

25. Biswas P. Hamiltonian (Graph, Source, Destination). in MATLAB Central File Exchange. [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/51610-hamiltonian-graph-source-destination>.
26. Sipser M. Introduction to the Theory of Computation, *ACM Sigact News*, 1996, Vol. 27, No. 1, pp. 27-29.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор А.О. Жуков.

Румянцев Борис Вадимович – Финансовый университет при Правительстве Российской Федерации; e-mail: rymbor17@gmail.com; г. Москва, Россия; аспирант.

Прокопчина Светлана Васильевна – e-mail: svprokopchina@fa.ru; д.т.н.; профессор.

Кочкаров Азрет Ахматович – e-mail: akochkar@gmail.com; д.т.н.; профессор.

Rumiantsev Boris Vadimovich – Financial University under the Government of the Russian Federation; e-mail: rymbor17@gmail.com; Moscow, Russia.

Prokopchina Svetlana Vasilyevna – e-mail: svprokopchina@fa.ru; dr. of eng. sc.; professor.

Kochkarov Azret Akhmatovich – e-mail: akochkar@gmail.com; dr. of eng. sc.; professor.

УДК 004.93

DOI 10.18522/2311-3103-2024-1-88-100

Л.А. Рыбак, А.А. Волошкин, В.С. Перевузник, Д.И. Малышев
ОПТИМАЛЬНЫЙ СИНТЕЗ СТРУКТУРЫ И ПАРАМЕТРОВ
РОБОТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ВОССТАНОВИТЕЛЬНОЙ
МЕХАНОТЕРАПИИ НА БАЗЕ ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ МЕХАНИЗМОВ*

Анализ состояния исследований показал, что в настоящее время восстановительная механотерапия широко применяется для реабилитации больных с функциональными нарушениями опорно-двигательной системы, вызванными последствиями сосудистых заболеваний, нарушений нейрорегуляции двигательной активности, травм и патологии опорно-двигательного аппарата. В восстановительной механотерапии чаще всего используют роботы последовательной структуры, которые обладают необходимой рабочей областью, но при этом имеют низкую грузоподъемность, в результате чего приходится масштабировать систему. Отличным решением для реализации механотерапии на основе робототехнических средств являются роботы параллельной структуры. В статье представлены структура и модель в двух вариантах исполнения: одномодульный роботизированный комплекс (РТК) для реабилитации одной конечности и двухмодульный роботизированный комплекс для реабилитации обеих конечностей. Каждый модуль включает активный 3-PRRR манипулятор для перемещения стопы пациента и пассивный ортез на базе RRR механизма для поддержки нижней конечности. На основе клинических аспектов в области реабилитации сформулированы требования к разрабатываемому РТК для реабилитации нижних конечностей с учетом антропометрических данных пациентов. Разработана математическая модель, описывающая зависимость положений звеньев активных и пассивных механизмов двух модулей от углов в шарнирах пассивного ортеза с учетом вариантов крепления кинематических цепей активных манипуляторов к подвижным платформам и их конфигураций. Разработан метод параметрического синтеза гибридной робототехнической системы модульной структуры с учетом сформированных уровней параметрических ограничений в зависимости от эргономичности и технологичности конструкции на основе критерия в виде свёртки, включающей два компонента, один из которых основан на минимизации недостижимых точек траектории с учетом особенностей антропометрических данных, а другой –

*Данная работа выполнена при поддержке государственного задания Министерства науки и высшего образования Российской Федерации в рамках гранта FZWN-2020-0017. С использованием оборудования на базе Центра высоких технологий БГТУ им. В.Г. Шухова.

на компактности конструкции. Разработан цифровой двойник РТК и подвесной предохранительный механизм в составе РТК с использованием средств САД/САЕ системы NX. Проектирование пассивного RRR механизма выполнено путем реверсивного инжиниринга с использованием 3D сканирования. Представлены результаты математического моделирования, а также результаты анализа.

Тренажерный комплекс; виртуальная модель; 3-PRRR манипулятор; прямая задача кинематики; параметрический синтез.

L.A. Rybak, A.A. Voloshkin, V.S. Pervuznik, D.I. Malyshev

OPTIMAL SYNTHESIS OF THE STRUCTURE AND PARAMETERS OF A ROBOTIC SYSTEM FOR REGENERATIVE MECHANOTHERAPY BASED ON PARALLEL MECHANISMS

An analysis of the state of research has shown that currently restorative mechanotherapy is widely used in the rehabilitation of patients with functional disorders of the musculoskeletal system caused by the consequences of vascular diseases, disorders of neuroregulation of motor activity, injuries and pathology of the musculoskeletal system. In restorative mechanotherapy, I most often use robots of a sequential structure that have the necessary working area, but at the same time have a low load capacity, as a result of which the system has to be scaled. Parallel robots are an excellent solution for the implementation of mechanotherapy based on robotic tools. The article presents the structure and model in two versions: a single-module robotic complex (RTC) for the rehabilitation of one limb and a two-module robotic complex for the rehabilitation of both limbs. Each module includes an active 3 - PRRR manipulator to move the patient's foot and a passive orthosis based on an RRR mechanism to support the lower limb. Based on the clinical aspects in the field of rehabilitation, the requirements for the developed RTC for the rehabilitation of the lower limbs are formulated, taking into account the anthropometric data of patients. A mathematical model has been developed describing the dependence of the positions of the links of the active and passive mechanisms of the two modules on the angles in the joints of the passive orthosis, taking into account the options for attaching kinematic chains of active manipulators to mobile platforms and their configurations. A method of parametric synthesis of a hybrid robotic system of modular structure has been developed, taking into account the formed levels of parametric constraints depending on the ergonomics and manufacturability of the design based on a criterion in the form of a convolution comprising two components, one of which is based on minimizing unattainable trajectory points taking into account the features of anthropometric data, and the other on the compactness of the design. A digital RTC twin and an outboard safety mechanism as part of the RTC have been developed using CAD/CAE tools of the NX system. The design of the passive RRR mechanism was carried out by reverse engineering using 3D scanning. The results of mathematical modeling, as well as the results of analysis, are presented.

Simulator; virtual model; 3-PRRR manipulator; direct kinematics problem; parametric synthesis.

Введение. В настоящее время в текущей геополитической ситуации и в практическом здравоохранении существует ряд задач, оптимальным способом решения которых является применение роботизированных средств. Особенно актуально применение РТК в целях быстрого восстановления пациентов, получивших различного рода травмы нижних конечностей, в том числе военнослужащих. Задачи восстановительной механотерапии касаются не только лечения и реабилитации пострадавших военнослужащих с нарушением опорно-двигательного аппарата, но и осуществления функций их самообслуживания, социальной адаптации, а также восстановления двигательных функций у пациентов, перенесших эндопротезирование суставов. К протезированию прибегают тогда, когда поврежденные части тела не могут быть восстановлены другими способами. Имплантатами замещают клапаны сердца, участки сосудов, части внутренних органов, связки, сухожилия, кости, суставы. Под термином «эндопротезирование» чаще всего подразумевают операцию по замене элементов опорно-двигательного аппарата, установление функциональных искусственных суставов пациентам с прогрессирующим разрушением хрящевой ткани. Операция позволяет избежать инвалидизации. Грамотно

проведенное вмешательство и послеоперационное восстановление возвращает больных к полноценной активной жизни. Ежегодно в мире выполняется около 500000 операций эндопротезирования суставов нижних конечностей и потребность в этих операциях постоянно возрастает, что свидетельствует о значительной актуальности этой проблемы [1, 2]. Хорошие результаты оперативного лечения достигаются в том числе благодаря проведению реабилитации, в которой нуждаются все больные в послеоперационном периоде для закрепления и улучшения полученного эффекта. Реабилитационные мероприятия имеют особую актуальность после эндопротезирования тазобедренного сустава для больных с множественным поражением суставов, заболеванием контралатерального сустава, сопутствующей соматической и неврологической патологией, двухсторонним, бесцементным или ревизионным эндопротезированием, стойким болевым синдромом и незначительным улучшением функционального состояния после операции, контрактурой коленного сустава [3]. Анализ отечественной и зарубежной литературы показывает, что в пред- и послеоперационном периодах применяются различные методики реабилитации [4] с акцентом на методы функциональной терапии (лечебная гимнастика, гидрокинезотерапия и др.) Реабилитационные мероприятия пациентам осуществляются в соответствии с утвержденными принципами: раннее начало (12-48 часов), комплексность, обоснованность, индивидуальный характер, этапность, преемственность, мультидисциплинарный характер, длительность до сохранения положительной динамики. Проведенные исследования демонстрируют сложность построения универсальной системы для реабилитации. Каждый пациент имеет свои особенности и ошибки при восстановлении здоровой походки при эндопротезировании бедра и колена [5]. Можно отметить, что значительную часть упражнений возможно выполнять при помощи РТК, при этом исправление ошибок при реабилитации возможно будет исправлять, внося в программу корректировки.

В настоящее время существует множество устройств для реабилитации нижних конечностей [6–12]. Среди известных моделей роботизированных систем механотерапии, можно выделить такие, как BioDex, Cybex Humac Norm и Ekso Bionics Ekso (все – США), LOKOMAT®PRO (Швейцария), Amadeo и ReWalk (Израиль), Cyberdyne HAL (Япония) [13–15]. В России налажено производство тренажеров и экзоскелетов ОРМЕД и ЭкзоАтлет. Для восстановления локомоторной функции всей нижней конечности применяются – EriGo, Lokomat, Lokohelp, Rehabot, GaitTrainer, Lopes и другие роботизированные устройства. В механотерапии восстановление двигательной функции пациента осуществляется за счет движущихся элементов реабилитационной системы. Авторы в предыдущих работах [16,17] уже рассматривали проектирование тренажерного комплекса (ТК) для реабилитации нижних конечностей на основе робота параллельной структуры. Однако эти работы учитывают, как правило, реабилитацию только одной конечности или одного сустава конечности. В этой статье рассмотрены варианты оптимизации и проектирования РТК для реабилитации как одной, так и двух конечностей.

Требований к конструктивным параметрам. Геометрические параметры тренажера должны обеспечивать заданную траектории движения конечности, которая строится на основе повторения движений, соответствующих походке человека и отведению конечности в тазобедренном суставе.

Под имитацией походки будем понимать движение каждой из конечностей в соответствии со следующим законом:

$$\alpha_i(t) = 0.5(\alpha_{max} + \alpha_{min} + \sin(t + 180^\circ(i - 1))(\alpha_{max} - \alpha_{min})). \quad (1)$$

$$\beta_i(t) = 0.5(\beta_{max} + \beta_{min} - \cos(t + 180^\circ(i - 1))(\beta_{max} - \beta_{min})), \quad (2)$$

где i – индекс конечности (1 – левая, 2 – правая), α_{min} , α_{max} – минимальный и максимальный угол сгибания тазобедренного сустава, β_{min} , β_{max} – коленного сустава. Для увеличения рабочего диапазона отработки сгибания тазобедренного сус-

тава α_{min} был принят равным $\alpha_{min} = -20^\circ$. Остальные ограничения углов в суставах были приняты в соответствии с клиническими сведениями выше, т.е. $\alpha_{max} = 20^\circ, \beta_{min} = -60^\circ, \beta_{max} = 0^\circ$.

Предлагаемая система должна обеспечивать возможность реабилитации пациентов с различными антропометрическими данными. На рисунке 1а представлены основные антропометрические данные конечностей на основе статистических данных в соответствии с ГОСТ 56620.2-2015 (ISO/TR 7250-2:2010). Исходя из толщины ортеза ноги человека, равной 15 мм, ширина бедра принята больше на 30 мм ($15 \text{ мм} \cdot 2$), а окружность бедра больше на 95 мм ($15 \text{ мм} \cdot 2 \cdot \pi = 94,25 \text{ мм}$). Учитывая увеличенную толщину ортеза для голени стопы, равную 30 мм с учётом возможности добавления дополнительных предохранительных элементов, окружность икроножной мышцы увеличена на 188 мм, длина стопы на 30 мм, а ширина стопы на 60 мм. Также с учётом возможности добавления предохранительных конструктивных элементов длина голени увеличена на 200 мм. С учётом полученных размеров, были построены графики изменения положения центра голеностопного сустава в процессе движения по сформированной траектории (рис. 1,б).

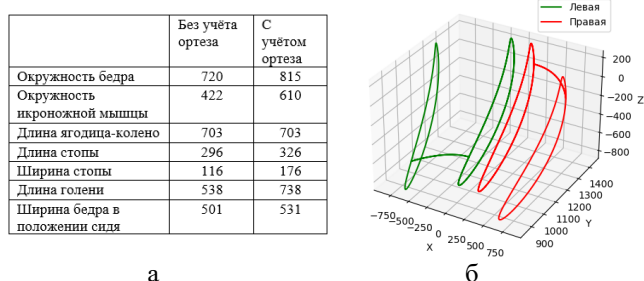


Рис. 1. Требования к геометрическим параметрам; а – антропометрические данные конечностей; б – траектория движения центра голеностопного сустава

Рассмотрим структуру предлагаемого РТК, которая будет обеспечивать возможность движения по сформированной траектории.

Структура и математическая модель. Предлагаемый РТК представляет собой систему для реабилитации одной конечности, включающую один модуль выполненный на базе активного 3-PRRR механизма параллельной структуры, обеспечивающего перемещение закрепленной стопы пациента, и плоского RRRR механизма последовательной структуры в качестве пассивного отреза для поддержания нижней конечности (рис. 2,а), в случае двухмодульной структуры состоит из двух идентичных модулей (рис. 2,б). Взаимное перемещение выходных звеньев двух манипуляторов позволяют выполнять имитацию походки здорового человека.

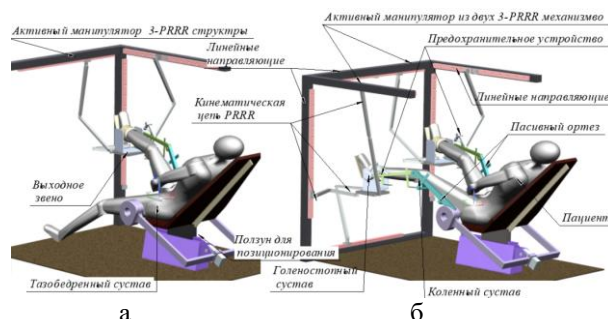


Рис. 2. 3D модель РТК: а – с одним модулем для реабилитации; б – с двумя модулями для реабилитации.

Рассмотрим структуру двухмодульной робототехнической системы (рис. 3). На рисунке I – левый модуль для реабилитации левой конечности, II – для реабилитации правой конечности. Механизм 3-PRRR, который обеспечивает перемещение конечности пациента за счет активных приводов, состоит из трех кинематических цепей, неподвижного основания и подвижной платформы. 3-PRRR механизм (триптерон), обеспечивает необходимые степени свободы (поступательные перемещения по трём осям) и отсутствие особых положений, так как матрица Якоби механизма является единичной. Каждая цепь содержит одну приводную поступательную пару (P) и три вращательных шарнира (R). Линейные приводы соединены с активными линейными поступательными парами, которые в свою очередь соединены с направляющими и пассивными RRR-цепями, соединенными с подвижной платформой. Конфигурации кинематических цепей $A_{ij}B_{ij}C_{ij}D_{ij}$ (здесь и далее в формулах i – индекс модуля: 1 – левый модуль, 2 – правый модуль, j – индекс кинематических цепей активных манипуляторов) являются вариативными, что означает возможность выгибания цепей в различных направлениях. Каждая из цепей имеет 2 возможные конфигурации, обозначенные как l_{ij} . Также представленная структура в сравнении с одномодульной предполагает использование формы платформ $D_{i1}D_{i2}D_{i3}$ не в виде правильного треугольника, а в виде прямоугольного треугольника с вариативностью вариантов крепления кинематических цепей к платформе. Это предполагает, что шарниры D_{ij} могут располагаться с различной стороны относительно центра платформы (D_{i1} может располагаться как в отрицательном, так и в положительном направлении вдоль оси Y, D_{i2} – вдоль оси X, D_{i3} – вдоль оси Z). Активный манипулятор связан с пассивным ортезом через звено GP, соединяющее шарнир G голенистоного сустава пассивного ортеза и центр P подвижной платформы активного манипулятора. Каждый из пассивных отрезков включает в себя 4 вращательных шарнира, два из которых соответствуют тазобедренному суставу (E_i с углами α_i сгибания/разгибания и γ_i отведения/приведения сустава), один коленному (F_i с углом β_i сгибания/разгибания сустава) и один голенистоному (G_i с углом θ_i сгибания/разгибания сустава). Точка, соответствующая носку стопы человека обозначена как H_i . Взаимное расположение активного манипулятора и пассивного ортеза, а также взаимное расположение двух активных манипуляторов, определяются значением двух постоянных координат каждой из направляющих активного манипулятора относительно базовой системы координат, расположенной в центре таза пациента. На рис. 3 наглядно видно влияние изменения координат направляющих на конфигурацию системы на примере второй направляющей левого модуля (A_{12}), имеющей меньшее значение координаты Z в сравнении с первой направляющей (A_{11}) модуля левой ноги и первой и второй направляющей модуля правой ноги (A_{21} и A_{22}).

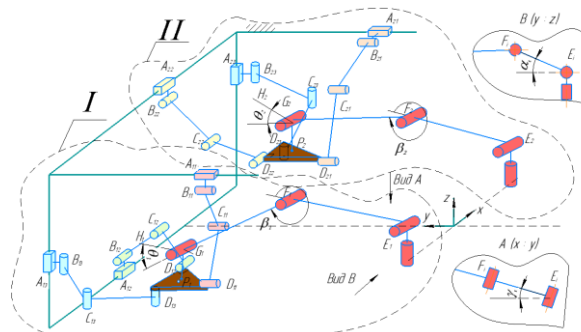


Рис. 3. Расчетная схема реабилитационной системы:
(I – левый модуль для левой конечности; II – правый модуль для правой конечности)

Геометрические параметры разрабатываемой системы должны обеспечивать достижимость всех точек траекторий реабилитационных процедур. Для проверки достижимости положения РТК с учётом пересечений звеньев требуется определить положение всех звеньев активного манипулятора и пассивного ортеза. Входными данными при этом являются размеры звеньев и углы в суставах пациента: α_i сгибания тазобедренного сустава, γ_i отведения тазобедренного сустава, β_i сгибания коленного сустава и θ_i сгибания голеностопного сустава. В этом случае координаты центров шарниров E_i определим как

$$\mathbf{E}_1 = \begin{bmatrix} -L_{OE} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{E}_2 = \begin{bmatrix} L_{OE} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (1)$$

С учётом углов α_i и γ_i координаты центров шарнира F_i определим как

$$\mathbf{F}_i = \mathbf{E}_i + \begin{bmatrix} L_{EF} \cos \alpha_i \sin \gamma_i \\ L_{EF} \cos \alpha_i \cos \gamma_i \\ L_{EF} \sin \alpha_i \end{bmatrix}, \quad (2)$$

С учётом угла β_i координаты центров шарниров G_i определим как

$$\mathbf{G}_i = \mathbf{F}_i + \begin{bmatrix} L_{FG} \cos(\alpha_i + \beta_i) \sin \gamma_i \\ L_{FG} \cos(\alpha_i + \beta_i) \cos \gamma_i \\ L_{FG} \sin(\alpha_i + \beta_i) \end{bmatrix}, \quad (3)$$

С учётом угла θ_i координаты крайней точки звена $G_i H_i$, соответствующего стопе человека определим как

$$\mathbf{H}_i = \mathbf{G}_i + \begin{bmatrix} L_{GH} \cos(\alpha_i + \beta_i + \theta_i) \sin \gamma_i \\ L_{GH} \cos(\alpha_i + \beta_i + \theta_i) \cos \gamma_i \\ L_{GH} \sin(\alpha_i + \beta_i + \theta_i) \end{bmatrix}, \quad (4)$$

Координаты центров P_i подвижных платформ активных манипуляторов определим как:

$$\mathbf{P}_i = \mathbf{G}_i + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -L_{GP} \end{bmatrix} \quad (5)$$

Под центром P_i подвижных платформ при этом понимается точка, которая располагается по осям X и Y в центре окружности, вписанной в треугольник платформы с катетами d_x и d_y , а по оси Z в середине платформы, имеющей толщину d_z .

Для определения координат центров шарниров D_{ij} рассмотрим варианты крепления кинематических платформ. Обозначим варианты закрепления шарнира D_{ij} переменной p_{ij} , которая может принимать значение 1 (в случае закрепления в отрицательном направлении по соответствующей оси координат относительно прямого угла) или 2 (в положительном направлении). Для использования значений 1 и 2 в формулах координат шарниров введём следующую функцию, которая в случае аргумента 1 возвращает значение -1, а в случае аргумента 2 возвращает значение 1:

$$\lambda(x) = (2x - 3). \quad (6)$$

С учётом (6) координаты центров шарниров центров D_{ij} определим как

$$\mathbf{D}_{i1} = \mathbf{P}_i + \begin{bmatrix} -r\lambda(p_{i2}) \\ (d_y - r)\lambda(p_{i1}) \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{D}_{i2} = \mathbf{P}_i + \begin{bmatrix} (d_x - r)\lambda(p_{i2}) \\ -r\lambda(p_{i1}) \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{D}_{i3} = \mathbf{P}_i + \begin{bmatrix} -r\lambda(p_{i2}) \\ -r\lambda(p_{i1}) \\ \frac{d_z\lambda(p_{i3})}{2} \end{bmatrix}, \quad (8)$$

где j – индекс кинематических цепей активных манипуляторов: 1 – цепь с линейным перемещением направляющей по оси Y, 2 – X, 3 – Z r – радиус вписанной ок-

ружности платформы, который определим по формуле $r_i = \frac{d_{xi} + d_{yi} - \sqrt{d_{xi}^2 + d_{yi}^2}}{2}$

Координаты центров шарниров B_{ij} по двум измерениям зависят от положения направляющих (координаты, не зависящие от положения платформы) и по третьему соответствуют координате центра шарнира D_{ij} , т.е.

$$\mathbf{B}_{i1} = \begin{bmatrix} x_{Bi1} \\ y_{Di1} \\ z_{Bi1} \end{bmatrix}, \mathbf{B}_{i2} = \begin{bmatrix} x_{Di2} \\ y_{Bi2} \\ z_{Bi2} \end{bmatrix}, \mathbf{B}_{i3} = \begin{bmatrix} x_{Bi3} \\ y_{Bi3} \\ z_{Di3} \end{bmatrix}. \quad (9)$$

Обозначим варианты конфигураций кинематических цепей как l_{ij} принимают значение 1 и 2 в соответствии с рис. 3,а. Учитывая, что центр шарнира C_{ij} располагается на пересечении окружности с центром B_{ij} и радиусом L_{BCij} и окружности с центром D_{ij} и радиусом L_{CDij} , то координаты C_{ij} можно определить как

$$\mathbf{C}_{i1} = \begin{bmatrix} \frac{x_{Bi1} + s_{i1}(x_{Di1} - x_{Bi1}) - \lambda(l_{i1})g_{i1}(z_{Di1} - z_{Bi1})}{L_{BDi1}} \\ y_{Di1} \\ \frac{z_{Bi1} + s_{i1}(z_{Di1} - z_{Bi1}) + \lambda(l_{i1})g_{i1}(x_{Di1} - x_{Bi1})}{L_{BDi1}} \end{bmatrix}, \quad (10)$$

где $s_{ij} = \frac{L_{BCij}^2 - L_{CDij}^2 + L_{BDij}^2}{2L_{BDij}}$, $g_{ij} = \sqrt{L_{BCij}^2 - s_{ij}^2}$, $L_{BDij} = \|\mathbf{D}_{ij} - \mathbf{B}_{ij}\|$, $x_{Dij}, y_{Dij}, z_{Dij}$ – координаты центров шарниров D.

Координаты шарниров C_{i2} и C_{i3} определяются аналогичным образом. При этом в отличие от C_{i1} , для которого есть вариативность координат по оси X и Y, для C_{i2} – вариативность по осям Y и Z, C_{i3} – X и Z.

Для обеспечения работоспособности и достижимости, требуемых для реабилитационного процесса положений рабочих платформ двух модулей в пространстве, исключая при этом возможные их столкновения в процессе функционирования и взаимные пересечения при наличии большого количества звеньев двух модулей необходимо обеспечить условие, определяющее эти критерии. Для этого, используя полученные выражения для координат центров шарниров (1-10), выполним проверку ориентации механизмов на возможные пересечения их звеньев. Для звеньев, соединённых посредством шарниров, проверка пересечений может быть выполнена посредством вычисления значения угла между звеньями и его сопоставления с минимально допустимым значением. Для звеньев, не соединённых между собой, пересечения могут быть проверены с использованием геометрического подхода, рассмотренного в [18].

Запишем условие недостижимости положения подвижной платформы, выраженное длинами звеньев активного манипулятора, которое имеет вид

$$L_{BDij} > L_{BCij} + L_{CDij}, \quad (11)$$

где $L_{BDij} = \|\mathbf{D}_{ij} - \mathbf{B}_{ij}\|$

Полученное неравенство будем далее использовать для решения задач параметрического синтеза и выбора оптимальных конфигураций РТК.

Постановка задачи оптимизации и численное моделирование.

1. Выбор параметров оптимизации, которые включает как непрерывные, так и дискретные.

1.1. В качестве непрерывных параметров оптимизации используем длины звеньев L_{BCij} , L_{CDij} , положения направляющих x_{Bi1} , z_{Bi1} , y_{Bi1} , z_{Bi1} , x_{Bi3} , y_{Bi3} и горизонтальные размеры платформ.

1.2. В качестве дискретных параметров используем варианты p_{ij} креплений кинематических цепей к подвижным платформам посредством шарниров D_{ij} и варианты l_{ij} конфигураций кинематических цепей.

2. Выбор критерия оптимизации. В связи с тем, что в результате оптимизации необходимо определить геометрические параметры, при которых обеспечена компактность конструкции, тогда критериальную функцию запишем в виде

$$F = \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^3 (L_{BCij} + L_{CDij}) \rightarrow \min.$$

3. Ограничением оптимизации является достижимость всех точек траектории, описанной ранее в разделе 2 и отсутствие пересечений для каждой из этих точек, т.е.

$$N^- = 0,$$

где N^- – количество точек траектории в дискретной форме с учётом заданной точности Δt , которые недостижимы.

Ввиду значительного сокращения области допустимых значений параметров и вследствие ограничения оптимизации, а также возможности использования ограничения в составе критериальной функции в виде $N^- \rightarrow \min$, исключим ограничение оптимизации, однако учтём его в критериальной функции

$$F' = \vartheta \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^3 (L_{BCij} + L_{CDij}) + N^- + \rho(1 - \vartheta) \rightarrow \min, \quad (12)$$

где, ρ – заданный коэффициент штрафа, ϑ – функция Хэвисайда:

$$\vartheta = \begin{cases} 1, & \text{если } N^- = 0 \\ 0 & \text{– иначе} \end{cases}.$$

В качестве алгоритма оптимизации используем параллельную модификацию PSO алгоритма [19], который успешно зарекомендовал себя для решения широкого круга оптимизационных задач.

Введём дополнительные ограничения, связанные с эргономикой и технологичностью конструкции: ограничение на равенство координат Y всех направляющих, то есть $y_{B12} = y_{B13} = y_{B22} = y_{B23}$, а также равенство координат X направляющих для левой и правой ноги, т.е. $x_{B11} = x_{B13}$ и $x_{B21} = x_{B23}$.

Ограничения на основе диапазонов переменных координат направляющих, предполагающие расположение направляющих для каждой из цепей в пределах 300 мм выше или ниже диапазона изменения переменных координат направляющих.

$$\begin{cases} z_{Bij} \in [z_{Bi3} - 300; z_{Bi3}] \vee z_{Bij} \in [z_{Bi3}; z_{Bi3} + 300], j \in 1,2, \\ x_{B1j} \in [x_{B12} - 300; x_{B12}], x_{B2j} \in [x_{B22}; x_{B22} + 300], j \in 1,3, \\ y_{Bij} \in [y_{Bi1}; y_{Bi1} + 300], j \in 2,3, \end{cases}$$

где x_{Bi2} и x_{Bi2} – границы диапазона перемещения x_{Bi2} направляющих, z_{Bi3} и z_{Bi3} – диапазона z_{Bi3} , y_{Bi1} – верхняя граница диапазона перемещения y_{Bi1} .

Ограничение на равенство длин звеньев модулей $L_{BC1j} = L_{BC2j}$, $L_{CD1j} = L_{CD2j}$.

Назначим исходные данные платформы и параметры оптимизации алгоритма. Назначим исходные данные платформы и параметры оптимизации алгоритма. Исходя из перпендикулярного расположения стопы относительно голени, примем угол в голеностопных суставах $\theta_i = 90^\circ$. Размеры звеньев пассивных ортезов заданы в соответствии с антропометрическими данными согласно рисунку 1а. L_{OE} определим как половину разницы ширины и диаметра бедра, то есть $L_{OE} = (531 - 260)/2 = 135,5$ мм, $L_{EF} = 703$ мм, $L_{FG} = 738$, $L_{GH} = 326$, диаметры звеньев ортеза $d_{EF} = 259$ мм, $d_{FG} = 194$ мм, $L_{GH} = 176$ мм.

Диаметры звеньев активных манипуляторов примем равными $d_{link} = 80$ мм. Для обеспечения возможности движения $C_{i3}D_{i3}$ под платформой без столкновения со звеньями $C_{i1}D_{i1}$ и $C_{i2}D_{i2}$ должно выполняться условие $d_Z > 2d_{link}$, следовательно примем размер $d_Z = 170$ мм. Размер L_{GP} для исключения столкновений между звеньями ортезов и звеньями $C_{i3}D_{i3}$ вычислим как: $L_{GP} = d_{FG} + 1,1d_{link} + 0,5d_Z = 270$ мм.

Диапазоны параметры оптимизации:

1. Непрерывные: размеры звеньев: $L_{BCij} \in [200; 900]$, $L_{CDij} \in [200; 900]$.

♦ координаты направляющих:

$x_{B11} \in [-2000; -50]$, $z_{B11} \in [-1500; 1500]$, $y_{B12} \in [0; 2000]$,

$z_{B12} \in [-1500; 1500]$, $x_{B13} \in [-50; 2000]$, $y_{B13} \in [0; 2000]$,

$x_{B21} \in [50; 2000]$, $z_{B21} \in [-1500; 1500]$, $y_{B22} \in [0; 2000]$,

$z_{B22} \in [-1500; 1500]$, $x_{B23} \in [50; 2000]$, $y_{B23} \in [0; 2000]$,

♦ размеры платформ:

$d_x \in [100; 300]$, $d_y \in [100; 300]$.

2. Дискретные: варианты креплений кинематических цепей к подвижным платформам $p_{ij} \in 1,2$.

♦ варианты конфигураций кинематических цепей $l_{ij} \in 1,2$.

Шаг времени при проверке точек траектории $\Delta t = 5$, коэффициент штрафа $\rho = 100000$. Параметры алгоритма PSO: количество особей в начальной популяции $N = 10000$, число поколений $W = 4$, число групп $G = 2$, значения свободных параметров $\alpha_{PSO} = 0,7$, $\beta_{PSO} = 1,4$, $\gamma_{PSO} = 1,4$. Для повышения эффективности каждая из итераций поиска оптимальных конфигураций выполняется в два этапа. На первом этапе выполняется поиск оптимального решения с исходными диапазонами параметров, на втором этапе диапазон каждого из параметров уменьшается в 5 раз, а центр новых диапазонов совпадает с лучшим найденным решением по результату первого этапа.

Для выполнения оптимизации разработан программный комплекс, включающий модуль оптимизации на языке программирования C++ с использованием параллельных вычислений для одновременного вычисления критериальной функции различных особей популяции PSO алгоритма, а также модули визуализации на языке Python, которые позволяют построить графики изменения положения центров шарниров и визуализировать движение ТК с учётом пересечений для проверки оптимальных конфигураций. Выполнено 10 итераций оптимизации. В каждой из итераций получен оптимальный набор параметров, которые представлены на рис. 4,а. Для верификации полученной оптимальной конфигурации выполнена визуализация отработки движения по сформированной траектории (рис. 4,б).

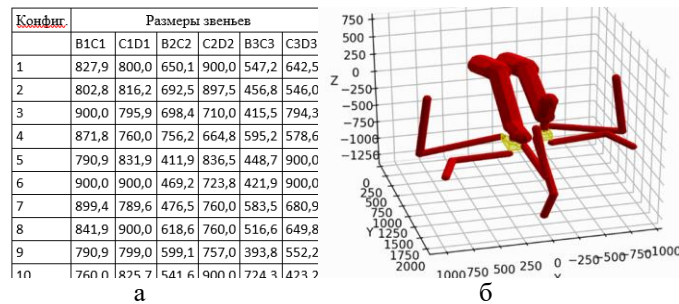


Рис. 4. Оптимальные конфигурации: а – таблица значений; б – визуализация выбранной конфигурации

Исходя из незначительной разницы критериальной функции при существенном увеличении показателей технологичности и эргономичности, выберем конфигурацию 9 в качестве окончательной для изготовления прототипа.

Цифровое проектирование и прототипирование. На основе полученных геометрических параметров построен 3D модель тренажерного комплекса для восстановительной механотерапии, при помощи САПР системы NX в двух вариациях с одним модулем (рис. 5,а) и двумя модулями (рис. 5,б).

Обеспечение безопасности пациента во время активной реабилитации обеспечено за счет установки подвешного механизма с упругими элементами, которое демпфирует избыточную нагрузку со стороны активного манипулятора (рис. 5,в). Шарниры А и В жестко закреплены на голенистоопной части ортеза, которую считаем условно неподвижной. Силы со стороны активного манипулятора прикладываются к шарниру D. Если сила будет больше заданной, то произойдет обратимая деформация (сжатие) упругих элементов 3 (газлифтов), за счет поворота рычагов 2 и 4, в то время как крепление ортеза 1 останется неподвижным. Таким образом избыточная нагрузка не передается на пассивный ортез. Подробный расчет подвешного механизма с упругими элементами представлен в работе [20].

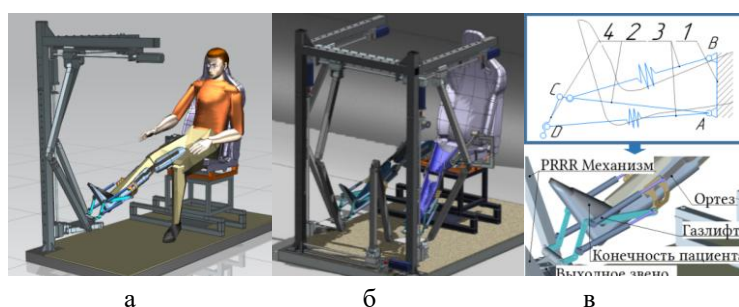


Рис. 5. Тренажерного комплекса для восстановительной механотерапии: а – 3D модель ТК с одним модулем; б – 3D модель ТК с двумя модулями; с – схема и 3D модель подвешного механизма с упругими элементами

Для более точного повторения походки, пассивный ортез был изготовлен индивидуально для испытуемого. На основе изготовленного ортеза, создан цифровой двойник при помощи методов цифрового копирования (рис. 6,а). При помощи 3D сканера CREALITY CR-Scan 01 было получено облако точек, которые формируют геометрию поверхности ортеза. Полученная геометрия в формате STL, загружается в рабочую область CAD системы для построения цифрового двойника (рис. 6,б).

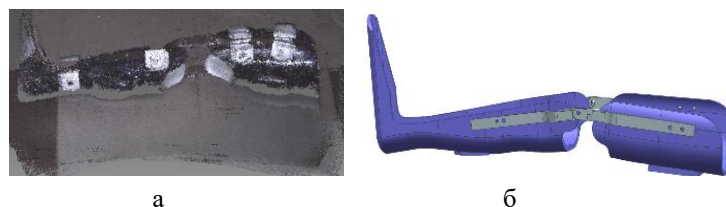


Рис. 6. Создание цифрового двойника ортеза: а – 3D модель, полученная с помощью сканера, б – обработанная 3D модель ортеза

На основе полученной 3D модели ТК, разработан прототип тренажерного комплекса для восстановительной механотерапии с одним модулем (рис. 7).



Рис. 7. Экспериментальный образец тренажерного комплекса для восстановительной механотерапии

Для управления прототипом использован промышленный логический контроллер ОВЕН ПЛК 210. Контроллер использует среду разработки (IDE) CODESYS V3.5, поддерживает языки программирования стандарта МЭК 61131-3 и дополнительный язык SFC, что позволяет разрабатывать человеко-машинный интерфейс и конфигурировать обмен данными с устройствами.

Для обеспечения посадки пациентов с различными антропометрическими данными применено кресло с возможностью регулировки в 3 положениях: наклон спинки кресла, а также продольное и поперечное перемещение кресла в плоскости основания системы реабилитации. Для продольного перемещения кресла использован шаговый двигатель с крутящим моментом 20 кг/см, а для поперечного перемещения использован шаговый двигатель, крутящий момент которого составляет 34 кг/см. Для управления данными двигателями применены программируемые контроллеры шаговых двигателей SMSD-4.2. Перемещение кресла выполняется при помощи ШВП по двум линейным направляющим.

В качестве упругих элементов подвесного механизма использованы газовые лифты GL105, обеспечивающие требуемые усилия для удовлетворения требований по безопасности реабилитационных упражнений.

После изготовления прототипа проведено тестирование всех компонентов. Для обеспечения безопасности было проведено испытание предохранительного устройства.

Заключение. По результатам оптимизации геометрических параметров механизма получена наилучшая конфигурация. Ограничения на закрепление выходного звена, позволили существенно улучшить эргономичности и технологичности конструкции. Полученный цифровой двойник, позволил спроектировать и изготовить экспериментальный образец тренажерного комплекса с одним модулем, который успешно прошел испытания. Предложено и экспериментально подтверждено использование для обеспечения безопасности подвесного предохранительного устройства для компенсации избыточной нагрузки, действующей со стороны активного манипулятора на конечность пациента, что позволяет за счет упругих элементов компенсировать движения активного манипулятора, недопустимые физиологией пациента.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Патент 2809544 Российская Федерация, А 61 N 1/00. Способ реабилитации пациентов после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава в раннем послеоперационном периоде / С.Н. Смирнова, Е.А. Мельникова, И.А. Захарова, А.Е. Майбродская; заявитель и патентообладатель ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского. – № 2022127993; заявл. 28.10.2022; опубл. 12.12.2023, Бюл. № 35.
2. Куртичев И.В. Структура коксартроза в различных возрастных группах у больных, нуждающихся в первичном эндопротезировании тазобедренного сустава // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 3.
3. Nicholas J. Rehabilitation of patients with Rheumatic Disorders // Physical medicine and rehabilitation / Braddom R. (ed). – W.B. Saunders Company, 1996. – P. 711-727.
4. Эндопротезирование тазобедренного сустава // Руководство по реабилитации больных с двигательными нарушениями / под редакцией А.Н. Беловой, О.Н. Щепетовой. – М.: Антитор, 1999. – Т. 2. – Гл. 10. – С. 435-448ю
5. Курбанов С.Х. Индивидуальная реабилитация после эндопротезирования тазобедренного сустава: автореф. дисс. ... д-ра мед. наук. – СПб., 2009. – 38 с.
6. Bouri M., Stauffer Y., Schmitt C., Allemand Y., Gnemmi S., Clavel R. The WalkTrainerTM: A Robotic System for Walking Rehabilitation // International Conference on Robotics and Biomimetics. – 2006.
7. Wang Y., Wang K., Zhang Z., Liang-Liang Chen L. Mechanical Characteristics Analysis of a Bionic Muscle Cable-Driven Lower Limb Rehabilitation Robot // Journal of Mechanics in Medicine and Biology. – 2020.

8. Электронный ресурс: <https://www.woodway.com/products/loko-help> (дата обращения: 27.04.2021).
9. Rios A., Hernandez E., Jaime A., Keshkar S., De la Garza R. Kinematics Analysis of a New 3DOF Parallel Manipulator as Walking Rehabilitation Device // 15th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE). – 2018.
10. Almaghout K., Tarvirdizadeh B., Alipour K., Hadi A. Design and control of a lower limb rehabilitation robot considering undesirable torques of the patient's limb // Journal of Engineering in Medicine. – 2020.
11. Bouri M., Le Gall B., Clavel R. A new concept of parallel robot for rehabilitation and tness: the Lambda // In Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). – 2009. – P. 2503-2508.
12. Электронный ресурс: <https://www.hocoma.com/solutions/erigo/> (дата обращения: 27.04.2021).
13. Hidler J.M., Wall A.E. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking // ClinBiomech (Bristol, Avon). – 2005. – Vol. 20 (2).
14. Lam T., Anderschitz M., Dietz V. Contribution of Feedback and Feed forward Strategies to Locomotor Adaptations // J Neurophysiol. – 2006. – Vol. 95. – P. 766-773.
15. Mirbagheri M.M., Tsao C., Pelosin E., Rymer W.Z. Therapeutic Effects of Robotic-Assisted Locomotor Training on Neuromuscular Properties // Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). – 2005. – P. 561-564.
16. Voloshkin A., Rybak L., Mohan S G., Dubrovin A. Nozdracheva L. Designing a Robotized System for Rehabilitation Taking Into Account Anthropological Data of Patients // New Trends in Medical and Service Robotics. – 2021.
17. Voloshkin A., Virabyan L., Mamaev V., Kholoshevskaya L. Design of mechanisms of a robotic system for rehabilitation of the lower limbs // Young Scientists and Students "Topical Problems of Mechanical Engineering" (ToPME 2020) 2nd-4th. – 2020.
18. Behera L., Rybak L., Malyshev D., Gaponenko E. Determination of Workspaces and Intersections of Robot Links in a Multi-Robotic System for Trajectory Planning // Appl. Sci. – 2021. – Vol. 11. – P. 4961.
19. Truelsen T. and Bonita R. The worldwide burden of stroke: current status and future projections // in Handbook of clinical neurology. – 2009. – Vol. 92. – P. 327-336.
20. Voloshkin A., Tereshchenko A., Carbone G., Rybak L., Nozdracheva A. Design of a Suspension Lever Mechanism in Biomedical Robotic System // Frontiers in Robotics and AI. – 2022. –Vol. 9.

REFERENCES

1. Smirnova S.N., Mel'nikova E.A., Zakharova I.A., Maybrodskaya A.E. Patent. 2809544 Russian Federation, A 61 N 1/00. Sposob reabilitatsii patsientov posle total'nogo endoprotezirovaniya tazobedrennogo sustava v rannem posleoperatsionnom periode [A method of rehabilitation of patients after total hip replacement in the early postoperative period], applicant and patent holder of the State Medical University of the Russian Academy of Medical Sciences named after M.F. Vladimirovsky. No. 2022127993; application No. 28.10.2022; publ. 12.12.2023, Bull. No. 35.
2. Kirpichev I.V. Stuktura koksartroza v razlichnykh vozrastnykh gruppakh u bol'nykh, nuzhdayushchikhsya v pervichnom endoprotezirovanii tazobedrennogo sustava [The structure of coxarthrosis in various age groups in patients requiring primary hip replacement], *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* [Modern problems of science and education], 2015, No. 3.
3. Nicholas J. Rehabilitation of patients with Rheumatic Disorders. *Physical medicine and rehabilitation*, Braddom R. (ed). W.B. Saunders Company, 1996, pp. 711-727.
4. Endoprotezirovanie tazobedrennogo sustava [Hip arthroplasty], *Rukovodstvo po reabilitatsii bol'nykh s dvigatel'nymi narusheniyami* [Guidelines for rehabilitation of patients with motor disorders], ed. by A.N. Belovoy, O.N. Shchepetovoy. Moscow: Antidor, 1999, Vol. 2, Ch. 10, pp. 435-448yu
5. Kurbanov S.Kh. Individual'naya reabilitatsiya posle endoprotezirovaniya tazobedrennogo sustava: avtoref. diss. ... d-ra med. nauk [Individual rehabilitation after hip replacement: abstract. dr. of eng. sc. diss.]. St. Petersburg, 2009, 38 p.
6. Bouri M., Stauffer Y., Schmitt C., Allemand Y., Gnemmi S., Clavel R. The WalkTrainer™: A Robotic System for Walking Rehabilitation, *International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2006.

7. Wang Y., Wang K., Zhang Z., Liang-Liang Chen L. Mechanical Characteristics Analysis of a Bionic Muscle Cable-Driven Lower Limb Rehabilitation Robot, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2020.
8. Available at: <https://www.woodway.com/products/loko-help> (accessed 27 April 2021).
9. Rios A., Hernandez E., Jaime A., Keshtkar S., De la Garza R. Kinematics Analysis of a New 3DOF Parallel Manipulator as Walking Rehabilitation Device, *15th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)*, 2018.
10. Almaghout K., Tarvirdizadeh B., Alipour K., Hadi A. Design and control of a lower limb rehabilitation robot considering undesirable torques of the patient's limb, *Journal of Engineering in Medicine*, 2020.
11. Bouri M., Le Gall B., Clavel R. A new concept of parallel robot for rehabilitation and tness: the Lambda, *In Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2009, pp. 2503-2508.
12. Available at: <https://www.hocoma.com/solutions/erigo/> (accessed 27 April 2021).
13. Hidler J.M., Wall A.E. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking, *ClinBiomech (Bristol, Avon)*, 2005, Vol. 20 (2).
14. Lam T., Anderschitz M., Dietz V. Contribution of Feedback and Feed forward Strategies to Locomotor Adaptations, *J Neurophysiol*, 2006, Vol. 95, pp. 766-773.
15. Mirbagheri M.M., Tsao C., Pelosin E., Rymer W.Z. Therapeutic Effects of Robotic-Assisted Locomotor Training on Neuromuscular Properties, *Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2005, pp. 561-564.
16. Voloshkin A., Rybak L., Mohan S G., Dubrovin A. Nozdracheva L. Designing a Robotized System for Rehabilitation Taking Into Account Anthropological Data of Patients, *New Trends in Medical and Service Robotics*, 2021.
17. Voloshkin A., Virabyan L., Mamaev V., Kholoshevskaya L. Design of mechanisms of a robotic system for rehabilitation of the lower limbs, *Young Scientists and Students "Topical Problems of Mechanical Engineering" (ToPME 2020) 2nd-4th*, 2020.
18. Behera L., Rybak L., Malyshev D., Gaponenko E. Determination of Workspaces and Intersections of Robot Links in a Multi-Robotic System for Trajectory Planning, *Appl. Sci.*, 2021, Vol. 11, pp. 4961.
19. Truelsen T. and Bonita R. The worldwide burden of stroke: current status and future projections, in *Handbook of clinical neurology*, 2009, Vol. 92, pp. 327-336.
20. Voloshkin A., Tereshchenko A., Carbone G., Rybak L., Nozdracheva A. Design of a Suspension Lever Mechanism in Biomedical Robotic System, *Frontiers in Robotics and AI.*, 2022, Vol. 9.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор А.Н. Афонин.

Рыбак Лариса Александровна – Белгородский государственный технологический университет им. В.Г. Шухова, e-mail: rlbgtu@gmail.com; г. Белгород, Россия; тел.: +74722230530; д.т.н.; профессор; директор НИИ Робототехники и систем управления.

Волошкин Артём Александрович – e-mail: voloshkin.artem.a@gmail.com; тел.: +79524349277; инженер – исследователь.

Перевузник Виктория Сергеевна – e-mail: viktorija.kuzmina@yandex.ru; тел.: +79805288097; инженер.

Малышев Дмитрий Иванович – e-mail: malyshev.d.i@ya.ru; тел.: +79507134397; м.н.с.

Rybak Larisa Alexandrovna – Belgorod State Technological University named after V.G. Shukhov; e-mail: rlbgtu@gmail.com; Belgorod, Russia; phone: +74722230530; dr. of eng. sc.; professor, director of Research Institute of Robotics and Control Systems.

Voloshkin Artem Aleksandrovich – e-mail: voloshkin.artem.a@gmail.com; phone: +79524349277; research engineer.

Perevuznik Victoria Sergeevna – e-mail: viktorija.kuzmina@yandex.ru; phone: +79507134397; junior researcher.

Malyshev Dmitry Ivanovich – e-mail: malyshev.d.i@ya.ru; phone: +79507134397; junior researcher.