

На правах рукописи

Федоров Андрей Владимирович

**ПРИБОР АКТИВНО - ПАССИВНОЙ МЕХАНОТЕРАПИИ
ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ
ПОСТТРАВМАТИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ**

Специальность 2.2.12. Приборы, системы и изделия
медицинского назначения

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Курск – 2023

Работа выполнена в Юго-Западном государственном университете на кафедре механики, мехатроники и робототехники

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор,
заслуженный деятель науки РФ

Яцун Сергей Федорович

Официальные оппоненты: **Прохорцов Алексей Вячеславович**
доктор технических наук, доцент,
Тульский государственный университет,
кафедра приборов и биотехнических систем,
заведующий кафедрой (г. Тула)

Рыбак Лариса Александровна
доктор технических наук, профессор,
Белгородский государственный
технологический университет им.
В.Г. Шухова, кафедра технологии
машиностроения, профессор кафедры
(г. Белгород)

Ведущая организация: **Российский государственный
университет имени А. Н. Косыгина**
(г. Москва)

Защита состоится «19» мая 2023 года в 12⁰⁰ часов на заседании объединенного диссертационного совета 99.2.029.03, созданного на базе Юго-Западного государственного университета, Орловского государственного университета имени И.С. Тургенева, Белгородского государственного национального исследовательского университета, по адресу: 305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94, конференц-зал.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Юго-Западного государственного университета и на официальном сайте <https://swsu.ru/upload/iblock/618/w9mjod5omqf43ve3hmk0n3a7n6vfads6/Dissertatsiya-Fedorov-A.V.pdf>

Автореферат разослан «___» _____ 2023 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета

Милостная Наталья Анатольевна

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования. Среди травм нижних конечностей наиболее распространёнными являются травмы дистального отдела голени и лодыжек, составляющие по данным медицинской аналитики от 12,0 до 20,0 % от всех переломов опорно - двигательного аппарата (ОДА), из них в 12-39,8% случаев наблюдаются неудовлетворительные исходы лечения, а длительная нетрудоспособность составляет от 4 до 8 месяцев. Одной из наиболее распространенных травм, получаемых человеком, является повреждение голеностопного сустава при выполнении спортивных, бытовых, производственных упражнений, а также в результате автомобильных аварий. Падение с высоты с приземлением на ноги, в том числе при выполнении прыжков с парашютом, также часто приводит к травмированию голеностопного сустава (ГС). По статистике более половины травм нижних конечностей и около 40% суставных травм составляют травмы голеностопного сустава. Также известно, что 54% переломов и переломо-вывихов голеностопного сустава случаются в молодом возрасте, когда человеку важно сохранять трудоспособность. После травмы происходит длительный процесс лечения и реабилитации, после хирургического вмешательства, реабилитация может быть осложнена длительной неподвижностью сустава. Даже при качественном лечении, травмы голеностопа приводят к инвалидности в 10-12% случаев. Поэтому восстановление функций голеностопного сустава требует индивидуального подхода для каждого пациента. Для снижения процента осложнений в последние годы получил распространение метод непрерывного пассивного движения (НПД). Для его реализации появляются медицинские приборы механотерапии, позволяющие ускорить процесс восстановления больного. В тоже время, в силу влияния изменяющихся неопределённым образом параметров мышечной системы ГС, обеспечить необходимую точность движения стопы пациента по, заданной врачом траектории достаточно сложно, что приводит к снижению эффективности реабилитационного процесса. Поэтому 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, разработка и создание роботизированных аппаратов для посттравматической реабилитации голеностопного сустава, обеспечивающих заданное движение стопы при непрогнозируемом изменении физиологических параметров, является актуальной научно-технической задачей.

Степень разработанности темы исследования.

Во многих странах ведутся работы по созданию приборов и устройств, позволяющих осуществлять посттравматическую реабилитацию человека с помощью аппаратов для пассивной механотерапии ГС. Такой подход

позволяет выполнять движения стопы по заданной врачом индивидуальной программе реабилитации (ИПР). Получили распространение аппараты ОРМЕД FLEX-02, АЗ Ankle СРМ, Kinetec Breva ankle, ARTROMOT SP3. Основой для проведения реабилитационных мероприятий являются «Федеральные клинические рекомендации для реабилитации при повреждениях капсульно-связочных структур голеностопного сустава» (С.П. Миронов, М.Б. Цыкунов, Т.В. Буйлова), разработанные Минздравом РФ совместно с ЦИТО ФГБУ «НМИЦ ТО им. Н.Н. Приорова», ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского», Союзом реабилитологов России.

В тоже время, отмечается, что спастичность и сухожильно-мышечная контрактура, а также другие физиологические особенности ГС могут существенно влиять на характер движения, изменяя первоначально выбранные параметры траектории и искажая планируемые реабилитационные упражнения. В связи с тем, что априорная информация о реальных физиологических свойствах ГС существенно ограничена, система управления движением аппарата для механотерапии должна компенсировать изменение физиологических параметров ГС во время проведения реабилитации и обеспечивать траекторию движения с заданной точностью, являясь, адаптивной системой управления. Фундаментальные исследования адаптивных систем управления получают широкое распространение в работах Андриевского Б.Р., Букова В.Н., Красовского А.А., Фрадкова А.Л., Якубовича В.А. и других. Показано, что на практике знание законов статистических распределений неопределенных величин зачастую является трудновыполнимым условием, проще задаваться только верхними и нижними границами их распределений и перейти к понятию интервальной неопределенности.

Одним из направлений повышения эффективности приборов механотерапии является применение параллельных манипуляторов, которые за счет высокой жесткости, обеспечивают повышенную точность движения исполнительных элементов. Исследование движения новых манипуляционных механизмов параллельной структуры для поступательных и вращательных движений выполнено в работах Глазунова В.А., Рыбак Л.А., Хейло С.В. и других.

Для оценки эффективности реабилитации пациентов используется комплекс клинических и инструментальных методов, а также опросники для оценки качества жизни и др. Существует несколько систем балльной оценки функционального состояния больных с патологией голеностопного сустава (Ankle Scoring System). Одна из наиболее распространенных из них – шкала Score Kitaoka HB, предложенная Kitaoka(1991), в последующем доработанная (1994) и рекомендованная American Orthopaedic Foot and Ankle Society (Американским обществом патологии стопы и голеностопного сустава) – Clinical Rating Systems for the Ankle-Hindfoot, Midfoot, Hallux, and Lesser Toes (Клиническая рейтинговая система). Для оценки спастичности применяются модифицированные шкалы Эшворта, Тардье, MRCS другие.

В работах, выполненных учеными Военно-медицинской академии имени Кирова С.М. (Коваленко А.П., Ковлен Д.В. и другие) показано, что шкалы MAS и MTS информативны для оценки спастичности. Шкала MTS позволяет выявить нюансы спастичности и признаки нарастания сухожильно-мышечной контрактуры.

В тоже время, при оценке эффективности процесса реабилитации преобладают методы мануального тестирования и диагностики, что не обеспечивает врача объективной информацией о реакции пациента на те, или иные воздействия. Очевидно, что прибор, обеспечивающий выполнение тестовых движений с заданными параметрами и объективно регистрирующий состояние ГС, позволяет врачу обоснованно принимать решения по выбору ИПР пациента.

Таким образом, разработка и создание адаптивных приборов для реабилитации ГС, позволит обеспечить заданную точность движения за счет обработки объективной информации о состоянии голеностопного сустава и, при необходимости, даст возможность корректировать параметры упражнений как пассивных, так и активных форм движения стопы.

Объектом исследования является прибор для активно-пассивной механотерапии и реабилитации больных с травмами голеностопного сустава, реализующий пространственное движение стопы и включающий в себя человеко-машинный интерфейс, адаптивную систему управления, средства измерения и контроля силового взаимодействия стопы пациента и управляемой мобильной платформы прибора.

Предметом исследования являются методы, модели и адаптивный алгоритм управления прибором для реабилитации больных с травмами голеностопного сустава, обеспечивающие эффективный процесс реабилитации.

Цель исследования – повышение эффективности процесса реабилитации с помощью прибора для активно-пассивной механотерапии и реабилитации, обеспечивающего заданную точность за счет адаптивного управления движением стопы, с учетом индивидуальных особенностей ГС пациента.

Задачи исследования. Для достижения поставленной цели были сформулированы следующие задачи:

1. Разработка структуры системы реабилитации ГС на основе роботизированного прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава (АПМГС) с применением управляемой мобильной платформы (УМП), обеспечивающей планирование и реализацию заданных траекторий движения стопы.

2. Разработка метода выбора условий, обеспечивающих допустимые по физиологическим ограничениям траектории движения стопы на основе кинематического и динамического анализа мобильной платформы (УМП) параллельного механизма в активном и пассивном режимах.

3. Разработка метода планирования траекторий движения стопы пациента и модели виртуального шарнира мгновенной оси вращения УМП, пересекающейся с центром голеностопного сустава.

4. Разработка эталонной математической модели, описывающей УМП прибора при движении в активном и пассивном режимах по заданным траекториям, с учетом сило-моментного взаимодействия стопы пациента и УМП.

5. Разработка адаптивного алгоритма управления движением УМП прибора АПМГС как в пассивном, так и активном режимах движения в сагиттальной, фронтальной плоскостях относительно продольной и поперечной осей вращения с учетом корректирующего воздействия и эталонной модели;

6. Разработка системы контроля реакции стопы пациента на УМП прибора АПМГС.

7. Разработка и создание прототипа прибора АПМГС и методики проведения сравнительных экспериментальных исследований АПМГС с применением комплексного интегрального критерия качества реабилитации и сравнение АПМГС с другими способами реабилитации на основе экспертных оценок и шкал MRC, Эшворта, Тардье.

Научную новизну диссертации составляют:

– структура роботизированного прибора АПМГС, отличающаяся от известных наличием блока планирования реабилитационных упражнений, человеко-машинный интерфейс и управляемую мобильную платформу (УМП), выполненную в виде "сендвича" с возможностью измерения и контроля сило-моментного взаимодействия между платформой и стопой пациента, трех линейных электроприводов и устройства фиксации стопы пациента;

– математическая модель, описывающая управляемое движение УМП прибора АПМГС при движении в активном и пассивном режимах реабилитации, отличающаяся от известных наличием модели физиологических ограничений костно-мышечной системы голеностопного сустава и стопы, позволяющая моделировать влияние спастических эффектов на характер управляемого движения мобильной платформы;

– метод выбора условий, обеспечивающих допустимые по физиологическим ограничениям траектории движения стопы на основе кинематического и динамического анализа мобильной платформы (УМП) параллельного механизма в активном и пассивном режимах.

– метод планирования траекторий движения стопы пациента, отличающийся от известных, применением моделей виртуального шарнира и мгновенной оси вращения УМП, пересекающейся с центром голеностопного сустава;

– система контроля реакции стопы пациента на УМП, отличающаяся тем, что применяется «сендвич - панель», в которой силы стопы пациента

контролируются четырьмя датчиками, формирующими сигналы обратной связи для адаптивной системы управления;

– адаптивный алгоритм управления пространственным движением УМП прибора АПМГС, отличающийся от известных тем, что управляющие напряжения формируются на основе эталонной модели и корректирующего сигнала, вычисляемого с учетом отклонений реакции от заданной.

– методика проведения исследований АПМГС с применением комплексного интегрального критерия качества реабилитации на основе экспертных оценок и шкал MRC, Эшворта, Тардье.

Теоретическая и практическая значимость работы.

Разработана структура роботизированного прибора АПМГС; адаптивный алгоритм управления, построенный на принципе суперпозиции сигналов, полученных по эталонной модели и корректирующего сигнала, определяемого по отклонению показаний силовых датчиков от заданных; алгоритмы формирования обратных связей; математические модели прибора АПМГС с учетом характера взаимодействия человека и машины.

На основании проведенных теоретических исследований разработан и создан прототип прибора АПМГС, для расширения реабилитационных процедур и способствующий повышению эффективности реабилитационных мероприятий. Результаты исследования в части математической модели роботизированного АПМГС и алгоритма управления внедрены на кафедре механики, мехатроники и робототехники ЮЗГУ, а также в ВУНЦ ВВС «Военно-воздушной академии им. профессора Н.Е. Жуковского и Ю.А. Гагарина». Использование результатов диссертационной работы на практике подтверждено соответствующими актами о внедрении.

Работа выполнена при поддержке Минобрнауки Российской Федерации в рамках грантов РФФИ №08-08-00438-а, РФФИ №18-08-00773-а, грантов Российского научного фонда №14-39-00008, № 22-39-00008, проекта «Приоритет 2030».

Методология и методы исследования. Научные результаты диссертации получены на основе математического моделирования, теории автоматического управления и механики, биомеханики, а также методов экспериментальных исследований и метода экспертных оценок. Для решения поставленных задач использовались методы проектирования приборов реабилитационного и медицинского назначения. При создании программных продуктов применялись вычислительные пакеты MathCAD, Matlab/Simulink, SolidWorks.

Положения, выносимые на защиту.

1. Структура системы прибора АПМГС, содержащая управляемую мобильную платформу (УМП), три линейных электропривода, устройство фиксации стопы пациента, блок планирования и управления движением УМП и человеко-машинный интерфейс, обеспечивает выбор

индивидуальной программы реабилитации (ИПР) пациента с возможностью корректировки программы реабилитационных упражнений.

2. Адаптивный алгоритм управления прибором АПМГС с учетом метода планирования траекторий движения стопы пациента, как в активном, так и пассивном режимах, основанный на суперпозиции управляющих напряжений, полученных по эталонной модели и обратным связям, обеспечивает точность воспроизведения траектории до 1%.

3. Метод выбора условий, обеспечивающих допустимые траектории движения стопы на основе совпадения виртуального шарнира УМП и голеностопного сустава с применением кинематического и динамического анализа, позволяет синтезировать безопасные для пациента траектории движения стопы.

4. Математическая модель, описывающая управляемое движение УМП с учетом системы контроля реакции стопы пациента, позволяет вычислить эталонное управляющее напряжение, создать виртуальный двойник прибора АПМГС и обеспечить функциональные возможности непрерывной активно-пассивной механотерапии ГС.

Степень достоверности и апробации результатов работы.

Основные теоретические положения и научные результаты диссертационной работы докладывались, обсуждались и получили положительную оценку на всероссийских и международных научных конференциях: «Биотехнология и биомедицинская инженерия» (г.Курск, 2018), «Актуальные вопросы науки и практики» (г.Москва, 2019), «Медико-экологические информационные технологии» (г.Курск, 2020), «Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы» (г.Рязань, 2021 г.), «Инноватика в современном мире: опыт, проблемы и перспективы развития» (г.Уфа, 2022), «Electromechanics and Robotics» (St. Petersburg, 2022), «International Russian Automation Conference, RusAutoCon» (Челябинск, 2022), на научно-технических семинарах кафедры мехатроники, механики и робототехники ЮЗГУ (г. Курск, 2016- 2023).

Публикации. По теме диссертационной работы опубликовано 12 научных работ, из них 4 статьи в рецензируемых научных изданиях, рекомендованных перечнем ВАК Минобрнауки РФ, 3 статьи в изданиях, индексируемых в наукометрической базе Scopus, патент РФ.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, пяти глав, заключения и списка литературы, насчитывающего 69 наименований. Основная часть работы изложена на 149 страницах машинописного текста, содержит 90 рисунков и 17 таблиц.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность темы диссертационной работы, определяются область исследования, цель и задачи, научная новизна и практическая значимость работы. Выделяются основные положения, выносимые на защиту, приводится информация об апробации и общей структуре диссертации.

В первой главе рассмотрены физиологические особенности и анатомия голеностопного сустава (ГС). Показано, что ГС имеет уникальное строение, благодаря которому, человек может выполнять многочисленные виды сложно координированных движений. Повреждения ГС, чаще всего возникают в результате воздействия силы при ушибах и падении с высоты. Сформулированы основные задачи реабилитации голеностопного сустава и проанализированы различные типы методов и средств, используемых для реабилитации ГС, приведена классификация и виды оборудования, применяемого для решения этих задач. Выявлены проблемы, сдерживающие дальнейшее развитие реабилитационного оборудования, которые связаны с тем, что мобильная платформа прибора не обеспечивает, заданное врачом, движение в силу неопределенности физиологических параметров ГС. В большинстве существующих приборов отсутствует система оперативного получения достаточной информации об условиях взаимодействия прибора и стопы человека, и, соответственно, возможность корректировки воздействий на стопу. Отсутствие обратных связей не позволяет обеспечить эффективный процесс реабилитации, особенно осложненный наличием спастичности и контрактуры ГС. Не решенным остается вопрос о методах планирования врачом траекторий движения стопы пациента при применении роботизированных устройств реабилитации. На основании проведенного анализа сформулированы актуальность темы исследований, решаемая проблема, цели и задачи диссертации.

Во второй главе разработана структура роботизированного прибора АПМГС, в состав которой входят: оператор, анализирующий информацию, поступающую из блока контроля физиологических параметров t^0, P, P_s , интерфейс аппаратно-программного комплекса, обеспечивающий ввод индивидуальных параметров пациента $P = (c, \mu, J, h, l_1, l_2)$ и параметров желаемой траектории движения (минимальный и максимальный углы поворота платформы, время выполнения упражнения), управляемая мобильная платформа (УМП). Блок планирования программ реабилитации, который обеспечивает задание параметров ИПР в виде зависимостей углов поворота стопы от времени ($\bar{\lambda}^* = (\varphi^*(t), \psi^*(t), \theta^*(t)), \bar{R}^* = (R_1, R_2, R_3) T = (T_1, T_2, T_3)$), блок решения прямой задачи кинематики (ПЗК) преобразовывает $\bar{\lambda}^* \Rightarrow \bar{l}$ ($\bar{l} = (l_1, l_2, l_3)$ длины звеньев электроприводов), блок обработки сигналов сравнивает желаемые значения $\bar{\lambda}^*$ и \bar{R}^* с реальными $\bar{\lambda}$ и \bar{R} , блок управления,

обеспечивает расчет управляющих напряжений $\bar{u} = (u_1, u_2, u_3)$ по эталонной модели $\bar{\lambda}^*, \bar{R}^*$ и по корректирующим отклонениям $\Delta\bar{\lambda} = \bar{\lambda}^* - \bar{\lambda}$, $\Delta\bar{R} = \bar{R}^* - \bar{R}$.

Датчики положения определяют реальное значение вектора \bar{l} , датчики сило - моментного взаимодействия УМП определяют реакции \bar{R} , далее значения вектора \bar{l} поступают в блок ОЗК, где определяется $\bar{\lambda}$. Зависимости $\bar{\lambda}(t)$ и $\bar{R}(t)$ в виде графиков поступают на монитор интерфейса и контролируются врачом (рисунок 1).

Интерфейс программы для выбора режима реабилитационной механотерапии (рисунок 2) позволяет выбрать режим реабилитационной механотерапии, задать параметры работы прибора $\bar{\lambda}^*$ и значения предельных реакций между стопой и мобильной платформой $\bar{R}^*(t)$. Все подсистемы АПМГС обеспечивают взаимодействие врача и пациента, как в активных, так и в пассивных режимах реабилитации пациента. Задающие законы движения стопы пациента, определяемые положением мобильной платформы $\varphi^*(t), \psi^*(t), \theta^*(t)$, формируются в блоке выбора программ. Блок управления формирует управляющие напряжения \bar{u} по двухканальной схеме исходя из принятой в работе стратегии, основанной на том, что:

$$\bar{u} = \bar{u}^* + \Delta\bar{u}$$

где \bar{u}^* -управляющее напряжение, рассчитанное по эталонной модели; $\Delta\bar{u}$ - корректирующее напряжение.

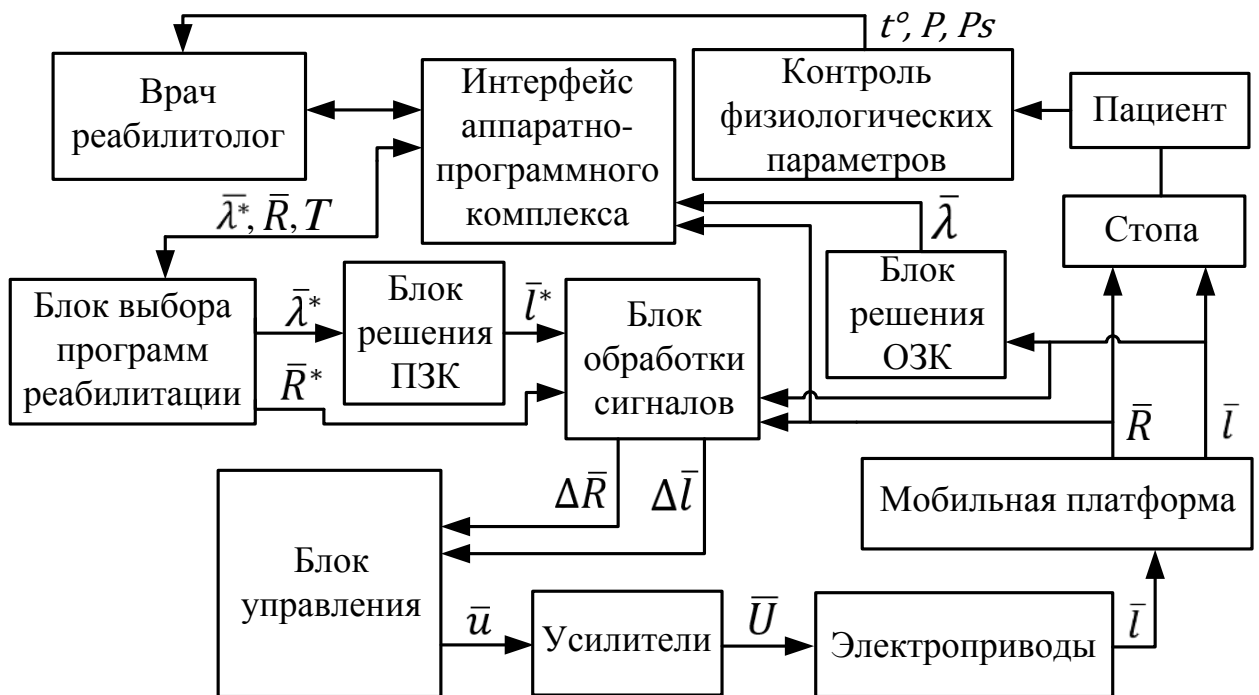


Рисунок 1 – Структурная схема роботизированного прибора АПМГС

Выбор режима работы:	Выбор параметров режима работы:
Движение в одной плоскости	Подошвенное - тыльное сгибание, ° <input type="text"/> - <input type="text"/>
Движение в двух плоскостях поочередно	Пронация - супинация, ° <input type="text"/> - <input type="text"/>
Движение в двух плоскостях попарно	Предельная сила взаимодействия, Н <input type="text"/>
Круговое движение	Количество повторений <input type="text"/>
Настроить режим работы	
	Скорость работы:
	<input type="range" value="5"/>
	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	<input type="button" value="Загрузить режим работы"/>

Рисунок 2 – Интерфейс программы для выбора режима реабилитационной механотерапии

На рисунке 3 приведена схема управляемой мобильной платформы (УМП) прибора АПМГС. Для реализации «виртуального шарнира» платформы и обеспечения пересечения осей вращения мобильной платформы в центре ГС (зона контакта берцовой и таранной костей) применяется механизм параллельной кинематики (ПК) в основе которого, лежат три линейных электропривода.

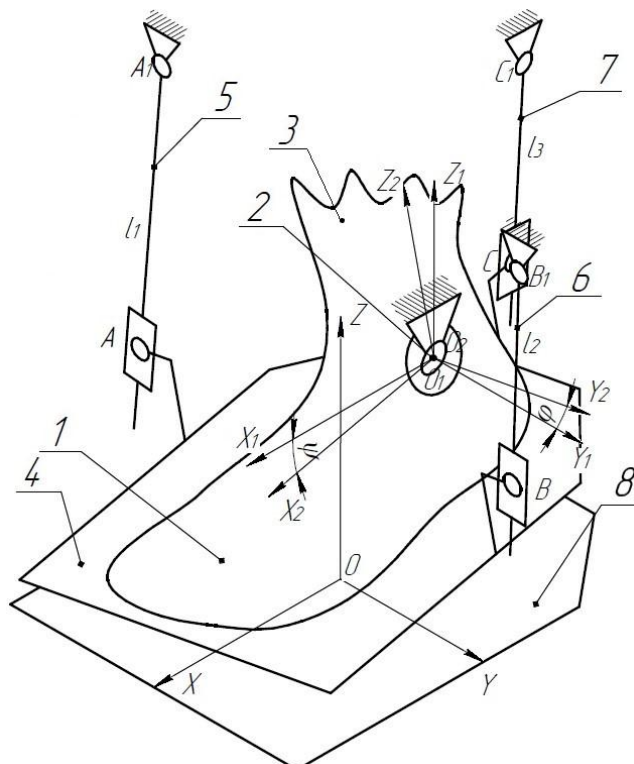


Рисунок 3 – Кинематическая схема управляемой мобильной платформы (УМП), где 1 – стопа пациента; 2 – голеностопный сустав O_1 и «виртуальный шарнир» платформы O_2 ; 3 – голень; 4 – мобильная платформа; 5 – линейный привод 1 (l_1); 6 – линейный привод 2 (l_2); 7 – линейный привод 3 (l_3); 8 – платформа в исходном положении

Для установления связей между угловыми перемещениями мобильной платформы АПМГС и длиной линейных приводов ПМ разработана математическая модель, позволяющая выполнять кинематический и динамический анализ мобильной платформы (УМП) и определять положение и углы мобильной платформы, а также скорость и ускорение в зависимости от длин звеньев электроприводов.

Метод выбора условий, обеспечивающих допустимые по физиологическим ограничениям траектории движения стопы на основе кинематического и динамического анализа мобильной платформы (УМП) параллельного механизма в активном и пассивном режимах основан на том, что при выполнении реабилитационных мероприятий «виртуальный шарнир» платформы, расположенный в точке O_2 должен оставаться неподвижным и, соответственно, все движения платформы должны происходить вокруг данной точки, которая является центром вращения УМП.

Реабилитация ГС возможна при условии, что центр вращения ГС, обозначенный на схеме O_1 , должен совпадать с центром виртуального шарнира УМП O_2 . Таким образом, радиус-векторы, определяющие положение этих точек должны быть равны $\bar{r}_{O_1} = \bar{r}_{O_2}$. В тоже время, в реальных условиях между векторами существует некоторое допустимое отклонение

$$\Delta\bar{r} = \bar{r}_{O_1} - \bar{r}_{O_2}.$$

Траектории движения мобильной платформы, удовлетворяющие условию $\frac{|\Delta\bar{r}|}{|\bar{r}_{O_1}|} = \varepsilon \leq 0,01$ получили название: допустимые траектории.

Кинематический анализ управляемой мобильной платформы (УМП) позволяет решить, как прямую (ПЗК), так и обратную задачи кинематики (ОЗК), а также сформулировать задачу о планировании допустимых траекторий движения мобильной платформы.

В третьей главе разработана эталонная математическая модель взаимодействия стопы пациента и мобильной платформы АПМГС. Стопа воздействует на платформу в виде распределенной нагрузки, с переменным пятном контакта, поэтому предложено заменить распределенную систему сил сосредоточенными.

На рисунке 4 представлена схема взаимодействия мобильной платформы и стопы пациента. Система координат ZOX связана с основанием аппарата и является глобальной, а система координат $Z_1O_1X_1$ связана с управляемой мобильной платформой (УМП). Точки А и D находятся в местах контакта костной системы и платформы, точки В и С находятся в местах соединения мягких тканей с костной системой.

На УМП действуют моменты со стороны электроприводов и моменты реакций стопы пациента. Принято, что стопа соприкасается с платформой в зоне пяточной кости и плюсневого сустава, вместе они образуют костную систему, которая при помощи мышечных тканей связана с подошвенной

стороной стопы. Индивидуальные геометрические особенности стопы пациента h , l_i определяют положение голеностопа. Эти параметры также влияют на момент реакции стопы пациента $M_{O_2}(R_\psi) = \sum_{i=1}^n R_i l_i$.

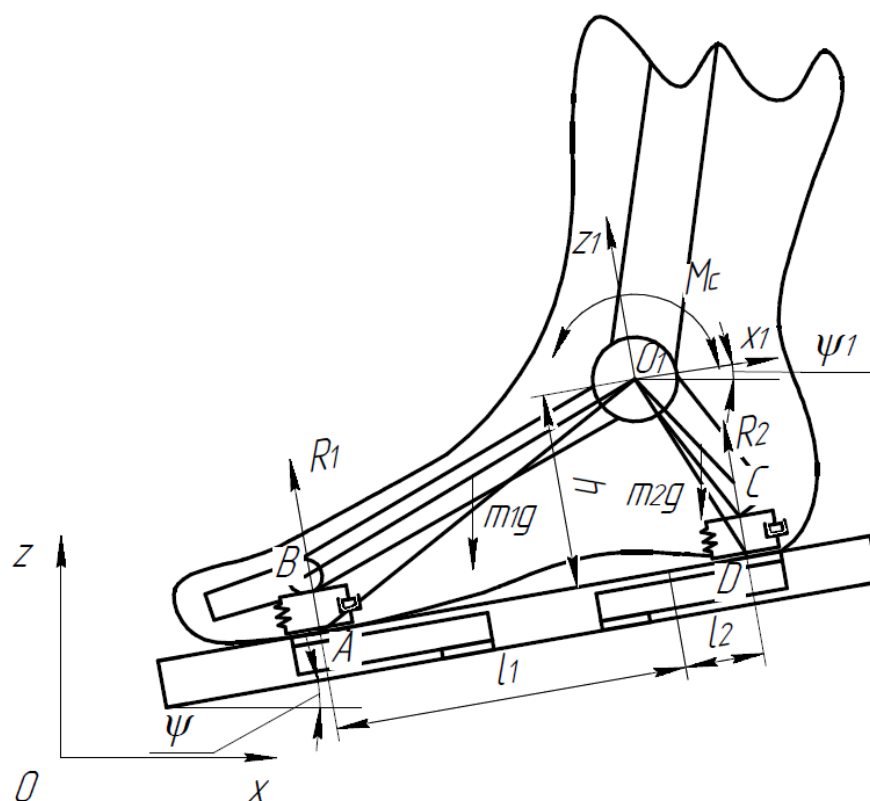


Рисунок 4 – Схема взаимодействия стопы пациента и мобильной платформы в сагиттальной плоскости

Также, предложена система контроля реакций, реально действующих при проведении упражнений и являющихся мерой механического взаимодействия мобильной платформы аппарата и стопы человека. Мобильная платформа, выполненная в виде «сендвича», состоит из верхней и нижней панелей, связанных между собой датчиками, контролирующими силу. Принцип работы устройства основан на том, что при возникновении относительного перемещения одной панели относительно другой, возникает деформация упругих элементов, которая регистрируется соответствующим чувствительным элементом, что позволяет осуществлять непрерывный контроль сил, действующих на стопу пациента со стороны мобильной платформы в четырех точках.

В четвертой главе разработана структурная схема системы управления прибором АПМГС, представленная на рисунке 5. В системе управления реализован адаптивный алгоритм вычисления управляющих напряжений. По заданным параметрам ИПР (минимальные и максимальные значения углов поворота мобильной платформы, время выполнения упражнения), блок выбора программы (БВП) вычисляет закон изменения

углов поворота УМП $\bar{\lambda}(t)^*$ и допустимые значения реакций $\bar{R}^*(t)$. С помощью эталонной модели (ЭМ) вычисляется управляющее напряжение \bar{u}^* . Одновременно сигнал $\bar{\lambda}(t)^*$ поступает в блок решения прямой задачи кинематики (ПЗК), где рассчитываются необходимые длины электроприводов \bar{l}^* . В блоках сравнения определяются отклонения реальных параметров от заданных, эта информация поступает в блок управления (БУ), где формируется управляющее напряжение \bar{u} , которое поступает на усилитель мощности (УМ) и, далее, на электроприводы (ЭП), которые приводят в движение управляемую мобильную платформу (УМП). Возмущающие воздействия (ВВ), связанные со спастичностью и контрактурой влияют на характер движения ЭП компенсируются корректирующим напряжением $\Delta \bar{u}$, которое компилируется с эталонным напряжением \bar{u}^* .

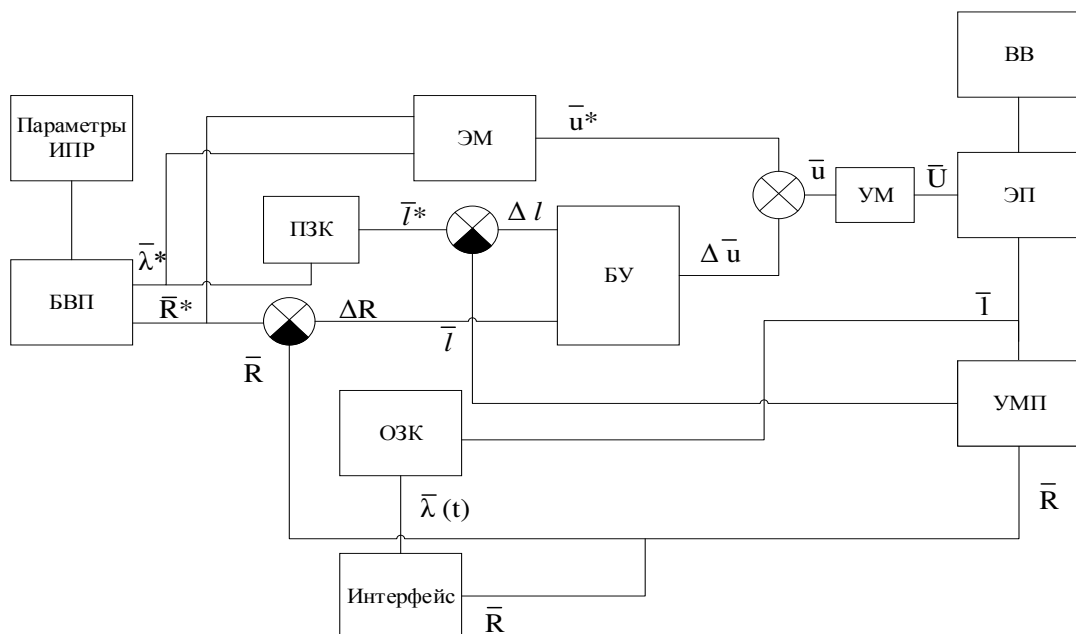


Рисунок 5 – Структурная схема системы управления АПМГС

Измеряемые датчиками положения длины электроприводов $\bar{l}(t)$, поступают в блок сравнения, а также в блок обратной задачи кинематики (ОЗК) и далее в виде графической информации $\bar{\lambda}(t)^*$ поступают в интерфейс для визуализации реального движения УМП. Также разработан метод планирования допустимых траекторий движения стопы, основанный на том, что мгновенная ось вращения мобильной платформы виртуальный шарнир все время проходит через ГС. Зависимость угла поворота в сагиттальной плоскости от времени представлена в виде полинома пятого порядка

$\psi(t) = \sum_{i=0}^5 a_i t^i$; значения угловой скорости вычисляются по формуле:

$\dot{\psi}(t) = \sum_{i=0}^5 a_i i t^{i-1}$ и ускорения по формуле $\ddot{\psi}(t) = \sum_{i=0}^5 a_i i(i-1) t^{i-2}$. Постоянные a_i

определяются из граничных условий: $t=0$; $\psi(0) = \psi_0$; $\dot{\psi}(0) = 0$; $\ddot{\psi}(0) = 0$ и, при $t=T$; $\psi(T) = \psi_k$; $\dot{\psi}(T) = 0$; $\ddot{\psi}(T) = 0$. Врач задает начальное положение и конечное положение стопы $\psi(0) = \psi_0$, $\psi(T) = \psi_k$, а алгоритм блока выбора программ вычисляет постоянные a_i и формирует желаемый закон изменения углов поворота стопы в той или иной плоскости. На рисунке 6 представлена зависимость угла поворота платформы от времени в сагиттальной плоскости для: $\psi(0) = 0$, $\psi(T_1) = 40^\circ$, $T_1 = 4\text{с}$. Задавая желаемый закон изменения угла поворота $\psi(t)$, скорости $\dot{\psi}(t)$ и ускорения $\ddot{\psi}(t)$ по эталонной модели можно рассчитать - управляющее напряжение u^* . Для этого применяется уравнение вида (сагиттальная плоскость):

$$u^* = L \frac{d(J_\psi \ddot{\psi} + \mu_\psi \dot{\psi} + M(R_\psi))}{C_M dt} + \frac{(J_\psi \ddot{\psi} + \mu_\psi \dot{\psi} + M(R_\psi))}{C_M} R + C_{\dot{\psi}} \dot{\psi},$$

где $L, C_M, C_{\dot{\psi}}, J_\psi, \mu_\psi, R$ - параметры мобильной платформы и электроприводов; $M(R_\psi)$ - момент реакции стопы пациента; $\ddot{\psi}, \dot{\psi}, \psi$ - желаемые ускорение, скорость и угол поворота мобильной платформы в сагиттальной плоскости.

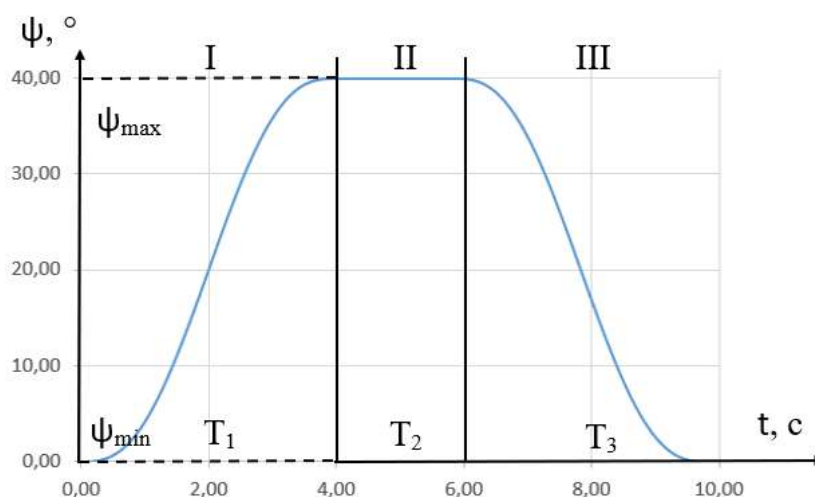


Рисунок 6 – Зависимость угла поворота стопы от времени в сагиттальной плоскости (скорость - 0,175 рад/с, цикл – 0°-40° время цикла (0°-40°) – 4 с)

I – Тыльное сгибание; II – Остановка; III – Подошвенное сгибание;

T_1 – Время тыльного сгибания; T_2 – Время остановки; T_3 – Время подошвенного сгибания;

$\psi_{min} = 0^\circ$ – минимальный угол поворота;

$\psi_{max} = 40^\circ$ – максимальный угол поворота

Расчет корректирующего напряжения осуществляется по формулам:

$$\Delta \bar{u} = k \Delta \bar{l}, \text{ если } \bar{R} < \bar{R}^* ;$$

$$\Delta \bar{u} = -\bar{u}^*, \text{ если } \bar{R} > \bar{R}^* .$$

Для настройки параметров регулятора $k = \begin{vmatrix} k_{11} & 0 & 0 \\ 0 & k_{22} & 0 \\ 0 & 0 & k_{33} \end{vmatrix}$ применяется

квадратичный интегральный критерий K :

$$K = \frac{1}{T} \int_0^T (\Delta l Q \Delta l^T + \bar{u} N \bar{u}^T) dt \Rightarrow \min ,$$

где T - время выполнения реабилитационного упражнения; $\bar{\varepsilon}$ - вектор допустимых отклонений длины электроприводов; Q, N - матрицы размерности 3×3 ; ($\bar{R}(t) < \bar{R}^*, \Delta \bar{l} < \bar{\varepsilon}$). Уровень реакции опоры $\bar{R}(t)$ при выполнении упражнений позволяет оценить воздействие АПМГС на стопу пациента с учетом скорости, амплитуды углового перемещения, длительности локомоторного цикла.

В пятой главе приведены результаты исследований процесса реабилитации на прототипе АПМГС. В работе для оценки эффективности реабилитационных мероприятий применены оценочные шкалы, которые позволяют дать объективную оценку первоначального состояния пациента, оценку динамики состояния пациента, определить реабилитационный потенциал и эффективность реабилитации.

Для оценки состояния мышц используются следующие шкалы: шкала силы мышечного сокращения и объема произвольных движений (Medical Research Counsile Scale — MRCS), модифицированная шкала Эшворта (Modified Ashword Scale — MAS) и модифицированная шкала Тардьё (Modified Tardieu Scale — MTS). Эти шкалы опробованы при обследовании 12 пациентов с травмой голеностопа и 17 с хроническими артритами. В качестве контрольных использовались ретроспективные результаты реабилитации пациентов, проходивших тренинг в реабилитационном центре с применением 1) Фиксирующая повязка ($\Phi П$); 2) Стационарные активные тренажеры ($АТ$); 3) АПМГС.

В работе для оценки эффективности медицинской реабилитации разработан интегральный критерий, на основе которого можно определить изменения медико-социального показателя процесса реабилитации, а также оценить чувствительность состояния больного к реабилитационным мероприятиям.

Рассматривались три способа проведения реабилитации:

- 1) Фиксирующая повязка ($\Phi П$);
- 2) Стационарные активные тренажеры ($АТ$);

3) АПМГС.

Интегральный критерий I_j получен по формуле:

$$I_j = \sum_{i=1}^{11} \frac{K_p^i}{K_p^{\max}} \cdot \xi_{ij},$$

где $j = \text{ФП, АТ, АПМГС}$; ξ_{ij} - относительный i -й показатель, соответствующий экспертной оценке способа реабилитации j , K_p^i - релевантность i -го показателя, K_p^{\max} - максимальное значение релевантности.

При проведении исследований для оценки качества процесса реабилитации и их релевантности были выбраны соответствующие показатели качества, которые оценивались экспертами по десятибалльной шкале: X1 - угол диапазона пассивного движения конечности на медленной скорости MTS V1 до полной остановки (превышение предельного значения реакции опоры) по MTS; X2 - угол остановки движения конечности на высокой скорости V3 по MTS; X3 - угол активного движения в суставе за счет работы мышц-антагонистов по MTS; X4 - угол утомляемости мышцы (измеряется через 15 с работы мышц-антагонистов спастичности по MTS; X5 - результаты реализации отдельных частей ИПР; X6 - полнота выполнения мероприятий, указанных в ИПР; X7 - степень соответствия достигнутых результатов реабилитационному потенциалу; X8 - индекс Тардье (степень мышечной реакции (Y) в баллах и угол, на котором достигается мышечная реакция (X) в градусах); X9 - угол пассивного сгибания за 1 с по MAS. X10 - реакция опоры R_{V1} по MRCS; X11 - реакция опоры R_{V3} по MRCS.

Интегральные критерии качества проведения реабилитации по трём способам представлены в таблице 1.

Таблица 1

Интегральный критерий качества проведения реабилитации

Интегральный показатель	Фиксирующая повязка (ФП)	Стационарные активные тренажеры (АТ)	АПМГС
I_j	22,5	28,8	64,3

Анализ полученных результатов позволяет сделать вывод, что прибор для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава (АПМГС) по интегральному критерию качества оказывается наиболее эффективным средством для реабилитации голеностопного сустава.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основе проведенных исследований и обобщений в диссертации получены следующие научные и практические результаты:

1. Разработана структура системы реабилитации голеностопного сустава (ГС) на основе роботизированного прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава (АПМГС), обеспечивающая планирование и реализацию заданных траекторий движения стопы с возможностью контроля сило - моментного взаимодействия за счет того, что УМП выполнена в виде «сендвича».

2. Разработан метод выбора условий, обеспечивающих допустимые по физиологическим ограничениям траектории движения стопы на основе кинематического и динамического анализа мобильной платформы (УМП) параллельного механизма в активном и пассивном режимах.

3. Разработан метод планирования траекторий движения стопы пациента и модели виртуального шарнира мгновенной оси вращения УМП, пересекающейся с центром голеностопного сустава.

4. Разработана эталонная математическая модель, описывающая движение УМП по заданному закону изменения угла поворота стопы с соответствующими граничными условиями с учетом сило - моментного взаимодействия стопы пациента и УМП и свойств электроприводов.

5. Разработан адаптивный алгоритм управления движением УМП прибора АПМГС как в пассивном, так и активном режимах движения с учетом суперпозиции управляющих напряжений на основе эталонной модели и корректирующих воздействий, определяемых по отклонениям реальных углов поворота от заданных, обеспечивающий безопасный режим выполнения реабилитационных упражнений при наличии спастичности и контрактуры мышц пациента.

6. Разработана система контроля, определяющая реакцию стопы пациента на УМП, которая выполнена в виде связанных панелей, образующих «сендвич», что обеспечивает возможность контроля сило-моментного взаимодействия УМП и стопы пациента в четырех точках.

7. Разработаны прототип прибора АПМГС и методика проведения сравнительных экспериментальных исследований по комплексному интегральному критерию качества реабилитации с применением шкал MRC, Эшворта, Тардые, доказавшие возможность применения параллельного механизма для УМП, что обеспечило высокую эффективность разработанного прибора.

Рекомендации. Результаты диссертационного исследования могут быть использованы для решения задач повышения качества систем реабилитации голеностопного сустава.

Перспективы дальнейшей разработки темы. Применение аппарата активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава на основе управляемой мобильной платформы в сочетании с сило-моментным

очувствлением, позволяет повысить точность реабилитационных мероприятий и тем самым обеспечить высокую эффективность процесса реабилитации.

СПИСОК НАУЧНЫХ РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в рецензируемых научных журналах из перечня ВАК:

1. Карлов, А. Е., Постольный, А. А., **Федоров, А. В.**, Яцун, С. Ф. Моделирование экзоскелета с гибридным линейным гравитационным компенсатором // Известия Юго-Западного государственного университета. – 2020. – № 24(3). – С.66-78.
2. Печурин, А. С., **Федоров, А. В.**, Яцун, А. С., Яцун, С. Ф. Математическое моделирование ходьбы человека в реабилитационном экзоскелете с помощью метода видеоанализа походки // Известия Юго-Западного государственного университета. – 2022. – №25(3). – С.27-40.
3. Князев А.А., **Федоров А.В.**, Яцун А.С. Алгоритм управления движением исполнительного механизма прибора для активно-пассивной механотерапии голеностопного сустава // Известия Юго-Западного государственного университета. – 2022. – № 26(3). С.86-98.
4. Князев А. А., Яцун С. Ф., **Федоров А.В.** Управление прибором для механотерапии голеностопного сустава // Медицинская техника. – 2022. – №6. – С.14-17.

Публикации, индексируемые в международной научнометрической базе Scopus

5. Pechurin, A. S., Jatsun, S. F., **Fedorov, A. V.**, Jatsun, A. S. Studying the Two-Legged Walking System with Video Capture Methods. In Climbing and Walking Robots Conference. Springer, Cham, 2021. – Pp. 3-12.
6. Jatsun, S., Yatsun, A., **Fedorov, A.**, Saveleva, E. Simulation of Static Walking in an Exoskeleton. Electromechanics and Robotics. Springer, Singapore, 2022. – Pp. 49-60.
7. Jatsun, S., Knyazev, A., **Fedorov, A.** Control of the Active-Passive Ankle Mechanotherapy Device Proceedings // International Russian Automation Conference. – 2022. –Pp. 739-743.

Научные работы, опубликованные в других изданиях РИНЦ

8. Дмитриев, В. А., **Фёдоров, А. В.**, Аль, М. Х. Х. (2019). Анализ качественных показателей промышленного экзоскелета на основе комплекса критериев // Вопросы методологии естествознания и технических наук: современный контекст. – 2019. – С.131-135.
9. Антипов, В. М., Карлов, А. Е., **Фёдоров, А. В.**, & Аль, М. Х. Х. Распределение энергозатрат в системе человек-экзоскелет // Вопросы

методологии естествознания и технических наук: современный контекст. – 2019. – С.109-112.

10. **Фёдоров А. В.** Князев А.С., Яцун А.С. Применение модифицированной шкалы Тардье для анализа спастичности с помощью аппарата для пассивной механотерапии голеностопного сустава // Актуальные вопросы современной науки и практики: сборник научных статей по материалам международной научно-технической конференции. – Москва, 2022. – С.73-80.

11. **Фёдоров А. В.** Анализ качественных показателей аппарата для пассивной механотерапии голеностопного сустава на основе комплекса критериев // Инноватика в современном мире: опыт, проблемы и перспективы развития: сборник научных статей по материалам международной научно-технической конференции. – Уфа, 2022. – С.20-24.

Патент на полезную модель

12. Патент № 210251 Российская Федерация. МПК А61Н 1/0266. Устройство для реабилитации пациентов с нарушением функций голеностопного сустава / **Фёдоров А. В.**, Яцун С.Ф. и др. №2021113870., заявл.17.05.2021, опубл. 04.04.2022. Бюл. № 10.

Подписано в печать __. __. __. Формат 60x84 1/16.

Бумага офсетная. Печ. л. 1,0.

Тираж 120 экз. Заказ __.

Воронежский государственный технический университет.
394026, г. Воронеж, Московский проспект, 14.