

## РАЗРАБОТКА ЭКЗОСКЕЛЕТА НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ

В статье рассматривается проектирование конструкции и системы управления экзоскелета нижних конечностей человека для совершенствования медицинской реабилитации. Целью работы является разработка реабилитационного устройства, способного обеспечить контролируемое движение в двух плоскостях, а также сохранение равновесия без потери мобильности. Предложены и охарактеризованы конструкция и система управления реабилитационного тренажера, предназначенного для проведения механотерапии нижних конечностей пациентов с локомоторными нарушениями. Разработанная система обладает рядом существенных отличий от аналогов и может быть рекомендована для экспериментального исследования на пациентах с нарушениями локомоторных функций.

**Ключевые слова:** экзоскелет, биомехатроника, реабилитационно-исследовательский комплекс, вертикализатор, электропривод, роботизированная механотерапия.

**Введение.** Все многообразие повседневной деятельности человека строится на основе произвольных движений. Утрата либо нарушение двигательной функции вследствие травм или заболеваний неизбежно приводит к социально-бытовой дезадаптации пациента.

Медицинские исследования показывают, что, если конечности пациента будут повторять движения, аналогичные естественным, то есть шанс восстановить утраченные нейронные связи, поэтому зачастую в реабилитации немаловажным фактором является интенсивность и качество механотерапии. На данный момент существует тенденция использования для реабилитации пациентов с локомоторными нарушениями роботизированной механотерапии [1]. Наиболее активно развивается направление разработки реабилитационных роботов ортезного типа (экзоскелетов), и данная статья ставит своей целью предложить конструкцию и систему управления системы данного типа.

**Постановка задачи.** На рынке представлено довольно большое количество различных реабилитационных робототехнических систем, существенно отличающихся друг от друга в зависимости от области их применения.

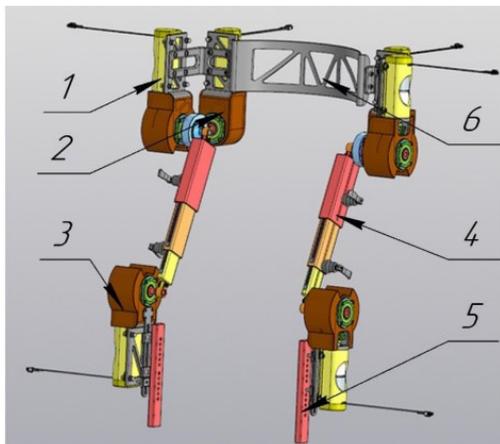
Наибольшее распространение получили стационарные системы с беговой дорожкой и механизмом поддержки туловища пользователя. Такие устройства отличаются высокой степенью исследованности

их эффективности и количество контролируемых степеней подвижности, к примеру, LokomatPro [2] является единственным роботизированным экзоскелетным устройством в мире, обладающим 4-мя степенями свободы движений в каждой ноге: голеностопном, коленном и двух плоскостях тазобедренного сустава.

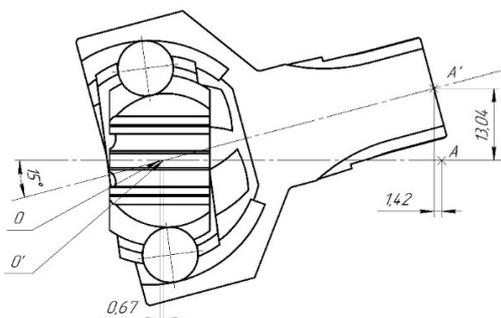
Однако вышеупомянутые преимущества обходятся дорого, в первую очередь из-за высокой стоимости конечного продукта, массивности конструкции и необходимости использовать дополнительные средства вовлечения пациента в процесс реабилитации.

Таких недостатков во многом лишены мобильные системы, такие как ExoAtlet [3] или ReWalk [4], однако в абсолютном большинстве таких устройств походка рассматривается как плоское движение, что не позволяет добиться квазистатического движения, т.е. сохранения устойчивости без дополнительной опоры.

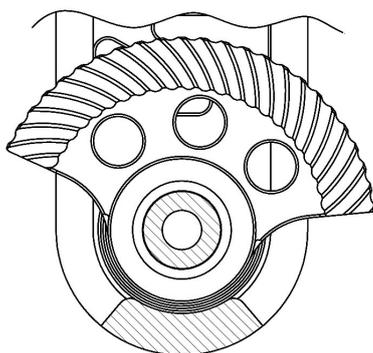
С учетом вышесказанного была поставлена цель разработать реабилитационное устройство, сочетающее в себе преимущества двух подходов, т.е. способное обеспечить контролируемое движение в двух плоскостях, а также сохранение равновесия без потери мобильности. Система управления устройством, в свою очередь, должна быть ориентирована на как можно более тесное взаимодействие экзоскелета с носителем, учет его текущего



**Рис. 1. Внешний вид разрабатываемой системы.**  
 1, 2 — приводы сагиттального и фронтального движения тазобедренного сустава соответственно;  
 3 — привод коленного сустава;  
 4 — бедро механизма;  
 5 — голень механизма;  
 6 — держатель поясицы



**Рис. 2. Шарнир равных угловых скоростей типа «Бирфильд» в разрезе при угле между осями 15°**



**Рис. 3. Ограничение подвижности**

состояния, но при этом необходимо избежать ее чрезмерного усложнения.

**I. Конструкция экзоскелета.** Предполагается, что разрабатываемый роботизированный экзоскелет должен быть прикреплен непосредственно к нижним конечностям пользователя. При проектировании конструкции были поставлены задачи обеспечить простоту изменения длин звеньев, найти способы уменьшения собственной инерционности конструкции, сделать возможным совместное управляемое движение в нескольких плоскостях, а также предусмотреть механические ограничения подвижности в соответствии с концепцией сохранения безопасности пользователя.

С учетом данных требований была разработана следующая конструкция для проведения механотерапии нижних конечностей (рис. 1).

В разрабатываемой конструкции для решения вышеуказанных проблем были приняты следующие конструкторские решения:

— для уменьшения инерционности звеньев приводы вращения бедренного сустава были расположены неподвижно относительно держателя поясицы;

— для совместной работы приводов сагиттального и фронтального вращения бедра механизма было принято решение спроектировать шарниры равных угловых скоростей типа «Бирфильд» (рис. 2), способные передавать момент под углом до 45° [5];

— для экономии занимаемого пространства мотор-редуктор сагиттального движения тазобедренного сустава расположен вдоль главной оси туловища, а передача крутящего момента осуществляется под углом 90° посредством тихоходной (т.к.  $\omega_{\text{вых}} < 3 \frac{\text{рад}}{\text{с}}$ ) конической зубчатой передачи;

— для обеспечения безопасности пользователя введены механические ограничения подвижности путем выполнения неполной окружности зубчатого колеса на угол, соответствующий анатомически допустимым движениям. Края колеса будут тормозиться о предусмотренный в корпусе каждого привода упор. Упрощенно такое ограничение представлено на рис. 3, диапазоны подвижности, полученные на основании клинических исследований походки [6, 7], описаны в табл. 1;

— для простой и сравнительно быстрой настройки длины звеньев под конкретного пользователя для звена бедра была разработана телескопическая конструкция с шариковыми направляющими, фиксируемая в конкретном положении при помощи удобных эксцентриковых механизмов, как это показано на рис. 4. Длина конструкции может настраиваться в диапазоне от 326 до 684 мм, что соответствует длинам голени людей ростом 120–220 см [8].

На начальном этапе разработки был проведен энергетический расчет, в ходе которого были определены необходимые мощности приводов, а также максимальные моменты, угловые скорости и ускорения на их выходных валах. В соответствии с по-

**Таблица 1**

**Диапазоны подвижности, обеспечиваемые суставами экзоскелета**

Коленный сустав в сагиттальной плоскости	Тазобедренный сустав	
	в сагиттальной плоскости	во фронтальной плоскости
(0°; 100°)	(–15°; 105°)	(–15°; 15°)

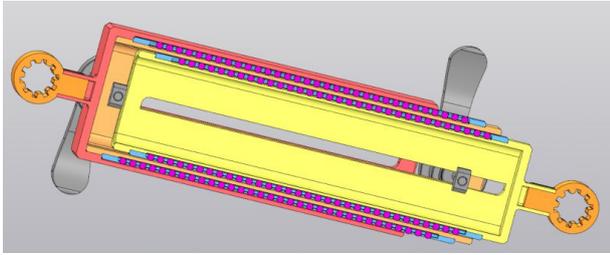


Рис. 4. Механизм удлинения бедра при минимальной длине в разрезе

лученными данными был спроектирован привод сагиттального вращения бедренного сустава на базе двигателя постоянного тока Махон ЕС-і 52, 180 Вт, планетарного редуктора GP 52 С [9] и отдельно рассчитанной конической зубчатой передачи.

**II. Система управления нижнего уровня.** После выбора исполнительной системы и расчета параметров неизменяемой части было проведено моделирование привода по трехконтурной структурной схеме [10] (рис. 5), где  $i_a$  — ток якоря двигателя;  $R_a$  — сопротивление цепи якоря;  $T_s$  — электромагнитная постоянная времени якорной обмотки;  $K_{\omega}$ ,  $K_M$  — постоянные противоЭДС и момента соответственно;  $J$  — суммарный момент инерции;  $i$  — передаточное число привода;  $q, \dot{q}$  — угловые положение и скорость соответственно;  $K_c, K_f$  — коэффициенты обратных связей по скорости и моменту;  $T_n, K_n$  — постоянная времени и коэффициент усилителя.

Структурная схема на рис. 5 построена с расчетом на два режима работы — режима полностью программного управления по положению (трехконтурная система) и режима управления по моменту. В последнем случае управляющий сигнал  $T^*$  требуемого момента на валу привода формируется нечетким контроллером на основе электромиографической активности мышц пользователя, для определения момента на выходном валу привода используется косвенная оценка по току, а обратные связи по положению и скорости в данном режи-

ме отключаются. В этом отношении данная схема иллюстрирует нелинейную систему управления с переменной структурой.

Все корректирующие устройства были выбраны таким образом, чтобы содержать как пропорциональную, так и интегральную составляющую в силу малой чувствительности таких регуляторов к шумам в канале измерения (в отличие от ПИД-регуляторов) и возможности обеспечения нулевой статической ошибки регулирования. Результат регуляторного расчета:

$$\begin{aligned} \Pi_{PM}(s) &= K_{PM} \frac{1 + \tau_{PM} \cdot s}{s} = \\ &= 5,135 \cdot 10^5 \frac{(1 + 0,0014s)}{s} \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \Pi_{PC}(s) &= K_{PC} \frac{1 + \tau_{PC} \cdot s}{s} = \\ &= 1,0334 \cdot 10^9 \frac{(1 + 0,00016s)}{s} \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \Pi_{PP}(s) &= K_{PP} \frac{1 + \tau_{PP} \cdot s}{s} = \\ &= 10645,195 \frac{(1 + 0,05306s)}{s} \end{aligned} \quad (3)$$

В формулах (1)–(3)  $K_{PM}, K_{PC}, K_{PP}$  — коэффициенты передачи регуляторов момента, скорости и положения соответственно,  $\tau_{PM}, \tau_{PC}, \tau_{PP}$  — их постоянные времени.

Привод был промоделирован в среде Matlab Simulink, были построены логарифмические амплитудно-частотные и фазовые характеристики разомкнутых контуров регулирования тока (для режима управления по моменту) и положения (для режима программного управления) (рис. 6), определены запасы устойчивости по фазе и амплитуде (табл. 2).

**III. Нейронно-нечеткий контроллер.** Для организации взаимодействия между субъектом и орте-

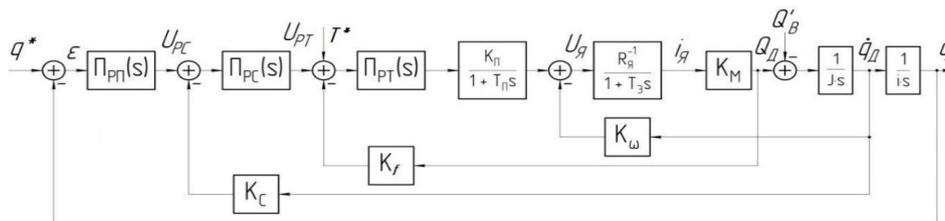


Рис. 5. Структурная схема привода коленного сустава экзоскелета

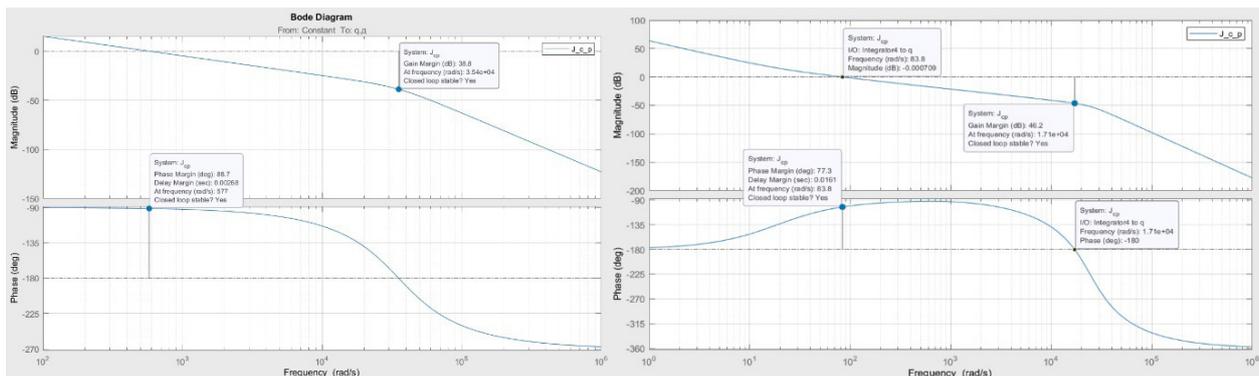


Рис. 6. ЛАЧХ и ФЧХ контуров регулирования тока и положения

Характеристики устойчивости привода

	Частота среза, $\frac{\text{рад}}{\text{с}}$	Запас по фазе, °	Запас по амплитуде, дБ
Контур тока	577	88,7	38,8
Контур положения	83,8	77,3	46,2

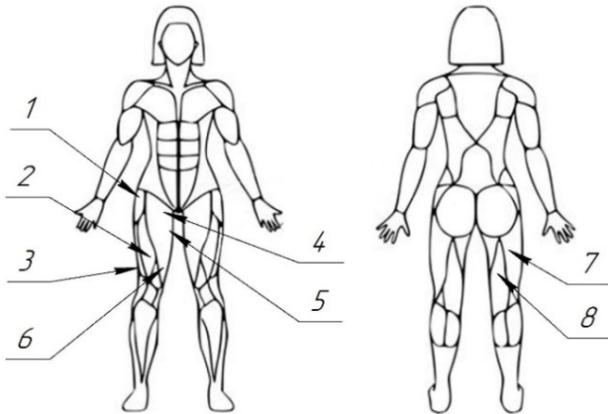


Рис. 7. Расположение электродов  
 1 — tensor fascia latae (TFL); 2 — rectus femoris (RF);  
 3 — vastus lateralis (VL); 4 — adductor longus (AL);  
 5 — gracilis (G); 6 — vastus medialis (VM);  
 7 — biceps femoris (BF); 8 — semitendinosus (ST)

зом в режиме управления по моменту было принято решение использовать электромиографическую активность мышц пользователя (ЭМГ), примеры такой стратегии управления описаны в работах [11, 12]. Преимущество использования сигналов ЭМГ заключается в их способности предсказывать предполагаемое движение даже в случаях, когда мышцы пользователя ослаблены и он не может выполнить действие самостоятельно.

На данном этапе были рассмотрены сигналы мышц сгибателей-разгибателей колена и бедра. Выбор мышц для регистрации ЭМГ осуществлялся исходя из доли участия мышц в формировании движения и возможности считывания данных наименее инвазивным методом. Расположение электродов для регистрации представлено на рис. 7.

Для выделения полезного сигнала вычисляется среднеквадратичное значение RootMeanSquare:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N v_i^2}, \quad (4)$$

где  $v_i$  — значение напряжения при  $i$ -й выборке,  $N$  — количество выборок в сегменте.

Количество образцов устанавливается равным 100, а время выборки — равным 0,5 мс.

Для среднеквадратичных значений каждой ЭМГ были выбраны три вида нечетких лингвистических переменных (0: ноль, +S: положительный малый и +B: положительный большой), а также пять видов (-S: отрицательный малый, -B: отрицательный большой, 0, +S, +B) определены для датчиков силы. Выход системы нечеткого нейронного управления — это команда крутящего момента для двигателей, осуществляющих движение в сагитальной плоскости тазобедренного ( $T_{hs}$ ) и коленного ( $T_{ks}$ ) суставов.

Функции принадлежности:

$$f_S(u_S) = \frac{1}{1 + e^{-u_S}}. \quad (5)$$

$$u_S(x) = \omega_0 + \omega_i x. \quad (6)$$

$$f_G(u_G) = e^{-(u_G)^2}. \quad (7)$$

$$u_G(x) = \frac{\omega_0 + x}{\omega_i}. \quad (8)$$

В формулах (6) и (7)  $\omega_0$  — пороговое значение, а  $\omega_i$  — вес.

Начальные нечеткие правила управления IF-THEN контроллера (табл. 3) разработаны на основе анализа движений нижних конечностей. В контроллере используются сигналы поверхностной ЭМГ

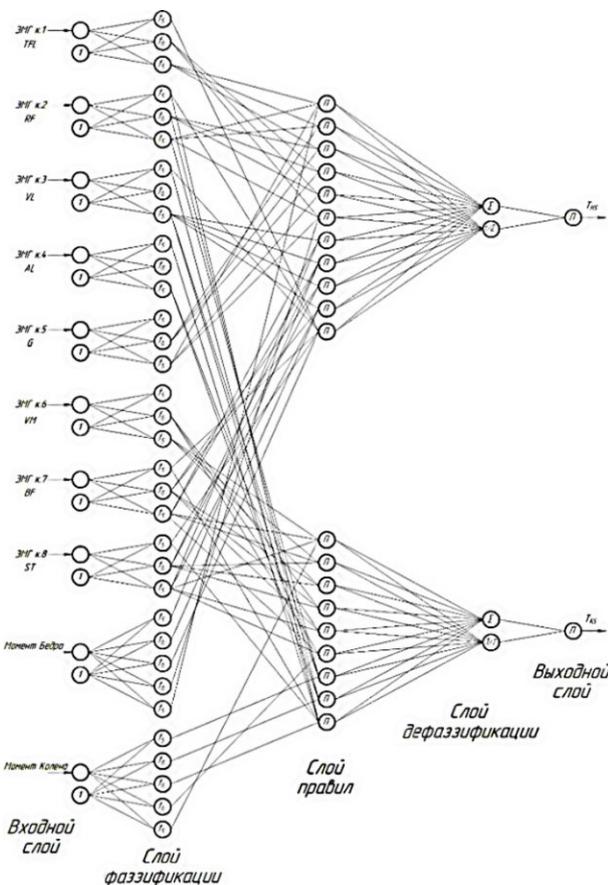


Рис. 8. Архитектура контроллера



веса нейронно-нечеткого контроллера для минимизации функции оценки с использованием алгоритма обратного обучения.

Желаемое движение, необходимое для адаптации контроллера, задается пациентом с помощью датчиков положения. Правила управления корректируются, если указанное пациентом (желаемое) действие и движение, поддерживаемое роботизированным экзоскелетом, отличаются.

Адаптация контроллера проводится примерно в течение 2–3 минут для каждого пациента. Функция оценки для адаптации контроллера записывается следующим образом:

$$E = \frac{1}{2} \left( (q_{ж} - q)^2 + \alpha \sum_{i=1}^n (RMS_{i_{ж}} - RMS_i)^2 \right). \quad (9)$$

В формуле (9)  $q_{ж}$  — желаемый угол в суставе пациента;  $q$  — измеренный угол экзоскелета;  $\alpha$  — коэффициент, изменяющий степень учета минимизации мышечной активности;  $RMS_{i_{ж}}$  — необходимый уровень мышечной активности  $i$ -й мышцы для каждого движения и  $RMS_i$  — измеренный уровень мышечной активности  $i$ -й мышцы.

Минимизация функции оценки с использованием обратного распространения результатов обучения алгоритма позволяет точно организовать необходимый уровень силового сопутствия движению.

Таким образом, описанная система управления будет иметь структуру, представленную на рис. 9.

Конструкция ортеза представляет собой физически связанную с пользователем систему. Активность мышц считывается ЭМГ-устройством, после чего полученные сигналы поступают на блок приема-передачи, который содержит радиомодуль, обеспечивающий беспроводную передачу сигнала на блок вычисления среднеквадратичного значения.

Система управления приводами содержит блоки приводов, их датчиков и контроллеров, а также модуль аварийной блокировки, который тормозит приводы при получении с датчиков тока высокого значения, возникающего при срабатывании механического упора одного из приводов, или при получении команды от оператора через интерфейс пользователя.

Сигналы датчиков положения приводов, в комплекте с сигналами RMS, используются как входные данные для нечеткого контроллера, отвечающего за формирование управляющих сигналов момента, которые должен развить привод.

Штриховыми линиями показаны сигналы, необходимые для адаптации нечеткого контроллера (определение весов). К их числу относятся сигналы с датчиков положения приводов, датчиков положения, расположенных на креплениях пользователя к ортезу, RMS-сигналов от блока преобразования и сигналов желаемой RMS, которые предполагаются известными и задаются оператором.

**Заключение.** В ходе работы была осуществлена разработка реабилитационного тренажера для проведения механотерапии нижних конечностей пациентов в различных периодах травматической болезни спинного мозга и инсульта. Разработанная система обладает рядом существенных отличий от аналогов и может быть рекомендована для экспериментального исследования на разных пациентах, что дало бы ценные результаты для улучшения аспектов экзоскелета и оптимизации для исключительного использования теми слоями населения, ко-

торые не имеют доступа к частным системам медицинской помощи.

#### Библиографический список

1. Воробьев А. А., Засыпкина О. А., Кривоножкина П. С. [и др.]. Экзоскелет — состояние проблемы и перспективы внедрения в систему абилитации и реабилитации инвалидов (аналитический обзор) // Вестник Волгоградского государственного медицинского университета. 2015. № 2 (54). С. 9–17.
2. Riener R. Technology of the Robotic Gait Orthosis Lokomat // Neurorehabilitation Technology; Eds.: Reinkensmeyer D., Dietz V. Springer, Cham. 2016. P. 395–407. DOI: 10.1007/978-3-319-28603-7\_19.
3. Котов С. В., Лиждовой В. Ю., Секерин А. Б. [и др.]. Эффективность применения экзоскелета EchoAtlet для восстановления функции ходьбы у больных рассеянным склерозом // Журнал неврологии и психиатрии им. С. С. Корсакова. Спецвыпуски. 2017. Vol. 117 (10-2). С. 41–47. DOI: 10.17116/jnevro201711710241-47.
4. Esquenazi A., Talaty M., Packer A. [et al.]. The Rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury // American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation. 2012. Vol. 91 (11). P. 911–921. DOI: 10.1097/PHM.0b013e318269d9a3.
5. Савельев В. А., Костюкович Г. А., Кипнис М. Е. Особенности проектирования карданных передач, оснащенных шарнирами равных угловых скоростей // Вестник ГрДУ им. Янки Купалы. Серия 6. 2016. № 1 Техника. С. 50–57.
6. Moore J. K., Hnat S. K., van den Bogert A. J. An elaborate data set on human gait and the effect of mechanical perturbations // PeerJ 3:e918. 2015. 3:e918. DOI: 10.7717/peerj.918.
7. Kirtley C. CGA Normative Gait Database. URL: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/> (дата обращения: 05.06.2020).
8. Дубровский В. И., Федорова В. Н. Биомеханика. Москва: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. 672 с. ISBN 5-305-00101-3.
9. High precision. Drives and systems. 2019/2020. Maxon Motor. 519 p. URL: [https://avi-solutions.com/upload/iblock/79c/maxon\\_motor\\_program\\_2019-20\\_EN.pdf](https://avi-solutions.com/upload/iblock/79c/maxon_motor_program_2019-20_EN.pdf) (дата обращения: 05.06.2021).
10. Серебрянный В. В., Бошляков А. А., Огородник А.И. Импедансное позиционно-силовое управление в роботах и механизмах с кинематическими замкнутыми цепями // Технологии аддитивного производства. 2019. Т. 1, № 1. С. 24–35.
11. He H., Kiguchi K. A study on EMG-based control of exoskeleton robots for human lower-limb motion assist // 6th International special topic conference on information technology applications in biomedicine. 2007. P. 292–295. DOI: 10.1109/ITAB.2007.4407405.
12. Kiguchi K., Esaki R., Fukuda T. Development of a wearable exoskeleton for daily forearm motion assist // Advanced Robotics. 2005. Vol. 19, Issue. 7. P. 751–771. DOI: 10.1163/1568553054455086.

**КОТОВ Евгений Анатольевич**, кандидат технических наук, доцент (Россия), доцент кафедры «Робототехнические системы и мехатроника» Московского государственного технического университета имени Н. Э. Баумана (МГТУ им. Н. Э. Баумана).

SPIN-код: 9101-6397,

AuthorID (РИНЦ): 702474

ORCID: 0000-0001-5693-269X

AuthorID (SCOPUS): 56592683400

Адрес для переписки: kea@bmstu.ru

**ДРУК Александр Дмитриевич**, бакалавр кафедры «Робототехнические системы и мехатроника», МГТУ им. Н. Э. Баумана.

ORCID: 0000-0002-6347-2094

Адрес для переписки: aleksandrdruk@yandex.ru

**КЛЫПИН Дмитрий Николаевич**, старший научный сотрудник НИИ радиоэлектроники и приборостроения Омского государственного технического университета.

SPIN-код: 9881-5316

AuthorID (РИНЦ): 681588

ORCID: 0000-0001-8263-0206

AuthorID (SCOPUS): 37111005000

Адрес для переписки: lan@omgtu.ru

#### Для цитирования

Котов Е. А., Друк А. Д., Клыпин Д. Н. Разработка экзоскелета нижних конечностей человека для медицинской реабилитации // Омский научный вестник. 2021. № 4 (178). С. 91–97. DOI: 10.25206/1813-8225-2021-178-91-97.

Статья поступила в редакцию 22.06.2021 г.

© Е. А. Котов, А. Д. Друк, Д. Н. Клыпин