pp. 128–133 (2016).
- [20] C. Wang, Y. Fang, and S. Guo, "Multi-objective optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified differential evolution algorithm." *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, vol. 28, no. 4, pp. 702–715, 2015.

Information systems of the device for active-passive mechanotherapy of the ankle joint

A.A. Knyazev, A.S. Yatsun, A.V. Fedorov

Abstract—In this paper, the information systems of a device for active-passive mechanotherapy of the ankle joint are considered.

In this paper, the structure of software and hardware of the device was developed, a mathematical model of interaction between the foot and controlled platform in the sagittal plane was constructed, a reference model for correcting control stresses during device operation in view of resistance moment changes from the foot was developed, algorithms for forming control stresses for personalized adjustment and rehabilitation exercises were obtained and analyzed, the results of mathematical modeling were obtained

Mechanotherapy is used to reduce the rate of complications and increase the quality and speed of joint rehabilitation. Mechanotherapy involves the use of robotic devices that, in turn, use actuators to make the precise movements necessary to restore joint function.

The control of such devices is complicated by the fact that the physiological parameters of the foot may change indefinitely during the mechanotherapy procedure, thereby reducing positioning accuracy as well as negatively affecting the rehabilitation process. For this reason, a thorough study of the device's control system, control algorithms, and mathematical models is needed to ensure high accuracy and speed positioning of the actuators. It is also necessary to create a method of personalized adjustment of the device to ensure uniform foot contact with the platform for each patient, which should have a positive effect on the quality of rehabilitation procedures.

Key words—mechanotherapy of ankle joint, automatic control system, algorithm of control voltage formation.

REFERENCES

- [1] Knyazev, A., Jatsun, A., Fedorov, A. (2023). Mathematical Modeling of the Biomechanical Rehabilitation System of Foot Exoskeleton in Frontal and Sagittal Planes. *Frontiers in Robotics and Electromechanics. Smart Innovation, Systems and Technologies*, vol 329. Springer, Singapore.
- [2] Knyazev, A.A., Yatsun, S.F. & Fedorov, A.V. Control of a Device for Mechanotherapy of the Ankle Joint. *Biomed Eng* (2023).
- [3] S. Jatsun, A. Knyazev and A. Fedorov, "Control of the Active-Passive Ankle Mechanotherapy Device," 2022 International Russian Automation Conference (RusAutoCon), 2022, pp. 739-743
- [4] Jatsun S. F., Fedorov A. V., Yatsun A. S., Models and algorithms of control system of active-passive mechanoterapevtic device. *RusAutoCon*, 2022, Russia, pp.129-135.
- [5] C. Wang, Y. Fang, S. Guo, and C. Zhou, "Design and kinematic analysis of redundantly actuated parallel mechanisms for ankle rehabilitation" *Robotica*, vol.33, no. 2, pp. 366–384, 2015.
- [6] Miao Q, Zhang M, Wang C, et al. Towards optimal platform-based robot design for ankle rehabilitation: the state of the art and future prospects. *J Healthc Eng*. 2018; 2018: pp. 1–9.
- [7] D. Zeng, H. Wu, X. Zhao, W. Lu, XuelinLuo "A New Type of Ankle-Foot Rehabilitation Robot Based on Muscle Motor Characteristics" *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 8, pp. 189-195, 2020.
- [8] Khalid Y. M., Gouwanda D., Parasuraman S. A review on the mechanical design elements of ankle rehabilitation robot. In: *Proceedings of the institution of mechanical engineer's part H journal of engineering in medicine*. 2015, pp. 452–463.
- [9] 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* 52, pp. 37–41 (2018).
Khalid Y. M., Gouwanda D., Parasuraman S. A review on the mechanical design elements of ankle rehabilitation robot. In: *Proceedings of the institution of mechanical engineer's part H journal of engineering in medicine*. 2015, pp. 452–463.
- [10] 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): pp. 394–408.
- [11] 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: pp. 1939–1957.
- [12] L. Zhang, J. Li, M. Dong, et al., "Design and Workspace Analysis of a Parallel Ankle Rehabilitation Robot (PARR)," *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2019, Article ID 4164790, 10 pages.
- [13] Jamwal PK, Xie S, Aw KC. Kinematic design optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified genetic algorithm. *Robot Autonom Syst*. 2009; 57(10): pp. 1018–1027.
- [14] Farjadian A B, Nabian M, Hartman A, et al. Position versus force control: Using the 2-DOF robotic ankle trainer to assess ankle's motor control. In: 2014 36th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society, Chicago, IL. 2014, pp. 1186-1189.
- [15] Zeng X, Zhu G, Zhang M, et al. Reviewing clinical effectiveness of active training strategies of platform-based ankle rehabilitation robots. *J Healthcare Eng*. 2018; 2018: pp. 1–12.
- [16] P. Antonellis, S. Galle, D. D. Clercq, and P. Malcolm, "Altering gait variability with an ankle exoskeleton" *PLoS One*, vol. 13, no. 10, 2018, Art.no. e0205088.
- [17] Li J., Fan W., Dong M. Research on control strategies for ankle rehabilitation using parallel mechanism. *Cogn Comput Syst*. 2020; 2(3): pp. 105–111.
- [18] Jatsun, S. M., Jatsun, A. S., Rukavitsyn, A. N., Designing a Mechanotherapy Device for Rehabilitation of Lower Extremities of Humans. *BiomedEng* 50, pp. 128–133 (2016).
- [19] C. Wang, Y. Fang, and S. Guo, "Multi-objective optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified differential evolution algorithm," *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, vol. 28, no. 4, pp. 702–715, 2015.

About Authors

Knyazev A.A., master, Department of Mechanics, Mechatronics and Robotics, UZGU, Kursk (e-mail: ak290599@yandex.ru).

Yatsun A.S., Associate Professor Department of Mechanics, Mechatronics and Robotics, UZGU, Kursk (e-mail: teormeh@inbox.ru).

Fedorov A.V., p.s., Department of Mechanics, Mechatronics and Robotics SWGU, Kursk